

D.E.A. Algorithmique, Robotique, Automatique, Vision, Image et Signal  
Filière Image - Vision  
Université de Nice - Sophia Antipolis  
ÉCOLE DOCTORALE  
Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication



École Doctorale STIC  
930, route des Colles, BP 145, 06903 Sophia-Antipolis Cédex, France

**RAPPORT DE STAGE DE  
DEA**

**Sujet**

**EXTRACTION AUTOMATIQUE DES STRUCTURES  
ARBORESCENTES PULMONAIRES  
CREATION SEMI-AUTOMATIQUE DES SEGMENTS  
PULMONAIRES  
SUR DES IMAGES TOMODENSITOMETRIQUES  
NORMALES**

Présenté par  
**Yves Chau**

Lieu : INRIA Sophia Antipolis  
2004 route des lucioles  
BP 93  
06902 Sophia-Antipolis

Période : d'avril à septembre 2000

Directeur : Nicholas Ayache

Encadrement : Grégoire Malandain

Responsable universitaire : Michel Barlaud



## Remerciements

Je remercie mon responsable de stage, M. Nicholas Ayache, directeur de recherche à l'INRIA, pour l'accueil qu'il m'a réservé dans son laboratoire. Je remercie M. Michel Barlaud pour m'avoir permis de m'inscrire au DEA ARAVIS.

Je remercie M. Grégoire Malandain pour son encadrement, sa précieuse aide en particulier en programmation et enfin pour ses encouragements permanents (surtout lorsqu'il a fallu passer deux matières théoriques en septembre).

Je remercie tous les membres permanents du projet pour leur constante bonne humeur.

Je remercie tous les doctorants et stagiaires de l'équipe Epidaure, en particulier David Rey et Guillaume Picinbono pour leur aide scientifique ainsi que Pascal Cachier, Oliver Tonet et Jonathan Stoeckel pour les parties de ping-pong. Je remercie tous les étudiants du DEA, en particulier Frédéric Précioso et Fabien Mourgue qui m'ont donné de multiples explications sur les points obscurs des cours théoriques.

Je remercie Luc Soler pour sa disponibilité téléphonique, pour la gentillesse et la patience avec lesquelles il a répondu à toutes les questions (et elles furent nombreuses !) concernant sa thèse.

Je remercie Janet Bertot pour sa disponibilité légendaire pour la conversion des images.

Je remercie Françoise Pezè, secrétaire du projet.

Je remercie l'Association pour la Recherche sur le Cancer qui a financé ce projet. Je remercie Corinne Lheullier, des laboratoires Nycomed pour les sources bibliographiques médicales.

Je remercie M. Bernard Padovani, chef de service du département d'imagerie médicale de l'Archet II pour m'avoir permis de faire ce travail au cours de mon internat et qui m'a fourni les images utilisées dans ce mémoire. Je remercie M. Charles Raffaelli pour son soutien permanent et pour l'amitié qu'il m'accorde.

Je remercie Aline Myx-Staccini pour son constant soutien, sa bonne humeur et pour les discussions médicales et diverses que nous avons eues tout au long de ce stage à l'INRIA.

Enfin, je remercie ma famille sans laquelle ce travail n'aurait jamais pu voir le jour, en particulier mes parents, qui m'ont toujours guidé avec Amour, mes frères, Patrick et Pierre, malheureusement trop loin, ma belle mère, Louise, toujours présente et bien entendu mon épouse, Tijania et notre fille Chloé, soutiens de tous les instants.

## Table des matières

<b>1</b>	<b>Introduction</b>	<b>7</b>
1.1	Quelques situations cliniques . . . . .	7
1.2	Pourquoi modéliser la segmentation pulmonaire? . . . . .	10
1.2.1	Analogies avec le foie . . . . .	10
1.2.2	Les problèmes posés par la modélisation de la segmentation pulmonaire . . . . .	12
1.2.3	Les solutions proposées . . . . .	12
<b>2</b>	<b>Cadre général de l'étude</b>	<b>13</b>
2.1	Présentation du cadre de travail . . . . .	13
2.1.1	L'INRIA . . . . .	13
2.1.2	Le projet Epidaure . . . . .	14
2.1.3	Les outils informatiques utilisés . . . . .	15
<b>3</b>	<b>Anatomie</b>	<b>18</b>
3.1	Description générale du système respiratoire [Den96] . . . . .	18
3.2	Anatomie macroscopique [Rou78] . . . . .	19
3.2.1	Position générale des poumons . . . . .	19
3.2.2	Configuration extérieure et rapports . . . . .	20
3.2.3	Constitution interne des poumons . . . . .	23
3.3	Anatomie microscopique [Den96] . . . . .	24
<b>4</b>	<b>Fonctions des poumons</b>	<b>26</b>
<b>5</b>	<b>Anatomie tomодensitométrique</b>	<b>28</b>
5.1	Introduction . . . . .	28
5.2	L'aspect TDM des lobes supérieurs [CGD <sup>+</sup> 90] . . . . .	28
5.2.1	Le lobe supérieur droit (figure 14) . . . . .	28
5.2.2	Le lobe supérieur gauche (figure 14) . . . . .	31
5.3	L'aspect TDM des lobes moyen et inférieurs [PND <sup>+</sup> 90] (figure 20) . . . . .	36
5.3.1	Le lobe moyen . . . . .	36
5.3.2	Les lobes inférieurs (figure 23) . . . . .	40
5.4	Les hiles pulmonaires [JRB <sup>+</sup> 90] . . . . .	47
5.4.1	Définition . . . . .	47
5.4.2	Rappels anatomiques . . . . .	47
5.4.3	Anatomie tomодensitométrique . . . . .	47
5.4.4	Conclusion . . . . .	48
<b>6</b>	<b>Etat de l'art</b>	<b>49</b>
6.1	Contexte et enjeux . . . . .	49
6.2	Généralités sur la visualisation en 3D . . . . .	49
6.3	La segmentation pulmonaire dans la littérature . . . . .	50
6.3.1	Extraction des structures arborescentes pulmonaires . . . . .	50

6.3.2	Endoscopie virtuelle . . . . .	51
6.3.3	Extraction des structures pathologiques . . . . .	52
<b>7</b>	<b>Tomodensitométrie X [DPA87a, DPA87b]</b>	<b>54</b>
7.1	Introduction . . . . .	54
7.2	Principes généraux . . . . .	54
7.2.1	Schéma général d'un appareil . . . . .	54
7.2.2	Absorption des rayons X . . . . .	54
7.2.3	Reconstruction . . . . .	55
7.2.4	Les données quantitatives obtenues . . . . .	56
7.3	Les différentes générations d'appareils . . . . .	56
7.4	Caractéristiques d'un scanographe . . . . .	60
7.5	Les facteurs de qualité de l'image . . . . .	60
7.5.1	Performances intrinsèques du système . . . . .	61
7.5.2	Les artefacts de l'image . . . . .	62
7.5.3	L'effet de volume partiel . . . . .	62
7.6	Les doses d'irradiation . . . . .	63
7.7	Paramètres modulables par le médecin pour améliorer la qualité du diagnostic radiologique . . . . .	63
7.7.1	Contraste de l'objet à examiner et épaisseur de coupe optimale . . . . .	63
7.7.2	Bruit et épaisseur d'une coupe optimale . . . . .	63
7.7.3	Le facteur dose . . . . .	64
7.7.4	Champs de reconstruction . . . . .	64
<b>8</b>	<b>Les données</b>	<b>64</b>
<b>9</b>	<b>Extraction automatique des poumons</b>	<b>65</b>
9.1	Histogramme des intensités du thorax . . . . .	65
9.2	Méthode d'ajustement des gaussiennes . . . . .	72
9.3	Application au thorax . . . . .	72
9.3.1	Détermination des seuils permettant de segmenter les poumons . . . . .	72
9.3.2	Résultat du seuillage global . . . . .	77
9.3.3	Connexité, outils de morphologie mathématique . . . . .	78
9.3.4	Correction des faux positifs . . . . .	80
9.3.5	Correction des faux négatifs . . . . .	84
9.4	Conclusion: extraction automatique des poumons . . . . .	88
<b>10</b>	<b>Extraction automatique des structures arborescentes des poumons</b>	<b>89</b>
10.1	Analyse de l'histogramme des intensités pulmonaires . . . . .	89
10.2	Application de l'ajustement des gaussiennes aux poumons . . . . .	90
10.3	Résultat du seuillage global pour l'extraction des structures arborescentes pulmonaires . . . . .	93
10.3.1	L'arbre trachéo-bronchique . . . . .	93

10.3.2 Les structures vasculaires pulmonaires . . . . .	97
<b>11 Squelettisation des structures anatomiques arborescentes pulmonaires</b>	<b>103</b>
11.1 Position du problème . . . . .	103
11.2 Méthode de squelettisation et étiquetage topologique . . . . .	103
11.3 Résultat de la squelettisation des structures arborescentes pulmonaires . .	104
11.3.1 L'arbre trachéo-bronchique . . . . .	104
11.3.2 Les vaisseaux . . . . .	106
11.4 Analyse du squelette . . . . .	109
11.4.1 Première amélioration: rendre isotrope l'image de départ . . . . .	109
11.4.2 Deuxième amélioration: technique de déroulé . . . . .	111
<b>12 Création semi-automatique des segments anatomiques pulmonaires par région d'influence</b>	<b>113</b>
12.1 Méthode de calcul des segments pulmonaires . . . . .	113
12.2 Résultats . . . . .	113
<b>13 Conclusion</b>	<b>118</b>
<b>14 Perspectives</b>	<b>118</b>

# 1 Introduction

Le but de ce travail préliminaire est de modéliser la segmentation pulmonaire en s'inspirant des travaux menés par L. Soler [Sol99] au cours de sa thèse sur la modélisation de la segmentation hépatique. Il s'agit donc d'extraire les poumons de l'image tomodynamométrique thoracique, puis d'extraire les structures arborescentes pulmonaires et enfin, à partir de celles-ci de créer les segments pulmonaires par région d'influence. Cette étude ne porte que sur des images thoraciques normales et par conséquent la segmentation des structures pathologiques ne sera pas abordée.

Ce chapitre présente quelques exemples cliniques, les raisons médicales de la modélisation de la segmentation pulmonaire (les segments pulmonaires représentent des unités morphologiques et fonctionnelles indépendantes), les analogies structurales entre les poumons et le foie (permettant de supposer que le travail effectué par l'équipe Epidaure sur le foie soit utilisable pour les poumons). Ce chapitre énonce ensuite les problèmes soulevés par cette modélisation et les solutions qui peuvent être proposées.

## 1.1 Quelques situations cliniques

Un patient âgé de 53 ans consulte pour hémoptysie<sup>1</sup> de faible abondance. Parmi ses antécédents, on trouve un tabagisme important évalué à 2 paquets par jour depuis 20 ans. L'examen clinique ne retrouve pas d'anomalie en dehors d'une asymétrie des pouls poplités. La radiographie du thorax objective une volumineuse formation tumorale du lobe supérieur droit avec un comblement de la fenêtre aorto-pulmonaire par des adénopathies<sup>2</sup>(figure 1). La tomodynamométrie (figure 2) réalisée confirme ces faits et la biopsie effectuée lors de l'endoscopie bronchique confirme le diagnostic de carcinome épidermoïde bronchique. Le problème n'est pas de faire le diagnostic mais d'évaluer la réponse thérapeutique. Pour cela il faut être capable de dire avec précision quels sont les segments pulmonaires atteints par le processus cancéreux pour pouvoir suivre dans le temps l'effet des thérapeutiques sur le cancer (régression, progression).

---

1. Emission de sang dans un effort de toux.

2. ganglions.

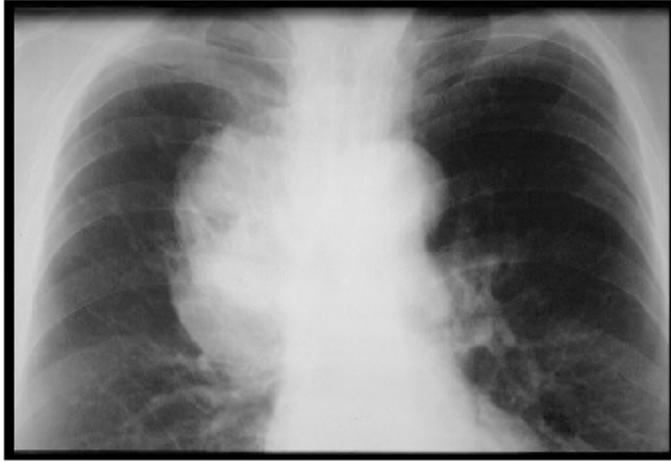


FIG. 1 – Radiographie du thorax de face montrant un processus tumoral du lobe supérieur droit et des adénopathies de la fenêtre aorto-pulmonaire.



FIG. 2 – Tomodensitométrie thoracique confirmant la tumeur du lobe supérieur droit et les adénopathies la fenêtre aorto-pulmonaire.

Une patiente âgée de 40 ans, tabagique, consulte pour une dyspnée<sup>3</sup> sévère. Les différents examens concluent à un emphysème<sup>4</sup>. La tomодensitométrie (figure 3) thoracique participe au bilan diagnostic. Dans l'optique de proposer un traitement chirurgical [FM98] à cette patiente, il est capital de déterminer les segments atteints pouvant être réséqués à partir des données tomодensitométriques.



FIG. 3 – Tomодensitométrie thoracique, emphysème.

Ces deux exemples succints illustrent la nécessité de pouvoir préciser les segments (chaque poumon est constitué de 10 segments indépendants) atteints par un processus pathologique. Actuellement, cette détermination se fait de façon visuelle et semi-quantitative. La détermination automatique des segments pourrait permettre des mesures plus fiables de ces processus.

---

3. Essoufflement.

4. Destruction du parenchyme pulmonaire modifiant ses propriétés élastiques et amputant sa surface d'échange.

## 1.2 Pourquoi modéliser la segmentation pulmonaire?

La modélisation de la segmentation pulmonaire en 3D à partir d'images tomodensitométriques peut permettre de localiser avec précision un processus pathologique et ainsi de désigner le ou les segment(s) intéressé(s) par ce processus.

Le traitement du processus pathologique peut être chirurgical et/ou médical.

Dans le cas d'un traitement chirurgical (métastases pulmonaires, tumeur primitive par exemple) la modélisation de la segmentation pulmonaire peut permettre :

- la planification qui consiste à choisir la meilleure stratégie opératoire, à choisir le ou les segments (unités anatomique et fonctionnelle) devant subir une exérèse, (principale motivation des travaux de L. Soler sur le foie [Sol99]),
- la simulation, entraînement au geste chirurgical par voie dite classique ou par voie endoscopique (introduction d'une optique dans le thorax permettant de guider un geste comme une biopsie pulmonaire) qui peut se faire sur un patient "virtuel" à partir de données pré-opératoires, ou sur un modèle (comme le "visible human man" utilisé par le simulateur de chirurgie hépatique développé par l'équipe du projet Epidaure).

Dans le cas du traitement médical (fibrose pulmonaire par exemple), la modélisation de la segmentation pulmonaire peut permettre le suivi des thérapeutiques médicamenteuses au cours du temps.

La segmentation pulmonaire peut permettre de plus une évaluation de la fonction pulmonaire par exemple dans l'emphysème pulmonaire [BSS<sup>+</sup>97, GSB<sup>+</sup>97] ou dans la mesure des volumes pulmonaires [BMGG<sup>+</sup>99]. Hoffman et al. [TKH93] développent des applications permettant de corréler les données anatomiques et fonctionnelles pulmonaires.

### 1.2.1 Analogies avec le foie

Ce travail préliminaire s'inspire des travaux menés par L. Soler [Sol99] au cours de sa thèse sur la modélisation de la segmentation 3D des structures anatomiques et pathologiques hépatiques. Ses travaux se proposaient de modéliser la segmentation hépatique pour la planification chirurgicale.

Tout comme le foie, les poumons présentent<sup>5</sup> à décrire des segments (voir figure 4), c'est-à-dire des unités anatomiques et fonctionnelles indépendantes qui réunissent des éléments de l'arbre bronchique, du parenchyme pulmonaire, accompagnés par les vaisseaux et les nerfs correspondants. Au centre du segment se trouvent les bronches et les artères pulmonaires, à la périphérie se trouvent les veines pulmonaires. Les segments pulmonaires sont séparés les uns des autres par du tissu conjonctif en continuité avec la plèvre viscérale (la plèvre est l'enveloppe du poumon, elle comporte deux feuillets, l'un collé contre le poumon : la plèvre viscérale et l'autre collé contre la paroi : la plèvre pariétale). Le tableau suivant permet de constater le parallélisme entre les structures arborescentes pulmonaires et hépatiques.

---

5. terme consacré dans les descriptions anatomiques.

STRUCTURES ARBORESCENTES	POUMONS	FOIE
Apport centripète	Artères pulmonaires	Veine porte
Drainage veineux centrifuge	Veines pulmonaires	Veines sus-hépatiques
Artères nourricières	Artères bronchiques	Artère hépatique
Autre structure arborescente	Arbre trachéo-bronchique	Arbre biliaire

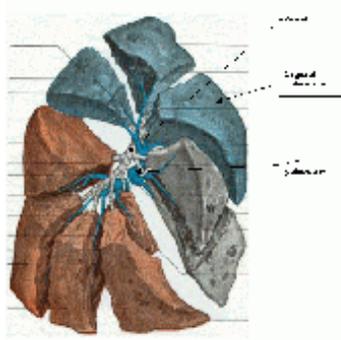


FIG. 4 – Les dix segments pulmonaires droits d'après Rouvière [Rou78]. Les légendes seront explicitées dans le chapitre relatif à l'anatomie (chap 3)

### 1.2.2 Les problèmes posés par la modélisation de la segmentation pulmonaire

La segmentation pulmonaire pose plusieurs problèmes :

- Il faut extraire des images scanographiques les poumons, puis les structures vasculaires et bronchiques des poumons.
- Il faut ensuite construire les segments pulmonaires : tout d'abord en délimitant de façon la plus précise possible les segments pulmonaires en suivant les bronches et les artères pulmonaires. Ensuite, il faut réaliser de façon automatique l'étiquetage des branches artérielles pulmonaires.

### 1.2.3 Les solutions proposées

Ce travail se propose de reprendre les méthodes utilisées par L. Soler [Sol99] dans sa thèse à savoir :

- l'utilisation d'une méthode de segmentation par seuillage des structures internes des poumons (vaisseaux et bronches).
- une analyse des caractéristiques topologiques et géométriques des structures arborescentes pulmonaires, permet d'améliorer le résultat du seuillage initial.
- un étiquetage automatique des différentes structures anatomiques pulmonaires permet de définir les segments pulmonaires.

Après un chapitre présentant l'INRIA, un chapitre de rappels anatomiques montrera que l'organisation en segments des poumons repose sur les divisions de l'arbre trachéo-bronchique et des artères pulmonaires. Le chapitre suivant fera un état de l'art sur le sujet. Puis nous verrons comment, à partir de l'analyse de l'histogramme des intensités, il est possible d'extraire les poumons de plus faible densité, de l'image tomodensitométrique thoracique. Ensuite, nous montrerons que les vaisseaux et l'arbre trachéo-bronchique peuvent être segmentés dans l'image des poumons en analysant l'histogramme des intensités des poumons. Enfin, nous verrons qu'il est possible à partir du squelette de l'arbre trachéo-bronchique de créer les différents segments pulmonaires par région d'influence.

## 2 Cadre général de l'étude

### 2.1 Présentation du cadre de travail

#### 2.1.1 L'INRIA

L'Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique (INRIA) est un organisme relativement récent, même si l'on considère ses débuts sous un autre nom, l'IRIA. En effet, c'est en 1967 qu'est né l'Institut de Recherche en Informatique et en Automatique (IRIA) dans le cadre du Plan Calcul. Ce terme regroupe un ensemble de mesures qui furent décidées par le gouvernement en 1966, en vue de favoriser le développement de l'informatique. A cette époque, ces mesures avaient été inspirées par des scientifiques et des économistes qui avaient pressenti que l'informatique allait très vite avoir une influence décisive dans tous les domaines d'activité humaine. Après une première phase de 1967 à 1972, l'IRIA a très nettement évolué, tant du point de vue de ses statuts que du point de vue de ses objectifs scientifiques. Finalement, en 1975 naissait l'Institut de Recherche en Informatique et Systèmes Aléatoires (IRISA), qui est aujourd'hui une branche de l'INRIA, également rattachée au CNRS (Centre National de la Recherche Scientifique). Puis à la fin de l'année 1979, l'IRIA devient l'INRIA, établissement public à caractère administratif sous la tutelle du ministre de l'industrie. Depuis 1980, l'INRIA n'a cessé de se développer. Ainsi, différentes unités de recherche (Rennes, Sophia-Antipolis, Lorraine, Rhône-Alpes), autres que celle de Rocquencourt, située en Ile-de-France, et où se trouve le siège de l'INRIA, voient le jour. En 1985, l'INRIA devient établissement public à caractère scientifique et technologique (EPST), placé sous la double tutelle du ministère chargé de la recherche et du ministère chargé de l'industrie. L'INRIA se voit alors pourvu des principales missions suivantes :

- entreprendre des recherches fondamentales et appliquées ;
- réaliser des systèmes expérimentaux ;
- organiser des échanges scientifiques internationaux ;
- assurer le transfert et la diffusion des connaissances et du savoir-faire ;
- contribuer à la valorisation des résultats des recherches ;
- contribuer, notamment par la formation, à des programmes de coopération pour le développement ;
- effectuer des expertises scientifiques ;
- contribuer à la normalisation.

Aujourd'hui, l'INRIA est un organisme important, tant du point de vue scientifique que du point de vue de sa taille. Du point de vue scientifique, ses activités de recherche se décomposent en 84 projets et avant-projets, répartis en quatre thèmes de recherche :

- Thème 1 : Réseaux et systèmes
- Thème 2 : Génie logiciel et calcul symbolique
- Thème 3 : Interaction homme-machine, images, données, connaissances
- Thème 4 : Simulation et optimisation de systèmes complexes.

Ainsi, l'INRIA recouvre la plupart des problèmes fondamentaux liés à l'informatique. Du point de vue de son effectif, 2100 personnes travaillent à l'INRIA en 1997, dont 1700 scientifiques. Parmi ces 2100 employés, l'INRIA compte :

- 715 postes permanents (directeurs et chargés de recherche)
- 550 doctorants
- 200 chercheurs d'autres organismes
- 40 post-doc
- 70 ingénieurs-experts
- 100 stagiaires
- 650 visiteurs étrangers
- 200 collaborateurs extérieurs universitaires ou industriels.

L'INRIA c'est aussi :

- 5 unités de recherche réparties sur toute la France
- un budget de 49,5MF (hors taxes) en 1997
- 300 contrats actifs
- 20 sociétés de technologie.

L'INRIA est un pôle important pour la recherche en informatique, à la fois par ses multiples relations industrielles et par ses nombreuses collaborations internationales (Biomed, Telematics, ...), ou encore par sa place au sein du consortium World Wide Web (W3C) qu'il pilote pour l'Europe, avec le MIT pour l'Amérique, et l'université de Keio (Japon) pour l'Asie.

Parmi les cinq centres de recherche, celui de Sophia-Antipolis, créé en 1982, est le deuxième au point de vue de son personnel après Rocquencourt. Il y a à Sophia-Antipolis 467 employés, dont 245 chercheurs, 93 doctorants, et 73 ingénieurs, techniciens, et administratifs. Le projet Epidaure dans lequel se déroule le stage se trouve dans ce centre de Sophia-Antipolis.

### 2.1.2 Le projet Epidaure

Le projet Epidaure vient s'inscrire dans le thème 3 de recherche de l'INRIA. Ce thème s'intitule "Interaction homme-machine, images, données, connaissances". Les travaux dans ce domaine tendent à améliorer l'interaction entre l'homme et la machine. Ce thème regroupe donc des recherches en psychologie cognitive, en ergonomie, et en intelligence artificielle. D'autre part, il contient des études en modélisation d'objets tridimensionnels et en reconnaissance de scènes, ainsi qu'en synthèse d'images, ou encore de compression d'images. La géométrie et les statistiques sont à la base de ces travaux.

Ce thème se scinde en plusieurs orientations différentes, dont l'une d'elles s'intitule (thème 3B) : "Vision, analyse et synthèse d'images" dans lequel on peut classer le projet Epidaure, qui de manière plus précise, est spécialisé dans le traitement des images 3D, l'imagerie et la robotique médicale. Le projet se compose d'une trentaine de personnes. Parmi eux, quatre chercheurs permanents, deux ingénieurs, sept doctorants, six stagiaires,

et de nombreux consultants extérieurs, soit du milieu médical (radiologues, anatomistes, etc.), soit du milieu de l'imagerie médicale.

L'objectif du projet est de concevoir et réaliser des outils généraux permettant l'analyse automatique des images volumiques (scanner, IRM, échographie, médecine nucléaire, etc.). Ces images ont la particularité d'être représentées par une matrice tridimensionnelle de voxels, qui décrit les propriétés physiques ou physiologiques de chaque point d'un volume. Les axes de recherche du projet peuvent se décomposer en : extraction de paramètres quantitatifs utiles au diagnostic (forme, texture, mouvement), recalage spatial d'images acquises à des instants différents, fusion d'images multimodales, géométrie différentielle multidimensionnelle, analyse des mouvements déformables, construction et utilisation d'atlas anatomiques, analyse morphométrique et fonctionnelle de structures anatomiques, construction de patients virtuels et simulation d'opérations chirurgicales, réalité virtuelle et augmentée en médecine, localisation spatiale de patients et d'outils chirurgicaux, couplage de l'imagerie médicale avec la robotique, et enfin, étude de l'intégration logicielle et matérielle des solutions trouvées.

Le projet, comme l'ensemble de l'INRIA, entretient un grand nombre de relations internationales et industrielles. Ainsi, les principales relations industrielles sont : General Electric Medical Systems, Focus-Imaging, Noesis, Sanofi, Nycomed, Dosigray, Philips, Siemens, etc. Les principales relations internationales sont avec les hôpitaux et les universités de Baltimore, Boston, Louvain, Liverpool, Londres, Oxford, Stanford, Zurich, le MIT, l'Université du Kent à Canterbury, etc. Le projet Epidaure fait également partie d'un certain nombre de projets européens, dont notamment Biomorph, Qamric, et Roboscope. Par sa nature, Epidaure a également de fortes relations avec des hôpitaux français, et entre autres la Pitié Salpêtrière à Paris, et les hôpitaux de Nice.

### 2.1.3 Les outils informatiques utilisés

Chaque chercheur, doctorant ou stagiaire a une station de travail. Pour ma part, j'ai travaillé sur un PC (Pentium III, 256 MB de RAM, 500 MHz). La description des autres machines utilisées dans le projet sont décrites sur le site :

<http://www-sop.inria.fr/semir/systeme/DR.I/parc/collecte.php3>

Le projet Epidaure a développé une bibliothèque de fonctions en langage C, regroupant un grand nombre de procédures de gestions d'images (lecture, écriture, etc.), d'outils mathématiques scalaires ou vectoriels (filtres divers pour les images, recherche des valeurs propres d'une matrice, etc.), et d'outils "système" (lecture, écriture de fichiers, etc.). Cette bibliothèque a pour but d'aider à l'unification de la programmation des différents membres du projet, mais aussi de faciliter et d'alléger un peu la programmation de nouveaux outils. Ainsi, le langage le plus propice à utiliser dans le projet est le C, ou le C++. Pour l'instant, la plupart des programmes du projet sont réalisés en C, et la tendance actuelle est de commencer à écrire du code C++. Pour rester en harmonie avec le reste du projet, et profiter pleinement des outils développés auparavant, les programmes ont donc été développés en C.

La visualisation des images médicales est évidemment indispensable, tant pour vérifier

et en quelque sorte valider visuellement les résultats que pour comprendre les bases du problème à résoudre, qui restent toujours très liées aux images. Pour les visualiser, Epidaure utilise plusieurs outils. Tout d'abord, un logiciel du domaine public, développé par un des membres du projet, et qui permet de regarder les 3 projections (en x, y, et z) de l'image volumique, ainsi que de se déplacer dans l'image et de comparer 2 images. Ce programme est disponible sur internet à l'adresse :

<http://www.inria.fr/epidaure/personnel/Karl.Krissian/InrView/InrView.html>.

Un autre logiciel, zviewer, a été aussi utilisé pour visualiser les 3 projections de l'image volumique (développé par Hervé Delingette et Johan Montagnat). Il existe également des outils de visualisation en 3D, tel que YAV++ (utilisé dans ce mémoire) AVS, ou un visualiseur VRML. Grâce à ces différents outils, nous pouvons donc visualiser et comparer nos résultats. Les figures 5 et 6 fournissent des exemples des visualisations permises par ces logiciels.

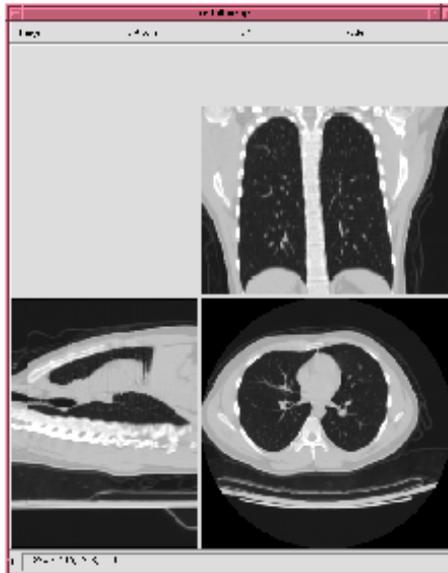


FIG. 5 – Visualisation d'une image scannographique avec *iv*.



FIG. 6 – Visualisation d'une image scannographique avec zviewer.

### 3 Anatomie

Ce chapitre concerne la description des différentes structures anatomiques pulmonaires. Dans un premier temps, une description générale du système respiratoire sera faite, puis les aspects macroscopiques et microscopiques seront abordés, ensuite les fonctions des poumons seront précisées et enfin la description de l'anatomie tomodensitométrique sera effectuée permettant au lecteur de mieux comprendre les différentes images illustrant ce mémoire.

#### 3.1 Description générale du système respiratoire [Den96]

Le système respiratoire est l'ensemble des organes qui assurent l'apport d'oxygène et l'élimination du gaz carbonique. On lui distingue une partie conductrice et une partie purement respiratoire, les alvéoles pulmonaires. La partie conductrice est une succession de tubes qui relient les alvéoles au milieu extérieur. Elle est subdivisée en voies aériennes supérieures et profondes ; les voies aériennes profondes sont extra- ou intrapulmonaires. Les voies aériennes supérieures (figure 7) comprennent les fosses nasales (1), le pharynx subdivisé en nasopharynx (2), oropharynx (3) et laryngopharynx (4), et enfin le larynx (5). Les voies aériennes profondes extrapulmonaires comportent la trachée (6) et les deux bronches souches (7). Celles-ci pénètrent dans les poumons au niveau du hile. Les voies profondes intrapulmonaires se divisent dans le poumon bronches lobaires. A leur tour, celles-ci se ramifient en 10 bronches segmentaires. Les bronches segmentaires se subdivisent ensuite en bronches de plus en plus petites qui ne sont pas représentées dans la figure 7 et qui se terminent par des bronchioles.

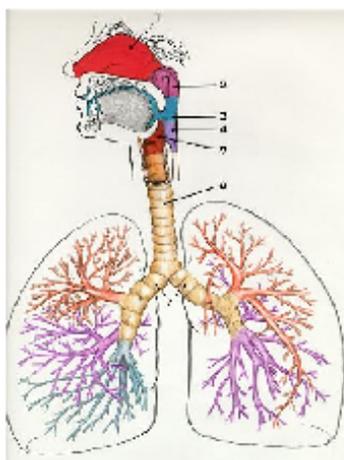


FIG. 7 – Représentation schématique des voies aériennes, légendes dans le texte.

La figure 8 montre les mêmes structures sur une radiographie de face du thorax.

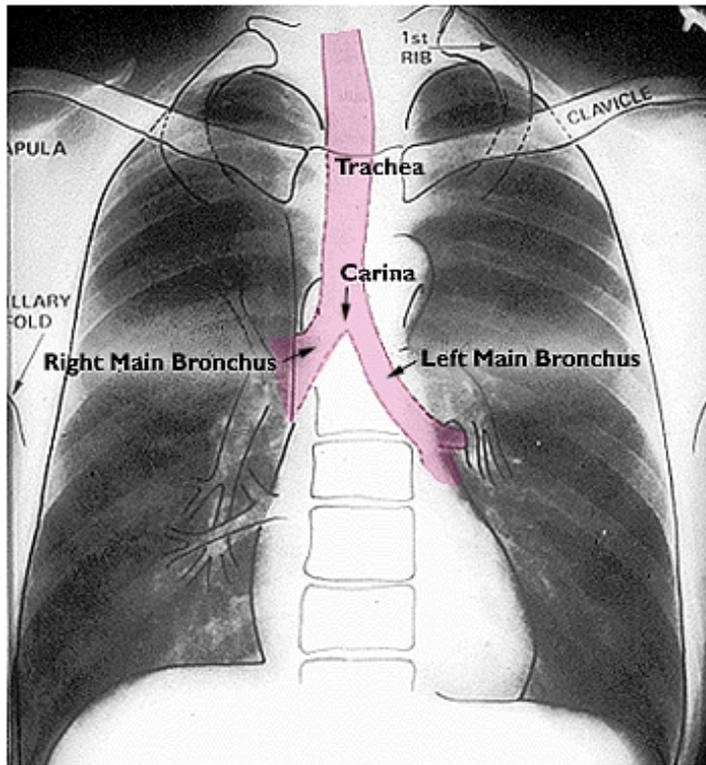


FIG. 8 – Radiographie de face du thorax. 1st rib : première côte, clavicle : clavicule, trachea : trachée, carina : carène, left main bronchus : bronche souche gauche, right main bronchus : bronche souche droite.

## 3.2 Anatomie macroscopique [Rou78]

### 3.2.1 Position générale des poumons

Les poumons se situent dans le thorax. Ils sont au nombre de deux, un droit et un gauche. Ils sont séparés l'un de l'autre par le médiastin qui est la région limitée latéralement par les poumons et leur enveloppe pleurale, en avant par le sternum et en arrière par la colonne vertébrale. Leur volume est très variable, dépendant de la capacité de la cage thoracique et de l'état inspiratoire ou expiratoire du sujet. Le poumon droit est toujours

plus volumineux que le gauche. Le droit pèse environ 700 grammes et le gauche 600. La surface extérieure du poumon est brillante et lisse, car il est recouvert par le feuillet viscéral de la plèvre qui est la séreuse qui enveloppe le poumon. Sa couleur est bleuâtre chez l'adulte et avec l'âge, il se forme à sa surface des dépôts disposés en forme de ligne, dessinant les limites des lobules pulmonaires superficiels. Le poumon est mou et se laisse déprimer par une faible pression. Mais le poumon est fait d'un tissu qui est très élastique, et de ce fait, après distension, il a tendance à revenir sur lui-même.

### 3.2.2 Configuration extérieure et rapports

Chaque poumon présente à décrire schématiquement une face externe convexe, une face interne plane et une face inférieure ou base, un sommet et trois bords : un antérieur, un postérieur et un inférieur. Le poumon est entouré de la plèvre, et par son intermédiaire, le poumon présente des rapports avec la paroi thoracique et les organes du médiastin.

- La face externe ou costale.

Elle se moule sur la paroi latérale du thorax et est déprimée par les empreintes des côtes. En arrière, elle est en rapport avec le rachis.

- La face interne ou médiastinale.

Elle reçoit le pédicule pulmonaire au niveau de son hile. En avant et en dessous du hile, la face interne du poumon est excavée, cette excavation ou fosse cardiaque est plus accentuée à gauche. En haut et en avant, du hile, il existe une dépression qui répond à droite à la veine cave supérieure et à gauche à la crosse de l'aorte. au-dessus du hile, il existe une empreinte, qui correspond à droite aux vaisseaux brachio-céphaliques et à gauche à la crosse de l'aorte. En arrière du hile, il existe une dépression créée à droite par la veine azygos et à gauche par l'aorte descendante.

- Le sommet.

Il fait saillie au-dessus de l'orifice supérieur du thorax. Sa face interne répond aux différentes structures veineuses, artérielles et nerveuses allant ou provenant des membres supérieurs et de la région cervico-céphalique.

- Les lobes pulmonaires et les scissures interlobaires.

Les poumons sont découpés en plusieurs parties ou lobes par des scissures bien visibles sur la face externe et s'enfonçant vers le hile, l'atteignant ou s'arrêtant à distance.

Le poumon droit [TLGSa] est divisé en trois lobes par deux scissures. La grande scissure est oblique en bas et en avant, la petite scissure est horizontale et s'étend de la partie

moyenne de la grande scissure au bord antérieur du poumon. Le lobe supérieur correspond à la partie antéro-supérieure du poumon et comporte une face interne médiastinale, une face externe costale et une face inférieure scissurale qui répond en arrière au lobe inférieur via la grande scissure et en avant au lobe moyen via la petite scissure. Le lobe moyen constitue la partie inféro-antérieure du poumon. Il est constitué par une face interne ou médiastinale, une face externe ou costale, une face supérieure en rapport avec le lobe supérieur et une face inférieure en rapport avec le lobe inférieur en arrière et le diaphragme en avant. Le lobe inférieur représente la partie inférieure du poumon droit, il a une face médiastinale, une face diaphragmatique, une cardiaque, une costale et une scissurale répondant en haut au lobe supérieur et en bas et en avant au lobe moyen. La figure 9 représente les différents segments pulmonaires du côté droit.

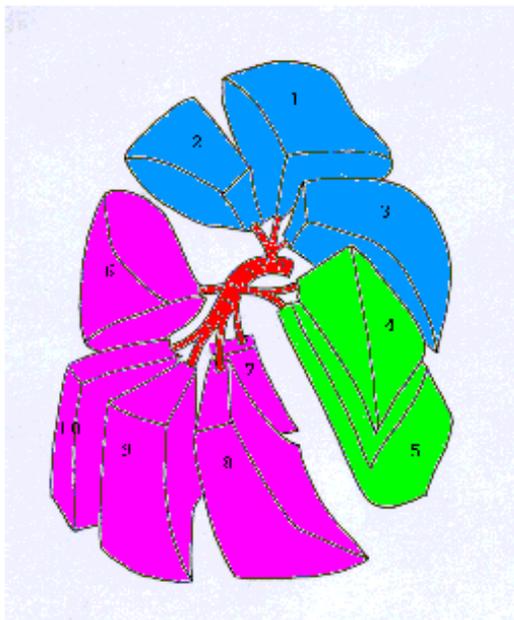


FIG. 9 – Les différents segments pulmonaires droits.

Le poumon gauche [TLGSb] est divisé en deux lobes, le lobe supérieur et le lobe inférieur par une scissure qui croise sa face externe de dehors en dedans, de haut en bas et d'arrière en avant. Le lobe supérieur gauche a une face médiastinale, une face externe et une face inférieure répondant dans sa plus grande partie postérieure au lobe inférieur et dans sa partie antérieure au diaphragme. Le lobe inférieur gauche présente le même aspect que le droit. La figure 10 représente les différents segments pulmonaires du côté gauche.

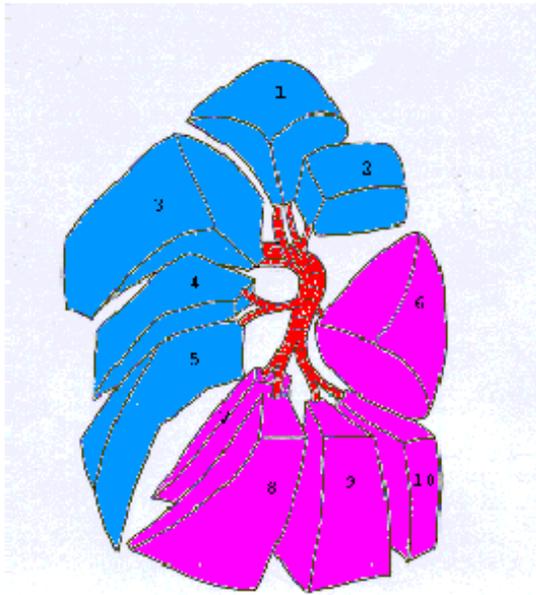


FIG. 10 – Les différents segments pulmonaires gauches.

Le nombre des scissures est variable. Il peut exister des lobes supplémentaires : les plus fréquents sont les lobes paracardiaques et le lobe accessoire de l'azygos.

Le tableau suivant donne les noms des différents segments pulmonaires.

POUMON DROIT	POUMON GAUCHE
<p><b>LOBE SUPÉRIEUR</b></p> <p>1: segment apical 2: segment dorsal 3: segment ventral</p> <p><b>LOBE MOYEN</b></p> <p>4: segment latéral 5: segment interne</p> <p><b>LOBE INFÉRIEUR</b></p> <p>6: segment supérieur ou Fowler</p> <p>Pyramide basale:</p> <p>7: segment paracardiaque 8: segment ventral 9: segment latéral 10: segment postérieur</p>	<p><b>LOBE SUPÉRIEUR</b></p> <p>Culmen 1+2: segment apico-dorsal 3: segment ventral</p> <p>Lingula 4: segment latéral 5: segment interne</p> <p><b>LOBE INFÉRIEUR</b></p> <p>6: segment supérieur ou Fowler</p> <p>Pyramide basale:</p> <p>7+8: segment antero-medio-basal 9: segment latéral 10: segment postérieur</p>

### 3.2.3 Constitution interne des poumons

Ils sont constitués par la partie intrapulmonaire de l'arbre bronchique, par les vaisseaux (les artères pulmonaires et bronchiques, les veines pulmonaires et les lymphatiques) et par les nerfs. Il existe un tissu de soutien conjonctivo-élastique qui comble les espaces entre ces différents éléments. Les différentes descriptions macroscopiques de ces structures seront abordées dans le paragraphe consacré à l'anatomie tomodynamométrique pulmonaire (voir section 5).

### 3.3 Anatomie microscopique [Den96]

Tout comme la trachée, l'arbre bronchique est composé d'une tunique externe et d'une tunique interne, la muqueuse. La tunique externe est fibro-chondro-musculaire. Les plaques cartilagineuses diminuent en nombre à mesure que le diamètre des ramifications bronchiques diminue. Elles sont absentes pour les bronches de 1 mm de diamètre. La muqueuse s'amincit de la même façon, elle est au début ciliée faisant place ensuite à un épithélium alvéolaire pour les échanges gazeux. Comme cela a été dit précédemment, les bronches souches pénètrent dans les poumons au niveau du hile. Les voies profondes intrapulmonaires se divisent dans le poumon en bronches lobaires. A leur tour, celles-ci se ramifient en 10 bronches segmentaires. Les bronches segmentaires se subdivisent ensuite en bronches de plus en plus petites qui se terminent par des bronchioles. La dernière bronchiole purement conductrice s'appelle bronchiole terminale. Elle est accompagnée d'une artériole pulmonaire et donne naissance à plusieurs bronchioles respiratoires. Sa paroi est interrompue par l'évagination des alvéoles. Chaque bronchiole respiratoire se subdivise en une dizaine de canaux alvéolaires. Le canal alvéolaire se termine en cul-de-sac. Son extrémité est dessinée par une ligne pointillée qui relie les derniers bourrelets d'insertion alvéolaire.

Le lobule pulmonaire (fig. 11) peut être considéré comme l'unité morphologique du poumon. Il a la forme d'une pyramide tronquée dont le sommet est orienté vers le hile pulmonaire et dont la base est appliquée contre la plèvre. Il est entièrement délimité par des septa conjonctifs riches en fibres élastiques. Il comprend une à trois bronchioles terminales (voir fig. 12) et leurs ramifications. Sa taille est donc variable. Dans ce lobule, on a représenté la subdivision d'une bronchiole terminale en trois générations de bronchioles respiratoires comme elle se fait dans l'espèce humaine. L'artère pulmonaire est en bleu parce qu'elle amène le sang désoxygéné; elle suit le trajet des bronches jusqu'aux canaux alvéolaires et se capillarise dans les septa interalvéolaires. Le sang oxygéné, représenté en rouge, est repris par les veinules pulmonaires qui se rassemblent dans les cloisons conjonctives.

A côté de cette subdivision, basée sur la distribution du tissu conjonctif, on a imaginé d'autres subdivisions. On appelle acinus pulmonaire le territoire d'une seule bronchiole terminale; sa partie périphérique est parfois isolée par des septa incomplets. On appelle lobule primaire le territoire d'une bronchiole respiratoire.

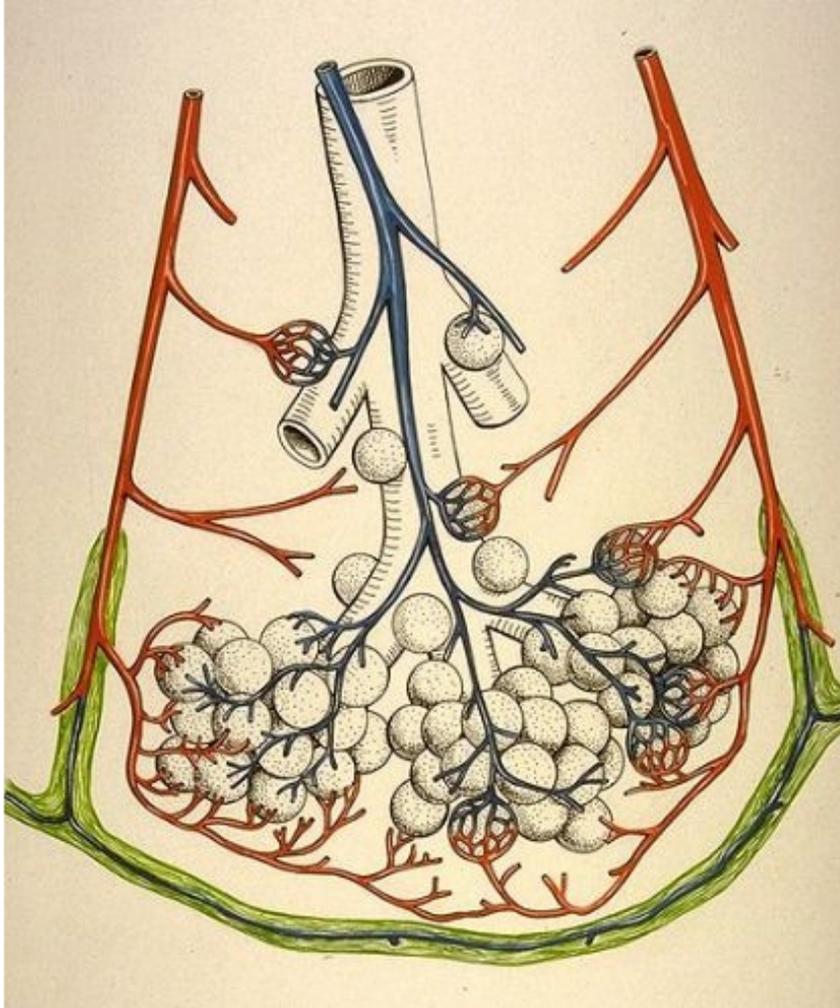


FIG. 11 - *Représentation schématique d'un lobule pulmonaire.*

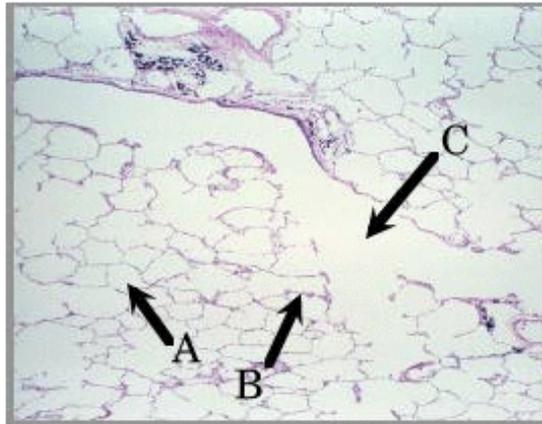


FIG. 12 – Section d'un poumon normal. Les alvéoles sont représentées par les flèches A, les septa alvéolaires par les flèches B et la bronchiole terminale par la flèche C.

## 4 Fonctions des poumons

La respiration cellulaire est l'utilisation par la cellule de l'oxygène contenu dans le milieu extra-cellulaire. L'oxygène est le comburant, le combustible étant le glucose. C'est une réaction qui produit de l'eau, du dioxyde de carbone et de l'énergie qui est employé par la cellule. Ce processus est intra-mitochondrial (la mitochondrie est un petit organite intracellulaire qui possède les enzymes nécessaires à la réalisation de cette réaction), nécessaire à la vie cellulaire. Chez les êtres uni ou pauci-cellulaires, la respiration se résume à ce simple processus. Pour les organismes plus complexes, il existe un appareil spécialisé dans la captation de l'oxygène et le rejet de dioxyde de carbone : c'est l'appareil respiratoire. Il possède deux fonctions. Tout d'abord, c'est une pompe : aspirante, pour la prise d'air riche en oxygène ; foulante, pour le rejet de dioxyde de carbone. Ensuite, c'est un échangeur gazeux, au niveau des alvéoles, petits sacs dont la paroi est très fine, l'oxygène de l'air passe dans le sang capillaire et le dioxyde de carbone passe du sang vers la lumière alvéolaire.

Les poumons réalisent également des fonctions non respiratoires. Ainsi, ils produisent une enzyme, l'enzyme de conversion pulmonaire qui transforme l'angiotensine I hépatique en angiotensine II qui est une enzyme vaso-pressive. Ils participent à l'équilibre acido-basique du sang en éliminant le dioxyde de carbone, favorisant ainsi l'association du bicarbonate et d'un proton qui produit de l'eau et du dioxyde de carbone, cette réaction est catalysée par l'anhydrase carbonique (figure 13).

## Anhydrase carbonique

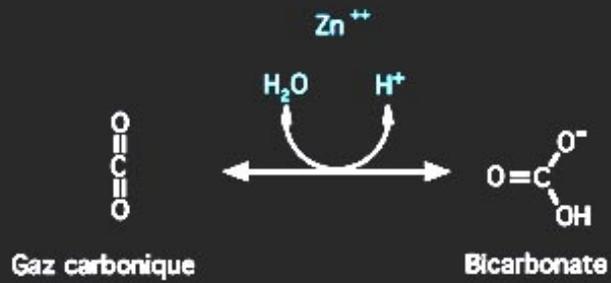


FIG. 13 – Réaction catalysée par l'anhydrase carbonique

## 5 Anatomie tomодensitométrique

### 5.1 Introduction

La connaissance de l'anatomie tomодensitométrique des hiles pulmonaires et de la segmentation bronchovasculaire est fondamentale pour l'interprétation fiable d'un scanner thoracique. En effet, la distinction entre une structure vasculaire normalement présente et un nodule ou un ganglion inter-segmentaire nécessite une parfaite connaissance de l'anatomie et de ses variations qui peuvent être sources d'erreurs. Cette systématisation devra être décrite le plus souvent jusqu'au niveau accessible à l'endoscopiste c'est-à-dire jusqu'au niveau sous-segmentaire.

L'injection intraveineuse de produit de contraste iodé n'est le plus souvent d'aucune aide pour l'identification des structures vasculaires au niveau segmentaire. De plus le faible calibre des structures vasculaires segmentaires et l'existence d'effets de volume partiel rendent leur réhaussement aléatoire.

Les éléments vasculaires et bronchiques sont des structures tubulées qui diminuent de taille par divisions le plus souvent dichotomiques. Ils apparaissent tubulaires, ovalaires ou ronds en fonction de leur orientation par rapport au plan de coupe. Les structures vasculaires artérielles et veineuses apparaissent comme des opacités dont l'identification repose sur la connaissance de leur rapport anatomique avec les éléments bronchiques. Ceux-ci apparaissent comme des clartés cernés d'un fin liseré dense correspondant à leur paroi.

Nous allons voir successivement l'aspect tomодensitométrique des lobes supérieurs, des lobes moyens et inférieurs, chaque fois, les bronches, puis les artères puis les veines de ces lobes seront décrites ainsi que les variations anatomiques. Enfin nous préciserons certains aspects des hiles pulmonaires. Les coupes tomодensitométriques illustrant ce chapitre sont empruntées au site "<http://www.ohsu.edu/clinweb/A4/A4.html>".

Remarque: selon les conventions anatomiques, les coupes tomодensitométriques sont orientées de telle façon que la droite est à gauche et que la gauche est à droite (vue inférieure de la coupe).

### 5.2 L'aspect TDM des lobes supérieurs [CGD<sup>+</sup>90]

#### 5.2.1 Le lobe supérieur droit (figure 14)

- Les bronches

La bronche lobaire supérieure droite se sépare de la bronche souche droite avant son entrée dans le hile pulmonaire. Elle donne trois bronches segmentaires: B1, B2 et B3 (figure 15) soit par bifurcation (B3 et B1+3), soit par trifurcation.

- Les artères

La vascularisation artérielle pulmonaire est double provenant de l'artère médiastinale

antérieure et de l'artère ascendante. Les artères segmentaires et sous-segmentaires suivent leur bronche respective sur leur versant interne. A1 naît toujours de l'artère médiastinale antérieure, A2 a dans 60 % des cas pour seule origine l'artère médiastinale antérieure. A3 provient à la fois de l'artère médiastinale antérieure et l'artère ascendante.

– Les veines

Les veines du lobe supérieur droit se réunissent pour former la racine supérieure de la veine pulmonaire supérieure droite. Contrairement aux artères pulmonaires, les veines pulmonaires ont un trajet à distance des bronches et se trouvent en position inter-segmentaire. Ainsi, V1b sépare les segments S1 et S2, V3c les segments S2 et S3, V3t les segments S3 et S6 (en cas de grande scissure incomplète), V2b sépare le segment S2 en cas de petite scissure incomplète.

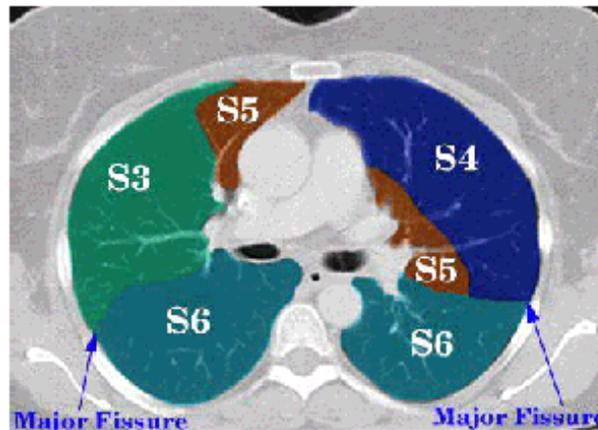


FIG. 14 – Coupe tomodensitométrique passant par la partie inférieure des lobes supérieurs. Major fissure : grande scissure.

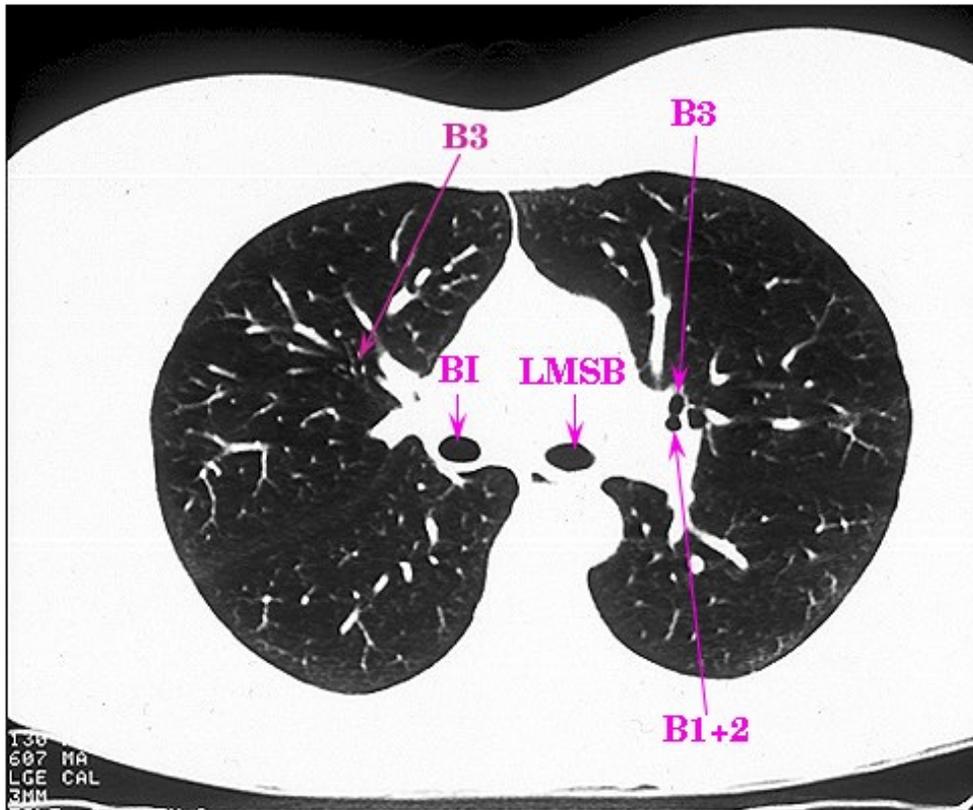


FIG. 15 – Coupe tomodensitométrique passant par les lobes supérieurs. BI : bronche intermédiaire, LMSB : bronche souche gauche.

### 5.2.2 Le lobe supérieur gauche (figure 14)

Le lobe supérieur gauche est superposable au droit en sachant que le culmen correspond au lobe supérieur droit et que la lingula correspond au lobe moyen.

#### – Les bronches

La bronche lobaire gauche se divise en une bronche culminale et en une bronche linguale. La bronche culminale se divise en B1+3 et B2 (figures 16 et 17), la linguale donne B4 (figure 18) et B5 (figure 19).

#### – Les artères

L'artère pulmonaire gauche décrit une crosse en passant au-dessus et en arrière de la bronche souche gauche. Elle donne naissance à A1+3 et A2 qui se placent en avant et au-dessus de leur bronche respective. L'artère linguale naît de la face médiastinale de l'artère pulmonaire gauche et se divise en A4 et A5 qui se trouvent à la face supéro-externe de B4 et B5.

#### – Les veines

La veine pulmonaire supérieure gauche est la confluence de sa racine supérieure, formée de V1, V2 et V3, et de sa racine inférieure formée de V4 et de V5.

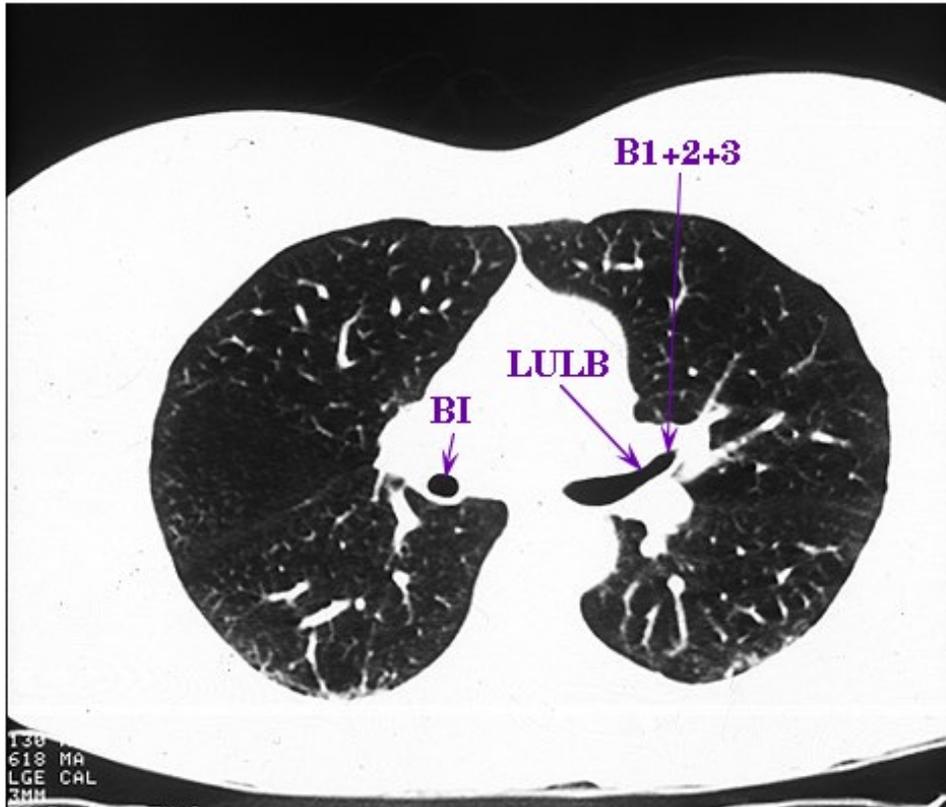


FIG. 16 - Coupe tomodensitométrique passant par les lobes supérieurs, montrant à gauche la bronche culminale (B1+2+3) et la bronche lobaire supérieure (LULB). BI: bronche intermédiaire.

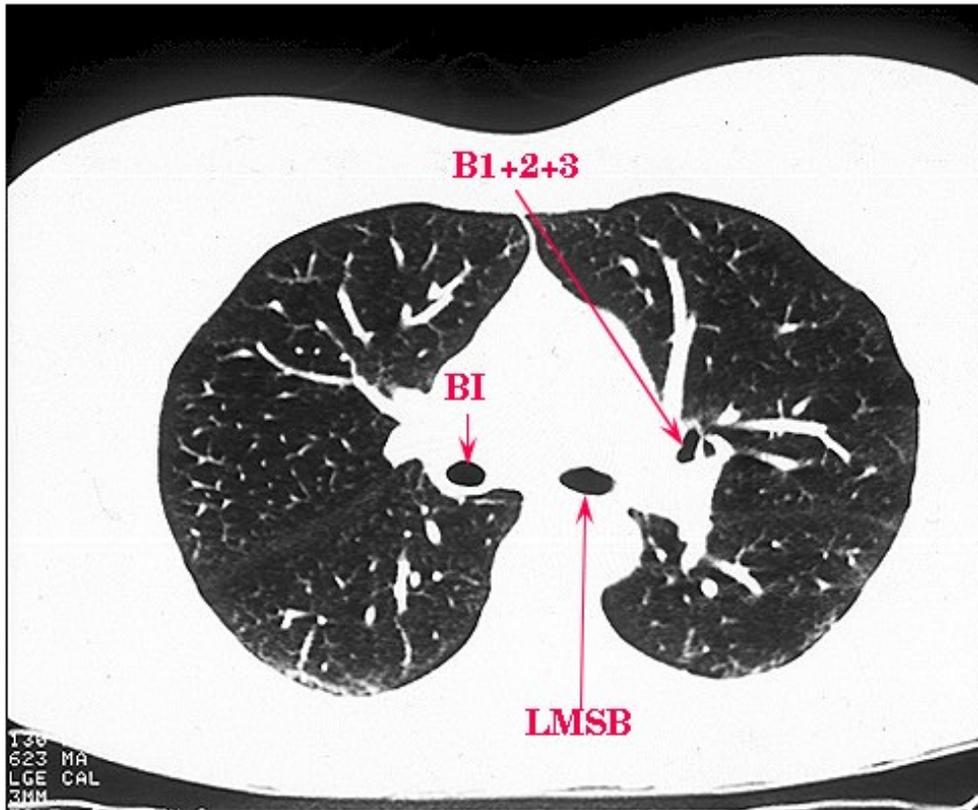


FIG. 17- Coupe tomodensitométrique passant par les lobes supérieurs, montrant à gauche la bronche culminale (B1+2+3). BI : bronche intermédiaire, LMSB : bronche souche gauche.

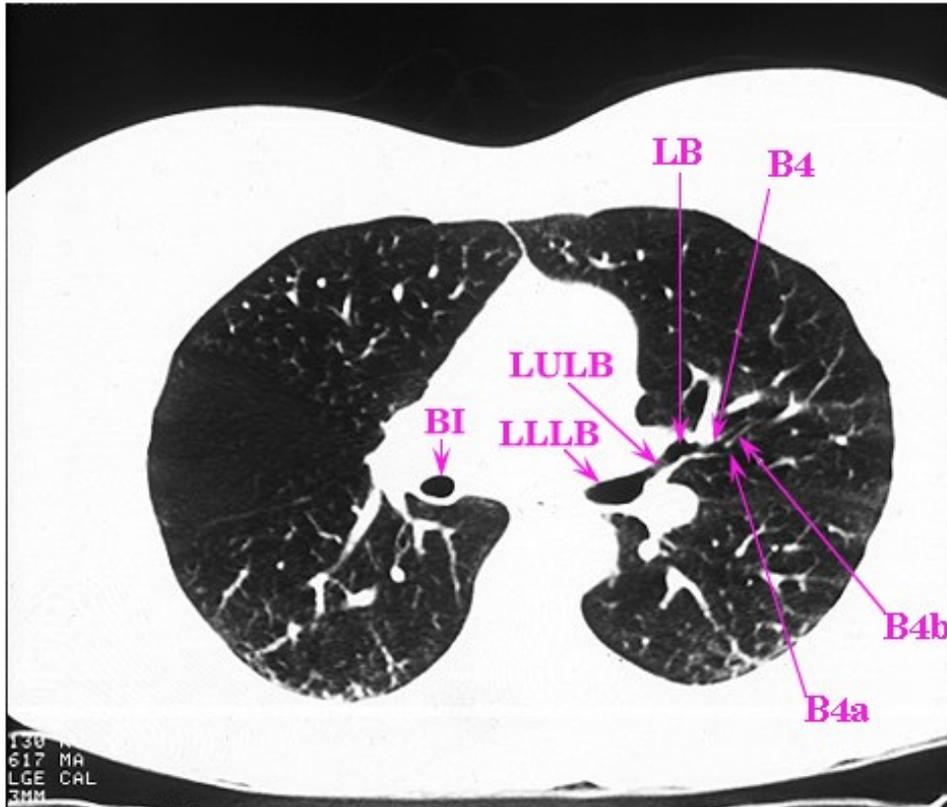


FIG. 18- Coupe tomodensitométrique passant par les lobes supérieurs, montrant à gauche la bronche linguale (LB), la bronche lobaire supérieure (LULB), la bronche lobaire inférieure (LLLB) et les divisions de B4, B4a et B4b. BI : bronche intermédiaire.

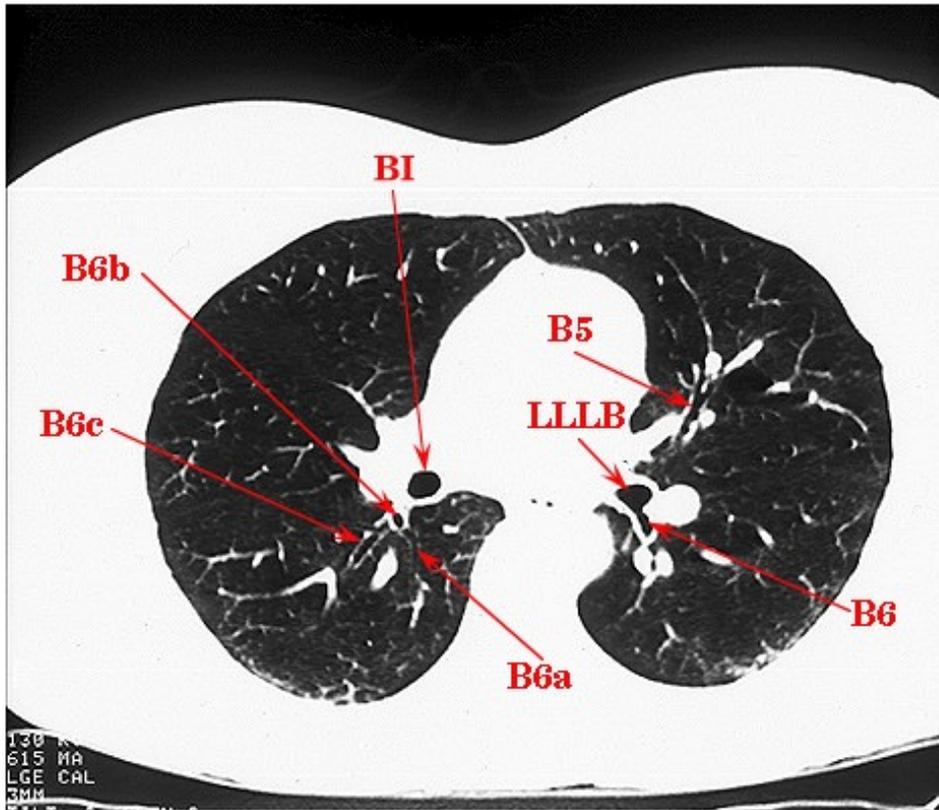


FIG. 19 - Coupe tomodensitométrie passant par les lobes supérieurs, montrant à gauche B5, la bronche lobaire inférieure (LLLb), et l'origine de B6. BI: bronche intermédiaire.

### 5.3 L'aspect TDM des lobes moyen et inférieurs [PND+90] (figure 20)

De façon générale, au niveau du lobe moyen et des lobes inférieurs, les artères sont antérieures et externes par rapport à leur bronche segmentaire et les veines ont un trajet intersegmentaire et sont successivement postérieures, inférieures et internes par rapport à leur bronche respective.

#### 5.3.1 Le lobe moyen

##### - Les bronches

##### - La disposition la plus fréquente (figure 21)

Elle représente 70% des cas. B4+5 naît de la face antéro-externe du tronc intermédiaire, elle se dirige obliquement en bas, en dehors et en avant. Son origine est le point de repère de la naissance de la bronche lobaire inférieure. A ce niveau, l'éperon lobaire moyen sépare B4+5 de la bronche lobaire inférieure. B4+5 se divise ensuite en deux bronches segmentaires, B4, bronche segmentaire externe et B5 bronche segmentaire interne (figure 22). B4 se divise à son tour en une bronche sous-segmentaire interne (B4a) et une bronche sous-segmentaire externe (B4b). B5 se divise en une bronche sous-segmentaire supérieure (B5a) et une bronche sous-segmentaire inférieure (B5b). B4a, B4b, B5a et B5b sont situées en dedans de leur artère respective.

##### - Variantes

Elles représentent 30% des cas. Il existe deux types de variantes: d'une part la trifurcation : le tronc intermédiaire donnant séparément B4, B5 et la bronche lobaire inférieure; d'autre part le type supérieur-inférieur, les coupes TDM montrant alors deux bronches de petit calibre, superposés dans la région dans laquelle se trouve habituellement B4+5.

##### - Les artères

A4+5 naît de la face antéro-externe de l'artère pulmonaire droite dans sa portion inter-lobaire. Elle se situe au-dessus et en dehors de B4+5. Il existe deux formes anatomiques: dans la moitié des cas, elle naît au-dessus de B4+5 et se présente alors comme une opacité tubulée en dehors et au-dessus de celle-ci. Dans l'autre moitié, il existe deux artères, l'une naissant au-dessus de B4+5, l'autre sur le bord externe de B4+5. Ainsi dans tous les cas, il existe une structure vasculaire au-dessus et en dehors de B4+5 correspondant à A4+5.

- Les veines

- Anatomie la plus fréquente

Le retour veineux du lobe moyen est assuré par une veine V4+5 qui constitue la racine inférieure de la veine supérieure droite. V4+5 est en-dessous et en dedans de B4+5. Les deux afférences V4 et V5 de V4+5 sont des opacités tubulaires situées en dessous et en dedans de leur bronche respective. Schématiquement, les éléments veineux sont situés en dessous et en dedans des structures bronchiques et les artères sont situées en dessus et en dehors de leur bronche respective.

- Variantes anatomiques

Il peut exister deux ou trois veines drainant le lobe moyen et donc une opacité tubulée située au-dessus de B4+5 peut correspondre le plus souvent à A4+5 mais aussi quelques fois à un mélange de A4 et d'une veine lobaire moyenne.

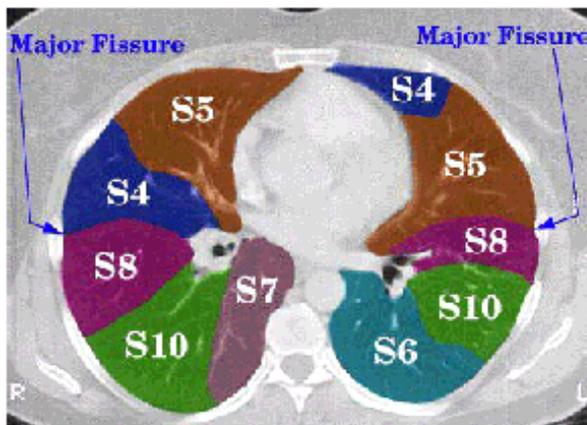


FIG. 20 - Coupe tomodynamométrique passant par le lobe moyen montrant les différents segments. Major fissure : grande scissure.

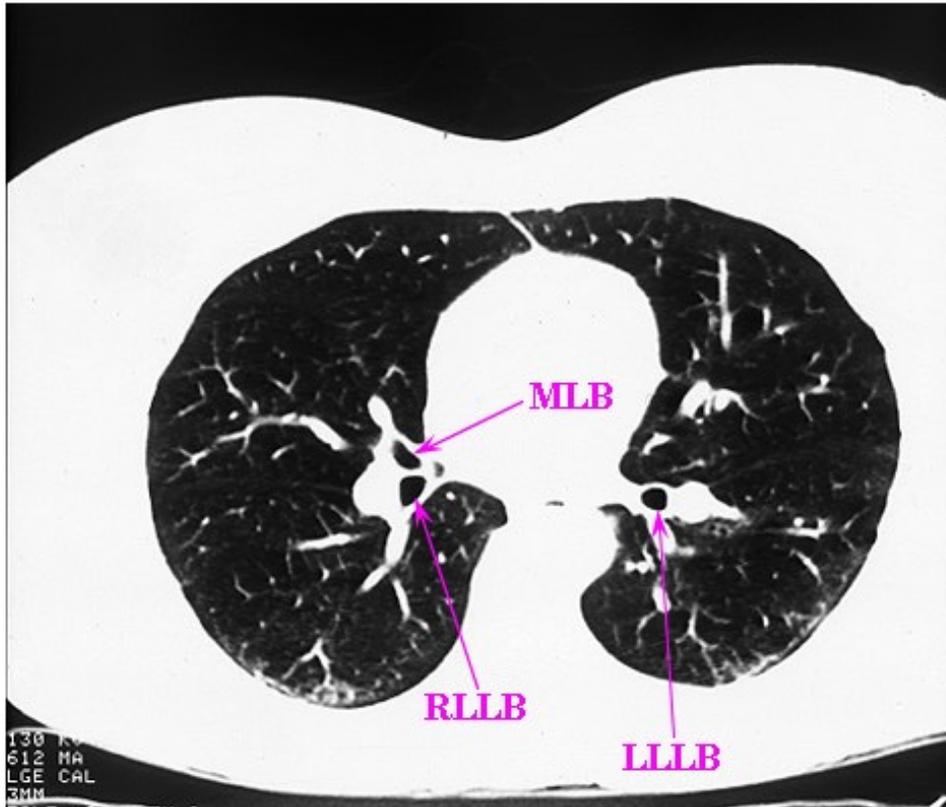


FIG. 21 - Coupe tomodensitométrique passant par le lobe moyen, montrant la bronche lobaire moyenne (MLB) et l'origine de la bronche lobaire inférieure droite (RLLB). A gauche la bronche lobaire inférieure gauche (LLLB).

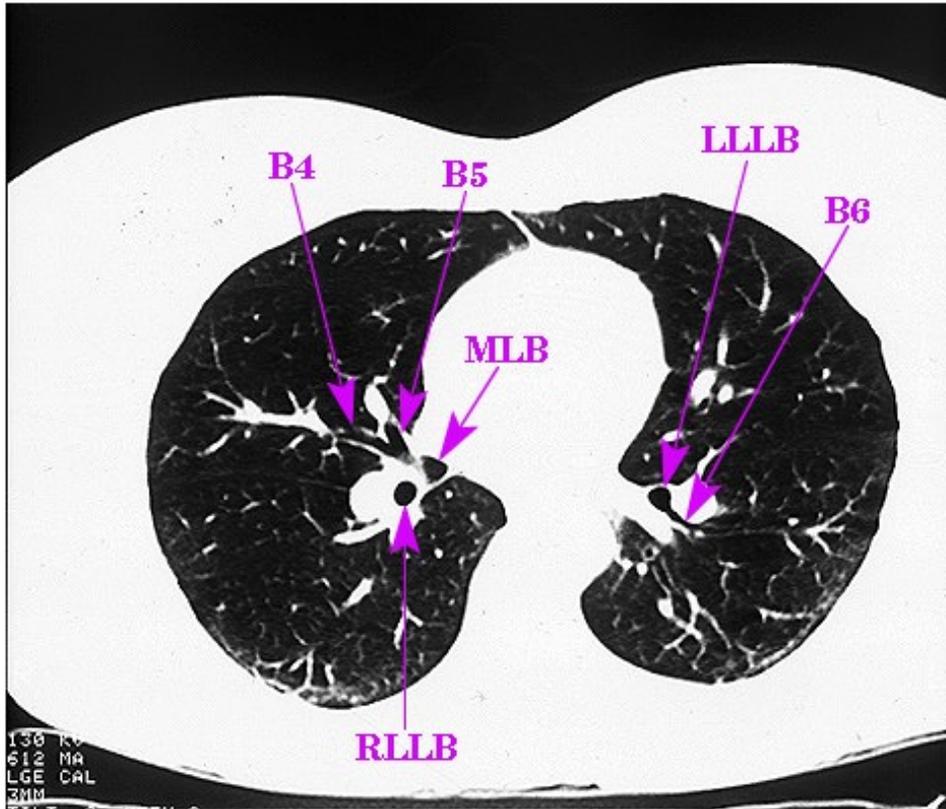


FIG. 22 - Coupe tomodensitométrique passant par le lobe moyen, montrant la bronche lobaire moyenne (MLB), sa division en B4 et B5, la bronche lobaire inférieure droite (RLLB). A gauche la bronche lobaire inférieure gauche (LLLB) donnant B6.

### 5.3.2 Les lobes inférieurs (figure 23)

Les lobes inférieurs présentent peu de différences. La description du lobe inférieur droit servira de référence, les dissemblances gauches seront précisées en fin de chapitre.

- Le segment apical du lobe inférieur droit (figures 19, 22 et 24).

- La disposition la plus fréquente artérielle et bronchique

Dans la majorité des cas, B6 naît de la face postérieure de la bronche lobaire inférieure droite et A6 la face postérieure de l'artère pulmonaire inférieure droite. Elles apparaissent comme des structures tubulées, B6 juste en dessous de B4+5 et A6 au même niveau que A4+5. B6 se bifurque en B6a+b et en une bronche sous-segmentaire B6c.

- Variantes bronchiques et artérielles

Dans 5 % des cas, B6c peut naître directement de la bronche lobaire inférieure droite, juste en dessous de B6a+b.

Dans 20 % des cas, il existe deux artères A6 situées l'une au-dessus de B6 et l'autre en dessous de B6.

- Les veines

V6 constitue la racine supérieure de la veine pulmonaire inférieure droite, elle a un trajet inter-segmentaire oblique en avant, en dedans et en bas. Elle croise la face postérieure puis interne du tronc bronchique basal droit, rejoint la racine inférieure pour former la veine pulmonaire inférieure droite. V6 peut s'aboucher directement dans l'oreillette gauche.

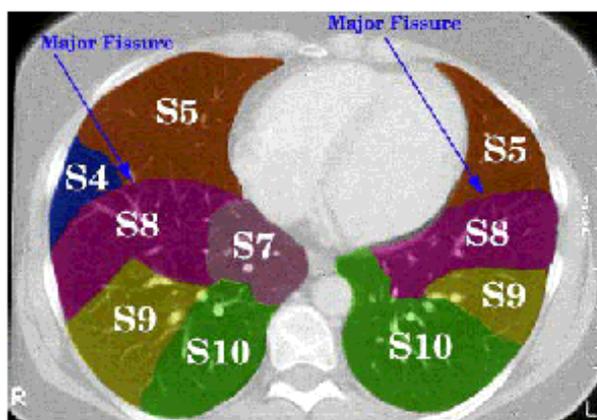


FIG. 23 – Coupe tomodensitométrique passant par les lobes inférieurs. Major fissure : grande scissure.

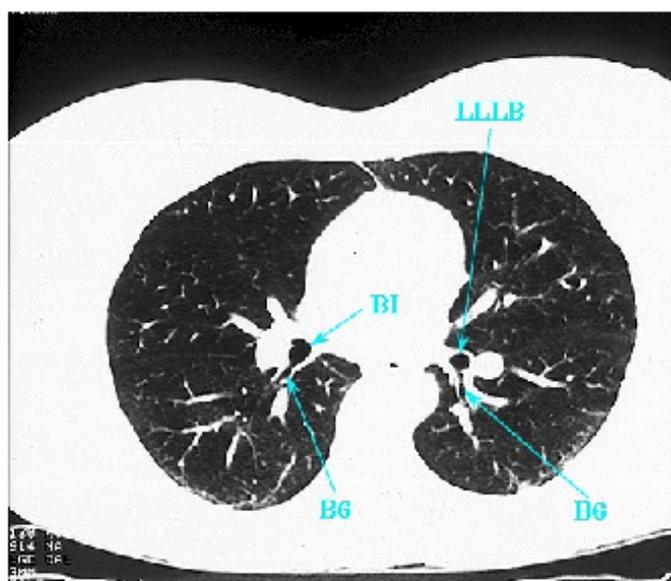


FIG. 24 – Coupe tomodensitométrique passant par l'origine des bronches B6.

- Le segment paracardiaque droit

- Les bronches

Dans le cas de la disposition la plus fréquente, B7 naît en dessous de B6 sur la face interne du tronc des basales qui devient B8+9+10. Elle a un trajet dirigé vers le bas et se divise en donnant une sous segmentaire externe ou antérieure et une sous segmentaire interne ou postérieure.

Selon Boyden [Boy59], il existe quatre variétés anatomiques de B7. Dans les types I et II, les cas les plus fréquents, les bronches sous segmentaires B7a et B7b sont en avant de la veine pulmonaire inférieure droite, B7 étant plus courte dans le type II. Dans le type III, B7a est en avant de cette veine et B7b en arrière. Le type IV est défini par l'absence de B7, les bronches sous-segmentaires naissant alors de B8 ou plus rarement de B10.

- Les artères

A7 et ses sous-segmentaires sont le plus souvent situées en position antéro-externe par rapport à B7. A7 peut dans 7 % des cas, passer en arrière de B8+9+10 avant d'être externe par rapport à B7.

- Les veines

V7 n'est habituellement pas visible du fait de sa faible taille.

- La pyramide basale droite (B8, B9, B10)

- Les bronches

Le tronc B8+9+10 se divise rapidement en B8 (antéro-basale), B9 (latéro-basale) et B10 (postéro-basale). De nombreuses variations sont possibles. Chaque bronche segmentaire donne deux bronches sous-segmentaires.

- Les artères

Dans le plus grand nombre de cas, il existe une artère segmentaire par bronche. A8 et A9 sont postéro-externes par rapport à leur bronche respectives. A10 est postéro-externe. A8, A9 et A10 sont variables en nombre et se regroupent pour les deux premières sur une héli-circonférence externe par rapport aux bronches et les secondes sur une héli-circonférence externe et postérieure à B10.

- Les veines

V7+8+9+10 forment la racine inférieure de la veine pulmonaire inférieure droite et drainent donc la pyramide basale. V8 et V9 sont situées en arrière de leur bronche respective et leur réunion constitue V8+9. V10 est en avant et à distance de B10. Les veines sont donc en position interne et inter-segmentaire par rapport aux bronches. La racine de la veine pulmonaire inférieure droite passe entre B7 et B8+9+10 et entre B7+8 et B9+10 à gauche. Schématiquement, les éléments bronchiques de la pyramide basale sont compris entre deux cônes, l'un supéro-externe, artériel et l'autre inféro-interne, veineux.

- Les particularités du lobe inférieur gauche

Il existe peu de différences entre les deux lobes inférieurs. Les éléments broncho-vasculaires se divisent de façon décalée vers le haut car le hile est situé plus haut et car la bronche lobaire inférieure est plus courte. La systématisation est légèrement différente, la bronche lobaire inférieure gauche se divisant en B7+8 et B9+10 au lieu de B7 B8+9+10 à droite.

Les figures 25, 26 et 27) montrent les bronches des lobes inférieurs.

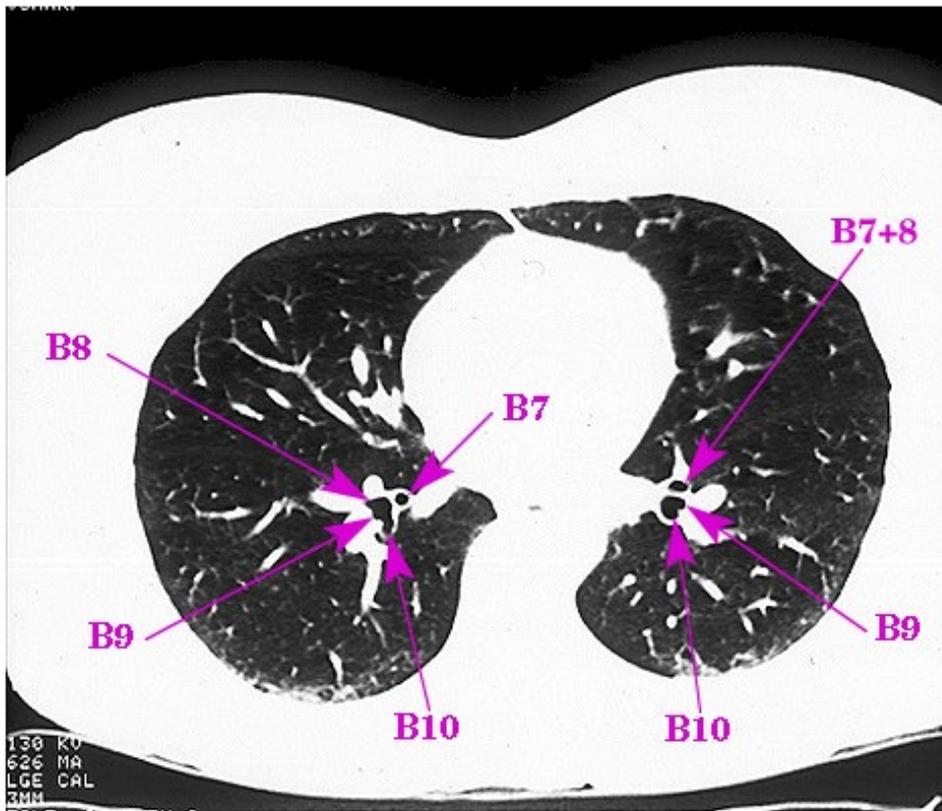


FIG. 25 - Coupe tomodensitométrique passant par les lobes inférieurs.

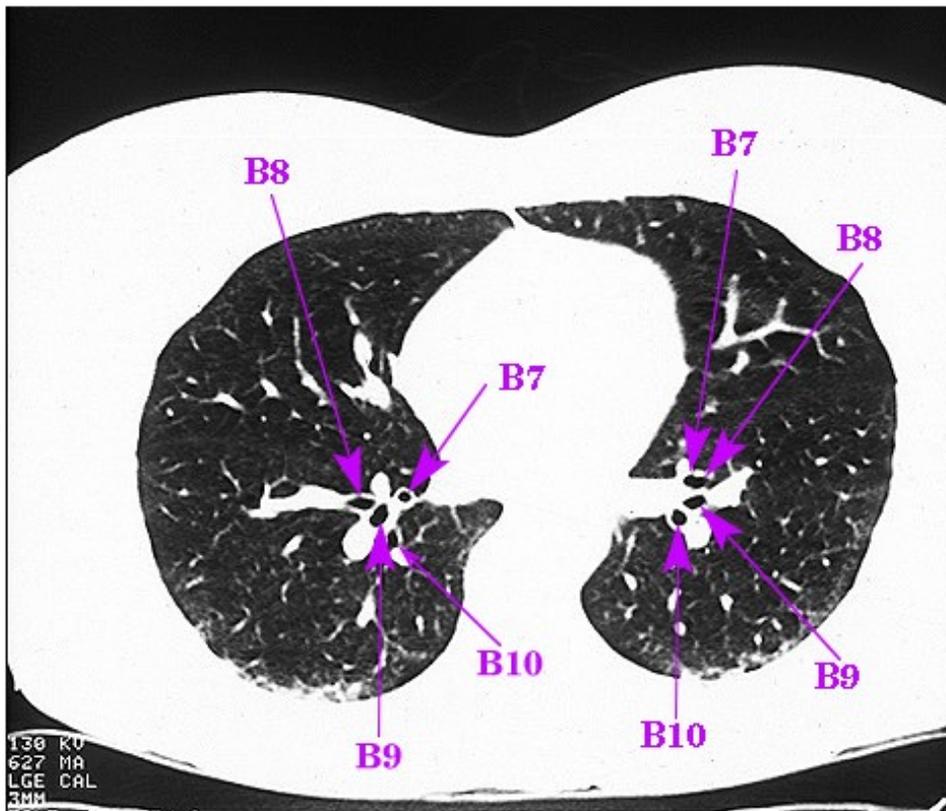


FIG. 26 - Coupe tomodensitométrique passant par les lobes inférieurs.

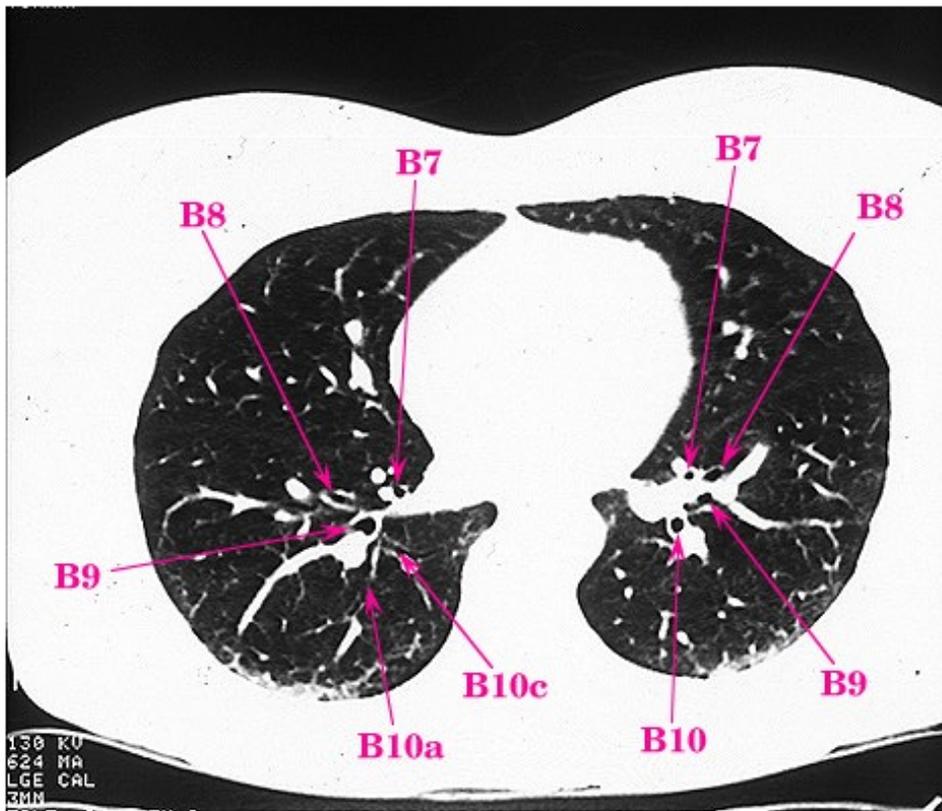


FIG. 27 - Coupe tomodensitométrique passant par les lobes inférieurs.

## 5.4 Les hiles pulmonaires [JRB<sup>+</sup>90]

### 5.4.1 Définition

Le hile est la région de la face médiastinale du poumon par laquelle le pédicule vasculo-nerveux et bronchique pénètre dans le poumon. Il est limité en haut, en arrière et en avant par la réflexion de la plèvre viscérale sur la plèvre médiastinale. En bas, les deux feuillets pleuraux, pré et rétro-hilaires se réunissent pour former le ligament triangulaire qui s'étend jusqu'au diaphragme. Sur un examen tomодensitométrique, sont visibles à l'état normal les bronches, les artères et veines pulmonaires au niveau des deux hiles. Les artères, veines et lymphatiques bronchiques sont très rarement visualisables et les structures nerveuses ne le sont jamais.

### 5.4.2 Rappels anatomiques

#### – Les artères

Elles sont satellites de leur bronche respective. L'artère pulmonaire droite est plus longue et volumineuse que la gauche. Elle se place en avant de la bronche souche droite, donne deux branches pour le lobe supérieur (l'artère médiastinale supérieure et la scissurale droite). Elle devient l'artère inter-lobaire et s'enroule autour de l'arbre bronchique. De sa face antéro-externe naît l'artère lobaire moyenne qui est postéro-externe par rapport au tronc intermédiaire et se termine postérieur à B10.

L'artère pulmonaire gauche est oblique de haut en bas, de dedans en dehors et d'avant en arrière. Elle réalise sa crosse au-dessus de la bronche souche gauche et devient postérieure à la bronche lobaire supérieure gauche. Elle donne naissance aux artères culminales (A1+3 et A2) puis aux artères lingulaires. Elle devient l'artère pulmonaire inférieure gauche, et se place à la face postéro-latérale de la bronche lobaire inférieure gauche.

#### – Les veines

Les veines pulmonaires supérieures sont antérieures par rapport au plan artério-bronchique. Elles sont constituées de deux racines : la racine supérieure (V1+2 et V3) drainant le lobe supérieur, la racine inférieure drainent le lobe moyen (V4 et V5). Les veines pulmonaires inférieures sont rétro-bronchiques et sont la confluence dans la majorité des cas d'une racine supérieure (V6) et d'une racine inférieure (qui draine la pyramide basale).

### 5.4.3 Anatomie tomодensitométrique

La coupe passant par la bronche lobaire supérieure droite, passe aussi par la bronche apico-dorsale gauche B1+3.

- Du côté droit

La bronche souche droite se divise en bronche lobaire supérieure droite et tronc intermédiaire environ 1 cm en dessous de la carène. L'artère pulmonaire se divise en avant de l'arbre bronchique. Les branches de la racine supérieure de la veine pulmonaire droite sont visibles à ce niveau, V3 étant en arrière de B2.

- Du côté gauche

B1 et B3 sont séparées de la bronche souche par l'artère pulmonaire gauche qui réalise sa crosse au-dessus de la bronche lobaire supérieure gauche.

#### 5.4.4 Conclusion

En conclusion, les poumons se situent dans le thorax, et possèdent différentes structures arborescentes (arbres trachéo-bronchique et vasculaires) permettant de délimiter des segments, unités morphologiques et fonctionnelles indépendantes. L'arbre trachéo-bronchique constitue le repère essentiel des autres structures et constitue donc l'élément essentiel de la définition des segments pulmonaires. Maintenant que les bases anatomiques ont été rappelées, nous allons voir dans un premier temps ce qui est dit dans la littérature, pour constater qu'à notre connaissance, les segments pulmonaires n'ont pas été modélisés, puis nous verrons quelques caractéristiques des images tomodensitométriques. Ensuite, nous verrons que l'analyse de l'histogramme des intensités permet de segmenter les poumons puis les structures arborescentes pulmonaires et nous nous servirons de l'arbre trachéo-bronchique pour créer les segments pulmonaires par régions d'influence.

## 6 Etat de l'art

Ce chapitre est une revue de la littérature. Tout d'abord, le contexte et les enjeux seront rappelés, ensuite, un paragraphe sera consacré aux généralités sur la vision 3D en imagerie médicale, puis, les différentes méthodes pour l'extraction des structures arborescentes pulmonaires seront présentées, suivies des applications en endoscopie virtuelle, et enfin, les applications à la détections des pathologies tumorales pulmonaires seront présentées.

### 6.1 Contexte et enjeux

Les maladies respiratoires comptent parmi les affections les plus fréquentes dans les pays industrialisés et constituent donc une préoccupation majeure du monde médical.

L'étape de diagnostic repose sur la tomodensitométrie qui fournit des informations anatomiques précises sur les différentes structures anatomiques pulmonaires ainsi que des données fonctionnelles obtenues de façon non-invasive. A notre connaissance, aucune méthode n'a été décrite pour réaliser une extraction automatique des structures anatomiques normales du poumon à partir d'images tomodensitométriques pour réaliser une modélisation tri-dimensionnelle des segments pulmonaires. Les différents auteurs réalisent l'extraction automatique des arborescences bronchiques et/ou vasculaires et/ou pathologiques (cancers ou nodules pulmonaires).

### 6.2 Généralités sur la visualisation en 3D

Udupa [Udu99] décrit quatre étapes pour la représentation 3D des images médicales.

- La première est un prétraitement des informations (volume d'intérêt, filtrage, interpolation, enregistrement, segmentation) dont le but est l'extraction d'objet.
- La seconde est la visualisation de l'objet.
- La troisième étape est la manipulation de l'objet (simulation chirurgicale)
- La dernière est l'analyse avec éventuellement des mesures quantitatives.

Ainsi, la visualisation 3D se propose de fournir des données quantitatives et qualitatives d'un objet obtenu selon différentes modalités: radiographie digitalisée, tomodensitométrie, résonance magnétique nucléaire, échographie, tomographie par émission de positrons, tomographie par émission de photons.

Les "objets" du corps possèdent une composition hétérogène, ainsi les intensités des voxels d'un même objet peuvent varier. Inversement, deux voxels peuvent appartenir à deux objets différents et avoir la même intensité.

Le prétraitement comporte plusieurs tâches: déterminer le volume d'intérêt, filtrer, interpoler et segmenter. Déterminer le volume d'intérêt consiste à limiter le volume d'étude dans les trois dimensions et à donner un intervalle d'intensités dans lequel sera étudié l'échantillon. Filtrer consiste à éliminer le bruit et à réhausser le contraste des objets à étudier, cette étape peut nécessiter l'introduction de connaissances a priori pour éviter de

perdre trop d'information sur l'objet étudié. L'interpolation consiste à calculer des coupes supplémentaires ou à superposer des images de même ou de différentes modalités. La segmentation permet de reconnaître et de délimiter les objets. C'est une étape complexe.

La visualisation peut être faite coupe à coupe ou avec effet de rendu de volume.

La manipulation a pour but de modéliser des modifications virtuelles sur l'objet pour planifier différentes interventions à partir de données propres à chaque patient. Il existe deux grandes classes de manipulations : les manipulations rigides et les manipulations déformables.

L'étape d'analyse consiste à donner des valeurs quantitatives reproductibles.

### 6.3 La segmentation pulmonaire dans la littérature

Dans un article récent, faisant le point sur l'exploration en TDM spiralée en pathologie trachéobronchique, Rémy [RRJBM00] montre l'importance capitale du repérage précis des tumeurs pulmonaires pour les indications et le suivi thérapeutique.

#### 6.3.1 Extraction des structures arborescentes pulmonaires

Wood et al. [WHH<sup>+</sup>93] ont proposé une méthode pour la reconstruction en 3D des arbres vasculaires et bronchique dans le but de réaliser des mesures quantitatives : diamètre bronchique, et vasculaire ainsi que des calculs d'angles entre les différentes branches. Ils utilisent un algorithme de croissance de régions pour identifier les différentes structures arborescentes pulmonaires.

Fétita et Prêteux travaillent [FP99, PFG97] sur la modélisation 3D des voies aériennes en tomодensitométrie spiralée. Dans un premier temps, les auteurs réalisent une segmentation sur les images 2D, utilisant une LPE (Ligne de Partage des Eaux) sous contrainte d'un coût de connexion dans une première étape puis une extraction des contours en utilisant la ligne de partage des eaux sous contraintes. Les coupes sont ensuite empilées pour une étude 3D sous une contrainte de connexité pour éliminer de possibles artéfacts. La structure 3D est ensuite construite sous forme d'un arbre logique dont chaque nœud tient compte des informations d'état et de voisinage, les attributs d'état étant le numéro de coupe, le positionnement 3D, le diamètre (distance du centre de gravité au bord de la particule correspondante) et type de propagation.

Sonka et al. [SPA96] et [PSA98] utilisent une détection 3D des structures bronchiques de gros calibre à l'aide d'un algorithme de croissance de région (segmentation semi-automatique des poumons dans l'image thoracique). Par contre, ils utilisent une analyse 2D pour la détection des voies aériennes de faible calibre. Grâce à des contraintes anatomiques (une bronche est définie par une variation brutale de l'histogramme des intensités au niveau de sa paroi), ces fines voies aériennes sont détectées.

Fumikazu [FTH<sup>+</sup>98] a décrit une méthode pour extraire automatiquement les structures arborescentes des poumons c'est-à-dire les structures bronchiques, vasculaires artérielles et veineuses. A partir de structures arrondies initiales, nommées "parent", l'algorithme cherche dans la coupe suivante, les enfants possibles après seuillage. Pour l'arbre bronchique, le parent initial est la première coupe contenant une section de la trachée obtenue par simple seuillage. Pour extraire les vaisseaux, l'algorithme repère les hiles pulmonaires sur des données anatomiques: le hile droit est le centre de gravité de la section de coupe passant par le sommet de la bronche lobaire supérieure droite et le hile gauche, le centre de gravité de la section de coupe passant par le sommet de la bronche souche gauche. Les sections de coupes correspondant aux vaisseaux dans les hiles sont alors utilisées comme parents initiaux pour construire les arbres vasculaires. Il utilise ensuite le fait que les artères sont parallèles aux bronches pour distinguer celles-ci des veines.

Brown [BMGG<sup>+</sup>99] utilise un modèle anatomique sous la forme d'une base de données sémantiques (description de chaque élément en terme de densité, forme, ...) pour extraire les différentes structures du thorax et réaliser de façon automatique la mesure des volumes pulmonaires. Le modèle anatomique sert de contrainte pour des algorithmes de croissance de régions et de seuillage.

### 6.3.2 Endoscopie virtuelle

Mori Kensaku [MHT<sup>+</sup>95] et son équipe travaillent sur l'extraction automatique des structures bronchiques des scanners thoraciques dans le but de réaliser des endoscopies virtuelles. L'algorithme est basé sur la croissance de régions. Les différentes étapes de l'algorithme proposé sont les suivantes. La première étape consiste à sélectionner le point de départ: le point choisi est un point de la trachée, cette dernière étant repérée par simple seuillage. La deuxième étape est la croissance de régions qui est basée sur le fait que les pixels situés dans la lumière bronchique ont une faible densité et que la paroi bronchique est de forte densité. Le seuil initial est bas, il augmente progressivement et lorsque le nombre de pixels sélectionnés augmente de façon explosive, l'itération est arrêtée et les pixels retenus comme appartenant à l'arbre bronchique sont ceux de l'itération précédente. Ces voxels sont ensuite utilisés pour réaliser une endoscopie virtuelle. Cette méthode permet l'extraction des bronches jusqu'au niveau sous-segmentaire pour des examens dont l'épaisseur de coupes variait de 5 à 2 mm avec un indice de reconstruction de 1 mm.

L'auteur a ensuite développé un système de bronchoscopie virtuelle en temps réel [MHT<sup>+</sup>96]. L'algorithme utilise le fait que les bronches présentent une structure arborescente: lorsque le point de vue se trouve dans l'arbre bronchique droit, il n'est pas nécessaire de reconstruire le côté gauche. La procédure comporte alors deux étapes: la première consiste à extraire l'arborescence bronchique (à l'aide d'une squelettisation) et à affecter à chaque surface triangulaire le numéro d'une branche de l'arborescence. Chaque voxel du squelette est classé dans une des catégories suivantes: point de connexion (exactement deux branches sont connectées), point de branchement (plus de deux branches sont

rencontrées) et point de terminaison (une branche est connectée). Ce qui permet de définir les branches et les nœuds de l'arborescence bronchique. Ensuite, la distance entre le centre de gravité de chaque surface triangulaire est calculée à chaque branche et affectée à cette dernière si elle est inférieure à un seuil. La seconde étape consiste à reconstruire la surface endobronchique observée à partir d'un point donné et selon une direction donnée. La distance entre le point de vue et chaque branche est calculée, la branche la plus proche du point de vue est sélectionnée et les surfaces associées sont utilisées pour effectuer le rendu de surface endobronchique.

De plus le système décrit dans [MHS<sup>+</sup>98] permet, au cours des endoscopies virtuelles, de donner au médecin en permanence le numéro (selon la nomenclature internationale) de la bronche visualisée. En effet, l'algorithme développé permet de donner automatiquement une étiquette à chaque bronche à partir de connaissances anatomiques a priori. Pour chaque branche de l'arbre, les informations suivantes sont calculées : direction, branche parente, branches filles et nœuds. Ces données sont comparées à des connaissances a priori anatomiques et ainsi, à chaque branche, le système affecte un nom.

Le système décrit dans [MHS<sup>+</sup>00] permet enfin de réaliser des mesures à partir de la vision endoscopique virtuelle (mesures de diamètres bronchiques, de longueurs de courbes, de volume tumoral).

Bricault [BFC98] a proposé un système permettant de réaliser des biopsies trans-bronchiques assistées par ordinateur. La position de l'endoscope est repérée en temps réel sur un scanner thoracique pré-opératoire (par fusion d'images endoscopiques et tomographiques), ce qui permet au médecin d'atteindre la bronche la plus proche de la tumeur et de la biopsier à travers la paroi bronchique, la tumeur n'étant pas visible par voie endobronchique car elle ne fait pas saillie dans la lumière bronchique. Les bronches sont repérées de façon inter-active sur le scanner pré-opératoire par le radiologue.

### 6.3.3 Extraction des structures pathologiques

Brown [BMGM<sup>+</sup>97] a développé une méthode pour la segmentation automatique des différentes structures anatomiques du thorax. Chaque élément anatomique du thorax (médiastin, trachée, poumons droit et gauche, paroi thoracique) est décrit dans une base de données à l'aide de caractéristiques : volume, taille, forme, position, atténuation des rayons X. Les caractéristiques de chaque pixel sont comparées à ces connaissances a priori et le pixel considéré est affecté à l'une des structures anatomique avec un certain coefficient d'appartenance, variant de 1 à 0 (1 : le pixel appartient sûrement à la structure, 0 : il n'appartient pas à la structure). A cette connaissance anatomique normale, les auteurs ont ajouté des classes pathologiques : nodules isolés entourés par de l'air ou nodules reliés à la paroi thoracique. Les images sont traitées de la façon suivante : la segmentation est faite à l'aide d'une combinaison de seuillage par niveaux de gris, croissance de régions en 3D et morphologie mathématique. Ces différentes opérations sont contraintes par les données anatomiques décrites dans la base de données.

De nombreux travaux ont été effectués pour l'extraction des tumeurs pulmonaires. Par exemple, Croisille et al. [CSW<sup>+</sup>95] ont proposé d'extraire les vaisseaux pulmonaires de

façon automatique pour augmenter la qualité de la détection des nodules pulmonaires. L'algorithme utilisé est celui de croissance de région, le point de départ est déterminé manuellement et le médiastin est segmenté manuellement. Le résultat est soustrait à l'image originale. Les auteurs montrent que cela permet de mieux détecter les nodules.

Plus récemment, Armato S. et al. [AGM<sup>+</sup>99] ont proposé une méthode pour la détection automatique des nodules pulmonaires en insistant sur le fait que la quantité de données (actuellement plus de soixante coupes par examen) fournies par un examen tomodensitométrique thoracique pouvait fortement bénéficier d'une aide diagnostic informatique. Leur méthode comporte plusieurs étapes. La première est une analyse en 2D pour extraire de chaque coupe les deux champs pulmonaires. Pour cela, l'histogramme le long d'une droite passant par l'origine de l'image et son centre est étudié. Le niveau de gris qui maximise la séparation entre les deux pics de cet histogramme est utilisé pour seuiller l'image et ainsi isoler le thorax dans chaque image. L'histogramme des intensités du thorax est alors étudié et le seuil permettant de séparer les deux principaux pics est employé pour extraire les limites des deux champs pulmonaires. Un algorithme "rolling ball" est ensuite utilisé pour détecter les indentations sur les contours des plagues pulmonaires. La dernière étape consiste à partir d'une analyse 3D à repérer les nodules candidats en réalisant 36 seuillages différents régulièrement espacés sur une échelle allant de 50 à 255. Pour chaque résultat de seuillage, un nodule est défini comme une structure composée de pixels supérieurs au seuil et connectés entre eux par un 10 voisinage (8-voisins dans le plan de coupe et 6-voisin au-dessus et au-dessous de la coupe). Ces nodules contiennent à la fois des structures pathologiques et des structures anatomiques normales (vaisseaux en coupes). Pour chaque nodule, les caractéristiques géométriques et densitométriques suivantes sont calculées : volume, sphéricité, compacité, rayon de la sphère équivalente, plus grand axe et plus grande excentricité, niveau de gris moyen, écart-type et seuil auquel le volume du nodule diminue, et compacité. Ces caractéristiques sont étudiées par une analyse linéaire discriminante pour distinguer les éléments pathologiques des normaux.

En conclusion à ce chapitre, une constatation s'impose : aucune méthode globale permettant la modélisation de la segmentation pulmonaire n'a été présentée à notre connaissance.

## 7 Tomodensitométrie X [DPA87a, DPA87b]

Ce chapitre résume les caractéristiques de la tomodensitométrie permettant ainsi de mieux comprendre la nature des images exploitées dans ce travail.

### 7.1 Introduction

La tomodensitométrie (TDM) repose sur deux principes. Le premier est la mesure de densité des tissus biologiques à partir de l'absorption d'un faisceau de rayons X. Le deuxième repose sur la transformée de Radon qui permet la reconstruction d'un objet à partir des ses projections sur des plans le long de directions différentes.

En 1969 Hounsfield, grâce au progrès de l'informatique, rassemble ces deux principes et les applique à la radiologie clinique. Depuis 1974 cette technique connaît une extension rapide dans tous les domaines d'application de la radiologie et a progressivement remplacé un certain nombre d'autres examens de radiologie conventionnelle, en particulier la tomographie classique.

La plus part des systèmes actuellement développés et vendus repose sur le principe du système "fan Beam " ; c'est donc celui-ci qui servira de type de description dans ce mémoire.

### 7.2 Principes généraux

#### 7.2.1 Schéma général d'un appareil

Un scanner X comporte : un système d'acquisition utilisant les rayons X ayant traversé le malade, un ordinateur, des périphériques de dialogue avec la machine. Ainsi, nous verrons successivement les principes généraux de la tomodensitométrie (l'absorption des rayons X), les différentes générations d'appareils, les facteurs de qualité de l'image et ses artéfacts, les doses d'irradiation et enfin les paramètres modulables par le médecin.

#### 7.2.2 Absorption des rayons X

La loi d'absorption des rayons X, le long d'un trajet donné, est donnée par la formule :

$$I = I_0 e^{-\mu L}$$

$I_0$  = nombre de photons incidents,

$I$  = nombre de photons sortant de l'objet,

$L$  = trajet parcouru en cm,

$\mu$  = coefficient d'absorption linéaire du matériau considéré (en  $\text{cm}^{-1}$ ).

Le coefficient d'absorption  $\mu$ , pour un élément chimique donné, dépend de son numéro atomique  $Z$ , de sa densité, de l'énergie du rayonnement incident  $E$ .

$\mu$  varie en fonction de l'énergie des photons incidents, le choix de la tension de fonctionnement du générateur et des tubes à rayons X est donc un paramètre important dans la technologie des scanners X. Le spectre d'énergie du rayonnement sortant du tube à rayons X est filtré, et est caractérisé par son énergie moyenne. La mesure de  $\mu$ , en pratique, pour un corps biologique, ne représente qu'une mesure moyennée des différents éléments chimiques présents dans l'unité de volume étudiée.

$\mu_{eau}$  pour un rayonnement de 125 KV (73 KeV environ d'énergie moyenne) est égale à  $0.19 \text{ cm}^{-1}$ . Hounsfield a donné à l'eau le niveau 0, à l'air le niveau -1000, et à l'os la valeur +1000 dans l'échelle des contrastes en TDM.

Le coefficient d'atténuation linéaire  $\mu_x$  d'un corps donné (x) et son opacité ( $CT_x$ ) en unité Hounsfield (HU) est :

$$CT_x = 1000 \frac{\mu_x - \mu_{eau}}{\mu_{eau}}$$

La relation suivante relie les  $CT$  et les  $\mu$  de l'eau et un tissu x.

$$10^{-3} \mu_{eau} = \frac{\mu_x - \mu_{eau}}{CT_x - CT_{eau}}$$

Soit en remplaçant  $\mu_{eau}$  par sa valeur,

$$\frac{\mu_x - \mu_{eau}}{CT_x - CT_{eau}} \approx 2 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$$

### 7.2.3 Reconstruction

Soit un plan de coupe donné (Po) d'un objet. Quand l'objet est irradié par un faisceau de rayons X selon une certaine incidence, la projection de Po sur un plan image donne un profil d'absorption (mesure en densité) caractéristique de l'incidence des photons X et de la coupe étudiée. La répartition de cette absorption des rayons X s'appelle profil d'atténuation (P) selon la direction définie par un angle  $\alpha$ . Quand l'angle d'incidence du faisceau de rayons X tourne autour de l'objet, le profil d'atténuation change et l'ensemble des profil ainsi acquis constitue un "sinogramme". Les mathématiciens ont prouvé qu'à partir du sinogramme du plan Po, il était possible de reconstituer le plan Po (Radon, 1917).

Après une rétroprojection, l'objet reconstruit n'est pas exactement identique à l'objet initial. Le système de prise de vues a altéré le résultat et pour améliorer l'objet reconstruit, un artifice mathématique appelé déconvolution (ou filtrage) permet d'améliorer le résultat de la technique d'épandage. Après la phase d'acquisition des différents profils, sous plusieurs incidences, la phase de reconstruction comporte différentes étapes de calculs mathématiques qui font appel à deux grands types de méthodes de reconstruction :

- les méthodes algébriques pour lesquelles il faut des outils mathématiques, et donc informatiques, très puissants.
- la méthode de la transformée de Fourier qui est la méthode de référence.

#### 7.2.4 Les données quantitatives obtenues

Grâce aux mesures et aux calculs effectués une "cartographie", point par point de la mesure des coefficients d'absorption élémentaire de chaque point objet (voxel) est obtenue.

L'image de la coupe est représentée par une échelle de gris qui permet d'associer à chaque mesure de la densité des voxels un niveau de gris du point image (pixel) correspondant (échelle de Hounsfield).

### 7.3 Les différentes générations d'appareils

La première génération (figure 28): le détecteur et la source de rayons X sont liés mécaniquement. Le faisceau subit une translation qui parcourt la largeur de la tête. Ensuite une rotation de un degré amène le tube au début de la translation suivante. Il fallait 20 minutes pour effectuer une rotation de 180 degré. Seule la tête, calée par un sac d'eau était explorable.

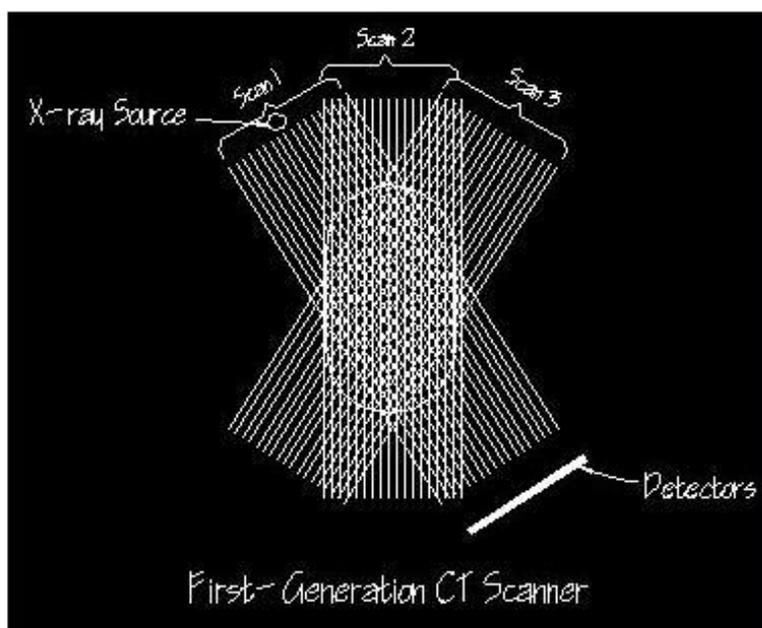


FIG. 28 - Première génération de scanner.

La seconde génération (figure 29) : le nombre de détecteurs augmente par rapport à la première génération et la collimation passe de 1 degré à 10 degrés. Le temps d'acquisition d'une coupe est alors de 20 à 40 secondes.

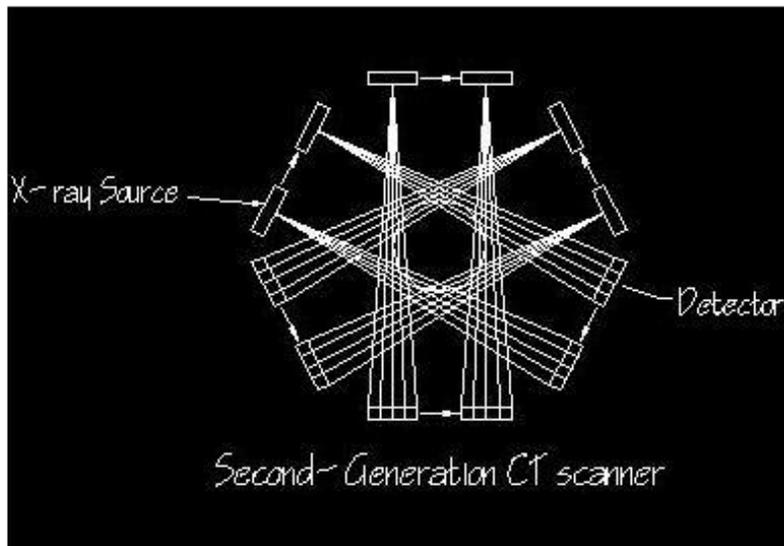


FIG. 29 - Deuxième génération de scanner.

La troisième génération (figure 30) : par opposition aux deux générations suivantes, elle est qualifiée de "corps entier". Le mouvement de translation de la source de rayons X est supprimée, seule la rotation est conservée, grâce à l'augmentation du nombre de détecteurs qui passe d'une dizaine à 500 voire 1000. 180 ou 360 émissions sont faites et détectées en 2 à 7 secondes.

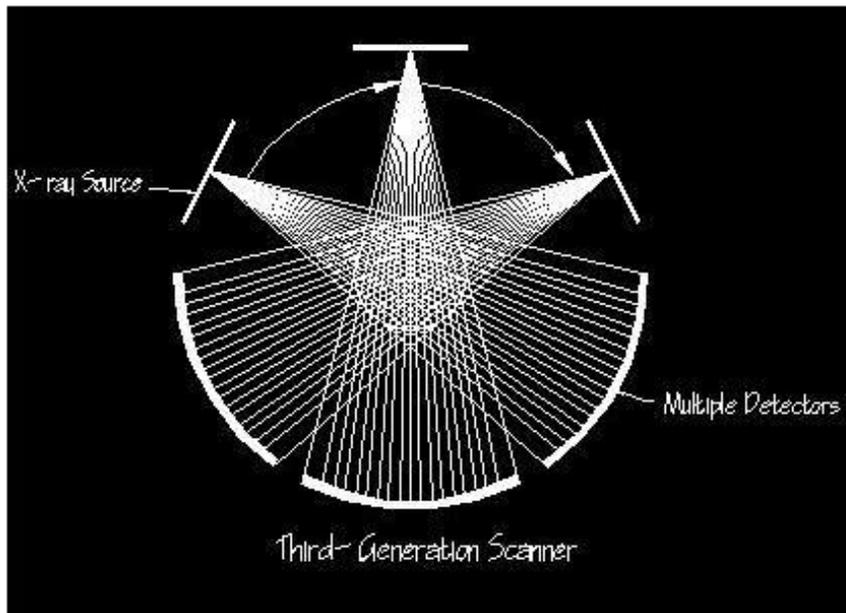


FIG. 30 - Troisième génération de scanner.

La quatrième génération (figure 31): plusieurs milliers de détecteurs sont fixes constituant une couronne. Seule la source de rayons X tourne autour du malade.

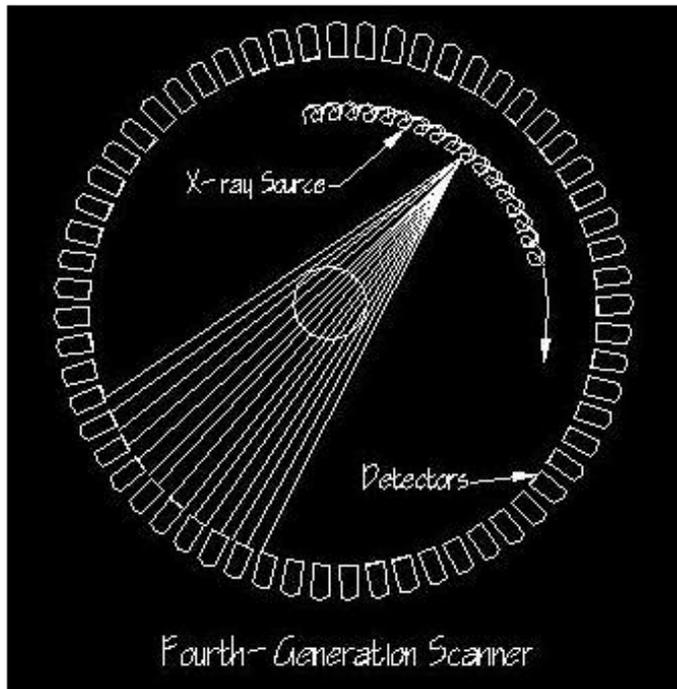


FIG. 31 - Quatrième génération de scanner.

La rotation continue: l'ensemble tube-détecteurs tourne de façon continue. Il existe deux modes: le mode incrémentiel, la table se déplace de manière discontinue; le mode hélicoïdal, le lit se déplace de façon continue permettant une reconstruction volumique.

## 7.4 Caractéristiques d'un scanographe

Un scanner X comporte trois éléments : un système d'acquisition (ou appareil de mesure), un système de calcul et de traitement de l'image qui comprend lui même deux parties, l'informatique et la console ; et enfin le système de gestion et de stockage de l'image qui peut comporter différentes solutions techniques.

## 7.5 Les facteurs de qualité de l'image

Pour un objet de taille supérieure à la résolution spatiale de la machine il existe une relation de la forme :

$$\sigma^2 (\mu) = \frac{KT}{td^3R}$$

$\sigma^2 (\mu)$  = Variance du bruit dans le coefficient d'atténuation linéaire d'un point de l'image reconstruite,

$T$  = transmissivité (= un facteur lié à l'énergie  $E$  du faisceau incident et à l'absorption du tissu traversé),

$t$  = épaisseur de coupe,

$R$  = dose à la peau,

$d$  = dimensions de l'élément objet (voxel),

$K$  = constante (= facteur reliant  $R$  à la dose absorbée en un point donné).

Soit

$$\sigma = R^{-\frac{1}{2}} d^{-\frac{3}{2}}$$

Une formule simplifiée est la suivante :

$$D \approx \alpha \frac{R_d^2 R_s^3}{E}$$

$D$  = dose,

$\alpha$  = facteur qualité machine,

$R_d$  = résolution en densité,

$R_s$  = résolution spatiale.

$E$  = énergie du faisceau incident.

Cette formule montre l'importance de la dose délivrée pour des objets dont le contraste est optimal et dont la dimension est proche de la résolution spatiale. Cette relation montre également que l'épaisseur de coupe nuit au contraste quand elle diminue : il faut trouver un compromis entre la résolution en contraste et la résolution spatiale pour un objet

donné. Certains paramètres de reconstruction sacrifient un facteur au profit de l'autre. Par exemple un filtre de type spatial diminue la résolution en densité et il est donc utilisé pour imager une structure osseuse (de tels filtres, permettent d'obtenir une résolution spatiale de quelques dixièmes de millimètres). Inversement un filtre de densité, très utile pour explorer le foie, ou une hernie discale, ne permet pas d'obtenir une résolution spatiale supérieure à 2 ou 3 mm.

### 7.5.1 Performances intrinsèques du système

Les différentes performances intrinsèques du système sont la résolution spatiale, le bruit, l'uniformité et la linéarité.

#### – La résolution spatiale

Elle correspond au plus petit détail visible à fort contraste. Elle augmente quand la taille du foyer diminue, quand la collimation est parfaite, quand la largeur du pinceau diminue, quand le nombre de points de mesure par projection augmente.

#### – Le bruit

C'est la dispersion aléatoire des valeurs de densité de l'image autour d'une valeur moyenne pour un matériau uniforme. Le bruit a différentes origines, comme dans toute machine utilisant les rayons X : bruit quantique, bruit électronique, bruit des détecteurs.

#### – La résolution en densité

C'est la plus petite différence d'absorption décelable de façon significative par l'appareil. Elle dépend en grande partie du niveau de bruit qui altère l'information utile. Elle dépend aussi du nombre de photons qui arrivent sur les détecteurs ; mais aussi de la manière dont l'algorithme de reconstruction filtre ou amplifie ces fluctuations. Enfin, résolution spatiale et résolution en densité ne sont pas indépendantes.

#### – L'uniformité

Le faisceau de rayons X, non monoénergétique, se modifie en quantité et en qualité lors de la traversée d'un milieu homogène en fonction de son épaisseur. Ainsi, les nombres CT, proportionnels au coefficient d'absorption linéaire  $\mu$  relevés sur une tranche cylindrique homogène ne sont pas constants.

- La linéarité

C'est la relation (en principe linéaire) entre le CT de l'eau et le CT d'un matériau donné par rapport au coefficient d'atténuation connu dans les tables de physique.

### 7.5.2 Les artefacts de l'image

Indépendamment du bruit, un certain nombre d'artefacts rendent les images plus difficiles à interpréter. Les causes les plus importantes de ces artefacts sont : la non linéarité de l'échantillonnage et de la détectabilité. Du fait des variations d'épaisseur traversée, le faisceau de rayons X se modifie sur le plan énergétique, et les valeurs des coefficients d'atténuation varient d'un segment de l'organisme à l'autre et d'un individu à l'autre.

D'autres sources d'artefacts existent :

- Au niveau de la mécanique et de la collimation, les vibrations et les déformations peuvent donner des distorsions géométriques.
- Au niveau des détecteurs, une courbe de réponse est établie dans les phases d'étalement pour chaque cellule de détection.

Toute erreur va se traduire par des artefacts circulaires dont l'amplitude est d'autant plus marquée que l'erreur affecte des cellules proches du centre de rotation.

La divergence de faisceau dans l'épaisseur de coupe crée des halo en éventail pour les objets monocylindriques : pour diminuer ce phénomène il faut soit diminuer la hauteur de coupe, soit améliorer le parallélisme des faisceaux.

La largeur du pinceau de rayons X provoque une non linéarité de la mesure sur les forts gradients (bords à faible courbure ou pointe osseuse). Cette erreur provoque de longues stries en éventail à leur voisinage.

Les mouvements respiratoires, ceux du cœur, ceux du péristaltisme intestinale sont responsables de flou et de stries partant des objets à fort contraste. Ces artefacts sont réduits par des temps de pose très courts et des mesures sur  $360^\circ$ .

### 7.5.3 L'effet de volume partiel

Dans une coupe d'une certaine épaisseur l'image reconstruite tient compte de toute information densitométrique contenue dans celle-ci. Il faut en tenir compte dans l'interprétation morphologique et densitométrique. C'est ainsi que pour une structure d'orientation oblique, l'effet de volume partiel fait que sa largeur apparente sur l'image est plus importante que la largeur réelle. De même, dans l'interprétation densitométrique de certaines images, la valeur d'un pixel pour une coupe donnée correspond à la moyenne de la densité du voxel correspondant de la structure étudiée. Celle-ci a une hauteur plus importante que l'épaisseur ; la densité correspond à une certaine réalité, mais si la structure n'occupe qu'une partie du voxel étudié, il y a une sous évaluation de la densité correspondante.

## 7.6 Les doses d'irradiation

En scanner X, le patient est irradié, dans une région délimitée par l'épaisseur de coupe, de façon relativement intense. La dose d'irradiation à la peau varie selon les conditions habituelles de prise de vue entre 0.05 et 5 Roentgens. La FDA (Food and Drug Administration) a recommandé l'utilisation d'un CTDI (Index de dose intégrale pour le scanner); cet index peut être mesuré avec des fantômes de différents diamètres, au centre du fantôme. Pour les multicoupes jointes la dose en surface augmente, et le rapport de dose entre celle en coupes multiples (M) et celle en coupe unique (S), est toujours supérieur à l'unité. Les doses à la peau en mGY, dans le cas d'une coupe au niveau de la tête, varie de 0.2 à 3; dans le cas d'une coupe au niveau de l'abdomen elles varient de 0.15 à 2. Elles sont relativement plus importantes chez l'enfant et surtout chez le nourrisson. La valeur des doses délivrées autour des scanners varie entre 10 à 20 microGY par coupe à un mètre. Enfin, la dose utilisée lors d'une coupe fine peut augmenter d'un facteur 10 par un rapport à la dose habituelle. Il faut donc réserver ce type de coupe à des cas bien spéciaux et l'éviter absolument chez l'enfant.

## 7.7 Paramètres modulables par le médecin pour améliorer la qualité du diagnostic radiologique

### 7.7.1 Contraste de l'objet à examiner et épaisseur de coupe optimale

La détection d'une lésion dépend du gradient de densité entre celle-ci ( $d_L$ ) et les tissus environnants ( $d_T$ ) selon la formule :

$$1000(d_L - d_T) = \text{nombre d'HU (+/-)}$$

Ainsi, l'utilisation de coupes épaisses au niveau du parenchyme pulmonaire suffit pour déceler la plus part des processus pathologiques pulmonaires : même si une petite partie de l'anomalie est incluse dans la coupe, le gradient de densité (entre l'air parenchymateux et la lésion solide) est suffisant pour rendre une anomalie visible : un nodule pulmonaire de 1 mm d'épaisseur dans une coupe de 10 mm. Inversement dans le foie, étant donné la faible différence de densité entre les lésions et le parenchyme hépatique normal, la coupe doit être aussi fine que la lésion pour la détecter (limitation du scanner hépatique pour la détection d'une lésion de petite taille).

### 7.7.2 Bruit et épaisseur d'une coupe optimale

Le bruit quantique augmente quand la dose utilisée diminue. Cependant l'augmentation de dose surcharge le tube et prolonge le temps d'examen. Un compromis doit être trouvé, adapté à chaque cas particulier. Si la région est facile à immobiliser et a un contraste intrinsèque élevé, la résolution spatiale est optimale (structures osseuses); des coupes fines d'un millimètre sont possibles avec un temps d'acquisition élevé.

A l'inverse :

- Si un compromis est nécessaire entre la définition anatomique et la résolution en densité favorable (surrénales, hernie discale lombaire), il faut utiliser une coupe d'épaisseur moyenne de 5 mm.
- Si la résolution en densité et le flou cinétique nécessitent un compromis il faut une résolution spatiale de moindre importance : épaisseur de coupe de 10 mm (parenchyme intra abdominal).

### 7.7.3 Le facteur dose

Pour une dose constante on ne peut réduire l'épaisseur de coupe sans diminuer la qualité intrinsèque de l'image. Pour augmenter la dose il faut augmenter les milliampères, et/ou le temps total de balayage, et/ou l'angle total de balayage.

### 7.7.4 Champs de reconstruction

La résolution spatiale finale de l'image dépend de la dimension du pixel ; cette dernière doit être inférieure à la dimension la plus petite du voxel à reconstruire. Par exemple pour un patient mesurant 52 cm de diamètre et représenté par une matrice de 320, le pixel vaut 1.6 mm ; il faut donc utiliser, à l'acquisition une matrice plus fine pour augmenter les performances finales de la reconstruction.

## 8 Les données

Deux tomодensitométries thoraciques ont été réalisées dans le service de radiologie de l'hôpital de l'Archet II dans le service de radiologie du Professeur B. Padovani. Ces examens ont été acquis sur un scanner Philips.

Le premier examen avait les caractéristiques suivantes : coupes de 3 mm jointives sans injection de produit de contraste, matrice de reconstruction de 512 par 512. Un voxel mesurait 3.00 mm (en z), 0.82 mm (en x et y).

Le deuxième examen avait les caractéristiques suivantes : coupes de 2 mm jointives sans injection de produit de contraste, matrice de reconstruction de 512 par 512. Un voxel mesurait 2.00 mm (en z), 0.64 mm (en x et y).

Pour ces deux examens, l'intensité était codée sur 2 octets signés. Les données étaient au format DICOM et ont été récupérées via le serveur ftp de l'INRIA. Elles ont ensuite été converties au format inrimage pour être lisibles par les logiciels de la bibliothèque du projet Epidaure.

## 9 Extraction automatique des poumons

Les segments pulmonaires étant définis par les structures arborescentes bronchiques et vasculaires, leur modélisation repose sur l'analyse de ces structures. Le premier temps de l'analyse des structures arborescentes pulmonaires nécessite donc de segmenter (c'est-à-dire isoler) les deux poumons dans l'image tomодensitométrique thoracique.

Les poumons contenant de l'air, de faible densité en unité Hounsfield, ils peuvent être distingués des autres structures thoraciques (de plus forte densité).

Nous allons donc voir dans ce chapitre que l'analyse de l'histogramme des intensités de l'image thoracique permet de définir une intensité seuil séparant les poumons des autres structures thoraciques. La définition de ce seuil repose sur l'approximation de l'histogramme par une somme de gaussiennes par la méthode de Levenberg-Marquardt [Mar63, Lev44]. Le résultat du seuillage de l'image initiale donne une image comportant des "trous" qui correspondent à la perte des voxels de densité supérieure au seuil (faux négatifs), qu'il faudra récupérer à l'aide d'outils de morphologie mathématique.

### 9.1 Histogramme des intensités du thorax

L'histogramme des intensités de l'image originale du premier examen est représenté par la figure 32.

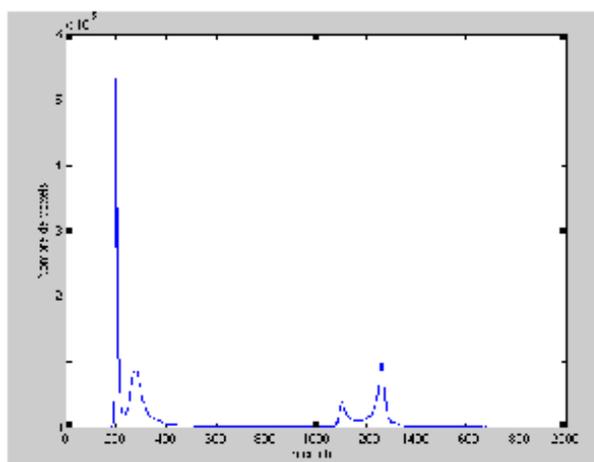


FIG. 32 – Histogramme des intensités de la première image originale.

L'analyse des intensités sur la première image originale (figure 33) permet de constater que le premier pic correspond à l'air extra-thoracique (figure 34), que le deuxième correspond au parenchyme pulmonaire (figure 35), que le troisième correspond aux tissus d'intensité intermédiaire, la graisse (figure 36), que le dernier correspond aux structures médiastinales, aux gros vaisseaux, aux muscles et au squelette (figure 37).



FIG. 33 – Vue dans trois plans de l'espace de la première image originale.

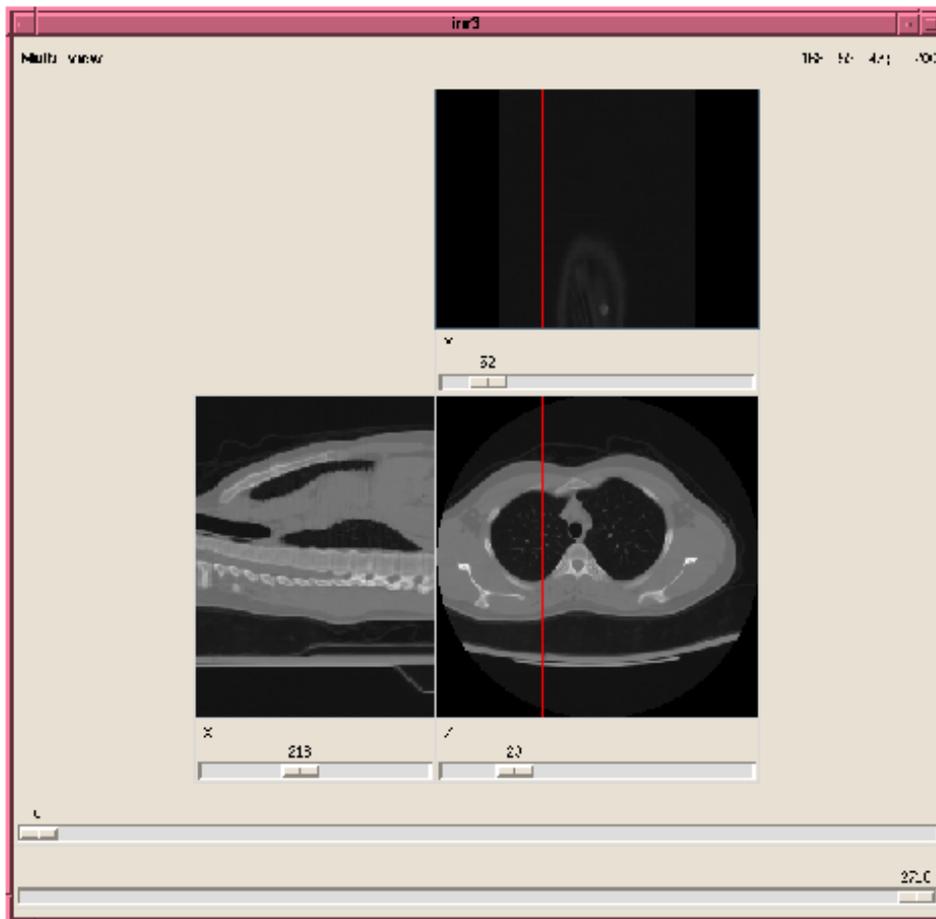


FIG. 34 – Point de coordonnées 168, 142, 43 ayant une densité de 200 : air extra-thoracique.

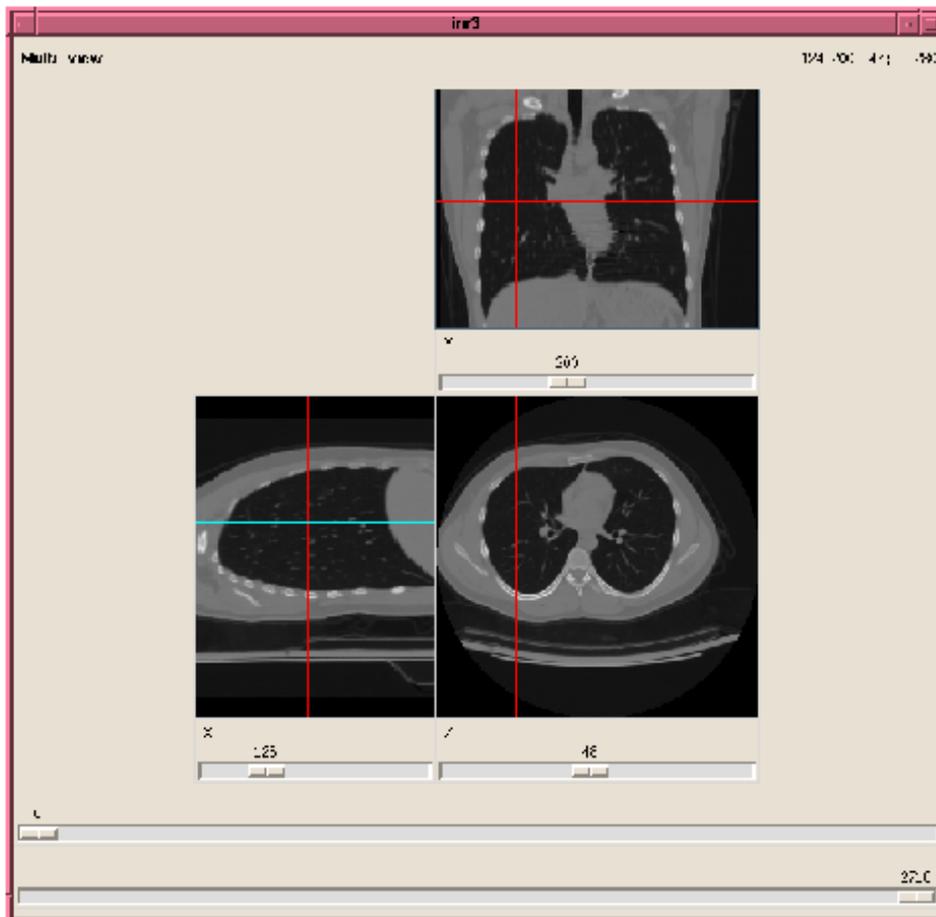


FIG. 35 – Point de coordonnées 124, 200, 47 ayant une densité de 280 : parenchyme pulmonaire.

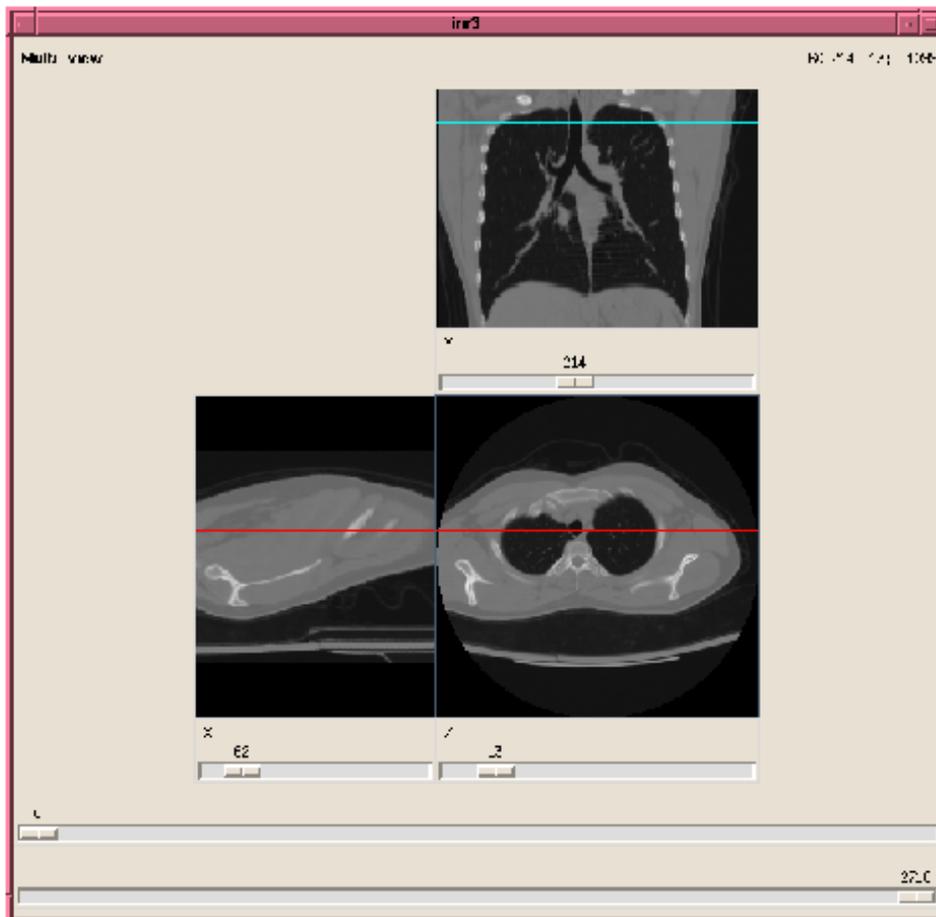


FIG. 36 – Point de coordonnées 60, 214, 13 ayant une densité de 1099 : grisse.

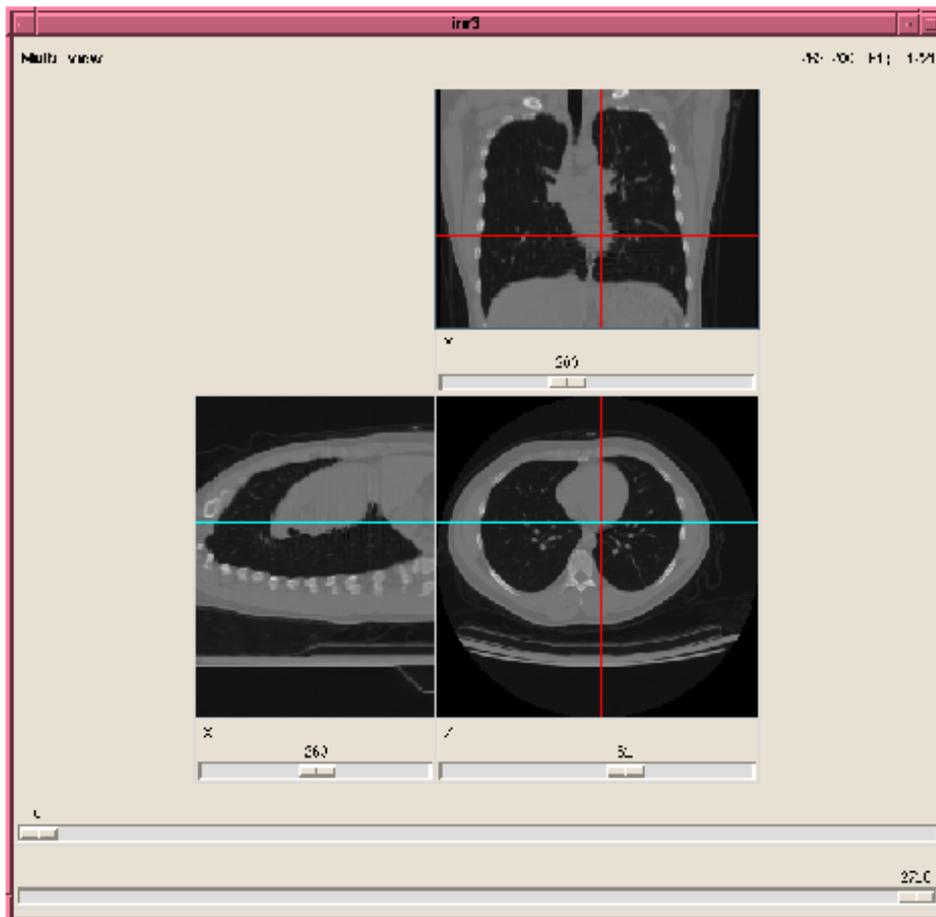


FIG. 37 – Point de coordonnées 262, 200, 61 ayant une densité de 1221 : médiastin.

L'histogramme calculé sur la deuxième tomodynamométrie amène les mêmes constatations (figure 38).

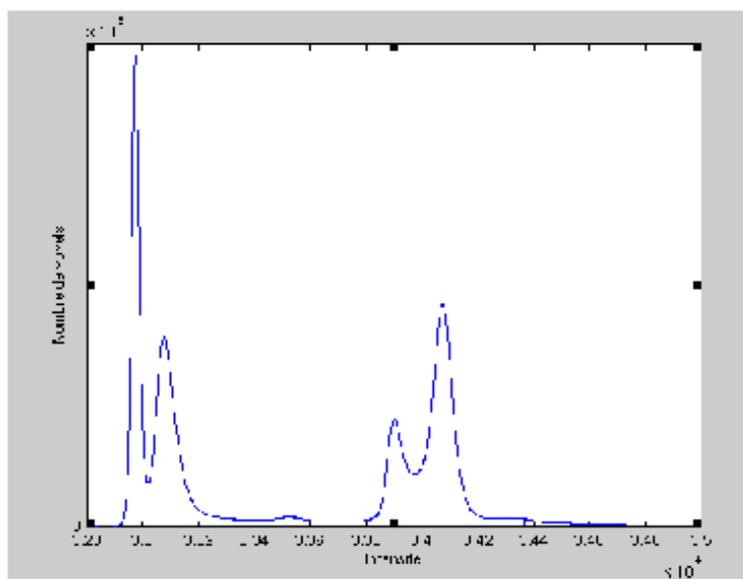


FIG. 38 – Histogramme des intensités de la deuxième image originale.

L'objectif est de trouver automatiquement un seuil permettant de séparer les différentes classes observées sur l'histogramme des intensités. Ces seuils  $S_i$  permettront d'isoler ces différentes classes en ne retenant que les pixels compris entre 0 et  $S_1$  pour l'air extrathoracique, compris entre  $S_1$  et  $S_2$  pour les poumons, entre  $S_2$  et  $S_3$  pour le tissu graisseux et entre  $S_3$  et  $S_4$  pour le médiastin, les muscles, les os et les gros vaisseaux. Tout comme le foie, l'analyse de l'histogramme des intensités de l'image permet de supposer que la distribution des intensités des quatre classes décrites ci-dessus suit une loi normale. L'idée [Sol99] consiste à approximer l'histogramme par une somme de quatre gaussiennes, chacune d'elles représentant la distribution des voxels d'une des classes. Avec cette information, le seuil  $S_i$  est défini par l'intersection de deux gaussiennes voisines.

## 9.2 Méthode d'ajustement des gaussiennes

Le but est d'ajuster des gaussiennes sur l'histogramme des intensités de l'image, c'est-à-dire faire en sorte que la somme de  $K$  gaussiennes donne une courbe la plus proche possible de l'histogramme. Soit un ensemble de  $M$  points  $(x_j, y_j)$  de l'histogramme. Ces points sont pris pour des valeurs d'intensités discrétisées entre  $x_1 = \min$  et  $x_M = \max$ , avec  $y_j = h(x_j)$  le nombre de voxels de l'image ayant pour intensité  $x_j$ . Soit  $f_k$  une gaussienne d'amplitude  $A_k$ , de moyenne  $\mu_k$  et d'écart type  $\sigma_k$ . En considérant que  $h$  est une estimation de la somme  $F$  de  $K$  gaussiennes  $f_k$ , calculer le meilleur ajustement aux moindres carrés est équivalent à minimiser le terme suivant :

$$\chi^2(a) = \sum_{j=1}^M \left[ h(x_j) - \sum_{k=1}^K f_k(x_j) \right]^2 \quad \text{avec} \quad f_k(x) = \frac{A_k}{\sqrt{2\pi}\sigma_k} e^{-\frac{1}{2} \frac{(x-\mu_k)^2}{\sigma_k^2}}$$

Pour cela, nous utilisons la méthode de Levenberg-Marquardt [Mar63] et [Lev44] qui modifie de façon itérative la solution précédente de façon à faire décroître la valeur du  $\chi^2$ . La solution dépend d'une initialisation, elle ne sera donc pas forcément la solution globale, des minima locaux pouvant être atteints. Cet algorithme a été implémenté par G. Malandain dans la bibliothèque de programmes du projet Epidaure.

## 9.3 Application au thorax

### 9.3.1 Détermination des seuils permettant de segmenter les poumons

L'analyse précédente de l'histogramme permet d'initialiser facilement les paramètres initiaux de chaque gaussiennes. Les quatre pics sont recherchés dans l'histogramme. Chaque pic  $P_i$  permet d'initialiser la moyenne  $\mu_i$  associée (figure 39). Sachant que  $f(\mu \pm \sigma) = f(\mu).e^{\frac{-1}{2}}$ , on cherche dans l'histogramme  $h$  les deux valeurs  $x_{sup}$  et  $x_{inf}$  telles que :

$$\begin{aligned} h[E(x_{sup} + 1)] &\leq f(\mu).e^{\frac{-1}{2}} < h[E(x_{sup})] \\ h[E(x_{inf})] &\leq f(\mu).e^{\frac{-1}{2}} < h[E(x_{inf} + 1)] \end{aligned}$$

La valeur initiale de  $\sigma$  est alors la moyenne de ces deux écarts c'est-à-dire  $\frac{x_{sup} - x_{inf}}{2}$ . Enfin, l'amplitude  $A$  est donnée à partir de nos deux premiers paramètres par  $h(\mu).\sqrt{2\pi}.\sigma$  puisque  $f(\mu) = \frac{A}{\sqrt{2\pi}.\sigma}$ . Une fois ces valeurs initiales déterminées, l'ajustement des gaussiennes par la méthode de Levenberg-Marquardt est réalisée.

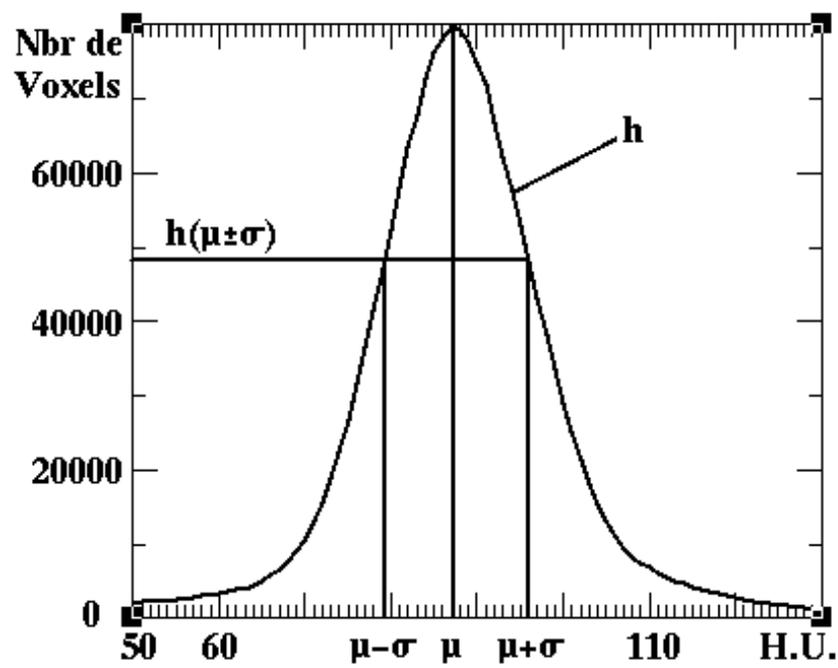


FIG. 39 - Initialisation des paramètres d'une gaussienne.

La figure 40 montre le résultat de l'ajustement des gaussiennes sur l'histogramme des intensités de la première image.

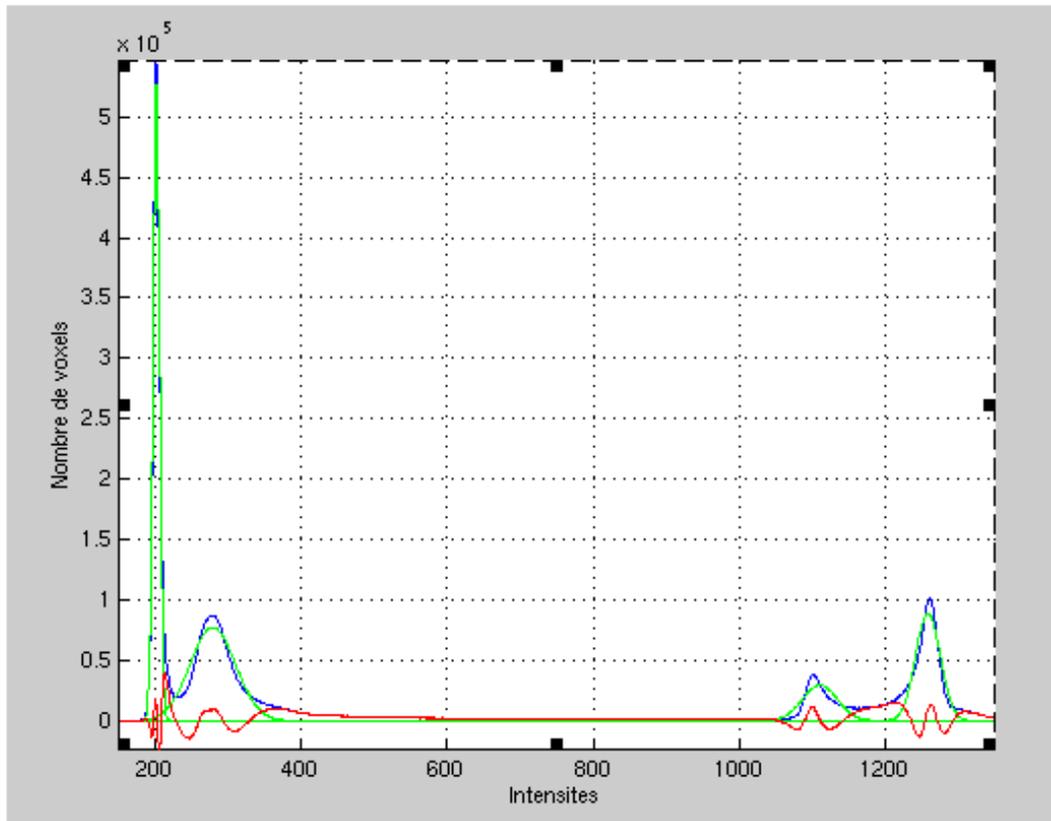


FIG. 40 - Ajustement de quatre gaussiennes sur l'histogramme du thorax de la première image. En bleu la courbe initiale, en vert les gaussiennes et en rouge la différence entre la courbe initiale et les gaussiennes.

La figure 41 montre la détermination du seuil  $S_1$  qui est l'intersection entre la première et la deuxième gaussienne, séparant la classe des voxels "air extra-thoracique" de la classe "parenchyme pulmonaire". La figure 42 montre la détermination du seuil  $S_2$  qui est l'intersection entre la deuxième et la troisième gaussienne, définissant le seuil séparant le parenchyme pulmonaire de la classe "structures graisseuses". Ces seuils permettent de réaliser la segmentation des poumons par seuillage global.

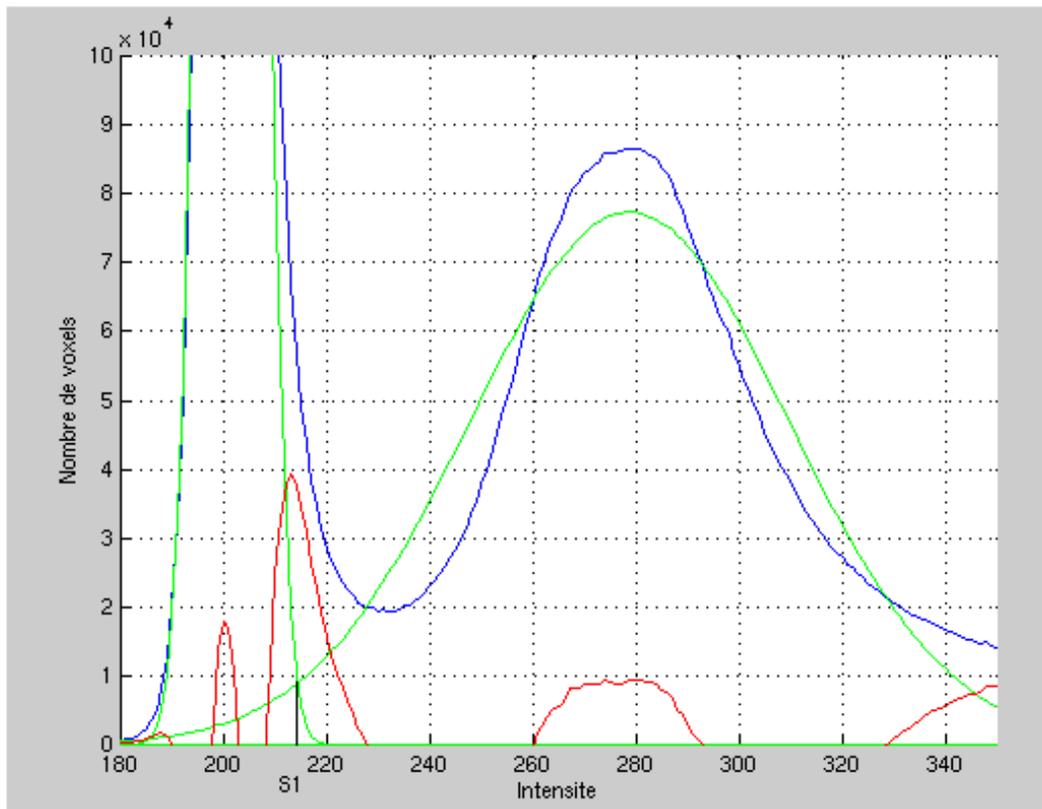


FIG. 41 – Détermination du seuil  $S_1$

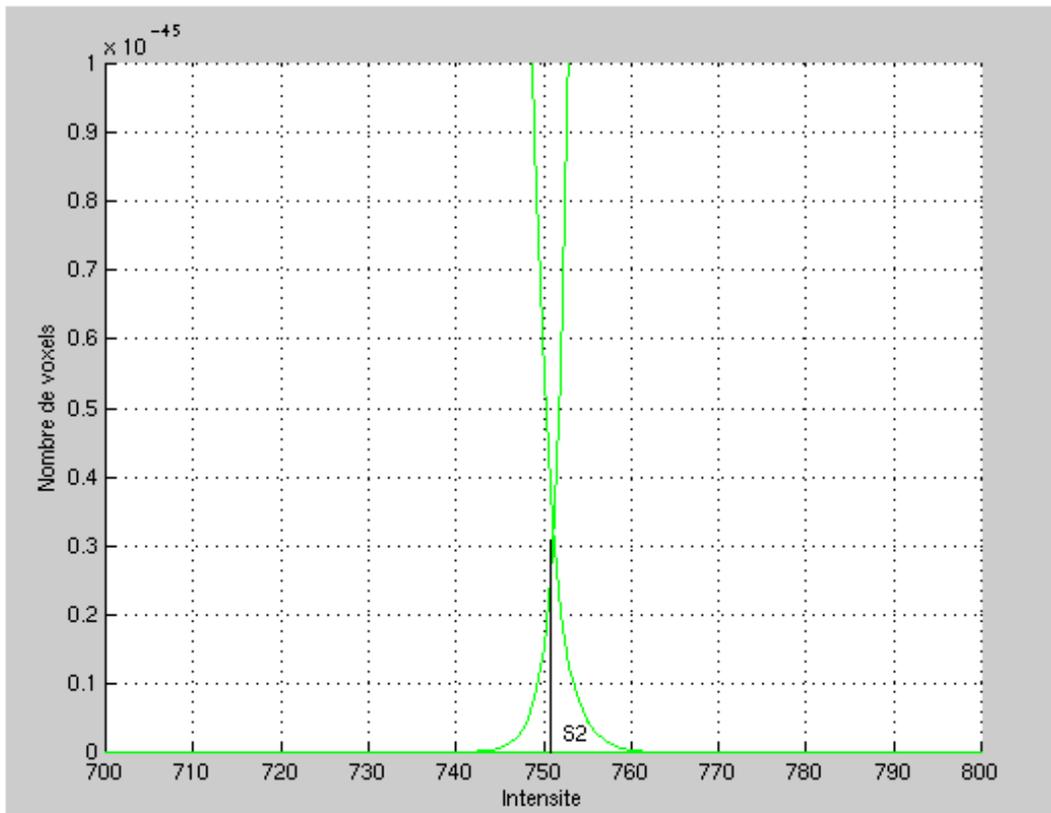


FIG. 42 - Détermination du seuil  $S_2$

### 9.3.2 Résultat du seuillage global

Le résultat du seuillage de la première image est illustré par la figure 43. On constate que le seuillage a récupéré des éléments externes au thorax : le lit du scanner, les vêtements,... D'autre part, il existe des "trous" dans le parenchyme pulmonaire. Nous allons voir que ces éléments peuvent être corrigés par des outils de morphologie mathématique.



FIG. 43 – Résultat du seuillage obtenu avec les seuils  $S_1$  et  $S_2$ .

### 9.3.3 Connexité, outils de morphologie mathématique

La correction des erreurs du seuillage global repose sur des notions de morphologie mathématique. Dans ce paragraphe, quelques rappels seront faits sur ces notions. Nous précisons ainsi les notions de chemin, connexité, dilatation et érosion (voir les sites <http://telesun.insa-lyon.fr/telesun/Binaire/L01/detail.html> et <http://telesun.insa-lyon.fr/telesun/Binaire/L01/titre.html>).

Le plan (ou espace tri-dimensionnel) discret muni de la relation d'adjacence constitue un graphe, dont les sommets sont les pixels (ou voxels) et les arêtes joignent les paires de pixels adjacents. Les notions de chemin, distance, et connexité dans un graphe prennent ici une forme particulière.

#### – Chemins

Ecrivons  $k$  pour le nombre désignant l'adjacence choisie, c'est-à-dire  $k=4$  ou  $8$  pour le maillage carré du plan, et  $k=6, 18$  ou  $26$  pour le maillage cubique de l'espace tri-dimensionnel (on peut aussi considérer  $k=6$  pour le maillage triangulaire du plan). On parlera donc de la relation de  $k$ -adjacence entre les pixels (ou voxels). Un  $k$ -chemin du pixel  $p$  au pixel  $q$  est une suite  $x_0, \dots, x_n$  (où  $n$  est un entier naturel) de pixels tels que

$x_0 = p$  et  $x_n = q$ , pour  $i = 0, \dots, n-1$ ,  $x_i$  est  $k$ -adjacent à  $x_{i+1}$ .

Ici  $n$  est la longueur du chemin. Un chemin de longueur  $n$  comporte donc  $n+1$  pixels et  $n$  transitions. Par exemple un chemin de longueur  $0$  comprend un unique pixel, tandis qu'un chemin de longueur  $1$  est une suite  $p, q$  formée de deux pixels  $k$ -adjacents. En maillage carré tout  $4$ -chemin est un  $8$ -chemin, tandis qu'en maillage cubique, tout  $6$ -chemin est un  $26$ -chemin.

#### – Connexité

Soit  $X$  un ensemble de pixels. On dit que  $X$  est  $k$ -connexe si pour tous  $p, q$  dans  $X$ , il existe un  $k$ -chemin de  $p$  à  $q$  entièrement inclus dans  $X$ . On vérifie que :

- l'ensemble vide et les singletons  $p$  sont  $k$ -connexes ;
- étant donné une famille d'ensembles  $k$ -connexes ayant un pixel  $p$  en commun, la réunion de ces ensembles est  $k$ -connexe.

En maillage carré tout  $4$ -chemin est un  $8$ -chemin, donc un ensemble  $4$ -connexe sera toujours  $8$ -connexe. De même en maillage cubique, un ensemble  $6$ -connexe sera toujours  $26$ -connexe. Un ensemble n'étant pas toujours connexe, on peut alors le décomposer en ses composantes connexes. On appelle une composante  $k$ -connexe de  $X$  une partie  $k$ -connexe maximale de  $X$ . Si  $X$  est non-vide, les composantes  $k$ -connexes de  $X$  forment une partition de celui-ci, c'est-à-dire qu'elles sont non-vides, mutuellement disjointes, et recouvrent  $X$ . Pour un pixel  $p$  de  $X$ , la composante  $k$ -connexe de  $X$  contenant  $p$  est la réunion de toutes les parties  $k$ -connexes de  $X$  contenant  $p$ . En maillage carré une composante  $8$ -connexe de  $X$  est la réunion d'une ou plusieurs composantes  $4$ -connexes de  $X$  reliées entre elles par des connexions en diagonale. Dans

l'exemple suivant (figure 44), les composantes 4-connexes sont les ensembles numérotés de 1 à 5, tandis que les composantes 8-connexes sont d'une part la réunion des ensembles 1 à 3, d'autre part la réunion des ensembles 4 et 5.

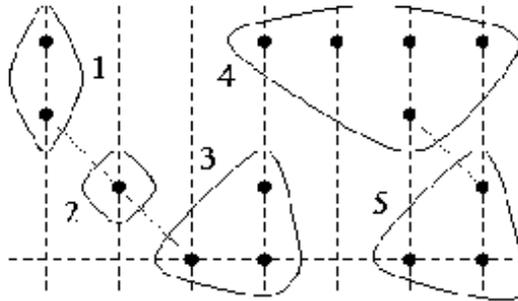


FIG. 44 - Parties connexes.

De même en maillage cubique, une composante 26-connexe est la réunion d'une ou plusieurs composantes 6-connexes.

- Erosion

Soit  $B$  un élément structurant et  $B_x$  cet élément centré en un pixel  $x$ . L'érosion consiste à poser en chaque pixel  $x$  d'un objet  $X$ , la question: " $B_x$  est-il contenu entièrement dans  $X$ ?". L'ensemble des positions  $x$  correspondant à une réponse positive forme le nouvel ensemble  $Y$ , appelé érodé de  $X$  par  $B$ .

Cet ensemble satisfait l'équation:

$$Y = \{\forall x \in X, B_x \subset X\}$$

On note l'érosion par  $E^B : Y = E^B(X)$ .

- Dilatation

L'opération de dilatation se définit de manière analogue à l'érosion. En prenant le même élément structurant  $B_x$ , on pose pour chaque point  $x$  la question " $B_x$  touche-t-il l'ensemble  $X$ ?". C'est à dire, y a-t-il une intersection non vide entre  $B_x$  et  $X$ ? L'ensemble des points de l'image correspondant aux réponses positives forme le nouvel ensemble  $X$  des dilatés de  $X$ .

$$Y = \{\forall x \in I, B_x \cap X \neq \emptyset\}$$

On note l'opération de dilatation par  $D^B : Y = D^B(X)$ .

### 9.3.4 Correction des faux positifs

Ce sont les éléments tels que la lit du scanner ou les vêtements, qui ont une densité proche de celle des poumons: ce sont des faux positifs. Les différentes structures extra-thoraciques comportent plus de pixels que les poumons. La composante connexe maximale en 26-connexté est donc l'ensemble de ces structures (figure 45). La soustraction de cette composante à l'image seuillée permet d'obtenir les poumons (figure 46).

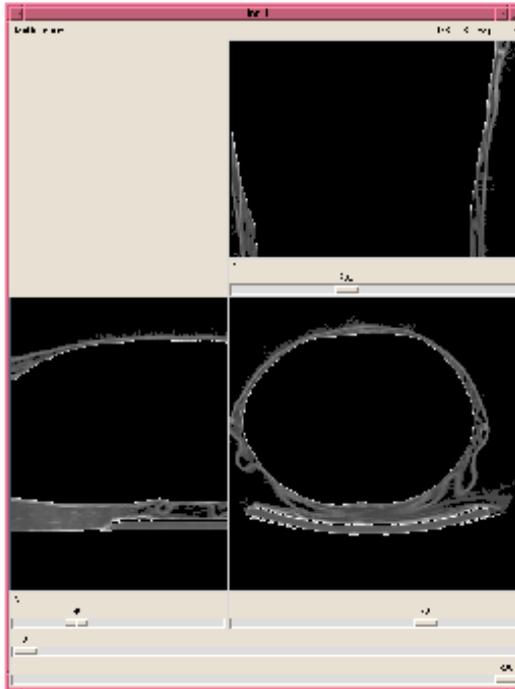


FIG. 45 – *Extraction de la composante connexe maximale de l'image seuillée.*

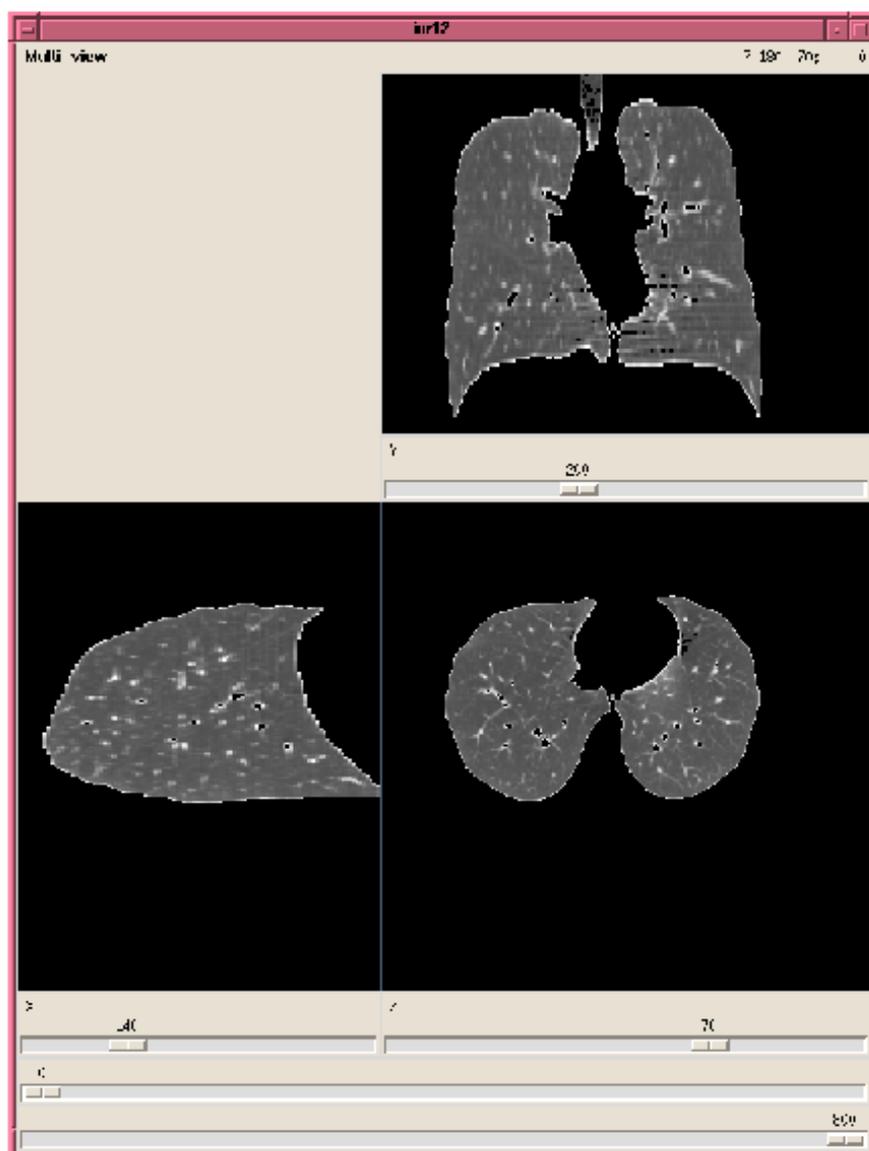


FIG. 46 – Poumons obtenus après soustraction de l'image seuillée et la composante connexe maximale de cette même image.

Sur le résultat obtenu, il existe des voxels intra-parenchymateux à 0. Ils correspondent à des faux négatifs du seuillage. Il en existe deux types :

- le premier type de faux négatifs est dû au fait que des voxels appartenant à la trachée (figure 47) ont une densité plus faible que le seuil  $S_1$  (voxels situés sous la première et la deuxième gaussienne et ayant une densité plus petite que  $S_1$ ).
- le deuxième type de faux négatifs est dû au fait que des voxels appartenant à des vaisseaux intra-pulmonaires (figure 48) ont une densité supérieure au seuil  $S_2$ .

Ces voxels appartiennent aux poumons et il faut donc les récupérer.

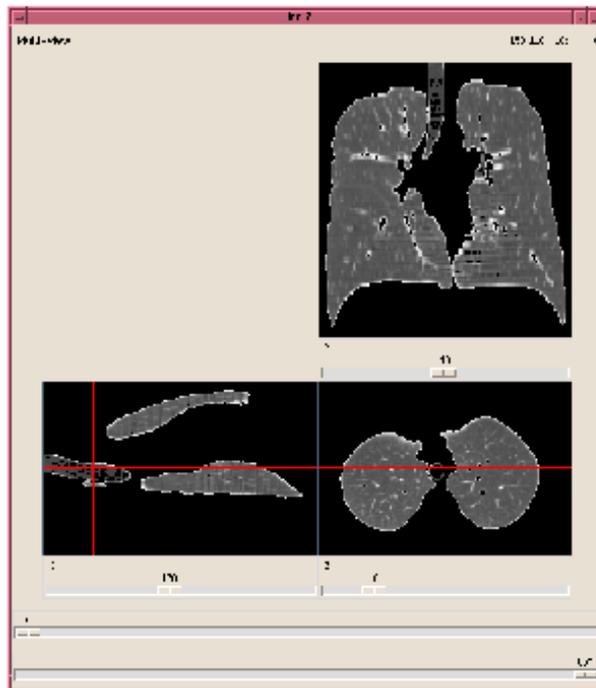


FIG. 47 – Voxel de coordonnées 158, 118, 18 appartenant à la trachée, perdu par le seuillage.

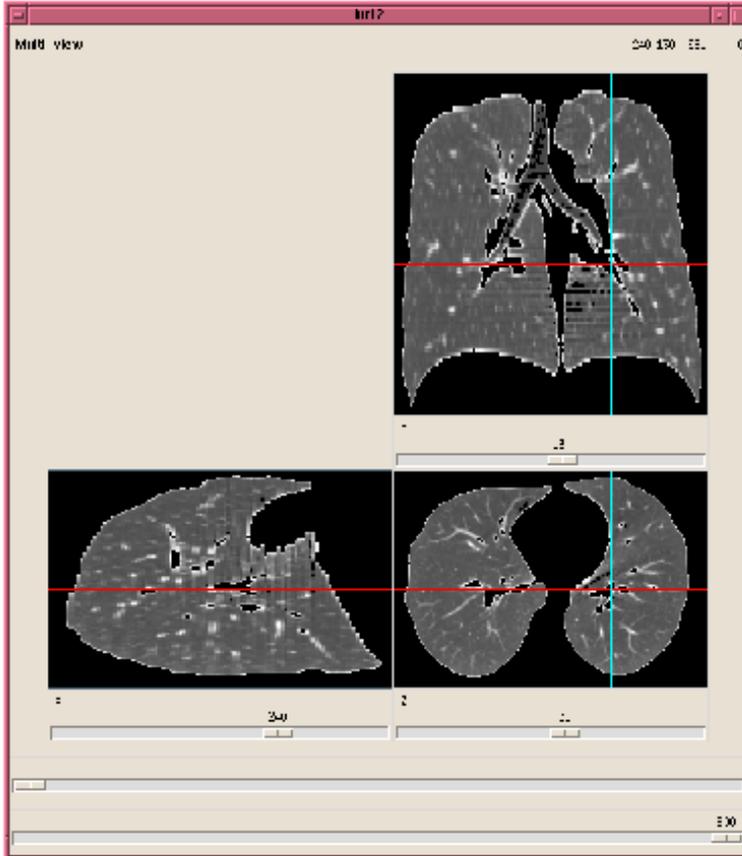


FIG. 48 – Voxel de coordonnées 240, 130, 56 appartenant à un vaisseau, perdu par le seuillage.

### 9.3.5 Correction des faux négatifs

Les voxels ayant été perdus lors du seuillage global appartiennent à des éléments anatomiques intraparenchymateux pulmonaires en ce qui concerne les vaisseaux et à la trachée pour les autres. Ils déterminent ainsi des objets différents en terme de morphologie mathématique correspondant à des "trous" dans l'image (figure 49). Partant de cette constatation, il semble licite de réaliser une série de dilatation en 26-connexité jusqu'à obtenir une composante connexe unique (figure 50). Lorsque cette composante connexe est obtenue, le masque est érodé autant de fois qu'il avait été dilaté ce qui permet d'obtenir un masque sans "trou" (figure 51). Ce masque est appliqué à l'image initiale permettant ainsi de récupérer les poumons (figure 52).

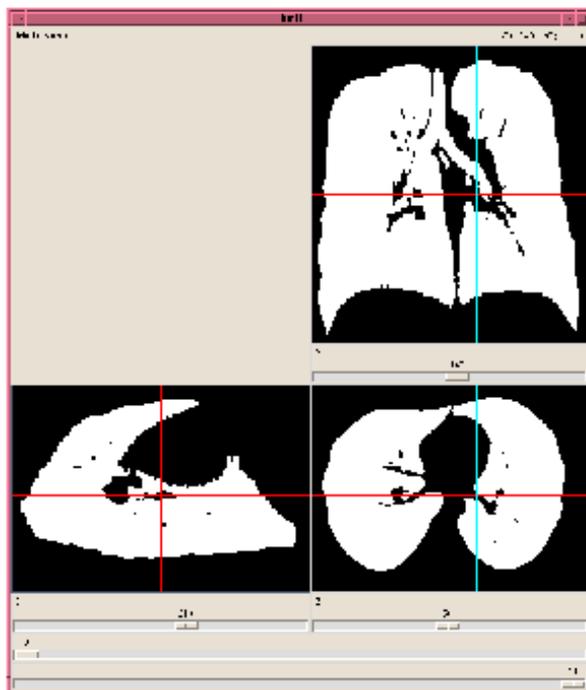


FIG. 49 – Voxel de coordonnées 210, 140, 50 appartenant à la veine pulmonaire inférieure gauche, perdu par le seuillage (densité dans l'image originale: 1258). Cette image est l'image binarisée de l'image obtenue par le seuillage global.

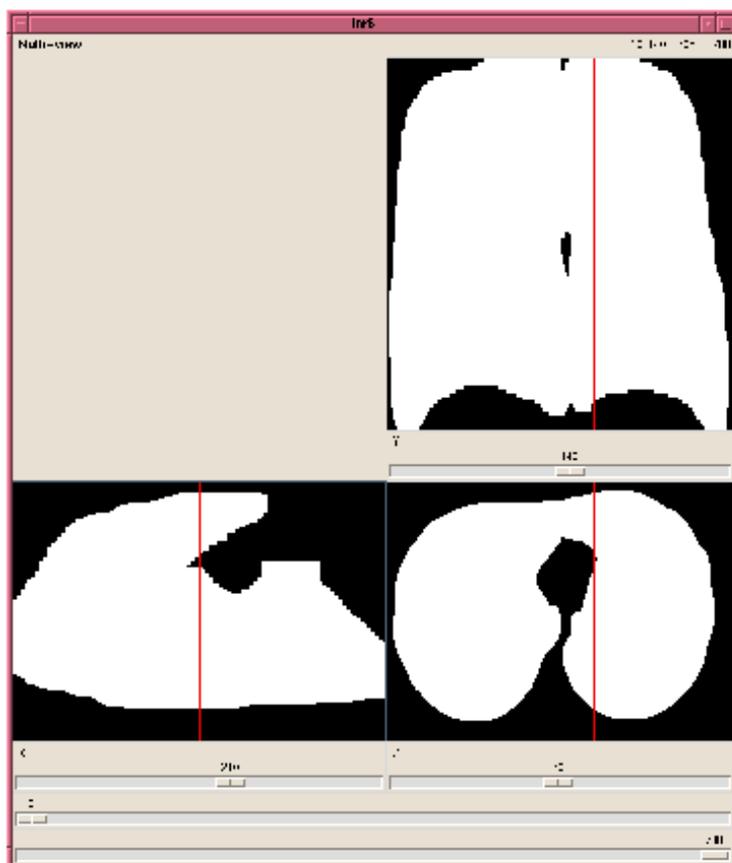


FIG. 50 – Même voxel dont la valeur vaut 1 dans le masque dilaté jusqu'à obtenir une seule composante connexe.

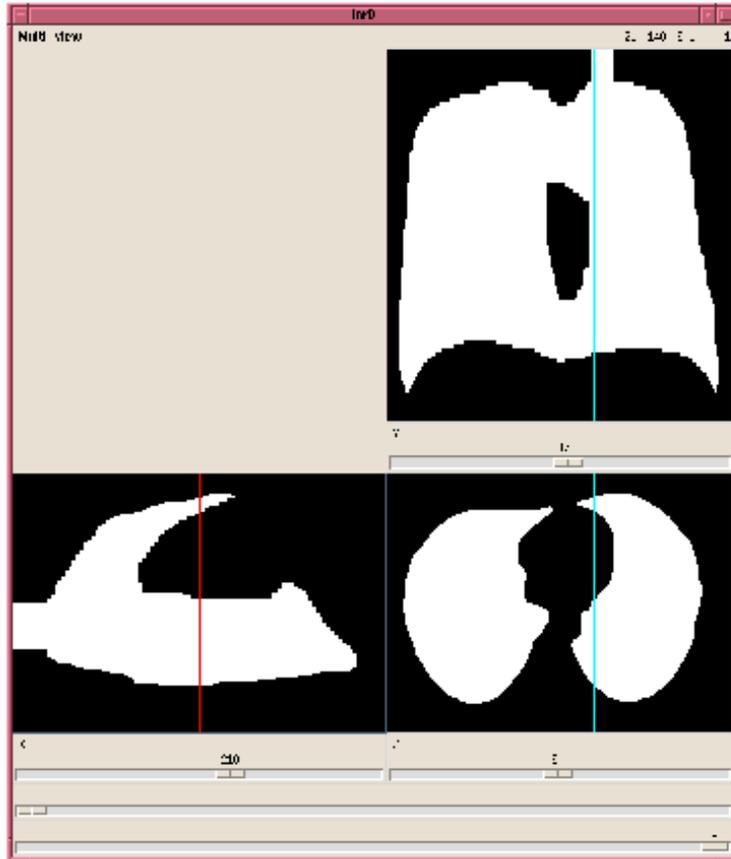


FIG. 51 – Même voxel dont la valeur vaut 1 dans le masque érodé.

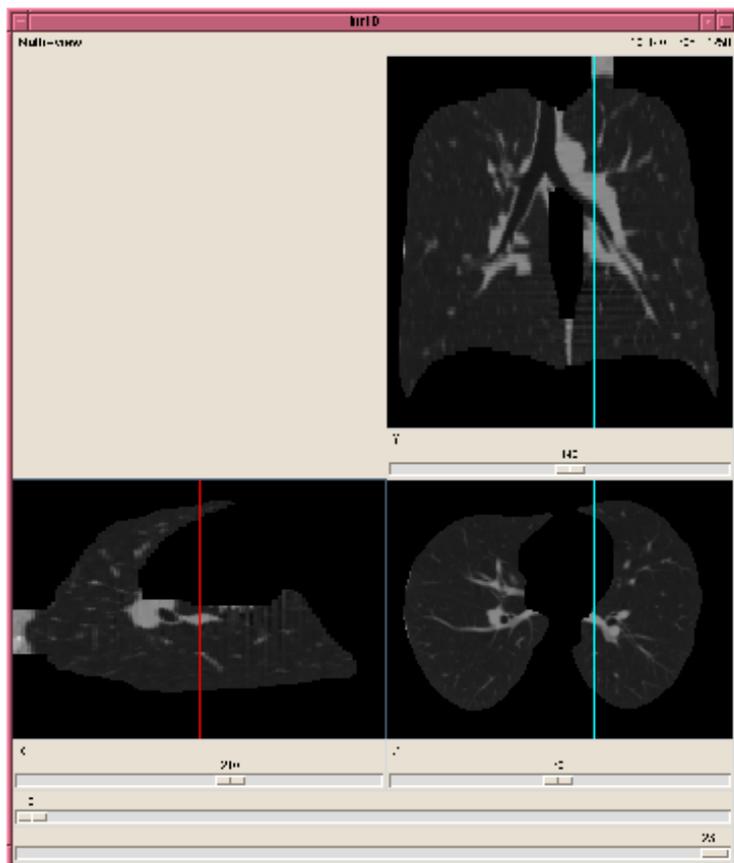


FIG. 52 – Même voxel dont la valeur vaut 1258 après multiplication de l'image originale par le masque érodé.

## 9.4 Conclusion : extraction automatique des poumons

Les différentes étapes permettant d'extraire les poumons d'une série de coupes tomodensitométriques thoraciques sont les suivantes :

- Analyse de l'histogramme des intensités permettant de trouver les quatre principaux pics qui servent d'initialisation de l'étape suivante.
- Ajustement de quatre gaussiennes sur l'histogramme des intensités, les intersections entre deux gaussiennes consécutives déterminent les seuils séparant le parenchyme pulmonaire de l'air extra-thoracique d'une part et d'autre part les tissus de plus forte densité (os, médiastin, gros vaisseaux, muscles et graisse).
- L'image obtenue par seuillage globale est binarisée.
- Elle est dilatée pour combler les "trous" correspondant aux faux négatifs (trachée et vaisseaux) jusqu'à obtenir une composante connexe unique.
- Le résultat précédent est érodé.
- L'image thoracique initial est multipliée par le masque obtenu lors de l'étape précédente fournissant l'image des deux poumons.

L'étape suivante consiste à extraire les différentes structures arborescentes pulmonaires : l'arbre trachéo-bronchique, les arbres vasculaires artériels et veineux. Elles pourront être utilisées par la suite pour la création des segments pulmonaires par régions d'influence.

## 10 Extraction automatique des structures arborescentes des poumons

Comme pour l'extraction des poumons du thorax, l'analyse de l'histogramme des poumons peut permettre de séparer les différentes structures anatomiques pulmonaires, en s'appuyant sur le fait que l'arbre trachéo-bronchique est de faible densité, que le parenchyme pulmonaire est d'intensité intermédiaire et que les vaisseaux sont de forte intensité. Nous verrons dans ce chapitre que l'ajustement des gaussiennes sur l'histogramme est plus complexe que précédemment (un seul pic "visible"), que le résultat du seuillage global à partir de trois classes ne sera pas satisfaisant et nécessitera l'introduction d'une quatrième classe. Enfin nous verrons que le résultat du seuillage des vaisseaux nécessitera la correction par des outils de morphologie mathématique des faux négatifs et des faux positifs de ce seuillage.

### 10.1 Analyse de l'histogramme des intensités pulmonaires

Contrairement à l'histogramme de l'image originale, il n'existe qu'un seul pic directement identifiable (figure 53). Il correspond au parenchyme pulmonaire qui compte le plus grand nombre de voxels. Deux autres structures sont recherchées : les voxels de l'arbre trachéo-bronchique et ceux des vaisseaux. Les premiers ont une faible densité, ils se trouvent donc à l'extrémité gauche de l'histogramme et les seconds une forte densité qui se trouvent à l'extrémité droite de l'histogramme.

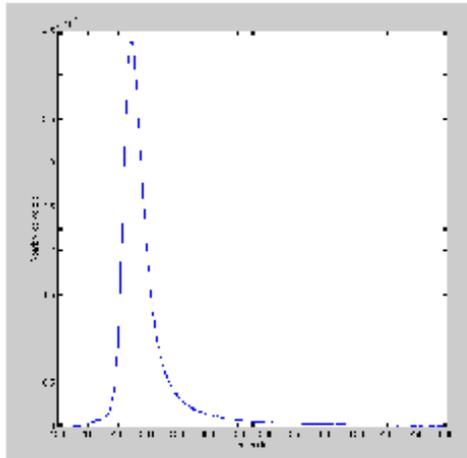


FIG. 53 – *Histogramme des intensités pulmonaires.*

## 10.2 Application de l'ajustement des gaussiennes aux poumons

Compte tenu de la forme générale de l'histogramme, il est assez simple d'évaluer les valeurs initiales de la gaussienne correspondant au tissu pulmonaire, puisque celui-ci occupe pratiquement tout l'histogramme. Par contre, les pics des deux autres gaussiennes, (correspondant pour les intensités les plus faibles à l'air trachéal, et pour celles les plus élevées aux vaisseaux) n'apparaissent pas dans cet histogramme, ce qui rend plus difficile leur évaluation initiale. Afin de combler ce handicap, dans un premier temps, la gaussienne principale est ajustée sur l'histogramme (figure 54). Dans un second temps, la soustraction du résultat obtenu à l'histogramme, fournit alors la répartition des points n'appartenant pas au parenchyme pulmonaire (aux quelques erreurs près du premier ajustement). A partir de cette nouvelle répartition, les paramètres des deux autres gaussiennes sont initialisés permettant ainsi d'ajuster les trois gaussiennes sur l'histogramme initial (figures 56 et 55).

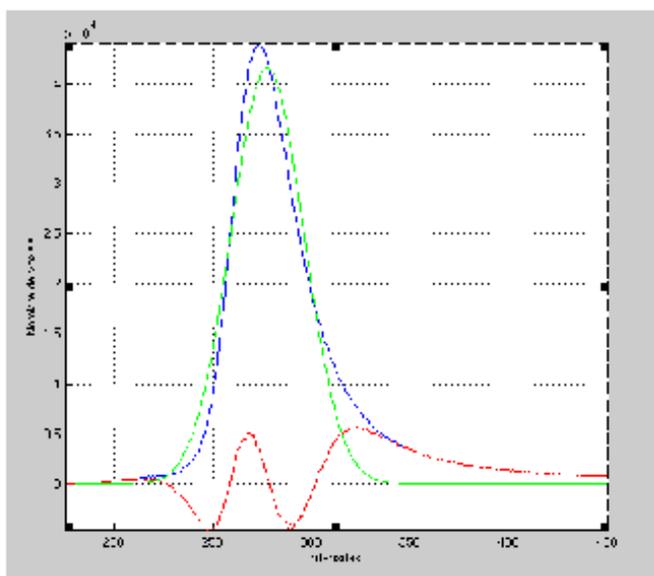


FIG. 54 – Ajustement de la première gaussienne sur le pic principal de l'histogramme. En bleu, l'histogramme initial, en vert la gaussienne ajustée, en rouge la différence entre les deux.

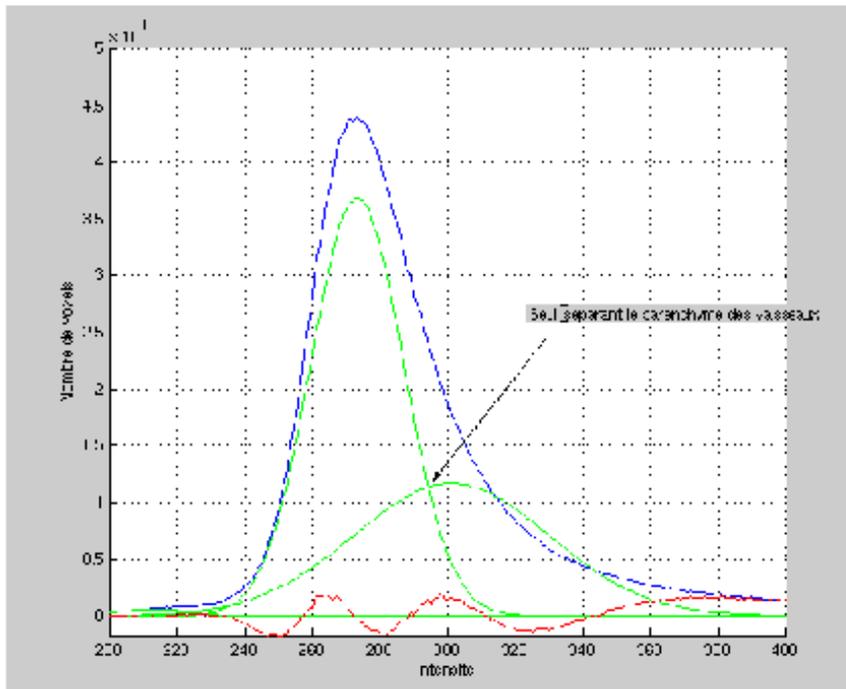


FIG. 55 – Ajustement des trois gaussiennes sur l'histogramme. Les paramètres des deux autres gaussiennes sont initialisées à partir de la différence entre l'histogramme et la première gaussienne. En bleu, l'histogramme initial, en vert les gaussiennes ajustées, en rouge la différence entre les gaussiennes et l'histogramme.

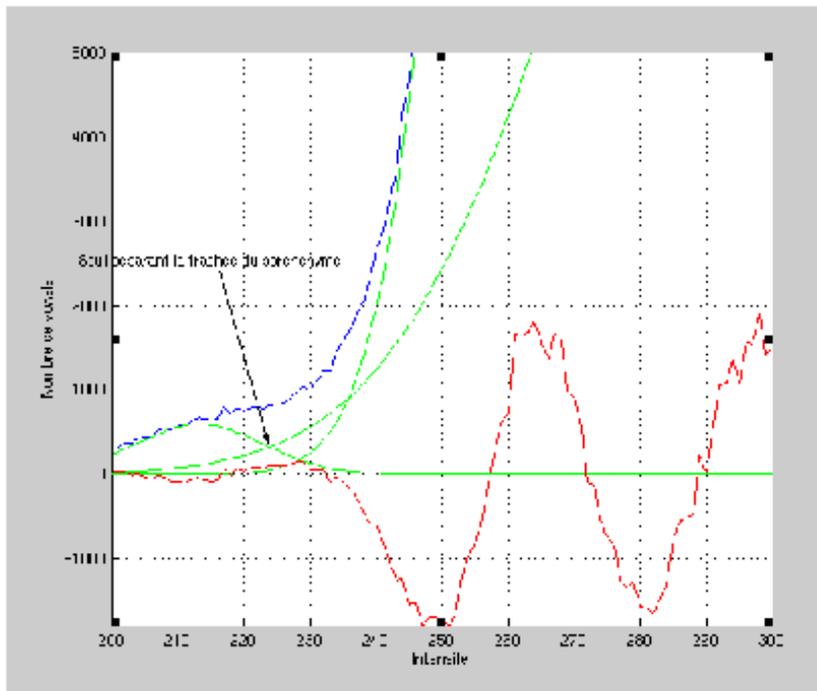


FIG. 56 – Ajustement des trois gaussiennes sur l'histogramme. Les paramètres des deux autres gaussiennes sont initialisées à partir de la différence entre l'histogramme et la première gaussienne. L'échelle est modifiée pour permettre de visualiser la première gaussienne. En bleu, l'histogramme initial, en vert les gaussiennes ajustées, en rouge la différence entre les gaussiennes et l'histogramme.

## 10.3 Résultat du seuillage global pour l'extraction des structures arborescentes pulmonaires

### 10.3.1 L'arbre trachéo-bronchique

Le seuil utilisé pour segmenter la trachée est donné par l'intersection de la première et de la seconde gaussienne. La figure 57 montre le résultat du seuillage. Plusieurs remarques peuvent être faites: tout d'abord la paroi de la trachée n'est pas récupérée par le seuillage (densité beaucoup plus élevée que l'air trachéo-bronchique) ensuite le seuillage ne récupère pas beaucoup de branches puisque par exemple, les branches de la pyramide basale ne sont pas présentes comme le montre la figure 58 qui est une vue MIP (Maximal Intensity Projection).

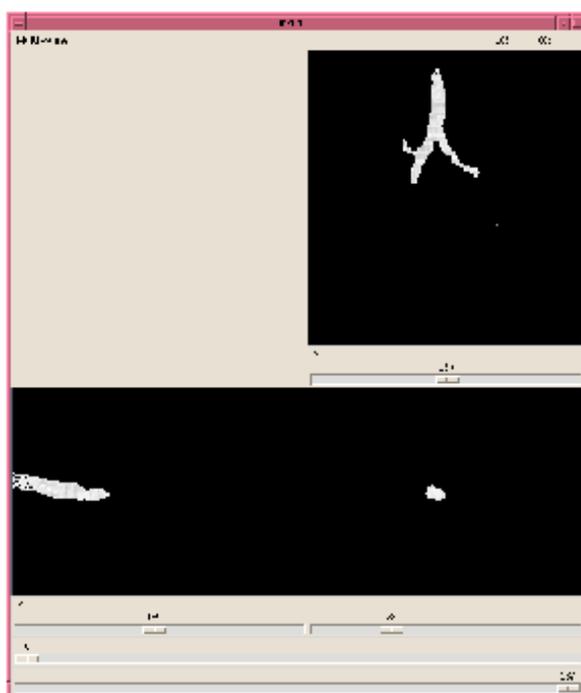


FIG. 57 – Résultat du seuillage pour l'extraction de la trachée.

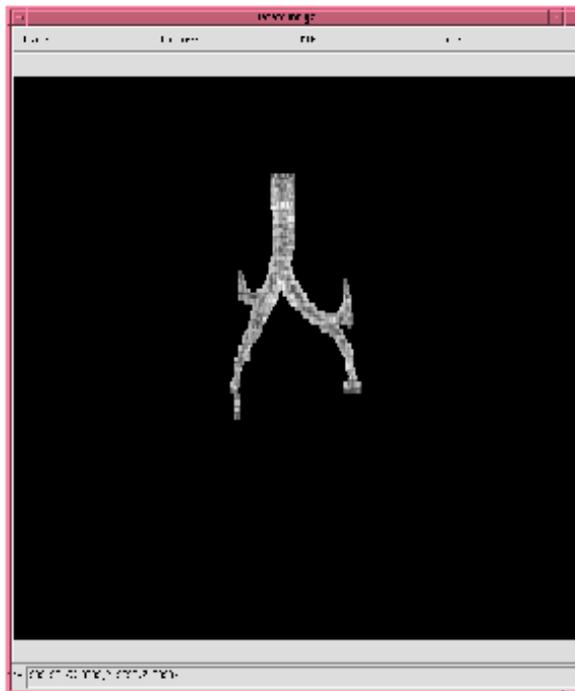


FIG. 58 – *Vue MIP de l'arbre trachéo-bronchique obtenu par le seuillage.*

La paroi trachéo-bronchique a une épaisseur de l'ordre de 2-3 millimètres, un voxel mesurant 0.82 mm x 0.82 mm x 3 mm, la réalisation de deux dilatation en 26-connexité permet de récupérer cette paroi, comme l'illustre la figure 59.

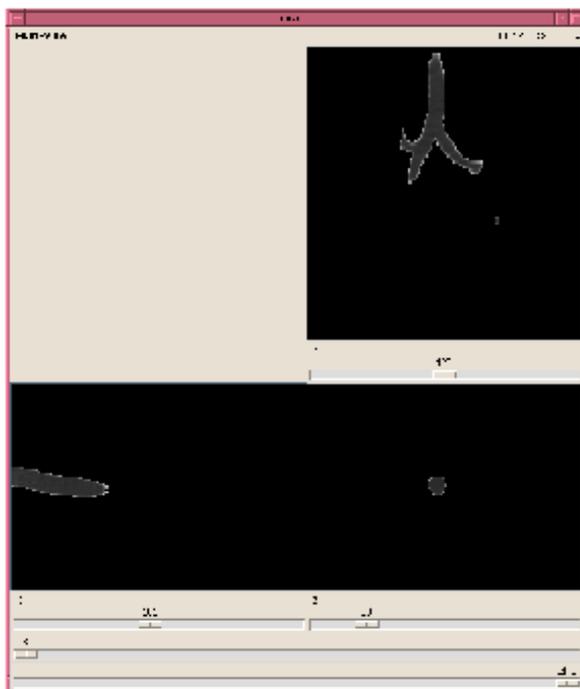


FIG. 59 – Résultat du seuillage pour l'extraction de la trachée avec récupération de la paroi par dilatation du masque.

En ce qui concerne la perte des bronches segmentaires, le seuillage appliqué sur la deuxième acquisition (taille du voxel: 0.64 mm x 0.64 mm x 2 mm) montre que cela dépend de la résolution de l'image originale puisque dans ce cas (meilleure résolution), toutes les bronches segmentaires sont récupérées par le seuillage. Ceci est illustré par la vue MIP du résultat du seuillage sur la deuxième image (figure 60).

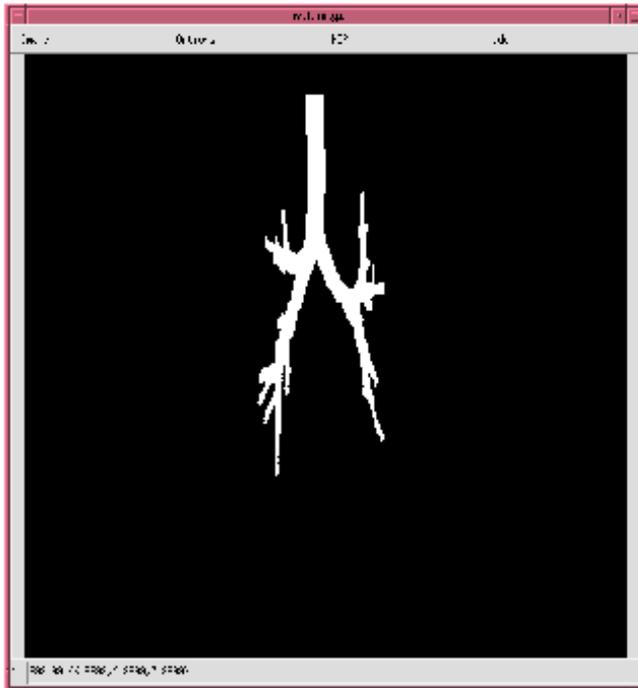


FIG. 60 – Vue MIP de l'arbre trachéo-bronchique, résultat du seuillage de la deuxième image.

### 10.3.2 Les structures vasculaires pulmonaires

Le seuil permettant d'extraire les vaisseaux est donné par l'intersection des deuxième et troisième gaussienne. Le résultat du seuillage est représenté par la figure 61.

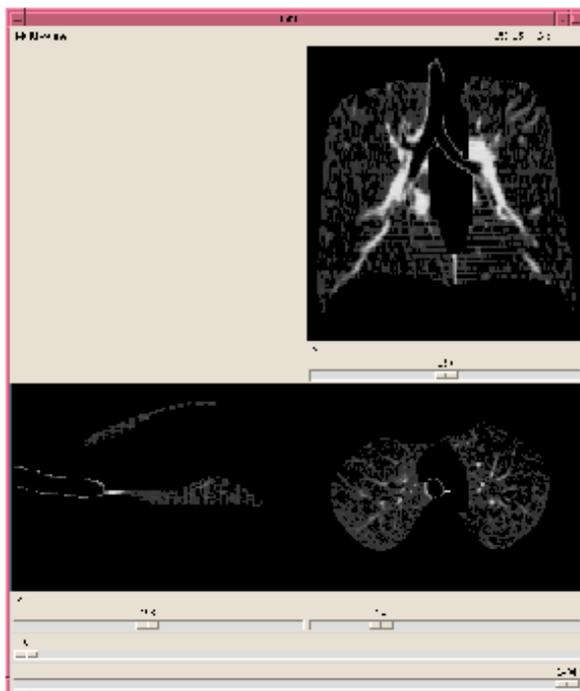


FIG. 61 – Résultat du seuillage pour l'extraction des vaisseaux.

Deux constatations peuvent être faites :

- la première est que la paroi de l'arbre trachéo-bronchique est récupérée par le seuillage (faux-positif)
- la seconde est que des voxels appartenant au parenchyme pulmonaire sont aussi récupérés par le seuillage global.

Pour s'affranchir de la paroi trachéo-bronchique, la soustraction entre l'image de l'arbre trachéo-bronchique obtenue par le seuillage précédent à l'image des vaisseaux est réalisée. Le résultat est illustré par la figure 62.

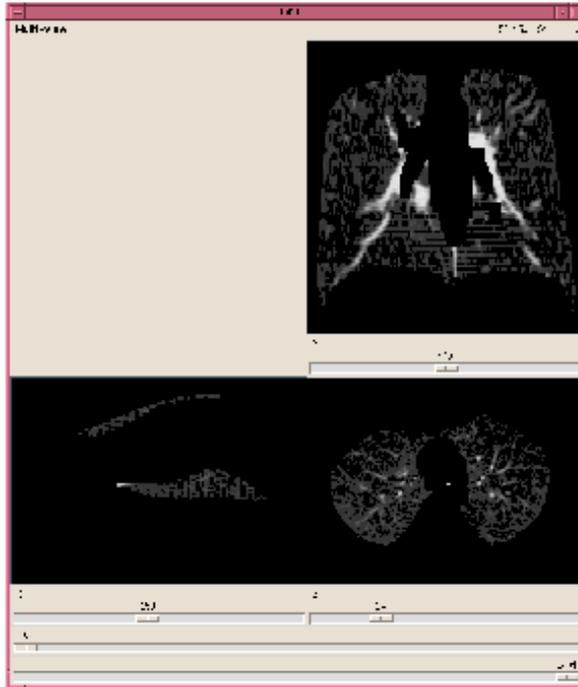


FIG. 62 – Image des vaisseaux après soustraction de la paroi trachéo-bronchique.

L'analyse des voxels parenchymateux faux positifs sur l'image des vaisseaux permet de constater qu'il s'agit de voxels proches de la paroi thoracique ou des vaisseaux et que leur relative forte densité est dû à un effet de volume partiel. Une étude plus précise de l'histogramme des intensités permet de constater que la différence entre l'histogramme et les trois gaussiennes ajustées laisse apparaître une gaussienne à droite (figure 55). Une quatrième gaussienne est alors ajustée (figure 63). L'interprétation est la suivante : la première gaussienne correspond aux voxels trachéo-bronchiques, la deuxième au parenchyme pulmonaire central (à distance de la paroi et des vaisseaux), la troisième au parenchyme pulmonaire périphérique (proches des vaisseaux et de la paroi thoracique) et la quatrième aux vaisseaux.

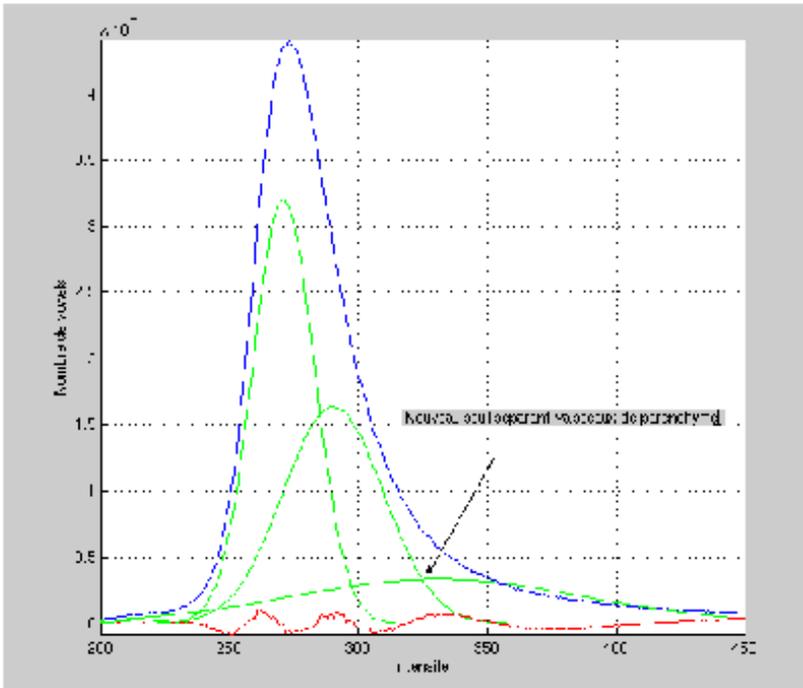


FIG. 63 – Ajustement de quatre gaussiennes sur l'histogramme des intensités pulmonaires permettant de déterminer le nouveau seuil des vaisseaux.

Le résultat du nouveau seuillage est illustré par la figure 64. La figure 65 est une vue MIP du résultat du nouveau seuillage.

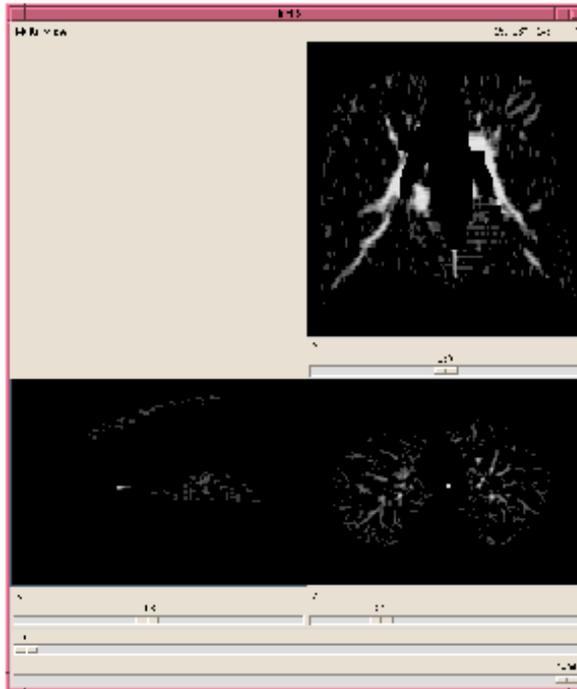


FIG. 64 – Résultat du nouveau seuillage, le seuil est déterminé par l'intersection des troisième et quatrième gaussiennes.

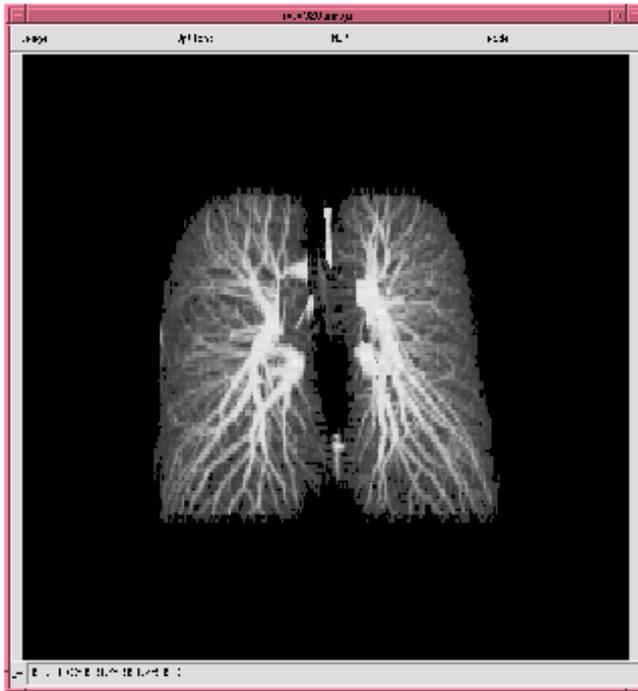


FIG. 65 – Vue MIP du résultat du nouveau seuillage.

En conclusion, une première analyse de l'histogramme des intensités pulmonaires a permis de déterminer deux seuils séparant trois classes, l'arbre trachéo-bronchique, le parenchyme pulmonaire et les vaisseaux. En ce qui concerne l'arbre trachéo-bronchique, le nombre de branches récupéré dépend étroitement de la résolution de l'image, seules les bronches lobaires sont récupérées sur la première image alors que les bronches segmentaires sont présentes sur le résultat du seuillage de la seconde image. En ce qui concerne les réseaux vasculaires, il existe un grand nombre de faux positifs. Les premiers correspondent à du parenchyme et ont nécessité de diviser la classe "parenchyme" en deux classes, la classe "parenchyme central" de plus faible densité que la classe "parenchyme périphérique"; ceci correspondant à l'existence d'une quatrième gaussienne sur l'histogramme des intensités. Les seconds correspondent à la paroi de l'arbre trachéo-bronchique et ont été "supprimés" par soustraction avec l'image de l'arbre trachéo-bronchique.

## 11 Squelettisation des structures anatomiques arborescentes pulmonaires

### 11.1 Position du problème

Elle est nécessaire pour créer ensuite les segments pulmonaires par régions d'influence. Les segments pulmonaires peuvent être définis par les divisions bronchiques ou par les divisions artérielles pulmonaires. Les divisions bronchiques sont obtenues par la méthode de seuillage précédemment décrite, mais les divisions ne sont suivies que jusqu'au niveau segmentaire ce qui est suffisant pour définir les segments mais de façon peu précise. Les branches artérielles sont récupérées au moins jusqu'au niveau sous-segmentaire ce qui permet d'accroître la précision de la segmentation par région d'influence. Le problème réside alors dans la séparation du réseau artériel du réseau veineux pulmonaire. Nous verrons dans un premier temps la méthode de squelettisation employée. Dans un second temps, l'analyse du résultat de la squelettisation du réseau vasculaire nous montrera que les réseaux veineux et artériel ne sont pas séparés, même après l'obtention d'une image isotrope, nous amenant à proposer un algorithme dit de "déroulé" des structures vasculaires pour tenter de séparer les deux réseaux.

### 11.2 Méthode de squelettisation et étiquetage topologique

Dans un espace discret, le squelette est un sous-ensemble de voxels de l'objet, très fin et placé au centre de l'objet. Un processus efficace de squelettisation doit satisfaire plusieurs conditions: la topologie de l'objet doit être conservée (homotopie), le squelette doit être bien localisé et la méthode doit être réversible. Pour réaliser la squelettisation, une méthode développée par Grégoire Malandain a été employée [MBA93, BM94, ST95, Pud98]. Elle consiste à réaliser un amincissement de l'objet, en enlevant de façon itérative les points qui ne changent pas la topologie de l'objet, ces points sont dits simples. Les points simples sont définis de la façon suivante: soit un point  $x$  d'un objet  $X$  dans une image et  $N_n(x)$  son  $n$ -voisinage ( $N_n$  contient le point  $x$ ). Soit  $N_n^*(x)$  défini par  $N_n^*(x) = N_n(x) \setminus \{x\}$ . On définit alors  $C^*$  comme le nombre de composantes 26-connexes de l'objet  $X$  limité au voisinage  $N_{26}^*(x)$  et 26-adjacentes à  $x$ . De plus on définit  $\tilde{C}$  comme le nombre de composantes 6-connexes, du fond de l'objet  $\bar{X}$  limité au voisinage  $N_{18}^*(x)$  et 6-adjacentes à  $x$ . On a alors:

**Proposition:** Un point  $x$  est dit simple si et seulement si

$$C^* = 1 \text{ et } \tilde{C} = 1$$

La preuve de cette proposition peut-être trouvée dans [BM94].

L'algorithme de squelettisation consiste à supprimer à chaque itération  $t \in [1, N]$  les voxels de l'objet situés à une distance  $d \in [t-1, t]$  du bord et définis comme points simples. La distance calculée au début du processus, permet d'assurer une bonne localisation du squelette. Chaque point est caractérisé topologiquement. Ainsi, à partir du 26-voisinage,

trois types de points sont définis :

- les points qui n'ont qu'un voisin sont appelés points terminaux,
- les points avec deux voisins sont appelés points intermédiaires,
- les points avec plus de deux voisins sont appelés points de jonction sont situés aux bifurcations des branches.

Nous allons maintenant examiner le résultat de la squelettisation de l'arbre trachéo-bronchique, qui donne un bon résultat, et celui obtenu pour les vaisseaux qui ne permet pas de séparer les artères des veines pulmonaires.

## 11.3 Résultat de la squelettisation des structures arborescentes pulmonaires

### 11.3.1 L'arbre trachéo-bronchique

La figure 66 montre en noir le squelette de la trachée obtenu par l'algorithme précédent. La figure 67 est une vue MIP (Maximal Intensity Projection), on constate qu'il manque une des bronches de la pyramide basale gauche qui a été perdue car trop courte sur le résultat du seuillage.

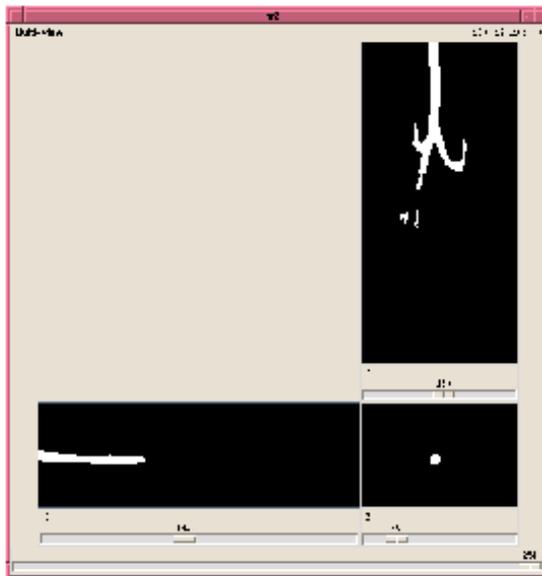


FIG. 66 – Soustraction du résultat de la squelettisation au masque.

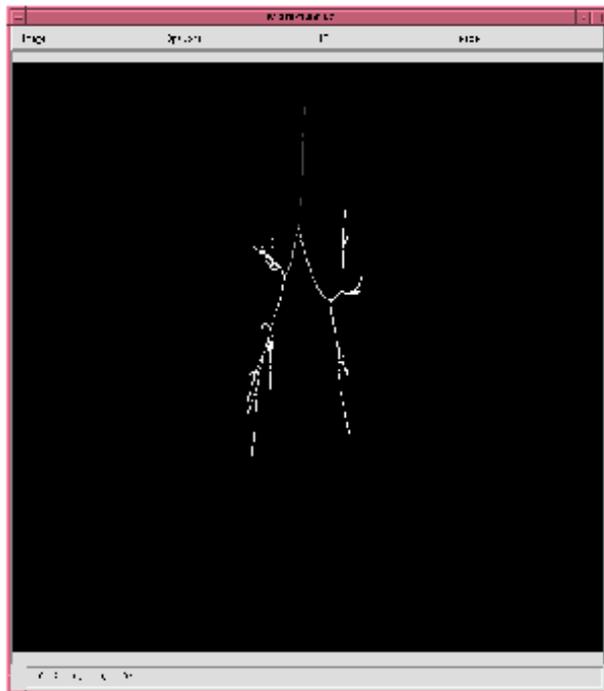


FIG. 67 – Vue MIP du squelette de l'arbre trachéo-bronchique.

### 11.3.2 Les vaisseaux

La simple squelettisation du réseau vasculaire ne permet pas de séparer les artères des veines pulmonaires. Sur les figures 68 et 69 (image seuillée), la veine pulmonaire inférieure entretient des rapports très étroits avec l'artère pulmonaire gauche comme ceci est illustré par le point de coordonnées 64, 148, 44. Lorsqu'on soustrait au masque le squelette, on constate que les deux réseaux restent connectés (figure 70).

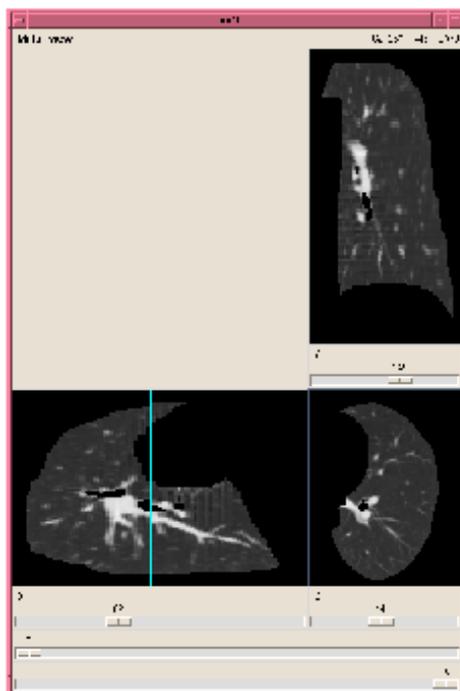


FIG. 68 – Contact très étroit entre la veine pulmonaire inférieure et l'artère pulmonaire gauche au point de coordonnées 64, 148, 44.

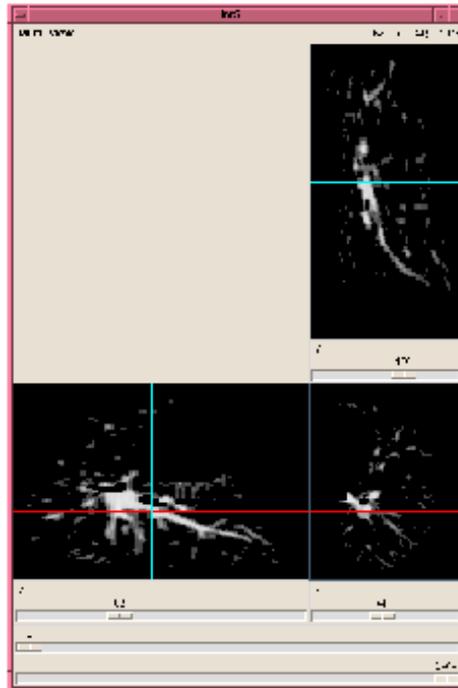


FIG. 69 – Contact très étroit entre la veine pulmonaire inférieure et l'artère pulmonaire gauche au point de coordonnées 64, 148, 44 sur l'image seuillée.

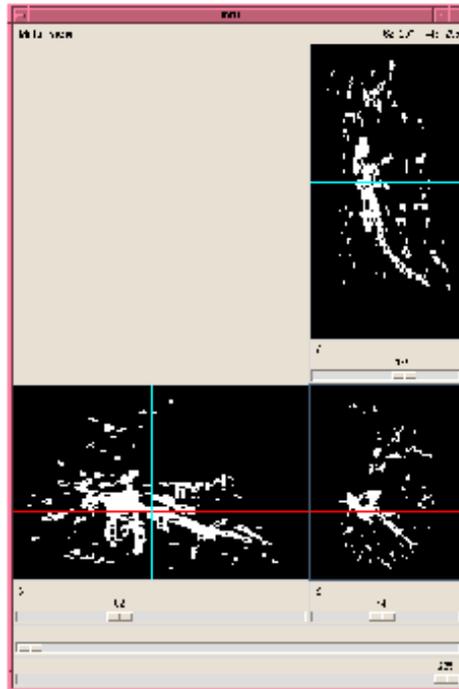


FIG. 70 – *Soustraction du squelette au masque des vaisseaux, les deux réseaux sont connectés.*

## 11.4 Analyse du squelette

On constate donc qu'il faut améliorer le résultat de la squelettisation pour tenter de séparer les deux réseaux. Il existe deux possibilités : soit améliorer les images initiales puis effectuer l'algorithme de squelettisation sur ces images améliorées, soit améliorer le squelette en effectuant un parcours du graphe obtenu avec des contraintes géométriques (ou anatomiques) propres aux réseaux vasculaires. Nous avons décidé d'améliorer les images initiales de deux façons : en les rendant isotropes et en segmentant les vaisseaux par une technique dite de "déroulé" qui consiste à récupérer une structure arborescente à partir d'un point de cette structure. En choisissant ce point dans l'artère pulmonaire nous espérons ainsi ne segmenter que cette dernière.

### 11.4.1 Première amélioration : rendre isotrope l'image de départ

Rendre isotrope une image consiste à faire en sorte que toutes les dimensions d'un voxel soit la même en x, y et z. Il existe différentes techniques, la plus simple consiste à dupliquer les coupes et à les intercaler entre deux coupes, la valeur du voxel calculé peut être la valeur de son plus proche voisin, la moyenne de ses plus proches voisins ou une interpolation linéaire de ses plus proches voisins. Ces méthodes ne permettent pas de tenir compte de la forme des objets de l'image. D'autres techniques, tenant compte des distances aux bords des objets ont été développées [HZB92, GU96]. Un programme de la bibliothèque Epidauré développé par G. Malandain, basé sur les cartes de distance, a été utilisé pour calculer une image isotrope des images initiales. Le résultat est illustré par la figure 71. Malgré l'amélioration de la résolution de l'image, l'algorithme de squelettisation n'a pas permis de séparer les deux réseaux vasculaires.

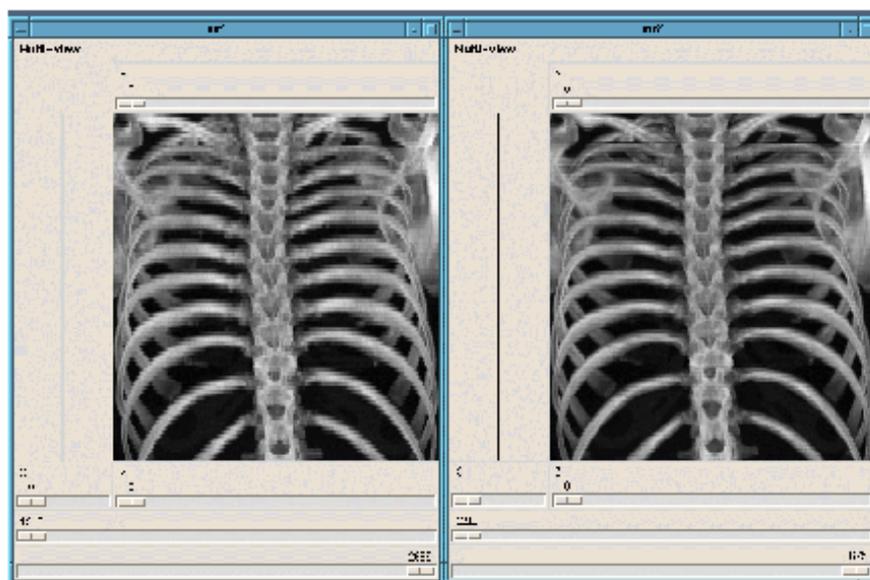


FIG. 71 – A gauche, l'image d'origine, à droite l'image isotrope. L'aspect en marches d'escalier est beaucoup moins marqué sur l'image isotrope.

#### 11.4.2 Deuxième amélioration : technique de déroulé

Le but de cette technique est de retrouver dans une image une structure arborescente à partir d'un point du tronc de cet arbre. Nous pensions ainsi définir un point à l'origine de l'artère pulmonaire et ainsi ne segmenter que les branches de cette artère dans l'image ne contenant que les vaisseaux. Cet algorithme a déjà été décrit dans [FTH<sup>+</sup>98] pour l'extraction des structures arborescentes pulmonaires. L'algorithme est le suivant :

- un point de départ est saisi soit de façon inter-active soit automatiquement [FTH<sup>+</sup>98] au niveau de l'origine de la structure arborescente à segmenter.
- Un seuillage est réalisé dans le plan axial transverse contenant ce point et la plus grande composante connexe contenant ce point est conservée. Elle est le premier père.
- Dans la coupe suivante, les fils potentiels sont recherchés.
- Pour chaque fils potentiel, le centre de gravité est calculé définissant avec le centre de gravité du père une nouvelle direction d'exploration.
- Dans le plan perpendiculaire à cette nouvelle direction, les voxels correspondant aux critères "fils" sont retenus et constituent les fils définitifs du père traité. Chaque fils devient un père.
- Le processus est arrêté lorsque le nombre de fils "explose".

Nous avons employé cette technique sur les images anisotropes et sur l'image isotrope calculée précédemment. Cependant, cette technique n'a pas permis de séparer les deux réseaux comme l'illustre la figure 72.



FIG. 72 – Résultat du déroulé de l'artère pulmonaire gauche : la veine pulmonaire inférieure gauche est aussi segmentée et est considérée comme une branche de cette artère.

En conclusion, la squelettisation de l'arbre trachéo-bronchique permet d'obtenir un squelette de bonne qualité. Les techniques que nous avons employées ne permettent pas de séparer les réseaux vasculaires pulmonaires. C'est donc le squelette de l'arbre trachéo-bronchique qui sera utilisé pour la création des segments pulmonaires.

## 12 Création semi-automatique des segments anatomiques pulmonaires par région d'influence

Dans ce chapitre, nous construisons les segments pulmonaires à partir du squelette de l'arbre trachéo-bronchique. Après avoir présenté la méthode que nous utilisons, nous présenterons les résultats obtenus.

### 12.1 Méthode de calcul des segments pulmonaires

Dans un premier temps, les branches de l'arbre trachéo-bronchique ont été numérotées manuellement. Dans un second temps, les segments pulmonaires ont été délimitées. La délimitation consiste à étiqueter les voxels en fonction de la distance aux branches étiquetées par le numéro auxquelles elles appartiennent. Ceci consiste à affecter à chaque voxel le numéro de la bronche la plus proche. Cela revient à traduire un problème anatomique en un calcul par région d'influence ou SKIZ (SKeleton by Zones of Influence), le squelette obtenu représentant la frontières entre les segments [SV92]. L'algorithme utilisé permet de calculer le SKIZ dans un espace non convexe, tenant compte de la forme du masque. Le calcul de la distance exacte dans un espace non-convexe est la somme des distances euclidiennes entre les points de passage obligatoire du plus court chemin reliant deux points. un tel calcul nécessite un algorithme complexe et coûteux en temps de calcul. C'est pour cette raison que la distance du chanfrein est utilisée. Le principe de la distance du chanfrein, ou distance pondérée, est de propager la distance au voisinage de chaque voxel de l'image. Les déplacements élémentaires autorisés entre chaque voxel sont définis par un masque de pondération. Plus le masque est grand plus l'approximation est correcte c'est-à-dire proche de la distance euclidienne.

### 12.2 Résultats

Ils sont illustrés par les figures 73, 74, 75 et 76.

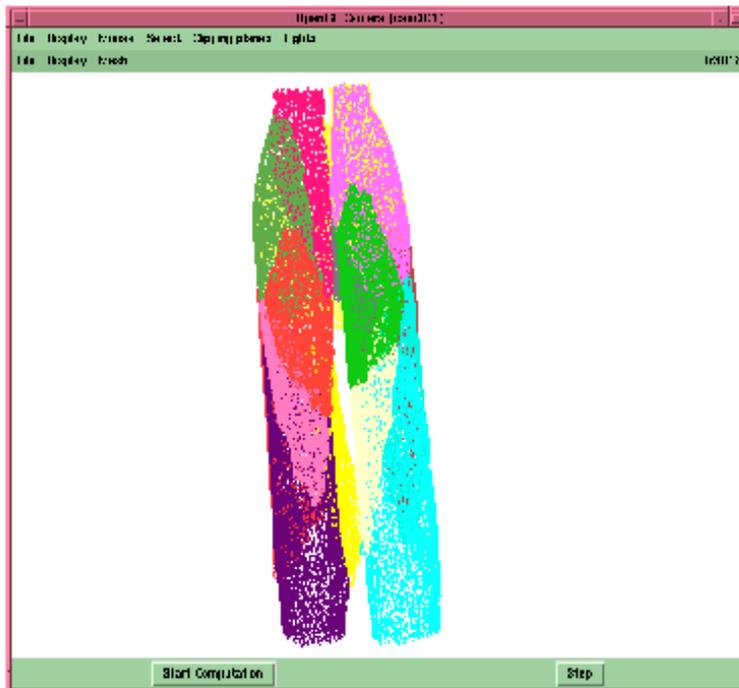


FIG. 73 – *Vue 3D de face des segments pulmonaires, chaque segment est représenté par une couleur.*

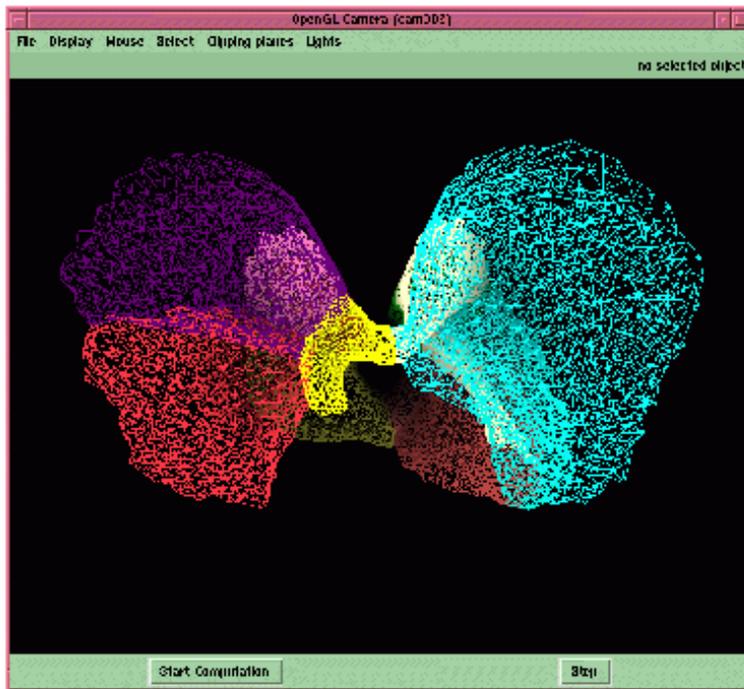


FIG. 74 – *Vue 3D inférieure des segments pulmonaires.*

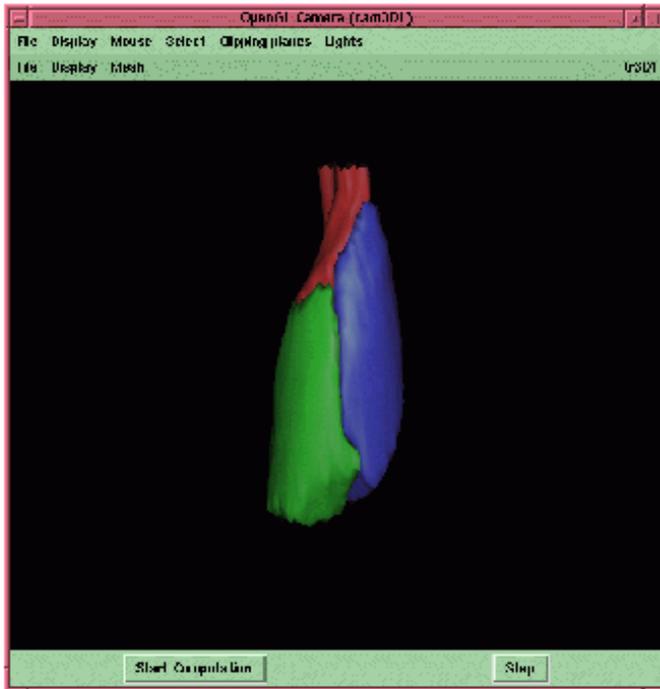


FIG. 75 – *Vue du profil médiastinal du lobe supérieur droit.*

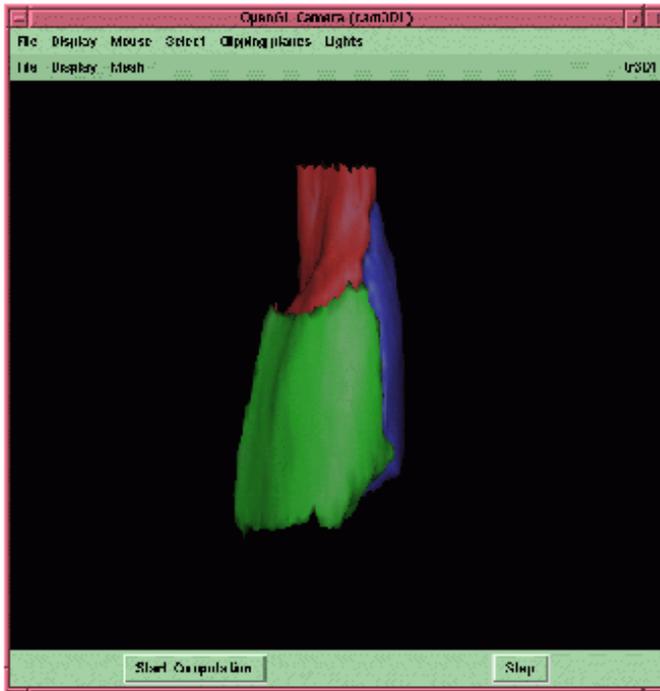


FIG. 76 – *Vue de face du lobe supérieur droit.*

## 13 Conclusion

Ce travail s'inspire des travaux menés par L. Soler [Sol99] dans le projet Epidaure et montre que les méthodes qu'il avait employées sont utilisables pour les poumons. L'extraction des poumons de l'image thoracique est plus simple que celle du foie dans une image abdominale du fait des caractéristiques tomodynamométriques pulmonaires (faible densité par rapport aux organes environnants, permettant d'utiliser un seuil discriminatif). L'extraction des structures arborescentes pulmonaires pose les mêmes problèmes que pour celles hépatiques (les histogrammes ont exactement le même aspect : un pic parenchymateux masquant d'autres pics) et peut être résolue de la même façon. Par contre, la séparation des réseaux veineux et artériel pulmonaires pose plus de difficultés que pour ceux hépatiques du fait de la géométrie différentes des réseaux hépatiques et pulmonaires. Enfin, l'étiquetage automatique n'a pas été réalisé et reste donc à faire. Les différentes étapes ont été effectuées de la façon suivante :

- conversion des images DICOM en format INRIA : Janet Bertot,
- revue de la littérature et expertise médicale : Yves Chau,
- ajustement des gaussiennes sur les histogrammes : programmes de Grégoire Malandain,
- extraction des poumons et de ses structures arborescentes par seuillage : David Rey et Yves Chau,
- extraction des structures arborescentes par techniques de déroulé : Grégoire Malandain, David Rey et Yves Chau,
- squelettisation et création des segments par régions d'influence : programmes de Grégoire Malandain.

Cette liste montre qu'une coopération étroite est nécessaire entre les milieux informatiques et médicaux.

Enfin, ce travail préliminaire permet d'envisager les mêmes développements que pour le foie en particulier la création d'un simulateur dédié aux poumons.

## 14 Perspectives

L'extraction des poumons du thorax, des structures arborescentes (arbres trachéo-bronchique et vasculaires) peut être faite de façon automatique à l'aide d'outils de seuillage et de morphologie mathématique. Il faut cependant remarquer qu'il n'existe pas encore un unique programme pouvant le faire mais de multiples outils de la bibliothèque Epidaure (un programme pour calculer l'histogramme, un pour ajuster les gaussiennes,...). Il faudrait les "assembler" pour créer une application spécifique aux poumons.

La création des segments pulmonaires est semi-automatique. Il reste donc à effectuer un parcours automatique du graphe et à réaliser une reconnaissance de forme [Sol99]. Par ailleurs, la création de la segmentation pulmonaire présentée ici est basé sur l'arbre trachéo-bronchique qui n'est extrait de l'image que jusqu'au niveau segmentaire. La création des

segments pulmonaires pourrait gagner en précision de plusieurs façons :

- récupérer les bronches sous-segmentaires comme cela est décrit dans la littérature [MHT<sup>+</sup> 95] en diminuant l'épaisseur des coupes (utilisation du scanner multi-barettes de l'hôpital Pasteur, mars 2001),
- séparer les réseaux veineux et artériel pulmonaires, soit en parcourant le graphe et en éliminant les branches qui ont un calibre croissant, soit en affinant la définition des fils dans l'algorithme de déroulé des structures arborescentes. Ceci permettrait d'obtenir un arbre vasculaire artériel jusqu'au niveau sous-sous-segmentaire.

Comme pour le foie, il faudrait pouvoir extraire de façon automatique les lésions pulmonaires et les localiser précisément dans les différents segments.

Il serait intéressant de tester ces méthodes sur d'autres organes comme le rein qui peut être considéré comme "segmenté" par ses structures anatomiques arborescentes (réseau artériel et cavités excrétrices), une unité rénale comportant :

- une pyramide de Malpighi, dont le sommet correspond aux papilles qui font saillie dans les petits calices.
- entre les pyramides de Malpighi se trouvent les colonnes qui rejoignent la corticale.

## Références

- [AGM<sup>+</sup>99] S. Armato, M. Giger, C. Moran, J. Blackburn, K. Doi, and H. MacMahon. Computerized detection of pulmonary nodules on CT scans. *Radiographics*, 19(5):1303–1311, sept-oct 1999. Electronic version : <http://radiographics.rsnaajnl.org/search.shtml>.
- [BFC98] I. Bricault, G. Ferretti, and P. Cinquin. Registration of Real and CT-Derived Virtual Bronchoscope Images to Assist Transbronchial Biopsy. *IEEE transactions on medical imaging*, 17:703–714, October 1998.
- [BM94] G. Bertrand and G. Malandain. A new characterization of three-dimensional simple points. *Pattern Recognition Letters*, 15(2):169–175, February 1994.
- [BMGG<sup>+</sup>99] M. Brown, M. McNitt-Gray, J. Goldin, L. Greaser, U. Hayward, J. Sayre, M. Arid, and D. Aberle. Automated measurement of single and total lung volume from CT. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 23(4):632–640, 1999.
- [BMGM<sup>+</sup>97] M. Brown, M. McNitt-Gray, N. Mancovich, J. Goldin, J. Hiller, L. Wilson, and D. Aberle. Method for segmentation chest CT image data using an anatomical model : Preliminary results. *IEEE transactions on medical imaging*, 16(6):828–839, dec 1997.
- [Boy59] E. A. Boyen. *The pulmonary artery and its branches*, pages 157–165. New-York, McGraw-Hill, cardiology edition, 1959.
- [BSS<sup>+</sup>97] K. T. Bae, R. M. Slone, Gierada D. S., Yusen R. D., and Cooperr J. D. Patients with emphysema : Quantitative CT analysis before and after lung volume reduction surgery. *Radiology*, 203:705–714, 1997.
- [CGD<sup>+</sup>90] B. Chabanne, S. Goza, C. Deffontaines, M. Rémy-Jardin, and J. Rémy. Systématisation broncho-vasculaire des lobes supérieurs. *Feuillets de Radiologie*, 30:425–438, December 1990.
- [CSW<sup>+</sup>95] P. Croisille, M. Souto, M. Cova, S. Wood, Y. Afework, J. Kuhlman, and E. Zerhouni. Pulmonary nodules : Improved detection with vascular segmentation and extraction with spiral CT. *Radiology*, 197(2):397–401, Nov 1995. PMID: 7480683; UI: 96027948.
- [Den96] JF. Deneff. Cours d'histologie, 1996. Electronic version : <http://www.md.ucl.ac.be/isto/intro.html>.
- [DPA87a] Ph. Douek, D. Pinaudeau, and M. Amiel. Tomodensitométrie X. Principes. Technologie. Caractéristiques de l'imagerie (1 ère partie). *Feuillets de Radiologie*, 27:221–230, July 1987.
- [DPA87b] Ph. Douek, D. Pinaudeau, and M. Amiel. Tomodensitométrie X. Principes. Technologie. Caractéristiques de l'imagerie (2e partie). *Feuillets de Radiologie*, 27:385–393, December 1987.
- [FM98] M. Fournier and H. Mal. Emphysème évolué : la chirurgie est possible. *La revue du praticien-médecine générale*, 12(419):13–15, april 1998.

- [FP99] C. Fetita and F. Prêteux. Three-dimensional reconstruction of human bronchial tree in HRCT. In *Proceedings SPIE Conference on Nonlinear Image Processing X, IS&T/SPIE's Electronic Imaging '99*, jan 1999. To appear, electronic version <http://www-sim.int-evry.fr/Artemis/Research/Lung/Lung.html#Publications>.
- [FTH<sup>+</sup>98] I. Fumikazu, B. Tsagaan, K. Hidefumi, O. Hironobu, and K. Rtutaro. Extraction of 3D Tree Structure of Blood Vessels in Lung Area from Chest CT Images. In H.U. Hemke, M.W. Vannier, K. Inamura, and A. Farman, editors, *CAR '98 - Computer assisted radiology and surgery*, volume 1165 of *Excerpta medica. International congress series*, pages 45–50, Tokyo, Japan, June 1998.
- [GSB<sup>+</sup>97] G. S. Gierada, R. M. Slone, K. T. Bae, Yusen R. D., Lefrak S. S., and Cooper J. D. Pulmonary emphysema: comparison of preoperative quantitative CT and physiologic index values with clinical outcome after lung-volume reduction surgery. *Radiology*, 205:235–242, 1997.
- [GU96] George J. Grevera and Jayaram K. Udupa. Shape-based interpolation of multidimensional grey-level images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(6):881–892, December 1996.
- [HZB92] Gabor T. Herman, Jingsheng Zheng, and Carolyn A. Bucholtz. Shape-based interpolation. *IEEE Computer Graphics & Applications*, pages 69–79, May 1992.
- [JRB<sup>+</sup>90] G. Jakubowicz, N. Rocourt, N. Bradai, S. Dupont, C. Deffontaines, M. Rémy-Jardin, and J. Rémy. Anatomie tomodensitométrique des hiles pulmonaires. *Feuilles de Radiologie*, 30:413–424, December 1990.
- [Lev44] K. Levenberg. A method for the solution of certain nonlinear problems in least square. *Qty. Appl. Math*, 11(2):164–168, 1944.
- [Mar63] D.W. Marquardt. An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. *J. Soc. Indust. Appl. Math.*, 11(2):431–441, June 1963.
- [MBA93] G. Malandain, G. Bertrand, and N. Ayache. Topological segmentation of discrete surfaces. *International Journal of Computer Vision*, 10(2):183–197, February 1993.
- [MHS<sup>+</sup>98] K. Mori, J-U. Hasegawa, Y. Suenaga, J-I. Toriwaki, H. Anno, and K. Katada. Automated Labeling of Bronchial Branches in Virtual Bronchoscopy System. In Springer-Verlag, editor, *Medical Image Computing and Computer Aided Intervention*, volume 1496 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 870–878, October 1998. Electronic version: <http://www.toriwaki.nuie.nagoya-u.ac.jp/mori/english/index.html>.
- [MHS<sup>+</sup>00] K. Mori, Y. Higuchi, Y. Suenaga, J. Toriwaki, J. Hasegawa, and K. Katada. A method of interactive specification of interested regions via volume rendered image with application to virtualized endoscope system, 2000. In print, Electronic version: <http://www.toriwaki.nuie.nagoya-u.ac.jp/mori/english/index.html>.

- [MHT<sup>+</sup>95] K. Mori, J-U. Hasegawa, J-I. Toriwaki, H. Anno, and K. Katada. Automated Extraction and Visualization of Bronchus from 3D CT Images of Lung. In N. Ayache, editor, *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, volume 905 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 542–548, Nice, (France), April 1995.
- [MHT<sup>+</sup>96] K. Mori, J-U. Hasegawa, J-I. Toriwaki, H. Anno, and K. Katada. A Fast Rendering Method Using the Tree Structure of Objects in Virtualized Bronchus Endoscope System. In *Proc. of Visualization on Biomedical Computing (VBC)'96*, volume 1131 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 33–42, Germany, September 1996.
- [PFG97] F. Prêteux, C. Fetita, and Ph. Grenier. Modelling, segmentation, and caliber estimation of bronchi in high-resolution computerized tomography. In *Proceedings SPIE Conference on Statistical and Stochastic Methods in Image Processing II*, 1997.
- [PND<sup>+</sup>90] H. Pezzeta, G. Nguyen, S. Dupont, C. Defontaine, M. Rémy-Jardin, and J. Rémy. Anatomie tomodensitométrique des lobes moyen et inférieurs. *Feuilles de Radiologie*, 30:440–452, December 1990.
- [PSA98] W. Park, M Sonka, and Hoffman E. A. Rule-based detection of intrathoracic airway trees. In *IEEE transactions on medical imaging*, 1998.
- [Pud98] Chris J. Pudney. Distance-ordered homotopic thinning: A skeletonization algorithm for 3d digital images. *Computer Vision and Image Understanding*, 72(3):404–413, December 1998.
- [Rou78] H. Rouvière. *Anatomie humaine descriptive, topographique et fonctionnelle*. Masson, 1978.
- [RRJBM00] J. Rémy, M. Rémy-Jardin, F. Bonnel, and P. Masson. La tomodensitométrie spiralee (hélicoïdale) en pathologie trachéobronchique. *Journal de radiologie*, 81:201–216, March 2000.
- [Sol99] L. Soler. *Une nouvelle méthode de segmentation des structures anatomiques et pathologiques : application aux angioscanners 3D du foie pour la planification chirurgicale*. PhD thesis, Universit d'Orsay, 1999.
- [SPA96] M. Sonka, W. Park, and Hoffman E. A. Rule-based detection of intrathoracic airway trees. In *IEEE transactions on medical imaging*, 1996.
- [ST95] T. Saito and J.I. Toriwaki. A sequential thinning algorithm for three dimensional digital pictures using the euclidean distance transformation. In *9th Scandinavian Conference on Image Analysis (SCIA '95)*, pages 507–516, Uppsala, Sweden, June 6–9 1995. IAPR.
- [SV92] J. Serra and L. Vincent. An overview of morphological filtering. *Circuits Systems Signal Process*, 1992.
- [TKH93] J. Tajik, S. Kugelmass, and E. Hoffman. An automated method for relating regional pulmonary structure and function : Integration of dynamic multislice CT and thin-slice high-resolution CT. In R. Acharya and B. Goldgof, editors,

*Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization*, pages 339–350, 1993. Electronic version : <http://everest.radiology.uiowa.edu/current.html>.

- [TLGSa] B. H. Thompson, W. J. Lee, J. R. Galvin, and Wilson J. S. Left lung segmental anatomy. Electronic version : <http://www.vh.org/Providers/Textbooks/-LungAnatomy/LeftLung/LtLungSegAnat.html>.
- [TLGSb] B. H. Thompson, W. J. Lee, J. R. Galvin, and Wilson J. S. Right lung segmental anatomy. Electronic version : <http://www.vh.org/Providers/-Textbooks/LungAnatomy/RightLung/RtLungSegAnat.html>.
- [Udu99] J. Udupa. Three-dimensional visualization and analysis methodologies : A current perspective. *Radiographics*, 1999.
- [WHH<sup>+</sup>93] S. Wood, J. Hoford, E. Hoffman, E. Zerhouni, and W. Mitzner. Quantitative 3-d reconstruction of airway and pulmonary vascular trees using HRCT. In SPIE, editor, *Biomedical image processing and biomedical visualization, 1 : proceedings*, volume 1905, pages 316–323, 1993.