

VONGPHOUTHONE Skouna

Maîtrise Informatique Université Claude Bernard Lyon 1



21-03-2003

Remerciements

Je voudrai remercier mon tuteur de stage, David Sarrut, pour sa patience et sa disponibilité durant tout le stage auquel il a largement contribué ainsi qu'à Pierre Blunier pour m'avoir initié à la distribution Débian mais surtout pour le support technique qu'il m'a apporté. Je remercie aussi Vlad Boldea, Stéphane Vienne, le docteur Sébastien Clippe qui ont contribué à la réussite de mon projet de stage, ainsi que toute l'équipe de radiothérapie.

Sommaire

1. <u>Contexte de travail</u>	-2-
1.1. Description de l'environnement de travail	-2-
1.1.1. Le laboratoire LIRIS	-2-
1.1.2. Le centre Léon Bérard	-2-
1.1.3. L'équipe de recherche	-3-
1.1.4. Les équipes de soutien	-3-
1.2. L'intégration du sujet de stage dans le projet de recherche	-3-
1.2.1. Présentation de la radiothérapie	-3-
1.2.2. Le projet CATRIM	-4-
1.2.3. Objectif du stage	-5-
1.2.4. Le déroulement du stage	-7-
2. <u>Etude bibliographique</u>	-8-
2.1. Croissance de région (« Region Growing »)	-8-
2.2. Ligne de partage des eaux (« Watershed »)	-8-
2.3. Contour actif (« Snake »)	-9-
2.4. Notre méthode : Seuillage interactif	-10-
2.4.1. Pourquoi ce choix ?	-10-
3. <u>Notre Procédure de segmentation</u>	-10-
3.1. Les données	-10-
3.1.1. Définition du « volume »	-10-
3.1.2. Analyse des données	-11-
3.2. Les outils	-12-
3.2.1. Les parcours des données	-12-
3.2.2. Le seuillage	-13-
3.2.3. La décomposition en composantes connexes	-14-
3.2.4. Les opérateurs morphologiques	-16-
3.2.5. L'accroissement contrôlé de région	-18-
3.2.6. La détection de contours	-19-
3.3. Description de notre procédure	-21-
3.3.1. Extraire les poumons avec la trachée	-21-
3.3.2. Détection des contours	-22-
3.3.3. Séparation du poumon gauche, droit et le reste	-22-
4. <u>Résultats</u>	-23-
4.1. Présentation des résultats de l'étape 1 : Extractions des poumons	-23-
4.2. Présentation des résultats de l'étape 2 : Détection des contours	-25-
4.3. Présentation des résultats de l'étape 3 : segmentation des poumons	-27-
5. <u>Conclusion et perspectives</u>	-29-
Références	-31-

Nous allons vous traiter de mon stage de maîtrise informatique effectué du 3 décembre 2002 au 28 février 2003. Pour cela, nous allons vous décrire son contexte et intégration dans les projets courant, puis le travail effectué, après les résultats obtenus et enfin nous concluons sur ses perspectives.

1. Contexte de travail

1.1 Description de l'environnement de travail

Nous allons vous décrire l'environnement humain de notre stage, ainsi que son intégration dans le projet du laboratoire.

1.1.1 Le laboratoire LIRIS

En tant que stagiaire, je dépendais du Laboratoire d'Informatique en Images et Système d'information (LIRIS) regroupant plusieurs laboratoires d'informatique de Lyon, qui est une FRECNRS créé en janvier 2003. Mon tuteur de stage est le maître de conférence David Sarrut qui est en délégation au Centre Léon Bérard (CLB) qui fut notre lieu de travail quotidien. Pierre Blunier était également stagiaire dans le même environnement, c'est pour cette raison qu'une partie de nos rapports sont similaires.

1.1.2 Le centre Léon Bérard

Le centre de lutte contre le cancer Léon Bérard (CLB) est, comme vingt autres centres en France, un établissement de santé privé à but non lucratif, participant au service hospitalier. A ce titre, ces centres sont financés par l'assurance maladie et contrôlés par le ministère de la santé dans les mêmes conditions que les hôpitaux publics. Leurs statuts comportent explicitement une vocation de recherche appliquée et fondamentale.

L'étroite collaboration entre notre tuteur et les équipes du CLB nous offre la possibilité d'accéder au plateau technique de haut niveau du département de radiothérapie: logiciels de dosimétrie 3d, scanner dédié, collimateurs multi lames, système ABC, système d'imagerie portale (iView-GT). D'autre part, la proximité des différents intervenants (chercheurs, médecins, physiciens), avec la mise à disposition par le CLB d'un lieu de rencontre dédié (deux bureaux d'une surface d'environ 30 m²), permet des collaborations fructueuses.



Le Laboratoire de recherche

1.1.3 L'équipe de recherche

L'équipe durant ces trois mois de stage était composée de :

- D. Sarrut, notre tuteur de stage, maître de conférence et chercheur à plein temps en délégation auprès du CLB
- V. Boldea, doctorant financé par une bourse Cifre (Elekta) participant au thème 2 (que nous décrirons plus tard) du projet pour sa thèse.
- S. Clippe, radiothérapeute, doctorant, chef de clinique et qui fut notre référence principale au niveau médical.
- S. Vienne, stagiaire de l'INSA, ayant pour sujet de stage la réalisation d'une interface graphique pour la gestion des volumes.
- B. Bradai, stagiaire DEA, ayant pour le projet la recherche pour la génération de DRR.
- P. Blunier, l'autre stagiaire de maîtrise informatique, dont le sujet était la création d'une interface graphique pour le recalage (décrit plus tard).

1.1.4 Les équipes de soutien

D'autres équipes du CLB, sont là en soutien logistique et de référencement l pour tout ce qui ne touchait pas à l'informatique dans le projet.

Département radiothérapie :

- C. Carrie, Radiothérapeute, chef département
- C. Ginestet Physicienne
- C. Mallet Physicien
- F. Lafay Physicien
- M. Ayadi Doctorant

En plus des intervenants externe :

V. Baudet Doctorant financé par la Ligue contre le cancer

1.2 L'intégration du sujet de stage dans le projet de recherche

Mon stage a consisté à travailler sur des techniques de traitement d'image dans le contexte de la radiothérapie.

1.2.1 Présentation de la radiothérapie

Actuellement, la radiothérapie est l'une des trois principales modalités de traitement du cancer avec la chirurgie et la chimiothérapie, avec lesquelles elle est de plus en plus souvent associée. Sur les 250 000 nouveaux cas de cancer par an en France, environ les deux tiers auront une irradiation.

La radiothérapie cherche à délivrer le maximum de dose de rayons X à la tumeur en épargnant au maximum les tissus sains environnants. Préalablement au traitement, les médecins et les physiciens d'hôpitaux conçoivent un plan de traitement. Pour chaque patient, est déterminé le nombre de faisceaux d'irradiation, ainsi que leur taille, leur forme, leur angle et d'autres paramètres géométriques.

La radiothérapie conformationnelle (RTC), par rapport à la radiothérapie conventionnelle, vise à limiter la toxicité des organes critiques tout en augmentant la dose délivrée à la tumeur. Cela est rendu possible par la diminution de la taille des faisceaux, la multiplication de leur nombre et la capacité à suivre au plus près la forme du volume cible (c'est-à-dire à se conformer le mieux possible aux contours projectifs des volumes à irradier). La RTC désigne un ensemble de moyens technologiques mis en œuvre pour remplir l'objectif précédemment cité. Les trois éléments essentiels de cette radiothérapie moderne sont l'utilisation du scanner, une planimétrie/dosimétrie 3D et un collimateur multi lames, auxquels on associe généralement l'immobilisation du patient et le contrôle de sa position :

- ✚ L'acquisition volumique de l'anatomie du patient (scanner) a constitué un énorme progrès dans l'élaboration du plan de traitement. En effet les volumes cibles ont ainsi pu être définis de manière plus précise et plus juste, permettant une diminution des marges.
- ✚ La planimétrie et la dosimétrie 3D permettent une optimisation importante du plan de traitement : meilleur choix des incidences, énergie, etc....
- ✚ Les collimateurs multi lames constituent une innovation fondamentale rendant possible la réalisation d'un grand nombre de faisceaux de formes complexes. Ils permettent de se conformer au mieux au volume cible et ainsi d'épargner les tissus sains. Ils favorisent aussi un gain en temps en diminuant les manipulations.

La radiothérapie conformationnelle doit permettre de réduire le risque de complications sévères là où la radiothérapie est efficace et d'augmenter la dose là où le contrôle local est insuffisant. Ainsi, dans le traitement du cancer de la prostate, l'escalade de dose permise par la RTC a fait la preuve de son efficacité à améliorer les résultats thérapeutiques.

Limite : La précision accrue permise par les avancées technologiques et les marges de plus en plus faibles envisagées imposent de nouvelles exigences dans la réalisation du traitement afin de réaliser ces objectifs sans danger. Cela doit obligatoirement s'accompagner de progrès dans le positionnement du patient et sa reproductibilité. Cela représente actuellement le principal facteur d'incertitude sur la congruence entre le volume traité. Il faut noter que plusieurs avantages de cette radiothérapie moderne concernent l'étape d'élaboration prévisionnelle du traitement et non pas sa réalisation quotidienne réelle et effective. Notons enfin que ces incertitudes seront encore plus déterminantes pour les évolutions de la radiothérapie : l'IMRT et l'hadronthérapie.

1.2.2 Le projet CATRIM (Contrôle Actif du traitement en Radiothérapie par l'Image et le Modèle)

Mon stage a été intégré à un projet de recherche dont l'objectif est d'optimiser à plusieurs niveaux le traitement du cancer par agents physiques : radiothérapie, curiethérapie, hadronthérapie. Ces techniques partagent de très fortes problématiques communes puisqu'elles reposent sur une irradiation de la tumeur, planifiée à partir d'images médicales tridimensionnelles. L'idée principale est de diminuer l'incertitude liée au positionnement et de prendre en compte de manière active les mouvements, la distribution de dose 3D effective peut être différente de celle initialement prévue. Les bénéfices attendus sont directs pour les patients : une diminution quotidienne des incertitudes liées au positionnement a un impact immédiat et important sur l'efficacité du traitement. Cela permet d'épargner les tissus sains, cela rend possible l'escalade

des doses. Enfin cela peut permettre de réduire le nombre de séances de traitement (ce qui entraîne également un gain sur le plan économique).

Au niveau scientifique les objectifs sont :

- **Thème 1** : contrôle de positionnement (3D + temps)
 - Développement de techniques de contrôle de positionnement quotidien radiographique et échographique (curiethérapie). (: Stage de Pierre Blunier)
 - Etude clinique : évaluation des méthodes à travers la création d'une base d'images et de données à destination des chercheurs du domaine.
 - Prise en compte mouvement dans les traitements : développement de technique de suivi de mouvement dans les images portales dynamiques.
- **Thème 2** : prise en compte de la respiration pour les cancers pulmonaires
 - Etude clinique : irradiation en blocage respiratoire (apnée contrôlée).
 - Prise en compte de la respiration pour les cancers pulmonaires : extraction de données, modélisation tridimensionnelle dynamique à l'aide de modèles déformables (sous forme de maillages ou de surfaces implicites), faisant appel à des informations provenant des études cliniques associées au projet (telles que la compliance des organes pulmonaires, les volumes pulmonaires ...).
 - Etudes dosimétriques dynamiques et adaptives, intégrant les mouvements.

1.2.3 Objectif du stage

Voici dans quel thème du projet le stage s'inscrit:

Thème n°2 : Prise en compte de la respiration pour les cancers pulmonaires

Comme cela a déjà été évoqué, le mouvement de certains organes au cours du traitement, notamment dans le cas du cancer du poumon, oblige l'oncologue radiothérapeute à agrandir la zone irradiée jusqu'aux limites des mouvements envisageables. Ceci fait perdre une partie du bénéfice de la technique acquise avec la radiothérapie de conformation, car certains tissus sains sont ainsi inévitablement exposés. Ce second thème du projet a pour but d'intégrer à plusieurs niveaux les notions de mouvement et de déformation dans le traitement par radiothérapie. Dans un premier temps, notre choix se porte essentiellement sur le cancer du poumon car les mouvements liés à la respiration (mais également au battement cœur) sont particulièrement complexes à prendre en compte. A terme, les études développées ici seront adaptées à d'autres localisations (foie, rein, etc.).

Et plus précisément dans les tâches suivantes :

Tâche n°5 : études cliniques – asservissement respiratoire

Deux études cliniques du Centre Léon Bérard servent de point de départ aux recherches. Dans la première étude, nommée Respi2000 (début juin 2001, fin juin 2005 : 50 patients inclus), le but est de faire bénéficier aux patients d'une radiothérapie conformationnelle à visée curative en travaillant sur deux paramètres : (i) immobilisation de la tumeur pendant une phase du cycle respiratoire prédéterminée (inspiration bloquée) et (ii) irradiation à pleine dose. La deuxième étude, nommée Optim (début septembre 2002, fin septembre 2004 : 30 patients inclus) a pour objectif d'optimiser et personnaliser l'irradiation conformationnelle de chaque patient en

étudiant les mouvements respectifs de la tumeur et du parenchyme pulmonaire sain pendant les cycles respiratoires. Les deux études ont été approuvées par le CCPPRB (Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale)/

Respi2000

Le patient sera irradié par flashes de quelques secondes correspondant à la phase d'immobilisation de la lésion en période d'inspiration bloquée (gating). Le cycle respiratoire sera contrôlé par un système de ventilation non invasif asservi à un ordinateur. Sont étudiés : (i) le taux de la réponse tumorale ; (ii) l'impact sur la fonction respiratoire, ainsi que sur l'incidence de pneumopathie radiques et de leur gravité ; (iii) le gain en volume de poumon sain non irradié par rapport à une irradiation effectuée sans asservissement.

Reproductibilité

Dans le cadre du projet, une étude d'évaluation de la reproductibilité sera engagée, notamment avec le travail de thèse de V. Boldea.

Tâche n°6 : Thorax respirant

L'objectif poursuivi est le contrôle de la dosimétrie dans l'espace et le temps afin que l'irradiation de tumeurs localisées dans des organes en mouvement comme les poumons épargnent au maximum les tissus sains environnants. Ce contrôle est difficile du fait du mouvement respiratoire qui peut-être perturbé du fait même de la pathologie. Nous proposons de réaliser le suivi 3D de l'anatomie du thorax et de ses structures au cours de la respiration. La connaissance de cette évolution permettra d'adapter le plan d'irradiation d'une séance à l'autre pour lui faire suivre le déplacement de la tumeur. De plus, dans le cas des poumons, cela permettra de déterminer la période du cycle de respiration pour laquelle le ratio entre l'irradiation du volume cancéreux et du volume sain est optimal.

Sous-tâche n°6.a : extraction des formes et du mouvement des structures anatomiques

L'objectif est de développer les outils d'extraction de la forme 3D et du mouvement des structures dans les images acquises en tomodensitométrie X sous contrôle du système du système ABC. Des images scanner X 3D seront acquises au CLB. Le système ABC permettra de contrôler les instants d'acquisition (3 ou 4 répartis sur le cycle respiratoire). Des outils de segmentation statiques et dynamiques seront développés.

- Segmentation statique (3D). Equipe LIRIS. La méthode, basée sur les surfaces implicites variationnelles, exploitent un nombre réduit de contours tracés préalablement par le clinicien pour générer une forme initiale grossière de l'organe. Celle-ci est raffinée itérativement en introduisant de nouvelles contraintes associées aux données de l'image. Les problèmes de choix des fonctions de base et de sélection des points de contrainte, critiques dans une telle approche, seront étudiés. Un compromis entre qualité de l'interpolation et temps de calcul doit également être trouvé. Enfin, la déformation des surfaces variationnelles pour le raffinement de la forme est basée sur l'application de forces au modèle.

- Segmentation dynamique (4D). Equipe CREATIS.

Le but premier de mon stage est **l'estimation du volume pulmonaire**, soit de calculer le volume d'air d'un patient sur une image tomographique, pour la reproductibilité d'une étude de la tâche 5 du thème 2 du projet. Le moyen de calculer ce volume passe par une segmentation du système respiratoire (les poumons, les bronches et la trachée). Or du même coup, en recherchant à l'extraction de ces organes, je participe à la segmentation statique de la tâche 6.a du thème 2 du projet.

1.2.4 Le déroulement du stage

Le déroulement de mon stage s'est fait de la manière suivante:

- ✚ Recherche bibliographique sur le thème de la segmentation en imagerie médicale, pour m'imprégner de différentes méthodes existant dans le domaine.
- ✚ Ensuite ce fut le début de l'implémentation d'un prototype de segmentation de poumons sur volume tomographique, qui s'appuyait sur l'article [4]. Cette méthode a été choisie parce qu'elle était simple, et semblait être faisable pendant la durée du stage. Elle avait pour but d'obtenir une découpe en volume des poumons sur l'image d'origine.
- ✚ Au fur et à mesure du développement, l'implémentation de l'étiquetage automatique des zones, qui n'était pas à l'origine dans l'article permis de découvrir une nouvelle voie de méthode de segmentation.
- ✚ Nous avons abandonné celle de l'article [4], pour découvrir une nouvelle méthode de segmentation volumétrique grâce à l'utilisation de l'étiquetage et s'appuyant sur ce qui avait déjà été implémenté.
- ✚ Par conséquence, une méthode fut mise au point, qui n'était pas nécessairement plus rapide que la première, mais plus simple et plus adaptée à nos objectifs (**l'estimation du volume pulmonaire**).
- ✚ Après extraction des poumons, l'étape suivante fut la recherche d'une méthode pour identifier et séparer le poumon gauche et droit, puis la détection des contours permettant la vérification de la précision du volume extrait sur l'image d'origine.
- ✚ Enfin la dernière étape délicate, fut la série de test de la procédure sur plusieurs patients pour ainsi mesurer la reproductibilité, et les comparer à la méthode utilisée sur les consoles des médecins.

2. Etude bibliographique

L'analyse d'image médicale ayant pour but le diagnostic assisté par ordinateur ou la planification de traitement de patient, comporte la segmentation comme étape préliminaire pour la visualisation et la quantification des données. Pour la segmentation de structure sur volume tomographique (image 3D issue de scanner X) nous avons le seuillage interactif qui s'appuie sur les informations morphologiques, les contours actifs (les snakes) ou la méthode par ligne de partage des eaux (« Watershed transformation ») qui font partie des méthodes récemment employées dans le domaine. L'accroissement par région (« region growing ») en est une autre méthode qui a l'avantage de s'intéresser à des régions spécifiques sans se préoccuper des autres.

Nous verrons d'abord cette dernière puis la méthode de la ligne de partage des eaux, ensuite celui du contour actif et enfin la notre.

2.1 Croissance de région (« Region Growing »)

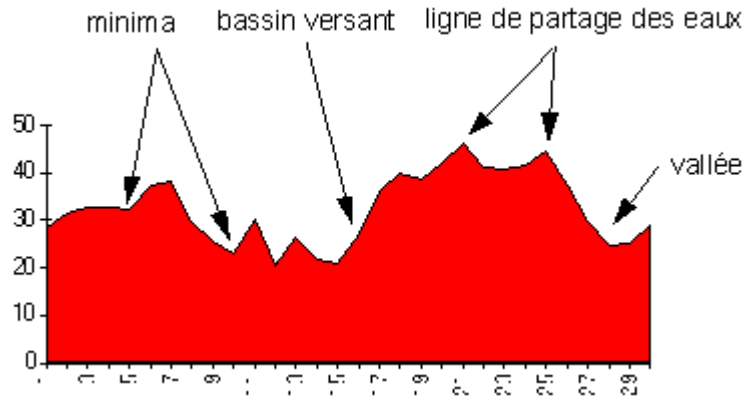
Les algorithmes de croissance de régions parcourent l'image à partir de regroupements initiaux de pixels, appelés germes. Puis, par propagation itérative, ils ajoutent aux pixels déjà regroupés certains des pixels voisins. Cet ajout ne peut se faire qu'à condition que les pixels déjà regroupés satisfassent un ou plusieurs critères de similarité vis-à-vis de la région en cours de constitution.

L'article [1] illustre bien l'utilisation de la méthode et les points sur lesquels la recherche se concentre. Le dépôt des germes, souvent manuel, n'est pas un problème pour peu que l'utilisateur est le minimum requis de connaissance sur l'anatomie humaine. Les chercheurs se concentrent plutôt sur la définition des critères d'homogénéité, dû à leur concept plutôt vague, confus et difficile à convertir en critère informatique.

Les auteurs ont développé un algorithme qui définit automatiquement les critères d'homogénéité de façon locale à la région intéressée. Les paramètres de ces mêmes critères sont estimés par un échantillonnage effectué sur un parcours aléatoire commençant du point de germe. L'avantage par rapport aux autres méthodes de croissance de région adaptative, est qu'elle est moins sensible à la position du dépôt du germe et permet une segmentation individuelle des structures. Le modèle adaptative est complètement automatique et est complété par l'utilisation des pixels ayant le plus petit gradient dans l'image non segmenté comme point de germes.

2.2 Ligne de partage des eaux (« Watershed »)

La ligne de partage des eaux utilise la description des images en termes géographiques. Une image peut en effet être perçue comme un relief si l'on associe le niveau de gris de chaque point à une altitude. Il est alors possible de définir la ligne de partage des eaux comme étant la crête formant la limite entre deux bassins versants.



Pour l'obtenir, il faut imaginer l'immersion d'un relief dans de l'eau, en précisant que l'eau ne peut pénétrer dans les vallées que par ses minima. La ligne de partage des eaux est représentée par les points où deux lacs disjoints se rejoignent au cours de l'immersion.

Cette transformation morphologique est la principale méthode de segmentation d'images proposées par la morphologie mathématique. L'efficacité de la ligne de partage des eaux en tant qu'outil de segmentation dépend essentiellement des marqueurs de départ (minima).

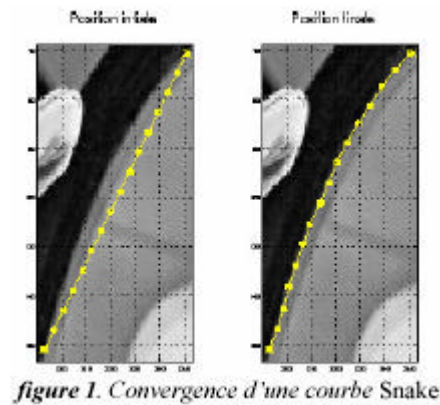
Il est cité en tant que l'une des méthodes de référence dans l'article [1]

2.3 Contour actif (« Snake »)

Un Snake, qui se traduit par serpent, est une sorte de contour en 2D ou une surface en 3D qui doit venir épouser le contour de l'objet que l'on cherche à segmenter. Dans cette méthode, on utilise une courbe qui va se déformer sous l'influence d'une énergie interne que l'on fournit au Snake pour contraindre sa déformation et d'une énergie externe (provenant de l'image) pour coller au plus près du contour. On initialise une forme (généralement un cercle ou une ellipse) que l'on va "gonfler" ou "dégonfler" jusqu'à ce qu'elle épouse au mieux le contour de l'objet à détecter.

Ces modèles utilisent une partie de modélisation a priori (on sait grossièrement la forme de ce que l'on cherche). On introduit donc des contraintes de déformation du Snake (énergie interne). On peut augmenter l'influence de l'énergie interne et le Snake deviendra incapable de détecter un contour très pointu. On peut aussi ajouter de l'énergie externe, ce qui rendra le Snake capable de s'aligner sur un contour très pointu mais qui augmentera par la même occasion sa sensibilité au bruit.

L'article [5] et [6] illustre l'utilisation de contour actif sur les images IRM (Imagerie par Résonance Magnétique), volumes tomographique et échographique où le but des chercheurs est de travailler sur les énergies pour obtenir une courbes ou surfaces épousant le volume voulu.



Extrait de l'article [6]

2.4 Notre méthode : Seuillage interactif

2.2.1 Pourquoi ce choix ?

Rappelons-nous que le but est l'estimation du volume pulmonaire, ce qui n'est pas réalisable par la méthode du contour actif qui ne s'intéresse qu'à la surface du volume. La méthode par ligne de partage des eaux aurait été envisageable si le seuillage ne donnait pas dans notre contexte (cf. analyse des données, section 3.1.2) à peu près les mêmes résultats pour beaucoup plus simple.

La technique utilisée par les consoles des physiciens étaient basés sur la méthode de l'accroissement de région, mais en 2D. Il aurait été logique de le faire évoluer vers un environnement 3D, mais la définition des critères d'homogénéités ne semblait pas très claire, ainsi que sa structure donnée.

La méthode par seuillage interactif (expliquer plus tard) semblait la solution la plus simple et la plus faisable pour la durée du stage. Elle fut choisie par de nombreux articles [2] et [4] qui avaient le même sujet.

3. Notre Procédure de segmentation

Notre méthode repose sur un seuillage interactif et le découpage en composantes connexes. D'abord présenter les données avec lesquels nous allons travailler, puis l'ensemble des outils implémentés et utilisés pour enfin produire un protocole de segmentation.

3.1 Les données

Nos données sont formées d'image scanner tomographique mise sous la forme de « volume ».

3.1.1 Définition du « volume »

Le « volume » est une structure de donnée conçu à partir d'un empilement de coupe d'une acquisition d'un même patient stocké dans des DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) qui est le format de fichier standard émis par un appareil d'imagerie médicale.

Le « volume » a pour avantage dans notre cas :

- ✚ Toutes les coupes de l'acquisition du patient sont contenues dans un seul fichier d'où un traitement 3D des données plus cohérent.
- ✚ Les bibliothèques, liées au format, sont propres au laboratoire ce qui permet d'ajuster les outils à la demande et de façon rapide.
- ✚ La structure des données permet un parcours séquentiel des données.

3.1.2 Analyse des données

Nos données en elle-même sont constituées d'acquisition scanner X de patient demandant une radiothérapie. Elles sont en niveau de gris et codées sur 16 bits.



Les scanners sont pris de la façon suivante, du niveau des épaules jusqu'à la fin du diaphragme. Dans les images acquises, nous pouvons constater que l'air extérieur au patient et intérieur au poumon apparaît de façon très sombre, soit avec un niveau de gris très bas. En effet l'article [2] montre l'air apparaître avec une intensité voisinant les -1000 Unité Hounsfield, que les tissus sont entre -910 UH et -500UH, et que le reste est bien au-dessus. Pouvant ainsi émettre nos premiers critères de segmentation.

Soit :

- ✚ Avec un simple seuillage, nous pouvons binariser un volume en séparant l'air contenu dans l'extérieur du corps et l'intérieur du système respiratoire du reste du corps.
- ✚ Nous admettons que l'air contenu dans le système respiratoire forme un volume unique (toutes les parties sont connexes).
- ✚ Que l'air contenu dans ce même système n'est en aucun cas en contact avec l'air extérieur, ce qui permettra de le séparer de ce dernier.
- ✚ L'air extérieur est la partie la plus volumineuse, et que l'air des poumons constitue la seconde

Malheureusement, nous constatons aussi qu'il faudra passer par un autre traitement pour séparer les éléments de ce même système respiratoire.

3.2 Les outils

Notre procédure utilise différents outils de traitement d'images. Les outils sont décrits dans cette section, la procédure le sera dans la section 3.2.

Nous allons expliquer des différents types de parcours des données, puis le seuillage, ensuite le découpage en composante connexe, puis les opérateurs morphologiques, après l'accroissement contrôlé de régions, enfin la détections des contours.

3.2.1 Les parcours des données

Le parcours des données est un élément important dans le traitement d'image, surtout dans le cas de parcours répété de l'image entière. C'est aussi un point qui permet une optimisation des algorithmes et de réduire le temps d'exécution. La moindre boucle ou opération qui peut être évité est du temps gagné.

3.2.1.1 Parcours séquentiel

Nous essayons dès que possible à accéder aux données de façon séquentielle à l'aide des pointeurs. Nous avons deux pointeurs :

- ✚ le premier est le pointeur qui va parcourir les données, il est initialisé au début de la partie qu'il doit parcourir.
- ✚ Le second est positionné sur le point d'arrivée.
- ✚ Ainsi par incrémentation du pointeur on s'arrête quand celui-ci est égal au pointeur d'arrivée.

3.2.1.2 Parcours aléatoire

Le parcours aléatoire des données est une opération délicate en traitement d'image, pour cette raison on évite de l'utiliser car on n'accède pas à la mémoire de façon régulière (cela entraîne des «défauts de caches ») coûteux en temps. De plus elle peut demandé plus de calcul qu'un parcours séquentiel. Nous l'utilisons quand on n'a pas d'autre choix. Pour ce genre de parcours, nous faisons un appel de fonction en lui donnant les coordonnées en x, y et z du voxel dont nous voulons l'intensité.

3.2.1.3 Parcours semi aléatoire

Cela permet d'utiliser un parcours séquentiel local à des endroits où on utilisait habituellement un parcours aléatoire. Le principe est le suivant :

- ✚ Nous avons un pointeur qui va parcourir les données.
- ✚ Nous pré-calculons les coordonnées relatives au point courant (souvent le point centrale d'une fenêtre) qui consiste à un décalage de pointeur.
- ✚ Et lorsque on veut lire ce point (par exemple un voisin du point courant) on copie le pointeur dans un pointeur intermédiaire puis on ajoute les coordonnées relative à celui-ci.

3.2.2 Le seuillage

Le but du seuillage est de mettre en avant tous les éléments de l'image respectant un critère de sélection défini sur son histogramme.

3.2.2.1 Principe de base

Ce critère est défini par des intervalles sur l'histogramme des niveaux de gris qui définissent quel pixel sera mis en avant. Pour obtenir en fin de compte une image en 2 composantes, soit les objets sélectionnés d'une part et le reste soit le fond.

3.2.2.1.1 Type de seuillage

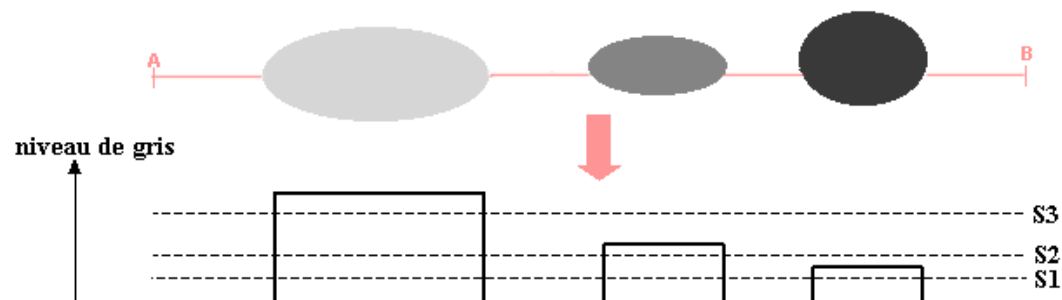


Schéma *seuillage1*

Seuillage «simple » : où un seul seuil est défini. Celui-ci va correspondre à une valeur de niveau de gris susceptible de partitionner l'image en 2. Tout les pixels ayant un niveau de gris inférieur (ou supérieur, qui est définie par l'utilisateur) sera codé à la valeur maximum (plus haut niveau de gris possible) et les autres à la valeur minimum ce qui constituera le fond de l'image. Comme vous pouvez le voir dans l'exemple l'utilisation de la valeur de seuil S3 permet d'obtenir une image binaire où seul figurera l'objet de gauche. (cf. schéma *Seuillage1*)

Seuillage à borne inférieur et supérieur : où l'on doit définir deux seuils. Ils vont correspondre aux bornes d'un intervalle sur l'histogramme des niveaux de gris qui partitionnera l'image en 2 composantes. Tout pixels compris dans cet intervalle sera mis en avant et le reste en fond ou inversement (dépend de la configuration de l'utilisateur). Par exemple en définissant les bornes S1 et S2, cela permet d'avoir une image où apparaîtra seulement l'objet de droite dont les niveaux de gris sont compris entre ces 2 bornes.(cf. schéma *Seuillage1*)

Dans notre cas seul un seuillage simple est suffisant étant donné que l'air est constitué de niveaux en dessous d'une certaine valeur (voisinant les -200). Mais nous pouvons aussi utilisé un seuillage définissant un seuil automatique ([3]).

3.2.2.1.2 Le seuillage automatique

Le seuillage n'est pas nécessairement une opération qui s'effectue manuellement : la valeur de seuil peut être obtenue de manière automatique. Le seuillage automatique est basé sur l'analyse de la distribution en fréquence (cumulée

ou histogramme) des niveaux de gris associées à l'image. L'objectif des méthodes de recherche de seuil automatique est de détecter 2 «populations » sur l'histogramme, et de proposer la valeur qui permet de les séparer au mieux.

Le principe des méthodes de seuillage automatique est d'utiliser des méthodes de traitement des données (maximisation d'entropie, maximisation de la variance inter ou intra classes...) pour trouver automatiquement la valeur de seuil qui sépare le mieux les objets du fond à partir de l'histogramme des niveaux de gris.

3.2.2.2 En pratique

Les bibliothèques développées permettent un seuillage simple ou à bornes, avec définition des seuils de façon manuelle ou automatique pour le seuillage simple.

Quand au seuillage automatique il repose sur le concept défini dans l'article [2] qui consiste à appliquer cette formule jusqu'à que la valeur retournée soit la même que la précédente :

$$T^i = T^{i+1}$$

$$T^{i+1} = \frac{m_0 + m_n}{2}$$

μ_0 : moyenne des niveaux de gris des éléments appartenant à l'air

μ_n : moyenne des niveaux de gris des éléments appartenant au reste

3.2.3 La décomposition en composantes connexes ou indexation

Le but de l'indexation est de rassembler sous le même identifiant tous les éléments séparés par le fond et connexe.

3.2.3.1 Le principe

Cette étape est une partie importante de toute la procédure de segmentation et c'est aussi celle qui prend le plus de temps et de mémoire à l'exécution. Notre indexation consiste en 2 parcours de l'image et un autre traitement ([3]) :

✚ Nous parcourons l'image une première fois. Nous notons p le pixel courant et 4-voisins les quatre voisins (dans un environnement 2D). Si p appartient au fond, on passe au suivant. Si p appartient à l'objet et que 4-voisins appartiennent au fond ou sont non assigné, on crée une nouvelle étiquette qu'on assigne à p . Si p appartient à l'objet et que un ou plusieurs de 4-voisins ont une étiquette, on assigne une de ces étiquettes à p (ici la dernière découverte) et on marque dans la matrice que toutes ces zones sont équivalentes.

✚ Ensuite on résout les problèmes d'équivalence qui doivent satisfaire la réflexivité, la symétrie et la transitivité. Par exemple, si le label 1 est équivalent à 2, le Label 3 est équivalent à 4, le label 4 est équivalent à 5 et le label 1 est équivalent à 6 d'où la matrice L . Pour la réflexivité on initialise la diagonale principale à 1. Ensuite pour obtenir la fermeture

transitive de la matrice on utilise l'algorithme de Floyd-Warshall. Nous obtenons ainsi une nouvelle matrice qui permet d'obtenir les zones connexes.

 Au second passage nous attribuons les vrais labels aux zones tout en gardant les numéros des étiquettes proches les unes des autres.

Algorithme de Floyd-Warshall

```

For j = 1 to n
  For i = 1 to n
    If L[i,j] = 1 then
      For k = 1 to n
        L[i,k] = L[i,k] OR L[j,k];

```

L'indexation permet de distinguer chaque région, ce qui nous permet d'effectuer des mesures sur chacune d'elles et une sélection des objets qui nous intéressent vraiment.

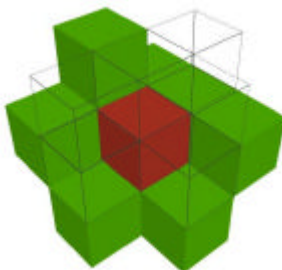
En parcourant les données, nous pouvons faire un décompte du nombre de voxels pour chaque label. Le volume est estimé en multipliant par la taille des voxels. Pour les tables nous utilisons la Standard Templates Libraries de C++ qui nous permet une utilisation de clef et un triage automatique.

3.2.3.2 En pratique

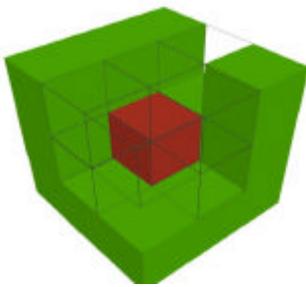
D'abord nous travaillons en 3D, ce qui implique un degré de connexité supérieur à 4.



Degré de composante connexe: 6



Degré de composante connexe : 18



Degré de composante connexe : 26

De plus nous ne parcourons pas tous les voisins mais seulement ceux qui ont déjà été balayés ce qui réduit le temps de traitement.

Par contre ce temps est proportionnel au nombre d'équivalence contenu dans la matrice (pour il y a de 1, et plus le traitement est long), ceci peut prendre quelques minutes. (Car les volumes peuvent contenir plus de 13 millions de voxels)

3.2.4 Les opérateurs morphologiques

La morphologie mathématique est un ensemble de méthodes d'analyse d'images mis au point à l'Ecole des Mines de Fontainebleau par l'équipe de Jean Serra.

3.2.4.1 Le principe

La morphologie mathématique consiste à comparer l'image à analyser à l'aide d'un ensemble d'éléments structuraux que l'on déplace de façon à ce que leur origine passe par toutes les positions de l'image, pour mettre en évidence certaines caractéristiques de l'image.

En suivant ce principe, il est alors possible de rechercher la plus grande valeur, ou la plus petite, dans le domaine de l'image défini momentanément par la présence de l'élément structurant et l'affecter au pixel de l'image sur lequel le centre de l'élément structurant est positionné : on définit ainsi respectivement l'opérateur de dilatation ou celui d'érosion.

3.2.4.2 Les opérateurs

 **Erosion** : Elle consiste à parcourir l'image et lorsqu'on tombe sur un voxel n'appartenant pas au fond nous regardons ses voisins en utilisant le parcours semi aléatoire, et on prend celui qui a le plus petit niveau de gris qu'on assigne au voxel ayant les mêmes coordonnées dans le volume résultat.

0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	1	0	0
0	0	1	1	1	0	0
0	0	1	1	1	0	0
0	0	1	1	1	0	0
0	1	1	1	1	1	0
0	0	0	0	0	1	0
0	0	0	0	0	0	0

Mon élément en jaune est l'élément structurant, le fond est à 0 et l'objet est à 1.

0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	0	0
0	0	0	1	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0

Après passage de l'élément structurant il ne reste plus que la zone bleu appartenant à l'objet.

 **Dilatation** : Elle consiste à parcourir l'image et lorsqu'on tombe sur un voxel appartenant au fond nous regardons ses voisins en utilisant le parcours semi aléatoire, et on prend celui qui a le haut niveau de gris qu'on assigne au voxel ayant les mêmes coordonnées dans le volume résultat.

De la manière, en reprenant le résultat de l'érosion et qu'on applique le même élément structurant mais en dilatation, on obtient la grille en bleu (le vert inclus)

0	0	0	0	0
0	0	0	0	0
0	0	0	0	0
0	1	1	1	0
0	1	1	1	0
0	1	1	1	0
0	1	1	1	0
0	0	0	0	0
0	0	0	0	0

- ✚ **Ouverture** : l'ouverture a pour propriété d'éliminer toutes les parties des objets qui ne peuvent pas contenir l'élément structurant. Cet opérateur est composé d'une érosion et d'une dilatation successive.
- ✚ **Fermeture** : la fermeture a pour propriété de combler tout ce qui est de taille inférieur à l'élément structurant. Cet opérateur est composé d'une dilatation et d'une érosion successive.

3.2.4.3 En pratique

Nous avons implémenté une sorte d'interpréteur de chaîne de caractères qui compose une séquence d'opération morphologique à partir d'un volume, ce qui rend pratique l'utilisation de ces opérateurs.

Pour l'instant nos opérateurs ne sont pas génériques, les dimensions de la structure est toujours la même soit en 2D de 9 ou en 3D de 27. Cela nous a suffi dans notre cas mais être améliorer pour d'autre utilisation.

3.2.5 L'accroissement contrôlé de région

Le but est d'effectuer une dilatation sur plusieurs zones selon un « patron ».

3.2.5.1 Le principe

Le principe est le suivant :

- ✚ Le « patron » est composé d'un volume binaire, issue généralement de la première étape. Les voxels à 1 (niveau de gris au maximum) représente les voxels qui nous intéressent et les autres à 0 (niveau de gris au minimal) représente le fond et resteront à 0.
- ✚ Nous avons dans un autre volume, des régions dont nous allons nous servir comme germes de départ à l'accroissement.
- ✚ Pour chaque voxel à 1 du « patron », nous regardons si son homologue sur l'autre volume est attribué, dans le cas contraire, il va voir ces voisins pour savoir quel étiquette il doit prendre. Si aucun de ces voisins n'est encore étiqueté, il attendra la prochaine passe et ainsi de suite jusqu'à ce qu'il en trouve une.
- ✚ La procédure se répète jusqu'à que tout les homologues des voxels à 1 du « patron » sur le volume résultat soient tous assigné à un label. (cf. algorithme de croissance contrôlé)

Algorithme de croissance contrôlé

Variables :

Patron type volume

Vox1 type volume (volume contenant les germes)

Result type volume (volume résultat)

Nb type entier (nombre de voxels non attribué)

Fonctions :

Voisinage (x) : verifie si un des voisins de x (degré de connexité=27)

Valeur_Voisin_plus_Occurent(x) : retourne l'intensité qui a le plus d'occurrence dans le voisinage de x

Nb=0

Parcours Patron {

 Si Patron(x,y,z) !=fond

 Si Vox1(x,y,z) = fond

 Si voisinage(Vox1(x,y,z)) !=fond

 Result<=Valeur_Voisin_plus_Occurent(Vox1(x,y,z))

 sinon

 Nb++

 }

on continue jusqu'à Nb=0

3.2.5.2 En pratique

Le «patron » est en fait le volume résultat de la première étape. Nous désirons, après avoir séparé proprement les deux poumons et la trachée, accroître ces volumes pour qu'ils remplissent parfaitement le volume de première étape qui privilégiait les poumons dans leur globalité.

Contrairement à une méthode «region growing », nous nous intéressons plus aux points non attribués qu'aux points frontières des germes.

Cette opération comporte quelques limites qui peuvent conduire à des erreurs mais des solutions existent.

3.2.6 La détection de contours

Le but est d'obtenir les contours du volume extrait du scanner. Pour cela nous allons utiliser un masque de convolution de type Sobel ou Laplace.

3.2.6.1 Le principe

Le principe est simple, nous passons un masque de convolution de type Sobel ou Laplace sur l'image binaire pour faire apparaître les contours des objets mise en avant (intensité=niveau de gris maximum possible).

Filtre de Laplace

Le filtre Laplacien est un filtre de convolution particulier utilisé pour mettre en valeur les détails qui correspond à une variation rapide de luminosité. Le Laplacien est donc idéal pour rendre visibles les contours des objets, d'où son utilisation dans la reconnaissance de formes.

D'un point de vue mathématique, le Laplacien est une approximation de la dérivée d'ordre 2, pour une image à deux dimensions, en formule cela donne :

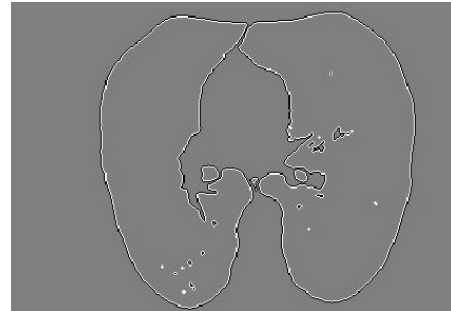
$$L(x, y) = \frac{d^2 I(x, y)}{dx^2} + \frac{d^2 I(x, y)}{dy^2}$$

$I(x,y)$: intensité au point de coordonnée x,y

Dans le cas du traitement d'images, l'image de départ $I(x,y)$ n'est pas une fonction continue, mais une fonction discrète. Mais on peut tout de même obtenir une bonne approximation de la dérivée seconde. Il existe trois noyaux typiques de taille 3×3 qui peuvent remplir ce rôle :

0	-1	0	-1	-1	-1	1	-2	1
-1	4	-1	-1	8	-1	-2	4	-2
0	-1	0	-1	-1	-1	1	-2	1

A titre d'exemple on a appliqué à l'image le deuxième noyau :



Filtres de Sobel

Ce filtre, qui porte le nom de son inventeur, est conçu dans le même but : détecter avec la plus grande précision les contours dans une image. A l'origine il a été développé dans le cadre des appareils de vision nocturne, mais il est aussi utiles dans l'étude morphologique des objets astronomiques, comme les galaxies spirales.

Le filtre de Sobel utilise par exemple deux noyaux 3×3 , l'un pour l'axe horizontal (X) et l'autre pour l'axe vertical (Y) Chacun des noyaux est en fait un filtre gradient, qui sont tous les deux combinés pour créer l'image finale.

$$G_x$$

-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

$$G_y$$

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

$$\sqrt{G_x^2 + G_y^2} = R(x, y) \text{ avec } R(x,y) \text{ pixel résultat}$$

3.2.6.2 En pratique

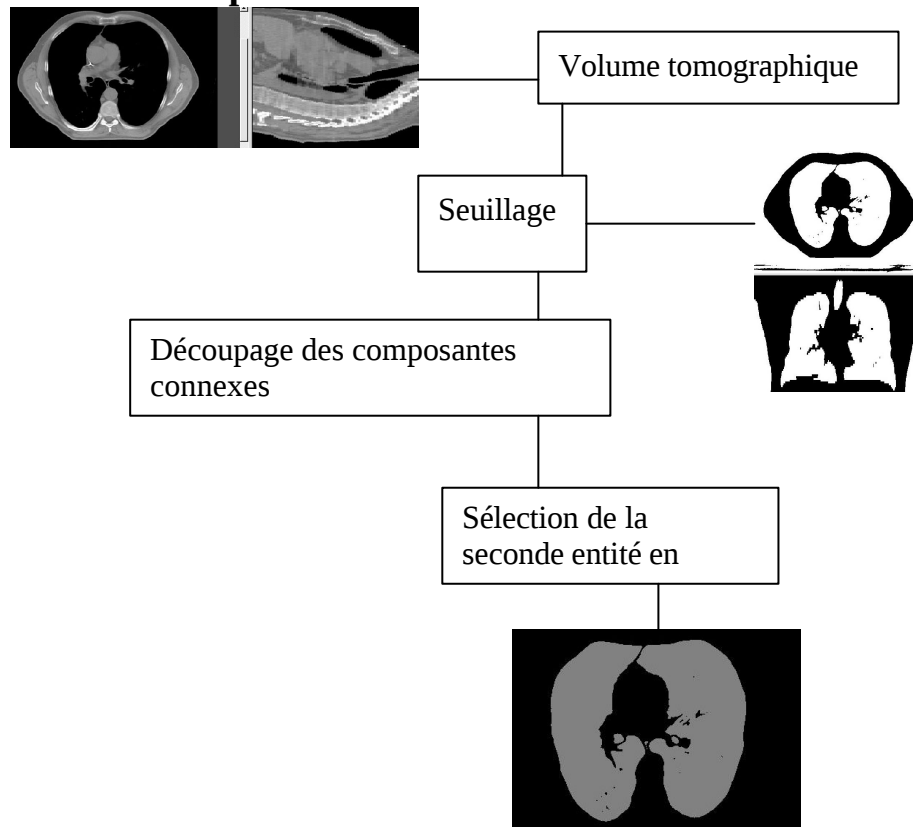
Bien que nous travaillions sur des volumes 3D, nous avons utilisé des filtres par coupes ce qui donne des contours cohérent sur les coupes. Ce choix a été pris parce que la résolution dans les coupes est 5 fois plus grande que l'espace intercoupe.

Le but de ces contours est avant tout d'offrir une vérification visuelle aux médecin et physiciens qui ont l'habitude de travailler en 2D sur les coupes.

3.3 Description de notre procédure

Nous allons définir seulement la procédure que nous avons établie. Nous détaillerons plus en profondeur après les outils utilisés.

3.3.1 Extraire les poumons avec la trachée



D'abord nous devons séparer l'air du reste du corps cela sera effectué par un simple seuillage avec un seuil qui pourra être défini par l'utilisateur ou de façon automatique [2]. Nous obtenons un volume où l'air est en blanc et le reste (le os, les tissus des muscles...) en noir (cf. image section 4.1).

Ensuite nous faisons une indexation des régions blanches dont on peut régler le degré de connexité (6, 18, 27). Cet étiquetage se fait en deux passes qui s'inspirent d'une partie de l'article [3]. Grâce à cette indexation, nous pouvons séparer toutes les zones qui ne sont pas connexes et ainsi sélectionner le ou les objets qui nous intéressent.

Après nous devons classer les volumes étiquetés selon un ordre croissant. Chaque identifiant sera classé du plus petit objet au plus gros. Ceci nous permet d'extraire les poumons accompagnés de la trachée et d'une partie des bronches (formant un unique ensemble).

Grâce aux tables nous pouvons également obtenir le volume d'air contenu dans les poumons.

##	area ID/t	number of Voxels/t	Volume(cc)
0	11767208	51711.4	<- Volume de l'air extérieur
1	2	0.00878906	
2	1	0.00439453	
3	3	0.0131836	
4	1	0.00439453	
5	1	0.00439453	
6	19571128	600.59	<- Volume des poumons
7	1	0.00439453	
8	1	0.00439453	
9	1	0.00439453	
...			

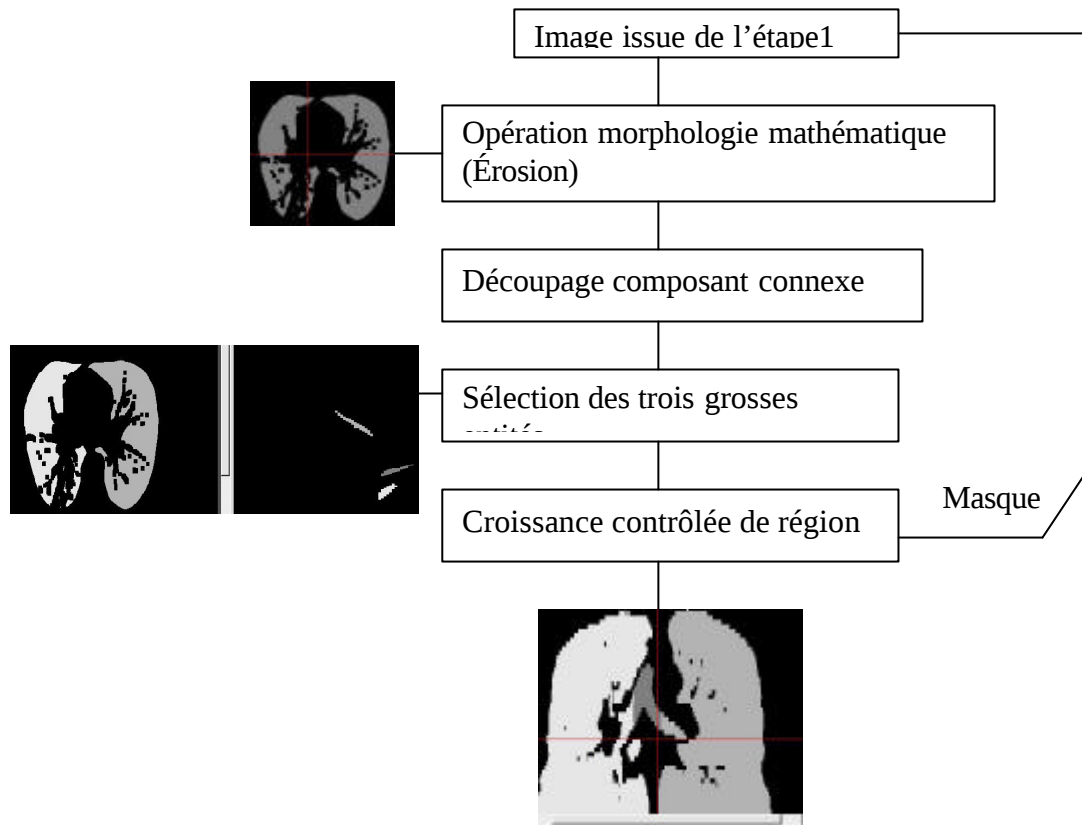
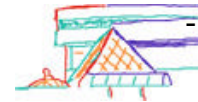
En conséquence, nous obtenons un volume qui doit représenter l'air contenu dans le système respiratoire (poumons, trachée, une partie des bronches), avec une table contenant son volume. Nous pouvons ajuster ce volume, en réglant le niveau du seuil ainsi que le degré de connexité. La visualisation du contour du volume (que nous verrons plus tard) sur l'image d'origine peut aider à estimer si le volume est bon ou pas.

3.3.2 Détection des contours

Le contour du volume extrait permet de vérifier si celui-ci est correct, et seul un physicien ou un médecin peut nous le confirmer. Pour obtenir les contours nous utilisons tout simplement un masque de convolution comme expliqué dans l'article [4]. Une simple opération de convolution avec un masque de Laplace ou de Sobel permet d'obtenir les contours d'une image binaire. (cf. image section 4.2)

Ensuite nous superposons le contour sur l'image d'origine (cf. image section 4.2) grâce à une simple addition pour vérifier que le volume extrait est bien représentatif du volume d'air incluse dans le système respiratoire.

3.3.3 Séparation du poumon gauche, droit et le reste



Nous partons du volume obtenu dans la première étape, voir même d'un autre volume binaire obtenu de la même image de départ, et de la même manière mais avec un seuil différent, permettant ainsi d'augmenter l'intensité des frontières qui sépare les deux poumons. On peut partir du principe qu'un volume obtenu selon la première étape avec un certain seuil est contenu dans un autre volume obtenu aussi de la même façon mais avec un seuil plus haut. Le but de cette étape est de pouvoir séparer proprement les éléments du volume (poumon gauche, droit, le reste) et non de redéfinir le volume qui a été fait à la première étape.

D'abord nous effectuons des opérations morphologiques (voir section 3.2.4) (des érosions) pour séparer les deux poumons et la trachée.

Puis on effectue une indexation sur ce volume éclaté, pour obtenir les volumes de chaque élément.

Ensuite nous trions à nouveau par ordre de volume les objets de l'image, et nous retenons seulement les trois zones les plus volumineuses. Nous choisissons seulement ces trois là, parce que sur ce volume éclaté, l'une est composé d'éléments du poumon droit, l'autre éléments du poumons gauche, et la troisième de la trachée qui sont les plus grosses parties du volume de départ.

Après nous allons utilisé ce que nous appelons un accroissement contrôlé pour redonné aux éléments sélectionnés leur vrai forme et vrai place dans le volume résultat de la première étape.

Nous obtenons ainsi un volume 3D des poumons et du reste, avec chaque élément distingué. Nous permettant ainsi de pouvoir calculer le volume du poumon gauche, puis celui du poumon droit et celui du reste (négligeable par rapport au deux autre volume).

Nous pouvons ainsi dire que nous avons obtenu une segmentation, nous permettant de calculer de manière satisfaisante les volumes pulmonaires (avec la trachée et une partie des bronches). Le procédé a ces avantages et bien sûr ses inconvénients que nous regarderont plus tard.

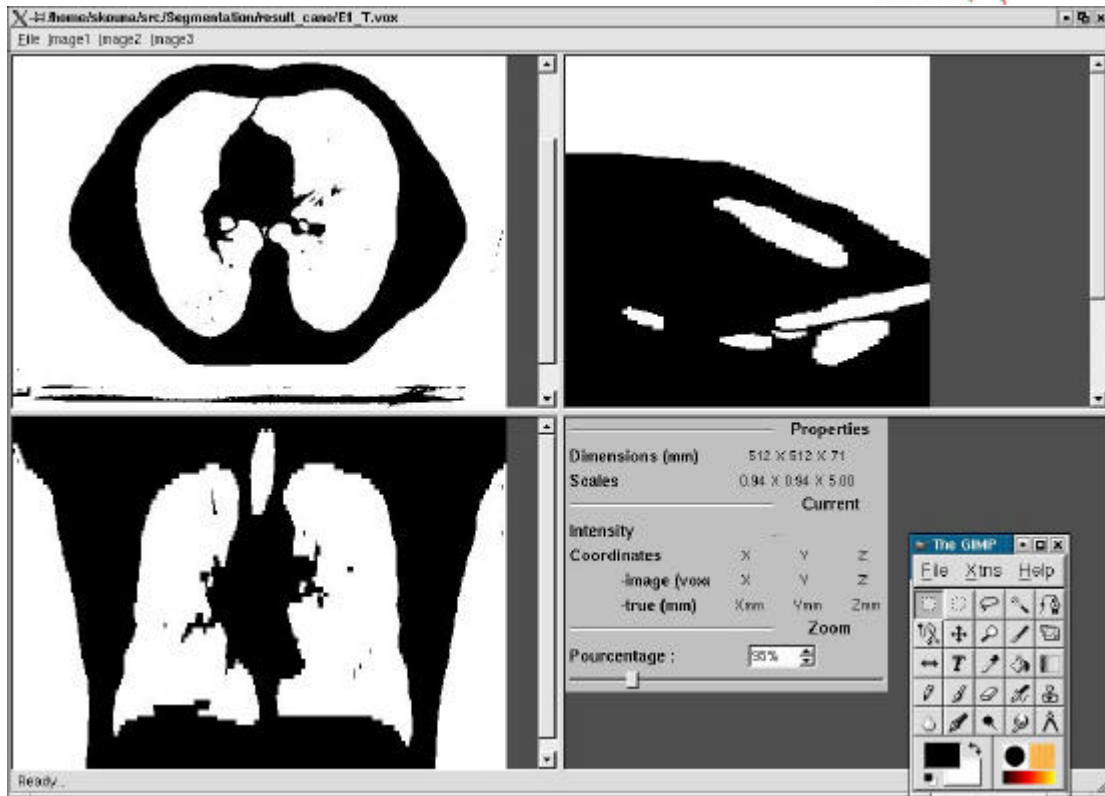
4. Résultats

Nous présentons les résultats des différentes étapes de notre procédure.

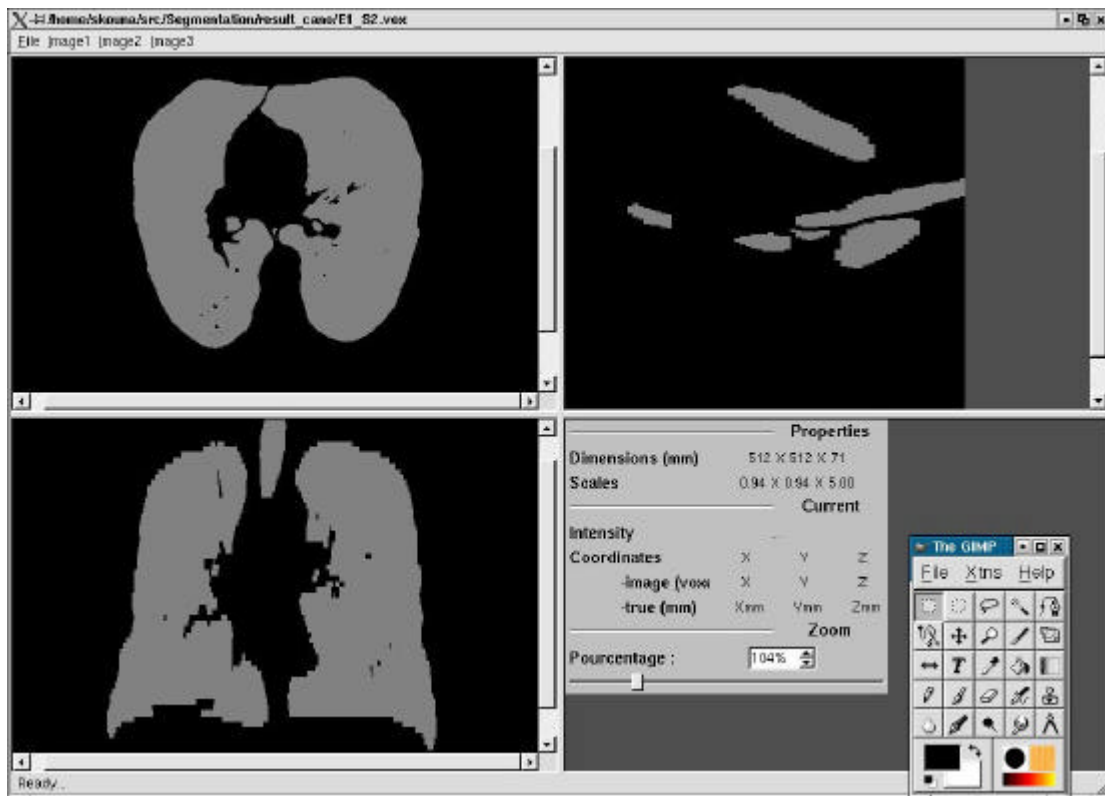
4.1 Présentation des résultats de l'étape 1 : Extractions des poumons



Patient 1 (p1)

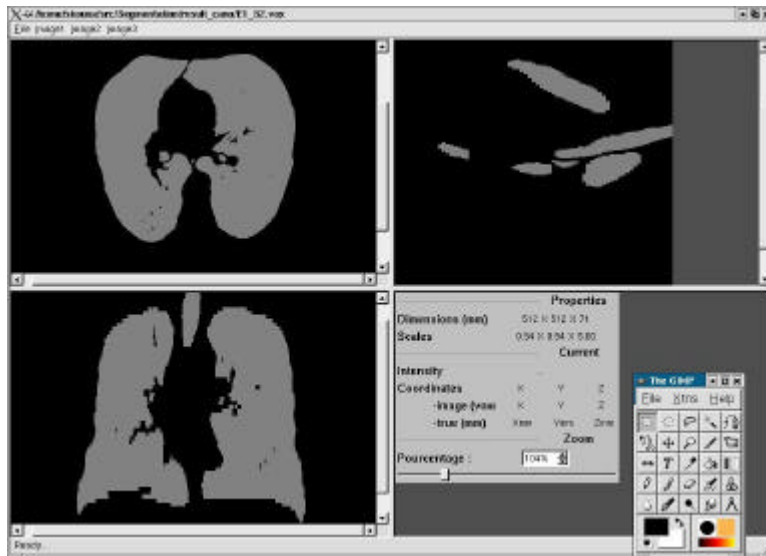


Le seuillage avec un seuil à -444 (seuil automatic)



Nous extrayons le deuxième volume par ordre de taille décroissant

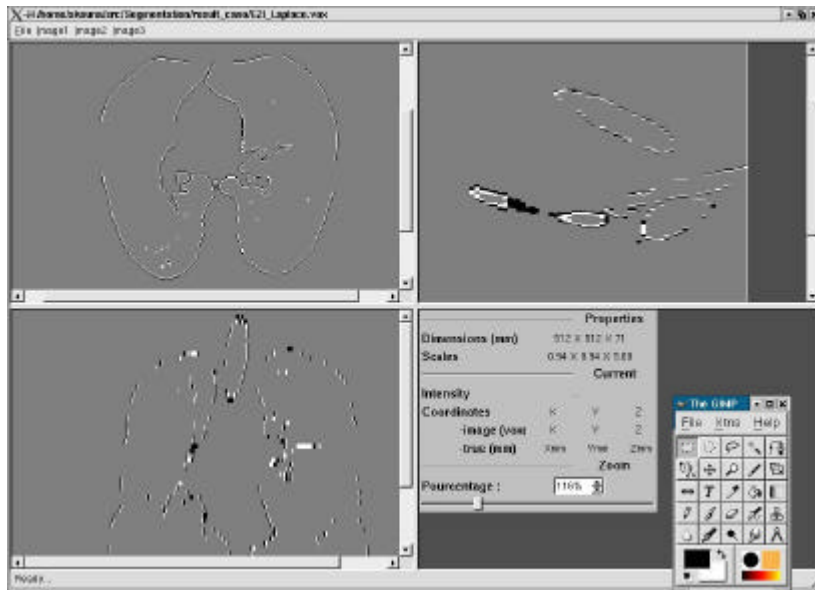
4.2 Présentation des résultats de l'étape 2 : Détection des contours



Poumons du p1



Par le masque de Sobel, nous obtenons les contours suivants

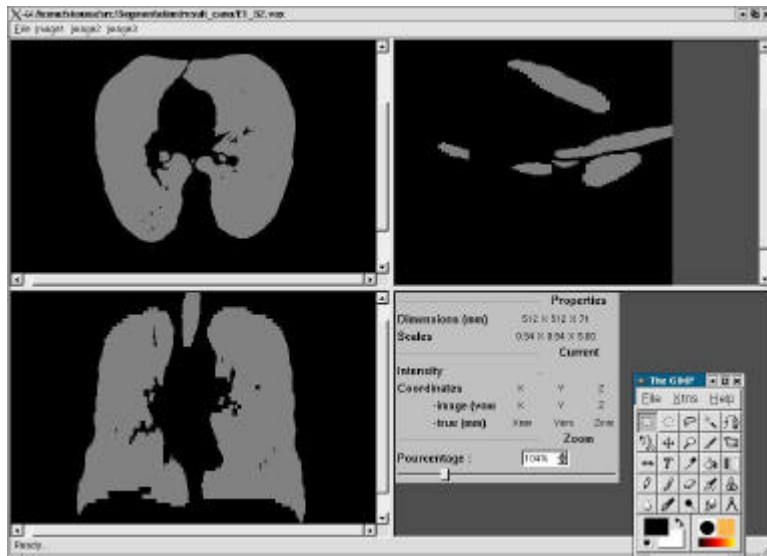


Résultat par le masque de Laplace



Les contours du volume sont superposés sur l'image d'origine

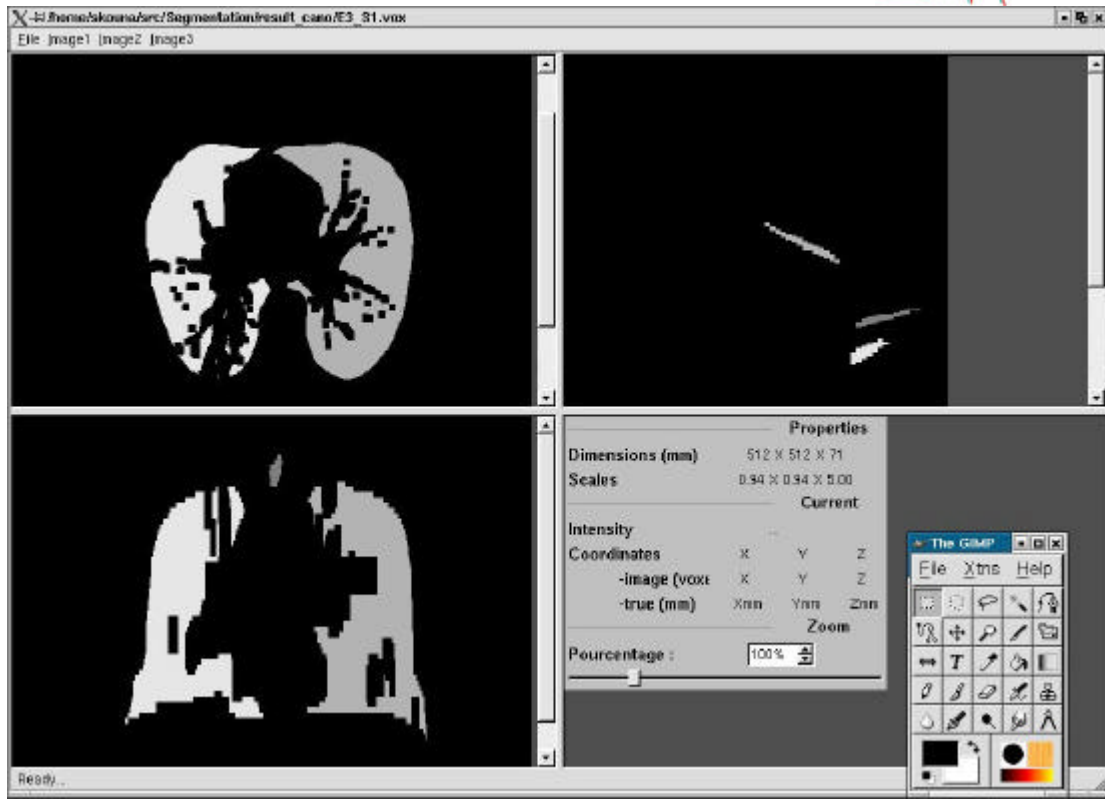
4.3 Présentation des résultats de l'étape 3 : segmentation des poumons



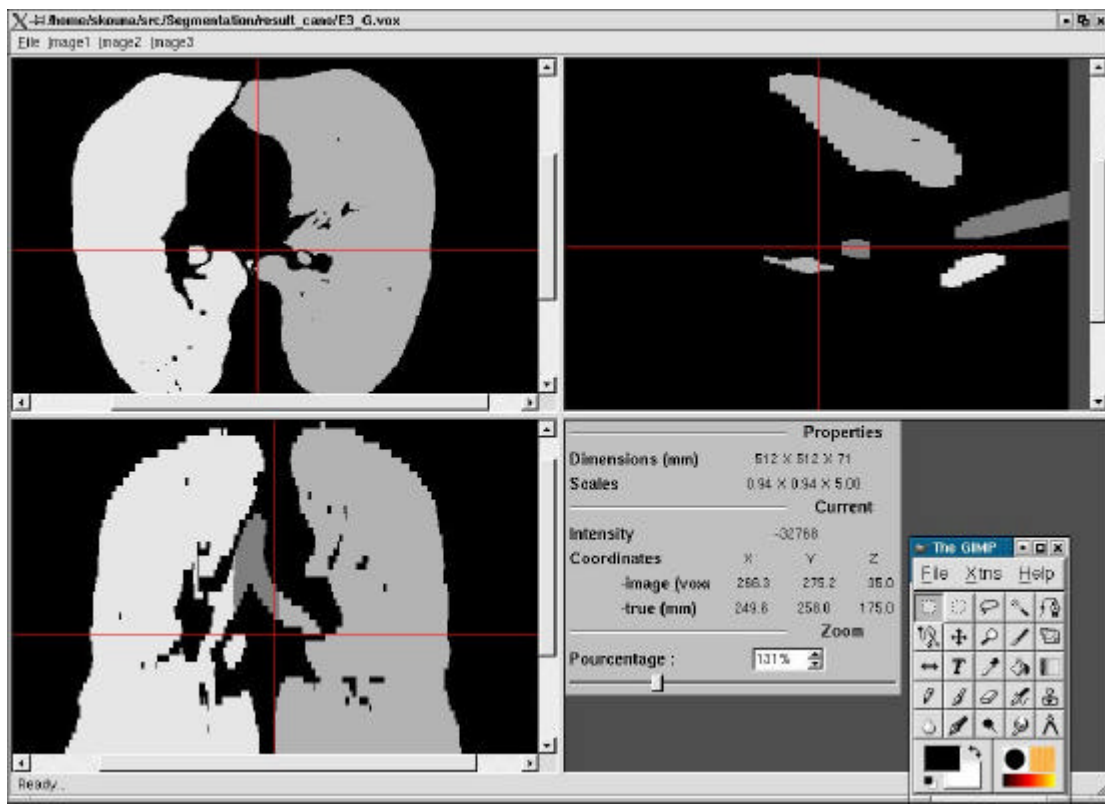
Poumons du p1



Un volume ayant subi trois érosions consécutives.



Après étiquetage, sélection des trois plus grande zones (par volume)

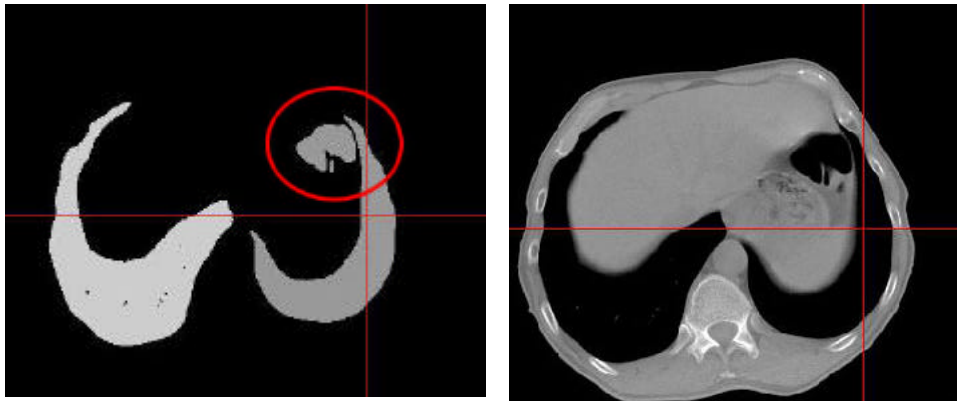


Après accroissement contrôlé nous obtenons le volume suivant

5. Conclusion et perspectives

Nous avons répondu aux objectifs initiaux qui consistait à **l'estimation du volume pulmonaire**, par l'implémentation d'une nouvelle procédure de segmentation. Les inconvénients de notre protocole sont :

- La rapidité d'exécution est bonne, excepté pour le découpage des composantes connexes.



- Les critères ne sont pas toujours vérifiés, nous avons eu une partie de l'estomac se joindre aux poumons.
- Les filtres sont fixes

Les avantages sont les suivantes :

- Ça fonctionne, au point d'en faire une publication. (cf. annexe)
- La procédure est simple.
- Nous avons une méthode flexible et modulaire.
- Cette méthode permet la reproductibilité.

Quand aux perspectives, l'implémentation d'une interface graphique (pour remplacer l'exécution par ligne de commande) permettrait utilisation directe par des physiciens, tout en incluant des possibles retouches manuelles (pour les contours, ou la séparation des poumons).

Quand au stage, il m'a ouvert sur le monde de la recherche, dans lequel j'aurai essayé d'intégrer si je n'avais pas eu un autre projet professionnel.

Références

1. “Self-Learning Model-Based Segmentation of Medical Images “, Regina Pohle, Klaus D. Toennies
2. “Automatic Lung Segmentation for Accurate Quantitation of Volumetric X-Ray CT Images”, Shiyang Hu, Eric A. Hoffman, Member, IEEE, and Joseph M. Reinhardt*, Member, IEEE
3. “Fast Connected Component Labeling Algorithm, Using a Divide and Conquer Technique”, by Jung-Me Park, Carl G. Looney, Hui-Chuan Chen
4. “Segmentation and Reconstruction of the Pulmonary Parenchyma”, Aristofanes C. Silva¹, Paulo Cezar P. Carvalho², Rodolfo A. Nunes³
5. “A Geometric Snake Model for Segmentation of Medical Imagery”, Anthony Yezzi, Jr., Member, IEEE, Satyanad Kichenassamy, Arun Kumar, Peter Olver, and Allen Tannenbaum,* Member, IEEE
6. “Discrete deformable boundaries for image segmentation” (de Jacques-Olivier Lachaud et Anne Vialard), Alain-Pierre Manine

Annexe

-Abstract déposé pour l'ASTRO