

# THÈSE

PRÉSENTÉE À

## L'UNIVERSITÉ BORDEAUX I

ÉCOLE DOCTORALE DE MATHÉMATIQUES ET D'INFORMATIQUE

Par **Hugo Balacey**

POUR OBTENIR LE GRADE DE

**DOCTEUR**

SPÉCIALITÉ : INFORMATIQUE

---

**MISE EN PLACE D'UNE CHAÎNE COMPLÈTE D'ANALYSE DE L'ARBRE  
TRACHÉO-BRONCHIQUE À PARTIR D'EXAMEN(S) ISSUS D'UN SCANNER-CT : DE LA  
3D VERS LA 4D**

---

**Soutenu le** : 28 février 2013

**Après avis des rapporteurs** :

Professeur Philippe Joly

Professeur Pierre-Yves Brillet

**Devant la commission d'examen composée de** :

Professeur Pascal Desbarats ..... Président

Professeur François Laurent ..... Directeur de thèse

Professeur Jean-Philippe Domenger ..... Directeur de thèse

Maître de conférences Bertrand Kerautret Examinateur



# Glossaire

**ATB** : l'Arbre Trachéo-Bronchique est l'ensemble des structures véhiculant l'air inspiré et expiré, entre le larynx et les alvéoles pulmonaires. 12, 16–19, 30–32, 34–36, 38–43, 45–48, 50–54, 62, 66–72, 77, 82, 85–89, 103, 106, 108–110, 114, 115, 122, 128, 129

**DACLoG** : *Detection Area Computed by Laplacian of Gaussian* (détection de surface calculée par le Laplacien d'une gaussienne) méthode d'extraction de la paroi bronchique. 100–102, 122

**LA** : *Lumen Area* éq. à la lumière bronchique. 9, 10, 29, 31, 34, 55, 56, 62, 63, 100, 102, 106, 120, 126

**LoG** : *Laplacian of Gaussian* (laplacien d'une gaussienne) méthode de détection de contours. 39

**MPOC** : ce sigle correspond aux Maladies Pulmonaires Obstructives Chroniques. 9, 31

**OBLS** : *Outer Bronchial Lumen Surface* (surface extérieur de la lumière bronchique) contribution aux méthodes pour l'extraction de la lumière bronchique. 93, 94, 97, 100

**PCRG** : *Predicate Constraint Region Growing* (accroissement de région contrainte par un prédicat) contribution aux méthodes pour l'extraction de l'arbre trachéo-bronchique. 71, 74, 78, 80, 103

**Physiopathologie** : est la discipline biologique qui traite des dérèglements de la physiologie, c'est-à-dire les dérèglements du mode de fonctionnement normal des éléments constitutifs du corps humain, d'un animal ou d'un végétal. La physiopathologie envisage à la fois les mécanismes physiques, cellulaires ou biochimiques qui conduisent à l'apparition d'une maladie et les conséquences de celle-ci. 31

**POBLS** : *Probes from Outer Bronchial Lumen Surface* (sonde issues de la surface extérieur de la lumière bronchique) contribution aux méthodes pour l'extraction de la paroi bronchique. 100–103, 122

**PSF** : *Point Spread Function* éq. à la fonction d'étalement du point image par rapport au point réel acquis. 37, 60

**RG** : *Region Growing* (accroissement de région) méthode d'extraction de l'arbre trachéo-bronchique. 41

**SNR** : *Signal Noise Ratio* éq. au rapport signal sur bruit. 23, 27, 37

**SRG** : *Standard Region Growing* éq. accroissement de région standard) qui est une méthode d'extraction de l'arbre trachéo-bronchique. 41, 42, 51, 67, 69, 71, 74, 76–81, 88

**TA** : *Total Area* éq. à la surface totale défini par la lumière et la paroi bronchique. 55

**TDM** : TomoDensitoMétrie : technique d'imagerie médicale qui consiste à mesurer l'absorption des rayons X par les tissus puis reconstruire des images 2D ou 3D des structures anatomiques. 9, 14, 15, 19, 29, 35

**UH** : l'Unité Hounsfield est une échelle quantitative associant un tissu à une densité d'absorption. 15, 23

**VAI** : les Voies Aériennes Inférieures sont un ensemble d'organes permettant l'acheminement de l'air des voies aériennes supérieures, jusqu'aux alvéoles pulmonaires. 12, 13, 32

**VAS** : les Voies Aériennes Supérieures sont un ensemble d'organes permettant l'accès et le filtrage de l'air dans le corps humain. 12, 13, 32

**WA** : *Wall Area* éq. à la paroi bronchique. 9, 10, 29, 31, 34, 55, 56, 62, 63, 100–102, 106, 120

# Remerciements

À ma femme Cynthia, à mon fils Zuko et à la cvt qui ont su me supporter durant ces trois années...

# Résumé de la thèse

---

Mise en place d'une chaîne complète d'analyse de l'arbre trachéo-bronchique à partir d'examen(s) issus d'un scanner-CT : de la 3D vers la 4D

---

Afin de répondre au problème de santé publique que représente l'asthme, l'imagerie tomodensitométrique associée aux traitements informatiques permettent la quantification et le suivi des dommages subis par les bronches. Le but de l'imagerie bronchique, lors d'un examen de type scanner-CT de disposer de mesures fiables et reproductibles des différents paramètres bronchiques qui sont des marqueurs de l'importance de la pathologie et de son évolution sous traitement. Ces marqueurs correspondent à deux mesures (LA (Lumen Area) et WA (Wall Area)) prises sur des coupes perpendiculaires à la bronche. La mise en place d'une chaîne de traitements constitué de maillons d'extraction et de squelettisation de l'arbre trachéo-bronchique permet l'obtention de tels mesures. Durant cette thèse nous nous sommes focalisés sur la création d'une chaîne de traitements en proposant une contribution sur deux maillons de cette chaîne en trois étapes. Notre chaîne de traitement est modulable est adaptée au travail en 4D (différentes phases respiratoires) et a fait l'objet d'une implémentation logiciel intitulée Neko4D.

---

**Mots-clés** : segmentation d'images, imagerie médicale, analyse d'images pulmonaires, extraction de l'arbre trachéo-bronchique, squelettisation, mesures en section bronchique.

---

# Table des matières

<b>Introduction générale</b>	<b>11</b>
<b>I Chaîne d'analyse de l'ATB</b>	<b>12</b>
<b>1 Domaine</b>	<b>13</b>
1.1 Éléments d'anatomie . . . . .	13
1.1.1 Conventions anatomiques . . . . .	15
1.1.2 Identification des éléments anatomiques composant l'image . . . . .	16
1.1.3 Les voies aériennes inférieures (VAI) . . . . .	16
1.1.3.1 La trachée . . . . .	16
1.1.3.2 Les bronches . . . . .	16
1.1.3.3 Nomenclatures . . . . .	17
1.1.4 Les pathologies . . . . .	18
1.1.4.1 Rétrécissement focalisé . . . . .	18
1.1.4.2 Dilatation des bronches . . . . .	19
1.1.4.3 Déformations de l'ATB d'origine infectieuse ou post-thérapeutique . . . . .	20
1.2 Imagerie TDM . . . . .	20
1.2.1 Principe de la radiologie . . . . .	21
1.2.1.1 Le rayonnement électromagnétique . . . . .	21
1.2.1.2 Interaction des photons avec la matière . . . . .	23
1.2.1.3 La radiographie . . . . .	24
1.2.1.4 La tomographie par rayon X . . . . .	24
1.2.2 Les paramètres . . . . .	24
1.2.2.1 Les paramètres d'acquisition . . . . .	25
1.2.2.2 Les paramètres de reconstruction . . . . .	27
1.2.3 Signal et Bruit . . . . .	27
1.2.4 Les principaux artefacts en TDM . . . . .	28
1.2.4.1 Les artefacts liés au patient . . . . .	28
1.2.4.2 Les artefacts liés au patient et à l'appareillage . . . . .	29
1.2.4.3 Problèmes spécifiques à l'imagerie des bronches . . . . .	30
1.2.5 Acquisition au cours du temps . . . . .	30
1.2.6 Synthèse des différents bruits et artefacts présent dans les images issues du scanner-CT . . . . .	31

1.3	Chaîne de traitements . . . . .	32
1.4	Analyses . . . . .	32
1.5	Conclusion . . . . .	33
<b>2</b>	<b>État de l'art</b>	<b>35</b>
2.1	Extraction de l'ATB . . . . .	35
2.1.1	Chaîne de traitements pour la segmentation de l'ATB . . . . .	36
2.1.1.1	Pré-traitement des images scanner . . . . .	36
2.1.1.2	Classification des voxels de différentes intensités . . . . .	41
2.1.2	Conclusion sur les méthodes d'extractions de l'ATB . . . . .	44
2.2	Squelettisation de l'ATB . . . . .	45
2.2.1	Méthodes basées sur l'amincissement successif des régions . . . . .	46
2.2.2	Méthodes basées sur l'utilisation de la distance géodésique à un point source . . . . .	47
2.2.3	Méthodes basées sur le calcul analytique . . . . .	49
2.2.4	Méthodes de squelettisation d'objets non-connexes . . . . .	50
2.2.5	Conclusion sur les méthodes de squelettisation . . . . .	51
2.3	Mesures en section bronchique . . . . .	53
2.3.1	Création des coupes-R le long des axes du squelette . . . . .	54
2.3.2	Extraction de la paroi bronchique . . . . .	55
2.3.2.1	Méthodes basées sur une approche contours . . . . .	58
2.3.2.2	Méthodes basées sur le lancé de sondes . . . . .	59
2.3.3	Conclusion sur les méthodes de mesure en section bronchique . . . . .	60
2.4	Conclusion . . . . .	61
<b>II</b>	<b>Optimisations et nouvelles approches pour l'extraction et la squelettisation de l'ATB ainsi que pour l'extraction de la paroi bronchique</b>	<b>63</b>
<b>3</b>	<b>Méthodes d'extraction de l'arbre trachéo-bronchique</b>	<b>64</b>
3.1	Approche proposée : Croissance de Région Contrainte par un Prédicat (Predicate Constraint Region Growing (PCRG)) . . . . .	64
3.1.1	Étape 1 : création de l'ATB proximal . . . . .	65
3.1.2	Étape 2 : création de la première partie du prédicat . . . . .	65
3.1.2.1	Cas particuliers . . . . .	66
3.1.3	Étape 3 : création de la seconde partie du prédicat . . . . .	67
3.1.4	Étape 4 : nouvelle agglomération contrainte par le prédicat et un nouveau seuillage . . . . .	67
3.2	Comparaison des Méthodes d'extraction de l'ATB . . . . .	69
3.2.1	Comparaison de notre contribution aux résultats d'EXACT09 . . . . .	69
3.2.1.1	Description des examens . . . . .	69
3.2.1.2	Paramètres d'évaluation . . . . .	69
3.2.1.3	Protocole de mesures . . . . .	70
3.2.1.4	Résultats . . . . .	71

3.2.1.5	Conclusion . . . . .	72
3.2.2	Comparaison de notre contribution avec la méthode présente dans Neko3D . . . . .	72
3.2.2.1	Matériel . . . . .	73
3.2.2.2	Description des examens . . . . .	73
3.2.2.3	Paramètres d'évaluation . . . . .	74
3.2.2.4	Protocole de mesures . . . . .	74
3.2.2.5	Résultats . . . . .	75
3.2.2.6	Conclusion . . . . .	79
<b>4</b>	<b>Méthodes de squelettisation de l'arbre trachéo-bronchique</b>	<b>81</b>
4.1	Première approche proposée . . . . .	81
4.1.1	Méthodes de déplacement le long d'organes tubulaires . . . . .	81
4.1.1.1	Correction incrémentale de sphères . . . . .	82
4.1.1.2	Correction incrémentale de la position du centre de la lumière . . . . .	85
4.1.2	Méthodes de détection de bifurcations . . . . .	86
4.2	Comparaisons de notre contribution aux méthodes de squelettisation de l'ATB . . . . .	87
4.2.1	Protocole de mesures . . . . .	87
4.2.2	Résultats . . . . .	87
4.3	Conclusion sur la méthode de squelettisation retenue . . . . .	88
<b>5</b>	<b>Méthodes de mesures en section bronchique</b>	<b>92</b>
5.1	Approche proposée pour l'extraction automatique de la paroi bronchique . . . . .	92
5.1.1	Détection de la paroi interne bronchique : Outer Bronchial Lumen Surface (OBLS)) . . . . .	92
5.1.1.1	Méthode . . . . .	92
5.1.1.2	Conclusion . . . . .	93
5.1.2	Détection de la paroi externe bronchique : Probes from Outer Bronchial Lumen Surface (POBLS) . . . . .	94
5.1.2.1	Choix de l'opérateur de seuillage automatique . . . . .	95
5.1.2.2	Détection des points de paroi par lancés de sondes . . . . .	96
5.1.2.3	Ré-estimation des points détectés . . . . .	96
5.1.2.4	Fermeture des frontières interne et externe de la paroi . . . . .	97
5.1.2.5	Conclusion . . . . .	99
5.2	Comparaison des méthodes de mesures en section bronchique . . . . .	99
5.2.1	Protocole de comparaison . . . . .	99
5.2.2	Résultats . . . . .	100
5.3	Conclusion sur la méthode de mesures en section bronchique . . . . .	101
<b>III</b>	<b>Mise en oeuvre des résultats</b>	<b>102</b>
<b>6</b>	<b>Neko4D</b>	<b>103</b>
6.1	Neko3D . . . . .	104

6.1.1	Schéma fonctionnel . . . . .	104
6.1.2	Problèmes et limitations . . . . .	105
6.1.3	Ambitions de Neko4D . . . . .	106
6.2	Neko4D . . . . .	106
6.2.1	Besoins . . . . .	107
6.2.1.1	Modules . . . . .	107
6.2.1.2	Moteurs de visualisations . . . . .	109
6.2.2	Amélioration de la chaîne en mode <i>clinique</i> . . . . .	111
6.2.2.1	Maillon d'extraction de l'ATB . . . . .	111
6.2.2.2	Maillon de squelettisation . . . . .	111
6.2.2.3	Maillon de mesure en section bronchique . . . . .	112
6.2.3	Outil complémentaire pour l'analyse . . . . .	115
6.2.3.1	Visualisation des diamètres des bronches le long d'une bronche : le mode <i>trompette</i> . . . . .	115
6.2.3.2	Suivi de bronche au cours du temps : fenêtre 4D . . . . .	116
6.3	Conclusion . . . . .	117
<b>7</b>	<b>Exemples applicatifs</b>	<b>118</b>
7.1	Exemples applicatifs . . . . .	118
7.1.1	Exemple de support d'analyse pour la squelettisation . . . . .	118
7.1.2	Comparaison mesure unique-multiples . . . . .	119
7.1.3	Mesure unique en analyse intra-génération . . . . .	119
7.1.4	Mesure unique en analyse inter-génération . . . . .	120
7.1.5	Suivi de la mesure LA au cours du temps . . . . .	122
7.2	Conclusion . . . . .	123
	<b>Conclusion et perspectives</b>	<b>125</b>
	<b>Annexes A</b>	<b>126</b>
7.3	Fonctionnalités du mode <i>plateforme expérimental</i> de Neko4D . . . . .	126
7.3.1	Entrées / sorties . . . . .	126
7.3.2	Extraction du volume bronchique . . . . .	127
7.3.3	Squelettisation . . . . .	128
7.3.4	Calcul des coupes-R . . . . .	129
7.3.5	Mesures en section bronchique . . . . .	129
7.4	IHM . . . . .	129
	<b>Annexes B</b>	<b>133</b>
7.5	Définitions . . . . .	133
7.5.1	Définitions pour le volume . . . . .	133
7.5.2	Définitions pour la squelettisation . . . . .	133
7.6	Squelettisations de l'ATB . . . . .	135

7.6.0.1	Complément de l'état de l'art de la squelettisation par Amincissement . . . . .	135
7.6.0.2	Algorithme de squelettisation par utilisation de distances géodésiques à un point source . . . . .	136
	<b>Bibliographie</b>	<b>138</b>
	<b>Table des figures</b>	<b>146</b>
	<b>Liste des tableaux</b>	<b>152</b>
	<b>Listes des algorithmes</b>	<b>154</b>

# Introduction générale

L'asthme est une maladie des voies respiratoires très répandue qui affecte des millions de personnes dans le monde. Elle est caractérisée par une obstruction réversible des voies respiratoires et une hyperactivité bronchique en réponse à un stimulus. La quantification de l'ampleur et de la gravité des dommages subies par les bronches est un problème de santé publique et une question clé dans les soins apportés aux patients, en particulier pour évaluer leurs suivis et leurs traitements.

L'imagerie quantitative tomодensitométrique permet d'obtenir des images 2D correspondant à des coupes selon un axe. La tomодensitométrie (TDM) permet d'associer une atténuation des rayons X à un tissu anatomique. L'ensemble des coupes produites via un examen scanner du thorax, empilées et combinées à des traitements informatiques, permet la représentation de l'arbre bronchique extrait du reste des organes présents sur les images acquises.

Ce type d'imagerie est une solution clinique très répandue pour étudier les troubles pulmonaires car elle permet l'imagerie in-vivo des changements structurels au sein des parois bronchiques. Elle est particulièrement utile dans le diagnostic de l'asthme ou d'autres pathologies du poumon, appelées maladies pulmonaires obstructives chroniques (MPOC). L'objectif principal des logiciels spécialisés dans l'analyse d'images bronchiques est de fournir un outil pour mesurer et traiter les données relatives aux voies respiratoires. Ces logiciels permettent aux radiologues d'éviter une analyse fastidieuse des données et d'obtenir des marqueurs quantitatifs objectifs.

L'arbre trachéo-bronchique est constitué de la trachée et des bronches. La qualité de sa représentation dépend du nombre de bronches détectées. La détection des bronches est assujettie à plusieurs facteurs. Premièrement, un facteur de qualité d'image, lié aux paramètres d'acquisition et au type de capteur du scanner, ainsi qu'aux antécédents médicaux du patient (âge, poids, présence de prothèses et pathologies). Deuxièmement, la quantité de bronches extraites de l'examen dépend des traitements informatiques utilisés. Troisièmement, elle dépend également du moment de l'acquisition : pleine inspiration ou expiration du patient.

Le but de l'imagerie bronchique, lors d'un examen de type scanner-CT est de disposer de mesures fiables et reproductibles des différents paramètres bronchiques qui sont des marqueurs de l'importance de la pathologie et de son évolution sous traitement.

Ces marqueurs permettent non seulement l'étude des dérèglements fonctionnels (physiopathologie) occasionnés par des maladies bronchiques, mais aussi l'évaluation de la réponse bronchique aux tests pharmacologiques. Ces marqueurs correspondent à deux mesures (LA (Lumen Area) et WA (Wall Area)) prises sur des coupes perpendiculaires à la bronche, afin d'être représentatives de la surface de la paroi. LA correspond à la mesure de la surface de l'air contenu dans une bronche (lumière bronchique) et WA correspond à la surface de sa paroi (paroi bronchique). La construction des coupes perpendiculaires aux bronches nécessite une étape de squelettisation. Cette étape permet de récupérer les axes centraux des bronches à partir desquels seront reconstruites des coupes virtuelles.

Afin de pratiquer ces mesures, il est nécessaire de mettre en place une chaîne de traitements adaptable pour les phases d'inspiration et d'expiration ; cela afin de répondre à la dimension temporelle de l'acquisition dynamique. Les maillons de cette chaîne devront extraire l'arbre bronchique, le squelettiser puis calculer les coupes reconstruites perpendiculairement aux axes des bronches sur lesquelles seront extraites la surface de la lumière et de la paroi bronchique.

La littérature propose de nombreuses solutions à ces problématiques, mais aucune d'entre elles ne répond complètement aux problèmes développés. Pour tenter d'améliorer les solutions existantes nous proposons donc la création de nouvelles méthodes dans les différents maillons de la chaîne.

Dans le cadre des travaux de cette thèse CIFRE financée par Siemens et en co-tutelle avec le C.H.U de Bordeaux, un logiciel de traitement et d'analyse des arbres bronchiques a été développé. Ce logiciel baptisé Neko4D est une refonte du logiciel Neko3D, aboutissement des travaux de recherches de de Dietrich ([22, 23]). Neko4D permet d'analyser et de mesurer les parois et lumières bronchiques via la chaîne de traitements décrite précédemment, applicable sur les examens scanner-CT.

La première partie de ce manuscrit sera consacrée aux différents domaines et aux différents concepts nécessaires à la bonne compréhension de nos travaux. Dans un premier temps, nous introduirons les éléments d'anatomie nécessaires à la compréhension de l'organe étudié. Puis, nous passerons en revue quelques-unes des pathologies les plus rencontrées en imagerie bronchique.

Dans un second temps, nous expliciterons le concept de l'imagerie tomodensitométrie obtenue par un scanner-CT pour comprendre le mécanisme de production des images de données sur lesquelles nous travaillons. Nous parlerons également des paramètres de manipulation du scanner-CT et de leur influence sur l'imagerie résultante ainsi que de différents types de bruits engendrés par les capteurs et les artefacts rencontrés en tomodensitométrie bronchique.

La seconde partie abordera la chaîne de traitements adoptée pour répondre aux différentes problématiques soulevées par ce sujet. Tout d'abord, nous nous intéresserons au problème de l'extraction du volume de l'arbre trachéo-bronchique. Puis nous développerons les problématiques liées à la squelettisation (recherche de l'axe central) de l'organe bronchique. Enfin, nous verrons comment les mesures LA et WA sont obtenues à partir de l'extraction de la paroi bronchique.

Dans une troisième partie, nous confronterons nos résultats aux méthodes de la littérature. Ces comparaisons s'appuieront sur un ensemble de métriques standards et une mesure manuelle de référence. À la suite de chaque test, nous concluerons sur la méthode la plus adaptée au maillon. Le chapitre suivant abordera un large éventail d'exemples pour l'investigation morpho-fonctionnelle permettant de corrélérer la fonction pulmonaire avec des altérations structurelles de la bronche. Dans ce chapitre, nous présenterons différents types de protocole d'analyse médicale pratiqués. Le dernier chapitre sera consacré à la mise en oeuvre de notre chaîne de traitements via le logiciel Neko4d.

Enfin nous concluerons sur les résultats obtenus et les perspectives redéfinies par ce travail.

## **Première partie**

# **Chaîne d'analyse de l'ATB**

## Domaine

Notre travail de recherche se situe entre plusieurs disciplines que sont la physique, la médecine et l'informatique (cf. Fig. 1.1). Les images sur lesquelles nous travaillons sont issues d'un processus de reconstruction des données acquises depuis un scanner-CT. La reconstruction et l'acquisition sont des mécanismes de la physique qui sont à l'origine de certains bruits et artefacts dans les images résultantes. Le but est d'appliquer des post-traitements à ces images afin de permettre l'analyse et la visualisation de l'ATB. L'analyse des résultats et les systèmes de visualisation permettent d'aider le médecin à établir un diagnostic.

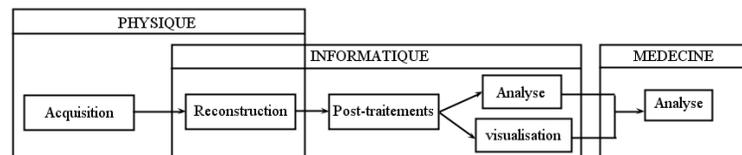


FIGURE 1.1 : Imbrication des différentes disciplines nécessaire à l'analyse d'images médicales

Pour comprendre les problèmes auxquels sont confrontées les techniques de segmentation de l'ATB nous devons d'abord introduire certaines notions propres au domaine médical et aux mécanismes physiques utilisés qui ont une répercussion directe sur les méthodes de segmentations. Dans ce chapitre, nous aborderons dans un premier temps l'anatomie de l'organe et les problèmes intrinsèques à l'organe pouvant interagir avec les images reconstruites. Puis nous expliciterons dans un deuxième temps les techniques de radiologies afin de comprendre l'origine du bruit et des artefacts principalement rencontrés dans les images issues d'un examen scanner-CT.

### 1.1 Éléments d'anatomie

Les voies aériennes, permettant l'oxygénation du sang sont composées de deux régions anatomiques : les voies aériennes supérieures (VAS), dites extra-thoraciques, et les voies aériennes inférieures (VAI), dites intra-thoraciques. Nous présenterons succinctement les VAS et plus largement les VAI, qui constituent l'objet de nos recherches.

- Voies aériennes supérieures (VAS) : il s'agit du premier ensemble d'organes, permettant l'accès et le filtrage de l'air dans le corps humain. Cet ensemble est composé des fosses nasales, des sinus para-nasaux, de la cavité buccale, du pharynx et de la glotte. Une représentation en vue sagittale illustre les voies aériennes supérieures de leur origine jusqu'au larynx (cf. Fig.1.2).
- Voies aériennes inférieures (VAI) : elles correspondent au deuxième ensemble d'organes, comprenant la trachée et les bronches. Elles permettent l'acheminement de l'air des voies aériennes supérieures, jusqu'à la zone respiratoire proprement dite, c'est-à-dire les alvéoles pulmonaires (cf. Fig.1.3).

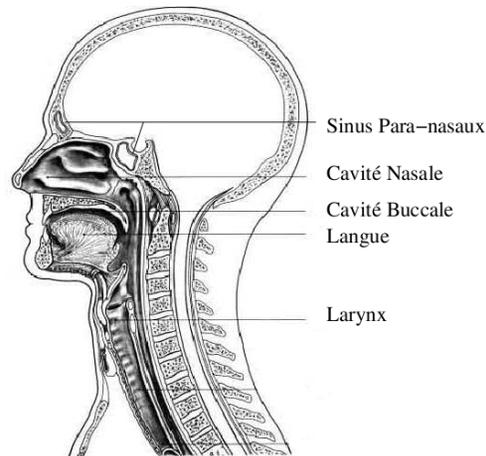


FIGURE 1.2 : Représentation schématisée des voies aériennes supérieures (VAS)<sup>1</sup>.

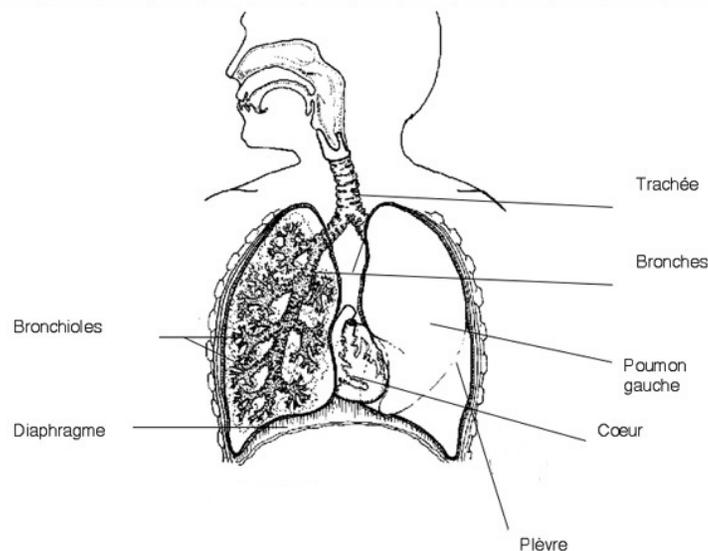


FIGURE 1.3 : Représentation schématisée des voies aériennes inférieures (VAI)<sup>2</sup>.

1. Source : <http://biodidac.bio.uottawa.ca/>

2. Source : (<http://biodidac.bio.uottawa.ca/>)

De par l'organisation structurelle des organes dans le corps humain, les deux poumons sont asymétriques car, le cœur, qui lui-même se développe vers la gauche, se situe entre eux deux. La partie du système respiratoire d'intérêt observée lors d'un examen thoracique correspond à la trachée et aux bronches (cf. Fig. 1.4).

De plus, l'arbre trachéo-bronchique est collé aux arbres artériels (cf. Fig.1.4). Les intensités de ces deux arbres sont les mêmes que celles de la paroi bronchique. Nous verrons dans les sections suivantes que l'adjacence de ces deux arbres ainsi que la similarité de leurs intensités rendent leur séparation difficile.

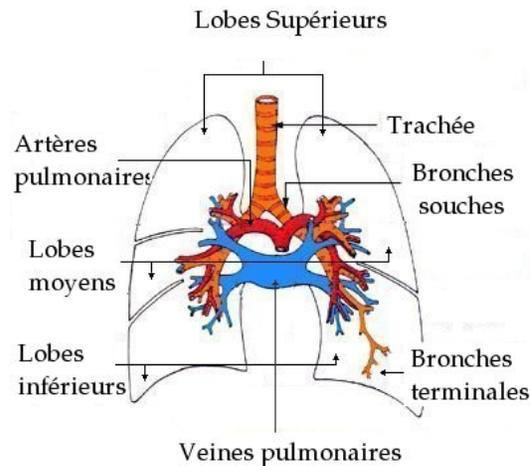


FIGURE 1.4 : Représentation schématisée de l'imbrication de l'arbre trachéo-bronchique (en orange) avec les deux arbres artériels (rouge) et veineux (bleu)<sup>3</sup>.

### 1.1.1 Conventions anatomiques

Les images médicales représentent le plus souvent une coupe (ou la reconstruction d'une coupe virtuelle) selon un axe (cf. Fig. 1.5). La position anatomique de référence en TDM correspond à celle du corps couché sur le plan horizontal, les pieds vers l'observateur. Dans cette position, appelée *décubitus dorsal*, les clichés présentent une inversion des parties droite et gauche du patient.

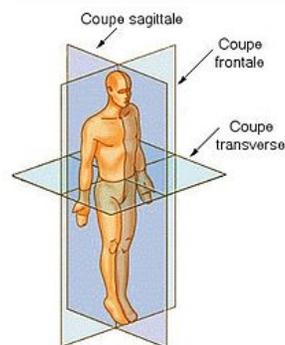


FIGURE 1.5 : Dénomination des plans de coupes<sup>4</sup>.

3. Illustration de Michel Montaudon issue d'un cours d'anatomie

4. Source : [http://fr.wikipedia.org/wiki/Fichier:Coupe\\_anatomie.jpg](http://fr.wikipedia.org/wiki/Fichier:Coupe_anatomie.jpg)

### 1.1.2 Identification des éléments anatomiques composant l'image

Les images résultantes d'une acquisition lors d'un examen scanner sont des images en niveaux de gris, où l'intensité des voxels se mesure en unité Hounsfield (UH) qui seront détaillées plus loin (cf. section 1.2.1.4). L'agrandissement d'une coupe issue d'un examen scanner (cf. Fig. 1.6) permet de visualiser les différents tissus anatomiques (en rouge) présents dans le thorax : les os, la trachée, la plèvre (à l'extérieur des poumons) et les vaisseaux sanguins, le parenchyme, la lumière bronchique (à l'intérieur des poumons).

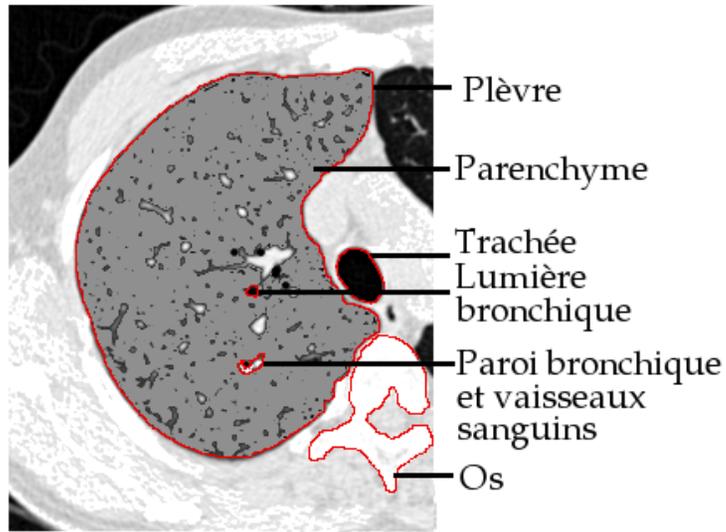


FIGURE 1.6 : Composition d'une image scanner et localisation des différentes parties de l'anatomie.

### 1.1.3 Les voies aériennes inférieures (VAI)

La trachée et les bronches sont des conduits aérifères qui véhiculent le flux respiratoire.

#### 1.1.3.1 La trachée

La trachée est la partie des voies aériennes permettant de conduire l'oxygène du larynx aux bronches. Elle est commune aux deux poumons ; elle se divise dans le médiastin, en bronches principales droite et gauche. La trachée est identifiable en TDM, sur des coupes axiales comme étant une forme arrondie, ovale ou en fer à cheval (cf. Fig. 1.6).

#### 1.1.3.2 Les bronches

Les bronches conduisent l'oxygène de la trachée jusqu'aux poumons. Elles sont divisées de manière dichotomique, à l'exception des bronches proximales. La trachée se divise en deux bronches principales appelée bronches souches (droite ou gauche selon le poumon). Les bronches souches se divisent ensuite en bronches lobaires (trois pour le poumon droit, deux pour le poumon gauche). Les bronches lobaires sont subdivisées en bronches segmentaires, elles-mêmes subdivisées en bronches sous-segmentaires. Après une vingtaine de divisions successives, les bronchioles terminales issues des bronches intra-lobulaires se divisent pour donner les canaux alvéolaires. Ces derniers s'ouvrent dans les alvéoles pulmonaires.

1.1.3.3 Nomenclatures

Il existe deux nomenclatures permettant d'énumérer et de classer les branches de l'ATB :

- Celle de Weibel [21] consiste à classer les générations bronchiques de l'ATB, de façon à ce que la génération 0 corresponde à la trachée et qu'à chaque intersection corresponde une nouvelle génération bronchique. La Fig. 1.7 illustre ce système d'énumération dichotomique.
- Celle de Boyden [26] consiste à classer les générations bronchiques de l'ATB, de manière à ce que la génération 0 corresponde à la trachée, la génération 2 aux bronches principales, la génération trois aux bronches segmentaires, la génération 4 aux bronches sous-segmentaires et la cinquième génération aux bronches sous-sous-segmentaires. Au-delà de la cinquième génération, une énumération dichotomique est appliquée. Les figures 1.9 et 1.10 illustrent les deux sous-arbres classifiés par la nomenclature de Boyden. Les deux tableaux dans la Fig. 1.8 récapitulent les noms de ces branches dans cette même nomenclature.

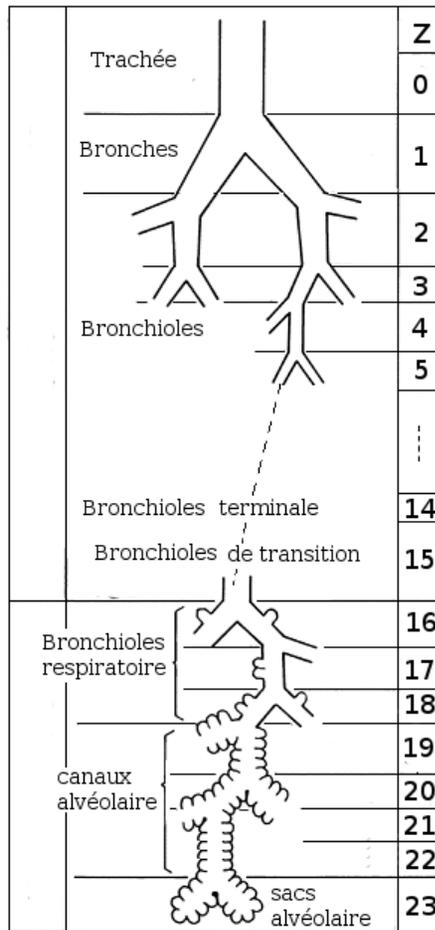


FIGURE 1.7 : Classification de l'ATB par la nomenclature définie par Weibel [21].

<b>SOUS ARBRE DROIT</b>	
<b>Nom du segment</b>	<b>Nom du sous-segment</b>
Lobe supérieur droit (BLSD)	
$B_1$ , apical	a, apical et/ou postérieur b, antérieur
$B_2$ , antérieur	a, latéral b, antérieur
$B_3$ , postérieur	a, apical et externe b, postérieur et externe
Axillaire	$B_{2a}$ ou $B_{3b}$
Lobe moyen (BLM)	
$B_4$ , latéral	a, latéral b, médial
$B_5$ , médial	a, supérieur b, inférieur
$B_*$ , sous-apical	
Lobe inférieur droit (BLID)	
$B_6$ , apical	a, médial b, supérieur c, latéral
$B_*$ , sous-supérieur	
Tronc des basales	
$B_7$ , médio-basal	a, antérieur b, médial ou postérieur
$B_8$ , antéro-basal	a, latéral b, basal
$B_9$ , latéro-basal	a, latéral b, basal
$B_9$ , postéro-basal	a, latéral b, basal
	c, postérieur

<b>SOUS-ARBRE GAUCHE</b>	
<b>Nom du segment</b>	<b>Nom du sous-segment</b>
Lobe supérieur gauche (BLSG)	
$B_{1+3}$ , apico-postérieur	a, apical b, postérieur c, latéral
$B_2$ , antérieur	a, latéral b, antérieur c, postérieur
$B_4$ , linguale supérieur	a, antéro-externe b, antéro-interne
$B_5$ , linguale inférieur	a, supérieur b, inférieur
Lobe inférieur gauche (BLIG)	
$B_6$ , apical	a, médial b, supérieur c, latéral
$B_*$ , sous-apical	
Tronc des basales	
$B_7$ , médio-basal	a, médial b, latéral
$B_8$ , antéro-basal	a, latéral b, basal
$B_9$ , latéro-basal	a, latéral b, basal
$B_9$ , postéro-basal	a, latéral b, basal

FIGURE 1.8 : Nomenclature de Boyden du sous-arbre gauche et droit [26]

### 1.1.4 Les pathologies

Les voies aériennes sont concernées par de multiples pathologies, pouvant interférer dans la reconstruction de l'ATB. Elles se manifestent essentiellement sous trois formes : rétrécissement focalisé, encore appelé sténose bronchique, dilatation focalisée et déplacement ou modification globale de la morphologie de l'arbre bronchique.

#### 1.1.4.1 Rétrécissement focalisé

Une inflammation, une infection, une tumeur (cf. Fig. 1.11) ou des corps étrangers peuvent être la source d'un rétrécissement local, dans la bronche, appelé sténose bronchique [95]. Nous verrons dans les sections suivantes que

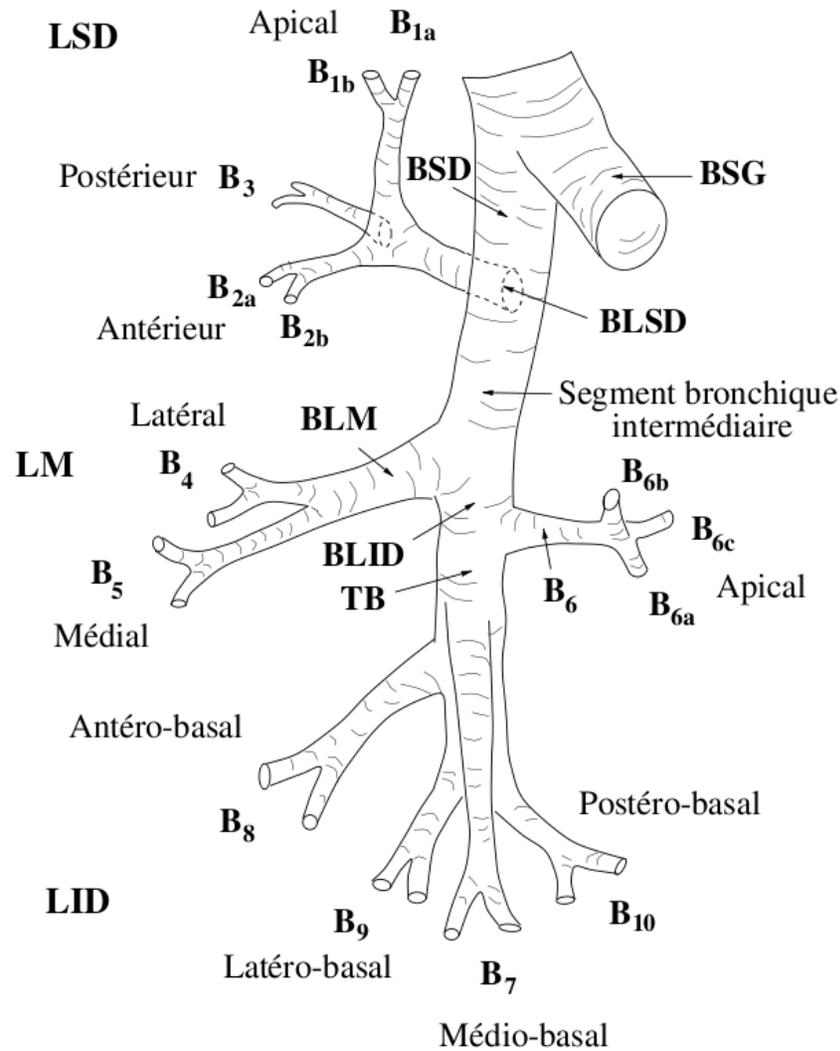


FIGURE 1.9 : Reproduction manuelle du sous-arbre droit selon la nomenclature de Boyden d'après [76] extrait de [36]

de nombreux algorithmes d'exploration de l'ATB se basent sur l'intensité de l'air contenu dans les bronches. Un rétrécissement d'une bronche peut entraîner l'arrêt de tels algorithmes et fausser l'arbre résultant.

#### 1.1.4.2 Dilatation des bronches

La dilatation des bronches est caractérisée par l'augmentation du calibre des bronches. Ces dilatations, appelées bronchectasies (cf. Fig.1.12) sont permanentes et irréversibles et entraînent une altération de la fonction respiratoire. Cette pathologie peut être le résultat d'un processus infectieux ou d'une obstruction de la bronche (appelée aussi *obstruction endobronchique*). Ce processus physiologique facilite l'étape de segmentation de l'ATB puisque le diamètre des bronches recherché est supérieur à la normale.

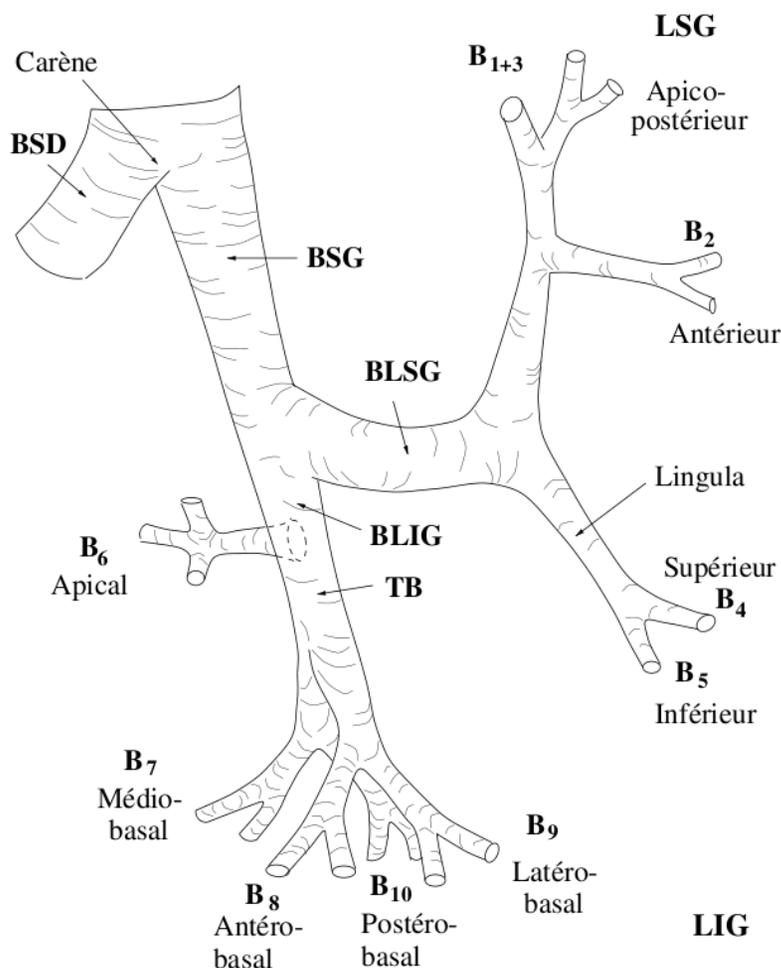


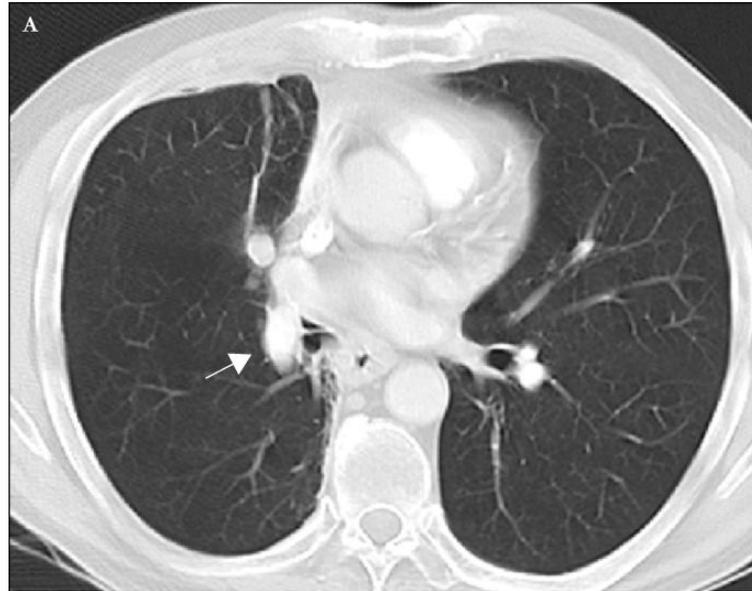
FIGURE 1.10 : Reproduction manuelle du sous-arbre gauche selon la nomenclature de Boyden d'après [76] extrait de [36]

### 1.1.4.3 Déformations de l'ATB d'origine infectieuse ou post-thérapeutique

Des déformations morphologiques de l'ATB peuvent intervenir, lors de remaniements post-infectieux (séquelles de tuberculose ...) ou d'origine post-thérapeutique entraînant la déformation des axes bronchiques. L'ablation chirurgicale d'un fragment du poumon (encore appelé résection), de même que les traitements par radiothérapie sont responsables d'un changement d'orientation des bronches. Cela peut générer des coudures des axes aériens concernés. La détection de ce type de déformations se fait plus aisément à l'aide de reconstructions 3D qu'en simple coupe TDM axiale. Ces déformations ou changement d'orientation des bronches peuvent entraver le déroulement des algorithmes basés sur l'utilisation d'atlas ou de connaissances anatomiques [111].

## 1.2 Imagerie TDM

Après avoir détaillé l'anatomie de l'arbre trachéo-bronchique, nous allons détailler le concept d'imagerie (TDM) afin de comprendre comment sont créées les images issues d'un examen scanner-CT. Nous allons expliquer comment fonctionne un scanner et qualifier les problématiques.

FIGURE 1.11 : Exemple de tumeur bronchique (carcinoïde)<sup>5</sup>

### 1.2.1 Principe de la radiologie

Dans le domaine médical, la radiologie désigne l'ensemble des modalités diagnostiques et thérapeutiques utilisant les rayons X pour obtenir un cliché dont le contraste dépend à la fois de l'épaisseur et du coefficient d'atténuation des structures traversées. La radiographie et la tomodensitométrie appartiennent au domaine de la radiographie standard et sont basées sur l'utilisation des rayons X. Dans cette section, nous allons dans un premier temps expliquer comment sont formées les images radiologiques. Puis, nous nous intéresserons au scanner-CT et plus particulièrement aux problèmes rencontrés durant la création des images. Nous verrons que certains de ces problèmes peuvent gêner les algorithmes d'extraction de l'ATB.

#### 1.2.1.1 Le rayonnement électromagnétique

Le rayonnement électromagnétique est un mode de transport de l'énergie dans l'espace [97]. Ces énergies vont de l'onde radio aux rayons  $\gamma$  (cf. Fig. 1.13).

Celui-ci peut être représenté de façon ondulatoire ou corpusculaire. D'un point de vue ondulatoire, ce rayonnement électromagnétique est une double vibration, affectant un champ magnétique  $\vec{H}$  et un champ électrique  $\vec{E}$  perpendiculaire au champ magnétique. La vitesse de ce rayonnement est la vitesse de la lumière  $c$ . Son signal est périodique de longueur d'onde  $\lambda$  définissant le type de rayonnement électromagnétique. L'énergie définie par  $E = h\nu$ , exprimée en électron-volt (eV), d'une onde électromagnétique est proportionnelle à sa fréquence  $\nu = c/\lambda$ , et donc inversement proportionnelle à la longueur d'onde ( $h = 4,1356 \cdot 10^{-15}$  : constante de Planck).

D'un point de vue corpusculaire, les rayonnements rencontrés en médecine et en biologie sont issus de deux types de particules : les particules matérielles chargées (électrons, protons, etc.) ou neutres (neutrons) et les photons (particules élémentaires de masse négligeable). Une onde électromagnétique est portée par des photons. Générer des photons portant une onde électromagnétique dont l'énergie est comprise entre  $10^2$  KeV et  $10^6$  KeV

6. Illustration de Benoit Recur issu de la présentation *Tomographie : Acquisition*

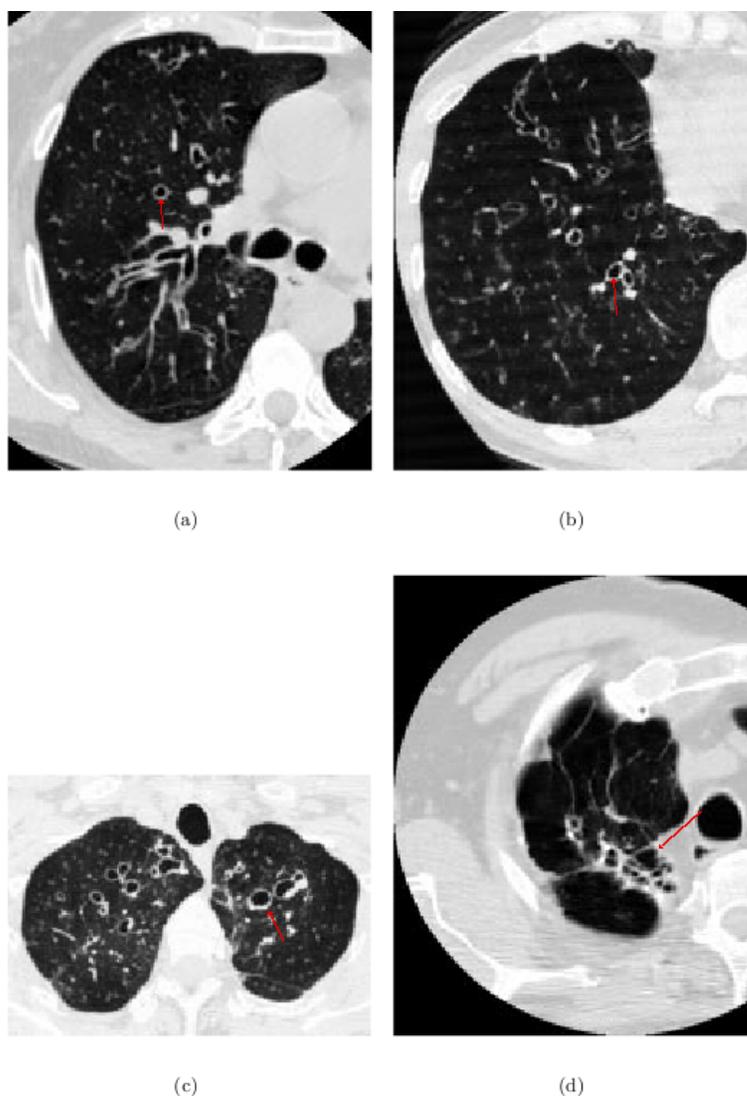


FIGURE 1.12 : Exemple de bronchectasies cylindriques (a, b) et kystiques (c). Exemple de bronchectasie cicatricielle post-tuberculeuse du lobe supérieur droit [36]

revient à générer un rayonnement X. D'un point de vue matériel, les rayons X peuvent être générés par un tube RX, également appelé tube de Coolidge ou tube à cathode chaude (cf. Fig. 1.14).

La différence de tension entre une anode et une cathode génère un déplacement d'électrons (de la cathode vers l'anode). Les électrons arrivant sur le foyer (solide) de l'anode subissent des déviations et des excitations, entraînant une émission de photons. En réalité, le foyer freine les électrons. La force de freinage engendrée génère un nombre de photons proportionnel à cette énergie. Une partie de ces photons possède une énergie correspondante à celle des rayons X. L'énergie maximum est donnée par la différence de potentiel (entre l'anode et la cathode) et l'énergie minimum dépend des filtres encore appelés *fenêtres* appliqués en sortie du tube (ici fenêtre en béryllium).

7. Source : <http://culturesciencesphysique.ens-lyon.fr/XML/db/csphysique/metadata/>

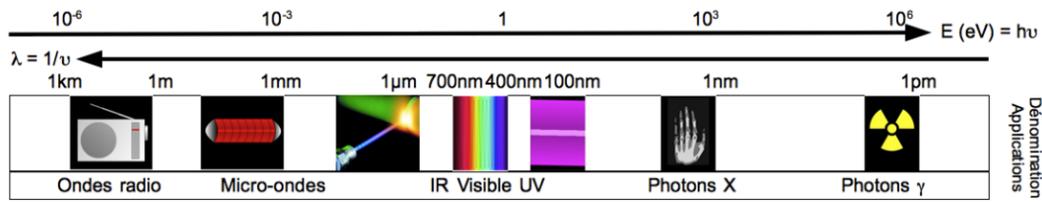


FIGURE 1.13 : Ensemble des types d’ondes couvertes par le spectre d’énergie allant de  $10^{-6}$  à  $10^6$  eV<sup>6</sup>

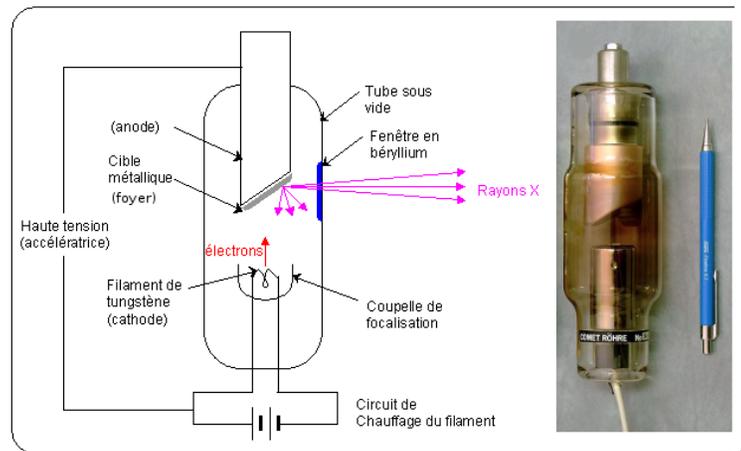


FIGURE 1.14 : Composition d’un tube RX<sup>7</sup>

1.2.1.2 Interaction des photons avec la matière

Lorsqu’un faisceau de rayon X traverse un objet et pénètre dans un milieu naturel, une perte de photons (appelée atténuation) a lieu (cf. Fig. 1.15). Cette atténuation est due à l’interaction d’un certain nombre de photons avec les particules matérielles et plus particulièrement les électrons. Les rayons X peuvent être déviés par les atomes du milieu (phénomène que l’on nomme *diffusion*) ou bien absorbés. L’absorption d’un rayonnement X par un milieu dépend fortement de sa masse volumique. En effet l’absorption pour une fréquence donnée est proportionnelle à la grandeur de la masse volumique (densité de la matière) des atomes du matériau traversé.

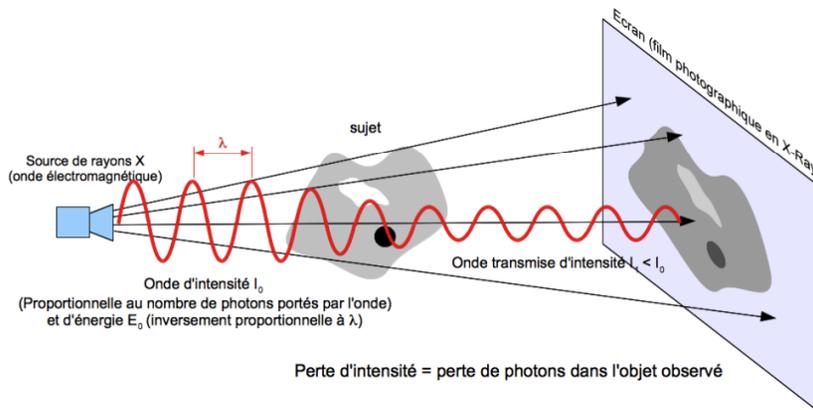


FIGURE 1.15 : Interaction des photons avec les matériaux constituant l’objet traversé<sup>8</sup>

### 1.2.1.3 La radiographie

Dans le cas de la radiographie, le faisceau de rayons X est émis en direction de la zone du corps humain à examiner. Son intensité est *modulée* par l'absorption différentielle des organes traversés. Autrement dit, l'intensité est une représentation moyenne des différents taux d'absorption des différents tissus rencontrés. L'image est recueillie en sortie sur un détecteur (plaque photographique, par exemple). Le coefficient d'atténuation dépend de la composition chimique des tissus traversés. Il est élevé pour l'os, contenant des sels minéraux (phosphore, calcium, magnésium), dont les numéros atomiques sont plus élevés que les constituants principaux des tissus mous (oxygène, carbone, hydrogène, azote...) et faible pour la graisse. Les os absorbent donc davantage les rayons X. Le principe du radiodiagnostic repose sur la différence d'atténuation des rayons X d'un tissu à l'autre.

### 1.2.1.4 La tomographie par rayon X

Le scanner CT se compose d'un émetteur (tube à rayons X) et de rangées de récepteurs (barrettes). Cet ensemble tourne autour de la table, sur laquelle est allongé le patient. L'ensemble émetteur/récepteur tourne autour de celui-ci pour acquérir les différentes radiographies à des angles de vue différents. Chaque radiographie (appelée projection) est récupérée suivant un angle de l'émetteur/récepteur. L'ensemble des projections sur 180 ou 360 degrés permet de reconstruire la coupe finale de l'examen (cf. Fig. 1.17).

Ce procédé d'acquisition s'appelle la tomographie. Il permet d'obtenir des vues d'un organe, selon des plans de coupes déterminés. La tomographie peut être réalisée par le biais d'un scanner incrémentiel ou spiral. Elle permet une investigation non-invasive du patient. Le principe de la tomographie est modélisé mathématiquement par la transformée de Radon [85]. Celle-ci décrit la façon de reconstruire la géométrie d'un objet, à partir d'une série de projections mesurées tout autour de celui-ci. La tomodensitométrie vise à reconstruire l'image d'atténuation de chaque point de coupe à partir des profils d'atténuation d'un rayon X acquis dans toutes les directions d'un plan d'un objet 3D, par le biais de la tomographie.

Le coefficient d'absorption du tissu  $\mu$  dépend de la tension du tube. Pour les rendre comparables, les coefficients d'absorption doivent être liés à celui de l'eau dont l'acquisition se fait à la même tension du même tube. De cette façon, on peut associer un tissu à une densité  $I_H$ , exprimée en UH (unité Hounsfield = UH) :

$$I_H = 1000 \times \frac{\mu_{\text{tissu}} - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \quad (1.1)$$

Dans la pratique, les valeurs CT sont comprises dans un intervalle de -1000 UH, pour l'air, à 2000-3000 UH pour les os, 0 UH correspondant à la valeur de l'eau (cf. Fig 1.18).

## 1.2.2 Les paramètres

Un examen scanner-CT est issu d'une acquisition soumise à un protocole bien établi d'acquisition et de reconstruction des données. Les paramètres utilisés déterminent la qualité intrinsèque de l'image. La qualité de l'image dépend de plusieurs facteurs, comme le rapport signal sur bruit (SNR), la résolution spatiale, la résolution

8. Illustration de Benoît Recur issu de la présentation *Tomographie : Acquisition*

9. Source : <http://miac.unibas.ch/PMI/03-ComputedTomography.html>

10. Source : <http://miac.unibas.ch/PMI/03-ComputedTomography.html>

11. illustration tirée de <http://www.med.univ-angers.fr/discipline/radiologie.html>

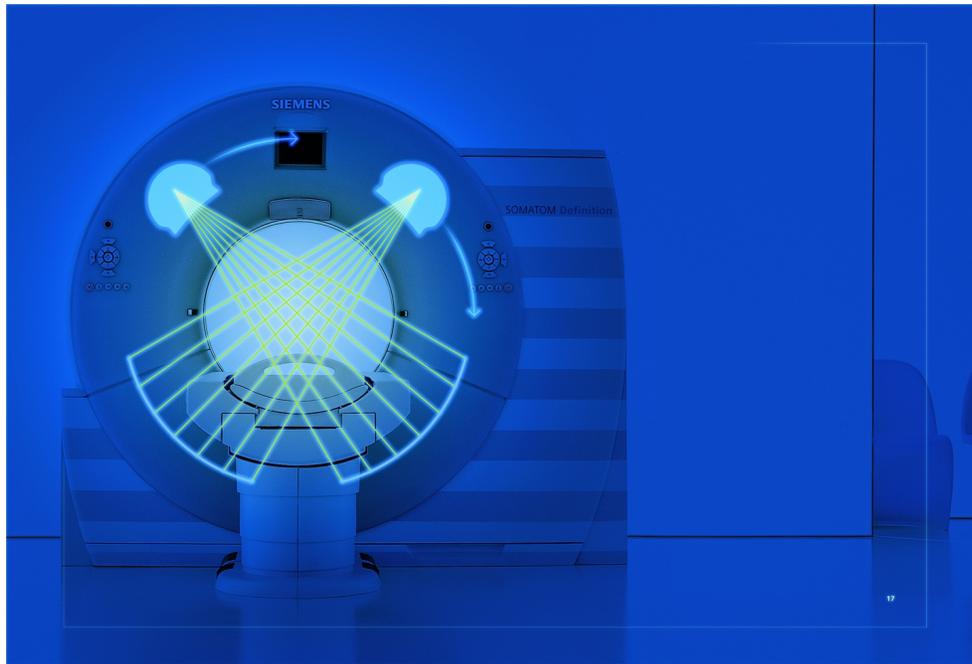


FIGURE 1.16 : Superposition d'une photo du scanner Siemens *Somatom Définition* avec le procédé tomographique<sup>9</sup>

des pixels et la présence ou non d'artéfacts de mouvements. Deux types de paramètres sont utilisés : les paramètres d'acquisition dont l'action est définitive sur l'image résultante et les paramètres de reconstruction.

### 1.2.2.1 Les paramètres d'acquisition

Ces différents paramètres pris en compte dans le choix du protocole, sont :

- *L'épaisseur de coupe (mm)* : celle-ci est déterminée par la collimation et correspond au réglage de l'alignement des différents éléments optiques d'un instrument les uns par rapport aux autres. La collimation est choisie en fonction du type d'étude effectuée et proportionnellement aux structures analysées. Les structures plus petites que la collimation souffrent d'une diminution du contraste dans les images reconstruites en raison de l'effet de volume partiel (cf. section 1.2.4.2). Ce dernier est d'autant plus significatif que la collimation est grande. La collimation à la sortie du tube (encore appelée filtrage), élimine les rayons mous (rayons dont l'énergie est faible) et assure un faisceau monochromatique. Deux types de collimations (primaire et secondaire) sont utilisées. La collimation primaire (avant l'objet) évite les rayons mous et assure un faisceau monochromatique. La collimation secondaire (après l'objet) évite le diffusé (une des interactions des photons avec la matière). Ces deux collimations combinées permettent la réalisation de coupes d'épaisseurs variables (de 1 à 10mm).
- *L'intensité délivrée au tube radiogène (mA)* : celle-ci permet d'ajuster la dose délivrée au patient. Ce paramètre est dépendant des facteurs tels que le poids du patient ou certaines contraintes médicales. Son réglage induit une image plus ou moins bruitée. Une perte d'intensité génère une baisse du nombre de photons dans l'objet traversé.
- *La tension du tube radiogène (kVp)* : celle-ci est intrinsèquement liée à la densité du matériau traversé. Plus les matériaux seront denses, plus la tension devra être forte.

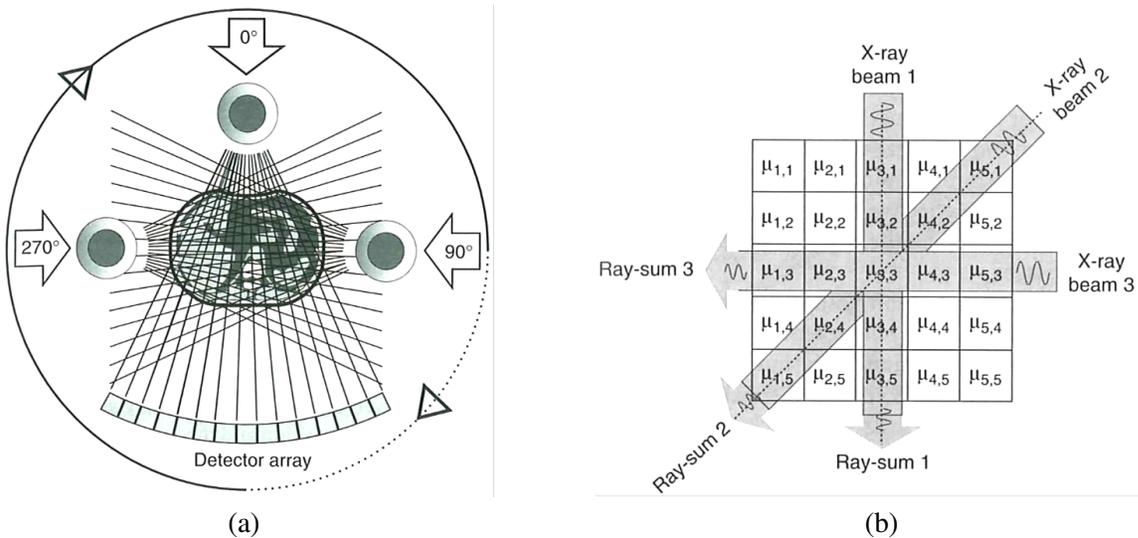


FIGURE 1.17 : La reconstruction d'un ensemble de projections d'images est obtenue à partir du processus acquisition. Compte tenu de l'ensemble de ces projections, le but est de déterminer les coefficients d'atténuation  $\mu$  des rayons X de l'image originale, aussi précisément que possible. (a) Schématisation des projections selon un angle donné. (b) Exemple de matrice finale dont les valeurs d'atténuations individuelles  $\mu$  sont combinées comme étant la somme des rayons<sup>10</sup>

- *Le temps de rotation (sec)* : ce temps de rotation conditionne la résolution temporelle, c'est-à-dire le temps d'acquisition d'une séquence. Il permet d'obtenir un temps d'acquisition par coupe plus court. La diminution de ce paramètre diminue le temps d'acquisition totale et réduit les artefacts cinétiques.
- *La vitesse de déplacement de table (le pas de l'hélice : cm/sec)* : correspond à la distance parcourue par la table pendant une rotation de 360 degrés du tube et sert à régler l'épaisseur des coupes.

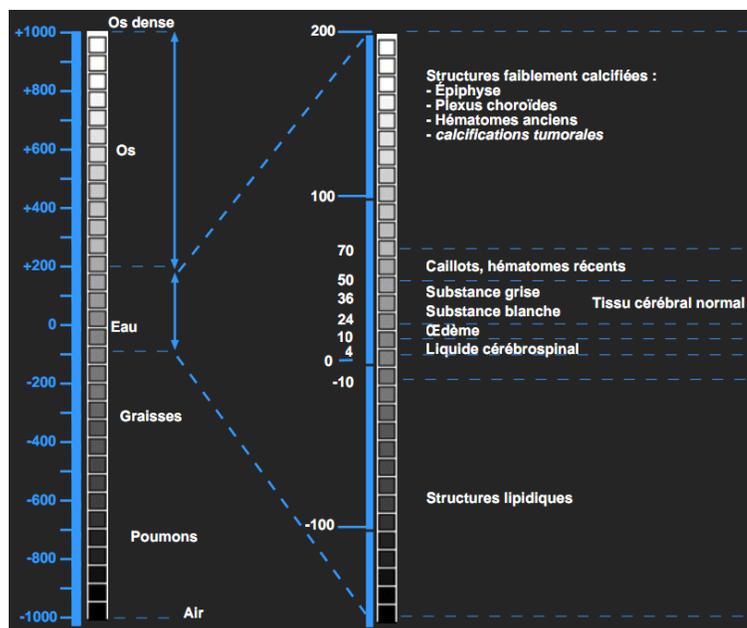


FIGURE 1.18 : Échelle des unités Hounsfield<sup>11</sup>

- *Le pitch* : correspond au rapport entre la vitesse de déplacement de la table par rotation (le pas de l'hélice) sur l'épaisseur de coupe. La valeur de ce paramètre est proportionnelle à la taille du volume d'investigation et agit sur l'épaisseur de coupe, la dose et le bruit généré (plus le pitch est grand, plus la dose est basse, mais plus grand est le bruit).

### 1.2.2.2 Les paramètres de reconstruction

Les différents paramètres, pris en compte dans le choix du protocole, sont :

- *L'algorithme de reconstruction* : permet de choisir le type d'algorithme de reconstructions tomographiques [86].
- *Le champ de reconstruction* : encore appelé *field of view* (FOV), celui-ci permet de sélectionner la région d'intérêt qui sera reconstruite au niveau d'une coupe axiale. La matrice de reconstruction étant de taille fixe (en général 512\*512), le choix de ce champ définit la résolution spatiale dans le plan de coupe.
- *La matrice de reconstruction* : détermine, en fonction du champ de reconstruction (FOV, Field Of View), la taille du pixel.

$$\text{Taille du pixel (en mm)} = \frac{\text{champ de reconstruction (en mm)}}{\text{nombre de lignes ou de colonnes de la matrice}}. \quad (1.2)$$

- *Le filtre de reconstruction* : l'algorithme de reconstruction standard sur les scanners actuels est la méthode par rétro-projection filtrée, mais l'opérateur peut choisir parmi une dizaine de filtres de reconstruction, dont la fonction de transfert (utilisée pour calculer la transformée de Radon inverse) est définie sur différents domaines de fréquences. Les filtres basses-fréquences (filtres mous) floutent l'image reconstruite, tandis que les filtres hautes-fréquences (filtres durs) accentuent la netteté (mais aussi le bruit) de l'image.
- *L'affichage des coupes reconstruites* : consiste en un choix d'une fenêtre d'affichage dans l'échelle d'Hounsfield.

### 1.2.3 Signal et Bruit

Trois type de bruit peuvent être identifiés lors d'un examen scanner-CT [97] :

- *le bruit quantique ou statistique* : l'énergie dans le rayonnement X est transmise sous la forme de fractions d'énergie appelés *quanta*. La réponse d'un détecteur de rayons X est en réalité le résultat de la détection d'un nombre fini de *quanta*. Le nombre de *quanta* détecté varie d'une mesure à l'autre, en raison des fluctuations statistiques qui se posent dans le processus de "comptage". La seule façon de réduire les effets du bruit statistique est d'augmenter l'intensité des rayons X ou le temps d'exposition et donc la dose de radiations.
- *le bruit électronique* : le scanner-CT traite le signal des capteurs par des circuits analogiques qui sont sensibles au bruit généré par les circuits électroniques. Ce bruit ne représente qu'une fraction du bruit statistique.
- *l'erreur d'arrondis* : au moment de la reconstruction du signal acquis, un bruit supplémentaire peut s'ajouter au bruit statistique, dû à des erreurs d'arrondis.

Des trois bruits présentés, le plus important est le bruit quantique. Chaque pixel d'une image scanner-CT représente une réalisation d'un procédé de fluctuation qui suit une distribution statistique de Poisson : la variance est égale à la moyenne et la probabilité de mesurer  $n$  photons quand  $\lambda$  photons sont attendus vaut :

$$P(n/\lambda) = \frac{(e^{-\lambda} \cdot \lambda^n)}{n!} \quad (1.3)$$

Le bruit dans les images dépend donc de :

- L'exposition totale : l'augmentation de l'intensité augmente le SNR (rapport signal/bruit), réduisant ainsi le bruit quantique relatif au détriment de la dose administrée au patient.
- L'algorithme de reconstruction : le filtre appliqué ainsi que les méthodes d'interpolations influencent le bruit de l'image.

L'écart type de l'intensité d'un pixel [97] modifié par le bruit vaut :

$$\sigma_{pixel} \sim G * \sqrt{\frac{S}{D * \Delta z}} \quad (1.4)$$

Où  $G$  est un facteur dépendant de l'algorithme de reconstruction,  $S$  l'atténuation effective,  $D$  la dose et  $\Delta z$  l'épaisseur des coupes. En général, l'écart type ne vaut que quelques unités Hounsfield. Les facteurs améliorant le SNR et leurs implications sont :

- l'augmentation du voltage (implique une diminution du contraste).
- l'augmentation de l'ampérage (implique une augmentation de la dose).
- l'augmentation du temps d'acquisition (implique une augmentation de la dose).
- l'augmentation de l'épaisseur de coupe (implique une augmentation du pas d'hélice et donc une diminution du dosage ainsi qu'une diminution du bruit).
- l'augmentation de la taille du pixel (implique une diminution de la taille de la matrice et donc une diminution de la résolution).

## 1.2.4 Les principaux artefacts en TDM

Un artefact désigne tout pixel dont l'intensité a été générée de manière aléatoire. Durant le processus d'acquisition d'un examen scanner, différents facteurs liés au patients ou à l'appareil peuvent être à l'origine d'artefacts.

### 1.2.4.1 Les artefacts liés au patient

- *Les artefacts de durcissement (appelés windmill effect)* : ils sont liés à la variation d'atténuation des photons de basses énergies du faisceau de rayon X en fonction du milieu [3, 24]. En principe, le spectre de rayonnement émis par le tube à rayons X est polychromatique. L'utilisation de filtres optiques ne suffit pas à le rendre parfaitement monochromatique. Le faisceau est constitué de rayons de fortes intensités en son centre et de rayons de plus faibles intensités sur ses bords. Durant la traversée de l'objet, les rayons de plus faible intensité sont les premiers absorbés. La moyenne des rayons du faisceau gagne en intensité ce qui augmente le niveau de gris de l'image. L'aspect discontinu des densités, lorsqu'il est trop important, peut entraîner une modification des rayons X et donc des mesures, avec un rehaussement artificiel des bords. On distingue alors sur l'image des bandes sombres ou des stries immédiatement à côté d'une structure à haut contraste.
- *Les artefacts métalliques (cas extrême de l'artefact de durcissement)* : Certains antécédents médicaux (comme les couronnes dentaires, prothèses etc.), peuvent fausser les mesures d'atténuation des faisceaux de rayonnement qui les ont traversé : les artefacts en résultant altèrent donc de manière particulièrement marquée la qualité de l'image.
- *Les artefacts de mouvements* : les mouvements du sujet (flous cinétiques) sont à l'origine d'artefacts et peuvent rendre l'examen non-interprétable. Les battements cardiaques et le déplacement du diaphragme

lors du cycle respiratoire sont à l'origine de la plupart des artefacts de mouvement. Les artefacts induits se présentent sous la forme d'un flou des contours ou de stries radiaires de densité variable dans les images.

#### 1.2.4.2 Les artefacts liés au patient et à l'appareillage

L'effet de volume partiel est lié à la largeur du faisceau du rayon X [3, 24]. Il correspond à une perte de signal dans les structures de tailles s'approchant de la résolution spatiale du scanner. Il en résulte une densité moyenne pour un voxel (cf. Fig. 1.19). Dans une coupe d'une certaine épaisseur, l'image reconstruite tient compte de toute l'information densitométrique contenue dans cette tranche. C'est ainsi que pour un vaisseau d'orientation oblique ou pour une structure pleine, de même orientation, l'effet de volume partiel fait que la largeur apparente de la structure sur l'image est plus importante que la largeur réelle. L'échantillonnage de l'image résultante rend difficile la localisation des frontières des structures dans l'image. Le disque de la Fig 1.19 (a) dont les contours (qui sont pourtant nets) nécessitent une résolution plus grande que la grille d'échantillonnage (en bleu) est transformé en un objet dont les contours sont nuancés Fig 1.19 (b). La forme résultante d'un seuillage peut différer selon l'intervalle choisi (Fig 1.19 (c) et (d)).

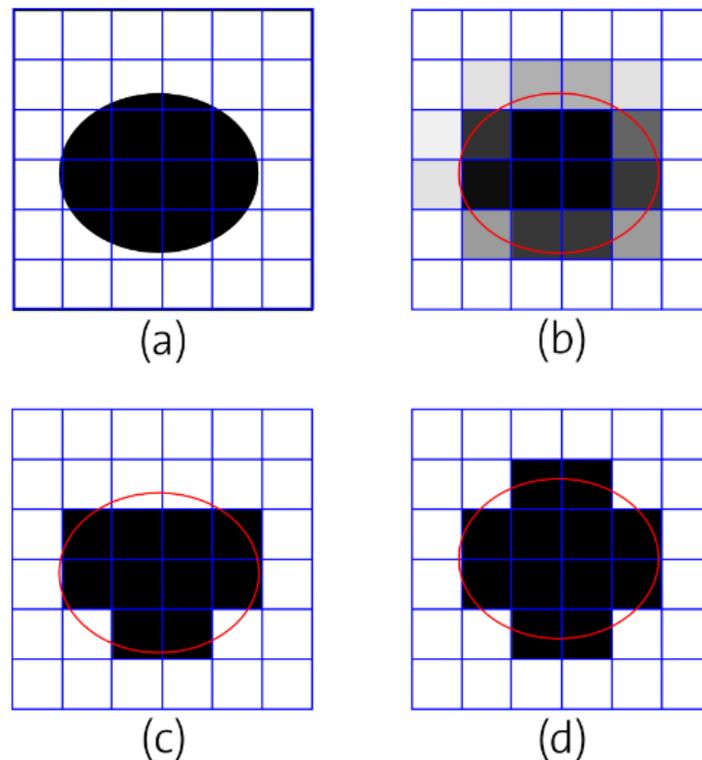


FIGURE 1.19 : Illustration de l'effet de volume partiel : (a) objet d'origine, (b) objet échantillonné sur une grille discrète, (c) et (d) exemples de segmentations de l'objet depuis l'objet échantillonné<sup>12</sup>

### 1.2.4.3 Problèmes spécifiques à l'imagerie des bronches

- **Les sécrétions bronchiques** : une production de mucus peut survenir en réponse à une inflammation aiguë ou chronique. Cette sécrétion de mucus engendre deux types de biais en TDM quantitative. La première est une surestimation des dimensions des parois (WA) associée à une sous-estimation de sa lumière réelle (LA). La deuxième est une obstruction complète éventuelle de la bronche, qui fait obstacle à la segmentation automatique et sa quantification.
- **Les vaisseaux adjacents** : l'arbre bronchique est collé à l'arbre vasculaire artériel pulmonaire. L'accolement vasculaire entraîne une confusion entre les limites de la paroi des bronches (en rouge dans la Fig 1.20) et celle du vaisseau (en blanc dans la Fig. 1.20). La délimitation de la paroi bronchique avec les vaisseaux sanguins fait parti des challenges à relever pour les algorithmes d'extraction de la paroi bronchique. Lorsque la surface d'accolement est faible, on considère que la limite externe de la paroi est continue entre les deux limites de la zone d'accolement. En revanche, lorsque la surface d'accolement devient importante, certains auteurs considèrent que l'estimation de la surface réelle de la paroi est trop aléatoire pour être considérée comme fiable et correcte.

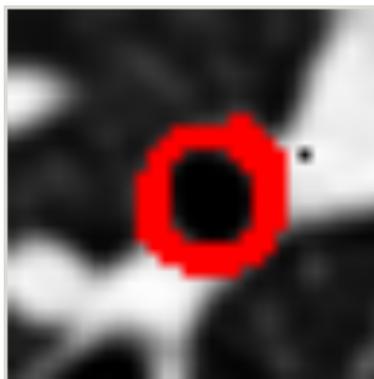


FIGURE 1.20 : Illustration des vaisseaux adjacents (en blanc) à la paroi bronchique (estimée manuellement en rouge)

- **La taille de la bronche** : le calibre des bronches est décroissant au fur et à mesure de leurs divisions, le long de l'arbre bronchique. Lorsque le calibre atteint l'ordre de grandeur de la résolution spatiale de la méthode d'imagerie (aux alentours du millimètre en TDM actuelle), les contours sont alors floutés, diminuant ainsi la fiabilité des mesures de WA et LA. Ceci survient généralement entre la sixième et la dixième génération bronchique. Au-delà, la résolution spatiale des capteurs actuels ne permet ni de visualiser, ni de quantifier les dimensions des bronches distales.

### 1.2.5 Acquisition au cours du temps

Les acquisitions temporelles se font à des moments différents du cycle respiratoire. Elles peuvent se faire durant les phases finales d'inspiration et d'expiration bloquées par le patient, ce qui limite la génération d'artefacts de mouvements pulmonaires. Durant l'inspiration, le diaphragme se contracte et s'abaisse ; les muscles intercostaux se contractent, soulevant les côtes et le sternum ; puis la cage thoracique suit le mouvement et augmente de volume, entraînant les poumons, solidaires de la cage thoracique, qui se remplissent d'air en se gonflant. Mais durant l'expiration, les bronches sont soumises à des différences de pressions intérieure/extérieure qui modifient

leur calibre afin d'expulser l'air, de manière non-uniforme. Dans ces conditions, le volume d'air présent dans l'ATB est un volume constitué d'une seule composante connexe. Durant l'expiration, le diaphragme et les muscles intercostaux se relâchent et les poumons se vident, retrouvant peu à peu leur volume initial. Cette expulsion d'air ferme petit à petit les bronches les plus distales. Mais cette fermeture n'est pas homogène. Certains segments présentent un rétrécissement qui peut atteindre l'obstruction à un certain point et conserver des cavités d'air un peu plus loin. Durant l'expiration, le volume d'air total des bronches ne représente plus une seule mais plusieurs composantes connexes.

### 1.2.6 Synthèse des différents bruits et artefacts présent dans les images issues du scanner-CT

Le tableau 1.1 synthétise l'ensemble des bruits et artefacts auxquels sont soumises les images scanner-CT. Une partie de ces problèmes peut être partiellement résolue par le praticien, en manipulant les paramètres d'acquisition ou de reconstruction explicités en sous-section 1.2.2.

Origine du Bruit	Nom du Bruit	Phénomène physique	Répercussions image	Solutions
Photons	Effet photo-électrique	Absorption du photon avec éjection d'un photo électron (ionisation)	Génération de bruit	Gestion des paramètres
	Effet Compton (diffusion incohérente)	Perte d'un électron (ionisation) et déviation du photon avec perte d'énergie	Génération de bruit diffus	
	Effet Rayleigh (diffusion cohérente)	Déviation sans changement de longueur d'onde, d'un photon arrivant sur un atome	Génération de bruit diffus	collimation sur les capteurs
Scanner	Bruit quantique	Bruit de comptage statistique dû au capteur (plus il y a des rayons à capter meilleur est la précision)	Génération de bruit	Augmenter la dose de rayon X
	Bruit électronique	Dû aux circuit analogique sensibles aux bruits électroniques	Bruite l'image (mais bruit très limité, représentant une fraction du bruit statistique)	
	Erreur d'arrondis	Au moment de la numérisation du signal analogique, celle-ci peut générer des erreurs d'arrondis	Augmentation de la luminosité	réglage du fenêtrage
Origine de l'artefact	Nom de l'artefact	Phénomène physique	Répercussions image	Solutions
Patient	Durcissement de faisceau	Atténuation préférentielle des photons de basses énergies dans le milieu traversé	Stries ou bandes sombres dans l'image	Filtre de reconstruction ou filtrage sur la source
	Mouvements	Battement cardiaque, déplacement du diaphragme, lors du mouvement respiratoire	Flou cinétique	Si examen 4D possibilité de correction du flou par estimation de mouvements
Matériel	Effet de volume partiel	Limite de résolution des capteurs du scanner	Pertes des contours	Choix de l'épaisseur de coupe
Anatomique	Sécrétion bronchique	Production de mucus dû à une inflammation	Surestimation des parois. Obstruction de la bronche.	Traitements médicaux
	Vaisseaux adjacent	Même densité pour la paroi et les vaisseaux sanguins	Confusion des deux parois	Méthodes d'estimation des parois (cf. section 5)
	Expiration	Contraction non-homogène des bronches	Obstruction des bronches. Réduction du volume d'air dans les bronches et donc de l'arbre bronchique exploitable.	Reconstruction géodésique binaire, matrice hessienne.

TABLE 1.1 : Synthèse des différents bruits et artefacts auxquels sont soumises les images scanners-CT

### 1.3 Chaîne de traitements

Comme nous l'avons vu précédemment, un examen scanner-CT du thorax permet d'obtenir des images de coupes. L'étude de celles-ci permettra l'association des fonctions pulmonaires avec des altérations structurales de la bronche. Ces études se font principalement grâce à deux mesures : la surface de la lumière (LA) et de la paroi bronchique (WA). L'obtention de ces mesures est le dernier maillon d'une chaîne de traitements pouvant être décomposée en trois étapes : la segmentation, la squelettisation de l'ATB et les mesures en section bronchique. Les mesures en section bronchique consistent à mesurer la surface de la lumière et de la paroi bronchique à partir du résultat de la segmentation de la paroi bronchique sur des coupes perpendiculaires au squelette (encore appelées *coupes-R*). Le logiciel Neko4D (cf. Annexe B 6.2), développé au cours de ces travaux permet d'appliquer cette chaîne de traitements afin d'extraire ces mesures essentielles à l'analyse médicale des bronches.

### 1.4 Analyses

Le but de l'imagerie bronchique, lors d'un examen de type scanner-CT est de disposer de mesures fiables et reproductibles des différents paramètres bronchiques qui sont des marqueurs de l'importance de la pathologie et de son évolution sous traitement. Ceci permet l'étude de la Physiopathologie des maladies bronchiques et l'évaluation de la réponse bronchique aux tests pharmacologiques. Ces marqueurs correspondent aux mesures LA et WA, obtenues à partir de l'étude de l'ATB. Différentes méthodes de corrélations de ces mesures ont été proposées :

- *l'analyse intra-bronche* [77] qui consiste en l'analyse d'une même bronche parmi un ensemble de patients.
- *l'analyse intra-génération* [18] qui consiste en l'analyse d'un ensemble de bronches appartenant à la même génération de l'ATB.
- *l'analyse inter-génération* [68] peut être utilisée lors de changements morphologiques des bronches, afin de comparer le comportement structurel d'une génération à l'autre. L'intérêt de cette analyse réside principalement dans le fait que l'asthme et les maladies pulmonaires obstructive chroniques (MPOC) sont des maladies des petites voies aériennes.

Ces mesures peuvent s'opérer de deux façons : en pratiquant les mesures, soit uniquement sur la coupe-R centrale du segment courant (cf. Fig.3.8 (a)), soit sur la coupe-R centrale et  $n$  coupes avant et après (cf. Fig.3.8 (b)). Pour les mesures en multi-coupes, il faudra veiller à ce qu'aucune des coupes étudiées ne soit positionnée trop près des embranchements qui modifient la géométrie de la bronche et faussent les mesures.

Ces types de mesures (mesures uniques, mesures multiples) peuvent être appliqués dans les différentes analyses intra-bronche, intra-génération et inter-génération.

Les analyses basées sur une seule bronche d'une génération donnée peuvent conduire à de mauvaises interprétations du taux d'atteinte structurelle dans l'arbre bronchique. De plus, il a été démontré en histologie que ces altérations ne sont pas uniformes le long des bronches. De même, une analyse basée sur une seule génération d'une même bronche ne permet pas de qualifier, de manière représentative, le degré d'atteinte d'une maladie comme l'asthme ou les MPOC dont la répartition est plus importante dans les petites voies aériennes. Par exemple il a été montré que l'épaisseur de la paroi bronchique était plus élevée chez des patients atteints d'asthme, que chez des patients sains [73]. Il est démontré que cette différence devient significative, à partir de la cinquième génération. De même, l'étude sur des patients atteints par des MPOC [68] démontre que le ratio (E/I) (LA en phase d'expiration par rapport à LA en phase d'inspiration) est significativement lié aux tests de fonctions pulmonaires (TFP), alors

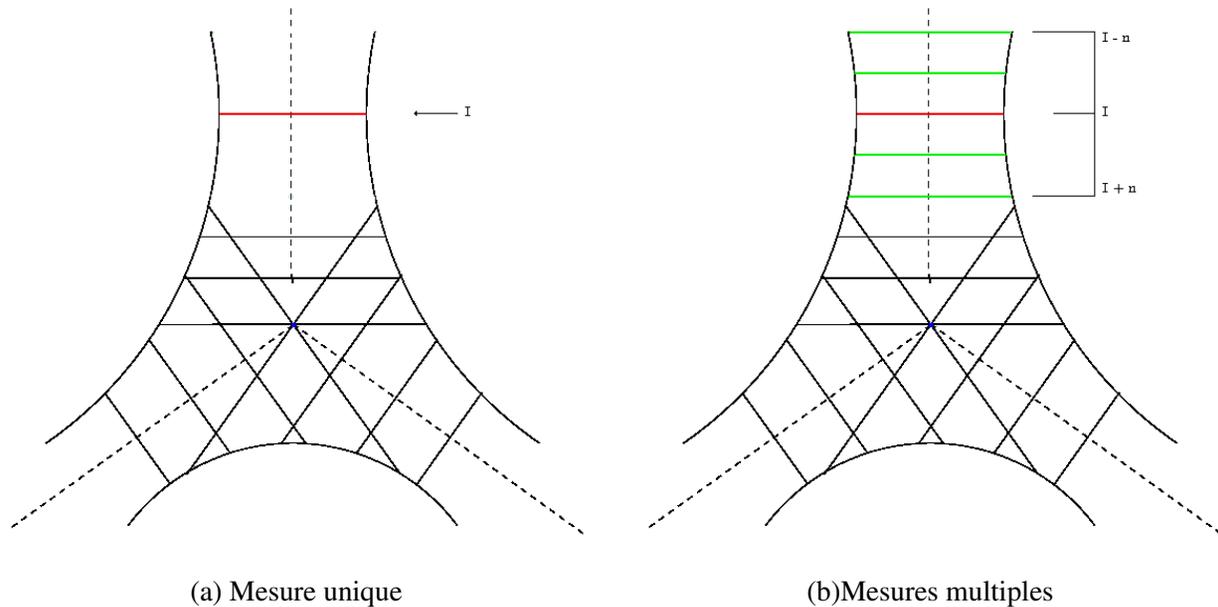


FIGURE 1.21 : Schématisation des mesures uniques et multiples sur l'intervalle  $[I - n, I + n]$ , avec en rouge, la coupe-R centrée sur la bronche observée et en vert, les coupes-R additionnelles pour les mesures multiples.

que ces observations commençaient dès la cinquième génération seulement. Il apparaît donc essentiel d'augmenter le taux de détection visant, idéalement, l'exhaustivité et ainsi éviter de biaiser l'ordre des générations détectées. Il faut non seulement augmenter le nombre de bronches détectées dans une même génération, mais aussi augmenter le nombre de générations détectées. Cette augmentation du taux de détection rendra les mesures et les analyses en découlant plus représentatives.

## 1.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différents domaines et introduit les différents concepts nécessaires.

Dans un premier temps, nous avons introduit les éléments d'anatomie nécessaires à la compréhension de l'organe étudié ; l'arbre trachéo-bronchique (ATB). Après avoir défini l'ensemble des voies aériennes supérieures (VAS) et inférieures (VAI), nous avons décrit la composante anatomique d'un arbre bronchique. Nous nous sommes alors intéressés aux nomenclatures existantes pour la labellisation de ces différentes branches. Enfin, nous avons passé en revue quelques-unes des pathologies les plus rencontrées en imagerie bronchique.

Dans un deuxième temps, nous nous sommes intéressés au concept de l'imagerie tomodensitométrique obtenue par un scanner-CT pour comprendre le mécanisme de production des images de données sur lesquelles nous travaillons. Nous avons présenté les principes du rayonnement électromagnétique afin de comprendre la façon dont sont générés les rayons X. Puis, comment nous obtenons une image de type radiographique (un seul angle de projection) ou tomodensitométrique (plusieurs angles de projections) à partir de ces rayons. Une fois ce concept détaillé, nous avons expliqué les paramètres de manipulation du scanner-CT et leur influence sur les images résultantes. Nous avons présenté ensuite les différents types de bruit engendrés par les capteurs.

Pour pouvoir déterminer les problèmes liés aux traitements des images scanner-CT, nous avons décrit différents

bruits et artefacts ainsi que diverses pathologies, afin d'expliquer les différents impacts sur les images tomodensitométriques. Puis, nous avons introduit une chaîne de traitements afin de répondre point par point aux différentes problématiques engendrées par ce sujet.

Un état de l'art de chaque maillon de la chaîne sera présenté en détails dans la partie suivante.

## État de l'art

L'extraction de la paroi bronchique permet les mesures LA et WA. Ces mesures sont l'aboutissement d'une chaîne de traitements (cf. section 1.3) composée de trois parties (cf. Fig. 2.1) :

- l'extraction de l'ATB
- la squelettisation de l'ATB
- les mesures en section bronchiques

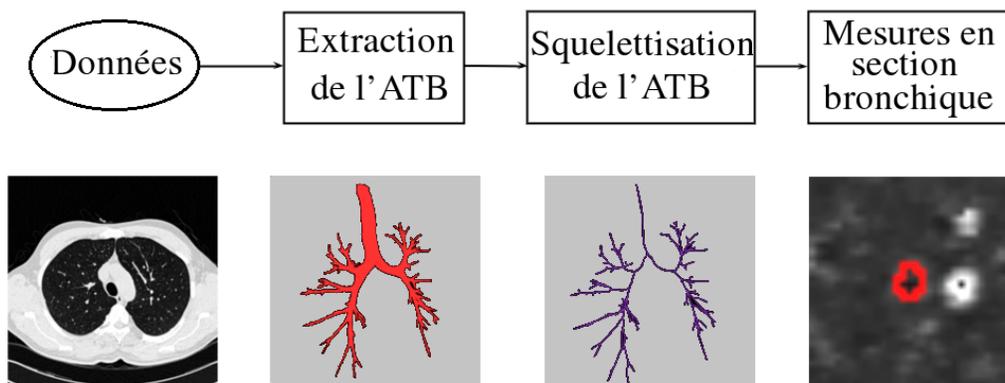


FIGURE 2.1 : Chaîne de traitements pour les mesures en sections bronchique

Dans cette partie nous avons décomposé les méthodes rencontrées dans la littérature afin de les classifier dans les différents maillons de la chaîne.

### 2.1 Extraction de l'ATB

L'étape d'extraction du volume représentant l'ATB est le premier maillon de la chaîne de traitements (cf. Fig. 2.2).

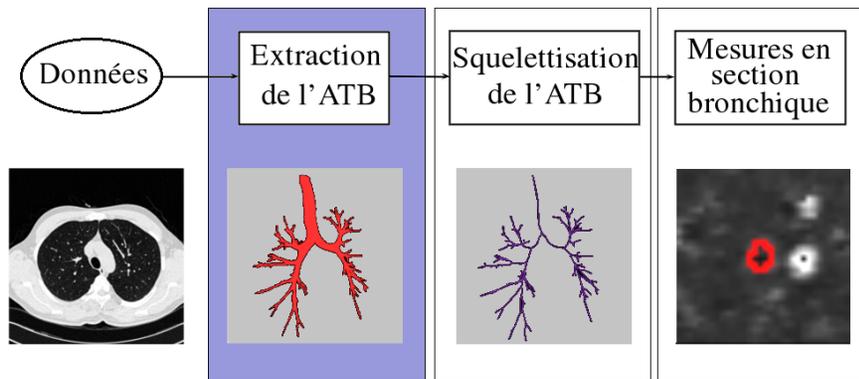


FIGURE 2.2 : Première étape de notre chaîne de traitements : l'extraction de l'ATB

La méthode d'extraction des bronches a pour objectif la segmentation des bronches de l'ATB. Ce maillon de la chaîne est très important car c'est de ses résultats que vont dépendre les maillons suivants (squelettisation et mesures en section bronchique).

L'ATB est normalement constitué de 24 générations. Or la plupart des méthodes atteignent difficilement la totalité de la quatrième génération (selon la classification de Boyden, présentée dans la sous-section 1.1.3). Le taux de détection des bronches décroît à partir de la quatrième ou cinquième génération bronchique. Il apparaît comme fondamental d'avoir un grand nombre de bronches, idéalement l'exhaustivité, au sein de la même génération, afin d'assurer la représentativité statistique des mesures. En effet, il a été prouvé que pour des maladies comme l'asthme, la répartition des altérations structurelles de la paroi n'est pas uniforme. De plus, celle-ci est plus importante dans les bronches distales que dans les bronches proximales. Ainsi, il semble essentiel d'améliorer les méthodes de détection automatiques ou semi-automatiques des bronches. Cette amélioration permettrait l'augmentation du taux de détection par génération et l'extraction quantitative, où la maladie prévaut. D'importants efforts sont nécessaires pour accroître la précision des algorithmes actuels.

Les méthodes de segmentation de l'ATB sont confrontées à différentes problématiques. Celles-ci sont essentiellement liées à celles de l'imagerie TDM de l'organe étudié (la bronche), de la morphologie du patient et des artefacts générés par certaines pathologies (cf. section 1.1.4). De même, suivant le moment de l'acquisition (inspiration ou en expiration), les problèmes ne sont pas les mêmes. Un recueil et une classification de ces techniques sont proposés dans [57].

## 2.1.1 Chaîne de traitements pour la segmentation de l'ATB

Les problèmes de segmentation de l'ATB sont des thèmes largement discutés dans la littérature. Nous proposons de synthétiser l'ensemble de ces techniques par une chaîne de traitements. Cette chaîne est constituée d'un maillon de pré-traitement et d'un maillon de classification des voxels de l'image (cf. Fig.2.3).

### 2.1.1.1 Pré-traitement des images scanner

L'objectif du pré-traitement est d'améliorer les résultats de l'étape de segmentation. La distribution des intensités (cf. Fig 2.4 (b)), issue de l'exemple de l'image scanner (cf. Fig. 2.4 (a)) est une distribution multimodale séparée en

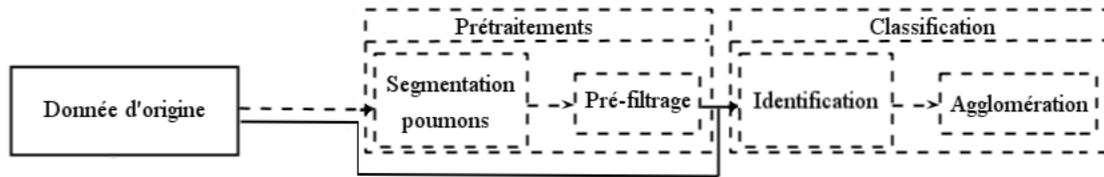


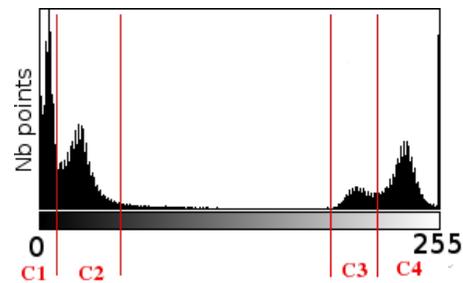
FIGURE 2.3 : La chaîne de traitements pour l'extraction de l'arbre trachéo-bronchique

quatre classes principales. Chacune de ces classes représente une partie des différents types de tissus anatomiques, présents à l'intérieur du thorax :

- $C_1$  : représente l'air contenues dans les bronches.
- $C_2$  : représente le parenchyme.
- $C_3$  : représente les tissus de la paroi bronchique des vaisseaux sanguins et de la plèvre, certaines tumeurs.
- $C_4$  : représente les os et les tissus de plus hautes densités.



(a) Exemple d'image scanner



(b) Distribution en niveau de gris

FIGURE 2.4 : Exemple d'une image scanner-CT du thorax (a) et son histogramme associé (b), avec ses quatre classes principales :  $C_1$  pour la lumière bronchique,  $C_2$  pour le parenchyme,  $C_3$  pour la paroi bronchique et les vaisseaux sanguins et  $C_4$  pour les tissus de plus hautes densités et les os

Les distributions pour chaque classe peuvent se recouvrir ( $C_1$  avec  $C_2$  et  $C_3$  avec  $C_4$  cf. Fig. 2.4 (b)) ce qui rend difficile leur séparation. Dans le cas de l'extraction de l'ATB (i.e. extraire l'air contenu dans les bronches) la difficulté se situe sur la séparation de  $C_1$  de  $C_2$  dû à la faible différence d'intensité entre le parenchyme et les bronches. Par exemple lorsque l'on étudie la distribution en intensités de la surface de la lumière bronchique (sur une coupe en section bronchique), on remarque que celle-ci n'est pas homogène. L'histogramme (cf. Fig. 2.5 (b)) montre une grande dispersion des valeurs d'intensité appartenant à la lumière bronchique (cf. Fig. 2.5(a)). Par conséquent, couvrir l'ensemble de ces valeurs par un intervalle unique équivaldrait à un chevauchement entre les deux zones définies par  $C_1$  et  $C_2$  et donc une mauvaise extraction de l'ATB.

Le pré-traitement doit donc améliorer la séparation de ces classes pour faciliter l'extraction de notre région d'intérêt ( $C_1$ ) dans l'étape suivante.

## Problèmes

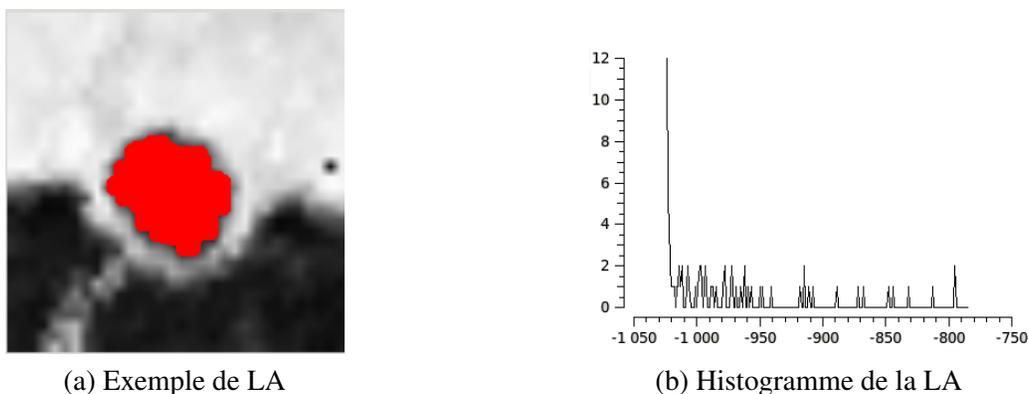


FIGURE 2.5 : Exemple d'une lumière bronchique (LA) en rouge (a) et de son histogramme de densité (UH) associé (b)

La limite de résolution des capteurs, la dose de radiation employée, l'état de santé du patient (en fonction de ses antécédents médicaux), l'énergie et le filtre de reconstruction employés sont autant de facteurs qui influent sur l'image (résumés dans le tableau du chapitre 1.5). Ces problèmes peuvent être factorisés en deux thématiques :

- La correction d'artefacts
- La correction du bruit et l'amélioration des détails

La correction d'artefacts est une étape qui nécessite un filtrage appliqué à un artefact particulier. La correction du bruit modélisé par une distribution de Poisson (cf. sous-section 1.2.3) et l'amélioration des détails sont en partie traités en amont par le praticien (durant la phase de reconstruction). Suivant le protocole de réglage de la machine et les facteurs énoncés précédemment l'image peut présenter un SNR fort mais une fonction d'étalement du point (PSF) faible ou l'inverse. Le praticien peut au moment de la reconstruction appliquer des filtres passe-bas pour lisser l'image dans le cas d'une faible valeur du SNR. Dans le cas d'une valeur élevée du SNR le praticien peut utiliser des filtres passe-haut pour rehausser les contours et augmenter le niveau de détails de l'image.

Ce traitement en amont corrige une partie des problèmes mais en soulève d'autres. En effet, le filtre passe-bas atténue les hautes fréquences ce qui atténue les détails (perte des petites structures de l'image) et réduit une partie du bruit dans l'image. En observant la distribution d'une image traitée par un filtre passe-bas on remarque que la séparation des classes est accentuée. Une partie des voxels en chevauchement sur deux classes est répartie sur ou l'autre des classes.

Le filtre passe-haut favorise les hautes fréquences (les détails) et améliore le contraste. Toutefois dans le cas des images avec un SNR faible cette amélioration génère une augmentation du bruit. En observant la distribution d'une image traitée par un filtre passe-haut on remarque que la séparation des classes est réduite à deux classes couvrant chacune un large intervalle d'intensité. Une partie des voxels est distribuée sur une classe qui sera le fond de l'image ( $C_1$  et  $C_2$ ) et l'autre sur les détails ( $C_3$  et  $C_4$ ).

Les images en entrée de notre chaîne de traitements sont donc, soit lissées par un filtre passe-bas ayant supprimé des informations (petites structures de l'image), soit bruitées par un filtre passe-haut rehaussant le bruit en même temps que les contours. Le pré-traitement est décomposé en deux phases : une phase optionnelle d'extraction de la région du poumon (cf. Fig.2.8) et une phase de pré-filtrage de l'image.

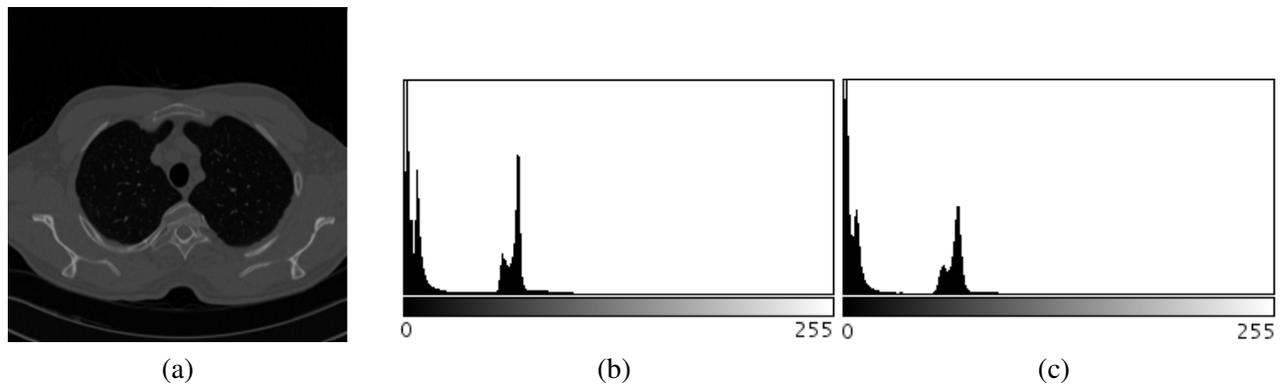


FIGURE 2.6 : (a) Exemple d'une image issue d'un examen scanner-CT traité par un filtre passe-bas, (b) l'histogramme associé et (c) histogramme de l'image d'origine.

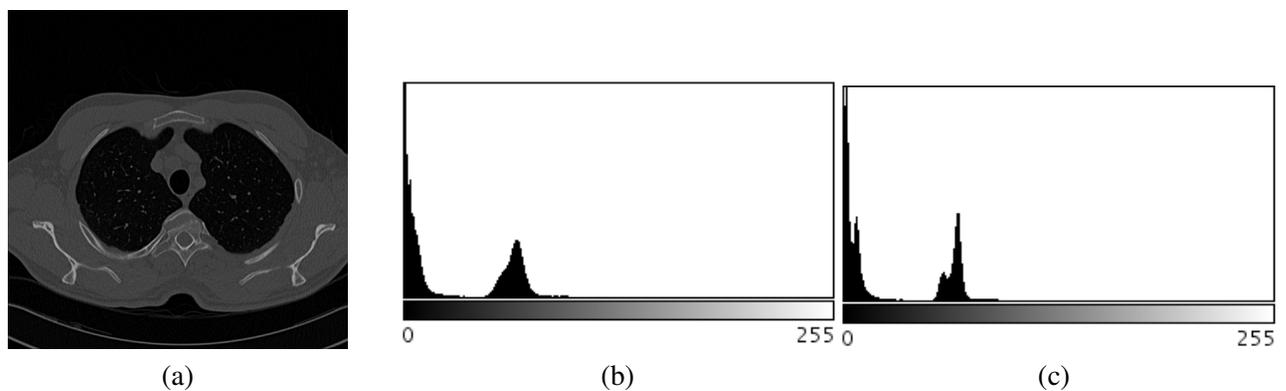


FIGURE 2.7 : (a) Exemple d'une image issue d'un examen scanner-CT traité par un filtre passe-haut, (b) l'histogramme associé et (c) histogramme de l'image d'origine.

### Extraction de la région du poumon

L'étape d'extraction de la région du poumon dans la phase de pré-traitement peut être effectuée en premier lieu, permettant ainsi de restreindre les zones d'action des algorithmes d'extraction de l'ATB. Cette étape permet aussi d'enlever les os ( $C_4$ ) et une partie des tissus mous (une partie de  $C_3$ ) de l'image d'origine.

Différentes méthodes sont décrites dans la littérature, combinant différentes approches de segmentation [111, 43, 47]. Zhang *et al.* [111] proposent de segmenter les poumons et les fissures lobaires (les poumons sont divisés en lobe par différentes fissures obliques et horizontales), en utilisant un atlas anatomique pulmonaire. Un système de raisonnement par logique floue est utilisé pour la recherche de la scissure, afin d'analyser les informations provenant de trois sources : l'intensité des pixels, une contrainte de lissage anatomique et l'atlas pulmonaire. Comme nous ne disposons pas d'un atlas, cette méthode n'a pu être retenue. Hu *et al.* [43] proposent d'utiliser un seuillage et une séquence de filtres morphologiques (dilatation et érosion) pour extraire les deux poumons. Le principal défaut de cette méthode est son paramétrage empirique. Kabar et Olsen [47] extraient des caractéristiques de textures grâce au filtre de Gabor [30] et combinent ces caractéristiques en utilisant une classification de type Fuzzy C Means (FCM), initialisée par un algorithme génétique [38]. Les principal défaut de cette méthode est la confusion entre la frontière extérieure et intérieure du poumon droit. La méthode proposée dans [43] offre des résultats tout autant

satisfaisants avec une complexité moins élevée que [47].

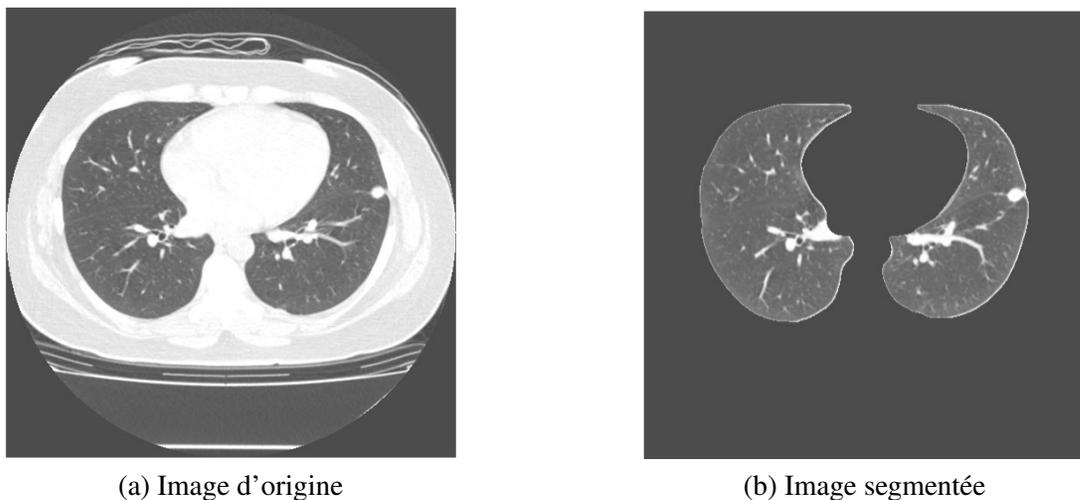


FIGURE 2.8 : Exemple de segmentation des poumons

### pré-filtrage

L'étape de pré-filtrage dans la phase de pré-traitement permet de réduire le bruit dans l'image. Ce bruit modélisé par une loi de Poisson, est généralement traité par l'utilisation de filtres de Butterworth [93], de Metz [71], de Wiener [42] ou par des ondelettes de Haar [54] appliquées à ce type de distribution. Dans la littérature de l'extraction de l'ATB, le bruit est souvent traité par un filtre gaussien mais d'autres approches traitent ce problème.

De Dietrich et Braquelaire [23] utilisent un filtre Sigma [10] qui moyenne les voxels dont les valeurs sont proches d'une valeur  $\sigma$ . Le filtre Sigma permet de lisser l'image tout en préservant les contours. Le problème majeur de l'application de ce filtre à l'ensemble de l'image est qu'il homogénéise l'intensité des pixels de la lumière bronchique et du parenchyme ce qui favorise les fuites. Le filtre sigma est mieux adapté pour un traitement local comme lors de l'extraction de la paroi bronchique (cf. section 3.1.4).

D'autres travaux de recherche ont proposé l'utilisation d'opérateurs morphologiques en niveau de gris, pour filtrer le bruit et les petites surfaces d'air dans le parenchyme. L'utilisation de la reconstruction par érosion en niveau de gris permet de traiter le bruit de l'image et ainsi d'améliorer le rendu du seuillage. Le gradient morphologique [29] ou la reconstruction par érosion en niveau de gris [51, 2, 45, 32, 84] sont employés afin d'affiner la sélection et classification des voxels par le seuillage. La reconstruction par érosion peut être combinée avec une dilatation spatiale afin d'empêcher les petites fuites [45]. L'ensemble des techniques basées sur la morphologie en niveau de gris permet un bon pré-traitement de l'image donnant de meilleurs résultats lors du seuillage ou pour le traitement d'artefacts particuliers comme le durcissement de rayon. Cependant, elles entraînent une forte dégradation de l'image, conduisant souvent, à une modification des contours et à une perte de petits segments bronchiques. Afin de compenser cet effet indésirable, ces méthodes doivent être combinées à des méthodes d'agglomérations spécifiques [31].

Feurstein *et al.* [33] ont introduit l'utilisation de l'équation de diffusion de courbure [106], similaire à l'équation de diffusion anisotrope, proposée dans [82], visant à réduire le bruit de l'image, sans avoir à détruire des parties

significatives du contenu de l'image (typiquement des contours). Un volume d'intérêt et un filtre basé sur le Laplacien de Gaussienne (LoG) appelé Local Image Enhancement sont utilisés afin d'améliorer localement les contours des parois bronchiques affaiblies par l'effet de volume partiel [52].

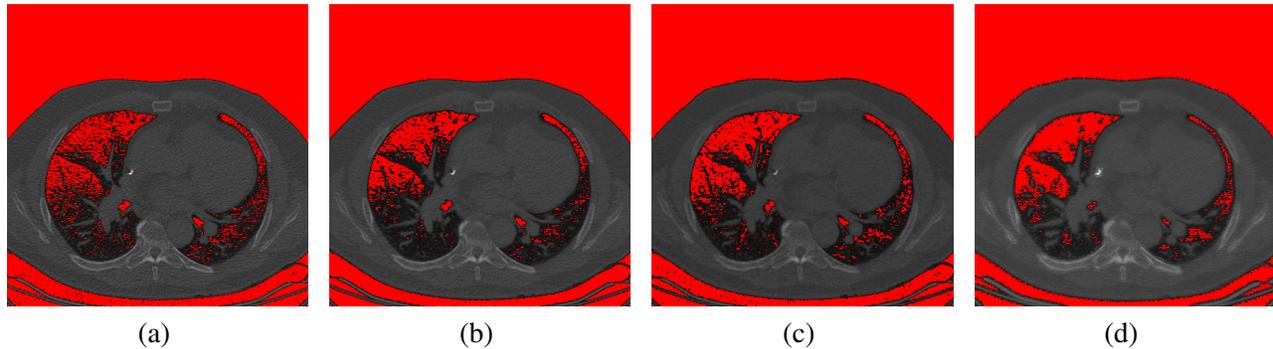


FIGURE 2.9 : Exemple d'une image affectée par un artefact de durcissement de rayon pré-traité par différents filtres : (a) Image d'origine, (b) Image traitée par une gaussienne avec  $\sigma=0,6$ . (c) Image traitée par un filtre d'ouverture morphologique en niveau de gris (d) Image traitée par un filtre Sigma avec  $\sigma = 10$  et  $\theta=5$ .

Dans l'ensemble, l'utilisation d'un filtre gaussien est bien adapté au traitement du bruit. En revanche, la correction d'artefacts comme le durcissement de rayon nécessitent des méthodes plus élaborées basées sur la morphologie en niveau de gris.

### 2.1.1.2 Classification des voxels de différentes intensités

Le but de la classification adaptée à notre chaîne de traitements est d'extraire les voxels appartenant à l'ATB du reste de l'image 3D (empilement des coupes de l'examen). Cette classification est scindée en deux étapes que sont l'identification des voxels représentant l'ATB et l'agglomération de ces voxels à un germe afin de réduire les derniers bruits géométriques.

#### Identification des voxels représentant l'arbre trachéo-bronchique

L'étape d'identification dans la phase de classification permet de séparer  $C_1$  (l'air contenu dans les bronches) de  $C_2$  (le parenchyme). Cependant, la proximité entre l'intensité des voxels de ces deux classes rend cette séparation complexe.

Les méthodes par seuillage manuel font partie des approches les plus simples utilisées en segmentation d'images. L'idée de ces méthodes est, étant donné un ou plusieurs seuils, de classer l'ensemble des éléments de l'image en deux catégories : dans l'intervalle défini par les bornes du seuil et en dehors de cet intervalle. Ces deux classes sont couramment appelées l'objet et le fond. Il existe d'autres techniques de classification autres que le seuillage. *Lo et al.* [61], proposent d'utiliser un classifieur de  $k$  plus proches voisins (K Nearest Neighbor : KNN) pour différencier les voxels appartenant aux voies respiratoires de ceux n'y appartenant pas. Le classifieur de KNN est entraîné à partir d'une première extraction de l'ATB par un bisseuillage formant ainsi un premier échantillon. Un ensemble de descripteurs d'images est calculé depuis le premier échantillon. Ces descripteurs sont basés sur l'utilisation des matrices hessiennes. Le classifieur KNN final est entraîné en utilisant une combinaison pondérée des descripteurs

d'images et des échantillons d'entraînements. Cette méthode produit en général très peu de fuites et de voxels mal classifiés (cf. tableau 3.2.1.5). En revanche ces méthodes sont coûteuses en temps de calcul.

La technique proposée dans [96] utilise une connaissance anatomique basée sur la proximité de la bronche avec les vaisseaux sanguins environnants. Dans cette approche différentes régions définies à partir de seuillages permettent d'approximer différentes zones anatomiques (vaisseaux sanguins, bronches, parenchyme). Les voxels sont ensuite étiquetés selon un degré de confiance pour leur appartenance à l'ATB. Puis l'agglomération au volume final représentant l'ATB est pondérée selon un coefficient définissant le degré de confiance de la propagation. La principale faiblesse de cette approche se trouve dans le choix des voxels que l'on considère comme appartenant à la lumière bronchique.

Les valeurs propres d'une matrice hessienne permettent de déterminer la similarité géométrique entre la structure locale de l'image et une forme géométrique (une sphère, une structure tubulaire ou un disque). Des combinaisons des valeurs propres de cette matrice ainsi que des coefficients permettent de créer des fonctions déterminant l'appartenance d'un voxel aux bronches [58, 79, 60].

Les valeurs propres de la matrice hessienne peuvent être combinées à l'analyse multi-échelle pour la détection de formes [61, 5, 4, 53]. L'objectif principal de l'analyse multi-échelle est de détecter des structures de différentes tailles et de différentes intensités en convoluant, le plus souvent, l'image d'origine par une suite de filtres gaussiens  $G(x, \sigma_i)$  et ses dérivées partielles en faisant varier le  $\sigma$ . Dans le cas des images pulmonaires, ce  $\sigma$  est directement assimilé au diamètre des structures tubulaires d'intérêt.

Ces méthodes donnent actuellement les meilleurs résultats (cf. tableau 3.2.1.5). Cependant, certaines constantes d'implémentations ou d'optimisations n'ont pas été données dans les articles, rendant les résultats impossibles à reproduire. Le calcul des matrices hessiennes combinées avec l'analyse multi-échelle augmente singulièrement la complexité. Ceci nécessite bien souvent de mettre en place une optimisation par un traitement des calculs par GPGPU (General Purpose computing on Graphics Processing Units).

### Agglomération des voxels appartenant à l'arbre trachéo-bronchique

L'étape d'agglomération des voxels identifiés comme représentant de l'ATB ( $C_1$ ) dans la phase de classification doit permettre de séparer l'ATB de bruits géométriques. Cette étape est souvent basée sur des méthodes de type croissance de région (Region Growing : RG). Le RG est une technique de segmentation permettant d'agglomérer des voxels à partir d'un germe donné selon certaines contraintes préalablement définies. La méthode de croissance de région standard (Standard Region Growing : SRG) se base uniquement sur des contraintes d'intensité des voxels et sur un voisinage.

La principale faiblesse de cette approche est la limitation due à l'information colorimétrique. Elle peut engendrer des *fuites* ; à savoir une agglomération de voxels à l'ensemble résultat, dont l'intensité correspond aux critères, mais qui n'appartiennent pas à la région recherchée. Afin de pouvoir agglomérer les voxels appartenant uniquement à l'ATB et ainsi créer un ensemble connexe, il est nécessaire d'avoir une bonne identification (étape précédente), *i.e* de séparer  $C_1$  (l'air contenu dans les bronches) de  $C_2$  (le parenchyme) (cf. Fig. 2.4). Comme nous l'avons vu, la proximité entre la valeur des voxels de ces deux classes rend cette séparation complexe. Une mauvaise identification entraînerait une agglomération de voxels n'appartenant pas à l'ATB, ce qui fausserait sa morphologie, en déclenchant une *fuite* dans le parenchyme ( $C_2$ ).

La propagation de front [91, 50, 37, 102] permet l'extraction du volume de l'ATB. La propagation de front est

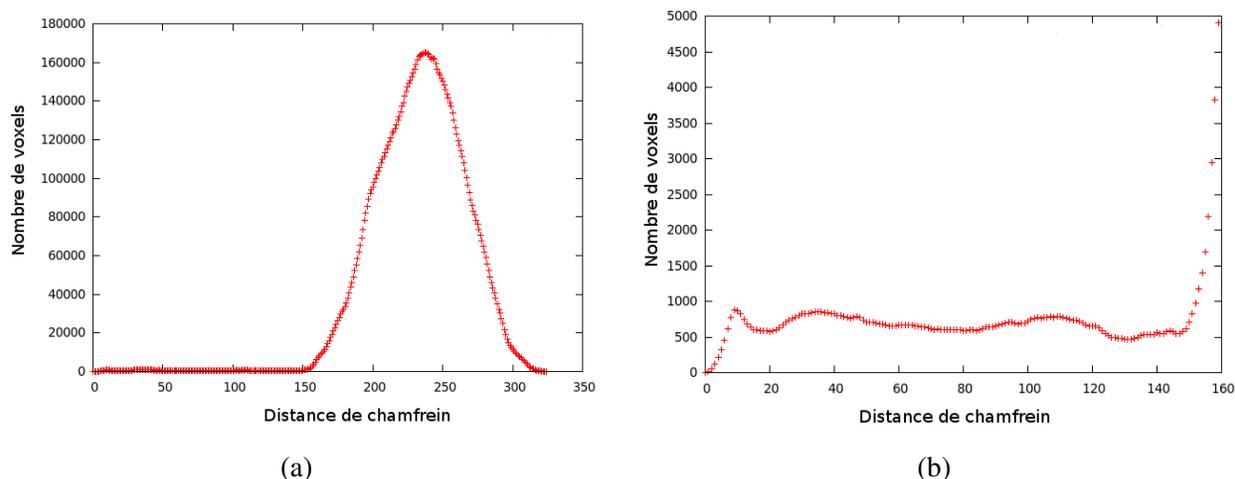


FIGURE 2.10 : Distribution du nombre de voxels en fonction de leur distance au point source : (a) représentation de l'ensemble de la distribution, (b) zoom sur la distance de départ de la fuite (entre 140 et 150).

un SRG combiné avec une carte de distances permettant de contraindre l'arrêt de l'algorithme en fonction de sa distance depuis le point d'origine. L'avantage du front de propagation est qu'il limite la fuite à une distance donnée (cf. Fig. 2.10). Il est donc aisé de détecter les fuites de grande envergure par comparaison du nombre de voxels par fronts. Lorsque la fuite est détectée, il suffit de revenir à l'étape précédente du front. Mais cette méthode ne permet pas la gestion des fuites de petite taille qui ne sont pas repérables sur la distribution du nombre de voxels en fonction de leur distance au point source (cf. Fig. 2.10). La méthode SRG peut être combinée avec une gestion de fuites [45] basée sur la dilatation d'espace morphologique fermé ([2] et précédemment utilisée dans [67]) pour extraire des régions connexes 3D. Le problème de cette méthode de gestion de fuites est que les petites discontinuités pouvant être détectées dans des bronches empêchent la progression de l'algorithme d'accroissement de région.

Afin de contrôler les fuites, d'autres travaux se sont appuyés sur des méthodes de confinement en utilisant des régions d'intérêt. Dans [33] et [52], les auteurs utilisent des régions d'intérêt rectangulaires, au lieu de régions d'intérêt de type cylindrique [55], afin de contraindre la propagation de région au volume défini par la région d'intérêt. Mais ces méthodes sont très exposées aux fuites (celles-ci apparaissant souvent dans les bronches périphériques) et ne proposent pas de réelles solutions pour les endiguer.

D'autres travaux de recherches [69, 17, 98, 13] ont proposé d'utiliser des patrons d'appariement ou formes pré-déterminées pour améliorer la détection de petits segments de bronches. L'utilisation des formes pré-déterminées permet un taux bas de détection de faux positifs et restreint le nombre de fuites dans le parenchyme.

Une combinaison de propagation de tunnels basse et haute résolutions (Low Resolution Tunnel Propagation : LRTP) et (High Resolution Tunnel Propagation : HRTP) dont la configuration s'approche du tunnel grâce à une combinaison pondérée de différentes formes de connexités est proposée dans [31]. Ce type de propagation permet de forcer la détection et le raccord de certains segments distaux et non-connexes à l'ATB extrait lors d'une première phase de SRG.

### 2.1.2 Conclusion sur les méthodes d'extractions de l'ATB

Les méthodes d'extraction de l'ATB sont nombreuses, mais elles peuvent être synthétisées par une chaîne de traitements en trois parties. La partie pré-traitement s'attache à réduire le bruit et les artefacts dans les images d'origine engendrés par différents facteurs (cf. sous-section 1.5). La partie classification permet dans un premier temps de séparer la région des bronches des autres régions de l'image. Puis, elle permet par une phase d'agglomération d'extraire le volume final. En 2009, Lo *et al.* [59] ont mis en place un protocole de comparaison des méthodes d'extraction de l'arbre trachéo-bronchique. Au total, 22 équipes ont participé à ce test et 15 ont soumis leurs résultats. Ce protocole de test est toujours d'actualité et permet de comparer une méthode à l'ensemble des autres méthodes publiées en 2009. Le tableau 3.2.1.5 résume ces tests en proposant une classification des méthodes basées sur plusieurs critères que sont :

- le nombre de bronches détectées.
- le pourcentage de bronches détectées par rapport à un nombre de bronches d'une segmentation de référence.
- la longueur de l'ATB (en cm).
- le pourcentage de longueur détectée par rapport à la longueur de l'ATB de référence.
- le nombre de fuites.
- le volume représentant la fuite (en  $mm^3$ ).
- le taux de faux positifs correspondant à la fraction du volume total segmenté qui n'est pas marqué comme *correct* par rapport au volume de référence.

Ce classement est réalisé sur un même jeu de données et selon le protocole de mesures défini lors du second *Workshop* international sur l'analyse d'images pulmonaires en 2009 [59] dans lequel ces méthodes ont été comparées.

Les meilleures méthodes sont celles qui cumulent le plus grand résultat dans les pourcentages de bronches et de longueur détectées ainsi que le plus petit volume de fuite et le plus faible taux de faux positifs. La méthode proposée dans [33] basée sur l'utilisation des VOIs présente le meilleur taux de détection, mais son taux de faux positifs est aussi le plus élevé. En revanche, la méthode proposée dans [55] permet un des taux de détection de bronches le plus bas, mais aussi le meilleur taux de faux positifs (à égalité avec [60]). Les meilleures méthodes semblent être les méthodes utilisant les matrices hessiennes [61, 5, 4]. Les méthodes utilisant les opérateurs morphologiques en niveau de gris donnent elles aussi de bons résultats (un taux de détection de bronches et de faux positifs équilibrés). En revanche, ces méthodes sont très coûteuses en temps de calculs et nécessitent souvent des implémentations spécifiques utilisant les capacités des cartes graphiques (GPGPU) afin de réduire le temps de traitement.

## 2.2 Squelettisation de l'ATB

Une fois le volume extrait, l'étape de squelettisation permet de pratiquer des mesures quantitatives sur les segments (définis par deux embranchements successifs) et la construction de coupes perpendiculaires aux branches du squelette nécessaires à l'étude des sections bronchiques (cf. Fig.2.12).

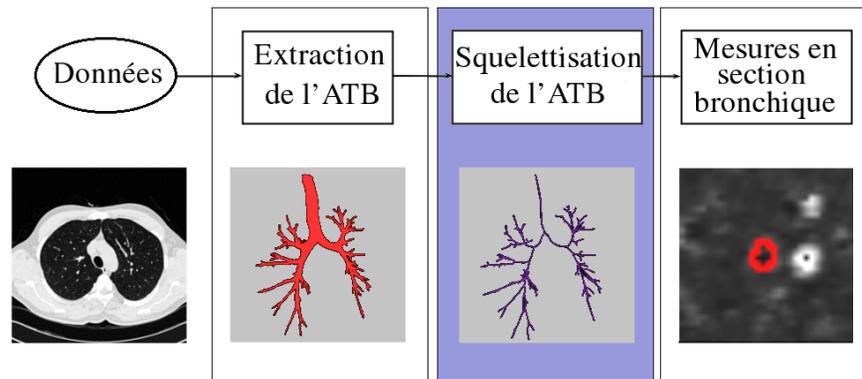


FIGURE 2.11 : Troisième étape de notre chaîne de traitements : squelettisation

La squelettisation est un processus permettant d'obtenir la représentation minimale d'une forme. Cela consiste en la conversion d'une forme, en un ensemble de lignes centrées à l'intérieur ou à l'extérieur du contour de la forme. Celle-ci possède une structure en branches liée à la topologie de la forme (cf. déf. 2 dans la sous-section 7.5.2) aussi connue sous le nom d'axe médian ou axe central. La notion de squelette a été introduite dans [9], afin de définir un nouveau descripteur de formes. Blum définit deux types de squelettes : les endosquelettes, situés à l'intérieur d'une forme et les exosquelettes, se trouvant à l'extérieur<sup>1</sup>. Ce type d'objet est particulièrement adapté à la description d'objets biologiques ou médicaux (chromosomes, os, etc.).

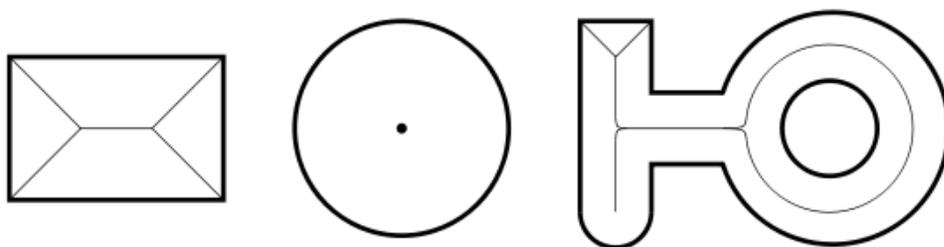


FIGURE 2.12 : Exemples de squelettes (endosquelettes)[90]

Dans le cadre de notre étude, les données provenant de l'extraction de l'ATB représentent des objets tubulaires, dont le calibre est variable. La structure résultante possède de nombreuses bifurcations, dont les embranchements présentent des géométries variables. Enfin, le diamètre d'un segment peut varier en présence de certaines pathologies de type sténosique. L'analyse de l'ATB extrait dans l'étape précédente requiert certaines propriétés : le respect du

1. Dans ce document nous ne nous intéresserons qu'aux endosquelettes et nous utiliserons le terme squelette pour couvrir uniquement ce cas précis.

nombre de composantes connexes (homotopie), des longueurs des branches, des angles des embranchements et de la hiérarchie (géométrie), la centralité, une structure de dimension unitaire, ainsi qu'une certaine robustesse au bruit (cf. section 1.3).

Nous avons regroupé les principales méthodes utilisées dans la littérature en quatre grandes catégories :

- les méthodes d'amincissement topologique.
- les méthodes basées sur le calcul analytique (polygonisation, Voronoï, modèle géométrique).
- les méthodes utilisant des fonctions de distance comme la distance géodésique à un point source.
- les méthodes de squelettisation d'objets non-connexes.

Le but de cette partie est de décrire les méthodes de squelettisation, les plus utilisées pour l'ATB. Cependant, le lecteur pourra se reporter à un état de l'art des méthodes non abordées ici [81].

### 2.2.1 Méthodes basées sur l'amincissement successif des régions

Ce type de méthodes de squelettisation se base sur des images discrètes et utilise un élément structurant via l'érosion morphologique, afin de réduire une forme (l'ATB) à son axe central. Le squelette se précise au fur et à mesure que des coins apparaissent (cf. Fig. 2.12). Le problème est de déterminer à chaque itération les voxels appartenant au contour de la forme et dont la suppression ne modifie pas la topologie de l'objet. Ces voxels supprimables sont appelés *points simples* (cf. Fig. 2.13).

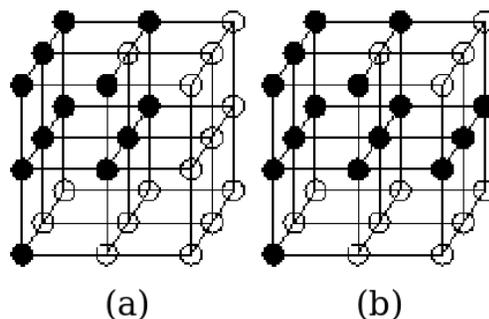


FIGURE 2.13 : Illustration d'un point simple<sup>2</sup>. (a) : le point central est simple, (b) : le point central n'est pas simple : s'il est retiré, un trou est localement créé.

Les points de la forme d'origine sont qualifiés de simples s'ils satisfont certaines conditions géométriques. En dimension 3, le choix des conditions géométriques permet de réduire l'objet en des surfaces (squelette surfacique) ou bien en des courbes (squelette curviligne). Les points simples sont les points dont la suppression ne modifie pas la topologie de l'objet. Les points restants caractérisent l'axe central et donc, les segments du squelette.

Les nombres topologiques (nombres qui décrivent un aspect d'une forme d'un espace topologique ou de la structure de cet espace) permettent également d'effectuer une classification des points, selon leurs caractéristiques topologiques locales. L'utilisation de ces nombres permet de détecter les points qui ont localement les mêmes caractéristiques topologiques que des points de courbes, de surfaces ou des points d'intersections de surfaces ou de courbes. La simplicité d'un point [74] permet de définir si la suppression d'un point appartenant à un objet ne modifie pas la topologie de l'objet. En d'autres termes,  $p$  est simple si les nombres de composantes connexes et

2. <http://www.esiee.fr/~info/a2si/rapport1999-2003/node27.html>

les nombres de trous de l'objet et de son complémentaire, dans son voisinage, restent inchangés avant et après suppression de  $p$ . Mais la préservation dans  $\mathbb{Z}^3$  des nombres de composantes connexes, de trous de l'objet et de son complémentaire, avant et après suppression du point  $p$  est insuffisante pour caractériser un point simple (certains cas ne sont pas traités). Une caractérisation du point simple [62] est proposée, dans lequel un point  $p$  est un point simple s'il s'agit d'un point de bord et que sa suppression préserve la caractéristique d'Euler (cf. déf. 6 dans la sous-section 7.5.2). Dans [56], la caractérisation de la simplicité du point est modifiée par l'utilisation du genre (cf. déf. 5 dans la section 7.5.2).

Bertrand et Malandain [7] introduisent les nombres topologiques dans la caractérisation de la simplicité ou non d'un point  $p$  dans  $N_{26}(p)$ . Cette caractérisation se fait sans calculer explicitement, ni le nombre de trous, ni le genre. Le calcul des nombres topologiques n'exige que le calcul des nombres de composantes connexes d'un point de l'objet avant et après suppression de celui-ci, ce qui réduit le temps de calcul.

Enfin, Lohou [63] propose un comparatif exhaustif de ces méthodes et de leur implémentation. Les méthodes d'amincissements de régions sont bien adaptées dans l'ensemble à la squelettisation de l'ATB. Leur principal défaut reste la génération de petits segments, qualifiés généralement de *barbules*, nécessitant une étape de nettoyage plus ou moins longue suivant l'algorithme utilisé (voir Fig. 2.14 (c) et (d)). De même, leur aspect en forme d'*escalier* nécessite une étape de lissage (voir Fig. 2.14 (a) et (b)).

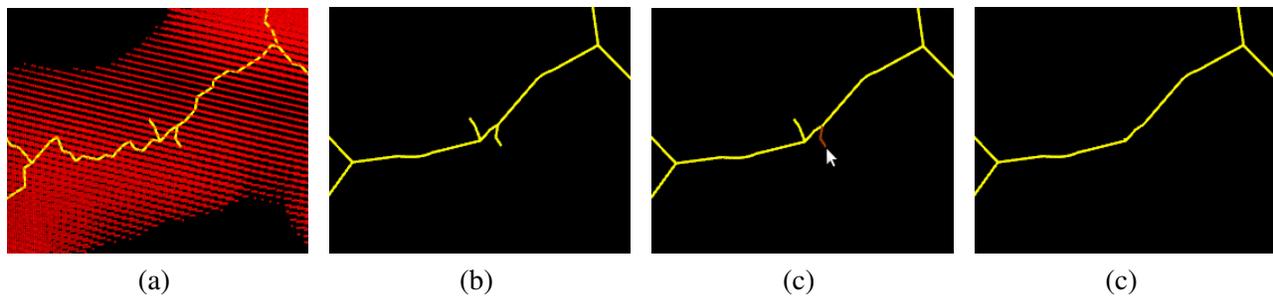


FIGURE 2.14 : Illustration des deux limitations des méthodes de squelettisation par amincissements. (a) Résultat de la méthode sans lissage et ébarbage. (b) Étape de lissage. (c) et (d) Étape d'ébarbage

### 2.2.2 Méthodes basées sur l'utilisation de la distance géodésique à un point source

Ces méthodes utilisent comme référence une carte de distances géodésiques établie à partir d'un point source. Cette carte est calculée à partir d'un masque de chanfrein et permet d'établir un chemin minimal entre un point d'origine et le reste des points du volume composant la carte. Les barycentres des points composant les fronts terminaux constituent les points de fin d'itération de l'algorithme. Les embranchements peuvent être indiqués manuellement [48], ou détectés automatiquement, [112, 40]. Dans cette approche, le cas de courbure rapprochant l'axe du squelette du bord soulève un problème de centralité<sup>3</sup> du squelette.

L'utilisation conjointe de la carte de distances des bords et celle des distances géodésiques à un point source, proposée dans [40, 8] permet de corriger ce problème. Une autre façon d'approcher cette question est de travailler localement dans l'organe, en faisant du *suivi d'organes tubulaires*, grâce à l'utilisation d'une croissance de régions, limitée par une distance  $k$  fixée par l'utilisateur et permettant de se déplacer dans l'organe en fonction de la

3. L'axe obtenu doit être le plus proche du centre de la forme squelettisée

distance au point source par *pas* de taille  $k$ . La détection et le calcul des embranchements se fait par le calcul du nombre d'éléments connexes à une certaine distance géodésique du point d'initialisation du front de propagation. L'algorithme présenté dans [23] et illustré dans la Fig. 2.15 est décrit dans la sous-section 7.6.0.2.

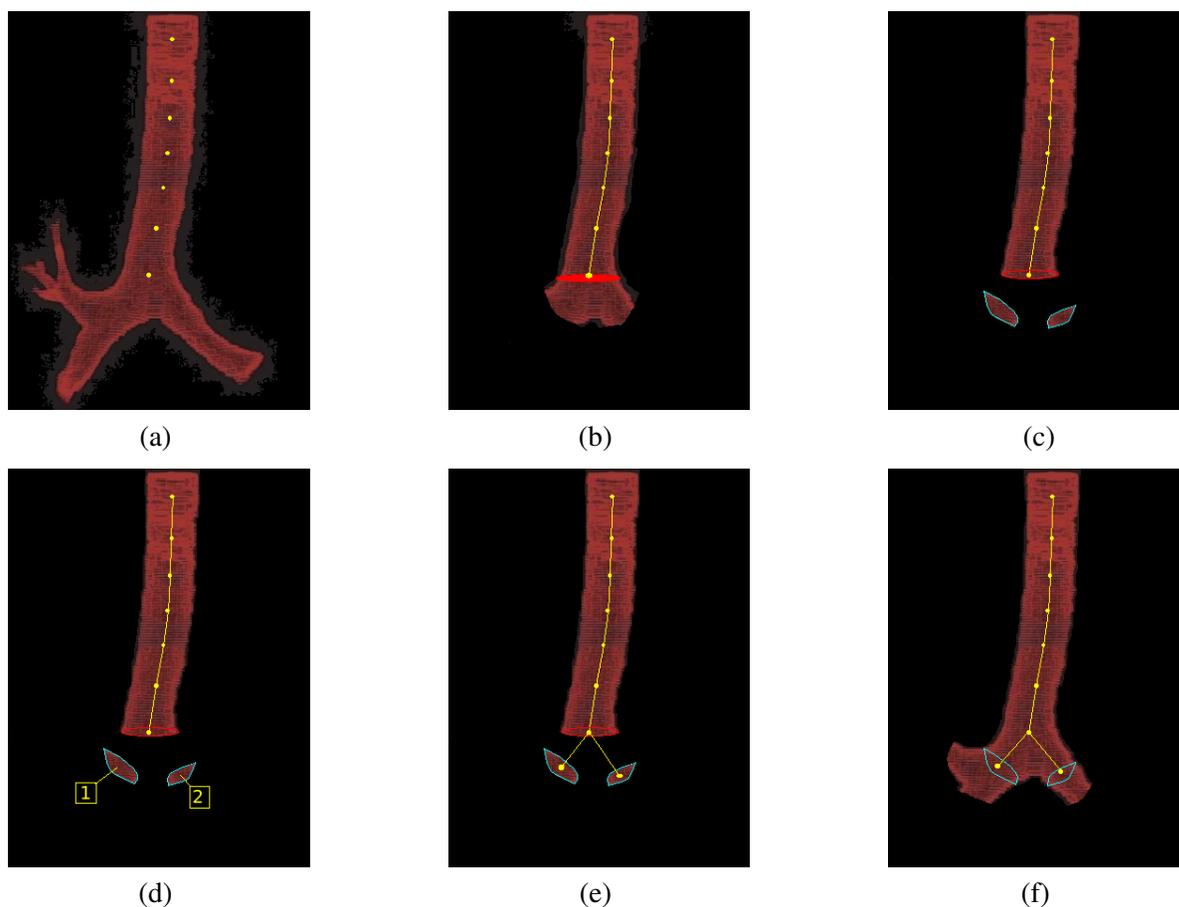


FIGURE 2.15 : Illustration de la squelettisation par utilisation de la distance géodésique à un point source. (a) Point d'origine  $P_n$  de l'étape  $n$ . (b) Propagation d'une nouvelle région bornée par une liste de points déjà visités (en rouge) et par un pas  $K$ . (c) Récupération des points à distance  $K$  du point  $P_n$ . (d) Calcul des composantes connexes. (e) Calcul des barycentres pour chacune des composantes connexes. (f) On relie les nouveaux points  $P_{n+1}^1$  et  $P_{n+1}^2$  à leurs parents  $P_n$  et on réitère l'opération avec les barycentres comme nouveaux points sources.

Le point faible de cette méthode est le pas  $k$  qui est fixe. Cela mène d'une part à des modifications de la géométrie initiale de l'arbre et d'autre part empêche la détection de certaines branches.

Une solution [19] est proposée à ce problème. Un nouveau critère est décrit, basé sur la longueur des branches. Mais sachant que la taille des bronches varie selon les générations d'embranchement, ce nouveau critère n'est pas adapté pour traiter ce genre d'organes.

Une autre solution est proposée dans [8], en extrayant, dans un premier temps, la branche la plus longue de l'ATB et en utilisant une marque. Les voxels situés le long de cet axe sont marqués comme *visités*. Puis l'algorithme est appliqué récursivement sur les zones non traitées. Cette nouvelle méthode soulève de nouvelles problématiques et inconvénients. L'ajout d'un nouveau paramètre (la taille du voisinage) augmente la variabilité du résultat d'une part, et d'autre part l'augmentation de la complexité algorithmique et du temps de calcul dû au calcul d'une carte des distances pour chaque embranchement.

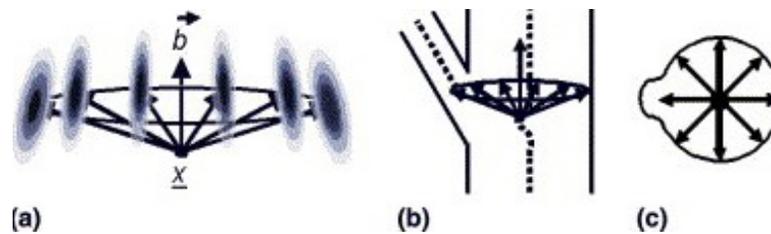


FIGURE 2.16 : Illustration d'un *core* composé d'un atome central et de rayons permettant de le positionner perpendiculairement à l'axe défini par la paroi et de détecter des embranchements [35]

### 2.2.3 Méthodes basées sur le calcul analytique

Les méthodes basées sur le calcul analytique s'appuient sur le modèle du cylindre généralisé, défini par son axe central et par sa surface. Un cylindre généralisé est un solide dont l'axe central est une courbe 3D. Une section transversale fermée est définie en tout point de l'axe. On considère fréquemment que l'on suit l'axe perpendiculaire à la section transversale.

Ces méthodes utilisent des formes géométriques afin de définir les points de l'axe central et elles suivent un procédé itératif, dans lequel se distinguent deux phases : la progression dans un organe tubulaire et la gestion des embranchements. Le déplacement peut se faire par l'utilisation de sphères maximales, de *cores* (cf. Fig. 2.16 (a)) ou de plans. La gestion des bifurcations peut se faire à l'aide d'une analyse en composantes connexes de l'intersection d'une forme (sphère, coupole, cube) avec l'organe tubulaire, ou avec la structure du *core*.

Le *core* [35] est une structure géométrique munie d'un point central, appelé l'*atome* et d'un ensemble de *rayons* (spokes en anglais). L'algorithme de calcul du *core* peut être décrit de la manière suivante :

Dans un premier temps l'*atome* est calculé comme le barycentre des points d'extrémités de ses *rayons* qui sont fixés sur la paroi intérieure de l'organe. Puis, un nouveau *core* est positionné à une distance  $k$ , perpendiculairement aux axes définis par l'*atome* et ses *rayons*. Les bifurcations sont détectées par un écart entre la paroi et l'un des *rayons* du *core* (cf. Fig. 2.16 (b) et (c)).

Différentes approches de détection de contours permettent de définir le barycentre des points de la paroi bronchique. Un modèle de contour actif est proposé dans [100]. D'autres publications [108, 103, 110] utilisent la recherche des maxima du gradient de l'intensité calculés dans la direction radiale pour déterminer les points de contours.

La progression dans un organe tubulaire peut aussi se faire par l'intermédiaire de sphères maximales (cf. définition 2 dans les annexes). Techniquement, la sphère  $C_1$  grossit jusqu'à atteindre les parois de l'organe. Puis une deuxième sphère  $C_2$ , plus grande, du même centre que  $C_1$ , vient intersecter l'organe. Le barycentre est calculé à partir de ces points d'intersection. Ce sera le nouveau point de départ d'une nouvelle sphère. d'autres travaux de recherche [99][16] proposent une méthode travaillant sur un volume représentant l'ATB et une sphère d'intersection (Fig. 2.17 et Fig. 2.18) dans le domaine continu (tessellation).

La détection d'embranchement soulève de nouveaux problèmes. Les méthodes géométriques sont dépendantes d'une structure qui intersecte l'organe exploré et qui après un calcul de composantes connexes détermine les centres de gravité de chacune d'entre-elles. Le problème de ce type d'approche est de fixer la taille de l'objet d'intersection, afin d'être ni trop petit (possibilités de rater des embranchements) ni trop grand (possibilités de rater des embranchements et fausser la géométrie de l'arbre ou intersecter une branche extérieure adjacente ou proche).

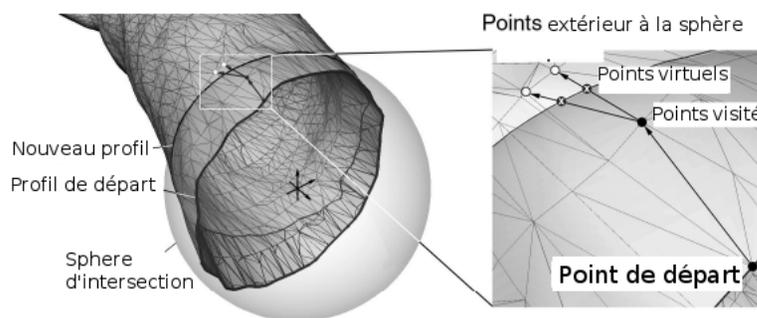


FIGURE 2.17 : Illustration d'un pas de l'algorithme utilisant une sphère et un volume tesselés [99]. Les points d'intersections sont désignés comme points virtuels car ils n'appartiennent pas à l'ensemble de points d'origines et ont été créés lors de cette étape.

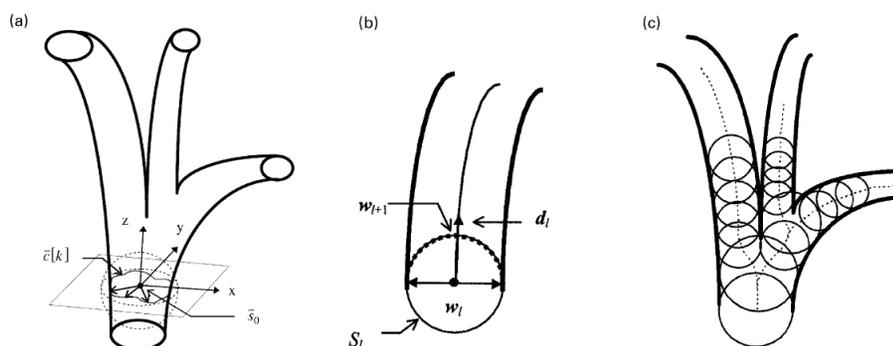


FIGURE 2.18 : Illustration du positionnement et du déplacement d'une sphère maximale. (a) Construction de l'opérateur tesselé sphérique. (b) Vue de profil de l'étape de recherche du point suivant. (c) Vue de profil de la squelettisation utilisant les sphères [16].

## 2.2.4 Méthodes de squelettisation d'objets non-connexes

Durant l'expiration, le diaphragme et les muscles intercostaux se relâchent et les poumons, se vidant retrouvent peu à peu leur volume initial (cf. sous-section 1.2.5). Cette expulsion d'air ferme petit à petit les bronches les plus distales. Mais cette fermeture n'est pas homogène. Certains segments présentent un rétrécissement qui peut atteindre l'obstruction à un certain point et conserver des cavités d'air. Durant l'expiration, le volume d'air total des bronches ne présente plus une seule mais plusieurs composantes connexes. Les méthodes de squelettisation présentées précédemment ne travaillent que sur une seule composante connexe et ne sont pas adaptées à la squelettisation et reconnection d'objets non-connexes. Une méthode de reconnexion de segments disconnexes au squelette principal est proposée dans [5]. Cette méthode n'est pas conçue spécialement pour la squelettisation de volume correspondant à l'expiration, mais elle s'adapte parfaitement aux problématiques soulevées puisqu'elle permettrait de reconnecter les segments d'une bronche coupés par un rétrécissement local. La difficulté principale est d'arriver à séparer les objets tubulaires appartenant à l'ATB des défauts d'extraction de l'ATB. Bauer *et al* [5] proposent dans leur méthode *Tree Reconstruction* d'utiliser une représentation sous forme de graphes et de connaissances à priori comme l'angle formé par l'ajout d'un segment potentiel, la distance à celui-ci, la taille de son rayon ( cf. Fig. 2.19). Un segment est considéré comme valide si il respecte les critères basés sur les connaissances à priori. Une fois que le segment potentiel est considéré comme valide, celui-ci est ajouté au reste de l'arbre en utilisant des interpolations linéaires.

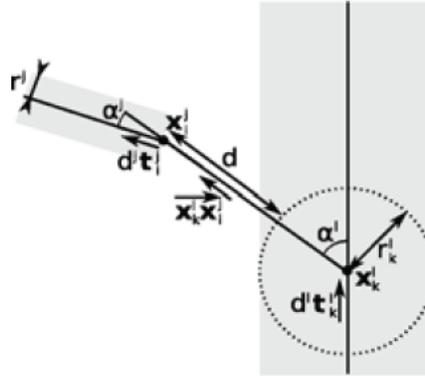


FIGURE 2.19 : L'angle inter-branches et la distance entre les structures tubulaires sont utilisés dans la méthode *Tree Reconstruction*, introduite par [5]

### 2.2.5 Conclusion sur les méthodes de squelettisation

Dans ce chapitre nous avons donné un aperçu des techniques existantes dans la littérature de la squelettisation du volumes des bronches. Nous avons vu trois types de méthodes pour la squelettisation d'un volume et une méthode pour la reconnection de segments non reliés au volume principal. Les deux méthodes les plus usitées dans la littérature sont les méthodes par amincissements et celles basées sur l'utilisation des distance géodésiques. Nous avons choisi de comparer notre implémentation de ces deux méthodes en conclusion de cette partie.

Afin de comparer ces techniques nous devons définir les critères utilisés pour cette comparaison. Nous avons besoin de trois critères :

- centralité (centralité de l'axe du squelette par rapport aux parois de la bronche)
- détection (capacité de détection des branches présentes dans le volume)
- ébarbuage (taux de sur-squelettisation)

Parmi ces trois critères, le plus important est la capacité de détection (i.e. de squelettisation de toutes les bronches du volume). Le critère d'ébarbuage vient en seconde position car la durée de cette phase ne doit pas être trop longue. Enfin, l'analyse de la centralité est importante, surtout aux embranchements. En effet, elle permet le positionnement adéquat des coupes, le long du squelette (coupes-R).

Le tableau 4.1 synthétise l'efficacité des deux algorithmes sur trois critères. Concernant le critère de centralité, l'algorithme basé sur les distances géodésiques produit les moins bons résultats, contrairement à l'autre algorithme. Celui-ci est dépendant d'une distance entre deux nœuds du squelette : plus cette distance est grande, plus la centralité du squelette est faussée. Dans le cas de l'amincissement, l'épaisseur unitaire de son axe central n'est pas compatible avec la conservation de sa géométrie. La centralité est conservée le long des axes mais pas lors d'embranchement.

Pour traiter le critère de capacité de détection, nous avons testé les deux méthodes sur un ensemble de cinq volumes issus d'une extraction de l'ATB par la méthode SRG. Les résultats de la détection du nombre de branches par génération, de chacune des deux méthodes, avec et sans ébarbuage, sont comparés au nombre de branches par génération détectées manuellement. Cette comparaison permet de définir la quantité de branches détectées automatiquement ainsi que le taux de sur-détection (principalement pour la méthode d'amincissement).

La figure 2.20 détaille le nombre de branches détectées par notre implémentation des méthodes de squelettisation

Principes de squelettisation	Critères		
	Centralité	Détection	Nb ébarbuage
Distance Géodésique	-	+	+
Amincissement	+	++	-

TABLE 2.1 : Tableau de synthèse des comparaisons entre les méthodes utilisant les distances géodésiques et les méthodes basées sur l'amincissement morphologique.

de [56] et de [23] avec et sans ébarbuage. Le nombre de bronches détecté est ensuite comparé au nombre réel de bronches (obtenu par la méthode d'extraction de l'ATB) permettant ainsi d'établir un pourcentage de squelettisation de l'ensemble de l'arbre par génération. La vérification et le comptage du nombre réel de bronches ont été fait par le praticien en utilisant une visualisation 3D combinée avec des coupes 2D transverses. La figure 2.20 met en évidence que la méthode utilisant la propagation limitée par des distances géodésiques n'est que peu sujette à la sur-détection de segments. Sur les cinq volumes testés (correspondant aux cinq premiers volumes de notre ensemble d'exams), un seul segment de la seconde génération a été détecté, ce qui est par la suite corrigé dans sa version *ébarbué*. En revanche, la méthode d'amincissement est très sujette à la sur-détection, essentiellement dans les premières générations. La courbe exprimée en pourcentage peut sembler très élevée, mais il ne s'agit que de sept segments au lieu de cinq (correspondant aux cinq trachées). De même pour la 1ère génération deux segments sur 10 sont détectés en plus. Il n'y a que pour les générations allant de 2 à 4 que le nombre de segments en trop est plus conséquent, respectivement, 11, 12 et 11 segments de plus. Sur l'ensemble des cinq volumes traités, 39 segments ont dû être éliminés pour la méthode d'amincissement contre un seul dans la méthode utilisant les distances géodésiques. Concernant la méthode basée sur l'utilisation des distances géodésiques, la tendance s'inverse. Suivant le volume étudié et le positionnement du segment du squelette dans l'embranchement, l'algorithme peut ne pas détecter une branche et l'ensemble du sous-arbre rattaché. Ce problème fait chuter le taux de détection, à partir de la génération trois. Le problème vient principalement de la difficulté d'adaptation du pas entre chaque nœud au diamètre qui varie énormément sur les premières générations. En général une fois ces générations dépassées, la variation de diamètre entre chaque génération est moins importante et le problème est moins souvent rencontré.

Le critère de capacité de détection est mieux traité par la méthode d'amincissement (cf. Fig. 2.20). Dans le cas d'embranchement complexe faisant intervenir des bronches de calibres différents le pas de progression  $k$  de la méthode utilisant les distances géodésiques devient un handicap. Si la variation de calibre est trop importante, le *pas* ne pourra pas couvrir l'ensemble des segments à détecter : il sera alors trop grand ou trop petit. Enfin, la faiblesse principale de la méthode d'amincissement reste la sur-détection de segments (cf. Fig. 2.20), corrigée par la phase d'ébarbuage. Cette faiblesse se retrouve tout de même dans la méthode utilisant la distance géodésique.

Les tests de comparaison entre les deux méthodes ont été explicités. Hormis le problème d'ébarbuage dont les techniques basées sur l'amincissement font l'objet, ainsi que les problèmes de centralité lors des embranchements, celle-ci permet de détecter toutes les bronches de notre volume. D'autant plus que de nouvelles versions de cet algorithme permettent certainement de corriger en partie le problème d'ébarbuage. De son côté, la méthode proposée par de Dietrich est moins soumise aux problèmes d'ébarbuage. En revanche, le choix de son paramètre réglant le *pas* de l'algorithme conduit souvent à un compromis entraînant une détection incomplète des branches de l'ATB.

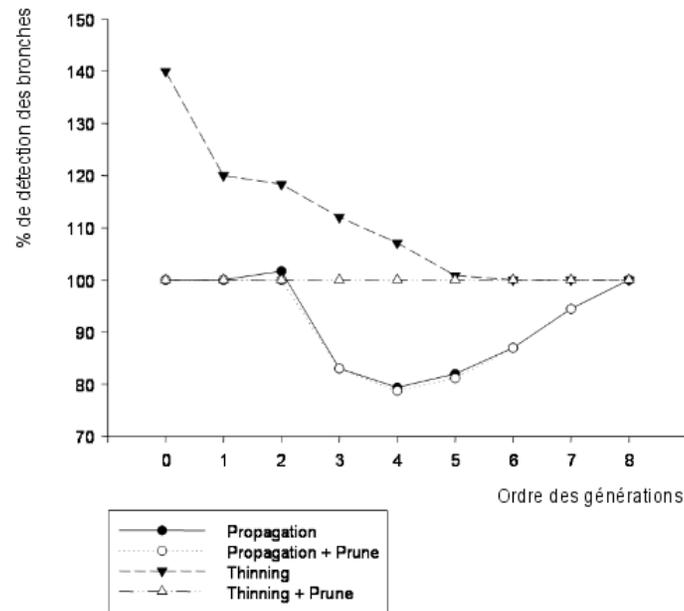


FIGURE 2.20 : Comparaison du nombre de bronches détectées par les méthodes de squelettisation de [56] (amincissement) et de [23] (propagation) avant et après ébarbuage (prune).

### 2.3 Mesures en section bronchique

Les mesures en section bronchique (LA et WA) sont le dernier maillon de la chaîne de traitements (cf. Fig. 2.21) pour la segmentation de l'ATB. Les mesures seront pratiquées sur des coupes le long du squelette de l'ATB, obtenu dans l'étape précédente (cf. sous-section 2.2.5).

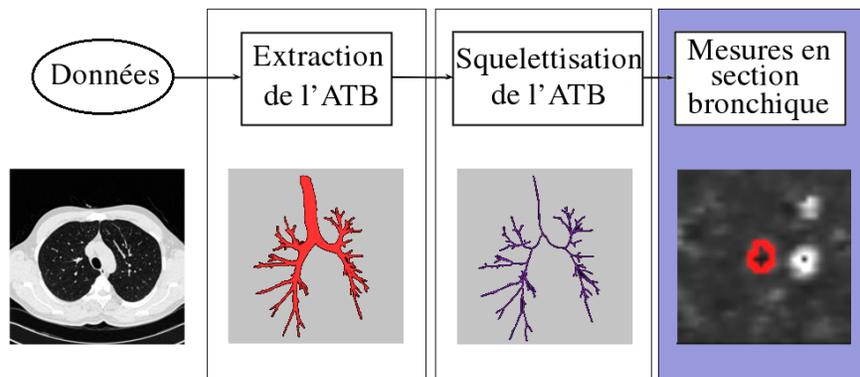


FIGURE 2.21 : Dernière étape de notre chaîne de traitements : mesures en section bronchique.

Ce maillon de la chaîne est constitué de deux étapes (cf. Fig. 2.22) que sont la création des coupes-R (cf. section 1.3) et l'extraction de la paroi bronchique permettant les mesures. Nous rappellerons brièvement comment construire ces coupes-R, puis nous définirons ces mesures et leur utilité, puis les difficultés rencontrées et les solutions proposées dans la littérature.

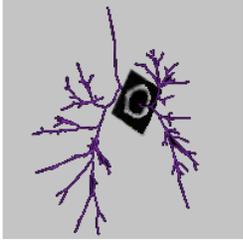
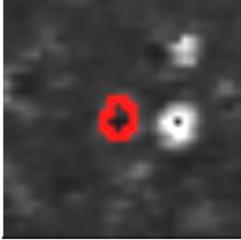
Mesures en section bronchique	
Création des coupes-R	Extraction de la paroi bronchique
	

FIGURE 2.22 : Les deux étapes du dernier maillon de notre chaîne de traitements.

### 2.3.1 Création des coupes-R le long des axes du squelette

Afin de pratiquer les mesures en section bronchique, des coupes (appelées coupes-R) doivent être calculées le long des branches du squelette. L'orientation de ces coupes doit être le plus perpendiculaire possible par rapport à l'axe de la bronche courante, afin d'assurer que la section bronchique est bien de forme circulaire. Avant de calculer les coupes, il convient de lisser le squelette afin de respecter la courbure naturelle des bronches. Les courbes formées par les branches sont lissées par un algorithme utilisant les B-splines. Des comparaisons de différentes méthodes de lissage sont présentées dans [94]. Ces comparaisons portent sur les méthodes polygonales, polynomiales, parabolic blending, cone sections et B-splines. L'arbre squelettal obtenu dans la section précédente est constitué de sommets reliés entre eux. Il s'agit d'une polyligne. C'est sur ce support géométrique que nous allons placer les coupes. Pour chacune d'entre elles, il va falloir déterminer la normale au plan de coupe, le positionnement de ce plan par rapport à l'arbre squelettal et l'orientation autour de l'axe. Les propriétés ci-dessus correspondent à la définition d'un cylindre généralisé (cf. sous-section 2.2.3). Afin de calculer les nouvelles coupes reconstruites (coupes-R), à partir des images scanners originales, les branches du squelette sont discrétisées selon un pas fixé par l'utilisateur. Puis, nous appliquons la méthode définie dans [22], dans laquelle, les deux angles  $\varphi$  et  $\theta$  dans le système de coordonnées sphériques sont calculés à partir du vecteur issu de deux points discrets A et B de la branche courante. Ces deux angles permettent d'orienter perpendiculairement au squelette la future coupe-R (cf. Fig. 2.24). Soit  $(n_1, n_2, n_3)$  les trois composantes de notre vecteur  $\vec{AB}$  et étant donné un repère cartésien  $(O, x, y, z)$ , les coordonnées sphériques  $(\rho, \varphi, \theta)$  d'un point P sont définies par :

$$P(\rho, \varphi, \theta) = \begin{cases} \rho = \sqrt{n_1^2 + n_2^2 + n_3^2} \\ \varphi = \arccos(n_3/\rho) \\ \theta = \begin{cases} \arccos(n_1/\sqrt{n_1^2 + n_2^2}) & \text{si } y \geq 0, \\ 2\pi - \arccos(n_1/\sqrt{n_1^2 + n_2^2}) & \text{sinon} \end{cases} \end{cases} \quad (2.1)$$

Enfin, les voxels sont extraits de l'examen original par interpolation linéaire pour être placé dans la coupe-R par une matrice de changement de repère.

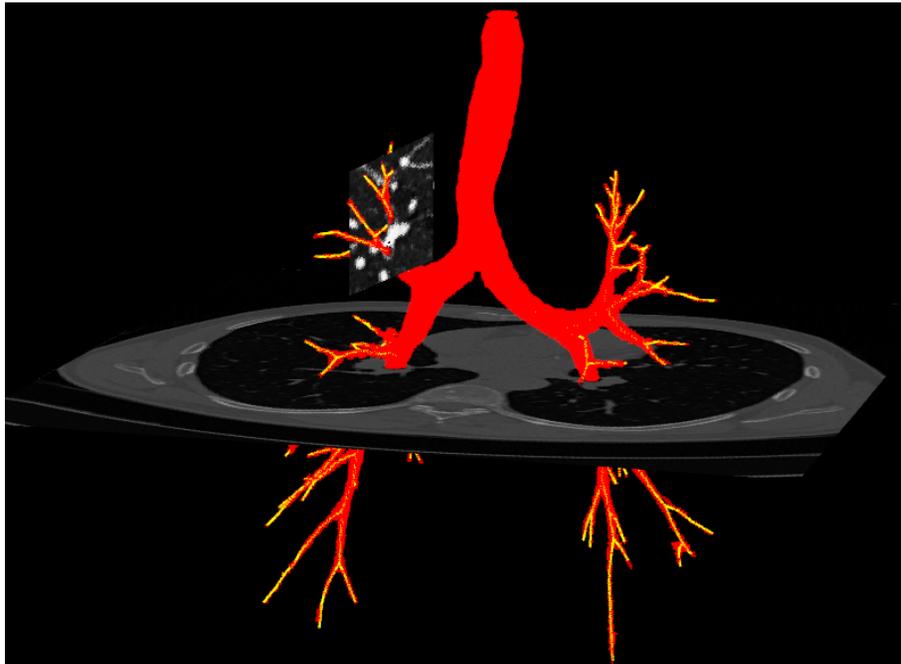


FIGURE 2.23 : Exemple d'une coupe-R perpendiculaire au squelette (en jaune) du volume extrait (en rouge)

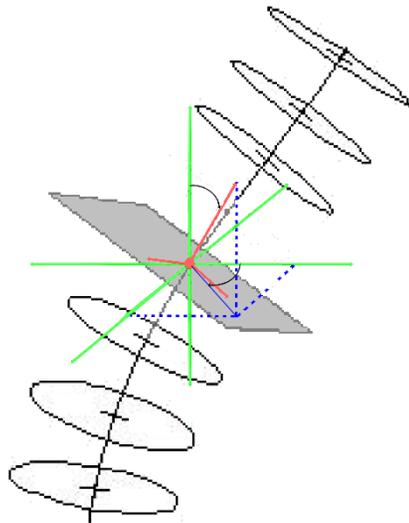


FIGURE 2.24 : Schématisation du calcul et du positionnement d'une coupe-R le long d'une branche d'un squelette

### 2.3.2 Extraction de la paroi bronchique

Le calcul de la coupe-R sur la branche du squelette permet d'effectuer deux types de mesures à partir de l'extraction de la surface défini par la paroi bronchique. La mesure de la lumière bronchique (Luminal Area : LA) et celle de la paroi bronchique (Wall Area : WA). Ces deux mesures correspondent aux surfaces respectives de la

lumière et de la paroi en millimètre carré. L'étude de ces mesures permet de détecter et de différencier différentes maladies pulmonaires obstructives chroniques. Montaudon *et al.* [72] expliquent que LA permet de différencier les cas de mucoviscidose sévères, des cas sains (cf. Fig. 2.25). E.g. il sera démontré, que le fumeur présente une WA plus importante, une LA moins élevée et que le rapport WA/LA ainsi que WA/TA (Total Area : TA) est plus important, que la normale [73] (cf. Fig. 2.26). L'étude de ces mesures sur l'inspiration ou l'expiration, localement ou sur une bronche et les différentes corrélations aident les médecins à valider ou non un diagnostic.

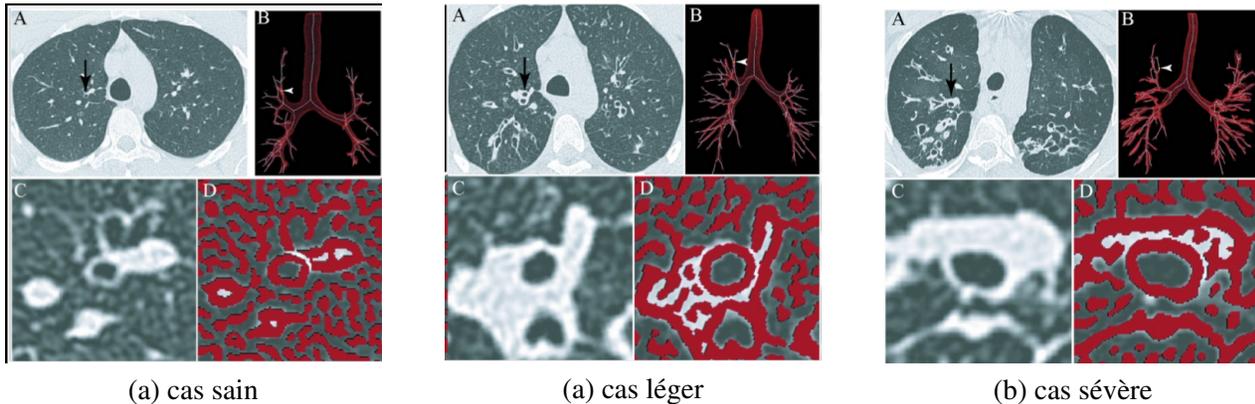


FIGURE 2.25 : Trois exemples d'arbres bronchiques et de mesures en section bronchique [78] : (a) cas sain (b)(c) respectivement cas léger et sévère de mucoviscidose

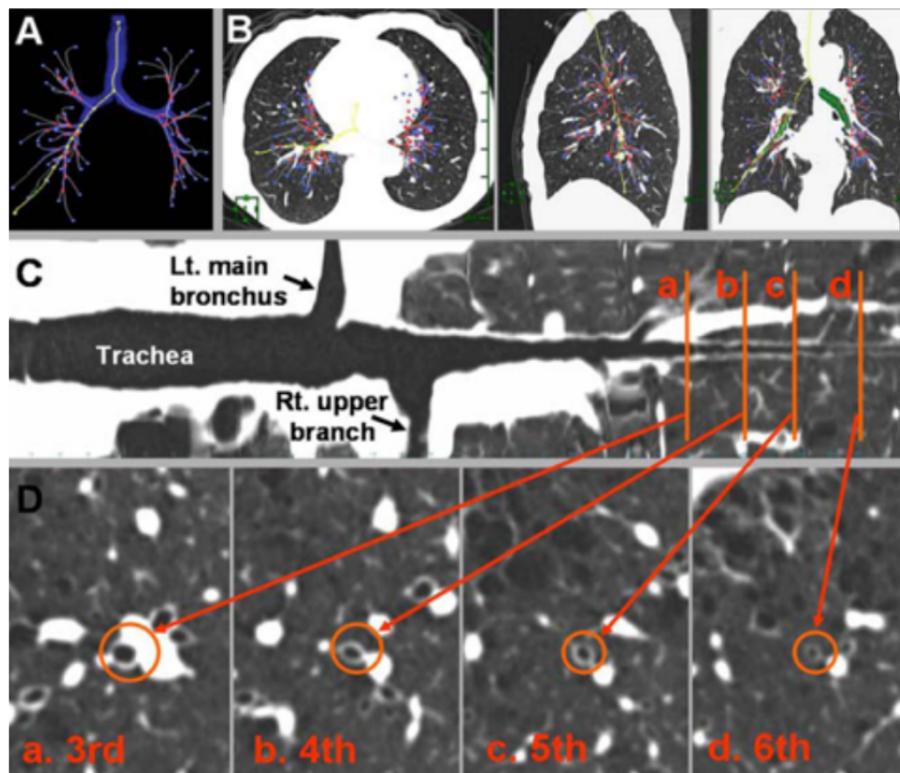


FIGURE 2.26 : Évolution de LA et WA sur une bronche distale [39]

La prise de ces mesures est sujette à différents types de problèmes tels que le bruit et différents artefacts propres

à la tomodensitométrie (cf. section 1.3), certains artefacts liés au patient comme les artefacts de durcissement (cf. sous-section 1.2.4) ou certaines pathologies (cf. section 1.1.4). D'autres problèmes résultant de l'appareillage peuvent fausser les mesures comme l'effet de volume partiel ainsi que les artefacts spécifiques à l'imagerie des bronches (e.g. les sécrétions bronchiques, la taille de la bronche étudiée et l'adjacence des vaisseaux sanguins (cf. section 1.2.4)). Au vue du nombre de coupes nécessaire à une étude médicale, il est nécessaire d'automatiser les méthodes afin d'éviter une paramétrisation empirique et une correction manuelle fastidieuse.

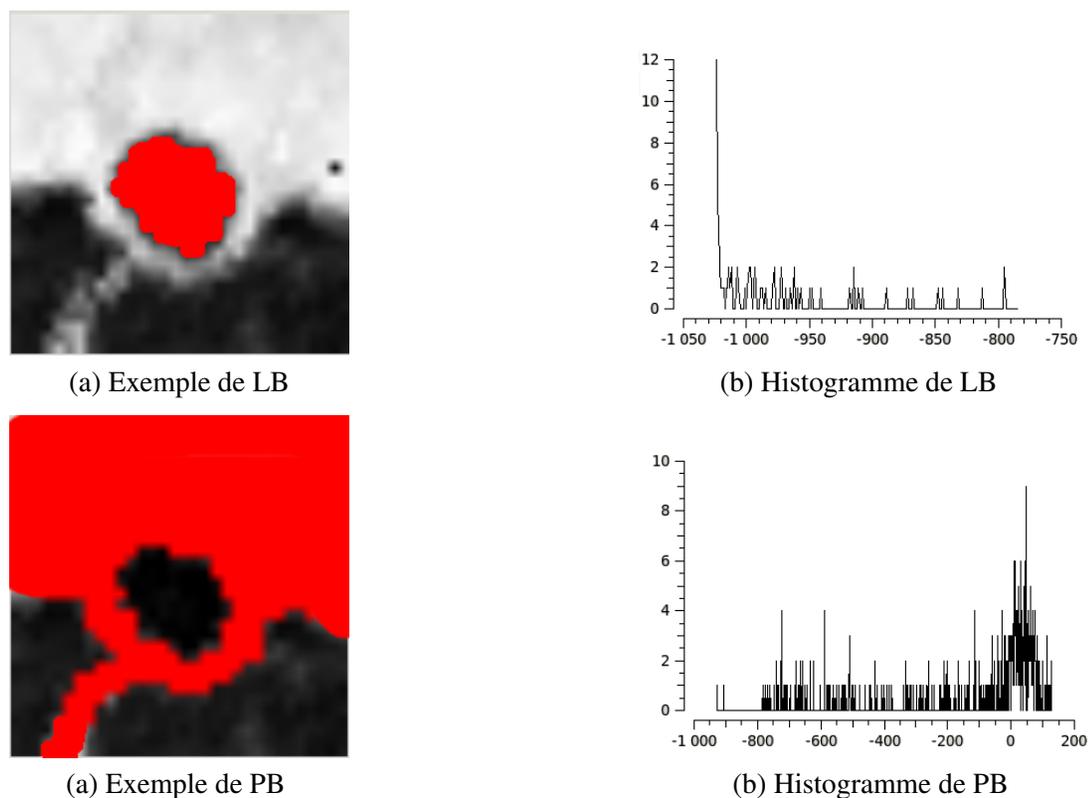


FIGURE 2.27 : Répartition des niveaux de gris dans la lumière bronchique (LB) et de l'ensemble formé par la paroi bronchique et les vaisseaux sanguins adjacents (PB)

Que ce soit pour l'extraction de la mesure de LA ou celle de WA, le but de ces méthodes est d'extraire la frontière intérieure et extérieure de la paroi bronchique.

La classe d'intérêt dans la distribution des niveaux de gris n'est plus  $C_1$  et  $C_2$ , correspondant respectivement à l'air et au parenchyme, mais  $C_3$ , correspondant aux intensités de la paroi bronchique et des vaisseaux sanguins. L'extraction de ces deux mesures nous confronte aux mêmes problématiques ; à savoir, le flou causé par l'effet de volume partiel (qui empêche la bonne délimitation des frontières intérieure et extérieure de la paroi) et l'adjacence avec les vaisseaux sanguins (qui empêche la dissociation des tissus de la paroi bronchique de celui des vaisseaux sanguins dans  $C_3$ ). De plus, que ce soit pour  $C_1$  ou  $C_3$ , la distribution de leurs niveaux de gris n'est pas homogène (cf. Fig.2.27(a) et (b) pour la lumière et Fig.2.27(c) et (d) pour la paroi bronchique). Toutes les techniques actuelles ne font qu'estimer l'épaisseur de la paroi, lorsque celle-ci est collée à un vaisseau sanguin. Les avis divergent quant à la considération de cette estimation en tant que mesure. La question de savoir si la mesure de la paroi bronchique est une mesure significative est toujours d'actualité.

Dans ce contexte, nous proposons une analyse des différentes méthodes rencontrées dans la littérature. Ces

méthodes nécessitent une phase de *nettoyage* [66, 23] et de correction manuelle (pour toutes). La phase de *nettoyage* permet de supprimer les régions détectées par le filtre mais qui ne sont pas de la paroi bronchique. La phase de correction manuelle permet de corriger une partie de l'effet de volume partiel responsable de la sur-estimation de la paroi et de la sous-estimation de la lumière dans la plupart des méthodes. Ces méthodes sont classées selon trois modes opératoires :

- manuelle (étape de nettoyage + paramètres).
- semi-automatique (paramètres non-estimable automatiquement).
- automatique.

### 2.3.2.1 Méthodes basées sur une approche contours

Les méthodes basées sur une approche contours sont distinguable par le filtre de détection de contours en lui-même ou sa combinaison avec d'autres types d'approches. On retrouve principalement trois types d'utilisations :

- l'utilisation des passages par zéro de la dérivée seconde.
- combinaison d'un filtre de dérivée première avec une carte des distances et des érosions morphologiques.
- combinaison d'une détection de contours avec des modèles déformables afin d'approximer les frontières intérieure et extérieure de la paroi bronchique.

La détection des passages par zéro dans la dérivée seconde (calculée en utilisant la méthode Newton-Raphsons) est décrite dans la théorie de la détection de contours [66]. Ce concept est repris dans [23], en ajoutant un filtre sigma, afin d'homogénéiser la lumière, tout en préservant les contours. La détection des passages par zéro est utilisée comme une localisation des transitions de tissus dans l'image (lumière-à-paroi et paroi-à-parenchyme). Le filtre résultant : Contrôle Direct des Voies Respiratoire par le Laplacien d'une Gaussienne (Direct Airway Control by Laplacian of Gaussian : DACLOG), est un filtre semi-automatique permettant de détecter la forme de la paroi bronchique et d'affiner cette détection par une correction manuelle, si nécessaire. Le principal défaut des deux approches [66],[23] est que ce sont toutes les deux des méthodes manuelles (longue étape de *nettoyage*).

Le *Score-Guided Erosion Algorithm* [49] est une méthode combinant détection de contours et opérateurs morphologiques. Dans un premier temps, une première estimation de la lumière bronchique est définie par un seuillage manuel. Une carte des distances est établie à partir d'un filtre de détection de contours de dérivée première (différence entre deux pixels voisins dans la direction  $x$  et  $y$ ). Puis des érosions successives sont appliquées sur un grand cercle, jusqu'à maximiser les valeurs de la carte (lorsque l'érosion atteint le contour de la paroi bronchique). Enfin, le résultat de l'estimation de la lumière bronchique est soustraite au cercle érodé afin de produire une approximation de la paroi bronchique. L'intérêt de cette méthode consiste en la suppression de l'étape de *nettoyage* puisque l'étape de soustraction de la région érodée (représentant la lumière et la paroi bronchique) par la région seuillée (représentant la lumière bronchique) donne une première estimation de la paroi. Cette méthode est semi-automatique et nécessite plusieurs paramètres (positionnement du point graine, seuillage). Le principal défaut de cette approche est que la forme de la bronche doit être circulaire sinon celle-ci sera rognée par les érosions successives du grand cercle.

L'*Energy-driven contour estimation* [12] est une méthode de segmentation entièrement automatique, combinant morphologie mathématique, approches contours (Canny-Dérivée) et modèles déformables pour segmenter la lumière et détecter les parois bronchiques. Cette méthode est automatique mais plusieurs paramètres sont réglés empiriquement. En effet, ces différents paramètres comme les poids des différentes forces entrant en jeu dans l'évolution du contour actif sont fixés une fois pour tout, d'après des tests heuristiques sur les fantômes, images

de synthèse simulées et des images cliniques (différents protocoles d'acquisition). En revanche, le détail de ces paramètres n'est pas disponible. La forme de la paroi approximée par le modèle déformable peut présenter certaines imperfections dues aux variations des formes de la paroi et donc de l'intensité de son gradient.

### 2.3.2.2 Méthodes basées sur le lancé de sondes

Ce type d'approche est décomposable en une chaîne de traitements, composée de six maillons (cf. Fig. 2.28). Ces méthodes [27][25][87] sont basées sur l'utilisation de sondes, lancées depuis le centre de la section bronchique. Ces sondes sont des profils, dont le positionnement à travers la paroi bronchique permet de déterminer le point d'entrée et de sortie de la paroi. Le nombre de points utilisés pour initialiser les sondes correspond à celui d'un cercle discrétisé. Une fois les sondes positionnées, celles-ci permettent d'effectuer une première estimation de la position des points de la frontière interne et externe. Il est nécessaire de ré-estimer ces points, dans un deuxième temps, afin de repositionner les points situés dans les vaisseaux sanguins adjacents. Les points des deux parois sont ensuite interpolés pour former un contour parfaitement clos.

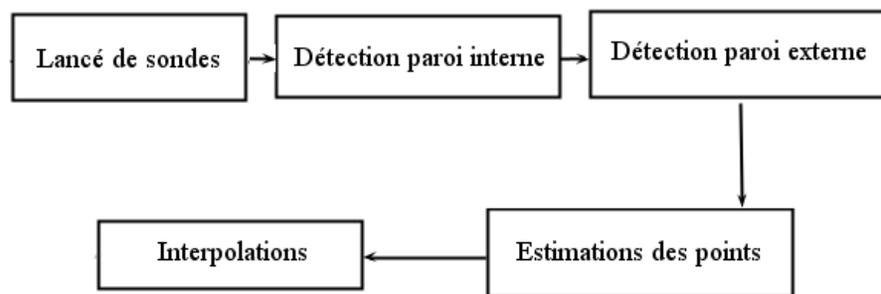


FIGURE 2.28 : Chaîne de traitements proposée pour l'extraction de la paroi bronchique.

La FWHM (Full Width at Half Maximum) [25] est une des techniques les plus usitées [109, 14, 41] pour mesurer l'épaisseur de la lumière et de la paroi bronchique. Elle est basée sur la détection des points des frontières intérieure et extérieure de la paroi bronchique. Ces points sont détectés grâce à des sondes lancées depuis le centre de la lumière. Ces sondes sont des profils d'intensités de niveaux de gris, sur une longueur et une direction donnée. Les points de frontières du profil correspondant aux points de frontières intérieur/extérieur sont estimés à mi-chemin entre la valeur minimum et maximum des niveaux de gris observés le long du profil. Les points frontières sont reliés entre eux par interpolations et permettent de définir les contours intérieurs/extérieurs de la paroi bronchique. Il est démontré dans [109] que lorsque la fonction d'étalement du point (PSF) suit un modèle gaussien, la méthode de FWHM conduit à une surestimation des parois bronchiques intérieure et extérieure. Cette méthode est semi-automatique et nécessite plusieurs paramètres (nombre de rayons, taille du rayon, choix de la méthode d'interpolation). L'analyse théorique et les résultats expérimentaux rencontrés dans différentes études ([87, 12]) montrent que cette méthode produit un biais important dans le cas de parois bronchiques de faible épaisseur. Dans ce cas là, la frontière intérieure est sous-estimée et la frontière extérieure est sur-estimée.

Dans une autre approche [87], l'épaisseur de la paroi peut être estimée avec une plus grande précision en utilisant la méthode du Maximum de Vraisemblance (Maximum-Likelihood Method), dans laquelle le seuil d'atténuation le long de chaque rayon correspond à celui d'un rayon idéal pré-calculé. Comme le soulignent les auteurs, les tests ont été effectués uniquement sur un fantôme dont la représentation des bronches était perpendiculaire lors de l'acquisition. Les bronches sont représentées par des tuyaux dont la coupe est parfaitement circulaire et la surface

fermée. Comme les tuyaux/bronches sont perpendiculaires leur représentation n'est pas affectée par l'effet de volume partiel. Ces tests sur fantôme rendent difficile toute comparaison avec les autres techniques de la littérature dont les tests sont effectués sur des vérités terrains présentant des cas critiques (effet de volume partiel, bruit, adjacence des vaisseaux sanguins...).

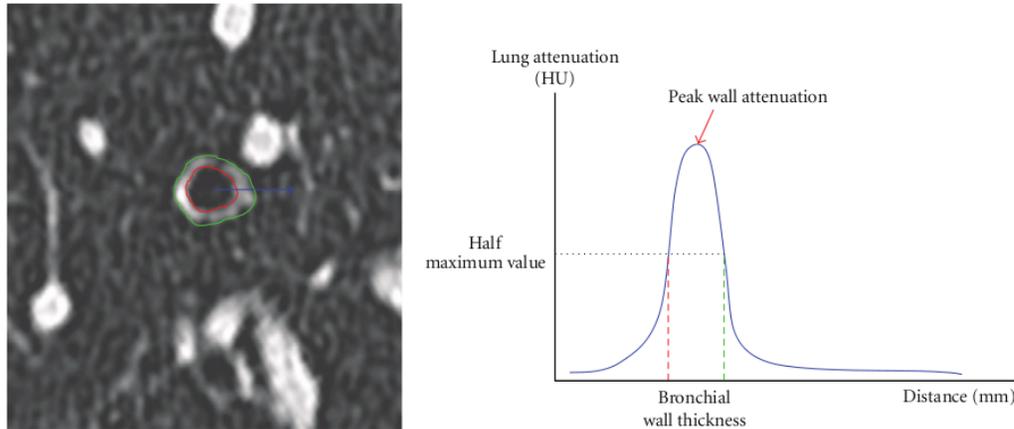


FIGURE 2.29 : Illustration de la méthode FWHM. (a) une coupe-R et positionnement des valeurs d'entrée et de sortie de la paroi sur un profil (b) <sup>4</sup>

La congruence de phase (Phase Congruency Approach) [27] introduit un nouveau critère pour définir l'emplacement des parois intérieures/extérieures : le point d'inflexion entre l'intensité du pic et celle de la vallée dans la représentation de l'image par l'opérateur de dérivée seconde. La congruence de phase est une propriété intrinsèque d'un signal pouvant être utilisée pour caractériser la localisation des transitions (lumière-à-paroi et paroi-à-parenchyme). Par conséquent, elle peut être utilisée comme une méthode pour la mesure des voies respiratoires. De plus, la congruence de phase permet de préserver le signal de la perte d'information engendrée par un lissage, comme celui introduit par la PSF du scanner. Une approche pour mesurer les congruences de phases consiste à fournir différentes approximations du signal. Celui-ci est mesuré grâce à différentes propriétés spectrales (à savoir, différentes largeurs de bande). Ces approximations sont générées à partir d'un filtre de Gabor. Les points d'entrée et de sortie de la paroi bronchique pour chaque rayon correspondent au maximum dans la moyenne de l'ensemble des phases par bandes sur un certain angle. Les points d'entrée et de sortie de la paroi sont représentés (cf. Fig. 2.30) comme étant les deux premiers points d'intersection de différents profils issus de reconstructions à partir de noyaux différents.

### 2.3.3 Conclusion sur les méthodes de mesure en section bronchique

Dans cette section, nous avons traité les besoins et les problèmes soulevés par l'extraction de la paroi et de la lumière bronchique pour les mesures en section bronchique. Devant le nombre élevé de coupes-R nécessaire à une étude médicale, le praticien a besoin d'une méthode automatique ou semi-automatique évitant une paramétrisation empirique et réduisant au minimum le temps de correction manuelle. Les méthodes font face à deux problèmes que sont les conséquences de l'effet de volume partiel (qui floute la paroi) et l'adjacence des vaisseaux sanguins (dont l'intensité est la même que la paroi bronchique). Comme on l'a vu précédemment (cf. section 1.2.4), l'acquisition

4. Illustration de Michel Montaudon

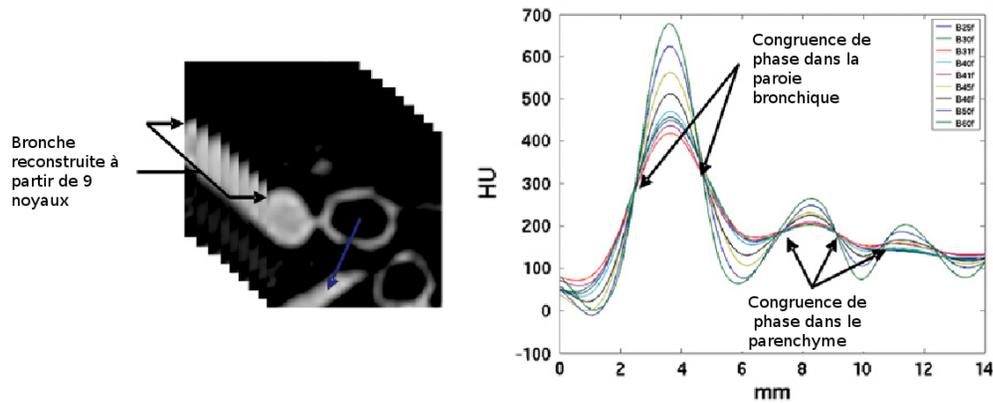


FIGURE 2.30 : Exemple d'une image sur laquelle ont été appliqués neuf noyaux différents permettant l'extraction des points de contours par l'analyse des points d'intersections des neuf profils correspondants [27]

de l'examen dont sont extraites les coupes-R se fait de manière transversale. Les bronches acquises lors de l'examen n'étant pas perpendiculaires aux rayons X souffrent de l'effet de volume partiel. Cet artefact produit un flou sur la paroi bronchique conduisant à une surestimation de sa surface et une sous estimation de la surface de la lumière. L'adjacence des vaisseaux complique la délimitation de la frontière paroi/vaisseaux sanguins et conduit à une surestimation de la paroi bronchique.

Les méthodes de la littérature que nous avons réparties entre les approches contours et les approches basées sur le lancé de sondes peuvent être classifiées en trois catégories : automatique, semi-automatique et manuelle. Les méthodes automatiques ne nécessitent pas de paramètre ni de *nettoyage*, les semi-automatiques ne nécessitent pas de *nettoyage* et les manuelles nécessitent les deux. A notre connaissance une seule des méthodes [12] de la littérature est parfaitement automatique (cf. tableau 2.2).

Approche	Approches contours				Approches basé sur le lancé de sonde		
Méthode	ZCSEC [66]	DAcLoG[23]	SGEA [49]	EDCE [12]	FWHM [25]	PCA [27]	MaxL[87]
Mode	manuelle	manuelle	semi-automatique	semi-automatique	automatique	semi-automatique	semi-automatique

TABLE 2.2 : Tableau de synthèse des comparaisons des modes opératoires entre les méthodes d'extraction de la paroi bronchique

Des solutions ont été proposées par la littérature pour résoudre le problème de la surestimation de la paroi bronchique lorsqu'elle est adjacente aux vaisseaux sanguins. Ces solutions consistent en l'utilisation de contours actifs [12] ou en la combinaison d'érosions successives bornées par une carte des distances [49], en moyennant [25] ou en en corrigeant manuellement [23]. En revanche, le problème de surestimation de la paroi (ou correction de l'effet de volume partiel) est toujours d'actualité.

## 2.4 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté une chaîne de traitements permettant les mesures en section bronchique. Cette chaîne composée de trois maillons permet d'extraire l'ATB, de la squelettiser puis d'effectuer une extraction

de la paroi bronchique. Cette extraction se fait sur des coupes perpendiculaires aux branches du squelette (coupes-R). C'est à partir de cette extraction de la paroi que sont mesurées la lumière (LA) et la paroi bronchique (WA).

Dans un premier temps nous avons établi que le maillon d'extraction de l'ATB se décline en une sous-chaîne de traitements composée d'étapes de pré-traitements et de classifications. Le protocole de test mis en place lors de l'EXACT'09 nous a permis de mettre en avant les méthodes les plus performantes sur des critères de détection de bronches, de taux de faux positif et de volume de fuite. Il apparaît qu'en terme de détection de bronches les méthodes utilisant les matrices hessiennes [61, 5, 4] sont les meilleures. Les méthodes utilisant les opérateurs morphologiques en niveau de gris donnent elles aussi de bons résultats (un taux de détection de bronches et de faux positifs équilibrés). En revanche, la méthode proposée dans [55] permet un des taux de détection de bronches le plus bas, mais aussi le meilleur taux de faux positifs (à égalité avec [60]).

Dans une deuxième temps nous avons présenté les trois types de méthodes de squelettisation rencontrées dans la littérature. Ces méthodes sont basées sur l'amincissement morphologique, l'utilisation des distance géodésique et les méthodes géométriques. Nous avons ensuite comparé notre implémentation des méthodes d'amincissement [56] et de la méthode utilisant les distance géodésique [23]. Cette comparaison a été réalisée sur des critères de centralité de taux de bronches squelettisées et de temps d'ébarbuage. Nous avons conclu que les méthodes basées sur l'amincissement morphologique étaient meilleures en termes de taux de détection des bronches et de centralité. En revanche ces méthodes nécessitent une phase plus ou moins longue d'ébarbuage.

Dans un troisième temps, nous avons présenté les deux approches (contours et lancé de sondes) utilisées pour l'extraction de la paroi bronchique permettant les mesures LA et WA. Nous avons comparé ces techniques sur des critères d'extraction de la paroi du reste des contours présent dans l'image et d'estimation des points de la frontière extérieure de la paroi bronchique (lors de la présence de vaisseaux sanguins adjacents) et du nombre de paramètres. Enfin nous en avons conclu que les méthodes basées sur l'utilisation des contours actifs [12] et la congruence de phase [27] sont les plus performantes. Cependant, la plupart de ces méthodes nécessitent des réglages.

## **Deuxième partie**

**Optimisations et nouvelles approches pour  
l'extraction et la squelettisation de l'ATB ainsi  
que pour l'extraction de la paroi bronchique**

## Méthodes d'extraction de l'arbre trachéo-bronchique

### 3.1 Approche proposée : Croissance de Région Contrainte par un Prédicat (Predicate Constraint Region Growing (PCRG))

L'objectif est de classifier  $C_1$ ,  $C_2$  et  $C_3$  (cf. Fig. 2.5 (b)) afin d'extraire l'ATB représenté par  $C_1$ . Une façon simple d'y parvenir serait de séparer la lumière bronchique du parenchyme i.e. la classe  $C_1$  de la classe  $C_2$  dans la distribution en intensités de l'image (cf. section 2.1.1.1). Cependant, le chevauchement entre ces deux intensités de tissus empêche toute séparation distincte par un seuillage standard.

L'utilisation des techniques d'accroissements de régions, largement répandues dans la littérature, est limitée par ce problème. La *fuite* est une conséquence directe de ce problème et la faiblesse principale de ce genre de techniques. Il s'agit d'une agrégation de voxels non désirée à la région résultat. Cette fuite se concrétise souvent par une agglomération de voxels appartenant au parenchyme pulmonaire. Elle est due généralement à un trou dans la paroi, lui-même dû aux limites de résolution du scanner ou à certains artefacts (cf. sous-section 1.5). L'utilisateur doit alors faire un compromis entre un intervalle de seuillage trop grand, qui permettra de détecter plus de bronches mais produira une fuite, ou trop petit qui évitera les fuites mais détectera moins de bronches. Afin de surmonter ce problème, nous proposons une chaîne de traitements combinant plusieurs seuillages et croissances de régions. Un schéma synoptique de la chaîne de traitements des données est présenté dans la Fig. 3.1.

Afin d'atténuer l'influence du bruit et des limites de résolution du scanner-CT, un filtre gaussien est appliqué. La première étape est de construire une région représentant une première classification des voxels appartenant, soit à la lumière bronchique, soit à la paroi bronchique et aux vaisseaux sanguins. Un prédicat est construit par un masque constitué de deux sous-régions.

La première est la sous-région des bronches proximales créée à partir d'un seuillage standard. La seconde est une sous-région adjacente à la précédente et correspond à une dilatation de la région résultant du seuillage de la

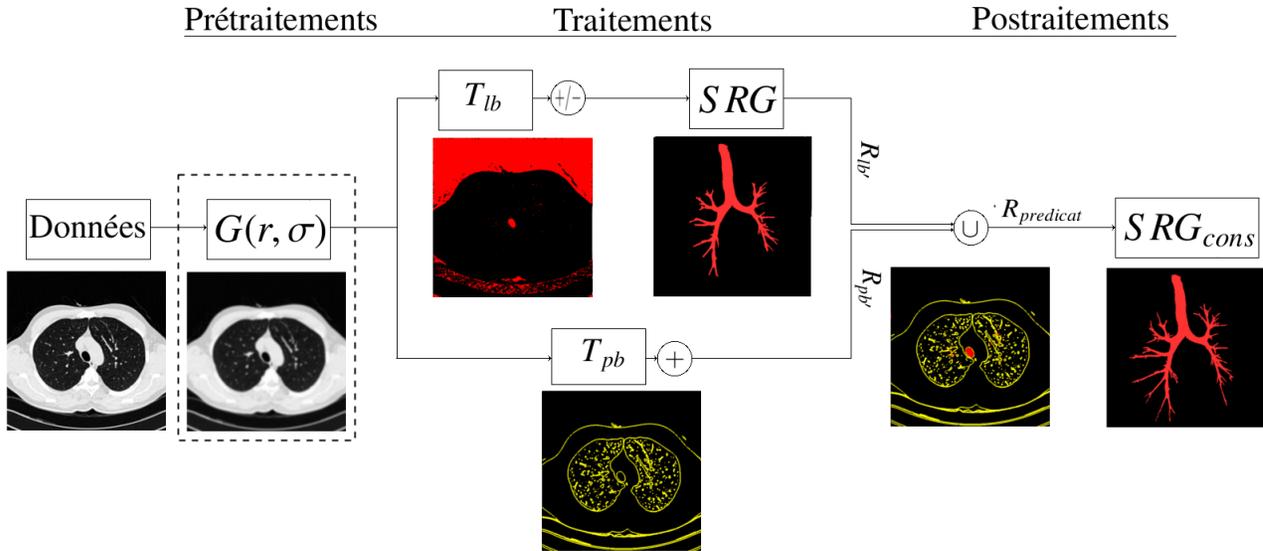


FIGURE 3.1 : Chaîne de traitements des données originales pour la détection et la segmentation de l’ATB avec + : pour la dilatation morphologique et +/- : une fermeture morphologique d’ordre  $k$ , avec  $k$  fixé par l’utilisateur.

paroi bronchique et des vaisseaux sanguins. En deuxième étape, nous utilisons ce prédicat combiné à un seuillage afin d’agglomérer les voxels dans l’ensemble résultat.

Ce nouveau seuil est utilisé pour séparer la lumière bronchique ( $C_1$ ) de la paroi bronchique et autres vaisseaux sanguins ( $C_3$ ). Cette dernière étape permet d’ajouter des bronches distales aux proximales auparavant détectées. Les trois seuillages utilisés sont réalisés manuellement par des praticiens qui s’appuient sur des connaissances anatomiques et chaque région est labellisée comme appartenant ou non à l’ATB. Nous avons besoin de définir trois régions temporaires, labellisées, correspondant aux différents intervalles des différentes intensités recherchées.

### 3.1.1 Étape 1 : création de l’ATB proximal

Nous créons, à partir des données d’entrée une région  $R_{lb}$ , représentant les bronches proximales afin d’obtenir un ATB minimal segmenté.  $R_{lb}$  correspond au résultat d’un seuillage défini par  $T_{lb} = \{X \in \mathbb{Z}^3 / f(X) \in I_{lb}\}$  avec  $I_{lb} = [I_{lbInf}, I_{lbSup}]$  représentant les extrema de  $C_1$ . Pour atténuer les petits défauts géométriques, une fermeture morphologique 2D à partir d’un élément structurant 4-connexe est appliquée sur  $R_{lb}$  tels que  $R_{lb'} = \epsilon_B(\delta_B(R_{lb}))$  avec  $\{u \in \mathbb{R}^2 | B_u \subset R_{lb'}\}$ . Enfin, les voxels étiquetés par  $R_{lb'}$  (cf. Fig.3.2) sont agglomérés par une méthode de SRG à partir d’un germe placé le long de la trachée. Le résultat de cette étape correspond à la première sous-région composant notre futur prédicat (cf.  $R_{lb'}$  dans Fig. 3.1).

### 3.1.2 Étape 2 : création de la première partie du prédicat

La deuxième étape consiste à atteindre les voxels adjacents à la paroi bronchique indépendamment de leur intensité. Pour isoler  $R_{pb}$  du reste de l’examen, nous pratiquons un seuillage défini par  $T_{pb} = \{X \in \mathbb{Z}^3 / f(X) \in I_{pb}\}$  avec  $I_{pb} = [I_{pbInf}, I_{pbSup}]$  représentant l’intervalle de valeurs couvert par  $C_3$ . Dans le but de définir la seconde partie



FIGURE 3.2 : Agrandissement d'une région de type  $R_{lb}$  représentant l'étiquetage de deux lumières bronchique.

de notre prédicat, une dilatation morphologique en 2D à partir d'éléments structurants 4-connexes est appliquée sur  $R_{pb}$  tel que  $R_{pb'} = \delta_B(R_{pb})$  avec  $\{u \in \mathbb{R}^2 | R_{pb} \cup B_u \neq \emptyset\}$ . Le résultat de cette étape correspond à la seconde sous-région composant notre futur prédicat (cf.  $R_{pb'}$  dans Fig. 3.1). Les voxels de  $R_{pb'}$  labellisés correspondent à l'intervalle de valeurs couvert par  $C_3$  ainsi que les voxels avoisinant  $R_{pb}$  (appartenant au parenchyme ou à la lumière bronchique) dont les intensités n'étaient pas toujours comprises dans  $C_1$  (cf. Fig.3.3). La séparation des voxels labellisés mais appartenant à  $C_3$  (donc n'appartenant pas à l'ATB) sera faite lors d'un troisième seuillage, défini dans la troisième étape.



FIGURE 3.3 : Agrandissement d'une région de type  $R_{pb'}$  représentant une dilatation d'un seuillage de région contenant la paroi bronchique et les vaisseaux sanguins.

### 3.1.2.1 Cas particuliers

La zone définie par  $R_{pb'}$  peut être décomposée en trois sous-zones : les frontières intérieure et extérieure de la paroi bronchique et la paroi bronchique en elle-même. Chaque sous-zone de  $R_{pb'}$  est composée de voxels dont la distribution d'intensité se répartit entre les voxels appartenant à la lumière bronchique, le parenchyme, la paroi bronchique et les vaisseaux sanguins. La dilatation de la surface définie par la paroi bronchique permet le parcours de tous les voxels adjacents à la paroi bronchique, indépendamment de leur intensité.

Selon la forme de la paroi bronchique (ouverte ou fermée), sa dilatation morphologique  $R_{pb'}$  peut se présenter sous deux types de configuration. La première configuration est définie par une région de la paroi fermée (cf. la Fig. 3.4 (a)). Dans ce cas il est possible d'agrandir l'intervalle du seuil jusqu'à obtenir la surface complète définie par la lumière bronchique bornée par sa paroi. En effet les frontières extérieure et intérieure dont le seuil est compris entre  $C_1$  et  $C_2$  sont séparées par la paroi hermétiquement close dont les valeurs sont comprises dans  $C_3$  (cf. Fig. 3.4 (b)).



FIGURE 3.4 : Schématisation d'une configuration d'une dilatation morphologique de la paroi bronchique  $R_{pb'}$ , de type fermé : (a) avant application du SRG, (b) après l'application du SRG.

La seconde configuration (cf. Fig. 3.5 (a)) est définie par une paroi bronchique ouverte dont l'ouverture est dûe à la limite de résolution du scanner-CT (cf. sous-section 1.2.4). Dans ce cas, agrandir l'intervalle de seuil conduit à une fuite bornée par la région  $R_{pb'}$  qui est la dilatation de la région  $R_{pb}$  (qui définit la paroi bronchique). Même dans le cas d'une ouverture totale (où la paroi n'est pas fermée après la dilatation (cf. Fig.3.5 (b))), la fuite se propage le long de la paroi, sans affecter la géométrie de l'ATB.



FIGURE 3.5 : Schématisation de deux cas d'une configuration de dilatation morphologique de la paroi bronchique  $R_{pb'}$ , de type ouverte : (a) la dilatation ferme le trou dans la paroi, mais il n'existe plus de séparation entre paroi interne et externe,(b) ouverture totale.

### 3.1.3 Étape 3 : création de la seconde partie du prédicat

Nous créons une nouvelle région  $R_{predicat}$ , contenant les sous-régions  $R_{lb'}$  et  $R_{pb'}$ , définies dans les deux étapes précédentes. Cette région est définie par  $R_{predicat} = R_{pb'} \cup R_{lb'}$  et correspond à notre prédicat final (cf. Fig. 3.1). Ce résultat permet de récupérer une partie de la lumière bronchique endommagée par le bruit et de reconnecter ainsi certains segments bronchiques au reste de l'ATB des bronches proximales (cf. Fig. 3.6).

### 3.1.4 Étape 4 : nouvelle agglomération contrainte par le prédicat et un nouveau seuillage

Enfin, un deuxième passage d'un SRG contraint par le prédicat permet d'ajouter des bronches distales au résultat de la première étape. Dans ce passage du SRG, les voxels sont agglomérés à l'ensemble final  $R_{res}$  si leur

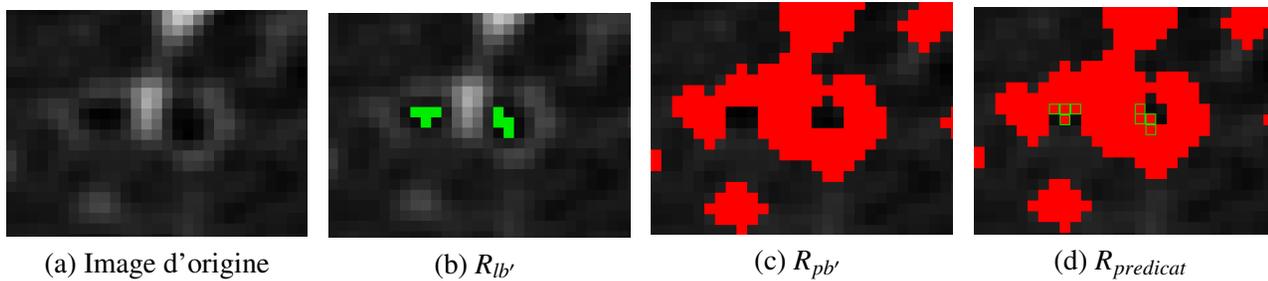


FIGURE 3.6 : Exemple de la composition du prédicat (d) issu de l'union de la région formée par (c) les vaisseaux sanguins et la paroi bronchique et (b) la lumière bronchique de l'arbre minimal des bronches proximales.

intensité appartient à un nouvel intervalle  $I_{lb'}$  et si leurs coordonnées sont contenues dans  $R_{predicat}$  (cf. Fig. 3.1). Cependant, certains voxels appartenant normalement à la lumière bronchique sont étiquetés comme appartenant à la paroi bronchique  $R_{pb'}$ . C'est pour cette raison que nous devons séparer ces derniers par un nouveau seuillage permettant de séparer  $C_1 \cup C_2$  (lumière et parenchyme) de  $C_3$  (paroi).

Nous définissons pour cela un nouvel intervalle par un seuillage manuel, plus large que le premier  $T_{lb}$ . Ce seuillage appelé  $T_{lb'}$  est tel que  $T_{lb'} = \{X \in \mathbb{Z}^3 / f(X) \in I_{lb'}\}$  avec  $I_{lb'} = [I_{blnf}, I_{Bsup+k}]$ .  $R_{predicat}$  permet, grâce au nouvel intervalle  $I_{lb'}$  dont le paramètre  $k$  est fixé par l'utilisateur, une plus grande détection de voxels correspondant aux bronches, car il couvre une gamme d'intensités plus large. De même, la zone couverte par le prédicat combiné à ce nouveau seuil permet d'agrandir la taille de l'ATB minimal (volume de l'ATB sans fuite). La Fig. 3.7 résume cette dernière étape.

Les voxels sont agglomérés à l'ensemble final  $R_{res}$  si les deux conditions de l'équation 3.1 sont remplies. Soit  $X'$  le voxel voisin de  $X$ ,  $f(X')$  son intensité et  $R_{predicat}(X')$  la valeur de  $X'$  dans la région  $R_{predicat}$  :

$$X' \in R_{res} \quad si \quad \begin{cases} X' \in N_{26}(X) \\ R_{predicat}(X') = 1 \\ f(X') \in I'_{bl} \end{cases} \quad (3.1)$$

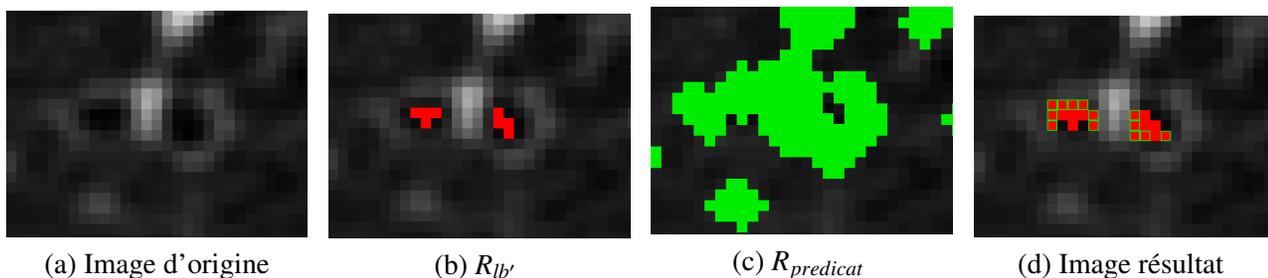


FIGURE 3.7 : Agrandissement de la région résultat (d) avec en rouge les voxels appartenant au premier ATB minimal défini par  $R_{lb'}$  (b) et rouge entouré de vert les voxels validés par l'équation 3.1 appartenant au prédicat (c) et dont les intensités sont comprises dans l'intervalle défini par le seuillage final.

## 3.2 Comparaison des Méthodes d'extraction de l'ATB

La section de test pour notre contribution à l'extraction de l'ATB est répartie en deux parties. La première est une comparaison de notre méthode avec les méthodes référencées d'une partie de l'état de l'art lors du second *Workshop* (EXACT'09) international sur l'analyse d'images pulmonaires en 2009 [59]. La base de données de l'EXACT09 comprend une grande diversité d'examens. Le nombre de branches a été comptabilisé en utilisant la nomenclature de Weibel (cf. section 1.1.3.3) qui est généralement plus utilisée dans les méthodes de l'état de l'art.

La deuxième est une comparaison de notre méthode faite avec une variante de la méthode SRG [23] précédemment utilisée dans Neko3D et qui n'était pas référencée par l'EXACT09. Celle-ci a été faite sur une base de données constituée d'une population asthmatique homogène. Nous avons porté une attention particulière à tester notre algorithme sur une série d'examens représentant des patients d'une population dont les bronches présentent un dysfonctionnement. Cette série d'examens constitue un ensemble de tests limites et permet d'être plus proche de la vérité terrain. De plus, cette base de donnée nous permet de conserver une certaine indépendance par rapport aux tests de l'EXACT09 qui nécessitent une étape de finalisation (la comparaison aux segmentations de références) par leur créateur Pechin Lo. Le nombre de branches a été comptabilisé en utilisant la nomenclature de Boyden (cf. section 1.1.3.3) qui est généralement plus utilisée dans le domaine médical.

### 3.2.1 Comparaison de notre contribution aux résultats d'EXACT09

#### 3.2.1.1 Description des examens

La base de données d'EXACT'09 est composée de 40 examens, divisés en un ensemble d'apprentissage et un ensemble de test. Notre comparaison porte sur l'ensemble de test composé de 20 examens. Ces examens ont été acquis sur différents modèles de scanners-CT, en utilisant une grande variété de protocoles d'acquisition et de paramètres de reconstruction. Le tableau 3.1 résume l'ensemble de ces paramètres. L'état physique des sujets numérisés varie considérablement, allant de volontaires sains à des patients présentant des graves pathologies des voies respiratoires ou du parenchyme pulmonaire.

#### 3.2.1.2 Paramètres d'évaluation

L'ensemble des examens a été testé en utilisant les paramètres définis dans le tableau 3.2. Bien que l'intensité de l'air soit normalement comprise entre -1024 UH et -950 UH, certaines valeurs utilisées comme borne maximale pour sa détection se situent bien au-dessus de -950 UH. Pour corriger le bruit présent dans l'image nous appliquons un filtre gaussien. Les intensités des pixels de la lumière bronchique et du parenchyme sont alors réhaussées, ce qui augmente la taille de l'intervalle de bi-seuillage. Plus le bruit sera élevé, plus forte devra être la gaussienne et plus l'intervalle de valeurs utilisé pour définir l'air sera grand. Les paramètres utilisés ( $\sigma$  : largeur à mi-hauteur) pour les gaussiennes varient de 0 à 0,8, pour les examens les plus bruités. On peut observer que, par rapport aux bornes de la méthode SRG, les bornes du seuillage final dans la méthode PCRG permettent d'augmenter l'intervalle de bi-seuillage, de 40 UH au minimum (cf. CAS 25 dans le tableau 3.2) et de 350 UH au maximum (cf. CAS 26 dans le tableau 3.2).

	Epaisseur (mm)	Scanner	Filtre de convolution	Dose	Etat respiratoire	Contraste
CAS 21	0.6	SS64	B50f	200/100	Exp.	Non
CAS 22*	0.6	SS64	B50f	200/100	Insp.	Non
CAS 23	0.75	SS64	B50f	200/100	Insp.	Non
CAS 24	1	TA	FC12	10/5	Insp.	Non
CAS 25*	1	TA	FC10	150/75	Insp.	Non
CAS 26	1	TA	FC12	10/5	Insp.	Non
CAS 27*	1	TA	FC12	150/75	Insp.	Non
CAS 28	1.25	SVZ	B30f	300/100	Insp.	Oui
CAS 29*	1.25	SVZ	B50f	300/100	Insp.	Oui
CAS 30	1	PMI16	D	120/40	Insp.	Non
CAS 31	1	PMI16	D	120/40	Insp.	Non
CAS 32	1	PMI16	D	120/40	Insp.	Non
CAS 33	1	SS16	B60f	321/200	Insp.	Non
CAS 34	1	SS16	B60f	321/200	Insp.	Non
CAS 35	0.625	GEL16	Std.	441/6209	Insp.	Non
CAS 36	1	PB16P	C	206/130	Insp.	Non
CAS 37	1	PB16P	B	64/30	Insp.	Non
CAS 38*	1	PB16P	C	51/20	Exp.	Non
CAS 39	1	SS16	B70f	436/205	Insp.	Oui
CAS 40	1	SS16	B70f	162/105	Insp.	Non

TABLE 3.1 : Paramètres d'acquisition des 20 cas issus de la base de données EXACT'09. Le dosage est présenté sous forme de paire comprenant la tension aux bornes du tube à rayons X (kVp) et son intensité (mAs). Le Kernel de reconstruction correspond au filtre de reconstruction utilisé par la machine. Le contraste indique si un produit contrastant injecté par voie intraveineuse a été utilisé lors de l'acquisition. Les abréviations pour les modèles de scanner sont les suivantes : Siemens Sensation (SS), Zoom Volume Siemens (SVZ), Philips Mx8000 IDT (PMI), Philips Brilliance (PB), Toshiba Aquilion (TA) et de GE LightSpeed (GEL). Enfin, \* indique que l'acquisition s'est faite sur le même sujet que dans le cas précédent.

### 3.2.1.3 Protocole de mesures

Afin de comparer les résultats des différentes techniques, les ATBs résultants sont subdivisés automatiquement en sous segments. La subdivision est réalisée en détectant les bifurcations par front de propagation [91]. Le front est propagé en utilisant un algorithme de type *fast marching* [65]. Ces deux algorithmes combinés permettent d'obtenir les lignes centrales des bronches dans les segmentations de référence. Les lignes centrales testées comparées aux lignes centrales de référence permettent de comparer le nombre de branches détectées, le pourcentage de branches détectées par rapport au nombre de branches de référence, la longueur de l'ATB (en cm), le pourcentage de longueur totale de l'ATB détectée par rapport à la longueur totale de l'ATB de référence. Les volumes des branches sont ensuite comparés aux volumes des branches de référence permettant de détecter le nombre de fuites, le volume représentant la fuite (en  $mm^3$ ) et le taux de faux positifs correspondant à la fraction du volume total segmenté qui n'est pas marqué comme "correct" par rapport à la référence.

Sujet	$G(r, \sigma)$	Méthode PCRG							$Diff_{B_{sup}}$
		$R_{lb'}$		$R_{pb'}$			$R_{predicat}$		
		$B_{inf}$	$B_{sup}$	$B_{inf}$	$B_{sup}$	$\#\delta$	$B_{inf}$	$B_{sup}$	
CAS 21	0.6	-1024	-814	-400	0	1	-1024	-710	104
CAS 22	0.6	-1024	-927	-400	0	1	-1024	-700	227
CAS 23	0.8	-1024	-950	-600	0	1	-1024	-750	67
CAS 24	0	-1024	-937	-400	0	1	-1024	-700	237
CAS 25	0	-1024	-905	-200	100	1	-1024	-865	40
CAS 26	0	-1024	-980	-400	0	1	-1024	-630	350
CAS 27	0	-1024	-948	-400	0	1	-1024	-713	235
CAS 28	0	-1024	-902	-600	-200	1	-1024	-786	116
CAS 29	0.6	-1024	-883	-550	-100	1	-1024	-822	65
CAS 30	0.6	-1024	-900	-500	-100	1	-1024	-760	127
CAS 31	0	-1024	-950	-400	0	1	-1024	-850	100
CAS 32	0	-1024	-1005	-400	0	1	-1024	-937	68
CAS 33	0.8	-1024	-882	-500	0	1	-1024	-660	212
CAS 34	0.6	-1024	-961	-400	0	1	-1024	-757	204
CAS 35	0	-1024	-938	-200	200	1	-1024	-731	207
CAS 36	0	-1024	-850	-300	200	1	-1024	-650	200
CAS 37	0.6	-1024	-888	-500	0	1	-1024	-728	160
CAS 38	0	-1024	-788	-400	0	1	-1024	-627	181
CAS 39	0.6	-1024	-923	-500	0	1	-1024	-823	100
CAS 40	0.6	-1024	-959	-400	0	1	-1024	-812	147

TABLE 3.2 : Tableau des différents paramètres utilisés pour chacun des vingt examens de la base de données de l'EXACT'09, par notre méthode (PCRG).  $G(r, \sigma)$  correspond à une gaussienne dont  $r$  vaut 3 (taille de notre masque de convolution) et  $\sigma$  correspond à largeur mi-hauteur.  $\#\delta$  correspond au nombre de dilatation morphologique appliqué à la région  $R_{pb'}$ .  $Diff_{B_{sup}}$  correspond à la différence entre la borne maximal du seuillage dans le cas de la méthode SRG et la borne maximal du seuillage dans le cas de notre contribution. Cette différence met en évidence le gain sur l'intervalle d'intensité du seuillage de l'ATB.

### 3.2.1.4 Résultats

N'ayant pas accès aux vérités terrains ces tests de comparaison des volumes extraits par notre méthode aux volumes de références ont été réalisés par leur créateur Pechin Lo. L'étude des branches détectées nous révèle une détection moyenne de 84,5 branches sur les 20 ATBs. Cette détection représente 35,5 % des branches des ATBs de référence. La longueur moyenne de ces arbres est de 61,9 cm ce qui représente 30,4 % de la longueur totale de référence. L'étude des volumes détectés nous montre un nombre moyen de fuites de 13,9 et un volume moyen correspondant de  $114,5 \text{ mm}^3$ . Le pourcentage de faux positifs s'élève à 0.89 % (cf. tableau 3.3).

	Nb Branches détectées	Nb Branches détectées (%)	Longueur de l'ATB (cm)	Longueur de l'ATB (%)	Nb de fuites	Volume de fuite (mm <sup>3</sup> )	Faux positifs (%)
CAS 21	67	33.7	38.3	34.7	0	0.0	0.00
CAS 22	115	29.7	83.9	25.4	86	739.1	3.73
CAS 23	86	30.3	55.4	21.3	0	0.0	0.00
CAS 24	50	26.9	41.4	25.4	52	231.3	1.38
CAS 25	67	28.6	53.0	21.0	0	0.0	0.00
CAS 26	29	36.2	20.4	31.0	23	28.9	1.12
CAS 27	36	35.6	26.2	32.3	5	7.2	0.16
CAS 28	67	54.5	44.9	41.0	0	0.0	0.00
CAS 29	69	37.5	40.6	29.4	0	0.0	0.00
CAS 30	89	45.6	62.6	41.0	1	57.4	0.90
CAS 31	110	51.4	74.6	42.5	44	178.8	1.82
CAS 32	88	37.8	73.3	33.6	4	109.9	1.00
CAS 33	53	31.5	35.1	23.9	0	0.0	0.00
CAS 34	194	42.4	127.5	35.6	1	0.8	0.01
CAS 35	121	35.2	80.2	25.9	1	1.2	0.01
CAS 36	126	34.6	119.3	29.0	53	910.4	7.31
CAS 37	48	25.9	40.1	22.6	0	0.0	0.00
CAS 38	39	39.8	29.3	44.2	2	7.2	0.13
CAS 39	117	22.5	92.1	22.5	5	12.6	0.20
CAS 40	120	30.8	99.6	25.7	2	1.1	0.01
Moyenne	84.5	35.5	61.9	30.4	13.9	114.3	0.89
Ecart type	40.5	8.2	30.9	7.4	24.7	253.0	1.78
Min	29	22.5	20.4	21.0	0	0.0	0.00
1er quartile	50	29.7	38.3	23.9	0	0.0	0.00
Mediane	78	34.9	54.2	29.2	2	4.2	0.07
3ième quartile	120	42.4	92.1	41.0	44	178.8	1.38
Max	194	54.5	127.5	44.2	86	910.4	7.31

TABLE 3.3 : Mesures de l'évaluation des 20 cas testés issus de la base de données de l'EXACT'09.

### 3.2.1.5 Conclusion

Dans cette partie, nous avons comparé notre méthode aux méthodes recensées par le second *Workshop* (EXACT'09) international sur l'analyse d'images pulmonaires en 2009 [59]. Cette comparaison est basée sur différents critères et comptabilise le nombre de branches en utilisant la nomenclature de Weibel (cf. section 1.1.3.3) qui est généralement plus utilisée dans les méthodes de l'état de l'art. Le tableau 3.5 synthétise le tableau 3.2.1.5 qui positionne notre méthode par rapport aux méthodes de la littérature selon les critères établis lors de l'EXACT'09.

### 3.2.2 Comparaison de notre contribution avec la méthode présente dans Neko3D

Dans cette sous-section, nous confrontons notre méthode (PCRG), avec une variation de la méthode de propagation standard (SRG), proposée dans [23] (utilisée dans la version précédente de notre logiciel Neko4D et non-recensé par le comparatif de l'EXACT'09). Celle-ci a été appliquée sur dix examens différents.

	Nb Branches détectées	Nb Branches détectées (%)	Longueur de l'ATB (cm)	Longueur de l'ATB (%)	Nb de fuites	Volume de fuite (mm <sup>3</sup> )	Faux positifs (%)
[44]	91.1	43.5	64.6	36.4	2.5	152.3	1.27
[31]	157.8	62.8	122.4	55.9	12.0	563.5	1.96
[83]	74.2	32.1	51.9	26.9	4.2	430.4	3.63
[33]	186.8	76.5	158.7	73.3	35.5	5138.2	15.56
[61]	150.4	59.8	118.4	54.0	1.9	18.2	0.11
[28]	77.5	36.7	54.4	31.3	2.3	116.3	0.92
[5]	146.8	57.9	125.2	55.2	6.5	576.6	2.44
[70]	71.5	30.9	52.0	26.9	0.9	126.8	1.75
[107]	139.0	56.0	100.6	47.1	13.5	368.9	1.58
[55]	79.3	32.4	57.8	28.1	0.4	14.3	0.11
[11]	93.5	41.7	65.7	34.5	1.9	39.2	0.41
[105]	130.1	53.8	95.8	46.6	5.6	559.0	2.47
[4]	152.1	63.0	122.4	58.4	5.0	372.4	1.44
[102]	161.4	67.2	115.4	57.0	44.1	1873.4	7.27
[101]	148.7	63.1	119.2	58.9	10.4	158.8	1.19
<b>PCRG</b>	<b>84.5</b>	<b>35.5</b>	<b>61.9</b>	<b>30.4</b>	<b>13.9</b>	<b>114.3</b>	<b>0.89</b>
Position	12/16	13/16	12/16	13/16	14/16	4/16	4/16

TABLE 3.4 : Mesures d'évaluation pour les 20 cas de la base de données de l'EXACT'09.

	Nb Branches détectées	Nb Branches détectées (%)	Longueur de l'ATB (cm)	Longueur de l'ATB (%)	Nb de fuites	Volume de fuite (mm <sup>3</sup> )	Faux positifs (%)
position	<b>12/16</b>	<b>13/16</b>	<b>12/16</b>	<b>13/16</b>	<b>14/16</b>	<b>4/16</b>	<b>4/16</b>

TABLE 3.5 : Positionnement par rapport aux critères et aux méthodes référencées par l'EXACT'09.

### 3.2.2.1 Matériel

Les acquisitions volumétriques ont été réalisées avec des scanners 64 barrettes (Somatom Definition 64 ; Siemens, Erlangen, Germany). Les paramètres d'acquisition étaient les suivants : 140 kV, 53 mAs, coupes natives de 0.75 mm, épaisseur de coupe 1 mm, intervalle de reconstruction 1 mm, matrice : 512x512 mm, FOV : 31x31, taille du voxel : 0.65 x 0.65 x 1 mm.

### 3.2.2.2 Description des examens

Le tableau 3.6 présente des informations sur les dix cas de la population étudiée. Ces dernières permettent de mieux quantifier les artefacts susceptibles d'être rencontrés, dans l'étude de ces cas. Nous considérons différents facteurs, afin de classer et de comprendre les résultats : âge, sexe, poids, tests respiratoires fonctionnels. Deux facteurs principaux influencent la qualité de l'image : l'âge, en raison de la dégradation progressive des tissus pulmonaires et l'indice de masse corporelle (IMC) ; plus l'IMC d'un patient est élevé et plus les rayons du scanner auront des difficultés à traverser la couche adipeuse. Deux mesures caractéristiques de la fonction pulmonaire ont été ajoutées afin de montrer les déficiences respiratoires des patients. Le Volume Expiratoire Maximal Seconde (VEMS)

correspond à la quantité d'air expulsée durant la première seconde d'une expiration rapide et forcée, réalisée après une inspiration maximale. La Capacité Vitale Forcée (CVF) correspond au volume d'air expulsé avec force jusqu'au volume résiduel (volume d'air minimal se trouvant dans les poumons à la fin de l'expiration forcée) à partir de la capacité pulmonaire totale. La mesure DEM 25%-75% correspond au débit expiratoire entre les valeurs de 25% et 75% de la capacité vitale forcée. Même si son utilisation reste controversée, ce critère est souvent retenu dans les interprétations de l'atteinte des petites bronches par la maladie. On remarque que cette valeur est proportionnelle à l'obstruction. Le rapport VEMS/CVF (encore appelé Indice de Tiffeneau) correspond au pourcentage du volume expiratoire maximal pour une seconde (VEMS) sur la capacité vitale forcée (CVF). Un individu normal a un indice de Tiffeneau de 80% et plus. Les valeurs en dessous indiquent que le patient présente des problèmes respiratoires. L'âge moyen était de 55 ans et la répartition des genres, de 2(H)/8(F). De plus, tous les patients présentent une grave maladie pulmonaire obstructive, comme le montre leurs valeurs respectives VEMS/CVF (< 80%), ainsi qu'une valeur d'IMC plutôt élevée, entre 25 et 30 (surcharge pondérale) pour les 9/10 d'entre eux et plus de 30 (obèse) pour l'un d'eux.

Sujet	Sexe	Age	IMC	VRE1/FVC(%)	DEM 25-75 (%)
1	F	68	24,34	61,73	25,7
2	F	62	27,30	62,5	18,7
3	F	63	34,76	68,30	39
4	F	56	28,32	72,78	24,4
5	F	43	29,47	74,42	44
6	F	48	21,19	78,13	88,6
7	M	57	29,74	72,47	39,8
8	M	32	28,01	84,21	74,5
9	F	69	28,28	79,17	25
10	F	52	44,24	74,90	46,2

TABLE 3.6 : Les données anthropométriques et spirométriques avec CVF (Capacité Vitale Fonctionnelle), VRE1 (volume expiratoire forcé en 1 seconde), DEM %25-%75 (débit expiratoire forcé, phase mi-respiratoire).

### 3.2.2.3 Paramètres d'évaluation

L'ensemble des examens a été testé en utilisant les paramètres définis dans le tableau 3.7. On peut observer que par rapport aux bornes de la méthode SRG les bornes du seuillage final dans la méthode SRG permettent d'augmenter l'intervalle de bi-seuillage de 37 UH au minimum (cf. sujet 2 dans le tableau 3.7) et de 181 UH au maximum (cf. sujet 4 dans le tableau 3.7). De même, les valeurs utilisées pour les gaussiennes varient de 0.5 à 1 pour les examens les plus bruités.

### 3.2.2.4 Protocole de mesures

La bronche lobaire principale, les segmentaires et leurs subdivisions ont été identifiées par une inspection visuelle depuis une reconstruction 3D combinée avec une vue des coupes 2D transverses. Le nombre de branches reconstruites pour chaque génération a été déterminé et comparé en tant que valeur réelle et en pourcentage, au nombre de bronches théoriques pour chaque génération. Pour ce faire, la nomenclature proposée par Boyden

Sujet	$G(r, \sigma)$	Méthode SRG		Méthode PCRG							$Diff_{B_{sup}}$
		Biseuillage		$R_{lb'}$		$R_{pb'}$			$R_{predicat}$		
		$B_{inf}$	$B_{sup}$	$B_{inf}$	$B_{sup}$	$B_{inf}$	$B_{sup}$	$\# \delta$	$B_{inf}$	$B_{sup}$	
1	0.6	-1024	-927	-1024	-927	-650	-300	1	-1024	-842	85
2	0.95	-1024	-898	-1024	-898	-650	-300	1	-1024	-861	37
3	0.9	-1024	-807	-1024	-807	-600	-320	1	-1024	-700	107
4	1	-1024	-899	-1024	-899	-700	-300	1	-1024	-718	181
5	1	-1024	-873	-1024	-873	-580	-300	1	-1024	-753	120
6	0.65	-1024	-848	-1024	-848	-620	-300	1	-1024	-790	58
7	1	-1024	-899	-1024	-899	-700	-350	1	-1024	-720	179
8	0.7	-1024	-889	-1024	-889	-690	-300	1	-1024	-817	72
9	0.5	-1024	-940	-1024	-940	-650	-300	1	-1024	-820	120
10	0.6	-1024	-773	-1024	-773	-600	-260	1	-1024	-680	93

TABLE 3.7 : Tableau des différents paramètres utilisés pour chacun des dix examens pour les deux méthodes (SRG et PCRG).  $G(r, \sigma)$  correspond à une gaussienne dont  $r$  vaut 3 (taille de notre masque de convolution) et  $\sigma$  correspond à largeur mi-hauteur.  $\# \delta$  correspond au nombre de dilatation morphologique appliqué à la région  $R_{pb'}$ .  $Diff_{B_{sup}}$  correspond à la différence entre le  $B_{sup}$  du biseuillage de la méthode SRG et  $B_{sup}$  du  $R_{predicat}$  de la méthode PCRG.

(cf. sous section 1.1.3.3) a été utilisée. Ainsi, la génération 0 correspond à la trachée, la troisième génération aux bronches segmentaires, la quatrième aux sous-segmentaires et la cinquième aux bronches sous-sous-segmentaires. Pour les générations plus profondes, une ramification dichotomique est supposée. Chaque nombre de générations bronchiques de chaque méthode a ensuite été confronté au nombre de bronches par génération théorique selon la méthode de Boyden. Cette analyse n'a montré aucun faux positif (cf. tableau 3.10).

### 3.2.2.5 Résultats

Le tableau 3.8 compare le pourcentage du nombre de bronches détectées pour chaque méthode par rapport au nombre théorique de bronches par générations. Ce tableau montre que notre méthode de détection améliore la détection de segments, par rapport à l'utilisation d'un bi-seuillage, dans le cadre d'une propagation de région standard (SRG). Les trois premières générations étant les plus faciles à détecter dans l'ensemble de l'ATB, la méthode SRG est aussi performante que la nôtre. De la quatrième à la dixième génération, notre contribution conduit à des différences significatives ( $valeur - p < 0, 05$ ).

Le tableau 3.9 présente, pour chaque méthode, le nombre de bronches détectées à chaque examen des poumons (poumon gauche, poumon droit et les deux ensemble) et la différence entre le nombre de bronches totales détectées par les deux méthodes. Ce tableau indique, pour chaque examen, une meilleure détection du nombre total de segments détectés dans l'examen complet. Notre technique permet de détecter une moyenne de 18 segments de plus que la méthode de référence. Dans le pire des cas, on ne détecte qu'un segment de plus. Dans le meilleur des cas, 43 segments de plus sont détectés.

Pour améliorer la fiabilité du comptage des bronches détectées, l'ensemble des images anonymisées (comprenant un patient sain et dix patients asthmatiques détectés à la fois avec la méthode SRG et PCRG) a été compté deux fois. Un intervalle de deux semaines entre chaque mesure a été respecté (1ère et 2ème mesures dans le tableau 3.10) et la variabilité intra-observateur a été évaluée en utilisant le coefficient  $kappa$  (cf. k-value dans le tableau 3.10). Afin

Génération bronchique	PBT <sup>†</sup> de SRG	PBT <sup>†</sup> de PCRG	p-value
0	100(9/9)	100(9/9)	1.00
1	100(18/18)	100(18/18)	1.00
2	100(108/108)	100(108/108)	1.00
3	87.7(158/180)	90.5(163/180)	0.40
4	60(216/360)	68.0(245/360)	0.02*
5	22.7(164/520)	27.9(201/520)	0.02*
6	6(65/1040)	9.6(104/1040)	0.00*
7	0.9(20/2080)	1.6(35/2080)	0.04*
8	0.1 (4/5160)	0.1(6/5160)	0.53
9	0(0/10320)	0.03(3/10320)	n.a
10	0(0/20640)	0.02(3/20640)	n.a

TABLE 3.8 : Comparaison des taux de détection entre l'algorithme SRG et notre contribution PCRG. Les chiffres entre parenthèses correspondent au ratio entre le nombre des bronches identifiées par génération, et le nombre théorique des bronches par génération, tel que calculé dans la classification de Boyden. † correspond au pourcentage de bronches théoriques et \* indique une différence significative entre les groupes et correspond à une p-value < 0.05 ( $\chi^2$  test).

Sujet	Branches détectées (SRG)			Branches Détectées (PCRG)			Total <sub>PCRG</sub> - Total <sub>SRG</sub>
	Poumons gauche	Poumon droit	Total	Poumons gauche	Poumons droit	Total	
1	37	41	93	41	49	105	12
2	17	18	50	20	28	63	13
3	6	10	31	13	16	44	13
4	41	39	95	45	54	114	19
5	35	41	91	42	52	109	18
6	35	49	99	52	70	137	38
7	0	9	24	1	28	44	20
8	57	77	149	74	103	192	43
9	25	44	84	27	45	87	3
10	14	23	52	14	24	53	1

TABLE 3.9 : Détails du comptage des bronches par patient, poumon et méthode puis différence des totaux de chaque méthode

d'éviter toute discordance entre les deux mesures, un troisième tour d'évaluation a été réalisé pour établir laquelle était la meilleure. La valeur des coefficients *kappa* calculés était supérieure à 0,81 pour toutes les générations des bronches et pour tous les patients.

Génération bronchiques	concordance Intra-observateur 1ère mesure		concordance Intra-observateur 2ième mesure	
	k -value	Pourcentage de bronches théorique (SRG)	k -value	Pourcentage de de bronches théorique (PCRG)
0	1.00	100(9/9)	1.00	100(9/9)
1	1.00	100(18/18)	1.00	100(18/18)
2	1.00	100(108/108)	1.00	100(108/108)
3	1.00	87.7(158/180)	1.00	90.5(163/180)
4	1.00	60(216/360)	1.00	68.0(245/360)
5	0.99	22.7(164/520)	0.98	27.9(201/520)
6	0.97	6(65/1040)	0.96	9.6(104/1040)
7	0.95	0.9(20/2080)	0.94	1.6(35/2080)
8	0.95	0.1 (4/5160)	0.99	0.1(6/5160)
9	1.00	0(0/10320)	1.00	0.03(3/10320)
10	1.00	0(0/20640)	1.00	0.02(3/20640)

TABLE 3.10 : Concordance intra-observateur pour l'évaluation des générations bronchiques. Les données entre parenthèses correspondent au rapport entre le nombre des bronches identifiées par génération et le nombre de bronches par génération théorique (calculé d'après la classification de Boyden).

Nous avons d'abord confronté notre algorithme à l'accroissement de régions standard (SRG) sur un examen scanner-CT du thorax acquis à partir d'un patient sain afin d'évaluer sa faisabilité (cf. Fig. 3.8). Les résultats du comptage du nombre de bronches ont montré une complète détection de l'arbre bronchique, jusqu'à la troisième génération, pour les deux méthodes. Les comptages ont été effectués à partir de la classification de Boyden où la génération trois correspond au niveau segmentaire. Il apparaît clairement que notre méthode détecte un nombre plus important de bronches dans le cas du patient sain. Nous l'avons par la suite appliquée à une série de patients asthmatiques afin de tester notre algorithme dans des cas de patients présentant certaines pathologies.

Parmi les dix patients initialement inclus, l'un d'eux était exclu en raison de la présence de vastes zones d'emphysème dans le parenchyme pulmonaire gauche. Une chute drastique du taux de détection des bronches a été observée pour les deux méthodes à partir de la troisième génération (cf. Fig. 3.9). Ce résultat est en accord avec un résultat précédent [89], qui décrivait une diminution, voire même un échec de détection des bronches au niveau lobaire en présence d'emphysème dans le cas de méthodes basées sur des croissances de régions.

L'ensemble des voies aériennes détectées par notre méthode chez les neuf patients asthmatiques montre une amélioration du taux de détection à partir de la quatrième génération. Les premières bronches (jusqu'à la troisième génération) ont toutes été détectées, dans les deux méthodes. Au-delà, de la huitième à la dixième, le taux de détection est faible et nous n'avons pas observé de différences significatives entre les deux méthodes. D'une part, le nombre de bronches détectées était trop faible pour permettre un test statistique significatif (même si notre contribution permet de détecter trois bronches de génération neuf et trois bronches dans la génération dix alors que la méthode SRG n'en détectait aucune au-delà de la huitième). D'autre part, les bronches distales sont difficilement segmentables, car elles peuvent présenter un diamètre millimétrique ou submillimétrique, qui est à proximité ou en dessous de la résolution spatiale de la TDM.

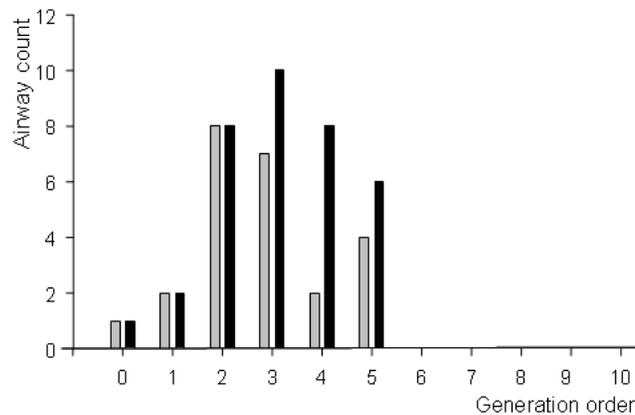


FIGURE 3.8 : Nombre des bronches identifiées par génération chez un patient asthmatique présentant de l'emphysème. Les barres grises indiquent les bronches extraites avec SRG et les barres noires indiquent les bronches extraites avec PCRG.

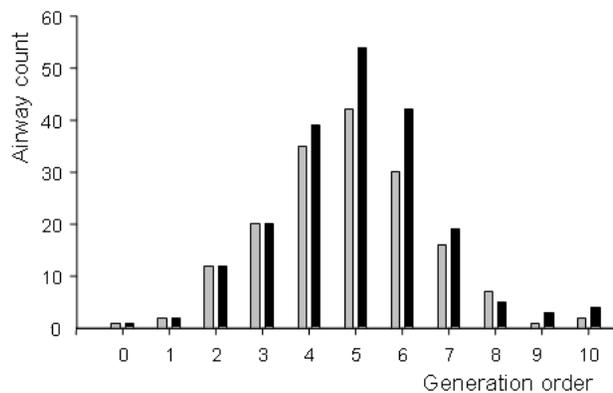


FIGURE 3.9 : Nombre des bronches identifiées par génération chez un patient sain. Les barres grises indiquent les bronches extraites avec SRG et les barres noires indiquent les bronches extraites avec PCRG.

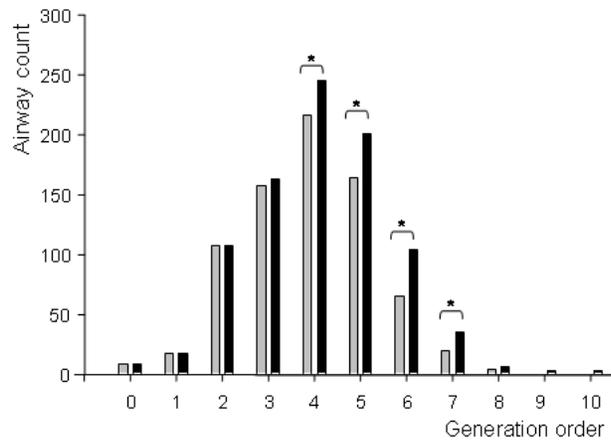


FIGURE 3.10 : Nombre des bronches identifiées par génération chez une population de neuf patients asthmatique sans emphysème. Les barres grises indiquent les bronches extraites avec SRG et les barres noires indiquent les bronches extraites avec PCRG. (\*) indique une différence significative entre groupe, pour une valeur- $p < 0.05$  (test du chi-carré).

### 3.2.2.6 Conclusion

Dans ce test, nous avons comparé notre méthode PCRG à la méthode SRG, précédemment utilisée dans Neko3D et qui n'était pas recensée par le comparatif de l'EXACT'09.

Cette comparaison a été réalisée sur une base de 10 patients asthmatiques. Un nombre signifiant de bronches additionnelles a été détecté de la quatrième à la septième génération (génération dont l'intérêt médical a été démontré). Le fait que les algorithmes testés n'aient pas dépassé la dixième génération s'explique par notre base de données essentiellement composée de patients asthmatiques, au lieu de volontaires sains, qui correspond plus à une vérité terrain. Salito et *al.* [89] ont montré que la présence de zones d'emphysème conduit à un échec de la détection, par une méthode de type SRG, à partir du niveau lobaire. Ce fut le cas dans notre étude pour un patient, qui a ensuite été exclu de la mesure. En outre, des rapports récents ont démontré que les patients atteints de maladies pulmonaires obstructives chroniques sont susceptibles de développer une destruction des voies respiratoires, à partir de la cinquième génération. Ce manque de bronches peut partiellement expliquer le faible pourcentage de détection des voies respiratoires par rapport au nombre théorique. De plus, les images issues d'une acquisition tomodensitométrique acquise chez des patients présentant un IMC élevé sont plus bruitées, notamment par l'artefact de durcissement (cf. sous-section 1.2.4). Le bruit est un facteur de confusion potentiel entre les voxels appartenant à des voies aériennes et ceux appartenant au parenchyme pulmonaire. Notre étude a montré plusieurs limites. Bien que notre nouvelle méthode ait montré des améliorations significatives entre la quatrième et la septième génération par rapport à la méthode SRG, elle n'a pas atteint l'intégralité des bronches. Une évaluation anatomique visuelle est nécessaire pour vérifier l'ordre d'apparition des générations bronchiques, en raison des branches manquantes. C'est pourquoi nous avons décidé de les évaluer manuellement, avec un radiologue expérimenté, au lieu de les quantifier par une méthode de squelettisation automatique.

Pour conclure, notre algorithme montre une nette amélioration du taux de détection allant de la quatrième à la septième génération (cf. Fig 3.10). Ces générations sont d'intérêt médical [89]. En effet, c'est sur ces générations que l'on trouve le plus de modifications structurelles dûes à l'asthme. De plus, la détection des bronches par la méthode

SRG ne dépasse pas la huitième génération (selon la classification de Boyden défini en sous-section 1.1.3.3), alors que notre méthode atteint quelques branches de la dixième génération. Notre algorithme montre donc un taux de détection supérieur et significatif par rapport au taux de détection de la méthode de référence. Les améliorations de détection se font sur les générations proximales qui sont d'intérêt médical ainsi que sur les générations plus distales permettant des analyses inter-générationnelles.



## Méthodes de squelettisation de l'arbre trachéo-bronchique

### 4.1 Première approche proposée

Nous proposons dans cette méthode de coupler l'étape de squelettisation avec l'étape de segmentation de l'ATB. L'intérêt de cette approche serait de réduire le temps de traitement de notre chaîne.

À l'issue d'une segmentation par approche contours nous n'obtenons pas uniquement les parois de l'ATB. Le résultat de cette segmentation nous donne l'ensemble  $C_3$  constitué de la paroi bronchique, des vaisseaux sanguins et de la plèvre. Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent (cf. chapitre 3), il est plus facile de séparer l'intervalle d'intensités de la lumière bronchique de celui de sa paroi que de le séparer de l'intervalle d'intensités du parenchyme pulmonaire. Néanmoins, le problème se répète pour séparer l'intervalle d'intensités de la paroi bronchique de celui des vaisseaux sanguins ou de la plèvre. Toutefois, la paroi bronchique ne communiquant pas avec les vaisseaux sanguins (il n'existe aucun chemin entre les deux), une exploration à partir de la lumière bronchique anatomiquement bornée par sa paroi permet d'isoler l'ATB des vaisseaux sanguins et de la plèvre. Nous proposons dans cette section une méthode de squelettisation basée sur une approche contours travaillant sur l'exploration de l'ATB par des corrections incrémentales de la position d'objets discrets. Le déplacement de ces objets est décomposé en deux parties : le déplacement le long d'organes tubulaires et la gestion des bifurcations.

#### 4.1.1 Méthodes de déplacement le long d'organes tubulaires

Dans cette partie nous supposons que nous avons obtenu un ensemble de points  $PC = \{x \in \mathbb{Z}^3 \mid tq \ x \in C_3\}$  correspondant aux points de la paroi bronchique, vaisseaux sanguins et plèvre (cf. Fig.4.1) issus d'une étape de segmentation par seuillage de  $C_3$  (cf. sous-section 2.1.1.1).

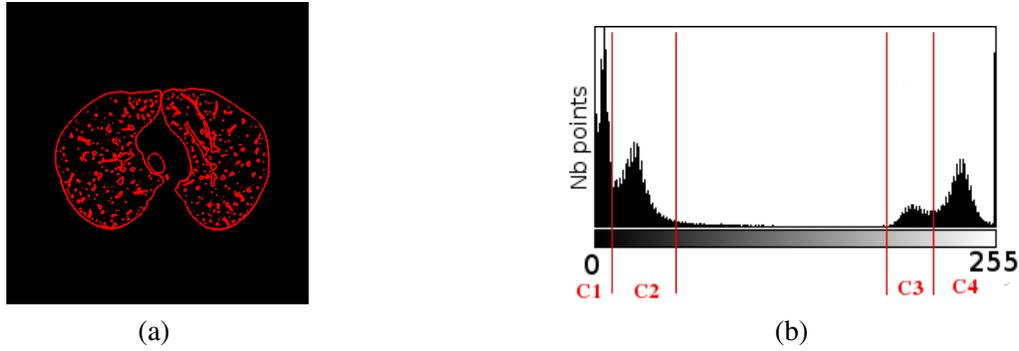


FIGURE 4.1 : Représentation de la classe  $C_3$  (a) en rouge l'ensemble  $PC$  résultat du seuillage de  $C_3$ , (b) rappel de la répartition des intensités de l'image d'origine.

#### 4.1.1.1 Correction incrémentale de sphères

L'idée principale de cette méthode est de reproduire le mécanisme d'un ballon (déformable mais conservant un aspect sphérique) gonflé dans un tube. Le ballon posé sur un bord du tube gonfle, modifiant à la fois son rayon et son centre jusqu'à ce que ses bords soient accolés aux bords du tube. Nous proposons une méthode de squelettisation basée sur ce principe où le ballon est représenté par une sphère discrétisée et le tube correspond aux contours d'une bronche.

##### – Notations et discrétisations d'objets

Tout objet réel peut être défini par une expression analytique (représentation continue). La discrétisation est un processus de conversion d'un objet réel en un ensemble de points (représentation discrète). L'ensemble de points doit respecter le plus fidèlement possible la forme de l'objet et certaines propriétés de connexité. Comme nous allons le voir dans les étapes suivantes nous utilisons différents objets discrets 26 connexes (sphères et boules) pour créer les différents noeuds du squelette. Nous rappelons qu'une boule est pleine, que la sphère est creuse et qu'elle correspond à la frontière de la boule. Afin de manipuler ces différents objets, nous introduisons des notations spécifiques :

- $S_i^0 = S(C_i, r_i)$  correspond à la sphère de l'étape  $i$ , centré en  $C_i$ , de rayon  $r_i$  et dont les parois sont situées à l'intérieur de la bronche parcourue (spécifié par l'exposant 0).
- $S_i^1 = S(C_i, k.r_i)$  correspond à la sphère d'intersection de la paroi bronchique de l'étape  $i$ , centré en  $C_i$ , de rayon  $k.r_i$  (avec  $k$  un paramètre défini par l'utilisateur) et dont les parois sont situées à l'extérieur de la bronche parcourue (spécifié par l'exposant 1).
- $B_i = B(C_i, k.r_i)$  correspond à la boule d'intersection de la paroi bronchique de l'étape  $i$ , centré en  $C_i$ , de rayon  $k.r_i$  (avec  $k$  un paramètre défini par l'utilisateur).
- $\epsilon_i^+$  correspond au demi-espace de l'étape  $i$  défini par le plan normal au vecteur  $\overrightarrow{C_i C_{i-1}}$  et la direction  $\overrightarrow{C_i C_{i-1}}$ .
- $\epsilon_i^-$  correspond au demi-espace de l'étape  $i$  défini par le plan normal au vecteur  $\overrightarrow{C_i C_{i-1}}$  et la direction opposée de  $\overrightarrow{C_i C_{i-1}}$ .

##### – Modification du rayon de la sphère

Cela consiste en l'augmentation itérative du rayon jusqu'à l'obtention d'un ou plusieurs points d'intersection avec l'ensemble de points correspondant aux parois bronchiques (cf. Fig.4.2). La fonction d'intersection va

pour chaque point du volume vérifier l'équation de la sphère. Soit  $P(x, y, z)$  un point du volume et  $E_i^{S \cap PC}$  l'ensemble des points résultants de l'intersection entre la sphère  $S_i^1$  et le volume :

$$E_i^{S \cap PC} = P \in \mathbb{Z}^3 \quad tq \quad \begin{cases} P \in S_i^1 \\ P \in PC \end{cases} \quad (4.1)$$

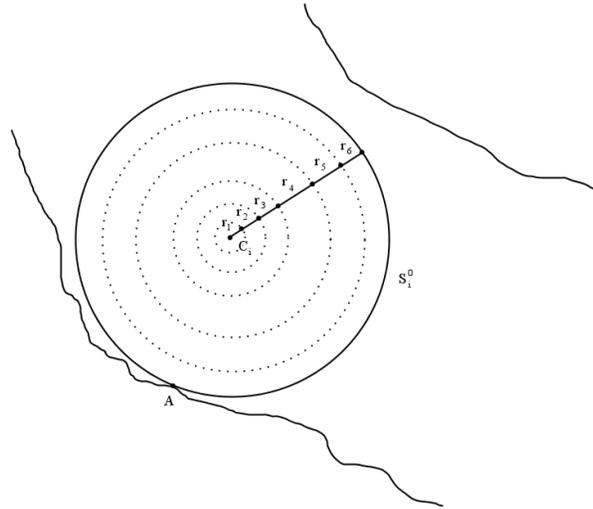


FIGURE 4.2 : Exemple de modification itérative du rayon de la sphère  $S_i^0$  centrée en  $C_i$  jusqu'à intersection avec la paroi bronchique en un point A

#### – Modification de la position du centre de la sphère

- Calcul du vecteur de déplacement : en reprenant l'exemple du ballon, on remarque que au fur et à mesure qu'il est gonflé, le bord en contact avec le tube repousse le centre du ballon dans la direction du bord en contact vers le centre du ballon. Le calcul de l'intersection de la sphère  $S_i^0$  avec la paroi produit un ensemble de points. Cet ensemble de points situés à la périphérie de la sphère forme avec le centre de la sphère un ensemble de vecteurs. Ces vecteurs sont moyennés pour donner la direction de déplacement de la sphère.

Le schéma (cf. Fig. 4.3 (a)) illustre un exemple de sphère intersectant le tube sur trois points de contact (A, B, D). Les vecteurs formés par ces points avec le centre de la sphère ( $\overrightarrow{AC_i}$ ,  $\overrightarrow{BC_i}$ ,  $\overrightarrow{DC_i}$ ) sont moyennés afin de donner le vecteur de direction de déplacement du centre de la nouvelle sphère ( $\overrightarrow{C_i E}$ ).

- Calcul de la composante de déplacement : soit  $C_i$  le centre de la sphère,  $\vec{V}(V_1, V_2, V_3)$  le vecteur moyenné et  $k$  le pas de déplacement, le nouveau centre de la sphère  $C_i'$  (cf. Fig. 4.3 (b)) correspond à :

$$\begin{aligned} C_i'.x &= C_i.x + (V_1 * k) \\ C_i'.y &= C_i.y + (V_2 * k) \\ C_i'.z &= C_i.z + (V_3 * k) \end{aligned} \quad (4.2)$$

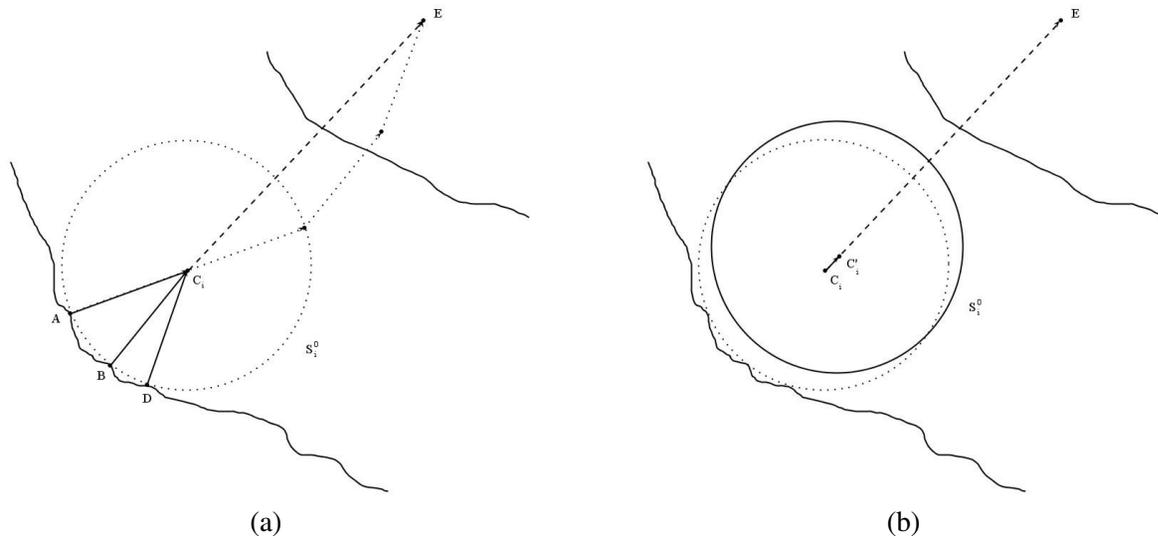


FIGURE 4.3 : Illustration d'un exemple de calcul d'un vecteurs de déplacement d'une sphère  $S_i^0$  à partir de trois points (A, B, D) d'intersection avec la paroi bronchique. (a) Calcul du du vecteur  $\vec{C_i^0 E}$  donnant la direction du déplacement. (b) Repositionnement du centre  $C_i$  de la sphère en  $C_i^0$

#### – Itération de l'étape

Une fois que la position et le rayon de la sphère sont réglés, il faut la déplacer le long de l'organe afin de créer les nouveaux noeuds du squelette. Afin de positionner la sphère suivante, nous utilisons une sphère d'intersection  $S_i^1$  dont la taille est supérieure à la sphère positionnée  $S_i^0$  (cf. Fig.4.4 (a)). La sphère d'intersection  $S_i^1$  permet de déterminer un ensemble de points d'intersection entre les points de la sphère et les points du volume représentant l'ATB (cf. Fig.4.4 (b)).

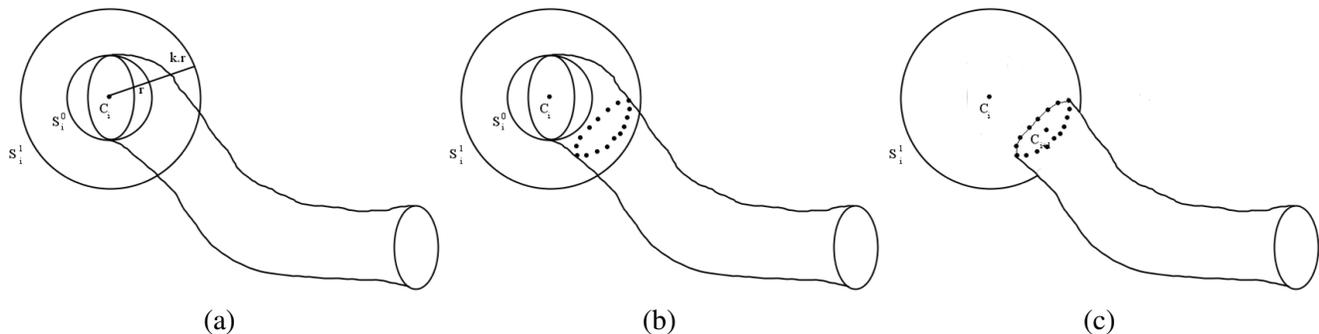


FIGURE 4.4 : Illustration des différentes étapes de déplacement de la sphère lors de l'étape d'initialisation. (a) la première sphère  $S_i^0$  et sa sphère d'intersection  $S_i^1$  sont positionnées. (b) Les points d'intersection entre la sphère  $S_i^1$  et l'ensemble des points du volume  $PC$  sont calculés. (c) Le barycentre des points d'intersection correspond au centre  $C_{i+1}$  d'une nouvelle sphère

Le barycentre calculé à partir des points d'intersection de la sphère  $S_i^1$  permet de déterminer le centre d'une nouvelle sphère  $S_{i+1}^0$  (cf. Fig.4.5 (a)). Cette nouvelle sphère repasse par une étape de correction de son centre et de son rayon. Puis une nouvelle sphère d'intersection  $S_{i+1}^1$  est positionnée au nouveau centre  $C_{i+1}$ . À la différence de l'étape d'initialisation  $i$ , la sphère de l'étape  $i + 1$  donne un ensemble de points  $E_{i+1}^{S \cap PC}$  dont les

points sont répartis en deux groupes. Un groupe de points (cf. en rouge dans la Fig.4.5 (b)) est positionné dans  $\epsilon_{i+1}^+$ . L'autre groupe de points (cf. en noir dans la Fig.4.5 (b)) est positionné dans  $\epsilon_{i+1}^-$ . On peut remarquer que l'ensemble des points rouges à éliminer se situent à l'intérieur de la sphère  $S_i^1$ . La séparation des points noirs de ceux en rouge (cf. Fig.4.5 (b)), nécessite un nouvel objet : une boule  $B_i$ . L'ensemble de points issus de l'intersection de  $B_i$  avec l'ensemble  $E_{i+1}^{S \cap PC}$  sont enlevés. Le barycentre des points restants dans  $E_{i+1}^{S \cap PC}$  correspond au centre  $C_{i+2}$  d'une nouvelle sphère (cf. le point rouge dans la Fig.4.5 (c)).

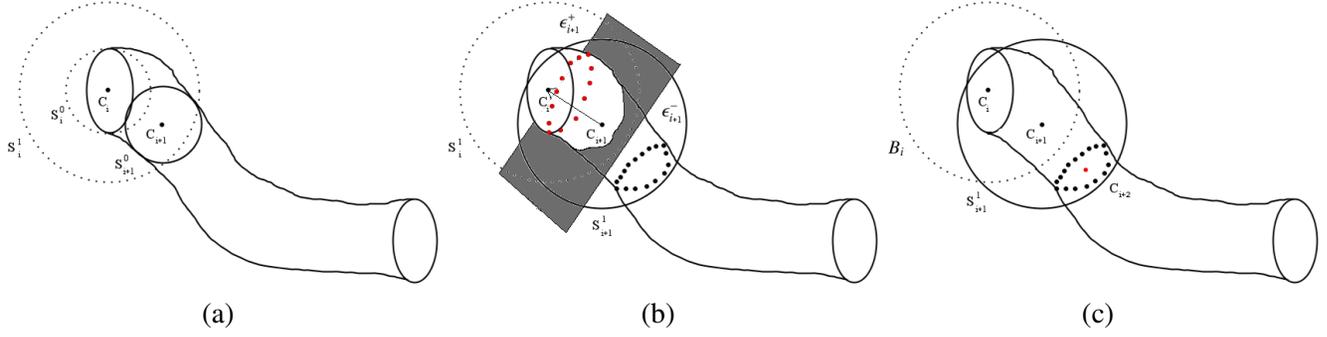


FIGURE 4.5 : Illustration des différentes étapes de déplacement de la sphère : (a) positionnement de la nouvelle sphère  $C_{i+1}$ , (b) calcul de  $E_{i+1}^{S \cap PC}$  (les points rouge se trouve dans  $\epsilon_{i+1}^+$  et les points noir en  $\epsilon_{i+1}^-$ ), (c) calcul du barycentre des points situés dans l'ensemble défini par  $E_{i+1}^{S \cap PC} - (E_{i+1}^{S \cap PC} \cap B_i)$

#### 4.1.1.2 Correction incrémentale de la position du centre de la lumière

La méthode utilisant les sphères permet de calculer le squelette en l'absence de bifurcation (elle est donc fonctionnelle) mais celle-ci est coûteuse en temps de calcul (double vérification de chaque point de la sphère d'intersection avec le volume étudié ainsi qu'avec la boule d'intersection de l'étape précédente). Dans cette approche, nous proposons d'utiliser un carré et une demi-sphère comme objets géométriques d'intersection avec le volume. Ce nouvel objet d'intersection permet d'éviter l'étape d'intersection entre les sphères. De même, le nombre de points étudiés est divisé par deux réduisant ainsi le temps de calcul. Le carré discrétisé positionné grossièrement de façon perpendiculaire à la branche nous permettra de déterminer le centre de la branche correspondant à un noeud de notre squelette. Une demi-sphère discrétisée, positionnée sous le carré nous permettra de nous déplacer le long de l'ATB remplaçant ainsi la sphère d'intersection de la méthode précédente.

##### – Notations

Afin de manipuler les différents carrés et demi-sphères nécessaires à l'explication du déplacement dans la branche nous introduisons de nouvelles notations spécifiques :

- $DS_i = DS(C_i, k, r_i, \overrightarrow{C_i C_{i-1}})$  correspond à la demi-sphère  $DS$  de l'étape  $i$ , centré en  $C_i$ , de rayon  $k.r_i$  (avec  $k$  un paramètre défini par l'utilisateur) et normal au vecteur  $\overrightarrow{C_i C_{i-1}}$ .
- $P_i = P(C_i, n, \overrightarrow{C_i C_{i-1}})$  correspond au carré  $P$  de l'étape  $i$ , centré en  $C_i$ , de taille  $n$  et normal au vecteur  $\overrightarrow{C_i C_{i-1}}$ .

##### – Correction du centre de la lumière

Le carré  $P_i$  est centré en  $C_i$  perpendiculairement au vecteur  $\overrightarrow{C_i C_{i-1}}$  mais  $C_i$  n'est pas centré par rapport à la paroi bronchique (cf. Fig.4.6 (a)). Pour corriger la position de  $C_i$  nous utilisons une structure similaire au *core* dont l'atome est représenté par  $C_i$  et dont les rayons sont représentés par huit points d'intersection

avec la paroi bronchique dans huit directions différentes dans le carré  $P_i$  (cf. segments verts dans la Fig.4.6 (a)). Les points d'intersection sont calculés via un mécanisme de sondes précédemment expliqué dans la sous-section 5.1.1. La position finale du centre  $C_i$  correspond au calcul du barycentre  $C'_i$  de l'ensemble des points d'intersection (cf. Fig.4.6 (b)).

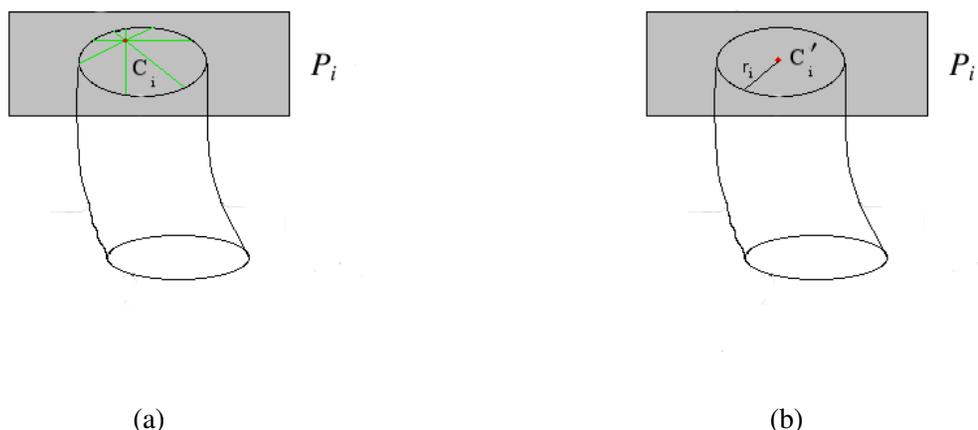


FIGURE 4.6 : Illustration de l'étape de correction du centre de la lumière. (a) Positionnement du point  $C_i$  sur le carré  $P_i$  et lancements des huit rayons (sondes). (b) Correction de la position de  $C_i$  correspondant au barycentre ( $C'_i$ ) des points d'intersection des huit rayons avec la paroi bronchique.

#### – Itération de l'étape

Une fois que la position du centre est corrigée, il nous faut réitérer le procédé afin de constituer les points du squelette. Les huit points d'intersection (des huit sondes) centrés en  $C'_i$  nous permettent d'approximer un rayon moyen  $r_i$  du tube. Le point  $C'_i$ , le rayon  $r_i$  et le vecteur formé par  $\overrightarrow{C'_i C_{i-1}}$  permettent de générer la demi-sphère  $DS_i$ . Le barycentre des points d'intersection de  $DS_i$  avec les points du volume  $PC$  approxime un nouveau centre  $C_{i+1}$  et permet de réitérer les étapes précédentes (cf. Fig.4.7).

### 4.1.2 Méthodes de détection de bifurcations

Afin de détecter les embranchements de l'ATB, il est nécessaire d'étudier et de séparer les différents points issus de l'intersection demi-sphères/volume appartenant aux différentes branches. De même, comme nous travaillons sur une approche contour, il faudra séparer les points appartenant aux bronches courantes des bronches extérieures proches ou de la plèvre adjacente aux bronches principales (cf. Fig.4.8 (a)). Pour ce faire, nous utilisons des sondes lancées (cf. en rouge dans la Fig.4.8 (c)) depuis le point courant vers les points intersectés (cf. en vert dans la Fig.4.8 (c)) et nous vérifions qu'il n'y a aucune intersection entre les extrémités de ces segments (sortie du volume).

Une fois que les points appartenant aux bronches courantes sont séparés des autres points extérieurs, il faut pouvoir séparer les points appartenant aux différentes bronches de l'embranchement. Que ce soit pour le cas des sphères ou des demi-sphères d'intersection (cf. Fig.4.9), nous calculons les composantes connexes pour séparer nos points résultants en ensembles de points connexes.

Enfin nous calculons les différents barycentres pour chacune des composantes connexes (cf. Fig.4.8 (d)). Les barycentres résultants constituent les nouveaux points de départ de nouvelles itérations de l'algorithme.

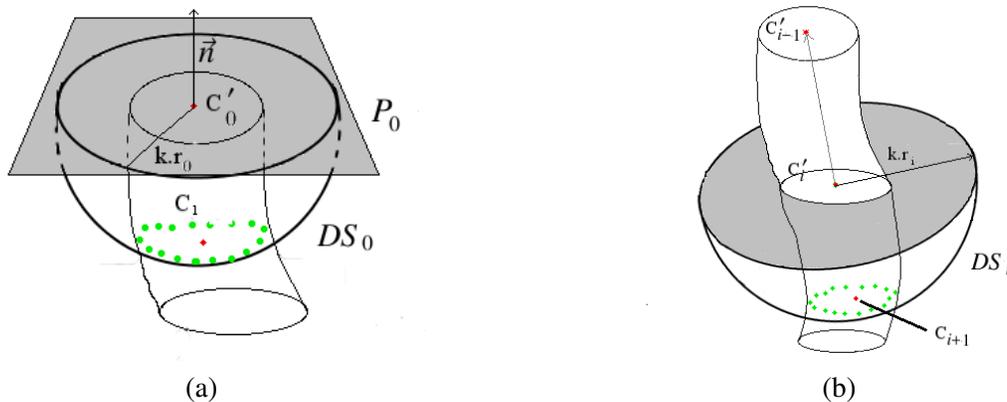


FIGURE 4.7 : Illustration de positionnements de demi-sphères dans l'étape d'initialisation et à une étape  $i$ . (a) Positionnement d'une demi-sphère  $DS_0$  dans l'étape d'initialisation où le vecteur normal  $\vec{n}$  est le vecteur normal à la première coupe de l'examen. (b) Positionnement d'une demi-sphère  $DS_i$  et calcul des points d'intersection (points verts) entre la demi-sphère et les points du volume. Le point  $C_{i+1}$  deviendra le départ d'une nouvelle itération.

## 4.2 Comparaisons de notre contribution aux méthodes de squelettisation de l'ATB

### 4.2.1 Protocole de mesures

Afin de tester notre méthode nous avons repris notre protocole de comparaison avec les techniques de l'état de l'art les plus usitées [56][23] (cf. section 3.1.4). Ce protocole basé sur trois critères (centralité, détection des bronches et temps d'ébarbage) a été appliqué sur la même série d'examen nous permettant de comparer notre méthode aux deux autres. Pour traiter le critère de capacité de détection les résultats de la détection du nombre de branche par génération, de chacune des trois méthodes, avec et sans ébarbage, est comparé au nombre de branches par génération détectées manuellement. Cette comparaison permet de définir la quantité de branches détectées automatiquement ainsi que le taux de surdétection (principalement pour la méthode d'amincissement). Les cinq volumes issus d'une extraction d'arbres bronchiques par la méthode SRG ont été squelettisés par ces trois méthodes.

### 4.2.2 Résultats

Le tableau 4.1 synthétise l'efficacité des trois algorithmes sur trois critères. Nous avons déterminé qu'en terme de centralité la méthode d'amincissement était la meilleure (cf. section 3.1.4). En revanche notre méthode obtient de meilleurs résultats dans ce domaine non seulement le long des axes (comme pour la méthode d'amincissement) mais aussi lors des embranchements (qui était la faiblesse de la méthode d'amincissement).

La figure 4.10 détaille le nombre de bronches détectées par notre implémentation des méthodes de squelettisation de [56] et de [23] ainsi que notre contribution avec et sans ébarbage. Le nombre de bronches détectées est ensuite comparé au nombre réel de bronches (extraite par la méthode d'extraction de l'ATB) permettant ainsi d'établir un pourcentage de squelettisation de l'ensemble de l'arbre par génération. La vérification et le comptage du nombre réel de bronches a été fait par le praticien en utilisant une visualisation 3D combinée avec des coupes 2D transverses.

La figure 4.10 met en évidence qu'en terme d'ébarbage notre méthode est plus performante que les autres car elle ne présente pas de cas de surdétection de bronches. En revanche notre méthode ne dépasse pas la sixième

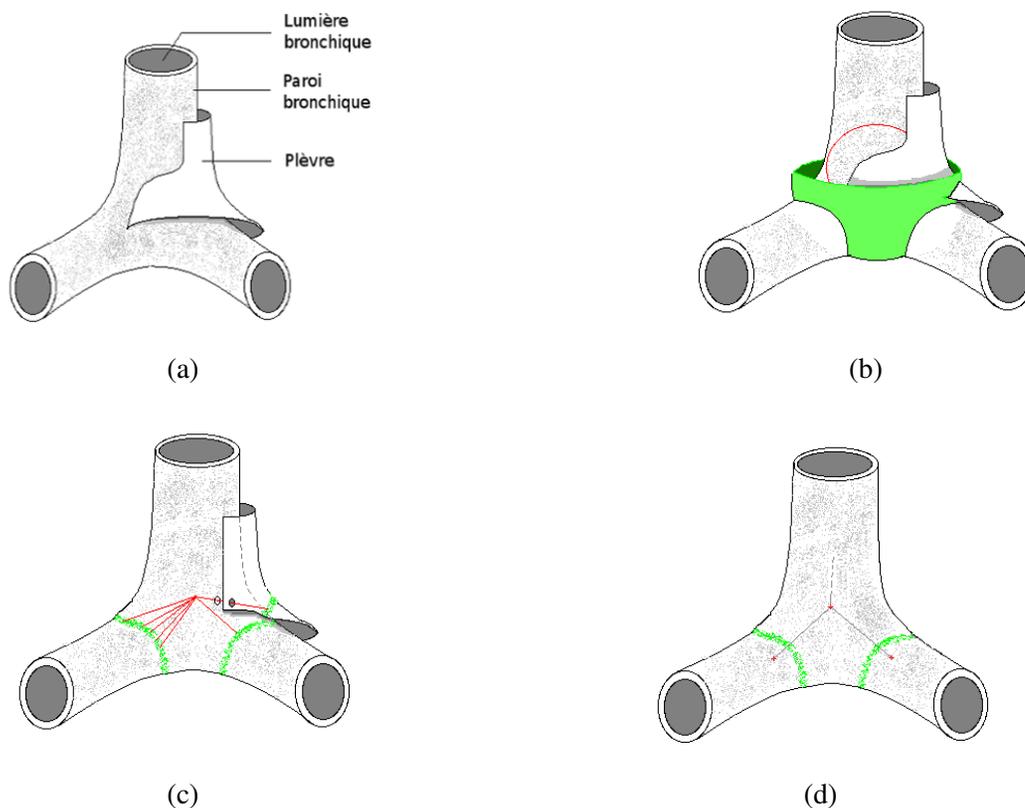


FIGURE 4.8 : Exemple de détection de bifurcation par un objet d'intersection (fonctionne aussi avec une sphère). (a) Détail de l'anatomie de l'ATB. (b) Placement d'une demi-sphère d'intersection (intersectant la paroi en cours ainsi que la plèvre). (c) Séparation des points propre à la bronche courante des points extérieurs appartenant à la plèvre en utilisant les sondes. (d) séparation des composantes connexes et calcul des barycentres (futurs points de départs pour de nouvelles itérations) pour chacune d'entre-elles.

génération bronchique dans le meilleur des cas. Sur les cinq volumes testés 8 branches seulement atteignent la génération 6. La réduction du taux de détection commence à la deuxième génération ce qui réduit rapidement le pourcentage de détection des générations suivantes. Ainsi nous n'obtenons que 37 segments sur 60 à la génération 3, 56 segments sur 100 à la génération 4 et ainsi de suite (cf. Fig. 3.1.4). La propagation le long de la bronche fonctionne très bien mais la gestion des bifurcations est la cause de ce faible taux de détection.

### 4.3 Conclusion sur la méthode de squelettisation retenue

Nous avons présenté deux méthodes géométriques de squelettisation basées sur une approche contour et sur l'utilisation d'objets discrets permettant à la fois le déplacement et la détection de bifurcations dans l'ATB. La première est basée sur l'utilisation de sphères et la deuxième sur l'utilisation de plans et de demi-sphères orientées. Ces méthodes nécessitent des sondes et une analyse en composantes connexes pour échantillonner les points d'intérêt et ainsi séparer les différents embranchements et les points extérieurs aux bronches courantes. Bien que fonctionnelles, ces méthodes sont limitées à la sixième génération bronchique dans les meilleurs cas. En effet, certaines faiblesses dans la partie échantillonnage (liées au domaine discret) empêchent la détection des bronches et

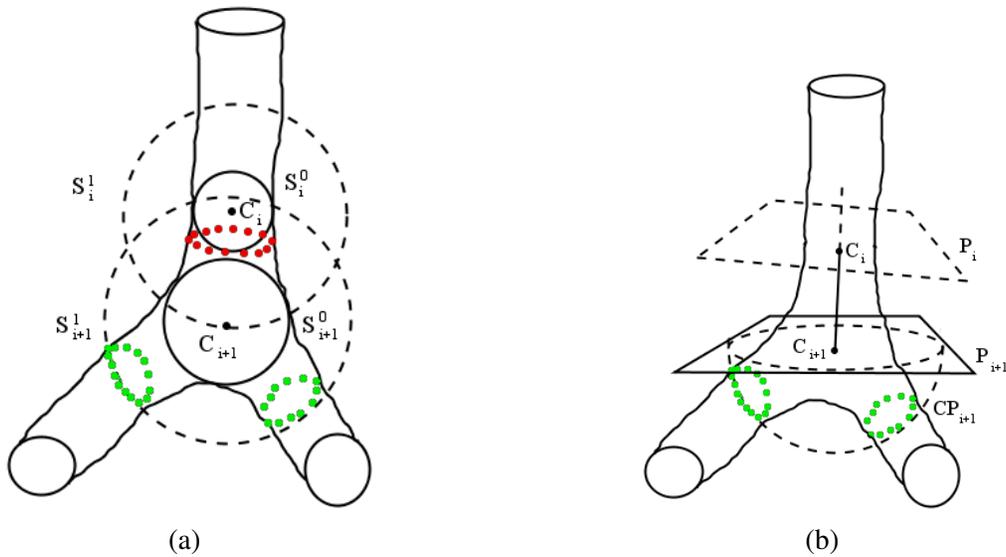


FIGURE 4.9 : Séparations des points isolés des éléments extérieurs aux branches courantes dans le cas : (a) de sphères, (b) de demi-sphères.

Principes de squelettisation	Critères		
	Centralité	Détection	Nb ébarbuage
Distance Géodésique	-	+	+
Amincissement	+	++	-
<b>Contribution</b>	++	-	++

TABLE 4.1 : Tableau de synthèse des comparaisons entre les méthodes utilisant les distances géodésiques, l'amincissement et géométrique (déplacement de formes)

conduisent à un arrêt de l'algorithme. Durant la phase de séparation des points intérieurs et extérieurs à la branche, les segments formés par les sondes peuvent intersecter prématurément la paroi bronchique (cf. Fig.4.11 (a) et (b)). Une intersection étant détectée à partir du moment où un point du volume intersecte le segment formé par les extrémités de la sonde, certains points se retrouvent exclus de l'ensemble résultat (cf. points vert dans la Fig.4.11 (c)). Ce problème est dû aux positions des points (point d'entrée et points d'intersection) et à la courbure naturelle de la branche. Cette action a deux conséquences : la modification du barycentre et du rayon moyen de la future sphère conduisant à une détection partielle des bronches dans l'embranchement suivant (cf. Fig.4.11 (d)).

Pour ces raisons, ces techniques n'ont pas été retenues en tant que maillon de squelettisation de notre chaîne de traitements. En revanche, une amélioration de la partie échantillonnage (utilisation d'objets tesselés [99, 16] pour intercepter les points du volume) permettrait d'améliorer les performances de ces méthodes. Après cette comparaison, nous avons estimé que la technique proposée par [56] convenait mieux à notre chaîne de traitements.

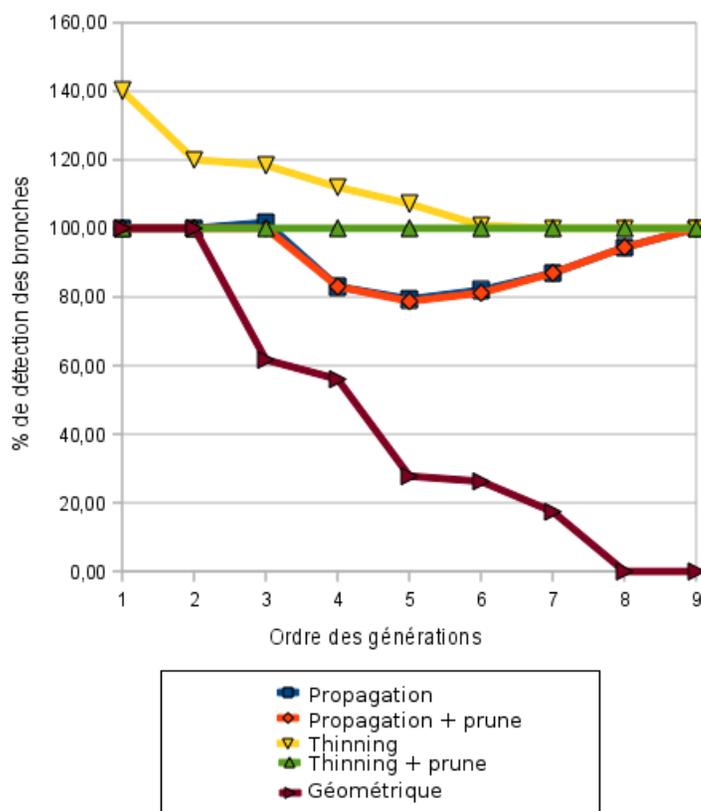


FIGURE 4.10 : Comparaison du nombre de bronches détectées par les méthodes de squelettisation de [56] (thinning), de [23] (propagation) et notre contribution avant et après ébarbuage (prune).

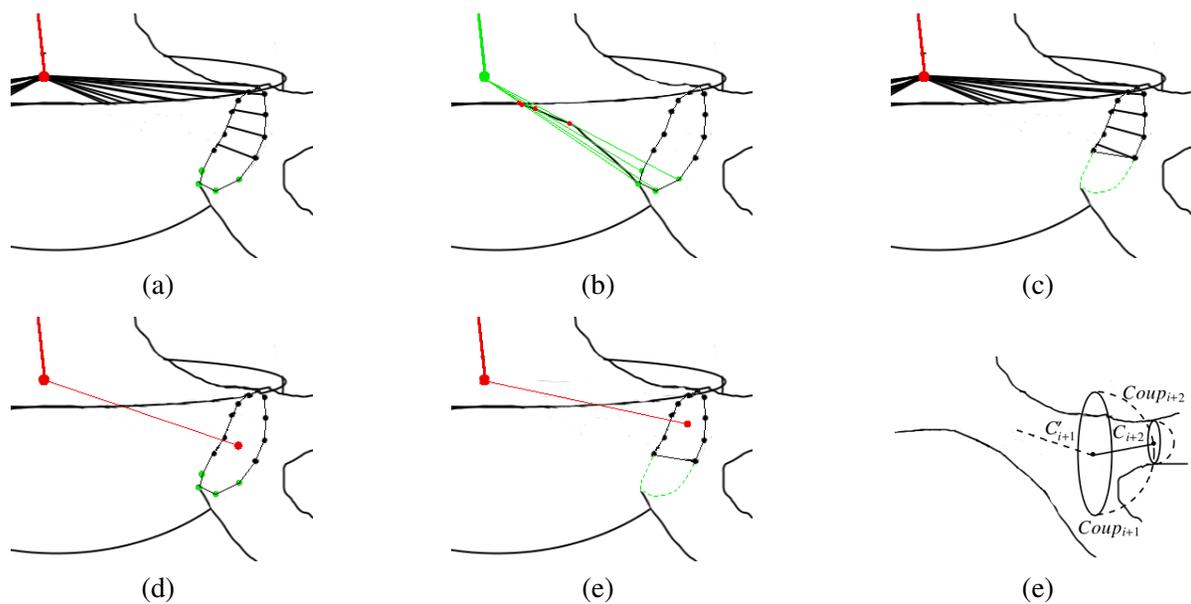


FIGURE 4.11 : Illustration de la limitation de la technique de séparation des points appartenant à la branche. (a) Les points noirs sont les points validés par les sondes et les vert sont les points rejetés. (b) Le détail des sondes vertes montre l'intersection avec le volume (points rouges). (c) La figure montre une illustration des points retenus. (d) Exemple de ce qu'aurait dû être le barycentre avec tous les points (verts et noirs). (e) Le barycentre final est décalé vers le haut ce qui va fausser le centre et le rayon moyen de la future coupole. (f) Illustration de l'étape suivante dans laquelle la coupole  $C'_{i+1}$  est trop petite et ne détecte qu'une seule bifurcation sur les deux.

## Méthodes de mesures en section bronchique

### 5.1 Approche proposée pour l'extraction automatique de la paroi bronchique

#### 5.1.1 Détection de la paroi interne bronchique : Outer Bronchial Lumen Surface (OBLS))

##### 5.1.1.1 Méthode

Afin de positionner les sondes qui permettront la détection de la paroi externe de la bronche, nous commençons par détecter les points de la paroi interne. Nous proposons une approche automatique pour la détection de la lumière bronchique basée sur l'utilisation d'un seuillage automatique et d'une croissance de région 2D. La coupe-R et son histogramme associé (cf. Fig.5.1), montrent que la distribution des niveaux de gris est répartie en trois classes principales. A la différence des coupes d'origine, il n'y pas d'os dans le poumon donc la quatrième classe n'apparaît plus dans l'histogramme. Les coupes-R contiennent uniquement les trois classes correspondant au seuil de l'air contenu dans la lumière bronchique, du parenchyme ainsi que celui de la paroi bronchique ou celui des vaisseaux sanguins. Comme nous cherchons à délimiter la lumière de la paroi bronchique et devant le faible nombre de classes de la distribution, notre choix s'est porté naturellement sur la méthode de Fischer [34] permettant de minimiser la variance inter-classe. Le seuillage permet de labelliser les régions claires (parois bronchiques et autres vaisseaux sanguins). Nous procédons par la suite à une agglomération des pixels non labellisés de la surface définie par la lumière bronchique par une méthode de croissance de région 8-connexe. La croissance de région est initialisée par un point graine correspondant au centre de l'image, puisque les coupes-R sont censées être reconstruites et centrées dans la bronche. Les points de contours de la région résultant de la croissance de région sont ensuite récupérés pour former un ensemble correspondant à la surface intérieure de la lumière bronchique (Inner Bronchial Lumen Surface : IBLS). Les points labellisés, voisins de IBLS, correspondent à la frontière recherchée : la surface extérieure de la lumière bronchique (Outer Bronchial Lumen Surface : OBLS). La Fig. 5.2 présente les résultats des deux méthodes

: en vert les points de IBLS et en rouge ceux de OBLs.



FIGURE 5.1 : (a) Un agrandissement d'une coupe-R et (b) son histogramme associé , avec ses trois classes principales :  $C_1$  pour l'air,  $C_2$  pour le parenchyme et  $C_3$  pour la paroi bronchique.

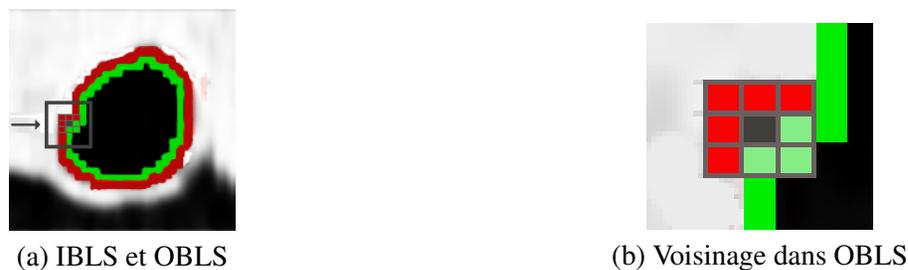


FIGURE 5.2 : (a) Un agrandissement de la méthode IBLS et OBLs appliquées sur une image scanner et (b) un agrandissement sur le voisinage d'un point de surface de OBLs.

### 5.1.1.2 Conclusion

La méthode OBLs permet de détecter la lumière bronchique de manière automatique mais présente certaines faiblesses. La première (cf. Fig.5.3), est inhérente à toutes les méthodes de mesures en section bronchique. Toutes ces méthodes sont dépendantes de la construction et du positionnement des coupes-R le long du squelette et donc du positionnement du squelette en lui-même. Si le squelette ne suit pas correctement l'alignement du volume de points détectés, la coupe sera positionnée perpendiculairement au squelette mais pas à la bronche courante. Dans la pratique, ces coupes-R sont écartées des mesures, mais l'amélioration des méthodes de squelettisation pourrait permettre d'éviter ce type d'erreurs. La deuxième (cf. Fig.5.4(d)), ainsi que la troisième (cf. Fig.2.29(c)), sont deux types de problèmes de sursegmentation, étroitement liés à l'inhomogénéité de la répartition des niveaux de gris sur la surface de la lumière. Le premier cas (cf. Fig.5.4) est propre à la trachée, qui par sa taille peut subir de grandes altérations des niveaux de gris, comme le montre l'histogramme de sa lumière (cf. Fig.5.4(a)). On voit nettement un regroupement des valeurs comprises entre -1040 et -960 UH et deux valeurs excentrées, qui font respectivement -930 et -925 UH. La méthode de Fischer [34], seuille automatiquement l'image en prenant en compte ces deux valeurs (cf. Fig.5.4(c)), qui sont ensuite détectées par la méthode d'accroissement de régions (cf. Fig.5.4(d)). Le deuxième cas (cf. Fig.5.5) est un cas classique de problème de fermeture de contours. L'image originale présente une paroi non fermée et la sursegmentation produite par le seuillage de Fischer ne suffit pas à fermer celle-ci (cf. Fig.5.5(b)). La croissance de région n'est bornée que par le seuillage d'une paroi bronchique ouverte et fuit dans le reste de l'image, Fig.5.5(c).

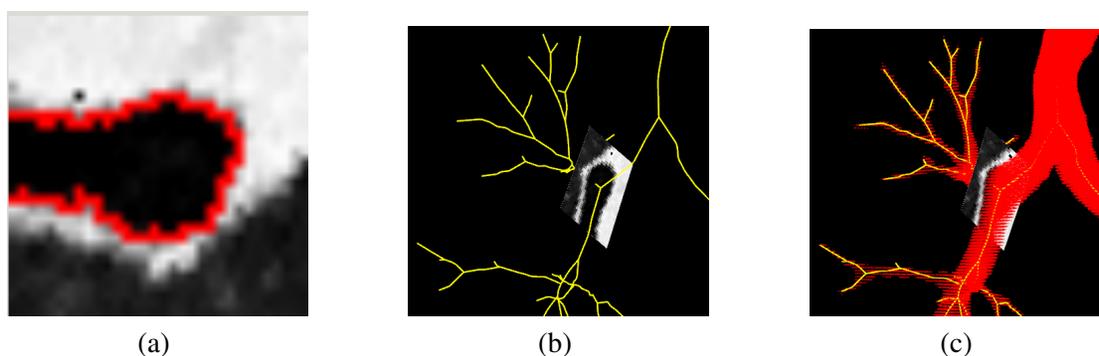


FIGURE 5.3 : Cas d'erreur de positionnement de la coupe-R dont l'emplacement est trop près d'un embranchement

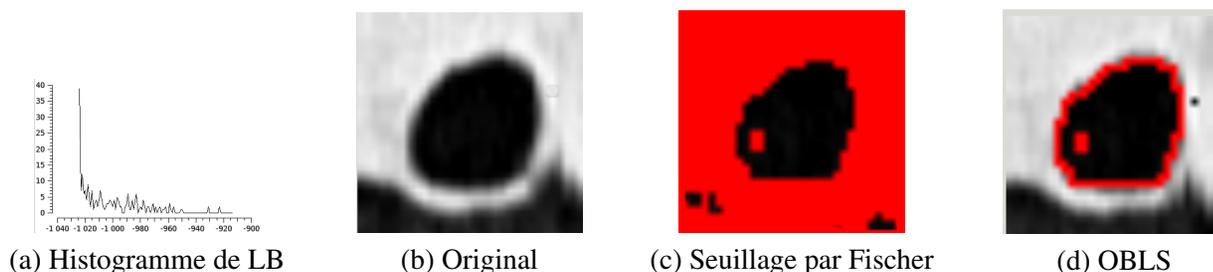


FIGURE 5.4 : Premier cas de sur-segmentation

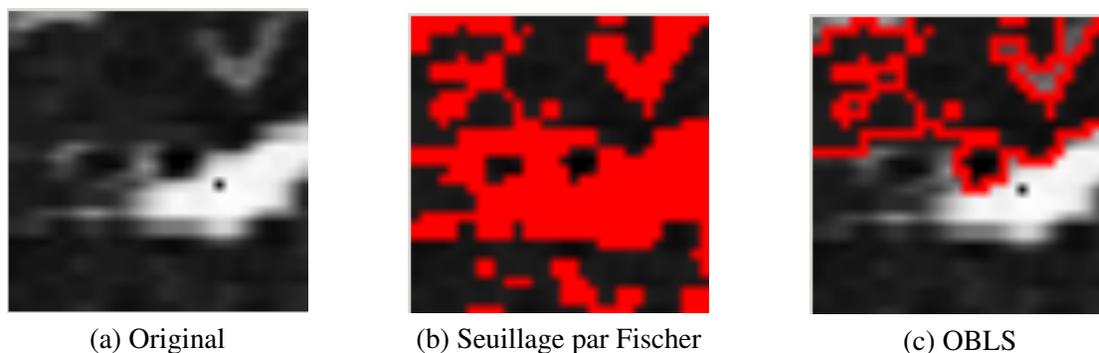


FIGURE 5.5 : Deuxième cas de sur-segmentation

### 5.1.2 Détection de la paroi externe bronchique : Probes from Outer Bronchial Lumen Surface (POBLS)

Afin de déterminer les points de sortie de la paroi bronchique, nous procédons à un biseillage automatique et nous regardons les changements d'états (paroi : 1 ; autre : 0), comme pour les méthodes utilisant les opérateurs de seconde dérivée [66, 72] détectant les passages par zéro du laplacien (ce qui permet d'estimer l'entrée et la sortie d'une zone de contour). Dans le but de respecter les petites structures bronchiques dans les générations les plus distales de la bronche, nous choisissons d'utiliser la méthode de seuillage Johansen [46], basée sur la minimisation de l'interdépendance entre deux groupes de pixels (hypo et hyper-signal).

### 5.1.2.1 Choix de l'opérateur de seuillage automatique

Dans le but de déterminer l'opérateur de seuillage ou de détection de contours le mieux adapté à la segmentation automatique des parois, nous avons comparé ces différents opérateurs avec le résultat d'une détection manuelle pratiquée par un médecin. La figure 5.6 représente une comparaison des courbes de profils des opérateurs de détection de contours avec le profil d'origine, ajusté aux tailles de la courbe. La figure 5.7 représente une comparaison des courbes de profils des opérateurs de seuillages. Les courbes des figures 5.6 et 5.7 indiquent l'intensité d'un point dans un profil. Le 0 correspond au début du profil et 140 à la fin de celui-ci. La courbe d'intensité montre que le contour (la paroi) est composé de deux parties, dont l'une est plus claire que l'autre. La détection de ce contour se compose également de deux parties : un premier contour allant de 80 à 120 points et définissant la plus forte partie du signal relatif à la paroi minimale et un deuxième contour compris entre 40 et 120, définissant le contour de la paroi plus la partie de sa frontière interne floutée par l'effet de volume partiel. Dans la figure 5.6, on s'aperçoit que les détections de contours avec des opérateurs de première ou seconde dérivée détectent uniquement les contours correspondant aux frontières interne et externe les plus larges. Contrairement à ces opérateurs de dérivés, la courbe relative à la figure 5.7 montre que la courbe relative au seuillage par la méthode de Johanssen arrive à détecter cette paroi minimale. Avec la méthode de Fischer, cette courbe sursegmente la paroi interne et externe de la bronche. Elle est donc bien adaptée à la fermeture de la paroi.

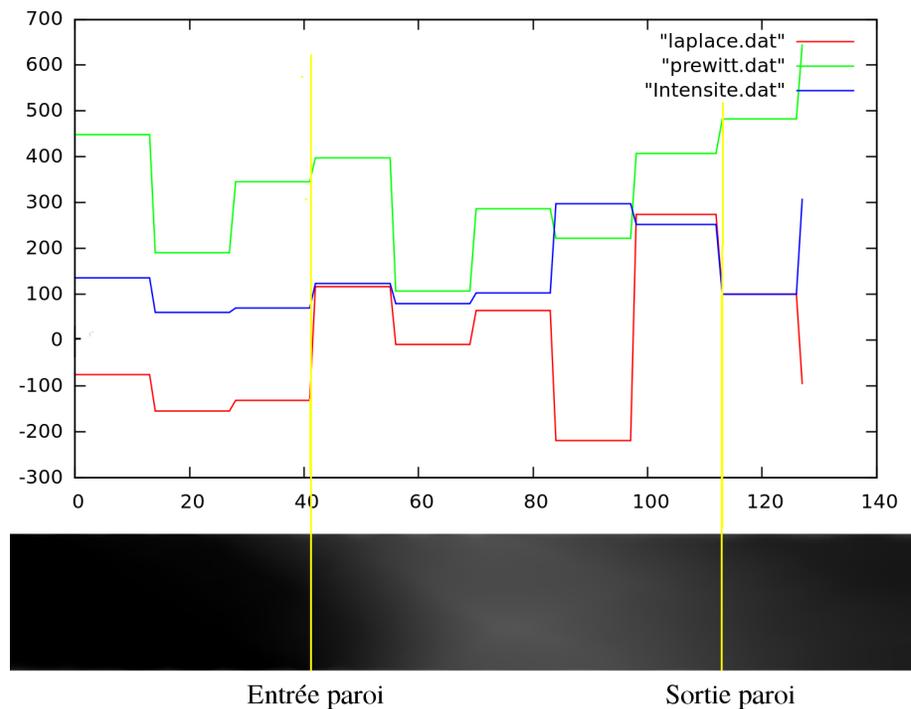


FIGURE 5.6 : Comparaison d'une ligne de profil dans une image segmentée par différents opérateurs de dérivées. Les abscisses indiquent la position spatiale d'un point dans le segment défini par le profil et les ordonnées indiquent l'intensité d'un point dans le segment défini par le profil.

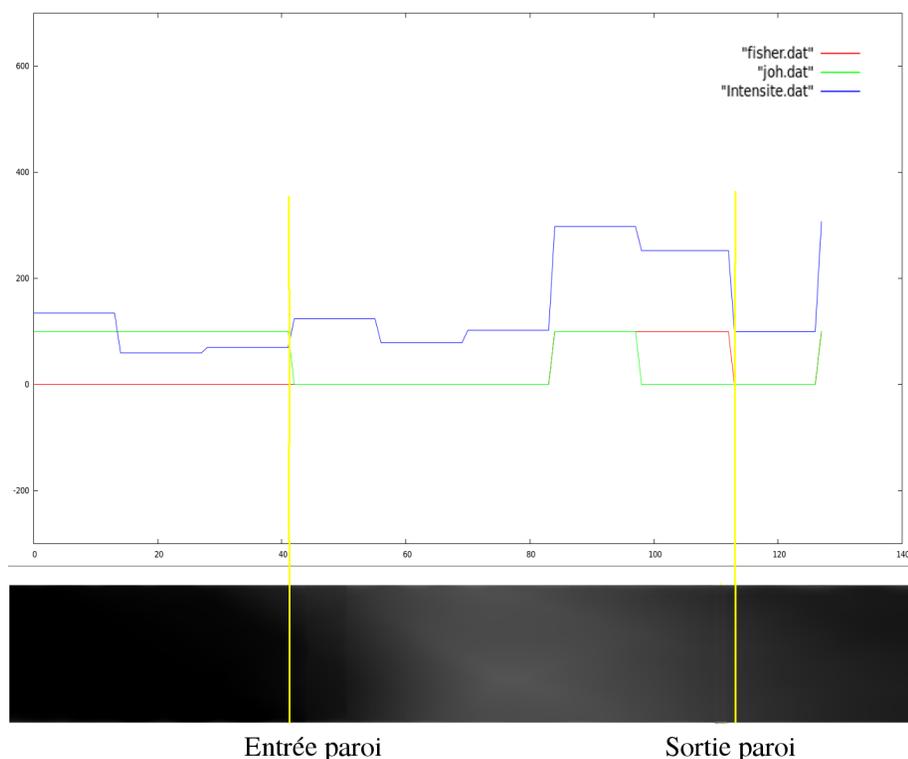


FIGURE 5.7 : Comparaison d'une ligne de profil dans une image seuillée par différentes méthodes de seuillage automatique. Les abscisses indiquent la position spatiale d'un point dans le segment défini par le profil et les ordonnées indiquent l'intensité d'un point dans le segment défini par le profil.

### 5.1.2.2 Détection des points de paroi par lancés de sondes

Dès que la paroi est détectée par la méthode de seuillage de Johanssen, les sondes sont lancées depuis le centre de l'image vers chaque point appartenant à l'ensemble résultant de l'OBLs, afin de détecter les changements de régions ( $C_3$ ) s'effectuant après les points de OBLs. Dans le cas de la présence d'un vaisseau sanguin, le point de la paroi est positionné au bout du profil et sa position sera ré-estimée ultérieurement. À la fin de cette étape, nous obtenons un ensemble constitué de points correctement estimés (placés sur le bord extérieur d'une partie de la paroi non adjacente aux vaisseaux sanguins), des points mal estimés (adjacence d'une petite surface en hyper-signal) et des points non estimés (adjacence d'une grande surface en hyper-signal), automatiquement placés en bout de profil (cf. Fig.5.9).

### 5.1.2.3 Ré-estimation des points détectés

Il faut dorénavant classifier et ré-estimer la position de ces points. Intuitivement, le praticien se base sur la position des points appartenant à la paroi minimale moyenne, pour ajuster les autres points de la paroi perdue dans la zone en hyper-signal. Nous nous basons sur cette même intuition pour reconstruire notre frontière externe. Nous divisons l'ensemble des points en deux quantiles dont la médiane est fixée par la moyenne pondérée de la distance entre les points des frontières intérieure et extérieure de la paroi. Puis, suivant le pourcentage de points situés dans le premier quantile et d'un paramètre  $k$ , fixé par l'utilisateur (correspondant au pourcentage de points considérés comme correctement estimés), nous fixons la valeur de diamètre de la paroi maximum. Si le pourcentage

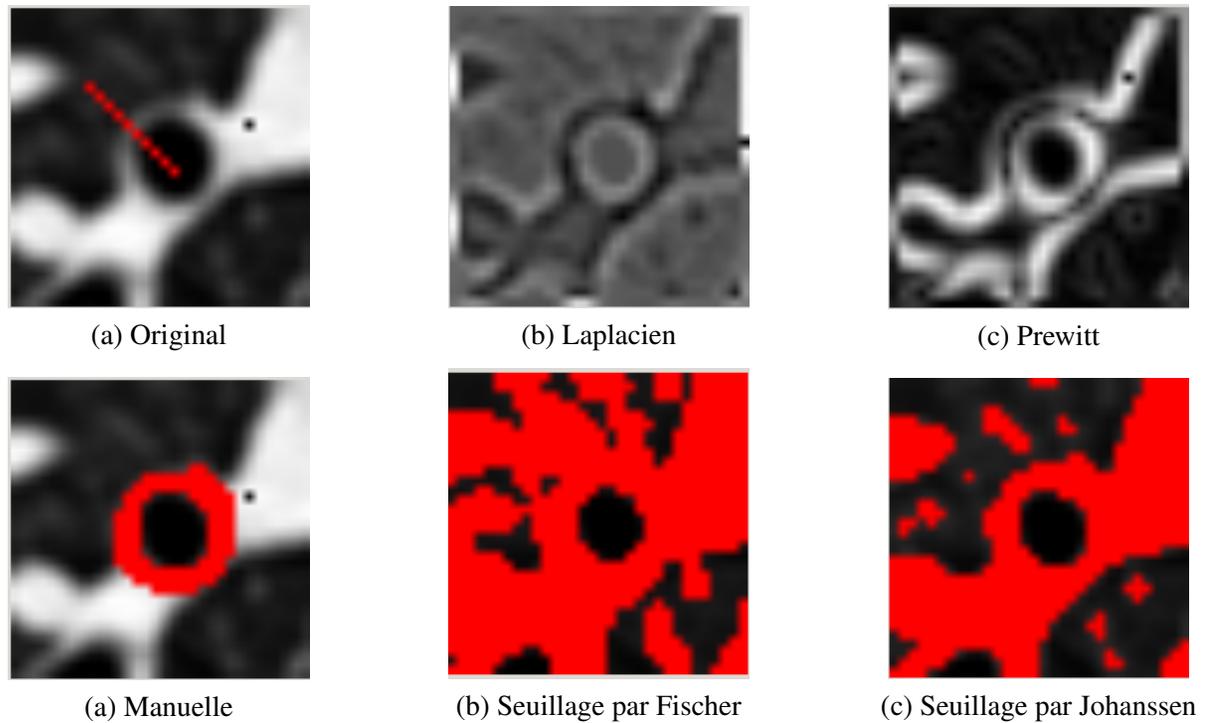


FIGURE 5.8 : Comparaison des différentes méthodes de détection de la paroi bronchique

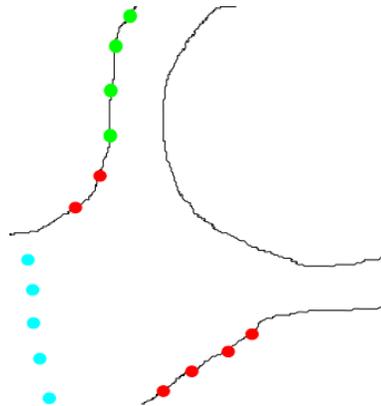


FIGURE 5.9 : Illustration de la classification des types de points en fonction de leurs positions : (en vert) les points correctement estimés, (en rouge) les points mal estimés, (en bleu) les points non estimés

est supérieur à  $k$  (peu de points sont situés à distance max et influencent la moyenne), la valeur de diamètre est fixée à la valeur de la médiane. Sinon celle-ci est fixée à la valeur du premier quartile (cf. Fig.5.10).

#### 5.1.2.4 Fermeture des frontières interne et externe de la paroi

Les frontières interne et externe sont fermées en interpolant l'ensemble de leurs points ré-estimés et la surface bornée par celles-ci est remplie à l'aide d'un algorithme d'accroissement de région 8-connexe. La figure 5.11 récapitule les différentes étapes de notre algorithme. La paroi intérieure de la bronche de l'image d'origine (Fig 5.11(b)) est obtenue par l'application de notre méthode IBLs, à partir de laquelle sont lancées les sondes (cf.

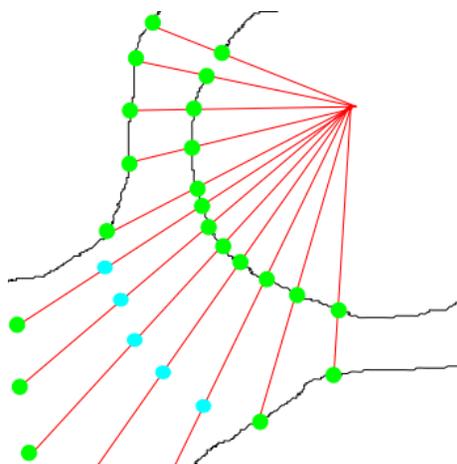


FIGURE 5.10 : Illustration de la ré-estimation des points en fonction de leurs positions : (en vert) les points issues de la première détection de la paroi, (en bleu) les points qui ont dû être ré-estimés

Fig 5.11(d) qui vont détecter, depuis l'image seuillée par la méthode Johanssen (cf. Fig 5.11(c)), les points des contours externes de la paroi (cf. Fig 5.11(e)). Ces points sont ensuite moyennés, ré-estimés (cf. Fig 5.11(f)), puis interpolés (cf. Fig 5.11(g)) afin de définir nos deux contours fermés. Enfin, la surface est remplie par l'algorithme d'accroissement de régions (cf. Fig 5.11(h)).

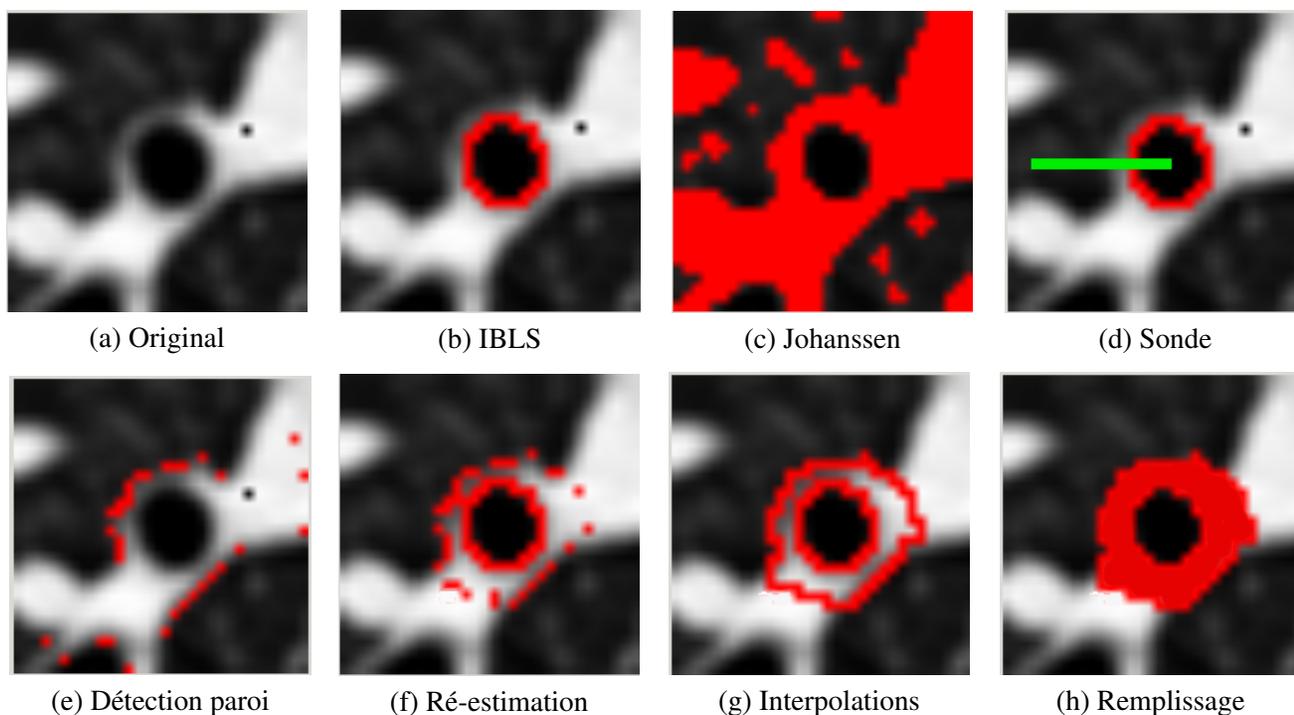


FIGURE 5.11 : Les différentes étapes de détections et de remplissage de la paroi bronchique par la méthode SOBLS

### 5.1.2.5 Conclusion

Notre approche permet de détecter la paroi bronchique de manière automatique mais présente certaines faiblesses. Premièrement, la position des sondes dépend de la détection de la paroi interne par la méthode OBLS. Notre méthode est donc assujettie aux faiblesses énumérées précédemment (cf. sous-section 5.1.1). Deuxièmement, notre approche dépend d'une méthode de seuillage automatique qui peut parfois sur-estimer la paroi, (cf. Fig. 5.12(b)). Troisièmement, la méthode de ré-estimation de la position des points de la paroi externe, par moyennage des diamètres de la paroi reste perfectible et peut causer des cas de sous ou sur-estimation des diamètres pour chaque sonde (respectivement Fig. 5.12(c) et (d)). Enfin, la dernière partie de notre chaîne de traitements pour la mesure en section bronchique emploie une méthode d'accroissement de régions pouvant conduire à une fuite dans la paroi, si la frontière de notre paroi externe de la bronche n'est pas correctement fermée (cf. Fig. 5.12(a)).

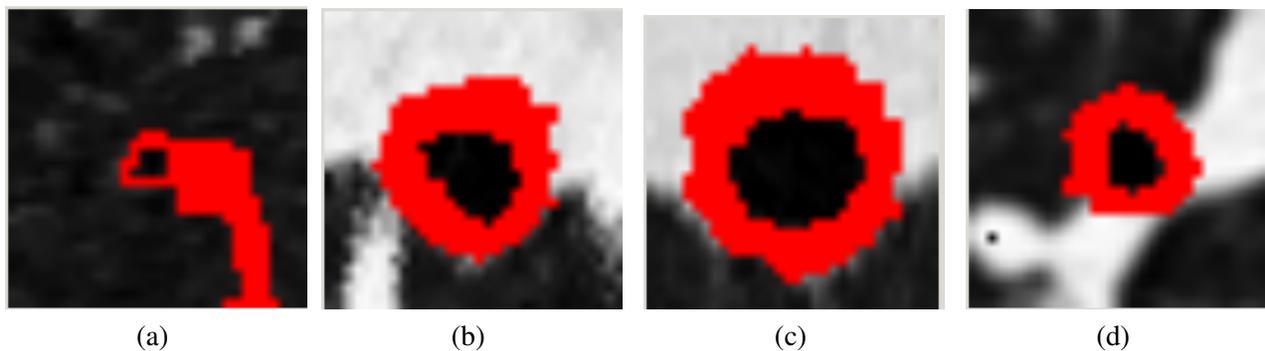


FIGURE 5.12 : Exemple d'erreurs types rencontrées lors de l'application de notre méthode de détection de la paroi bronchique : (a) Fuite dans la paroi. (b) Sur-estimation seuillage. (c) Sur-estimation diamètre. (d) Sous-estimation diamètre.

## 5.2 Comparaison des méthodes de mesures en section bronchique

### 5.2.1 Protocole de comparaison

Dans cette section, nous allons comparer différentes méthodes de mesures en section bronchique par le biais d'une analyse intra-bronches (cf. section 1.4). Durant celle-ci, nous comparons les mesures de la lumière (LA) et de la paroi (WA) bronchique, par les méthodes DACLoG et POBLS, confrontées à une mesure de référence obtenue par une segmentation manuelle. Les comparaisons se feront avant et après correction manuelle. Celles-ci s'effectueront à l'aide d'une mesure de type *unique* (mesure effectuée sur une seule coupe-R, située au milieu du segment bronchique (cf. section 1.4)). Ces mesures se feront sur la bronche apicale du poumon droit, sur l'ensemble des neuf patients et sont pratiquées par un praticien expérimenté de 6 années dans le domaine médicale. Le test de Bland et Altman permettra de comparer la différence moyenne entre chacune des mesures issues des deux méthodes (DACLoG et POBLS) avant et après correction manuelle. L'issue de ce test permettra de déterminer quelle méthode donne les meilleurs résultats.

### 5.2.2 Résultats

les performances de notre méthode ont été comparées à celles de la méthode DACLoG [23], précédemment validée par [72] (cf. tableaux 5.1 et 5.2). Chacun des deux algorithmes a été testé séparément, avec et sans correction manuelle. La lumière et la paroi ont été mesurées sur un ensemble de coupes-R, reconstruites orthogonalement au squelette sur la bronche apicale du sous-arbre droit d'un patient. Un détournage manuel de la paroi bronchique, effectué par un radiologiste expérimenté dans le domaine a été choisi comme référence. Notre objectif est de définir une mesure de pertinence de la segmentation. Pour cela nous définissons un biais qui correspond à la différence entre une méthode testée (POBLS et DACLoG) et le résultat d'une segmentation manuelle de référence. Le biais est calculé avant et après une correction manuelle pour les deux méthodes sur l'ensemble des cinq examens. Le biais (la moyenne des différences) nous indique si une des méthodes tend à produire des valeurs systématiquement plus basses ou plus élevées que l'autre. Ce qui correspond à une tendance à la sursegmentation dans le cas où celui-ci est positif ou à une sous-segmentation dans le cas où celui-ci est négatif. L'écart type des différences indique la différence maximale rencontrée sur l'ensemble des examens (dispersion des mesures). Cette mesure comparée au biais, peut être assimilée à un indice de variabilité du résultat de la méthode testée sur l'ensemble des examens.

Pour la mesure de WA (cf. tableau 5.1), la surface de la paroi détectée par le DACLoG avec correction manuelle est proche de la surface de référence (avec une légère tendance à la sous-segmentation : biais négatif). Notre méthode (POBLS) sans correction manuelle sous-segmente (biais négatif) de manière générale la paroi. De plus les surfaces résultantes sont très variables (écart type=11,972), ce qui vient confirmer les problèmes soulevés dans la sous-section 5.1.2. Après une correction manuelle par un praticien, la surface détectée se rapproche plus de la surface de référence que ne le fait le DACLoG.

	<b>DACLoG 2 ‡</b>	<b>POBLS 1 †</b>	<b>POBLS 2 ‡</b>
Biais	-0,197	-2,592	-0,116
Ecart type	2,008	11,972	1,5
Différence	3,74 ± -4,13	20,87± -26,06	2,82 ± -3,05

TABLE 5.1 : Test de Bland et Altman pour la mesure de la paroi bronchique (WA) réalisé à partir des résultats de la méthode DacLog et de POBLS, toutes deux comparées avec une référence (segmentation manuelle) † signifie qu'aucune correction manuelle n'a été appliquée. ‡ signifie qu'une correction manuelle a été apportée

	<b>DACLoG 1 †</b>	<b>DACLoG 2 ‡</b>	<b>POBLS 1 †</b>	<b>POBLS 2 ‡</b>
Biais	-3,85	-0,169	-0,823	-0,447
Écart type	1,967	0,584	1,623	1,045
Différence	0,01± -7,70	1,31±-0,98	4,01± -2,36	2,49±-1,60

TABLE 5.2 : Test de Bland et Altman pour la mesure de la lumière bronchique (LA) réalisé à partir des résultats de la méthode DacLog et de POBLS, toutes deux comparées avec une référence (segmentation manuelle). † signifie qu'aucune correction manuelle n'a été appliquée. ‡ signifie qu'une correction manuelle a été apportée

### 5.3 Conclusion sur la méthode de mesures en section bronchique

Dans cette partie nous avons présenté et comparé notre méthode POBLS d'extraction de la lumière et de la paroi bronchique permettant les mesure en section bronchique. Comme nous l'avions expliqué dans l'état de l'art (cf. section 2.3.2), le praticien a besoin d'une méthode automatique ou semi-automatique évitant une paramétrisation empirique et réduisant au minimum le temps de correction manuelle. De plus les méthodes font face à deux problèmes que sont les conséquences de l'effet de volume partiel (qui floutte la paroi) et l'adjacence des vaisseaux sanguins (dont l'intensité est la même que la paroi bronchique).

Nous avons proposé une méthode automatique (cf. tableau 5.3) répondant en partie aux problématiques soulevées précédemment. Elle permet comme d'autres méthodes [49][12][27][25] d'estimer une frontière extérieure de la paroi bronchique lorsque celle-ci est adjacente à des vaisseaux sanguins et de faire une correction imparfaite de la paroi estimée pour compenser une partie de l'effet de volume partiel.

Approche	Approches contours				Approches basé sur le lancé de sonde			
Méthode	ZCSEC [66]	DACLoG[23]	SGEA [49]	EDCE [12]	FWHM [25]	PCA [27]	MaxL[87]	CONTRIBUTION
Mode	manuelle	manuelle	semi-automatique	semi-automatique	automatique	semi-automatique	semi-automatique	<b>Automatique</b>

TABLE 5.3 : Tableau de synthèse des comparaisons des modes opératoires entre les méthodes d'extraction de la paroi bronchique

Puis nous avons comparé notre méthode de mesures en section bronchique (POBLS), à une méthode précédemment validée par Montaudon *et al.* [72] (DACLoG). Les mesures de la lumière (LA) et de la paroi (WA) bronchiques, obtenues par les méthodes DACLoG et POBLS sont confrontées à une mesure de référence, obtenue par une segmentation manuelle. Cette étude a permis de démontrer que notre méthode (POBLS), malgré quelques cas d'erreurs et une tendance à la sous-segmentation (sur LA) permet de détecter la lumière de façon automatique. Elle permet également la détection de la paroi bronchique, de manière automatique et nécessite une phase de correction moins importante que sur le DACLoG.

## **Troisième partie**

# **Mise en oeuvre des résultats**



## Neko4D

Dans le cadre des travaux de cette thèse *CIFRE* financée par Siemens et en partenariat avec le C.H.U de Bordeaux, nous avons présenté une chaîne de traitements (cf. Fig. 6.1) permettant les mesures en sections bronchiques (cf. section 3.1.4).

Afin de mettre en œuvre cette chaîne et de pouvoir tester chacun des maillons, il est nécessaire d'utiliser un logiciel permettant l'analyse et les traitements des images médicales. Un logiciel appelé Neko3D préalablement développé lors des recherches de Gabriel de Dietrich répond à ce type de besoins.

Nous verrons que les fonctionnalités de Neko3D ont deux limitations : le manque de généricité et le manque d'extensibilité. Le manque de généricité empêche toute modification des maillons de la chaîne mise en place. Le manque d'extensibilité empêche l'ajout de nouvelles fonctionnalités, notamment le passage à la 4D (3D + temps) permettant de traiter un examen sur des temps d'acquisition différents. Ces deux limitations font de Neko3D un logiciel restreint à une utilisation médicale par l'application d'une unique chaîne de traitement.

Dans un premier temps, nous présenterons le logiciel Neko3D, ses fonctionnalités et ses limitations. Dans un deuxième temps, nous définirons les nouveaux besoins et les solutions aux limitations précédemment énoncées

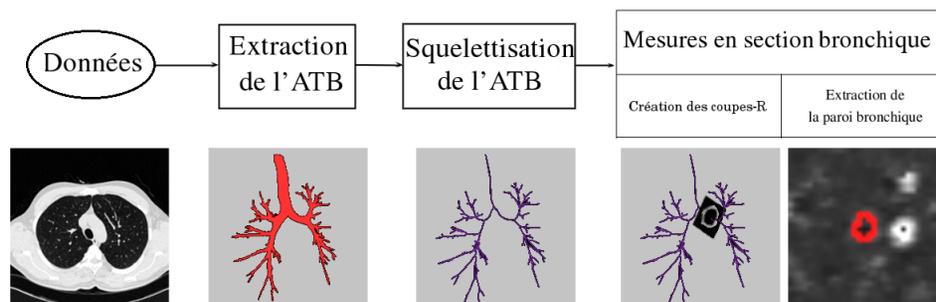


FIGURE 6.1 : Chaîne de traitements pour l'extraction de la paroi bronchique permettant les mesures en section bronchique.

sous la forme d'un nouveau logiciel intitulé Neko4D. Ce logiciel sera doté de deux modes d'utilisation. Le mode clinique, réservé aux médecins, permettra d'appliquer la chaîne de traitements pour l'obtention des mesures LA et WA que nous avons présenté (cf. section 2). Le mode plateforme expérimentale, réservé aux informaticiens permettra de modifier les maillons afin de tester de nouvelles chaînes et de les comparer avec les anciennes. Neko4D permettra le travail en 3D (application de chaînes de traitements pour l'obtention des mesures WA et LA) et en 4D (suivi de l'ATB au cours du temps).

## 6.1 Neko3D

La dernière version de Neko3D date de juin 2006, mais le projet principal, développé par Gabriel de Dietrich date de 2003. Neko3D est un logiciel qui permet, à partir d'un examen du thorax issu d'un scanner-CT, d'appliquer une chaîne de traitements dont le but est de mesurer la lumière et la paroi bronchiques. Cette chaîne correspond à celle que nous avons présentée précédemment (cf. section 2). Dans Neko3D les méthodes utilisées pour chacun des maillons correspondent aux éléments définis dans [23]. Nous allons détailler les différents maillons.

La méthode utilisée dans le maillon d'extraction de l'ATB (cf. section 2.1) est une méthode de front de propagation. La méthode utilisée dans le maillon de squelettisation (cf. section 2.2) est une méthode basée sur l'utilisation des distances géodésiques depuis un point source. La méthode utilisée dans le maillon d'extraction de la paroi bronchique (cf. section 2.3) est le DACLoG.

L'architecture de Neko3D (cf. Fig. 6.1.1) a été conçue uniquement dans le but de valider un algorithme de segmentation 3D, de squelettisation et de reconstruction des coupes. Cependant, elle n'est pas conçue pour supporter l'ajout d'autres maillons composant les chaînes de traitements dont nous avons besoin.

Chaque étape de cette chaîne peut être visualisée grâce à différents modules d'affichage. Ainsi, la progression de l'algorithme et l'affichage du volume se font interactivement. Cela permet à l'utilisateur d'arrêter l'algorithme s'il détecte visuellement une fuite. De même, dans la phase de squelettisation, le volume est d'abord squelettisé puis le squelette est transformé en une structure manipulable (sélectionnable, nommable et mesurable). La sélection par l'utilisateur des branches du squelette permet la visualisation des différentes informations propres à la branche. Le volume et le squelette sont manipulables dans un espace 3D.

Les coupes-R et la fenêtre de visualisation associée permettent d'appliquer l'algorithme de mesure en section bronchique disponible dans Neko3D (le DACLoG [23]). Des outils d'édition permettent à l'utilisateur de corriger manuellement le contour de la paroi résultat. Une fois la paroi segmentée par le DACLoG et corrigée manuellement par le médecin, les mesures de la surface de la lumière (LA) et de la paroi (WA) sont accessibles permettant la phase finale d'analyse médicale.

### 6.1.1 Schéma fonctionnel

Neko3D est constitué d'une *interface principale* permettant l'ensemble des interactions homme-machine. Cette *interface principale* est constituée de deux sous-interfaces (2D et 3D). L'*interface 2D* (cf. Fig. 6.2(a)) permet via l'utilisation d'un *module DICOM* l'extraction d'un fichier Dicom, son traitement (prétraitement, traitement et posttraitement) et une interaction manuelle de l'utilisateur avec les outils d'édition et de sélection d'un germe. L'*interface 3D* (cf. Fig. 6.2(b)) permet le calcul et la manipulation du volume et du squelette associés à l'ATB. L'*interface 3D* dispose pour cela d'un module pour le volume et d'un module pour le squelette. Chacun de ces deux module dispose de méthodes et de structures de données (une liste de points pour le volume, une liste de branches et

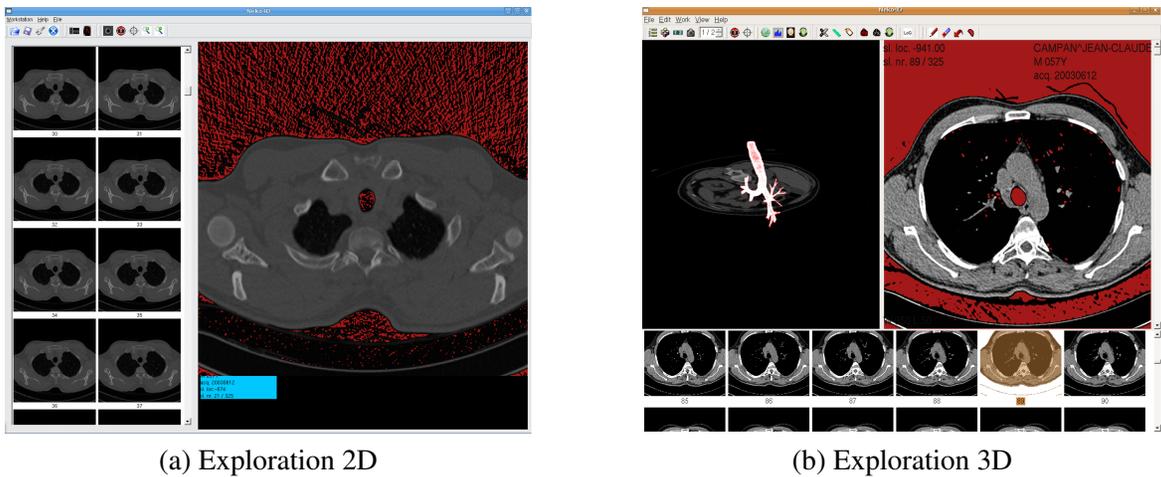


FIGURE 6.2 : Illustration des deux fenêtres principales de Neko3D

de nœuds pour le squelette) qui leurs sont propres. L'*interface 3D* permet aussi la correction et la labellisation des branches du squelette. Enfin le *module coupe-R* permet de reconstruire des coupes perpendiculaires aux branches du squelette depuis les images DICOM. L'*interface 2D* permet d'appliquer la méthode DACLoG pour extraire les surfaces de la paroi bronchique et mesurer ainsi LA et WA. Les outils de dessin disponibles dans l'*interface 2D* permettent une correction manuelle des surfaces et des mesures obtenues.

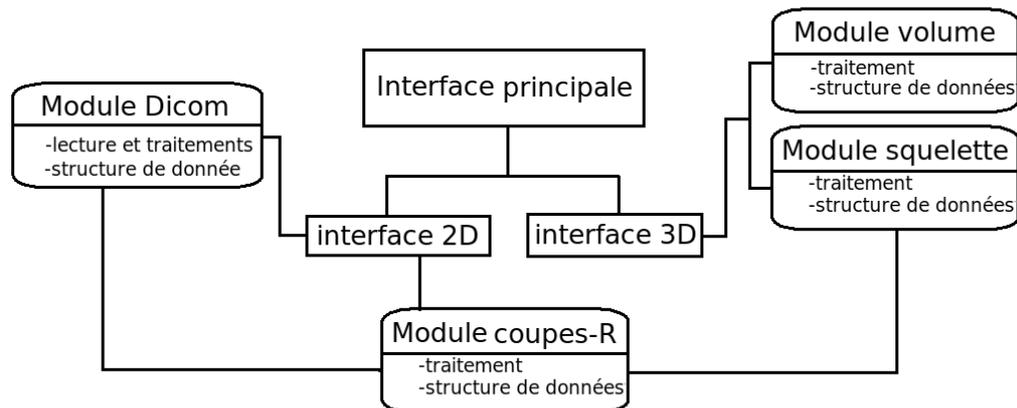


FIGURE 6.3 : Schéma fonctionnel du logiciel Neko3D

### 6.1.2 Problèmes et limitations

Plusieurs problèmes découlent de l'architecture décrite ci-dessus et de son implémentation :

1. l'implémentation du model (données et algorithmes) dépend de l'environnement de développement : les structures de données et les algorithmes de traitements sont directement codés avec des fonctions Qt et dcmtk<sup>1</sup>. Aucun mécanisme d'encapsulation n'a été mis en place pour essayer de séparer ces deux parties ce

1. bibliothèque de lecture/écriture du format DICOM : <http://dicom.offis.de/dcmtk.php/en/>

qui rend leur maintenance difficile.

2. le code est obsolète : l'implémentation de Neko3D a été réalisée sous Qt3 ce qui rend Neko3D incompatible avec Qt4 et qui limite son évolution.
3. les fonctionnalités sont limitées : le codage en dur d'une seule méthode par maillon est un frein à l'ajout de nouvelles fonctionnalités.
4. la navigation manque de fluidité : chaque changement d'image nécessite un chargement depuis les fichiers sources. En réalité, la liste d'images DICOM n'est pas chargée entièrement, afin d'éviter une saturation de la mémoire. Mais le temps de chargement des images ajouté au temps de calcul du masque associé, empêche une navigation fluide du praticien entre les différentes coupes de l'examen. De plus, les ordinateurs actuels ont suffisamment de mémoire pour stocker un examen complet, la liste de points du volume extrait ainsi que la liste de nœuds, de branches et de coupes-R du squelette. Il est nécessaire de créer une structure spécifique pour stocker et accéder aux images de l'examen en temps réel afin de faciliter le travail du médecin.
5. la sauvegarde des données n'est pas possible : un des principaux défauts de Neko3D est qu'il n'y a pas de possibilité de sauvegarder le travail en cours. De même les mesures LA et WA ne peuvent être sauvegardées.
6. la visualisation 3D est lourde : les mécanismes de visualisation permettent de visualiser les données brutes mais Neko3D ne tire pas parti de différentes fonctionnalités OpenGL permettant un affichage plus fluide.
7. les coupes-R ne sont pas visualisables sur la scène 3D : le médecin dispose d'une liste de coupes-R, mais il ne peut ni suivre leurs positions le long des bronches ni vérifier leurs orientations.
8. pas de possibilité d'utiliser la 4D : le médecin peut appliquer des traitements 2D ou 3D, mais ne peut pas suivre un examen sur différentes acquisitions à des temps différents.

### 6.1.3 Ambitions de Neko4D

Le logiciel remplaçant Neko3D doit non seulement parer à ces limitations, mais aussi présenter de nouvelles fonctionnalités. Par exemple, il serait intéressant de disposer d'un outil d'analyse complémentaire comme la *trompette* qui permet de visualiser les diamètres des parois ou des lumières bronchiques le long d'une branche. De même, une interface permettant de relier les bronches sur deux acquisitions temporelles permettrait le suivi des bronches au cours du temps. Ces fonctionnalités combinées à la restructuration du modèle de données (passage d'une liste d'image 2D à une image 3D) ne peuvent être apportées que par la refonte complète du logiciel Neko3D. Ce nouveau logiciel requiert la mise en place d'un modèle de données permettant de gérer plusieurs examens pour la 4D et des mécanismes de visualisation qui doivent permettre aux médecins de pouvoir visualiser et suivre l'évolution de l'ATB au cours du temps. De même, deux modes d'utilisation sont nécessaires. Un mode *clinique* où le médecin peut appliquer une chaîne (cf. section II) dont les maillons sont fixes pour une routine clinique. Un mode *plateforme expérimentale* où l'informaticien peut tester et faire varier les méthodes par maillons dans un but comparatif et expérimental.

## 6.2 Neko4D

Neko4D est une refonte du logiciel Neko3D pour l'extraction de l'ATB et les mesures en section bronchique permettant de suivre l'ATB au cours du temps. Ce logiciel constitue donc une plate-forme de tests des différents algorithmes, dont ceux introduits aux cours de ces travaux de thèse.

### 6.2.1 Besoins

Afin de permettre l'application de la chaîne de traitements pour le mode *clinique* et les autres chaînes du mode *plateforme expérimentale*, notre support d'image et son masque associé (représentant le volume de l'ATB) doivent être en 3D. Cette image 3D permettra l'application de séquences de traitements 2D ou 3D. Le modèle de données doit contenir une liste d'examens (conteneur des supports d'image 3D et des informations associées, de volume et du squelette) pour permettre la gestion de la 4D. Les branches du squelette doivent contenir les informations et les coupes-R associées pour permettre les différents modes d'affichage et ainsi faire du suivi de coupes-R le long des branches. Après le constat des limitations fonctionnelles et architecturales de Neko3D et suite à l'analyse des besoins de la chaîne de traitements, nous présentons une nouvelle architecture pour Neko4D.

#### 6.2.1.1 Modules

Nous avons besoin de pouvoir travailler sur un ou plusieurs examens en 3D (un examen) ou 4D (plusieurs examens à différents moments de la respiration). Chaque examen doit contenir les images et les informations DICOM, le résultat de l'extraction de l'ATB, le squelette et les coupes-R. La nouvelle version de Neko supporte différentes chaînes de traitements de tailles variables permettant différentes combinaisons de traitements 2D et 3D. Afin de répondre à ces besoins, nous avons défini une classe *Gestionnaire de données* (cf. Fig. 6.4) permettant la gestion de différents *Examens*.

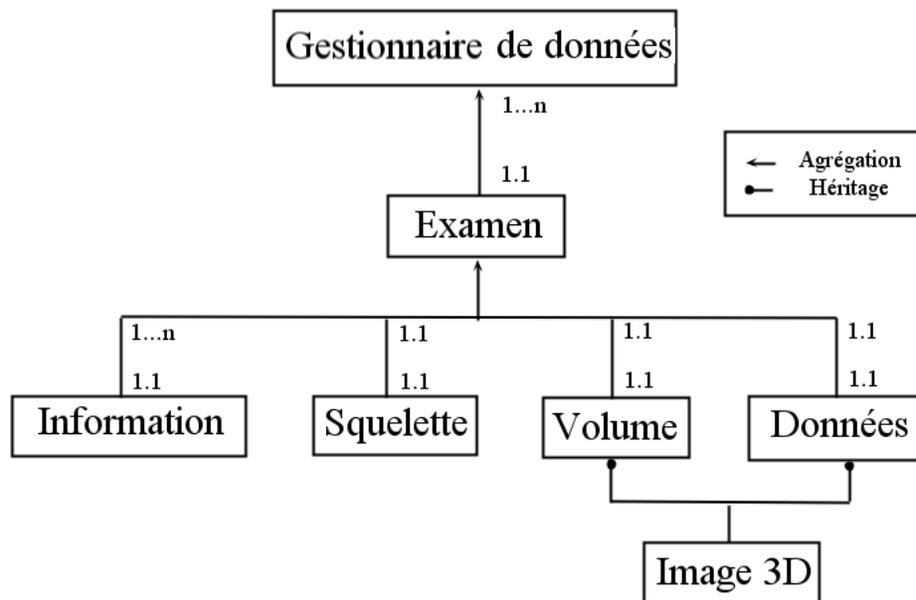


FIGURE 6.4 : Structure de données principale.

#### – Structure d'image

La classe *Image 3D* permet l'accès à la valeur d'un point ou aux valeurs de l'ensemble des voisins de ce point. Cette classe générique (pouvant accepter tout type de données) permet l'extraction de coupes 2D dans les différents axes (coronal, sagittal, frontal). Cette classe permet d'appliquer des séquences de traitements 2D à la chaîne sur des coupes extraites depuis l'*Image 3D* ou d'appliquer des séquences de filtres 3D directement sur l'*Image 3D*.

### – Structure du squelette

Afin de pouvoir manipuler et modifier le squelette de l'arbre bronchique, nous avons introduit une classe *Squelette* (cf. Fig. 6.5) :

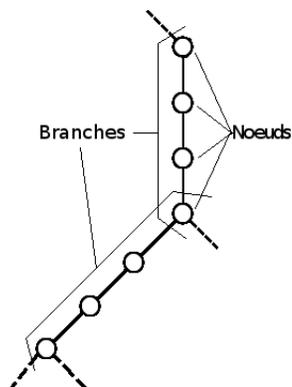


FIGURE 6.5 : Illustration de la relation des *Nœuds* et des *Branches*.

Un nœud (type *Nœud*) est défini comme un point dans l'espace de l'examen. Les propriétés *parent* et *enfants* d'un nœud font respectivement référence au nœud précédent et aux suivants dans le squelette.

Une branche (type *Branche*) est un ensemble de nœuds consécutifs dont le nombre de fils est égal à 1. La branche se termine par le nœud de bifurcation. La branche permet de stocker de nouvelles informations, comme sa longueur, un nom et les coupes-R associées. Par analogie à un nœud, une branche est dotée de propriétés *parent* et *enfants* qui font référence à la branche précédente et aux éventuelles suivantes.

Suivant ces informations, la classe *Squelette* est définie par la figure 6.6 :

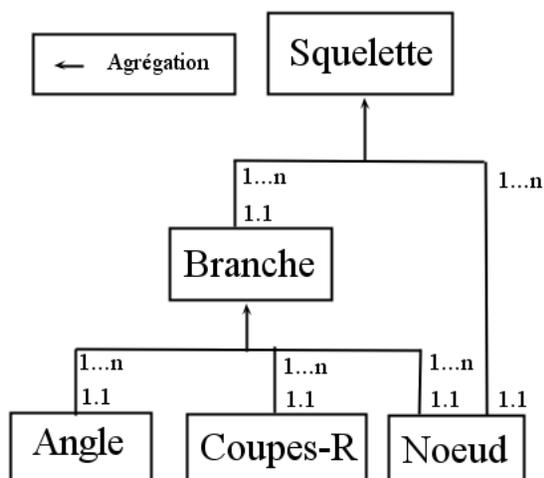


FIGURE 6.6 : Classe *Squelette*.

Le squelette est déterminé par un ensemble de nœuds (type *Nœud*) et de branches (type *Branche*).

### – Structure d'examen

Notre structure *Examen* (cf. Fig 6.4) est composée :

- d'une variable *\_information* qui est un objet de type *Information*. Cette variable permet d'accéder aux informations (chaîne de caractères) des image DICOM.

- . d'une variable *\_donnees* qui est un objet de type *Image 3D* en nombre flottant. Cette variable permet d'accéder aux données brutes (les valeurs des images DICOM).
- . d'une variable *\_volume* de l'ATB qui est un objet de type *Image 3D* binaire. Cette variable est un masque 3D résultant de l'étape de segmentation de l'ATB.
- . d'une variable *\_squelette* qui est un objet de type *Squelette*. Cette variable permet la gestion du squelette de l'arbre bronchique.

### 6.2.1.2 Moteurs de visualisations

Nous avons besoin de visualiser plusieurs types de données :

- les coupes et leur masque associé.
- le volume.
- le squelette.
- les coupes-R.

Deux types de moteurs de rendu se dégagent des besoins précédemment énoncés :

- un moteur de visualisation des images 2D (*Moteur 2D*) et de leur masque associé. Ce moteur doit permettre les modes de visualisation conventionnels (zoom, déplacement dans l'image, changement de coupe) et des modifications sur l'image (changement de la fenêtre de visualisation) et du masque (outils de dessins).
- un moteur de visualisation 3D (*Moteur 3D*) permettant les interactions avec le volume le squelette et les coupes-R. Le moteur 3D doit permettre la manipulation du volume (rotations, translations) la manipulation du squelette (sélection ou suppression des branches et visualisation des informations des branches ou des coupes-R).

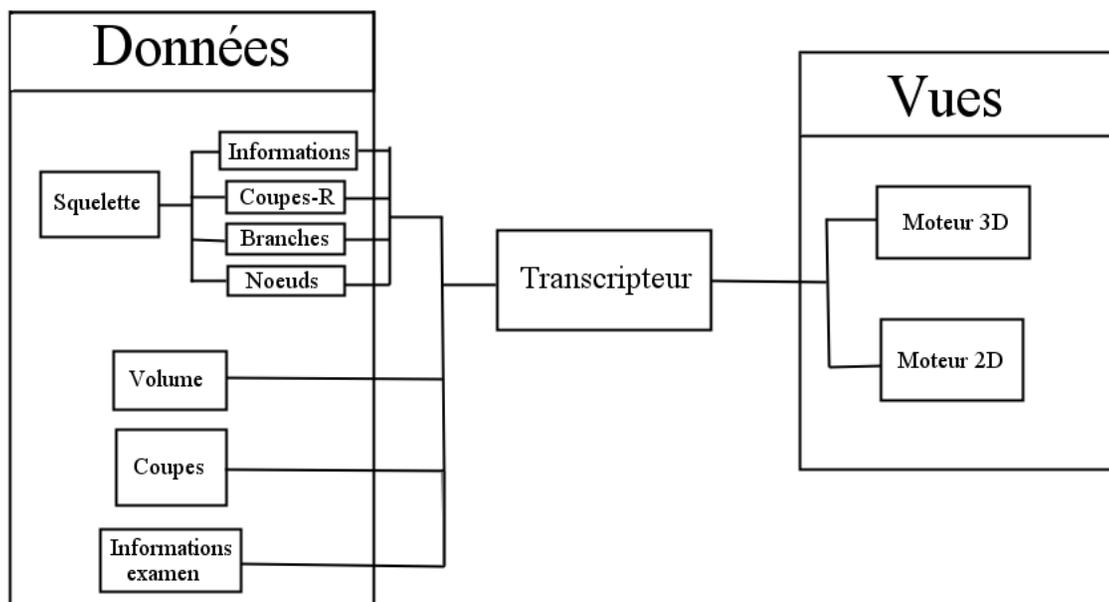


FIGURE 6.7 : Relations établies par le *Transcripteur* entre les structures de données et les différentes vues (2D ou 3D).

Afin de transformer les données brutes en données visualisables par les moteurs de rendu nous avons besoin d'une nouvelle structure que nous appelons *Transcripteur*. Par exemple, pour le *Moteur 2D*, le transcripteur prend des coupes extraites depuis la structure *Image 3D* composée d'un masque et des données brutes (en 4096 niveaux de gris) qui, combinées avec les informations DICOM, permettent l'affichage sous la forme d'une image en 256 niveaux de gris plus une couleur (rouge) pour le masque. De même pour le *Moteur 3D*, le transcripteur permet de transformer le *Volume* en un nuage de voxels, les branches du squelette en segments OpenGL visualisables et sélectionnables et les coupes ainsi que les coupes-R en texture OpenGL positionnées dans l'espace.

Pour assurer la bonne extensibilité et maintenabilité de notre application permettant de faire évoluer les différents modules indépendamment les uns des autres, nous proposons de développer notre application suivant le patron de conception MVC ([1]). Le diagramme 6.8 présente l'architecture générale de l'application. Certaines classes et structures ne sont pas présentées ici.

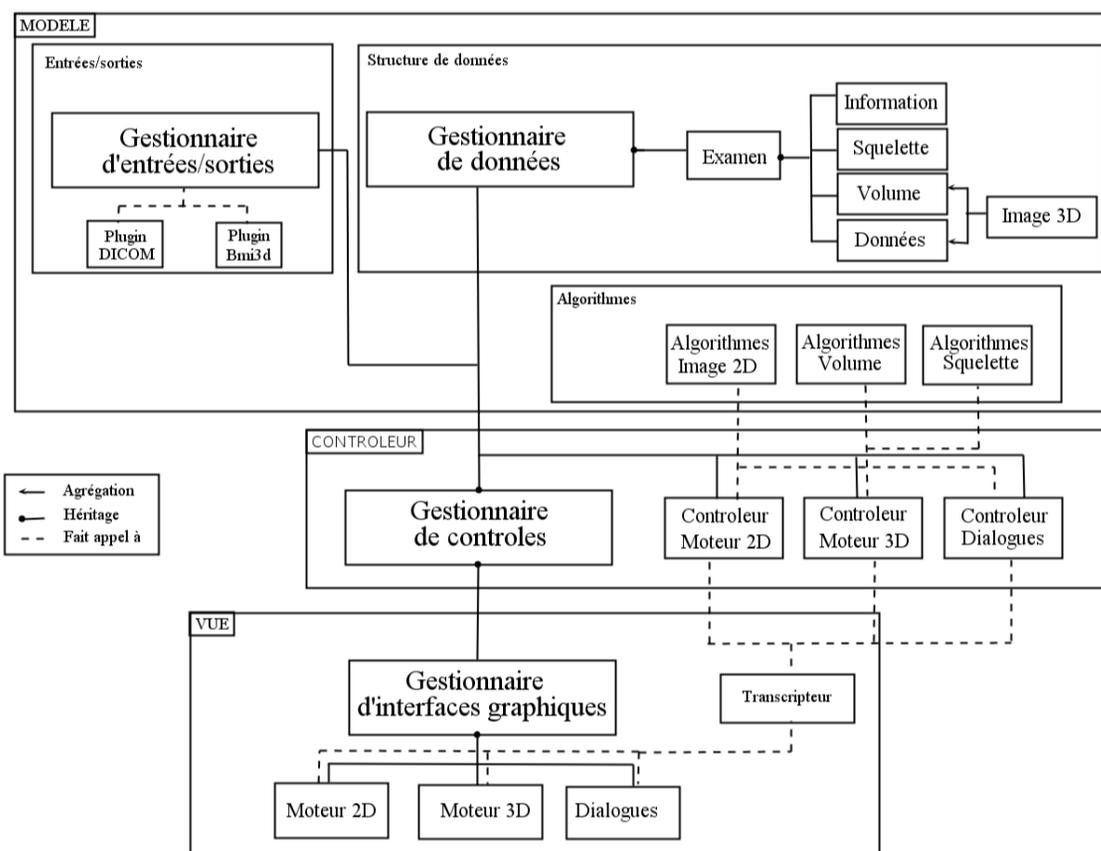


FIGURE 6.8 : Schématisation de l'architecture générales du projet.

L'architecture de Neko4D proposée (cf. Fig. 6.8) se compose de six groupes :

- l'ensemble *Algorithmes* contient l'ensemble des classes effectuant les traitements. Différentes classes ont été définies en fonction du type de traitement effectué. Les algorithmes sont répartis en fonction de leur application sur le volume, les images ou le squelette.
- l'ensemble *Entrées/sorties* rassemble les classes permettant la gestion de différents types de fichiers et un gestionnaire déléguant les entrées/sorties selon le type de fichier traité.
- l'ensemble *Structure de données* regroupe l'ensemble des classes contenant les données.

- l'ensemble *MODELE* contient les algorithmes développés, les plugins d'entrées/sorties et la structure de données.
- l'ensemble *CONTROLEUR* contient les différents contrôleurs nécessaires afin de faire le lien entre la partie *VUE* et la partie *MODELE* de l'application tout en préservant l'indépendance de chacune de ces deux parties.
- l'ensemble *VUE* contient les moteurs 2D et 3D ainsi que les différentes parties de l'interface graphique. Nous y avons ajouté la structure *Transcripteur* permettant de transformer les données brutes en données visualisables.

## 6.2.2 Amélioration de la chaîne en mode clinique

Le mode clinique permet d'appliquer la chaîne de traitements pour une routine clinique. Afin d'améliorer la précédente chaîne proposée par De Dietrich, nous proposons d'utiliser les maillons que nous avons précédemment proposés (cf. section II). Dans cette section nous allons détailler les algorithmes utilisés pour chacun des maillons de la chaîne.

Différentes structures sont utilisées pour traiter ces algorithmes. Nos données d'origine sont représentées numériquement, sous la forme d'une image 3D en niveaux de gris. Cette image 3D correspond à un empilement de coupes (images 2D) transverses. Chacune de ces images 2D possède un masque (une région) associé. Dans les algorithmes suivants, l'image 3D en niveaux de gris, sera appelée *ImageNVG3D*, et le masque 3D associé, *ImageBinaire3D*. Nous suivrons cette même notation pour les images 2D, *ImageNVG2D* et leur masque associé, *ImageBinaire2D*.

### 6.2.2.1 Maillon d'extraction de l'ATB

Ce maillon est désormais traité par notre méthode PCRG présentée dans les contributions (cf. section 3.1). Cet algorithme nécessite l'utilisations de primitives que nous allons définir. La fonction correspondante au bisseuillage standard sera nommée par *Bisseuillage*. Les autres fonctions suivront cette même nomenclature (*Propagation3D*, *Dilatation2D*, *Fermeture2D*). La méthode d'extraction de l'ATB prend en entrée, nos données d'origines pré-traitées, si besoin est (par un filtre gaussien). Le résultat correspond à une image binaire, définissant l'ATB. La graine nécessaire à l'accroissement de région ainsi que les extrema des seuils définissant les régions  $R_{lb}$  et  $R_{pb}$  sont définis par l'utilisateur. Le seuillage de ces régions ainsi que  $R'_{lb}$  et  $R'_{pb}$  résultant respectivement d'une fermeture et d'une dilatation morphologique 2D sont calculés en une seule passe de l'*ImageNVG3D*. Un premier accroissement de région (*Propagation*) sur  $R'_{lb}$  permet d'extraire l'arbre trachéo-bronchique minimal. L'union de ce résultat ( $R'_{lb}$ ) avec la région des vaisseaux sanguins ( $R'_{pb}$ ) permet de définir le prédicat ( $R_{predicat}$ ) à partir duquel sera calculé le dernier accroissement de région permettant de définir le résultat.

### 6.2.2.2 Maillon de squelettisation

Ce maillon est désormais traité par notre implémentation d'une version séquentielle de l'algorithme défini par Lee dans [56]. Les méthodes de squelettisation dans Neko4D prennent en entrée l'image binaire du volume de l'ATB extrait. Le résultat correspond à un ensemble de points hiérarchisés définissant notre squelette.

Cinq primitives sont utilisées pour définir la qualité ou le critère recherché de la configuration d'un point avec son voisinage.

**Algorithme 1** PCRG

**ENTRÉES :** ImageNvg3D Donnée, Entier  $I_{lbInf}$ , Entier  $I_{lbSup}$ , Entier  $I_{pbInf}$ , Entier  $I_{pbSup}$ , Entier  $k$ , Point graine

**SORTIES :** ImageBinaire3D  $R_{res}$

**VARIABLES :** ImageBinaire3D  $R_{lb}$ ,  $R'_{lb}$ ,  $R_{pb}$ ,  $R'_{pb}$ ,  $R_{predicat}$   
 $R_{lb} = \text{Biseuillage}(\text{Donnée}, I_{lbInf}, I_{lbSup})$   
 $R'_{lb} = \text{Fermeture2D}(R_{lb})$   
 $R'_{lb} = \text{Propagation3D}(R'_{lb}, \text{graine})$   
 $R_{pb} = \text{Biseuillage}(\text{Donnée}, I_{pbInf}, I_{pbSup})$   
 $R'_{pb} = \text{Dilatation2D}(\text{Donnée}, I_{pbInf}, I_{pbSup})$   
 $R_{predicat} = \cup(R_{pb'}, R_{lb'})$   
 $R_{res} = \text{Propagation}(R_{predicat}, \text{Donnée}, I_{lbInf}, I_{lbSup} + k, \text{graine})$

- *PointsVolume(ImageBinaire3D nomVolume)* : retourne une liste de points constituant le volume (résultat d'une segmentation).
- *PointdeBordure(Point nomPoint)* : permet de définir la direction d'observation (Nord, Sud, Est, Ouest, en haut, en bas) et de déterminer si le point observé est un point de bordure ou non.
- *FinDeLigne(Point nomPoint)* : permet de déterminer si le point est à la fin d'une ligne (en regardant si son nombre de voisins est égal à 1)
- *InvarianceEuler(Point nomPoint)* : calcule la caractéristique d'Euler (nombre de composantes connexes avant et après suppression d'un point).
- *PointSimple(Point nomPoint)* : vérifie les conditions d'un point simple comme définit par Lee dans [56].

Cet algorithme est de type sous-itérations directionnelles : chaque itération de suppression de points est constitué de 6 sous-itérations. Ces sous-itérations correspondent à une direction de suppression choisie (Nord Sud Est Ouest Haut Bas). Donc une suppression d'un point est effective si son voisinage vérifie au moins l'un des motifs directionnels et d'autres critères comme l'invariance d'Euler ou la condition de point simple. Afin d'accélérer les calculs, les différents masques correspondant au voisinage directionnel, les configurations du point simple dans ses 26 voisins ainsi que les invariances d'Euler sont pré-codés.

Au final chaque passe complète s'exécute en deux étapes. La première permet de déterminer les points simples candidats lors du parcours de l'ensemble des points du volume. La deuxième permet de vérifier si les points candidats sont des points simples.

### 6.2.2.3 Maillon de mesure en section bronchique

Ce maillon est désormais traité par notre méthode POBLS présentée dans les contributions (cf. section 5.1.1). La méthode POBLS permettant l'extraction de la paroi bronchique utilise notre méthode OBLS (cf. section 5.1.1) afin d'extraire la frontière interne de la paroi bronchique. Dans cette partie, nous allons détailler les algorithmes des deux méthodes. Les algorithmes de mesures de la lumière et de la paroi bronchiques sont appliqués sur des images 2D. Ces images 2D sont des coupes reconstruites (coupes-R) perpendiculairement le long des axes du squelette. Les résultats de ces deux algorithmes correspondent à des masques 2D, représentant respectivement les surfaces de la lumière et de la paroi bronchiques.

### Mesure de la lumière bronchique : algorithme OBLS

**Algorithme 2** Squelettisation par Amincissement directionnel**ENTRÉES :** ImageBinaire3D volume**SORTIES :** Liste<Point> LstPointsVolume**VARIABLES :** Liste<Entier> LstPointsSimple = null**VARIABLES :** Entier i = 0, dir = 0, unchangedBorder = 0, index = 0**VARIABLES :** tableau d'entier tableauDirection[6]**VARIABLES :** Point courant

tableauDirection[6] = {Nord, Sud, Est, Ouest, en haut, en bas}

LstPointsVolume = PointsVolume(volume)

**Tant que** unchangedBorder < 6 **Faire**

unchangedBorder = 0

**Pour** dir de 1 à 6 **Faire**        **Pour** i de 0 à Size(LstPointsVolume) **Faire**

courant = Element(LstPointsVolume, i)

**Si** PointdeBordure(dir, courant) et FinDeLigne(courant) et InvarianceEuler(courant) et PointSimple(courant) **Alors**

Enfiler(LstPointsSimple, i)

**Fin Si**        **Fin Pour**

Booléen noChange = true

**Pour** i de Size(LstPointsSimple-1) à 0 **Faire**

index = Element(LstPointsSimple, i)

courant = Element(LstPointsVolume, index)

**Si** InvarianceEuler(courant) et PointSimple(courant) **Alors**

Effacer(LstPointsVolume, index)

noChange = false

**Fin Si**    **Fin Pour**    **Si** noChange == true **Alors**

unchangedBorder + = 1 ;

**Fin Si**

Vider(LstPointsSimple)

**Fin Pour****Fin Tant que**

L'algorithme d'extraction de la surface de la lumière (permettant la mesure LA), utilise différentes fonctions spécifique :

- *SeuillageFischer(ImageNVG2D image)* : permet de seuiller l'image en niveaux de gris par la méthode de Fischer et retourne une image binaire.
- *SurfaceExtérieur(ImageBinaire2D image, Point graine)* : permet de retourner une liste de points correspondant aux voisins des points de contour de la surface calculée par un accroissement de région.

Cette méthode est basée sur l'utilisation d'un accroissement de région standard borné par une méthode de seuillage de Fischer (qui est une méthode automatique). La méthode de Fischer a tendance à sur-segmenter la paroi ce qui permet de garantir la fermeture dans le cas de paroi peu épaisse (petite bronche ou/et trop affectée par l'artefact de volume partiel). Un accroissement 2D borné par ce seuillage nous permet de définir la surface de la lumière. Puis les points de la frontière de la surface de la lumière sont extraits. Enfin, les voisins de ces points

n'appartenant pas à la surface de la lumière définissent les points de la frontière extérieure de la paroi bronchique. La fonction *SurfaceExtérieur* permet de calculer les points de la frontière intérieure de la paroi bronchique.

---

**Algorithme 3** Points de contours d'un accroissement de région 2D : *SurfaceExtérieur*

---

**ENTRÉES :** ImageBinaire2D image, Point graine

**SORTIES :** Liste<Point> res

**VARIABLES :** Liste<Point> tmp, voisins

**VARIABLES :** Point courant, n

**Si** valeur(image , graine) == 0 **Alors**

    Enfiler(tmp , graine)

    Enfiler(res , graine)

**Fin Si**

**Tant que** tmp non vide **Faire**

    courant = PremierElement(tmp)

    Défiler(tmp)

    voisins = voisinage(courant , 8)

**Pour** i de 0 à Taille(voisins) **Faire**

        n = Element(voisins , i)

**Si** valeur(image , n) == 0 et n n'est pas déjà visité **Alors**

            Enfiler(tmp , graine)

**Sinon**

            Enfiler(res , graine)

**Fin Si**

**Fin Pour**

**Fin Tant que**

---



---

**Algorithme 4** Mesure de la paroi interne de la bronche : *OBLs*

---

**ENTRÉES :** ImageNvG2D coupe-R, Entier largeur, Entier hauteur

**SORTIES :** Liste<Point> res

**VARIABLES :** ImageBinaire2D imageS

**VARIABLES :** Point centre

imageS = SeuillageFischer(coupe-R)

centre(largeur / 2, hauteur / 2)

res = *SurfaceExtérieur*(imageS, centre)

---

### Mesure de la paroi bronchique : algorithme *POBLs*

La méthode d'extraction de la paroi bronchique (permettant la mesure WA) calcule les points de la frontière interne de la paroi via l'algorithme *OBLs*. La liste de points sert à lancer des sondes depuis le point central jusqu'aux points de la liste. Un seuillage de Johanssen est utilisé pour calculer les variations lumière-paroi et paroi-parenchyme.

Cet algorithme nécessite quelques fonctions spécifiques :

- *SeuillageJho(ImageNvG2D image)* : permet de seuiller l'image en niveaux de gris par la méthode de Johanssen et de retourner une image binaire.
- *DemiDroite(Point A, Point B)* : permet de calculer la demi droite d'origine A et de direction  $\vec{AB}$

- *DétectionVariation*(Liste<Point> sonde, ImageBinaire2D) : permet de détecter les variations dans l'image binaire le long des points composant la sonde.
- *interpolation*(Liste<Point>) : interpole deux à deux les points de la liste passée en paramètre.
- *remplissage*(Liste<Point> lstA, Liste<Point> lstB) : remplit la surface définie par les listes de points lstA et lstB.

---

**Algorithme 5** Mesure de la paroi externe de la bronche : POBLS
 

---

**ENTRÉES :** ImageNvg2D coupe-R, Entier largeur, Entier hauteur

**SORTIES :** Liste<Point> res

**VARIABLES :** Liste<Point> Pexterne, Pinterne, sonde, PinterneF, PexterneF

**VARIABLES :** ImageBinaire2D imageS

**VARIABLES :** Point centre, in, out

Pinterne = OBLs(coupe-R, largeur, hauteur)

imageS = SeuillageJho(coupe-R)

Point centre(largeur / 2, hauteur / 2)

**Pour** i de 0 à Taille(Pinterne) **Faire**

in = Element(Pinterne , i)

sonde = DemiDroite(centre, in)

out = DétectionVariation(sonde, imageS)

Enfiler(Pexterne, out)

**Fin Pour**

PinterneF = interpolation(Pinterne)

PexterneF = interpolation(Pexterne)

res = remplissage(PinterneF, PexterneF)

---

### 6.2.3 Outil complémentaire pour l'analyse

Cette nouvelle architecture modulaire, notre nouvelle structure d'examen ainsi que l'association des coupes-R à leurs branches de squelette respectives permettent la mise en place de nouveaux outils complémentaires pour l'analyse. Nous allons présenter ces nouveaux outils dans cette section.

#### 6.2.3.1 Visualisation des diamètres des bronches le long d'une bronche : le mode *trompette*

La *trompette* est un outil d'analyse complémentaire généralement utilisé par les physiologistes. Selon que l'on étudie la lumière (LA) ou la paroi bronchique WA la combinaison de ces surfaces sur une ou l'ensemble des générations nous donne deux informations. Elle permet de connaître les quantités d'air présentes à tous les niveaux du réseau bronchique lors de l'étude des LA. L'étude des WA quant à elle, nous renseigne sur le comportement de la paroi durant la respiration (comparaison d'une branche durant l'inspiration et l'expiration).

Nous avons conçu une fenêtre de dialogue appelée *trompette* (cf. Fig. 6.9) qui permet de visualiser des informations sur les épaisseurs de paroi ou de lumières bronchiques. La *trompette* permet de recouper différentes informations sur la coupe-R courante et sur l'ensemble de la bronche et des coupes-R de la bronche :

- . LA.
- . WA.
- . diamètres (max, min moyen) de LA.
- . diamètres (max, min moyen) de WA.

- . index de génération.
- . LA moyen sur l'ensemble de la bronche.
- . WA moyen sur l'ensemble de la bronche.
- . diamètres (max, min moyen) des LA.
- . diamètres (max, min moyen) des WA.

Cette fenêtre de dialogue a été ajoutée dans le but d'affiner une partie de l'analyse médicale et permet deux utilisations de ce mode de visualisation : la première permet la visualisation des informations sur une branche d'un examen (au cours d'un moment de la respiration).

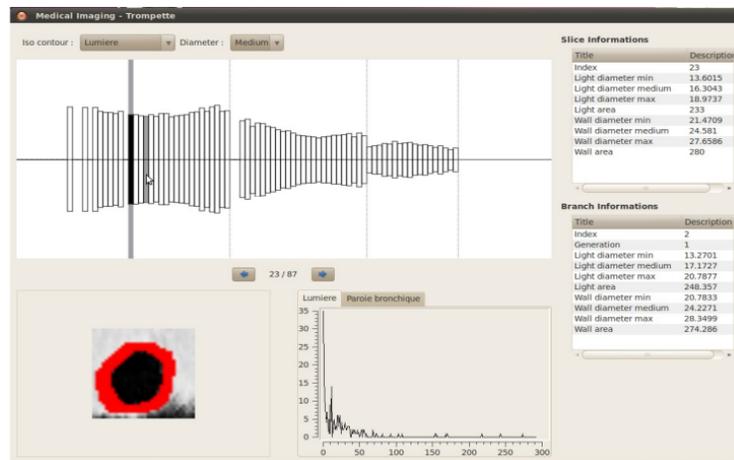


FIGURE 6.9 : Fenêtre de dialogue type **Trompette**. La partie en haut à gauche représente la trompette en elle même. Le diamètre (maximal, minimal ou moyen) de la lumière (ou de la paroi) de chaque coupe-R est représenté par un rectangle de longueur fixe et de largeur égale à ce diamètre. Chaque changement de génération dans la bronche est signalé par un trait. La partie droite permet de visualiser les différentes mesures et la partie du bas permet de visualiser la coupe-R courante et l'histogramme de la surface de sa lumière ou de sa paroi bronchique. Les coupes-R et l'ensemble de leurs informations (image, histogrammes et mesures ) sont sélectionnables en cliquant directement sur la partie graphique (sur un des rectangles).

La deuxième permet de faire du suivi de *trompette* sur deux examens à des temps différents. Les informations durant l'inspiration sur les diamètres et les épaisseurs de parois ou de lumières ainsi que leurs histogrammes associés sont comparés aux informations durant l'expiration.

### 6.2.3.2 Suivi de bronche au cours du temps : fenêtre 4D

Des panneaux de visualisation 2D et 3D (cf. annexe 7.4) nous permettent d'appliquer notre chaîne de traitements à un examen. Afin de suivre le comportement de la surface des lumières (LA) ou des parois (WA) bronchiques au cours du temps, Neko4D permet de traiter plusieurs examens d'un même patient à des composantes temporelles différentes. Dans un premier temps, chaque examen est traité séparément et sauvé (images d'origines, volume, squelette et coupes-R) dans notre format *bmi3D*. Puis un nouveau panneau d'exploration et de manipulation 4D (cf. Fig. 7.5 (c)) permet d'associer les branches sur les examens acquis à différents moments du cycle respiratoire. Une fois l'association accomplie (cf. Fig. 6.10), le dialogue *trompette 4D* (cf. Fig. 6.9) permet de suivre le comportement des marqueurs (LA et WA) de cette branche durant les différents temps de la respiration.

Ce panneau de visualisation combiné au deuxième mode de visualisation du dialogue *trompette* permet de suivre

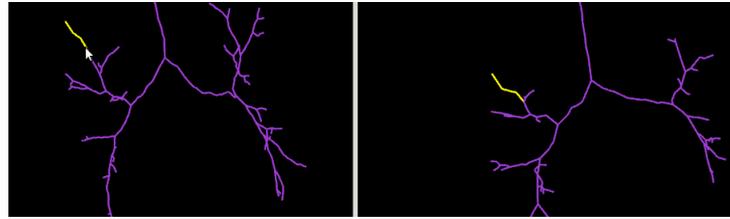


FIGURE 6.10 : Exemple de corrélation (en jaune) de deux branches d'un même volume durant deux phases respiratoires

l'évolution de la lumière et de la paroi d'une bronche, et de suivre les différentes mesures au cours du mouvement respiratoire.

### 6.3 Conclusion

Une nouvelle application de visualisation de l'arbre bronchique intitulé Neko4D a été présentée. Neko4D a été développé en tenant compte des points faibles de la précédente application (Neko 3D) selon une architecture modulaire lui permettant d'évoluer facilement.

Cette application permet de tester différentes chaînes de traitements dont notre contribution présentée en chapitre II. Les différents maillons de cette chaîne étant indépendants les uns des autres, ils peuvent être associés à d'autres méthodes. De même, la chaîne supporte aisément l'ajout ou le retrait de maillons que ce soit en 2D ou 3D. Les différents panneaux de l'interface graphique permettent de visualiser les résultats de chacun des maillons de la chaîne à savoir :

- segmentation semi-automatique et manuelle de l'examen
- extraction de l'ATB
- squelettisation de l'ATB
- extraction de la lumière et de la paroi bronchique

Le moteur 3D mis en place permet aux praticiens une manipulation aisée et pragmatique notamment sur la phase de correction du squelette. En faisant ressortir visuellement une branche précise, l'utilisateur peut mieux identifier les zones pathologiques. Il est possible d'éditer directement le squelette en supprimant des branches, afin de le simplifier ou de faire disparaître des zones incorrectes. Différents formats de sauvegarde permettent d'exporter l'ensemble ou des parties des informations produites au cours des différents maillons de la chaîne. Un de ces formats combiné à notre nouvelle architecture permet de charger plusieurs examens médicaux acquis à des temps respiratoires différents. Cette nouvelle dimension permet ainsi d'observer l'évolution de l'arbre bronchique durant les phases inspiratoires et expiratoires. Un système de manipulation et de visualisation permet de comparer et d'associer les branches de différents arbres. Une fois deux branches associées, la visualisation par *trompette* (cf Fig. 6.9) permet de comparer les mesures de la lumière et la paroi bronchique au cours du temps.

L'ensemble de ces modifications font de Neko4D un logiciel pérenne et utilisable cliniquement.



---

## Exemples applicatifs

Après avoir présenté notre chaîne de traitements (cf. section II) et sa mise en œuvre sous la forme du logiciel Neko4D (cf. section 6), nous présentons dans cette section, des exemples d’analyses réalisées à travers ce logiciel.

### 7.1 Exemples applicatifs

Le but de la chaîne de traitements pour l’extraction de l’ATB, est de permettre différentes mesures permettant d’établir une aide au diagnostic médical. Dans la section 5.2.2, nous nous sommes appuyés sur une analyse intra-branche pour comparer notre contribution (POBLS) avec la méthode DACLoG. Les sections suivantes présentent d’autres analyses à titre d’exemple (aucune conclusion médicale ne sera tirée).

#### 7.1.1 Exemple de support d’analyse pour la squelettisation

Comme nous l’avons vu en introduction de ce chapitre, l’utilisation d’une méthode de squelettisation permet deux types de mesures : celle de la longueur des segments et celle des angles entre deux segments liés par un lien de parenté. La mesure des angles se fait à l’aide des coordonnées sphériques et permet de vérifier que l’angle entre deux bronches ne dépasse pas une certaine angulation. Ceci étant, les critères de validation basés sur des généralités peuvent conduire à fausser des mesures. D’une part, parce que ces mesures sont basées sur un squelette et que la fiabilité de ces angles dépend de celui-ci et d’autre part, parce que certaines pathologies peuvent déformer la géométrie des bronches et donc l’angle entre les segments. En revanche, les mesures des longueurs peuvent servir de validation à une amélioration d’une méthode d’extraction de l’arbre bronchique. En effet, l’énumération du nombre de bronches détectées peut ne pas suffire. Il est possible d’obtenir exactement le même nombre de bronches pour deux extractions, sur un même arbre, mais avec deux méthodes différentes. Dans ce cas précis, la mesure de la longueur des segments bronchiques peut révéler des différences minimales entre les deux méthodes.

Le tableau 7.1 présente les longueurs min, max, moyenne et totale pour l’ensemble des segments formés par chaque feuille de l’arbre jusqu’à la trachée. La longueur de la racine est soustrait pour éviter de fausser les mesures

car, d'une méthode à l'autre, la longueur de la trachée varie et n'intéresse pas ou peu le praticien. Sur l'ensemble des cinq volumes traités, on constate une augmentation de la longueur des segments détectés variant de 62.49 cm au minimum (sujet deux dans le tableau 7.1) jusqu'à 274.53 cm au maximum (sujet trois dans le tableau 7.1).

Sujet	Longueurs de segments								$Dif_{Ltotale}$
	Méthode SRG				Méthode PCRG				
	Lmin	Lmax	Lmoy	Ltotale	Lmin	Lmax	Lmoy	Ltotale	
1	37.43	192.22	123.83	1327.12	0.5	323.11	191.33	1396.83	69.71
2	8.78	223.78	182.75	718.15	180.38	234.69	207.34	780.65	62.49
3	49.47	204.78	117.68	1110.37	31.51	208.71	124.99	1384.9	274.53
4	3.145	258.49	200.57	1102.96	3.48	260.94	201.46	1197.27	94.31
5	15.37	303.47	204.48	1574.12	61.72	219.30	127.85	1729.83	155.71

TABLE 7.1 : Tableau de comparaisons des longueurs min, max, moyenne et totale (totale - trachée) pour chacun des cinq ATBs extraits par les deux méthodes SRG et PCRG, squelettisés par la méthode de thinning.

### 7.1.2 Comparaison mesure unique-multiples

Comme nous l'avons expliqué précédemment (cf. section 1.4), outre le choix du type d'analyse, les mesures peuvent être faites en travaillant sur un seul représentant (mesure unique) ou sur plusieurs représentants (mesures multiples) d'une bronche par génération. Le tableau 7.2 présente la comparaison entre une mesure unique et une mesure multiple de la lumière faite sur neuf examens. La mesure unique est faite à partir d'une coupe placée au centre de la bronche et les mesures multiples sont faites à partir de la coupe centrale à plus ou moins quatre et cinq coupes-R (90 coupes-R en tout). Les résultats de ces deux mesures sont ensuite comparés à la valeur de référence (segmentation manuelle) puis leurs valeurs sont comparées en utilisant la p-value.

	Mesure unique	Mesures multiples
Moyenne	20,558	19,919
Écart type	13,285	13,466
valeur-p	0,676	

TABLE 7.2 : Comparaison des mesures unique et multiple des lumières (LA) en mm.

D'après les résultats du tableau 7.2, une mesure unique au centre de la bronche semble être un reflet fiable de l'altération globale de la bronche, sans besoin de moyennner l'ensemble des mesures faites sur plusieurs coupes.

### 7.1.3 Mesure unique en analyse intra-génération

Dans cet exemple, nous moyennons les surfaces des lumières par bronches de même générations d'après une nomenclature de Boyden (cf. sous-section 1.1.3.3). La première génération correspond à la trachée (cf. traits en jaune dans la Fig. 7.1), les deux coupes-R suivantes positionnées en G1D et G1G (en vert dans la Fig. 7.1). Les six coupes-R de la génération deux sont positionnées en LSD, LM, LID, respectivement LSG, LL, LIG (cf. traits en

rouge dans la Fig. 7.1) etc. Le tableau 7.3 présente des mesures uniques intra-génération faites sur les bronches détectées sur les trois premières générations d'un de nos examens.

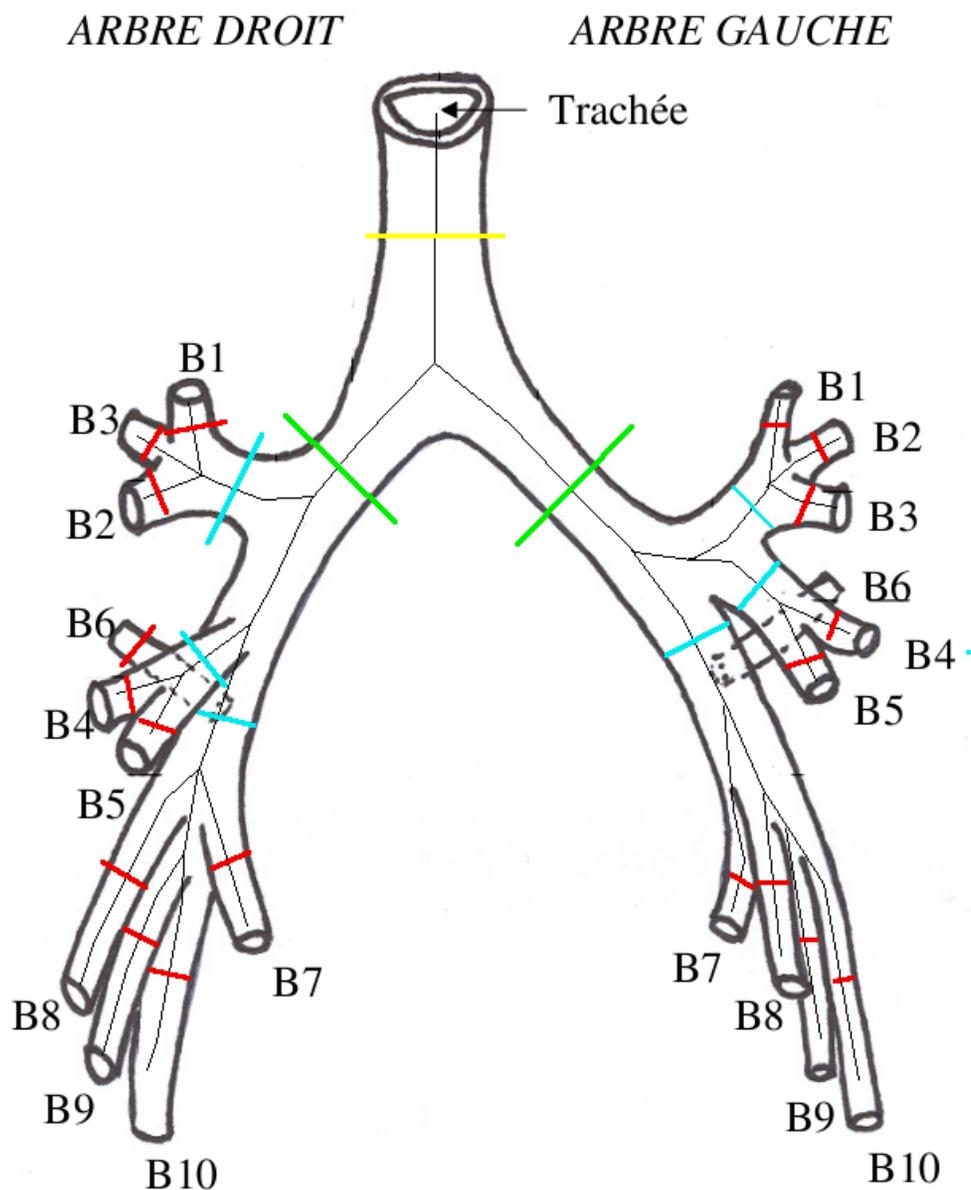


FIGURE 7.1 : Représentation schématisée de mesures uniques en analyse intra-génération sur les trois premières générations (dans l'ordre croissant : 0=jaune, 1=vert, 2=turquoise, 3=rouge)

#### 7.1.4 Mesure unique en analyse inter-génération

La mesure inter-génération consiste en l'analyse d'une ou plusieurs coupes-R (mesure unique ou multiple) par générations d'une même bronche. Le schéma 7.2 synthétise le placement des coupes-R d'étude. Le tableau 7.4 présente un exemple d'analyse inter-génération pour une bronche donnée (RB1) d'un patient donné. Suivant la

Génération 0																		
Traché																		
481,5																		
Génération 1																		
GID								GIG										
284,55								185,02										
Génération 2																		
LSD				LM			LID		LSG			LL		LIG				
73,47				39,41			86,16		104,87			42,75		70,13				
Génération 3																		
RB1	RB2	RB3	RB4	RB5	RB6	RB7	RB8	RB9	RB10	LB1	LB2	LB3	LB4	LB6	LB9	LB10		
12,04	10,26	14,22	12,02	28,72	12,04	34,06	14,70	10,70	31,67	15,61	4,46	13,38	11,60	15,61	15,61	16,50		

TABLE 7.3 : Tableau de comparaisons des longueurs min, max, moyenne et totale (totale - trachée) en *mm* pour chacun des cinq ATBs extraits par les deux méthodes SRG et PCRG, squelettisés par la méthode d'amincissement morphologique [56].

manière d'observer le tableau 7.3, on remarque que l'étude horizontale correspond à l'analyse intra-génération et que l'étude verticale correspond à l'analyse inter-génération.

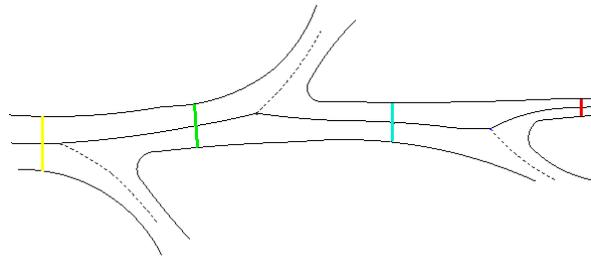


FIGURE 7.2 : Représentation schématisée de mesures uniques en analyse inter-génération sur les 3 premières générations (dans l'ordre croissant : 0=jaune, 1=vert, 2=turquoise, 3=rouge)

Trachée ( $G_0$ )	GID ( $G_1$ )	LSD ( $G_2$ )	RB1 ( $G_3$ )
481,5	284,55	73,47	12,04

TABLE 7.4 : Analyses inter-génération sur les trois premières générations en *mm*.

Un exemple d'application numérique de ce type d'analyse est la représentation sous forme de trompette d'une bronche (cf. Fig. 7.3). Pour une bronche donnée, les épaisseurs des parois ou des lumières sont représentées sur plusieurs générations.

Toutes les analyses présentées peuvent être recroisées comme dans le tableau 7.5 qui croise une analyse intra et inter-génération.

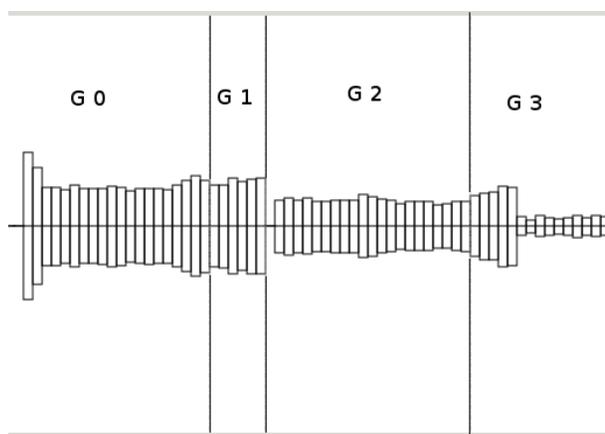


FIGURE 7.3 : Capture d'image d'une vue trompette du logiciel Neko4D, des LA sur les trois premières générations.

Patient	$G_0$	$G_1$	$G_2$	$G_3$
0	0,72	0,88	0,61	0,45
1	0,97	0,85	0,61	0,45
2	0,80	0,65	0,54	0,42
3	1,05	0,93	0,48	0,39
4	1,12	0,67	0,66	0,52

TABLE 7.5 : Couplage d'analyses intra et inter-génération de WA/LA en pourcentage.

### 7.1.5 Suivi de la mesure LA au cours du temps

Ce type d'analyse est confronté à un problème majeur : le nombre de bronches détectées en expiration est beaucoup plus limité (cf. section 1.2.5). Les bronches peuvent être détectées partiellement, voire même pas détectées du tout. D'où l'intérêt d'avoir un algorithme d'extraction de volume qui soit le plus exhaustif possible, afin d'être capable d'extraire au moins le centre d'une bronche à analyser. Pour effectuer des analyses de variation inspiration/expiration, ce centre est en effet le seul point fixe dont on puisse suivre de façon fiable la variation de mesure. Afin de pouvoir pratiquer une quelconque corrélation, il faut labelliser les différentes bronches détectées par notre chaîne de traitements puis trouver une bronche qui soit présente dans les deux états respiratoires. Dans cet exemple, nous illustrons le type d'analyse qui pourrait être pratiqué afin de suivre le comportement de la surface d'une lumière bronchique sur l'inspiration et l'expiration. Pour ce faire, les dix examens précédents ont été traités par notre chaîne de traitements en inspiration (cf. section II), puis en expiration. Dans les deux phases expiratoires, la bronche apicale droite a été détectée. Nous avons donc mesuré la surface de la lumière (LA) de cette bronche par une mesure multiple de sept coupes-R dont nous avons moyenné les résultats. Cette moyenne a été comparée à une mesure faite au centre de la bronche. Ce protocole de mesures a été appliqué en inspiration et en expiration.

L'ensemble des tableaux 7.6, 7.7, 7.8 consiste en une comparaison des moyennes sur des mesures multiples répétées sur le paramètre  $LA_{expi}/LA_{inspi}$  (anova répété). Le tableau 7.6, présente la comparaison mesure unique/multiple pratiquées sur la surface de lumière en inspiration. Le tableau 7.7, présente la comparaison mesure unique/multiple pratiquées sur la surface de lumière en expiration. Comme dans l'exemple 7.1.2, ces deux tableaux 7.6 et 7.7

	Mesure unique	Mesures multiples
Moyenne	20,558	19,919
Ecart type	13,285	13,466
valeur-p	0,676	

TABLE 7.6 : Comparaison des mesures des lumières (LA) en inspiration en  $mm^2$ .

	Mesure unique	Mesures multiples
Moyenne	9,720	10,272
Écart type	8,110	8,816
valeur-p	0,835	

TABLE 7.7 : Comparaison des mesures des lumières (LA) en expiration en  $mm^2$ .

	Mesure unique	Mesures multiples
Moyenne	0,436	0,472
Écart type	0,082	0,092
valeur-p	0,676	

TABLE 7.8 : Comparaison des rapports expiration/inspiration en  $mm^2$ .

viennent appuyer le fait qu'une mesure unique au centre de la bronche semble être un reflet fiable de l'altération globale de la bronche. Le tableau 7.8, présente la comparaison des rapports entre inspiration et expiration. Ce rapport permet d'illustrer la contraction de la bronche durant les deux états respiratoires. Ce rapport induit donc que la chaîne de traitements pourrait être utilisée pour analyser les variations des dimensions bronchiques entre l'inspiration et l'expiration sur des populations de malades bronchiques.

## 7.2 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons illustré différents types d'analyses et mesures praticables à la suite de l'application de notre chaîne de traitements sur un examen. Nous confrontons les mesures uniques aux mesures multiples, croisons des analyses de type inter-génération avec des analyses intra-génération. Ensuite, nous comparons des mesures de lumières d'ATB acquises durant la phase inspiratoire, avec les mesures de lumières d'ATB acquises durant la phase expiratoire. Ce dernier exemple permet de démontrer que notre chaîne de traitements (mise en oeuvre dans notre logiciel Neko4D) s'applique aussi bien, à l'inspiration qu'à l'expiration. Elle permet de disposer de mesures fiables et reproductibles de différents paramètres bronchiques.

# Conclusion et perspectives

Les travaux présentés dans cette thèse décrivent une chaîne de traitements pour l'extraction des mesures en section bronchique, adaptable aussi bien pour l'inspiration que pour l'expiration. Cette chaîne de traitements permet d'extraire des mesures fiables et reproductibles des différents paramètres bronchiques nécessaires à l'analyse médicale. La mise en oeuvre de ces travaux sous la forme d'un logiciel appelé Neko4D permet l'application et la reproductibilité de cette chaîne ainsi que le suivi et la corrélation des mesures durant le cycle respiratoire.

Dans une première partie, nous avons rappelé l'anatomie de l'arbre trachéo-bronchique et les nomenclatures de nomination des différentes branches composant l'arbre. Nous avons passé en revue quelques-unes des pathologies les plus rencontrées en imagerie bronchique. Nous nous sommes ensuite intéressés au concept de l'imagerie Tomodensitométrie, obtenue par un scanner-CT, pour comprendre le mécanisme de production de ces images ainsi que les problèmes spécifiques liés à ce type d'imagerie. Enfin, nous avons introduit une chaîne de traitements composée de trois maillons afin de répondre point par point aux différentes problématiques engendrées par ce sujet.

Dans une deuxième partie, nous avons présenté un état de l'art et une contribution pour chacun des trois maillons de notre chaîne. Nous avons comparé pour chacun des maillons notre méthode avec une implémentation personnelle des techniques existantes ou une comparaison de nos résultats de nos méthodes sur un ensemble d'exams de référence avec les résultats des méthodes déjà référencés. Puis nous avons traité distinctement les trois maillons de la chaîne, dans laquelle nous avons apporté une contribution :

- une méthode d'extraction de l'arbre trachéo-bronchique (Predicate Constraint Region Growing (PCRG))
- une méthode de squelettisation de l'arbre trachéo-bronchique
- une méthode d'extraction de lumière bronchique (Outer Bronchial Lumen Surface (OBLS))
- une méthode d'extraction de la paroi bronchique (Probes from Outer Bronchial Lumen Surface (POBLS))

Notre méthode d'extraction de l'arbre bronchique est basée sur l'amélioration de deux maillons de sa chaîne, à savoir la classification et l'agglomération. Notre classification a permis d'extraire la région de l'ATB minimal (les bronches proximales) et la région de la paroi bronchique jouxtée aux vaisseaux sanguins. L'union de ces deux régions définit un prédicat représentant la carte des emplacements possibles de voxels, appartenant à la lumière bronchique. Une méthode d'agglomération a été ensuite exposée, combinant le prédicat et un nouveau seuillage permettant d'associer des bronches distales, à l'ATB des bronches proximales. Les résultats de la comparaison entre notre méthode d'extraction de l'ATB (CRCP) et une méthode de référence (SRG) ont démontré que notre algorithme permet d'atteindre un taux de détection supérieur et significatif.

Notre méthode de squelettisation est basée sur un modèle discret de demi-sphères se déplaçant le long des contours de l'ATB. La comparaison de notre méthode avec les méthodes de l'état de l'art nous a amené à utiliser une méthode d'amincissement morphologique dans notre chaîne, car son taux de détection des bronches était bien meilleur que les autres.

Par la suite, nous avons présenté deux contributions sur deux nouvelles méthodes d'extraction : la méthode *Outer Bronchial Lumen Surface* (OBLS) qui permet la mesure de la lumière ainsi que la méthode *Probes from Outer Bronchial Lumen Surface* (POBLS) qui permet l'extraction et la mesure de la paroi bronchique. Nous avons comparé notre méthode de mesures en section bronchique (POBLS), à une méthode précédemment validée (DACLoG). Les mesures de la lumière (LA) et de la paroi (WA) bronchique, obtenues par les méthodes DACLoG et POBLS ont été confrontées à une mesure de référence, obtenue par une segmentation manuelle. Les résultats nous ont permis de conclure que notre contribution permet d'analyser et de mesurer la lumière et la paroi bronchique de façon automatique, avec moins de correction manuelle que le DACLoG.

Dans une troisième partie nous avons présenté le logiciel Neko4D mis en place au cours de cette thèse. Ce logiciel comble les limitations de son prédécesseur (Neko3D) et permet deux modes opératoires : le mode clinique et le mode plateforme expérimentale. Le mode clinique est réservé aux médecins. Il permet d'appliquer la chaîne de traitements pour l'obtention des mesures LA et WA que nous avons présenté (cf. section 2). Le mode plateforme expérimentale est réservé aux informaticiens. Il permet de modifier les maillons afin de tester de nouvelles chaînes et de les comparer avec les anciennes. Neko4D permet le travail en 3D (application de chaînes de traitements pour l'obtention des mesures WA et LA) et en 4D (suivi de l'ATB au cours du temps). Nous avons ensuite présenté des exemples d'analyses médicales sur les mesures obtenues lors de l'utilisation de Neko4D. Nous nous sommes intéressés aux mesures permettant différents types de protocoles d'analyses médicales. En suivant l'une d'entre-elles, nous avons comparé des mesures, en inspiration et en expiration, de la lumière, permettant de démontrer la modularité de notre chaîne de traitements le long du cycle respiratoire.

Les perspectives de ces travaux portent particulièrement sur l'amélioration du maillon de l'extraction de l'ATB. Une première perspective consiste en l'amélioration et l'automatisation de la méthode PCRG. Notamment, en l'optimisation des différents maillons de sa propre chaîne, à savoir : pré-traitements des images d'origines (filtres adaptés à la correction d'artefacts ou de bruits particuliers), classification, agglomération. Une deuxième perspective consiste en l'amélioration de notre contribution pour la méthode combinant une segmentation et une squelettisation de l'ATB. L'amélioration de la méthode de détection de bifurcations des bronches permettrait de corriger la faiblesse de cette méthode.

De plus, malgré la modularité de notre chaîne de traitement pour l'inspiration, comme pour l'expiration, celle-ci n'est pas adaptée spécifiquement pour répondre aux problématiques soulevées par l'expiration. En effet, la contraction de la paroi durant la phase expiratoire peut entraîner un rétrécissement localisé, entraînant lui-même l'arrêt des algorithmes de croissance de régions (maillon d'agglomération) travaillant uniquement sur la connexité locale d'un voxel. De même, l'ajout d'ensembles de voxels non-connexes au volume représentant l'ATB nécessite une nouvelle méthode de squelettisation spécifique, afin de reconnecter les segments disjoints. Enfin, une méthode de d'étiquetage automatique des bronches de l'arbre trachéo-bronchique permettrait d'automatiser la phase d'association des branches des différents arbres obtenus aux différents moment du cycle respiratoire.

# Annexes A

## 7.3 Fonctionnalités du mode *plateforme expérimental* de Neko4D

Afin de répondre aux attentes des medecins et de combler le manque de certaines fonctionnalités De Neko3D nous avons ajouté des fonctions d'entrées/sorties permettant de gérer différents formats de sauvegarde de données ou de résultats d'analyses. Le *plateforme expérimental* permet aux informaticiens de composer une nouvelle chaîne de traitements à partir d'autres provenant de l'état de l'art. Pour cela différentes méthodes ont été ajoutées dans chaque maillon et sous-maillon de la chaîne principale. La structure principale de données permet dorénavant de stocker l'ensemble des images d'un examen ce qui permet non-seulement un gain de fluidité dans la navigation mais aussi des traitements 3D sur l'ensemble des images (au lieu de traitements 2D coupe-par-coupe). De nouveaux mécanismes de visualisation permettent de simplifier la complexité de scènes 3D et de faciliter le repérage du medecin dans la représentation de l'organe par la superposition de celui-ci avec des images de coupes et de coupes-R. Enfin de nouveaux dialogues permettent d'affiner la partie d'analyse des mesures en section bronchique en offrant une vue synthétique de l'ensemble des coupes-R et de leur mesure.

### 7.3.1 Entrées / sorties

Neko4D prend en entrée des données au format DICOM ce qui permet la lecture d'examens provenant des différents scanners utilisés dans nos tests (cf. section 7.1). Néanmoins, différents formats ont été ajoutés afin de pouvoir sauvegarder les résultats (partiellement ou pas) ou exporter ceux-ci vers d'autres plateformes comme ce fut le cas avec le format **MHD** pour les tests sur la base de données de l'EXACT'09 :

- **Bmi3D**(lecture et écriture) : format binaire contenant une copie des images d'origine, du volume du squelette ainsi que des coupes-R.
- **DICOM**(lecture) : gestion du format DICOM (nécessaire à l'ouverture des examens).
- **CSV**(écriture) : il s'agit d'un format représentant des données tabulaires sous forme de valeurs séparées par des marqueurs syntaxiques permettant de sauvegarder uniquement les informations des squelettes traités par Neko4D :
  - . le nombre de nœuds.
  - . le nombre de branches.
  - . le détail du nombre de fils, des angles et des longueurs de segments par branches.
  - . la longueur de segments allant d'une feuille à la racine de l'arbre pour toutes les feuilles.
- **STL**(écriture) : format permettant de sauver un volume sous une forme de maillage (triangle de surface) en vue d'une exportation vers d'autres logiciels de traitements des surface maillées et d'une impression 3D en

résine.

- **MHD**(écriture) : format permettant de sauver un volume sous une forme générique en vue d’une exportation vers d’autres logiciels de traitements utilisant la bibliothèque ITK<sup>1</sup> (notamment pour les tests de l’EXACT 09).

### 7.3.2 Extraction du volume bronchique

Comme nous l’avons vu en section 2.1.1, il existe dans la littérature différentes méthodes pour l’extraction du volume bronchique. Le mode *plateforme expérimental* permet de créer et de tester des chaînes de traitements pour l’extraction de l’ATB, de plus de 2 maillons. Afin de tester et de comparer les méthodes de la littérature, nous avons créé un système d’application de chaîne de traitements dont le nombre de maillons est plus grand que la chaîne que nous avons présenté. Cette nouvelle chaîne supporte notre contribution et les méthodes rencontrées dans la littérature. Cette nouvelle chaîne de traitements est toujours composée de 2 étapes qui sont le pré-traitement et la classification mais l’étape de classification est plus complexe. L’étape de classification comprend cette fois 4 maillons : l’identification, le postraitement 2D, l’agglomération de voxels appartenant à l’ATB et le postraitements 3D. L’apport de ces nouveaux maillons dans la chaîne permet de couvrir un grand nombre de méthodes de références (notamment les méthodes citées lors de l’EXACT 09). L’ensemble des méthodes implémentées pour la phase de tests sont des méthodes de référence dans la littérature. Leurs présences dans le mode *expérimental* permet aux medecins de pratiquer leurs propres tests et de comprendre par l’expérimentation les nuances des résultats suivant les différentes méthodes utilisées :

- **Prétraitements** (2D ou 3D)

L’étape de prétraitements permet de réduire le bruit présent dans les images Dicoms.

- . *filtre gaussien* (2D) (3D).
- . *filtre moyennneur* (2D).
- . *filtre Sigma* (2D [23]).
- . *opérateurs morphologiques en niveaux de gris (dilatation, érosion, reconstruction)* (2D) et (3D).
- . *flood size-drain leveling* (3D) implémentation de la méthode développée dans [32].
- . *matrice Hessiennes* (3D) implémentation des méthodes développées dans [61, 53].
- . *multi-échelle* (3D).

- **Classification** (2D ou 3D)

L’étape de Classification permet de labelliser les régions d’intérêts des images Dicoms.

- . *bi-seuillage manuel*.
- . *méthode de seuillage de Fischer*.
- . *méthode de seuillage de Johanssen*.
- . *méthode de seuillage de Otsu*.
- . *méthode de seuillage d’entropie maximale*.
- . *méthode de seuillage de pourcentage*.
- . *méthode de seuillage d’erreur minimale*.
- . *méthode de seuillage Fuzzy*.
- . *méthode basée sur l’utilisation des matrices Hessiennes ([4], [53])*.

---

1. <http://www.itk.org/>

Ces différentes méthodes ont été implémentées lors de tests pour déterminer laquelle était la mieux adaptée pour notre méthode d'extraction de la lumière et paroi bronchiques (POBLS). La comparaison de ces méthodes (cf. section 5.1.2.1) nous a permis de déterminer que les méthodes de Johanssen et de Fischer étaient les plus adaptées à nos traitements. Les autres méthodes sont toujours disponibles afin de constituer une base de donnée de traitements.

#### – Post-traitement 2D

L'étape de post-traitement permet d'appliquer des filtre morphologiques sur les images 2D segmentées :

- . *opérateurs morphologiques binaires*.
- . *amincissement*.

#### – Agglomération 3D

L'étape d'agglomération permet d'assembler les voxels voisins à un germe de la région d'intérêt segmentée dans l'étape de classification :

- . SRG.
- . PCRG (contribution cf. sous-section 3).
- . *two-pass region growing algorithm for segmenting airway tree* implémentation de la méthode développée dans [29].

#### – Post-traitement 3D

L'étape de post-traitement permet de fermer les régions d'intérêt en 3D segmentées dans l'étape de classification ou d'enlever des voxels de défaut de la méthode d'extraction de l'ATB :

- . *opérateurs morphologiques binaires*.
- . *opérateurs de fermeture* : basés sur l'étude des composantes connexes (développement personnel).
- . *opérateur de débruitage géométrique* : basé sur la suppression de composantes connexes inférieures à un certain nombre de voxels (développement personnel).

### 7.3.3 Squelettisation

La squelettisation est la deuxième partie de notre chaîne de traitements. Ce maillon est constitué d'une étape d'extraction de l'axe central ainsi que d'une étape de labellisation afin de transformer les points de l'axe central en une structure d'arbre contenant des noeuds et des branches constituant notre squelette.

Le mode *plateforme expérimental* permet de tester différentes méthodes de squelettisation de l'ATB parmi les méthodes de référence (cf. sous-section 2.2) ainsi que nos contributions précédemment présentées (cf. section [?]).

#### – algorithmes de squelettisation :

- . *algorithme basé sur les distances géodésiques* (algorithme d'origine de Neko3D [23]).
- . *algorithme d'amincissement* (implémentation de la méthode développée dans [56]).
- . *algorithme basé sur les déplacements de sphères* (contribution (cf. sous-section 4.1.1.1)).
- . *algorithme basé sur les déplacements de plan et de demi-sphères* (contribution (cf. sous-section 4.1.1.2)).

#### – algorithme de labellisation du squelette :

- . *labellisation pour squelettes issus d'une méthode utilisant les distance géodésiques* : correspond à l'algorithme présent dans Neko3D permettant de transformer les points issus de l'algorithme de squelettisation en structure d'arborescence (noeud et branches).
- . *labellisation pour squelettes issus d'une méthode utilisant l'amincissement morphologique* : implémentation de la méthode présentée dans [75].

### 7.3.4 Calcul des coupes-R

Cette méthode correspond à l'algorithme d'origine présent dans Neko3D [22].

### 7.3.5 Mesures en section bronchique

Les mesures en section bronchique constituent la troisième et dernière étape de notre chaîne de traitements. Différentes méthodes de mesures en section bronchique ont été implémentées. L'implémentation de ces méthodes a permis leur comparaison (cf. sous section 5.2) et le choix de la méthode optimale pour notre chaîne de traitements.

Le mode *experimental* permet de tester différentes méthodes pour extraire les parois bronchiques parmi les méthodes de références (cf. sous-section 2.3.2).

- *ZCSE* (implémentation de la méthode développée dans [66]).
- *DACLoG* (méthode d'origine de Neko3D [23]).
- différentes méthodes de seuillage automatique (cf. sous-sous section 7.3.2).
- *OBLs* (contribution (cf. sous-section 5.1.1)).
- *POBLs* (contribution (cf. sous-section 5.1.2)).

## 7.4 IHM

Différentes Interactions Homme-Machines (IHM) sont nécessaires afin de régler les paramètres des différents traitements disponibles dans Neko4D. Notamment, l'utilisateur doit pouvoir placer la graine pour l'étape d'extraction de l'ATB, visualiser le résultat de la séquence de traitements sur une image avant de l'appliquer à la chaîne sur l'ensemble des images de l'examen. De même, l'utilisateur doit disposer d'une interface spécifique permettant de visualiser rapidement les mesures des lumières ou des parois bronchiques sur plusieurs générations d'une bronche (via un mode de visualisation appelé *Trompette*).

Dialogue pour le pré-traitement 2D : cette fenêtre de dialogue (cf. Fig. 7.4) permet de tester et préparer la chaîne de traitement 2D qui sera appliquée sur les images d'origines.

L'environnement 3D (le moteur de rendu 3D et sa fenêtre de visualisation (cf. Fig. 7.5)) permet la visualisation et la manipulation du résultat du maillon d'extraction de l'ATB sous la forme d'un volume dans un espace 3D. Cette visualisation s'opère selon différents modes :

- . **Tous points** : permet d'afficher l'ensemble des points d'un volume (cf. 7.6 (a))
- . **Surface** : permet d'afficher les points de contours d'un volume (cf. 7.6 (b)). Ce mode permet de simplifier l'affichage et facilite la visibilité du volume par le médecin.
- . **Distance** : permet d'afficher les points par couleur en fonction de leur distance au germe (cf. 7.7 (a)). Ce mode permet une estimation par le médecin de la forme de l'ATB.
- . **Connexité** : permet d'afficher les points par composante connexe de taille  $n$  définis par l'utilisateur (cf. 7.7 (b)). Ce mode permet au médecin de séparer les composantes connexes les plus grosses (représentant les bronches) des plus petites (qui sont des bruits géométriques).
- . **Facettes** : permet de transformer un nuage de points en maillage polygonal (cf. 7.6 (c)) composée de triangles

Un dialogue (cf. Fig. 7.5 (b)) permet de pré-visualiser le résultat des deux seuillages des deux sous-régions  $R_{lb}$  et  $R_{pb}$ .

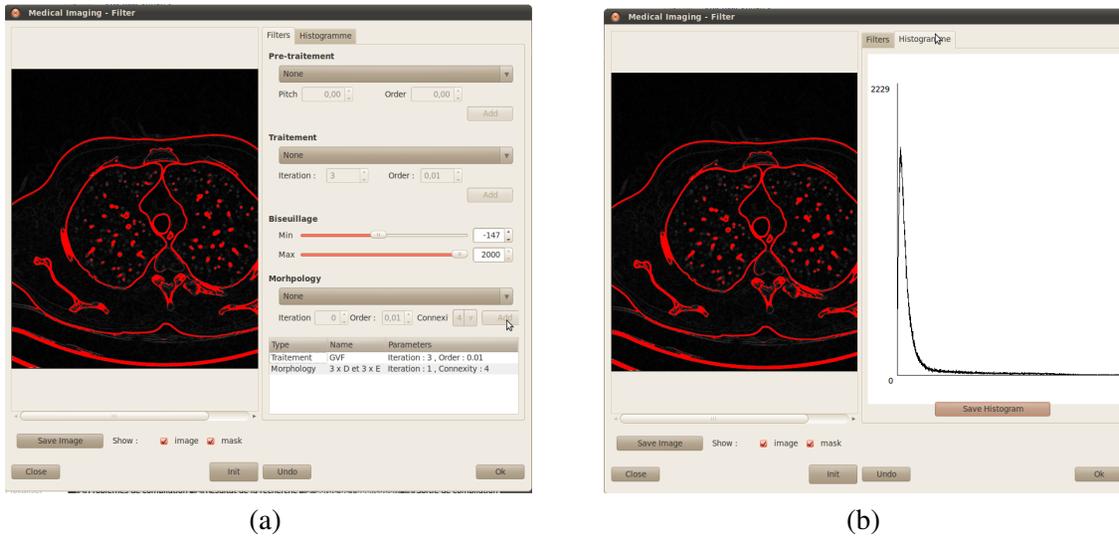


FIGURE 7.4 : Fenêtre de dialogue pour appliquer différents filtres à la chaîne aux images d'origines. (a) L'utilisateur peut choisir parmi différents traitements ainsi que leur ordre d'exécutions. La partie gauche permet de visualiser les résultats des traitements choisis sur l'image. Le système de visualisation permet d'afficher l'image ou/et le masque (en rouge). La partie droite supérieure du dialogue permet de sélectionner les traitements et la partie droite inférieure permet de visualiser ou d'interagir sur l'ordre d'exécution des filtres. (b) Visualisation de l'histogramme de l'image de gauche.

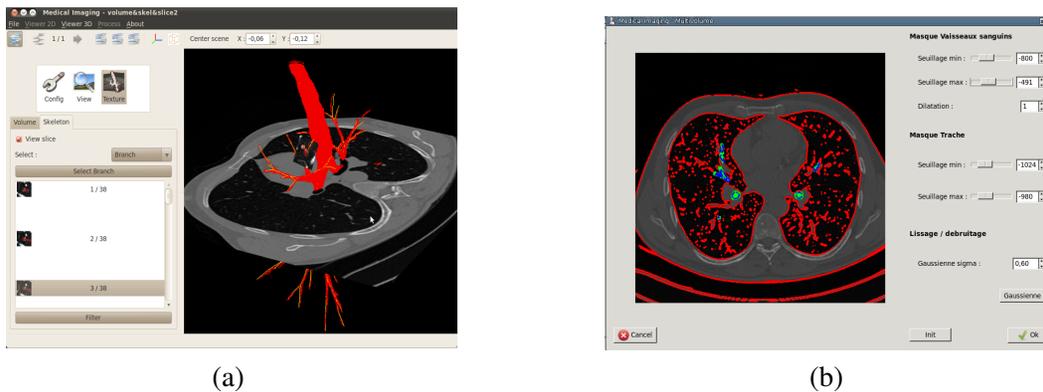


FIGURE 7.5 : (a) L'environnement 3D de Neko4D constitué du moteur de rendu 3D et d'une fenêtre de visualisation et d'exploration. (b) Dialogue permettant à l'utilisateur de régler les deux seuillages des deux sous-régions  $R_{lb}$  et  $R_{pb}$  composant le prédicat.

La fenêtre de visualisation 3D (cf. Fig. 7.5 (b)) permet d'explorer et manipuler le squelette mais aussi de raffiner cette visualisation en choisissant le type de branche que l'on veut observer. De même, la correction manuelle du squelette (l'ébarbuage) se fait par les outils disponibles dans cette fenêtre. Dans la représentation du squelette, il est nécessaire de faciliter l'étape de visualisation qui peut être saturée d'informations (trop de branches) et donc ne facilite pas l'étape d'interprétation du médecin. Outre une visualisation classique du squelette, d'autres modes d'affichage permettent de mettre en avant une génération, un sous arbre ou une bronche sur l'ensemble de ses générations :

- Branche à la racine : affiche les branches depuis une branche donnée, jusqu'à la racine du squelette. Une

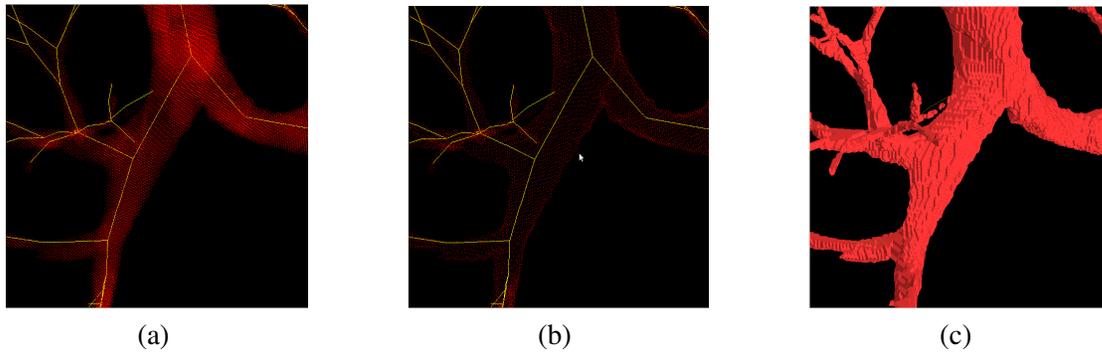


FIGURE 7.6 : Différentes représentations du volume : (a) avec tous ses points, (b) uniquement les points de surfaces, (c) sous forme de maillage

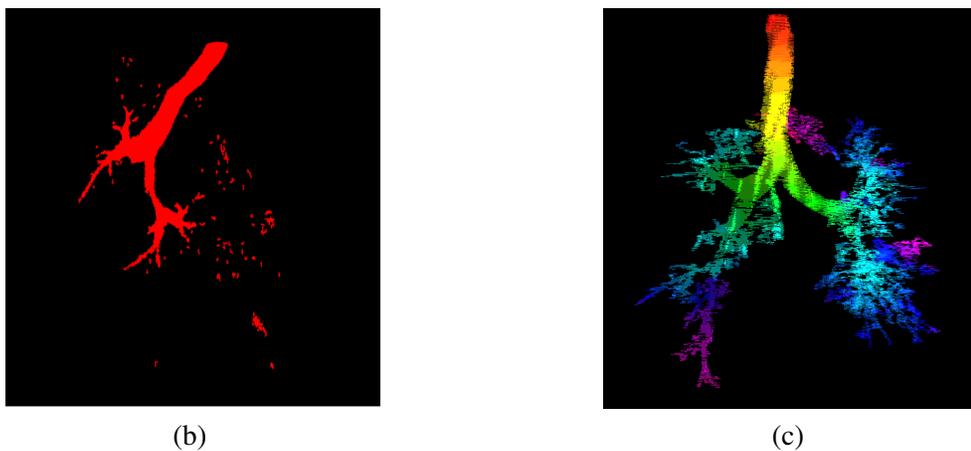


FIGURE 7.7 : Différentes représentations du volume : (a) en fonction de la taille de ses composantes connexes, (b) en affectant une couleur proportionnelle à la distance au germe

branche étant définie par l'ensemble des nœuds entre deux bifurcations.

- . Sous-arbre : affiche les sous-branches, ou branches filles, à partir d'une branche donnée.
- . Par génération : affiche toutes les branches situées à la même distance de la racine du squelette.

Comme illustré sur la figure 7.8, ces différents modes mettent en évidence les branches concernées, tout en gardant la visualisation complète du squelette.

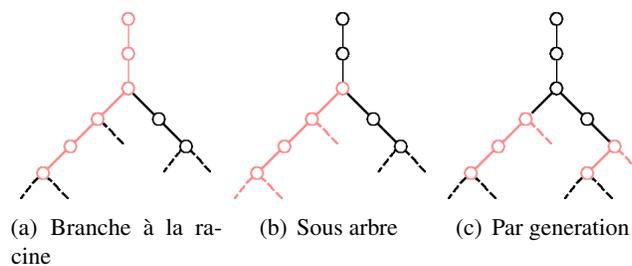


FIGURE 7.8 : Modes de visualisation du squelette.

La fenêtre de visualisation 3D (cf. Fig. 7.5 (b)) permet d'explorer les coupes DICOM positionnées sur le volume

et le squelette. De même, les coupes-R sont observables et peuvent être suivies le long d'une bronche sélectionnée et positionnée sur le volume, sur le squelette ou sur les deux superposés.

Le dialogue pour l'extraction des lumières et paroi de la bronche dans les coupes-R (cf. Fig. 7.9) permet de tester et d'appliquer à la chaîne un traitement et de la corriger manuellement grâce à des outils de dessins.

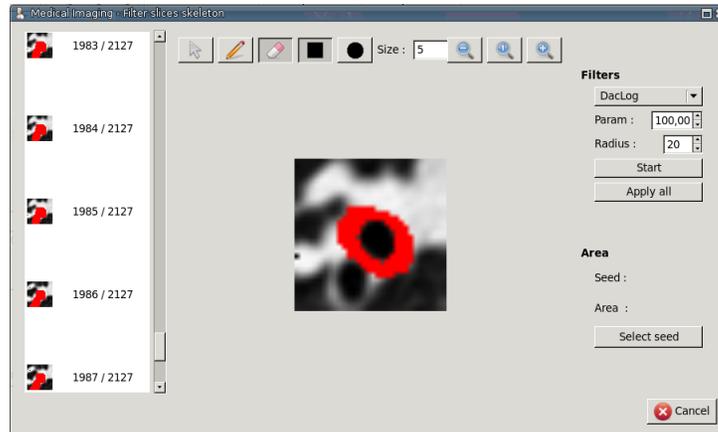


FIGURE 7.9 : Fenêtre de dialogue pour appliquer différents filtres à la chaîne aux images reconstruites (coupes-R). La partie gauche contient la liste des miniatures des coupes-R de la section de bronche sélectionnée par l'utilisateur. La partie de droite permet de choisir le filtre que l'on veut appliquer à la coupe-R courante ou à l'ensemble des coupes-R de la sélection. La partie centrale permet de visualiser la coupe-R sélectionnée dans la liste de gauche. Cette partie centrale permet la visualisation des résultats des filtres mais l'étape de *nettoyage* et de *correction* manuelle par le médecin.

# Annexes B

## 7.5 Définitions

### 7.5.1 Définitions pour le volume

**Définition 1** *Un voxel (abréviation de volume element, en analogie à pixel pour picture element) est un élément tridimensionnel d'image, à qui correspond une intensité, l'espace étant discrétisé lors de l'acquisition.*

**Définition 2** *Un voisinage  $n$ -connexe, pour  $n=6, 18$  ou  $26$  d'un voxel est un ensemble de voxels qui lui sont adjacents en faces (6-connexe), en arêtes (18-connexe) ou en sommets (26-connexe), voir Fig.7.10. Soit  $x \in \mathbb{Z}^3$  :*

$$N_6(x) = y \in \mathbb{Z}^3; \quad d_6(x, y) \leq 1 \quad (7.1)$$

$$N_{18}(x) = y \in \mathbb{Z}^3; \quad d_6(x, y) \leq 2 \quad \text{et} \quad d_{26}(x, y) \leq 1 \quad (7.2)$$

$$N_{26}(x) = y \in \mathbb{Z}^3; \quad d_{26}(x, y) \leq 1 \quad (7.3)$$

**Définition 3** *Un ensemble  $n$ -connexe est un ensemble de points formant une unique zone connectée par  $n$ -connexité.*

La croissance de région est une technique de segmentation par laquelle, à partir d'un germe donné, une agglomération de voxels, limitée par certaines contraintes préalablement définies, se produit. La méthode de croissance de région standard (Standard Region growing : SRG) se base uniquement sur des contraintes d'intensité des voxels et sur un voisinage  $n$ -connexe.

### 7.5.2 Définitions pour la squelettisation

Il existe différentes définitions équivalentes du squelette dans l'espace. Les deux principales définitions sont l'analogie aux feux de prairie et l'association dans le plan formel du squelette à un ensemble de sphères maximales. Celles-ci trouvent diverses applications dans les domaines continu et discret.

Les deux principales définitions sont l'analogie aux feux de prairie (voir déf. 1 ), ([80, 9]) et l'association dans le plan formel du squelette à un ensemble de sphères maximales (voir déf. 2), ([92, 20]).

**Définition (squelette) 1** *Soit un plan couvert de manière homogène par de l'herbe sèche et  $\omega$  un ensemble de points de ce plan. À l'instant initial  $t_0$ , tous les points du contour de  $\omega$  sont enflammés simultanément. Le feu se propage de manière homogène et s'étend à travers l'herbe à vitesse constante. Le squelette de l'ensemble de points  $\omega$  (noté  $MA(\omega)$ ) est défini comme le lieu des points où les fronts enflammés se sont rencontrés.*

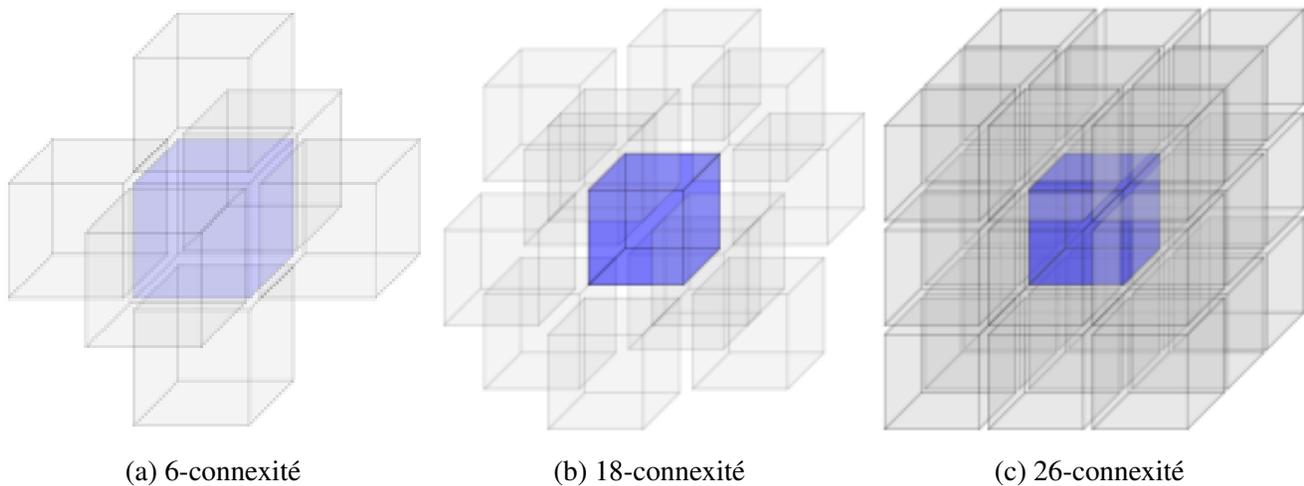


FIGURE 7.10 : Trois types de voisinages d'un voxel

**Définition (squelette) 2** *Le squelette, ou axe médian,  $MA(S)$  d'une forme  $S$  de  $\mathbb{R}^2$  est le lieu des centres des boules maximales de  $S$ . Autrement dit, un point  $p$  de  $S$  appartient à  $MA(S)$ , si et seulement si,  $p$  est le centre d'une boule maximale de  $S$ .*

La preuve de l'équivalence entre la définition de l'axe médian et celle de l'analogie aux feux de prairie de Blum a été faite par [15].

**Preuve 1** *Soient  $p$  un point de  $\mathbb{R}^2$  et  $r$  un réel positif, une boule  $B^d(p, r)$  est dite inscrite dans la forme  $S$  de  $\mathbb{R}^2$ , si et seulement si, elle est entièrement contenue dans  $S$  (si et seulement si  $B^d(p, r) \subseteq S$ ). La boule  $B^d(p, r)$  est dite maximale dans  $S$  (ou inscrite et maximale), si elle est inscrite dans  $S$  et si elle n'est pas entièrement contenue dans une autre boule inscrite dans  $S$ .*

**Définition 4** *Partitionnons  $(\mathbb{R}^2)$  en un pavage régulier; c.-à-d. par des polygones convexes réguliers (côtés égaux et angles égaux) et identiques, de telle façon que leurs sommets ne se rencontrent qu'en d'autres sommets. De tels polygones sont appelés des tesselles. Un maillage peut être associé à ce pavage de la façon suivante. On associe le centre de gravité  $P$ , à l'intérieur de chacune des tesselles  $TP$  du pavage. Les points  $P$  sont appelés pixels (pour picture elements). Puis, à tous points  $P$  est associé l'ensemble des points  $Q$ , tels que  $TP$  et  $TQ$  ont une arête commune. L'ensemble de tous les segments  $(P, Q)$  ainsi définis forme le maillage. En fait, pavage et maillage sont des représentations duales du plan.*

**Définition 5** *Soit une image discrète binaire tridimensionnelle  $(\mathbb{Z}^3, m, n, B)$ . Avec  $(m, n)$ , la connexité choisie pour l'image (exemple :  $m = 6, n = 26$ ) et  $B$  correspond à l'ensemble de points de l'image et  $V B$  le complémentaire de  $B$ . Nous considérons d'abord le calcul du genre d'une seule composante  $S, S \subseteq B$ . L'équation d'Euler-Schaeffli pour une structure 3D simplement connexe, donne :*

$$V - E + F - Q = 0 \quad (7.4)$$

Avec  $V$  le nombre de sommets,  $E$  le nombre d'arêtes,  $F$  le nombre de faces et  $Q$  le nombre de cellules (en incluant le fond). Nous distinguons les trois types de cellules suivants :

- cellule  $\alpha$  : cellules de  $S$  (tesselles cubiques),
- cellule  $\beta$  : cellules de  $\mathbb{Z}^3 S$  entourées par  $S$  : polyèdres de 8 sommets ou plus,
- cellule du fond  $\gamma$  : composante de  $\mathbb{Z}^3 S$  non entourée par  $S$ .

**Définition 6** Le genre  $G_m(B)$  3D (également appelé caractéristique d'Euler) d'un ensemble  $B$  est le nombre d'objets (composantes  $m$ -connexes de  $B$ ) (noté  $O(B)$ ), moins le nombre de trous de  $B$  (noté  $H(B)$ ), plus le nombre de cavités de  $B$  (noté  $C(B)$ ) ;  $(m, n)$  étant la connexité de l'image :

$$G_m(B) = O(B) - H(B) + C(B) \quad (7.5)$$

## 7.6 Squelettisations de l'ATB

Les méthodes de squelettisation prennent en entrée, l'image binaire du volume de l'ATB extrait. Le résultat correspond à un ensemble de points hiérarchisés, définissant notre squelette.

### 7.6.0.1 Complément de l'état de l'art de la squelettisation par Amincissement

Un algorithme de squelettisation opère par suppression de points simples. La suppression séquentielle permet de préserver la topologie (cela par la définition même d'un point simple). En revanche, la topologie peut être modifiée lors d'une suppression en parallèle de points simples (voir Fig. 7.11). Une solution à ce problème se trouve dans la notion de points *P-simples* introduite dans [7] (voir Fig. 7.12).  $P$  désigne un ensemble constitué de points susceptibles d'être supprimés simultanément. Généralement,  $P$  peut être déterminé selon la nature de l'algorithme. La notion de points *P-simples* est souvent combinée avec des algorithmes parallèles qui scindent la recherche dans une direction donnée.

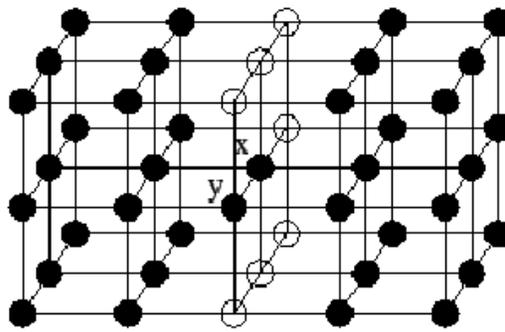


FIGURE 7.11 : Illustration du problème de suppression d'un point simple pour algorithme non séquentiel<sup>2</sup>. Un objet composé de deux parallélépipèdes "reliés" par deux points  $x$  et  $y$  : les points  $x$  et  $y$  sont tous deux simples, cependant ils ne peuvent être supprimés en parallèle sans changer la topologie.

[64] proposent une implémentation de cette méthode, optimisée dans [104]. [88] introduisent la notion de point *ouvert* et de point *forme*, correspondant respectivement aux points de surface du volume et aux points appartenant à des formes de type *arc* ou *surface*. Le squelette est calculé en deux étapes : une surface centrale est produite à partir

2. <http://www.esiee.fr/~info/a2si/rapport1999-2003/node29.html>

3. <http://www.esiee.fr/~info/a2si/rapport1999-2003/node29.html>

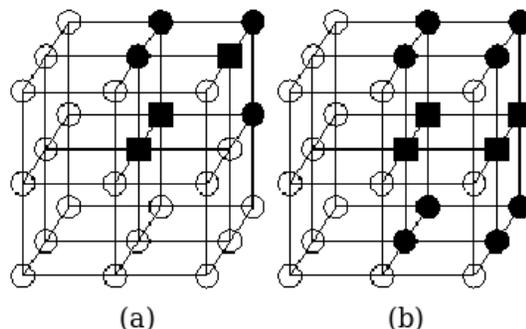


FIGURE 7.12 : Illustration d'un point  $P$ -simple<sup>3</sup>. Les disques noirs représentent les points de  $Y = X \setminus P$ , et les carrés noirs, les points de  $P$ . (a) : Le point central est  $P$ -simple, (b) : le point central  $x$  n'est pas  $P$ -simple, car en enlevant certains points de  $P$ , on peut rendre  $x$  non simple.

d'un amincissement primaire, puis l'axe central est obtenu par une seconde passe d'amincissements. [6] proposent de diviser l'image en sous-ensembles, appelés sous-champs, qui sont successivement activés. Les points *effaçables* sont les points appartenant au sous-champ actif, lors d'une itération donnée.

#### 7.6.0.2 Algorithme de squelettisation par utilisation de distances géodésiques à un point source

L'algorithme de squelettisation défini par De Dietrich dans [23], utilise une structure de points de type *PointData* composée des coordonnées  $x, y, z$ , de la distance au point graine, d'une référence au point parent ainsi qu'une liste de références vers ses fils. Cinq fonctions spécifiques sont utilisées :

- *DG(ImageBinaire3D volume, Point graine)* : permet de calculer la carte des distances géodésiques de tous les points du volume depuis le point graine de référence. Cette fonction une liste contenant l'ensemble des points du volume associés à leur distance au point de référence (point graine).
- *Propagation(Liste<PointData> lstVolDG, PointData start, Entier k)* : permet de calculer depuis la liste *nomListe*, une distance géodésique locale depuis un point graine (*start*) et bornée à la distance  $k$ .
- *RécupérationDG(Liste<PointData> nomListe, Entier k)* : récupère les points à distance  $k$  de la liste *nomListe*.
- *ComposanteConnexe(Liste<PointData> nomListe)* : calcul les composantes connexes de la liste *nomListe* et retourne une liste de liste de points.
- *barycentre(Liste<PointData> nomListe)* : calcul le barycentre d'une liste de points.

---

**Algorithme 6** Squelettisation par utilisation de distances géodésiques à un point source

---

**ENTRÉES :** ImageBinaire3D volume, Entier k, Entier  $\alpha$ , Point graine

Liste&lt;PointData&gt; lstVolDG = DG(volume,graine)

Entier i= 0

Entier pas=  $\alpha$ 

Liste&lt;PointData&gt; tmp = null

Liste&lt;PointData&gt; res = null

Enfiler(tmp, graine)

**Tant que** tmp non vide **Faire**

PointData courant=PremierElement(tmp)

Défiler(tmp)

Liste&lt;PointData&gt; lstVol = Propagation(VolDG,graine, k)

Liste&lt;PointData&gt; lstDG = RécupérationDG(lstVol, k)

Liste&lt;Liste&lt;PointData&gt; &gt; lstCC = ComposanteConnexe(lstDG)

**Pour** i de 0 à Taille(lstCC) **Faire**

PointData fils = barycentre(Element(lstCC, i))

Paterniser(fils, courant)

Filialiser(courant, fils)

Enfiler(tmp, fils)

**Fin Pour**

pas= pas + k

Enfiler(res, courant)

**Fin Tant que****SORTIES :** res

---

# Bibliographie

- [1] Modèle vue contrôleur - wikipedia. <http://fr.wikipedia.org/wiki/Modèle-Vue-Contrôleur>, 2011.
- [2] D. Aykac, E.A. Hoffman, G. McLennan, and J.M. Reinhardt. Segmentation and analysis of the human airway tree from three-dimensional x-ray ct images. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 22(8) :940 –950, auguste 2003.
- [3] JF. Barrett and N. Keat. Artifacts in ct : recognition and avoidance. pages 1679–1691. 2004.
- [4] C. Bauer, H. Bischof, and R. Beichel. Segmentation of airways based on gradient vector flow. In *Proc. of Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 191–201, Royaume-Uni, September 2009.
- [5] C. Bauer, T. Pock, and H. Bischof. Airway Tree Reconstruction Based on Tube Detection. In *Proc. of Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 203–213, Royaume-Uni, September 2009.
- [6] Gilles Bertrand and Zouina Aktouf. Three-dimensional thinning algorithm using subfields. volume 2356, pages 113–124. SPIE, 1995.
- [7] Gilles Bertrand and Grégoire Malandain. A new characterization of three-dimensional simple points. *Pattern Recognition Letters*, 15(2) :169 – 175, 1994.
- [8] I. Bitter, A.E. Kaufman, and M. Sato. Penalized-distance volumetric skeleton algorithm. *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on*, 7(3) :195 –206, jul-sep 2001.
- [9] Harry Blum. A transformation for extracting new descriptors of shape. In Wathen Dunn, editor, *Proceedings of Models for the Perception of Speech and Visual Form*, page 362–380, 1967.
- [10] D. Boehm, S. Krass, A. Kriete, W.-S. Rau, D. Selle, H.-H. Jend, and H.-O. Peitgen. segmentbetimmung im computertomogramm der lunge : In vitro validierung. In A. Horsh and T. Lemman, editors, *Bildverarbeitung für die Medizin 2000*, pages 168–172. Springer Berlin Heidelberg, 2000.
- [11] S. Born, M. Pfeifle, and D. Bartz. Three-step segmentation of the lower airways with advanced leakage-control. In *Proc. of Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 239–249, 2009.
- [12] P. Brillet, C. Fetita, C. Beigelman-Aubry, A. Saragaglia, D. Perchet, F. Preteux, and P. Grenier. Quantification of bronchial dimensions at mdct using dedicated software. *European Radiology*, 17 :1483–1489, 2007. 10.1007/s00330-006-0496-7.

- [13] S. Busayarat and T. Zrimec. Automatic detection of pulmonary arteries and assessment of bronchial dilatation in hrct images of the lungs. In *Computational Intelligence Methods and Applications, 2005 ICSC Congress on*, page 5 pp., 0-0 2005.
- [14] James C and Hogg. Pathophysiology of airflow limitation in chronic obstructive pulmonary disease. *The Lancet*, 364(9435) :709 – 721, 2004.
- [15] Lorenzo Calabi and W. E. Hartnett. Shape recognition, pairie fires, convex deficiencies and skeletons. In *The American Mathematical Monthly*, volume 75(4), page 335–342, April 1968.
- [16] Juan Carrillo, Marcela Hoyos, Eduardo Dávila, and Maciej Orkisz. Recursive tracking of vascular tree axes in 3d medical images. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1 :331–339, 2007. 10.1007/s11548-007-0068-6.
- [17] F. Chabat, Xiao-Peng Hu, D.M. Hansell, and Guang-Zhong Yang. Ers transform for the automated detection of bronchial abnormalities on ct of the lungs. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 20(9) :942 –952, sept. 2001.
- [18] E.J. Chae, T. Kim, Y.S. Cho, C. Park, J.B. Seo, and N. Kim. Airway measurement for airway remodeling defined by post-bronchodilator fev1/fvc in asthma : Investigation using inspiration-expiration computed tomography. 2011 Apr.
- [19] Dongqing Chen, Bin Li, Zhengrong Liang, Ming Wan, Kaufman A., and Wax M. A tree-branch searching, multiresolution approach to skeletonization for virtual endoscopy. *SPIE proceedings*, vol. 3979 (2), pp. vol1.726-vol1.734, January 2000.
- [20] Sung Woo Choi and Hans-Peter Seidel. Linear one-sided stability of mat for weakly injective 3d domain. In *7th ACM symposium on solid modeling and applications*, 2002.
- [21] Ronald G. Crystal and Jhon B. West. *The lung : scientific fondations*, volume 1. Raven Press, 1991.
- [22] G. de Dietrich. A modular algorithm for automatic slice positioning in tubular organs. In *Proceedings of the International Workshop on Medical Imaging and Augmented Reality*, pages 163–176, 2001.
- [23] G. de Dietrich and A. Braquelaire. A framework for tubular organs segmentation. In *The 12th International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision*, pages 41–44, 2004.
- [24] D. Doyon and F. Domengie. Imagerie 3d – le scanner à rayons x. page 82. 2002.
- [25] N. D. D’Souza, J. M. Reinhardt, and E. A. Hoffman. Asap : interactive quantification of 2d airway geometry. In E. A. Hoffman, editor, *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 2709 of *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, pages 180–196, April 1996.
- [26] Boyden EA. Segmental anatomy of the lungs. a study of the patterns of the segmental bronchi and related pulmonary vessels. In *journal of anatomy*. PubMed Central, New York, NY : McGraw-Hill, janvier 1956.
- [27] Raúl Estépar, George Washko, Edwin Silverman, John Reilly, Ron Kikinis, and Carl-Fredrik Westin. Accurate airway wall estimation using phase congruency. In Rasmus Larsen, Mads Nielsen, and Jon Sporring, editors,

- Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2006*, volume 4191 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 125–134. Springer Berlin / Heidelberg, 2006.
- [28] Anna Fabijanska. Result of applying two-pass region growing algorithm for airway tree segmentation to mdct chest scans from exact database. In *In Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 251–260, 2009.
- [29] Anna Fabijanska. Two-pass region growing algorithm for segmenting airway tree from mdct chest scans. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 33(7) :537 – 546, 2009.
- [30] F. Farrokhnia and A.K. Jain. A multi-channel filtering approach to texture segmentation. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 1991. Proceedings CVPR '91., IEEE Computer Society Conference on*, pages 364–370, jun 1991.
- [31] Catalin Fetita, Margarete Ortner, Pierre-Yves Brillet, Françoise Prêteux, and Philippe Grenier, A. A morphological-aggregative approach for 3D segmentation of pulmonary airways from generic MSCT acquisitions. In *Proc. of Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 215–226, Royaume-Uni, September 2009.
- [32] Catalin Fetita and F. Preteux. Quantitative 3d ct bronchography. *Biomedical Imaging, 2002. Proceedings. 2002 IEEE International Symposium on*, Issue , 2002 :221 – 224, 2002.
- [33] M. Feuerstein, T. Kitasaka, and K. Mori. Adaptive branch tracing and image sharpening for airway tree extraction in 3-d chest ct. In *Proc. of Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 273–284, 2009.
- [34] W. D. Fisher. On grouping for maximum homogeneity. *Journal of the American Statistical Society*, 23 :789 – 798, 1958.
- [35] Yonatan Fridman, Stephen M. Pizer, Stephen Aylward, and Elizabeth Bullitt. Extracting branching tubular object geometry via cores. *Medical Image Analysis*, 8(3) :169 – 176, 2004. <ce :title>Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2003</ce :title>.
- [36] Catalin Iulian Fétita. Analyse morphofonctionnelle des voies aériennes en tdm spiralee volumique. 2000.
- [37] B.van Ginneken, W. Baggerman, and E.M. van Rikxoort. Robust segmentation and anatomical labeling of the airway tree from thoracic CT scans. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, volume 5241 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 219–226, 2008.
- [38] D. E. Goldberg. *Genetic Algorithms in Search, Optimization, and Machine Learning*. Addison-Wesley, 1989.
- [39] Masaru Hasegawa, Yasuyuki, Nasuhara Yuya, Onodera Hironi, Makita Katsura, Nagai Satoshi, Fuke Yoko Ito, Tomoko Betsuyaku, and Masaharu Nishimura. Airflow limitation and airway dimensions in chronic obstructive pulmonary disease. volume 173, pages 1309–1315. 2006.
- [40] Sha He, Ruping Dai, Bin Lu, Cheng Cao, Hua Bai, and Baolian Jing. Medial axis reformation : A new visualization method for ct angiography. *Academic Radiology*, 8(8) :726 – 733, 2001.
- [41] Matsumoto Hisako, Niimi Akio, Tabuena Rollin P., Takemura Masaya, Ueda Tetsuya, Yaniagnchi Masafumi, Matsuoka Hirofumi, Jinnai Makiko, Chin Kazuo, and Mishima Michiaki. Airway wall thickening in patients with cough variant asthma and nonasthmatic chronic cough. *Chest*, 131 :1042–1049, 2007.

- [42] P. Hoehner, S. Kaiser, and P. Robertson. Two-dimensional pilot-symbol-aided channel estimation by wiener filtering. In *Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1997. ICASSP-97., 1997 IEEE International Conference on*, volume 3, pages 1845–1848 vol.3, apr 1997.
- [43] S. Hu, E.A. Hoffman, and J.M. Reinhardt. Automatic lung segmentation for accurate quantitation of volumetric x-ray ct images. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 20(6) :490–498, june 2001.
- [44] B. Irving, P. Taylor, and A. Todd-Pokropek. 3d segmentation of the airway tree using a morphology based method. In *In Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, 2009.
- [45] Benjamin Irving, Paul Taylor, and Andrew Todd-Pokropek. 3d segmentation of the airway tree using a morphology based method. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 22 April 2009.
- [46] G. Johannsen and J. Bille. A threshold selection method using information measures. *Proc 6th Int conf on pattern recognition*, 1982.
- [47] Manish Kakar and Dag Rune Olsen. Automatic segmentation and recognition of lungs and lesion from ct scans of thorax. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 33(1) :72–82, 2009.
- [48] A. Kanitsar, D. Fleischmann, R. Wegenkittl, D. Sandner, P. Felkel, and E. Groller. Computed tomography angiography : a case study of peripheral vessel investigation. In *Visualization, 2001. VIS '01. Proceedings*, pages 477–593, oct. 2001.
- [49] Gregory G. King, Nestor L. Müller, Qing-san Xiang Kenneth P. Whittall, and Peter D. Paré. An analysis algorithm for measuring airway lumen and wall areas from high-resolution computed tomographic data. *American Journal of Respiratory and Critical care Medicine*, 161(2) :574–580, 2000.
- [50] A.P. Kiraly, J.P. Helferty, E.A. Hoffman, G. McLennan, and W.E. Higgins. Three-dimensional path planning for virtual bronchoscopy. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 23(11) :1365–1379, nov. 2004.
- [51] Atilla P. Kiraly, William E. Higgins, Geoffrey McLennan, Eric A. Hoffman, and Joseph M. Reinhardt. Three-dimensional human airway segmentation methods for clinical virtual bronchoscopy. *Academic Radiology*, 9(10) :1153–1168, 2002.
- [52] T Kitasaka, K Mori, J Hasegawa, and J Toriwaki. A method for extraction of bronchus regions from 3d chest x-ray ct images by analyzing structural features of the bronchus. *FORMA*, 17 :321–338, 2002.
- [53] T. Kitasaka, H. Yano, M. Feuerstein, and K.Mori. Bronchial region extraction from 3D chest CT image by voxel classification based on local intensity structure. In *Proc. of Third International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 21–29, Royaume-Uni, September 2010.
- [54] D. Kolaczyk, Robert, and D. Nowak. Multiscale likelihood analysis and complexity penalized estimation. *Annals of Statistics*, 2004.
- [55] J. Lee and Anthony P. Reeves. Segmentation of the airway tree from chest ct using local volume of interest. In *Proc. of Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 273–284, 2009.
- [56] T. Lee, L. Rangasami, R.L. Kashyap, and C. Chu. Building skeleton models via 3-d medial surface/axis thinning algorithms. *CVGIP : Graph. Models Image Process.*, 56 :462–478, November 1994.

- [57] David Lesage, Elsa D. Angelini, Isabelle Bloch, and Gareth Funka-Lea. A review of 3d vessel lumen segmentation techniques : Models, features and extraction schemes. *Medical Image Analysis*, 13(6) :819 – 845, 2009. Includes Special Section on Computational Biomechanics for Medicine.
- [58] P. Lo and M. de Bruijne. Voxel classification based airway tree segmentation. In *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 6914, April 2008.
- [59] P. Lo, B. van Ginneken, J. Reinhardt, and M. de Bruijne. Extraction of airways from ct (exact'09). In *In Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 175–189, 2009.
- [60] Pechin Lo, Jon Sparring, Haseem Ashraf, Jesper J.H. Pedersen, and Marleen de Bruijne. Vessel-guided airway tree segmentation : A voxel classification approach. *Medical Image Analysis*, 14(4) :527 – 538, 2009.
- [61] Pechin Lo, Jon Sparring, and Marleen de Bruijne. Multiscale Vessel-guided Airway Tree Segmentation. In *Proc. of Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 323–332, Royaume-Uni, September 2009.
- [62] S. Lobregt, P. W. Verbeek, and F. C. A. Groen. Three-dimensional skeletonization : Principle and algorithm. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, PAMI-2(1) :75 –77, jan. 1980.
- [63] Christophe Lohou. *Contribution à l'analyse topologique des images : étude d'algorithmes de squeletisation pour images 2D et 3D, selon une approche topologique digitale ou topologie discrète*. PhD thesis, Unniversité de Marne-la-vallée, 2001.
- [64] C.Min Ma and Milan Sonka. A fully parallel 3d thinning algorithm and its applications. *Computer Vision and Image Understanding*, 64(3) :420 – 433, 1996.
- [65] R. Malladi and J.A. Sethian. Level set and fast marching methods in image processing and computer vision. In *Image Processing, 1996. Proceedings., International Conference on*, volume 1, pages 489 –492 vol.1, sep 1996.
- [66] D. Marr and E. Hildreth. Theory of edge detection. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B. Biological Sciences*, 207(1167) :187–217, 1980.
- [67] Yoshitaka Masutani, Thomas Schiemann, and Karl-Heinz Höhne. Vascular shape segmentation and structure extraction using a shape-based region-growing model. In William Wells, Alan Colchester, and Scott Delp, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention — MICCAI'98*, volume 1496 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 1242–1249. Springer Berlin / Heidelberg, 1998. 10.1007/BFb0056314.
- [68] S. Matsuoka, Y. Kurihara, K. Yagihashi, M. Hoshino, and Y. Nakajima. Airway dimensions at inspiratory and expiratory multisection ct in chronic obstructive pulmonary disease : correlation with airflow limitation. 2008 Sep.
- [69] Dirk Mayer, Dirk Bartz, Sebastian Ley, Steffi Thust, Claus Peter Heussel, Hans-Ulrich Kauczor, and Wolfgang Straßer. Segmentation and virtual exploration of tracheobronchial trees. *International Congress Series*, 1256(0) :35 – 40, 2003. CARS 2003. Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 17th International Congress and Exhibition.
- [70] C.S. Mendoza, B. Asha, and C. Serrano. Maximal contrast adaptative region growing for ct airway tree segmentation. In *In Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 285–295, 2009.

- [71] Charlese Metz and Robertn Beck. Quantitative effects of stationary linear image processing on noise and resolution of structure in radionuclide images. *Journal of Nuclear Medicine*, 1974.
- [72] M. Montaudon, P. Berger, G. de Dietrich, A. Braquelaire, R. Marthan, J. Manuel Tunon de Lara, and F. Laurent. Assessment of airways with three-dimensional quantitative thin-section ct : In vitro and in vivo validation. 2007, *Radiology*.
- [73] M. Montaudon, Mathieu Lederlin, Stephanie Reich, Hugues Begueret, Jose Manuel, Tunon de Lara, Roger Marthan, P. Berger, and F. Laurent. Bronchial measurements in patients with asthma : Comparison of quantitative thin-section ct findings with those in healthy subjects and correlation with pathologic findings. 2009, *Radiology*.
- [74] D.G. Morgenthaler. Three-dimensional simple points : Serial erosion, parallel thinning and skeletonization. *Technical Report TR-1009, Computer Vision Laboratory*, February 1981.
- [75] K. Mori, J. Hasegawa, Y. Suenaga, and J. Toriwaki. Automated anatomical labeling of the bronchial branch and its application to the virtual bronchoscopy system. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 19(2) :103–114, feb. 2000.
- [76] D. P. Naidich, N. L. Müller, E. A. Zerhouni, and G. McGuinness. Airways,. 1999.
- [77] Y. Nakano, S. Muro, H. Sakai, T. Hirai, K. Chin, and M. Tsukino. Computed tomographic measurements of airway dimensions and emphysema in smokers. correlation with lung function. 2000 Sep.
- [78] A. Niimi, H. Matsumoto, R. Amitani, Nakano Y., M. Mishima, M. Monakuchi, K. Nishimura, H. Itoh, and T. Izumi. Airway wall thickness in asthma assessed by computed tomography relation to clinical indices. volume 162, pages 1518–1523. 2000.
- [79] Robert A. Ochs, Jonathan G. Goldin, Fereidoun Abtin, Hyun J. Kim, Kathleen Brown, Poonam Batra, Donald Roback, Michael F. McNitt-Gray, and Matthew S. Brown. Automated classification of lung bronchovascular anatomy in ct using adaboost. *Medical Image Analysis*, 11(3) :315 – 324, 2007.
- [80] Robert L. Ogniewicz. Skeleton-space : a multiscale shape description combining region and boundary information. In *Proceedings of Computer Vision and Pattern Recognition*, page 746–751, 1994.
- [81] Diane Perchet. *Modélisation in-silico des voies aériennes : reconstruction morphologique et simulation fonctionnelle*. PhD thesis, Université Rene Descartes - Paris 5, 2005.
- [82] P. Perona and J. Malik. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 12(7) :629 –639, jul 1990.
- [83] Rômulo Pinho, Sten Luyckx, and Jan Sijbers. Robust region growing based intrathoracic airway tree segmentation. In *Proc. of Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 261–271, 2009.
- [84] Chandrasekhar Pisupati, Lawrence Wolff, and Elias Zerhouni. Segmentation of 3d pulmonary trees using mathematical morphology. In *Proc. Mathematical Morphology and its Applications to Image and Signal Processing, Atlanta*, pages 409–416, 1996.

- [85] Johann Radon. Über die bestimmung von funktionen durch ihre integralwerte langs gewisser mannigfaltigkeiten. In *Ber. Ver. Sachs. Akad. Wiss. Leipzig, Math-Phys. An english translation can be found in S.R. Deans : The radon Transform and Some of its applications.* avril 1917.
- [86] Benoît Recur, Pascal Desbarats, and Jean-Philippe Domenger. Radon and Mojette Projections' Equivalence for Tomographic Reconstruction using Linear Systems. In *Proceedings of The 16-th International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision'2008*, page 00, Plzen, Tchèque, République, 2008.
- [87] J.M. Reinhardt, N. D'Souza, and E.A. Hoffman. Accurate measurement of intrathoracic airways. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 16(6) :820 –827, dec. 1997.
- [88] P.K Saha, B.B Chaudhuri, and D Dutta Majumder. A new shape preserving parallel thinning algorithm for 3d digital images. *Pattern Recognition*, 30(12) :1939 – 1955, 1997.
- [89] Salito, Caterina, Barazzetti, Livia, Woods, Jason, Aliverti, and Andrea. 3d airway tree reconstruction in healthy subjects and emphysema. *Lung*, 189 :287–293, 2011. 10.1007/s00408-011-9305-4.
- [90] François Sarradin. Analyse morphologique des espaces ouverts urbains le long de parcours. 2004.
- [91] Thorsten Schlathoelter, Cristian Lorenz, Ingwer C. Carlsen, Steffen Renisch, and Thomas Deschamps. Simultaneous segmentation and tree reconstruction of the airways for virtual bronchoscopy. volume 4684, pages 103–113. SPIE, 2002.
- [92] Michel Schmitt and Juliette Mattioli. *Morphologie mathématique.* 1994.
- [93] I.W. Selesnick and C.S. Burrus. Generalized digital butterworth filter design. *Signal Processing, IEEE Transactions on*, 46(6) :1688 –1694, jun 1998.
- [94] Uri Shani and Dana H. Ballard. Splines as embeddings for generalized cylinders. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 27(2) :129 – 156, 1984.
- [95] J.O. Shepard, Theresa C. McCloud, James H. Thrall, and Geoff Greenwood. The bronchi. 1998.
- [96] M. Sonka, Wonkyu Park, and E.A. Hoffman. Rule-based detection of intrathoracic airway trees. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 15(3) :314 –326, jun 1996.
- [97] Paul Suetens. Fundamentals of medical imaging. pages 1–36. 2000.
- [98] R. D. Swift, A. P. Kiraly, A. J. Sherbondy, A. L. Austin, E. A. Hoffman, G. McLennan, and W. E. Higgins. Automatic axis generation for virtual bronchoscopic assessment of major airway obstructions. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 26(2) :103–118, 2002.
- [99] R.D. Swift, A.P. Kiraly, A.J. Sherbondy, A.L. Austin, E.A. Hoffman, G. McLennan, and W.E. Higgins. Automatic axis generation for virtual bronchoscopic assessment of major airway obstructions. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 26(2) :103 – 118, 2002.
- [100] R.D. Swift, K. Ramaswamy, and W.E. Higgins. Adaptive axes-generation algorithm for 3d tubular structures. In *Image Processing, 1997. Proceedings., International Conference on*, volume 2, pages 136 –139 vol.2, oct 1997.

- [101] J. Tschirren, T. Yavarna, and Reinhardt. Airway segmentation framework for clinical environments. In *In Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 227–238, 2009.
- [102] Eva M. Van Rikxoort, W. Baggerman, and B. Van Ginneken. Automatic segmentation of the airway tree from thoracic ct scans using a multi-threshold approach. In *Proc. of Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 341–349, 2009.
- [103] B. Verdonck, L. Bloch, H. Maitre, D. Vandermeulen, P. Suetens, and G. Marchal. Accurate segmentation of blood vessels from 3d medical images. In *Image Processing, 1996. Proceedings., International Conference on*, volume 3, pages 311–314 vol.3, sep 1996.
- [104] Tao Wang and Anup Basu. A note on 'a fully parallel 3d thinning algorithm and its applications'. *Pattern Recogn. Lett.*, 28 :501–506, March 2007.
- [105] O. Weinheimer, T. Acgenbach, and C. Düber. Fully automated extraction of airways from ct scans based on self-adapting region growing. In *In Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 315–321, 2009.
- [106] R.T. Whitaker and Xinwei Xue. Variable-conductance, level-set curvature for image denoising. In *Image Processing, 2001. Proceedings. 2001 International Conference on*, volume 3, pages 142–145 vol.3, 2001.
- [107] R. Wiemker and T. Buelow. A simple centricity-based region growing algorithm for the extraction of airways. In *In Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 309–314, 2009.
- [108] O. Wink, W.J. Niessen, and M.A. Viergever. Fast delineation and visualization of vessels in 3-d angiographic images. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 19(4) :337–346, april 2000.
- [109] O. Wink, W.J. Niessen, and M.A. Viergever. Multiscale vessel tracking. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 23(1) :130–133, jan. 2004.
- [110] O. Wink, W.J. Niessen, J.J. Wever, I.A.M.J. Broeders, J.D. Blankensteijn, and M.A. Viergever. Semi-automated quantification and segmentation of abdominal aorta aneurysms from cta volumes. 1999.
- [111] Li Zhang, E.A. Hoffman, and J.M. Reinhardt. Atlas-driven lung lobe segmentation in volumetric x-ray ct images. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 25(1) :1–16, jan. 2006.
- [112] Y. Zhou and A.W. Toga. Efficient skeletonization of volumetric objects. *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on*, 5(3) :196–209, jul-sep 1999.

# Table des figures

1.1	Imbrication des différentes disciplines nécessaire à l'analyse d'images médicales . . . . .	13
1.2	Représentation schématisée des voies aériennes supérieures (VAS) <sup>4</sup> . . . . .	14
1.3	Représentation schématisée des voies aériennes inférieures (VAI) <sup>5</sup> . . . . .	14
1.4	Représentation schématisée de l'imbrication de l'arbre trachéo-bronchique (en orange) avec les deux arbres artériels (rouge) et veineux (bleu) <sup>6</sup> . . . . .	15
1.5	Dénomination des plans de coupes <sup>7</sup> . . . . .	15
1.6	Composition d'une image scanner et localisation des différentes parties de l'anatomie. . . . .	16
1.7	Classification de l'ATB par la nomenclature définie par Weibel [21]. . . . .	17
1.8	Nomenclature de Boyden du sous-arbre gauche et droit [26] . . . . .	18
1.9	Reproduction manuelle du sous-arbre droit selon la nomenclature de Boyden d'après [76] extrait de [36] 19	19
1.10	Reproduction manuelle du sous-arbre gauche selon la nomenclature de Boyden d'après [76] extrait de [36] . . . . .	20
1.11	Exemple de tumeur bronchique (carcinoïde) <sup>8</sup> . . . . .	21
1.12	Exemple de bronchectasies cylindriques (a, b) et kystiques (c). Exemple de bronchectasie cicatricielle post-tuberculeuse du lobe supérieur droit [36] . . . . .	22
1.13	Ensemble des types d'ondes couvertes par le spectre d'énergie allant de $10^{-6}$ à $10^6$ eV <sup>9</sup> . . . . .	23
1.14	Composition d'un tube RX <sup>10</sup> . . . . .	23
1.15	Interaction des photons avec les matériaux constituant l'objet traversé <sup>11</sup> . . . . .	23
1.16	Superposition d'une photo du scanner Siemens <i>Somatom Définition</i> avec le procédé tomographique <sup>12</sup> 25	25
1.17	La reconstruction d'un ensemble de projections d'images est obtenue à partir du processus acquisition. Compte tenu de l'ensemble de ces projections, le but est de déterminer les coefficients d'atténuation $\mu$ des rayons X de l'image originale, aussi précisément que possible. (a) Schématisation des projections selon un angle donné. (b) Exemple de matrice finale dont les valeurs d'atténuations individuelles $\mu$ sont combinées comme étant la somme des rayons <sup>13</sup> . . . . .	26
1.18	Échelle des unités Hounsfield <sup>14</sup> . . . . .	26
1.19	Illustration de l'effet de volume partiel : (a) objet d'origine, (b) objet échantillonné sur une grille discrète , (c) et (d) exemples de segmentations de l'objet depuis l'objet échantillonné <sup>15</sup> . . . . .	29
1.20	Illustration des vaisseaux adjacents (en blanc) à la paroi bronchique (estimée manuellement en rouge) 30	30
1.21	Schématisation des mesures uniques et multiples sur l'intervalle $[I - n, I + n]$ , avec en rouge, la coupe-R centrée sur la bronche observée et en vert, les coupes-R additionnelles pour les mesures multiples. . .	33
2.1	Chaîne de traitements pour les mesures en sections bronchique . . . . .	35

2.2	Première étape de notre chaîne de traitements : l'extraction de l'ATB . . . . .	36
2.3	La chaîne de traitements pour l'extraction de l'arbre trachéo-bronchique . . . . .	37
2.4	Exemple d'une image scanner-CT du thorax (a) et son histogramme associé (b), avec ses quatre classes principales : $C_1$ pour la lumière bronchique, $C_2$ pour le parenchyme, $C_3$ pour la paroi bronchique et les vaisseaux sanguins et $C_4$ pour les tissus de plus hautes densités et les os . . . . .	37
2.5	Exemple d'une lumière bronchique (LA) en rouge (a) et de son histogramme de densité (UH) associé (b)	38
2.6	(a) Exemple d'une image issu d'un examen scanner-CT traité par un filtre passe-bas, (b) l'histogramme associé et (c) histogramme de l'image d'origine. . . . .	39
2.7	(a) Exemple d'une image issu d'un examen scanner-CT traité par un filtre passe-haut, (b) l'histogramme associé et (c) histogramme de l'image d'origine. . . . .	39
2.8	Exemple de segmentation des poumons . . . . .	40
2.9	Exemple d'une image affectée par un artefact de durcissement de rayon pré-traité par différents filtres : (a) Image d'origine, (b) Image traitée par une gaussienne avec $\sigma=0,6$ , (c) Image traitée par un filtre par un filtre d'ouverture morphologique en niveau de gris (d) Image traitée par un filtre Sigma avec $\sigma = 10$ et $\theta=5$ . . . . .	41
2.10	Distribution du nombre de voxels en fonction de leur distance au point source : (a) représentation de l'ensemble de la distribution, (b) zoom sur la distance de départ de la fuite (entre 140 et 150). . . . .	43
2.11	Troisième étape de notre chaîne de traitements : squelettisation . . . . .	45
2.12	Exemples de squelettes (endosquelettes)[90] . . . . .	45
2.13	Illustration d'un point simple <sup>16</sup> . (a) : le point central est simple, (b) : le point central n'est pas simple : s'il est retiré, un trou est localement créé. . . . .	46
2.14	Illustration des deux limitations des méthodes de squelettisation par amincissements. (a) Résultat de la méthode sans lissage et ébarbuage. (b) Étape de lissage. (c) et (d) Étape d'ébarbuage . . . . .	47
2.15	Illustration de la squelettisation par utilisation de la distance géodésique à un point source. (a) Point d'origine $P_n$ de l'étape $n$ . (b) Propagation d'une nouvelle région bornée par une liste de points déjà visités (en rouge) et par un pas $K$ . (c) Récupération des points à distance $K$ du point $P_n$ . (d) Calcul des composantes connexes. (e) Calcul des barycentres pour chacune des composantes connexes. (f) On relie les nouveaux points $P_{n+1}^1$ et $P_{n+1}^2$ à leurs parents $P_n$ et on réitère l'opération avec les barycentres comme nouveaux points sources. . . . .	48
2.16	Illustration d'un <i>core</i> composé d'un atome central et de rayons permettant de le positionner perpendiculairement à l'axe défini par la paroi et de détecter des embranchements [35] . . . . .	49
2.17	Illustration d'un pas de l'algorithme utilisant une sphère et un volume tesselés [99]. Les points d'intersections sont désignés comme points virtuels car ils n'appartiennent pas à l'ensemble de points d'origines et ont été créés lors de cette étape. . . . .	50
2.18	Illustration du positionnement et du déplacement d'une sphère maximale. (a) Construction de l'opérateur tesselé sphérique. (b) Vue de profil de l'étape de recherche du point suivant. (c) Vue de profil de la squelettisation utilisant les sphères [16]. . . . .	50
2.19	L'angle inter-branches et la distance entre les structures tubulaires sont utilisés dans la méthode <i>Tree Reconstruction</i> , introduite par [5] . . . . .	51
2.20	Comparaison du nombre de bronches détectées par les méthodes de squelettisation de [56] (amincissement) et de [23] (propagation) avant et après ébarbuage (prune). . . . .	53

2.21	Dernière étape de notre chaîne de traitements : mesures en section bronchique. . . . .	53
2.22	Les deux étapes du dernier maillon de notre chaîne de traitements. . . . .	54
2.23	Exemple d'une coupe-R perpendiculaire au squelette (en jaune) du volume extrait (en rouge) . . . . .	55
2.24	Schématisme du calcul et du positionnement d'une coupe-R le long d'une branche d'un squelette . . . . .	55
2.25	Trois exemples d'arbres bronchiques et de mesures en section bronchique [78] : (a) cas sain (b)(c) respectivement cas léger et sévère de mucoviscidose . . . . .	56
2.26	Évolution de LA et WA sur une bronche distale [39] . . . . .	56
2.27	Répartition des niveaux de gris dans la lumière bronchique (LB) et de l'ensemble formé par la paroi bronchique et les vaisseaux sanguins adjacents (PB) . . . . .	57
2.28	Chaîne de traitements proposée pour l'extraction de la paroi bronchique. . . . .	59
2.29	Illustration de la méthode FWHM. (a) une coupe-R et positionnement des valeurs d'entrée et de sortie de la paroi sur un profile (b) <sup>17</sup> . . . . .	60
2.30	Exemple d'une image sur laquelle ont été appliqués neuf noyaux différents permettant l'extraction des points de contours par l'analyse des points d'intersections des neuf profils correspondants [27] . . . . .	61
3.1	Chaîne de traitements des données originales pour la détection et la segmentation de l'ATB avec + : pour la dilatation morphologique et +/- : une fermeture morphologique d'ordre $k$ , avec $k$ fixé par l'utilisateur. . . . .	65
3.2	Agrandissement d'une région de type $R_{lb'}$ représentant l'étiquetage de deux lumières bronchique. . . . .	66
3.3	Agrandissement d'une région de type $R_{pb'}$ représentant une dilatation d'un seuillage de région contenant la paroi bronchique et les vaisseaux sanguins. . . . .	66
3.4	Schématisme d'une configuration d'une dilatation morphologique de la paroi bronchique $R_{pb'}$ , de type fermé : (a) avant application du SRG, (b) après l'application du SRG. . . . .	67
3.5	Schématisme de deux cas d'une configuration de dilatation morphologique de la paroi bronchique $R_{pb'}$ , de type ouverte : (a) la dilatation ferme le trou dans la paroi, mais il n'existe plus de séparation entre paroi interne et externe, (b) ouverture totale. . . . .	67
3.6	Exemple de la composition du prédicat (d) issu de l'union de la région formée par (c) les vaisseaux sanguins et la paroi bronchique et (b) la lumière bronchique de l'arbre minimal des bronches proximales. . . . .	68
3.7	Agrandissement de la région résultat (d) avec en rouge les voxels appartenant au premier ATB minimal défini par $R_{lb'}$ (b) et rouge entouré de vert les voxels validés par l'équation 3.1 appartenant au prédicat (c) et dont les intensités sont comprises dans l'intervalle défini par le seuillage final. . . . .	68
3.8	Nombre des bronches identifiées par génération chez un patient asthmatique présentant de l'emphysème. Les barres grises indiquent les bronches extraites avec SRG et les barres noires indiquent les bronches extraites avec PCRG. . . . .	78
3.9	Nombre des bronches identifiées par génération chez un patient sain. Les barres grises indiquent les bronches extraites avec SRG et les barres noires indiquent les bronches extraites avec PCRG. . . . .	78
3.10	Nombre des bronches identifiées par génération chez une population de neuf patients asthmatique sans emphysème. Les barres grises indiquent les bronches extraites avec SRG et les barres noires indiquent les bronches extraites avec PCRG. (*) indique une différence significative entre groupe, pour une valeur- $p < 0.05$ (test du chi-carré). . . . .	79

4.1	Représentation de la classe $C_3$ (a) en rouge l'ensemble $PC$ résultat du seuillage de $C_3$ , (b) rappel de la répartition des intensités de l'image d'origine. . . . .	82
4.2	Exemple de modification itérative du rayon de la sphère $S_i^0$ centrée en $C_i$ jusqu'à intersection avec la paroi bronchique en un point A . . . . .	83
4.3	Illustration d'un exemple de calcul d'un vecteurs de déplacement d'une sphère $S_i^0$ à partir de trois points (A, B, D) d'intersection avec la paroi bronchique. (a) Calcul du du vecteur $\vec{C_i E}$ donnant la direction du déplacement. (b) Repositionnement du centre $C_i$ de la sphère en $C_i'$ . . . . .	84
4.4	Illustration des différentes étapes de déplacement de la sphère lors de l'étape d'initialisation. (a) la première sphère $S_i^0$ et sa sphère d'intersection $S_i^1$ sont positionnées. (b) Les points d'intersection entre la sphère $S_i^1$ et l'ensemble des points du volume $PC$ sont calculés. (c) Le barycentre des points d'intersection correspond au centre $C_{i+1}$ d'une nouvelle sphère . . . . .	84
4.5	Illustration des différentes étapes de déplacement de la sphère : (a) positionnement de la nouvelle sphère $C_{i+1}$ , (b) calcul de $E_{i+1}^{S \cap PC}$ (les points rouge se trouve dans $\epsilon_{i+1}^+$ et les points noir en $\epsilon_{i-1}^+$ ), (c) calcul du barycentre des points situés dans l'ensemble défini par $E_{i+1}^{S \cap PC} - (E_{i+1}^{S \cap PC} \cap B_i)$ . . . . .	85
4.6	Illustration de l'étape de correction du centre de la lumière. (a) Positionnement du point $C_i$ sur le carré $P_i$ et lancements des huit rayons (sondes). (b) Correction de la position de $C_i$ correspondant au barycentre ( $C_i'$ ) des points d'intersection des huit rayons avec la paroi bronchique. . . . .	86
4.7	Illustration de positionnements de demi-sphères dans l'étape d'initialisation et à une étape $i$ . (a) Positionnement d'une demi-sphère $DS_0$ dans l'étape d'initialisation ou le vecteur normal $\vec{n}$ est le vecteur normal à la première coupe de l'examen. (b) Positionnement d'une demi-sphère $DS_i$ et calcul des points d'intersection (points verts) entre la demi-sphère et les points du volume. Le point $C_{i+1}$ deviendra le départ d'une nouvelle itération. . . . .	87
4.8	Exemple de détection de bifurcation par un objet d'intersection (fonctionne aussi avec une sphère). (a) Détail de l'anatomie de l'ATB. (b) Placement d'une demi-sphère d'intersection (intersectant la paroi en cours ainsi que la plèvre). (c) Séparation des points propre à la bronche courante des points extérieurs appartenant à la plèvre en utilisant les sondes. (d) séparation des composantes connexes et calcul des barycentres (futurs points de départs pour de nouvelles itérations) pour chacune d'entre-elles. . . . .	88
4.9	Séparations des points isolés des éléments extérieurs aux bronches courantes dans le cas : (a) de sphères, (b) de demi-sphères. . . . .	89
4.10	Comparaison du nombre de bronches détectées par les méthodes de squelettisation de [56] (thinning), de [23] (propagation) et notre contribution avant et après ébarbuage (prune). . . . .	90
4.11	Illustration de la limitation de la technique de séparation des points appartenant à la bronche. (a) Les points noirs sont les points validés par les sondes et les vert sont les points rejetés. (b) Le détail des sondes vertes montre l'intersection avec le volume (points rouges). (c) La figure montre une illustration des points retenus. (d) Exemple de ce qu'aurait dû être le barycentre avec tous les points (verts et noirs). (e) Le barycentre final est décalé vers le haut ce qui va fausser le centre et le rayon moyen de la future coupole. (f) Illustration de l'étape suivante dans laquelle la coupole $C'_{i+1}$ est trop petite et ne détecte qu'une seule bifurcation sur les deux. . . . .	91
5.1	(a) Un agrandissement d'une coupe-R et (b) son histogramme associé , avec ses trois classes principales : $C_1$ pour l'air, $C_2$ pour le parenchyme et $C_3$ pour la paroi bronchique. . . . .	93

5.2	(a) Un agrandissement de la méthode IBLS et OBLS appliquées sur une image scanner et (b) un agrandissement sur le voisinage d'un point de surface de OBLs. . . . .	93
5.3	Cas d'erreur de positionnement de la coupe-R dont l'emplacement est trop près d'un embranchement	94
5.4	Premier cas de sur-segmentation . . . . .	94
5.5	Deuxième cas de sur-segmentation . . . . .	94
5.6	Comparaison d'une ligne de profil dans une image segmentée par différents opérateurs de dérivées. Les abscisses indiquent la position spatiale d'un point dans le segment défini par le profil et les ordonnées indiquent l'intensité d'un point dans le segment défini par le profil. . . . .	95
5.7	Comparaison d'une ligne de profil dans une image seuillée par différentes méthodes de seuillage automatique. Les abscisses indiquent la position spatiale d'un point dans le segment défini par le profil et les ordonnées indiquent l'intensité d'un point dans le segment défini par le profil. . . . .	96
5.8	Comparaison des différentes méthodes de détection de la paroi bronchique . . . . .	97
5.9	Illustration de la classification des types de points en fonction de leurs positions : (en vert) les points correctement estimés, (en rouge) les points mal estimés,(en bleu) les points non estimés . . . . .	97
5.10	Illustration de la ré-estimation des points en fonction de leurs positions : (en vert) les points issues de la première détection de la paroi, (en bleu) les points qui ont dû être ré-estimés . . . . .	98
5.11	Les différentes étapes de détections et de remplissage de la paroi bronchique par la méthode SOBLS .	98
5.12	Exemple d'erreurs types rencontrées lors de l'application de notre méthode de détection de la paroi bronchique : (a) Fuite dans la paroi. (b) Sur-estimation seuillage. (c) Sur-estimation diamètre. (d) Sous-estimation diamètre. . . . .	99
6.1	Chaîne de traitements pour l'extraction de la paroi bronchique permettant les mesures en section bronchique. . . . .	103
6.2	Illustration des deux fenêtres principales de Neko3D . . . . .	105
6.3	Schéma fonctionnel du logiciel Neko3D . . . . .	105
6.4	Structure de données principale. . . . .	107
6.5	Illustration de la relation des <i>Nœuds</i> et des <i>Branches</i> . . . . .	108
6.6	Classe <i>Squelette</i> . . . . .	108
6.7	Relations établies par le <i>Transcripteur</i> entre les structures de données et les différentes vues (2D ou 3D).	109
6.8	Schématisme de l'architecture générales du projet. . . . .	110
6.9	Fenêtre de dialogue type <b>Trompette</b> . La partie en haut à gauche représente la trompette en elle même. Le diamètre (maximal, minimal ou moyen) de la lumière (ou de la paroi) de chaque coupe-R est représenté par un rectangle de longueur fixe et de largeur égale à ce diamètre. Chaque changement de génération dans la bronche est signalé par un trait. La partie droite permet de visualiser les différentes mesures et la partie du bas permet de visualiser la coupe-R courante et l'histogramme de la surface de sa lumière ou de sa paroi bronchique. Les coupes-R et l'ensemble de leurs informations (image, histogrammes et mesures ) sont sélectionnables en cliquant directement sur la partie graphique (sur un des rectangles). . . . .	116
6.10	Exemple de corrélation (en jaune) de deux branches d'un même volume durant deux phases respiratoires	117
7.1	Représentation schématisée de mesures uniques en analyse intra-génération sur les trois premières générations (dans l'ordre croissant : 0=jaune, 1=vert, 2=turquoise, 3=rouge) . . . . .	120

7.2	Représentation schématisée de mesures uniques en analyse inter-génération sur les 3 premières générations (dans l'ordre croissant : 0=jaune, 1=vert, 2=turquoise, 3=rouge) . . . . .	121
7.3	Capture d'image d'une vue trompette du logiciel Neko4D, des LA sur les trois premières générations. . . . .	122
7.4	Fenêtre de dialogue pour appliquer différents filtres à la chaîne aux images d'origines. (a) L'utilisateur peut choisir parmi différents traitements ainsi que leur ordre d'exécutions. La partie gauche permet de visualiser les résultats des traitements choisis sur l'image. Le système de visualisation permet d'afficher l'image ou/et le masque (en rouge). La partie droite supérieure du dialogue permet de sélectionner les traitements et la partie droite inférieure permet de visualiser ou d'interagir sur l'ordre d'exécution des filtres. (b) Visualisation de l'histogramme de l'image de gauche. . . . .	130
7.5	(a) L'environnement 3D de Neko4D constitué du moteur de rendu 3D et d'une fenêtre de visualisation et d'exploration. (b) Dialogue permettant à l'utilisateur de régler les deux seuillages des deux sous-régions $R_{lb}$ et $R_{pb}$ composant le prédicat. . . . .	130
7.6	Différentes représentations du volume : (a) avec tous ses points, (b) uniquement les points de surfaces, (c) sous forme de maillage . . . . .	131
7.7	Différentes représentations du volume : (a) en fonction de la taille de ses composantes connexes, (b) en affectant une couleur proportionnelle à la distance au germe . . . . .	131
7.8	Modes de visualisation du squelette. . . . .	131
7.9	Fenêtre de dialogue pour appliquer différents filtres à la chaîne aux images reconstruites (coupes-R). La partie gauche contient la liste des miniatures des coupes-R de la section de bronche sélectionnée par l'utilisateur. La partie de droite permet de choisir le filtre que l'on veut appliquer à la coupe-R courante ou à l'ensemble des coupes-R de la sélection. La partie centrale permet de visualiser la coupe-R sélectionnée dans la liste de gauche. Cette partie centrale permet la visualisation des résultats des filtres mais l'étape de <i>nettoyage</i> et de <i>correction</i> manuelle par le médecin. . . . .	132
7.10	Trois types de voisinages d'un voxel . . . . .	134
7.11	Illustration du problème de suppression d'un point simple pour algorithme non séquentiel <sup>18</sup> . Un objet composé de deux parallélépipèdes "reliés" par deux points $x$ et $y$ : les points $x$ et $y$ sont tous deux simples, cependant ils ne peuvent être supprimés en parallèle sans changer la topologie. . . . .	135
7.12	Illustration d'un point $P$ -simple <sup>19</sup> . Les disques noirs représentent les points de $Y = X \setminus P$ , et les carrés noirs, les points de $P$ . (a) : Le point central est $P$ -simple, (b) : le point central $x$ n'est pas $P$ -simple, car en enlevant certains points de $P$ , on peut rendre $x$ non simple. . . . .	136

# Liste des tableaux

1.1	Synthèse des différents bruits et artefacts auxquels sont soumises les images scanners-CT . . . . .	31
2.1	Tableau de synthèse des comparaisons entre les méthodes utilisant les distances géodésiques et les méthodes basées sur l’amincissement morphologique. . . . .	52
2.2	Tableau de synthèse des comparaisons des modes opératoires entre les méthodes d’extraction de la paroi bronchique . . . . .	61
3.1	Paramètres d’acquisition des 20 cas issus de la base de données EXACT’09. Le dosage est présenté sous forme de paire comprenant la tension aux bornes du tube à rayons X (kVp) et son intensité (mAs). Le Kernel de reconstruction correspond au filtre de reconstruction utilisé par la machine. Le contraste indique si un produit contrastant injecté par voie intraveineuse a été utilisé lors de l’aquisition. Les abréviations pour les modèles de scanner sont les suivantes : Siemens Sensation (SS), Zoom Volume Siemens (SVZ), Philips Mx8000 IDT (PMI), Philips Brilliance (PB), Toshiba Aquilion (TA) et de GE LightSpeed (GEL). Enfin, * indique que l’acquisition s’est faite sur le même sujet que dans le cas précédent. . . . .	70
3.2	Tableau des différents paramètres utilisés pour chacun des vingts examens de la base de données de l’EXACT’09, par notre méthode (PCRG). $G(r, \sigma)$ correspond à une gaussienne dont r vaut 3 (taille de notre masque de convolution) et $\sigma$ correspond à largeur mi-hauteur. $\# \delta$ correspond au nombre de dilatation morphologique appliqué à la région $R_{pb'}$ . $Diff_{B_{sup}}$ correspond à la différence entre la borne maximal du seuillage dans le cas de la méthode SRG et la borne maximal du seuillage dans le cas de notre contribution. Cette différence met en évidence le gain sur l’intervalle d’intensité du seuillage de l’ATB. . . . .	71
3.3	Mesures de l’évaluation des 20 cas testés issus de la base de données de l’EXACT’09. . . . .	72
3.4	Mesures d’évaluation pour les 20 cas de la base de données de l’EXACT’09. . . . .	73
3.5	Positionnement par rapport aux critères et aux méthodes référencées par l’EXACT’09. . . . .	73
3.6	Les données anthropométriques et spirométriques avec CVF (Capacité Vitale Fonctionnelle), VRE1 (volume expiratoire forcé en 1 seconde), DEM %25-%75 (débit expiratoire forcé, phase mi-respiratoire). . . . .	74
3.7	Tableau des différents paramètres utilisés pour chacun des dix examens pour les deux méthodes (SRG et PCRG). $G(r, \sigma)$ correspond à une gaussienne dont r vaut 3 (taille de notre masque de convolution) et $\sigma$ correspond à largeur mi-hauteur. $\# \delta$ correspond au nombre de dilatation morphologique appliqué à la région $R_{pb'}$ . $Diff_{B_{sup}}$ correspond à la différence entre le $B_{sup}$ du bisseuillage de la méthode SRG et $B_{sup}$ du $R_{predicat}$ de la méthode PCRG. . . . .	75

3.8	Comparaison des taux de détection entre l'algorithme SRG et notre contribution PCRG. Les chiffres entre parenthèses correspondent au ratio entre le nombre des bronches identifiées par génération, et le nombre théorique des bronches par génération, tel que calculé dans la classification de Boyden. † correspond au pourcentage de bronches théoriques et * indique une différence significative entre les groupes et correspond à une p-value < 0.05 ( $\chi^2$ test). . . . .	76
3.9	Détails du comptage des bronches par patient, poumon et méthode puis différence des totaux de chaque méthode . . . . .	76
3.10	Concordance intra-observateur pour l'évaluation des générations bronchiques. Les données entre parenthèses correspondent au rapport entre le nombre des bronches identifiées par génération et le nombre de bronches par génération théorique (calculé d'après la classification de Boyden). . . . .	77
4.1	Tableau de synthèse des comparaisons entre les méthodes utilisant les distances géodésiques, l'amincissement et géométrique (déplacement de formes) . . . . .	89
5.1	Test de Bland et Altman pour la mesure de la paroi bronchique (WA) réalisé à partir des résultats de la méthode DacLog et de POBLS, toutes deux comparées avec une référence (segmentation manuelle)† signifie qu'aucune correction manuelle n'a été appliquée. ‡ signifie qu'une correction manuelle a été apportée . . . . .	100
5.2	Test de Bland et Altman pour la mesure de la lumière bronchique (LA) réalisé à partir des résultats de la méthode DacLog et de POBLS, toutes deux comparées avec une référence (segmentation manuelle). † signifie qu'aucune correction manuelle n'a été appliquée. ‡ signifie qu'une correction manuelle a été apportée . . . . .	100
5.3	Tableau de synthèse des comparaisons des modes opératoires entre les méthodes d'extraction de la paroi bronchique . . . . .	101
7.1	Tableau de comparaisons des longueurs min, max, moyenne et totale (totale - trachée) pour chacun des cinq ATBs extraits par les deux méthodes SRG et PCRG, squelettisés par la méthode de thinning. . . . .	119
7.2	Comparaison des mesures unique et multiple des lumières (LA) en <i>mm</i> . . . . .	119
7.3	Tableau de comparaisons des longueurs min, max, moyenne et totale (totale - trachée) en <i>mm</i> pour chacun des cinq ATBs extraits par les deux méthodes SRG et PCRG, squelettisés par la méthode d'amincissement morphologique [56]. . . . .	121
7.4	Analyses inter-génération sur les trois premières générations en <i>mm</i> . . . . .	121
7.5	Couplage d'analyses intra et inter-génération de WA/LA en pourcentage. . . . .	122
7.6	Comparaison des mesures des lumières (LA) en inspiration en <i>mm</i> <sup>2</sup> . . . . .	123
7.7	Comparaison des mesures des lumières (LA) en expiration en <i>mm</i> <sup>2</sup> . . . . .	123
7.8	Comparaison des rapports expiration/inspiration en <i>mm</i> <sup>2</sup> . . . . .	123

# List of Algorithms

- 1 PCRG . . . . . 112
- 2 Squelettisation par Amincissement directionnel . . . . . 113
- 3 Points de contours d'un accroissement de région 2D : SurfaceExtérieur . . . . . 114
- 4 Mesure de la paroi interne de la bronche : OBLS . . . . . 114
- 5 Mesure de la paroi externe de la bronche : POBLS . . . . . 115
- 6 Squelettisation par utilisation de distances géodésiques à un point source . . . . . 137