

THÈSE

En vue de l'obtention du
Diplôme de Doctorat

Présenté par : BENDAOUH Mohammed Habib

Intitulé

Développement de méthodes d'extraction de contours sur des images à niveaux de gris

Faculté : *Physique*
Département : *Génie Physique*
Domaine : *Science de la matière*
Filière : *Physique*
Intitulé de la Formation : *Science Radiologique et Imagerie*

Devant le Jury Composé de :

| Membres de Jury | Grade | Qualité | Domiciliation |
|----------------------------------|-------------------|-------------------|----------------------|
| <i>BELKAID Mohamed Nouredine</i> | <i>Professeur</i> | <i>Président</i> | <i>U.S.T.O. MB</i> |
| <i>BENABADJI Nouredine</i> | <i>Professeur</i> | <i>Rapporteur</i> | <i>U.S.T.O. MB</i> |
| <i>DIB Anis Samy Amine</i> | <i>MCA</i> | | <i>U.S.T.O. MB</i> |
| <i>ZEBIRATE Soraya</i> | <i>Professeur</i> | <i>Examineurs</i> | <i>U. Oran 2</i> |
| <i>HASSINI Abdelatif</i> | <i>Professeur</i> | | <i>U. Oran 2</i> |

Résumé

Le développement rapide de la technologie de l'imagerie médicale est en train de révolutionner la médecine chaque jour. L'imagerie médicale permet aux scientifiques et aux médecins de divulguer des informations potentiellement vitales en balayant le corps humain de façon non invasive. L'objectif de cette étude est de localiser ou détecter une pathologie cérébrale par la méthode du contour actif. Le présent travail est une étude sur la possibilité de définir les grandes lignes de la pathologie du cerveau en utilisant deux méthodes : Level Set sans réinitialisation et la méthode Local region based. Les images traitées sont prises par un scanner à résonance magnétique (IRM) de 1,5 Tesla ; de trois patients inclus dans le centre d'imagerie médicale Ali BOUKHATMI Oran en Algérie. Sachant que les images sont pondération T1 et T2. Pour donner de la crédibilité à cette étude, une étude comparative est mise en œuvre entre les deux méthodes étudiées. Les résultats ont pu montrer que l'évolution de l'algorithme de Level set sans réinitialisation est plus rapide que l'algorithme de la méthode local region based, mais il est encore moins précis dans la localisation de la pathologie. Par contre, l'algorithme de la méthode Local region based est très lent, mais beaucoup plus précise que la méthode de Level set sans réinitialisation. Le seul inconvénient est la nécessité d'initialiser la courbe C de la pathologie adjacente au lieu de prendre la totalité de l'image. On a trouvé que la durée nécessaire pour le calcul du contour de l'image en utilisant la résonance magnétique dans les deux procédés, est considérablement réduite et la qualité de l'image obtenue à l'issue du traitement est remarquable de pouvoir faire un bon diagnostic médical

Mots clés : *Imagerie Médicale, Segmentation des images, Extraction des contours, level set, Local region based*

Abstract

The fast development of medical imaging technology is revolutionizing medicine every day. Medical imaging allows scientists and doctors to disclose potentially vital information by scanning the human body noninvasively. The aim of this study is to locate or detect a cerebral pathology by the method of the active contour. The present work is a study on the possibility to define the outline of brain pathology using twomethods: Level Set without re-initialization and local region based method. The processed images are given by amagnetic resonance scanner (MRI) 1.5 tesla; of three patients included in the medical imaging center Ali BOUKHATMI Oran in Algeria. Knowing that the images are T2, T1 weighted. To give credibility to this study, a comparative study is implemented between the two methods studied. In the final analysis, we will reap the benefits of each method and their Downsides. Results show that the evolution of the level set algorithm without re-initialization is faster than the algorithm of local region based, but is still less accurate in the localization of the pathology. For cons, the evolution of the local region based algorithm is very slow but much more accurate than the level set without re-initialization method. The only inconvenience is the requirement to initialize the curve C adjacent of pathology instead of taking the whole image. It was found that the time required for calculating the contour of the image by using magnetic resonance in the two methods, is considerably reduced and the image quality obtained at the end of treatment is remarkable to be able make a good medical diagnosis.

Keywords: *Medical imaging, Image segmentation, edge extraction, level set, local region based.*

À mes très chers parents

À mes tendres sœurs

À tous ceux qui me sont chers....

Avant propos

Avant tout, je remercie DIEU tout puissant de m'avoir donné le courage et la patience pour terminer ce modeste travail.

Mes vifs et sincères remerciements à Monsieur BELKAID Mohamed Nouredine, Professeur à l'Université des Sciences et de la Technologie d'Oran « Mohammed Boudiaf » d'avoir accepté de présider le jury.

Je suis également très sensible à l'honneur que me font Messieurs DIB Anis Samy Amine, Maître de conférence A à l'Université des Sciences et de la Technologie d'Oran « Mohammed Boudiaf », HASSINI Abdelatif, Professeur à l'Université d'Oran 2 Mohamed Ben Ahmed, Madame ZEBIRATE Soraya Professeur à l'Université d'Oran 2 Mohamed Ben Ahmed pour avoir accepté de juger ce travail.

Je renouvelle mes vifs et sincères remerciements à Monsieur Nouredine BENABADJI, Professeur à l'Université des Sciences et de la Technologie d'Oran « Mohammed Boudiaf » pour son soutien, ses précieux conseils durant toute la période de préparation de cette thèse.

Cette étude est le fruit de près de cinq années de recherche passée au sein du Laboratoire d'analyse et d'application des rayonnements (LAAR), où j'ai eu la chance d'avoir travaillé et entouré par une équipe de recherche exceptionnelle. Pour tout cela, je souhaite tout d'abord remercier le professeur Mr. Ahmed Hafid BELBACHIR de m'avoir accueilli au sein de son laboratoire et de m'avoir fourni ainsi les moyens techniques nécessaires à l'accomplissement de cette étude.

Je remercie aussi Docteur Ali BOUKHATMI, Médecin Radiologue qui m'a ouvert toutes les portes de son centre d'imagerie Médicale, où j'ai pu assimiler énormément de ressources sur l'imagerie médicale et surtout sur l'imagerie par résonance magnétique.

Un grand merci à l'ensemble des enseignants de la faculté de physique et de l'Université d'Oran des Sciences et de la Technologie Mohamed BOUDIAF.

Table des matières

| | |
|---|----------|
| Résumé | |
| Abstract..... | |
| Avant propos | |
| Table des matières | |
| Liste des figures | |
| Liste des tableaux | |
| Nomenclature | |
| Introduction générale..... | 2 |
| Chapitre I Notion De Base Sur Le Traitement D'image..... | 5 |
| I.1 Introduction..... | 6 |
| I.2 Définition générale..... | 6 |
| I.2.1 L'image | 6 |
| I.2.2 L'image numérique..... | 6 |
| I.2.3 Différents types d'image numérique..... | 6 |
| I.2.3.1 Image vectorielle | 7 |
| I.2.3.2 Images matricielles..... | 7 |
| I.2.4 Pixel | 7 |
| I.2.5 Définition et Résolution | 8 |
| I.3 La segmentation | 9 |
| I.3.1. Définition..... | 9 |
| I.3.1.1 Approche région..... | 9 |
| I.3.1.2 Approche frontière..... | 10 |
| I.3.1.3 Discussion | 10 |
| I.3.2 Filtre | 10 |
| I.3.3 Filtrage | 11 |
| I.3.3.1 Les filtres linéaires | 11 |
| I.3.3.1.1 Filtre passe-bas | 11 |
| I.3.3.1.2 Filtre passe-haut..... | 12 |
| I.3.3.2 Les filtres non linéaires..... | 12 |
| I.3.4 Seuillage | 12 |
| I.3.5 Bruit | 13 |
| I.3.6 La convolution..... | 13 |

| | |
|--|-----------|
| I.4 Le contour | 14 |
| I.5 Conclusion | 14 |
| Chapitre II La segmentation dans l'imagerie médicale | 15 |
| II.1 Introduction | 16 |
| II.2 Les Technologies d'imagerie médicale | 17 |
| II.2.1 L'historique de l'imagerie médicale | 17 |
| II.2.2 La révolution de l'analogique au numérique | 18 |
| II.2.3 Modalités de l'imagerie médicale | 19 |
| II.2.4 L'imagerie par résonance magnétique | 19 |
| II.2.4.1. Principe physique de l'imagerie par résonance magnétique | 20 |
| II.2.4.2 Champ et moment magnétique | 20 |
| II.3 Segmentation d'images médicales | 21 |
| II.3.1 Vision par ordinateur | 21 |
| II.3.2 Problèmes liés à l'interprétation d'image | 23 |
| II.4 Conclusion | 23 |
| Chapitre III Méthodes classiques d'extraction de contour | 16 |
| III.1 Introduction | 25 |
| III.2 Définition d'un contour | 26 |
| III.3 Propriétés d'un détecteur de contour | 27 |
| III.3.1 Notions mathématiques d'un détecteur de contour | 27 |
| III.3.1.1 Critère de bonne détection | 28 |
| III.3.1.2 Critère de Bonne localisation | 28 |
| III.3.1.3 Critère d'unicité | 29 |
| III.3.2 Modèle de contour | 29 |
| III.4 Opérateurs Classiques | 31 |
| III.4.1 Approche gradient | 31 |
| III.4.1.1 Principes de résolution | 31 |
| III.4.1.2 Filtre de Roberts | 32 |
| III.4.1.3 Opérateurs de Prewitt et Sobel | 32 |
| III.4.1.4 Gradient morphologique | 34 |
| III.4.2 Approche Laplacien | 35 |
| III.4.2.1 Filtre zero-crossing (Passage par Zéro) | 36 |
| III.4.2.2 Filtre LOG (Laplacien d'une gaussienne) | 37 |
| III.5 Opérateurs Adaptatifs (Approche par filtrage optimal) | 39 |
| III.5.1 Filtre de Canny | 39 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| III.5.2 | Filtre deDeriche..... | 42 |
| III.5.3 | Filtre de Shen et Castan..... | 44 |
| III.6 | Etude comparative entre les différents types de détecteur de contours | 46 |
| III.6.1 | Performance du filtre de Canny | 46 |
| III.6.2 | Performances du filtre de Sobel..... | 47 |
| III.6.3 | Performances du filtre de Prewitt..... | 47 |
| III.6.4 | Performance du filtre de Shen-Castan..... | 48 |
| III.6.5 | Performance du filtre de Deriche | 48 |
| III.7 | Conclusion..... | 49 |
| | Chapitre IV Méthodes de contour actif..... | 51 |
| IV.1 | Introduction..... | 52 |
| IV.2 | Modèle de contour actif | 52 |
| IV.2.1 | Définition..... | 52 |
| IV.2.2 | Présentation des contours actifs..... | 54 |
| IV.2.3 | Méthode de résolution..... | 54 |
| IV.2.3.1 | Equations de bases..... | 54 |
| IV.2.3.2 | Résolution | 56 |
| IV.2.4 | L'algorithme du contour actif..... | 57 |
| IV.2.5 | Avantages et Inconvénients du contour actif..... | 58 |
| IV.3 | Modèle Des Courbes De Niveaux (Level Sets) | 59 |
| IV.3.1 | Méthodes traditionnelles de Level Set | 59 |
| IV.3.2 | Inconvénients liés à Réinitialisation..... | 60 |
| IV.3.3 | Formulation variationnelle de la courbe d'évolution du level set Sans Réinitialisation | 61 |
| IV.3.3.1 | Formulation variationnelle Général du Level Set avec Pénalisation d'énergie .. | 61 |
| IV.3.3.2 | Formulation variationnelle du Level Set d'un contour actif sans Réinitialisation | 62 |
| IV.3.4 | Algorithme du Level Set | 65 |
| IV.3.5 | Avantages et Inconvénients des courbes de niveaux (Level Set) | 65 |
| IV.4 | Modèle De l'approche région locale (Local Region Based)..... | 66 |
| IV.4.1 | Résolution de la méthode | 67 |
| IV.4.2 | Mesures de l'énergie interne F..... | 69 |
| IV.4.3 | L'énergie de modélisation uniforme (UM) | 70 |
| IV.5 | Conclusion | 71 |
| | Chapitre V Performance de la méthode Level set sans réinitialisation et la méthode local region based dans l'extraction de contour d'une pathologie cérébrale..... | 72 |

| | |
|---|-----------|
| V.I Introduction..... | 73 |
| V.2 Quelques notions d'anatomie cérébrale..... | 73 |
| V.2.1 Le cerveau..... | 73 |
| V.3 Comprendre le cerveau par l'image..... | 74 |
| V.3.1 Observation du cerveau..... | 75 |
| V.4 Interprétation des résultats..... | 76 |
| V.5 détection de contour de la pathologie pour des images à faible contraste..... | 81 |
| V.6 Extraction de la pathologie de l'image..... | 83 |
| V.7 Étude comparative des deux méthodes..... | 86 |
| V.7.1 Variation de l'énergie en fonction du nombre d'itération..... | 86 |
| V.7.2 Variation du temps en fonction du nombre d'itération..... | 89 |
| V.8 Conclusion..... | 90 |
| Chapitre VI Conception Et Réalisation De L'interface LAAR Edge Extraction..... | 91 |
| VI.1 Introduction..... | 92 |
| VI.2 Présentation du code de calcul « MATLAB »..... | 92 |
| VI.2.1 L'interface graphique (GUI)..... | 92 |
| VI.3 Conception et réalisation de l'interface LAAR Edge Extraction..... | 93 |
| VI.4 Application des algorithmes..... | 94 |
| VI.4.1 Choix de l'image a traité..... | 95 |
| VI.4.2 Choix du type de bruit a appliqué à l'image..... | 95 |
| VI.4.3 Choix de l'algorithme..... | 95 |
| VI.4.4 Choix du nombre d'image visualisé par seconde..... | 95 |
| VI.4.5 Choix du chemin de sortie pour la sauvegarde les images traitées..... | 96 |
| VI.4.6 Lancement de l'application..... | 96 |
| VI.5 Conclusion..... | 97 |
| Conclusion et perspectives..... | 100 |
| Référence bibliographique..... | 104 |

Liste des figures

| | |
|--|----|
| Figure I.1 : Résolution d'une image | 08 |
| Figure I.2 : Différents type de contours | 14 |
| Figure II.1 : La première radiographie humaine (la main de Wilhelm Conrad Röntgen) | 17 |
| Figure III.1 : modèles de contours | 26 |
| Figure III.2 : Principe de la détection de contour par gradient ou laplacien (a) Contour de type marche (b) Dérivée 2 ^{ème} première. (c) Dérivée seconde..... | 26 |
| Figure III.3 : Synoptique d'une détection de contours par gradient..... | 32 |
| Figure III.4 : application des filtres de type Gradient sur une image ordinaire..... | 35 |
| Figure III.5 : application des filtres de type Gradient sur une image IRM cérébrale | 35 |
| Figure III.6 : Application du laplacien de type passage par zéro | 37 |
| Figure III.7 : Laplacien d'une gaussienne "chapeau mexicain" | 37 |
| Figure III.8 : application du filtre LOG | 38 |
| Figure III.9 : Application des différents filtres optimaux (a) Canny, (b) Deriche, (c) Shen et Castan..... | 45 |
| Figure IV.1 : Principe des contours actifs | 53 |
| Figure IV.2 : Évolution du contour actif (snake)..... | 53 |
| Figure IV.3 : Organigramme de la méthode de contour actif | 58 |
| Figure IV.4 : Représentation implicite d'une courbe : (a) Courbe dans un espace à deux dimensions avec définition de la normale extérieure ; (b) représentation implicite de la courbe par la ligne de niveau zéro d'une fonctionnelle à deux variables | 59 |
| Figure IV.5 : Organigramme de la méthode des courbes de niveaux (Level set) | 65 |
| Figure IV.6 : Chaque point le long du contour est représenté par un cercle. Ce cercle est divisé par le contour en régions locaux intérieurs et extérieurs. Dans les deux images, chaque point est représenté par le petit point jaune. Le voisinage de B(x,y) est représenté par le grand cercle rouge. En (a), l'intérieur local est la partie ombrée du cercle et en (b), la partie ombrée du cercle indique l'extérieur local..... | 68 |

| | |
|--|----|
| Figure V.1 : Schéma d'un cerveau humain. Vue sagittale à gauche. Vue coronale à droite. | 73 |
| Figure V.2 : Les trois axes de coupe pour la visualisation du cerveau..... | 75 |
| Figure V.3 : Représentation des trois cas de pathologie étudié | 76 |
| Figure V.4 : Initialisation de la courbe C..... | 77 |
| Figure V.5 : Evolution de la méthode Level Set sans réinitialisation..... | 78 |
| Figure V.6 : Evolution de la méthode Local Region Based sur toute l'image..... | 79 |
| Figure V.7 : Evolution de la méthode Local Region Based à proximité de la pathologie.... | 81 |
| Figure.V.8 : Détection de la pathologie sans injection de produit de contraste..... | 82 |
| Figure V.9 : Détection de la pathologie avec injection de produit de contraste..... | 83 |
| Figure V.10 : Extraction du contour | 84 |
| Figure V.11 : Transformation du contour en tache blanche..... | 84 |
| Figure V.12 : Extraction de la pathologie pour les trois cas étudié..... | 86 |
| Figure V.13 : Variation de l'énergie en fonction du nombre d'itérations pour la méthode Level set sans réinitialisation..... | 87 |
| Figure V.14 : Variation de l'énergie en fonction du nombre d'itérations pour la méthode Local Region Based | 88 |
| Figure V.15 : Variation de du temps en fonction du nombre d'itérations pour les deux méthodes des trois patients..... | 89 |
| Figure VI.1 : Conception de l'interface LAAR Edge Extraction..... | 93 |
| Figure VI.2 : Vu Générale sur l'interface LAAR Edge Extraction | 94 |
| Figure VI.3 : Initialisation de la courbe C..... | 95 |
| Figure VI.4 : Evolution de la courbe C pour la méthode Local region based..... | 96 |
| Figure VI.5 : Evolution de la courbe C pour la méthode Level Set sans réinitialisation..... | 97 |

Liste des tableaux

| | |
|--|----|
| Tableaux III.1 : caractéristiques des différents détecteurs de contour présentés | 49 |
| Tableaux III.2 : récapitulatifs des propriétés de chacun des filtres | 49 |
| Tableau V.1 : résultat de mesures quantitatives obtenues par les deux méthodes | 90 |

Nomenclature

Chapitre I

$f(x,y)$: fonction d'intensité lumineuse

$g(k,l)$: fonction « fenêtre »

$h(x,y)$: produit de convolution

k : variable

l : variable

x : coordonnées linéaire d'un point de l'image

y : coordonnées linéaire d'un point de l'image

Chapitre II

M : somme des moments magnétiques

$\vec{\mu}$: moments magnétiques de spin

\vec{B}_0 : champ magnétique

f_0 : relation mathématique existant entre le champ magnétique imposé de norme B_0 et la fréquence de résonance

γ : rapport gyromagnétique

Chapitre III

III.3.1

$C(x)$: représente la variation d'un paramètre (luminance par exemple) dans la direction x

D' : Rapport signal/bruit de la réponse impulsionnelle

$G(x)$: représente un modèle de contour non bruité

H_C : Réponse du filtre au contour bruité

H_n : moyenne quadratique de La réponse du filtre au bruit $n(x)$ au point $x=0$

$H(x)$: Réponse du filtre au bruit

L' : Critère de localisation étant l'inverse de l'écart type

$n(x)$: un bruit blanc de moyenne quadratique n_0 qui s'ajoute à $G(x)$

$f(x)$: la réponse impulsionnelle d'un filtre détecteur de contour

X_{max} : Critère d'unicité

x_0 : point de contour si la réponse du filtre en ce point est max

III.3.4

A : amplitude

$I(x)$: impulsion de Dirac

III.4.1

$G_x(x, y)$: Opérateur gradient

$I(x, y)$: Fonction de répartition de la luminance dans l'image

$\Theta(x, y)$: argument du gradient Gx

$\nabla^2 I(x, y)$: Laplacien est un opérateur du second ordre d'une image d'intensité $I(x, y)$

$\Delta I'(x, y)$: Laplacien d'une image filtrée

III.6

$\delta_{n,k}$: Symbole de Kronecker

Chapitre IV

II.2

B : facteur de rigidité

E_{snake} : énergie totale du snake

$E_{interne}$: énergie interne

E_{image} : énergie potentielle liée à l'image

Id : matrice identité

S : abscisse curviligne (longueur de la courbe)

α : facteur d'élasticité

τ : pas du temps qui contrôle la vitesse de déplacement du snake

λ : facteur dépend de l'image I initiale

$v(s)$: vitesse de la fonction snake

∇ : opérateur gradient

IV.3

F : fonction de vitesse

$G\sigma$: noyau gaussien

g : fonction indicatrice de bord

H : fonction de Heaviside

δ : fonction unidimensionnelle de Dirac

$\mathcal{E}(\phi)$: énergie fonctionnelle

$\mathcal{E}_m(\phi)$: énergie qui conduira le mouvement de la courbe du zéro level set de ϕ

$\phi(t, x, y)$: fonction level set

μ : paramètre contrôlant l'effet de pénaliser la déviation de ϕ

σ : écart type

Δ : est l'opérateur Laplacien

IV.4

$E(\phi)$: énergie fonctionnelle de la méthode Local Region Based

F : fonction de mesure générique de l'énergie interne

E_{UM} : énergie de modélisation uniforme

***Introduction
Générale***

Introduction générale

Durant les années soixante-dix et quatre-vingt, l'explosion de l'Informatique et L'augmentation continue de la puissance de calcul ont permis le développement du traitement d'images. L'évolution technologique à permis, à ce jour, d'effectuer de très grands travaux, les logiciels fournis pour traiter les photos numériques « grand public » en sont une preuve certaine. Habituellement, dans le domaine du traitement d'images, deux grandes voies se distinguaient : la synthèse d'images et l'analyse d'images. Désormais ces deux axes se rejoignant, par exemple, la reconstruction 3D en imagerie médicale met à profit les techniques de synthèse pour reconstituer des formes à partir des données fournies par les coupes scanners. L'analyse d'images présente un intérêt dans quasiment tous les domaines où la recherche automatique d'informations dans des images s'avère un besoin crucial. Comme dans les images satellites qui sont devenues un formidable outil d'investigation dans plusieurs domaines telles l'agronomie, la météorologie ainsi que dans les domaines militaires. L'analyse de séquences d'images pose de nombreux problèmes, tels le suivi d'objets, de personnes, la détection de changements de scènes, le suivi de cibles pour les militaires ou en robotique.

Le domaine qui nous intéresse plus particulièrement est celui de l'imagerie médicale. Le développement rapide et la prolifération des technologies d'imagerie médicale est en train de révolutionner la médecine. L'imagerie médicale permet aux scientifiques et aux médecins de glaner éventuellement des informations vitales en scrutant le corps humain de façon non invasive. L'imagerie médicale joue un rôle de plus en plus important dans le diagnostic et le traitement de la maladie, Bien que les dispositifs d'imagerie modernes offrent des vues exceptionnelles sur l'anatomie interne, l'utilisation des ordinateurs pour quantifier et analyser les structures intégrées avec précision et efficacité est limitée. Précis et reproductibles, les données quantitatives doivent être efficacement extraites afin de soutenir le spectre de recherches biomédicales et les activités cliniques, du diagnostic, à la radiothérapie, jusqu'à la chirurgie. L'un des grands soucis dans le traitement et l'analyse des images médicales, est de pouvoir avoir la possibilité d'extraire la forme d'une pathologie tout en conservant les données quel comporte avec précision. Le défi consiste à extraire toute les informations de la

pathologie tel que sa surface, son volume ainsi que sa localisation. L'extraction de contour peut être une solution à cette problématique.

La détection de contour et la segmentation des images sont vraisemblablement les domaines qui ont reçu la plus grande attention de la part de la communauté de traitement des images. On compte à ce jour plus de 4000 références depuis 1970 sur ce sujet. L'extraction de contours joue un rôle primordial dans tout système de vision par ordinateur. Les contours correspondent à des changements brusques de propriétés physiques ou géométriques de l'image forment ainsi des attributs très importants pour l'analyse. Plusieurs techniques ont été développées à ce jour, comme la dérivation du premier et du second ordre, qui sont suivis respectivement d'une recherche de maxima locaux et de passage par zéro. Depuis quelques années, on assiste cependant à de nouvelles approches en extractions de contours qui procèdent par optimisation de critères prenant en compte un modèle prédéfini du contour à détecter. Ces approches qui permettent une meilleure formulation du problème se sont avérées nettement plus performantes que les toutes premières techniques proposées. Ainsi, la détection de contours est souvent le premier problème qu'on rencontre en traitant une image et elle constitue un problème classique du traitement d'image. Les difficultés de la détection des contours proviennent du bruit important présent dans les images (bruit du capteur, bruit d'échantillonnage, irrégularité des surfaces des objets...). Ces approches modifient les données que comporte l'image, ce qui est contradictoire avec ce que on veut faire. L'une des nouvelles approches qui peut résoudre notre problème est les méthodes des contours actifs. Les contours actifs prennent leur origine des modèles élastiques. Appelé aussi snakes, elles tiennent leur nom de leur aptitude à se déformer comme des serpents. Les modèles déformables sont devenus un sujet très important pour la communauté du traitement d'images. De très nombreuses équipes s'y sont intéressées de manière plus ou moins approfondie. Les domaines d'utilisation sont nombreux tant en 2D qu'en 3D tels : la segmentation d'images, la reconnaissance de formes, le suivi de scènes, la simulation, l'imagerie médicale.

Le but de cette étude est de décrire un état de l'art sur les méthodes d'extraction de contours sur des images à niveaux de gris de façon générale, et sur l'imagerie médicale de façon précise. Le chapitre 1 est consacré à une étude bibliographique qui retrace les notions de base sur le traitement d'image, en citant les différents types d'images, telles que, les images matricielles tout en évoquant leurs constitutions ainsi que les méthodes de résolution.

Le second chapitre présente un aperçu sur la segmentation de l'image dans l'usage de traitement surtout dans le domaine médical. Le troisième chapitre expose toutes les méthodes d'extraction de contour classique telle que la méthode de Sobel, Prewitt, Canny, Deriche, ext... où une étude comparative entre ces méthodes est mise en œuvre dont le but d'établir les performances de chaque méthode.

Le chapitre 4 présente des formulations mathématiques des méthodes d'extraction de contour actif, ainsi que les méthodes de résolution. Le cinquième chapitre est une analyse numérique d'extraction de contour d'une pathologie en utilisant le code Matlab, les méthodes utilisées : Level set sans réinitialisation et Local region based. Ce chapitre traite des images prise par un scanner à résonance magnétique (IRM) de 1,5 Tesla ; ces images sont en pondération T1 et T2. Pour donner de la crédibilité à cette étude, une étude comparative est mise en œuvre entre les deux méthodes étudiées.

Le chapitre 6 présente la réalisation d'une interface graphique, mise en œuvre sous langage Matlab à l'aide de l'outil Matlab Interface GUI (Graphical User Interface) afin de bien visualiser le déroulement en temps réel des algorithmes de ces deux méthodes. Dans la conclusion générale nous présentons les principaux résultats de ce travail ainsi que les différentes perspectives envisagées.

Chapitre I

*Notion De Base Sur Le
Traitement D'image*

I.1 Introduction

Les images constituent l'un des solutions les plus importants qu'utilise l'homme pour transmettre et livrer le savoir et l'information depuis l'aube de l'humanité, dans la mesure où une image à elle seule peut réunir une quantité énorme d'informations. Un système de traitement d'images se compose principalement des fonctions suivantes : acquisition d'images, un prétraitement pour la diminution du bruit, analyser l'image pour arriver à une description synthétique de l'information brute incluse dans l'image. Dans ce chapitre nous allons introduire quelques notions générales dans le domaine de traitement d'image.

I.2 Définition générale

I.2.1 L'image

L'image définit une reproduction ou une représentation analogique exacte d'une scène réelle, elle aussi désignée comme une scène tridimensionnelle sur un support en deux dimensions. L'image contient en chaque point, une intensité lumineuse, celle-ci peut être représentée sous forme d'une fonction f avec deux variables x et y qui présentent les coordonnées linéaires d'un point de l'image, la fonction f présente l'intensité lumineuse définie sur un domaine bien défini. Dans le cas où une image est inexploitable par l'ordinateur, elle nécessite sa numérisation à l'aide de diverses méthodes.

I.2.2 L'image numérique

Une image numérique désigne toute image tel que le dessin, l'icône..., converti de son état analogique d'origine par des convertisseurs numériques. L'image numérique peut être aussi créée directement à l'aide des programmes informatiques comme la modélisation en trois dimensions.

I.2.3 Différents types d'image numérique

Il existe différents types d'image numérique.

I.2.3.1 Image vectorielle

Une image vectorielle appelée aussi une image en mode trait, est une image numérique composée par des formules géométriques individuelles, des primitives géométriques (cercle, courbe de Bézier, droite) définie pour différentes caractéristiques comme leur forme, position, couleurs, etc...

Ces modifications peuvent conduire à l'obtention de différentes transformations telles que l'écrasement de l'image, inclinaison, agrandissement, sans perdre la qualité initiale de cette image.

I.2.3.2 Images matricielles

Une image matricielle nommée aussi carte de point (bitmap), est une image constituée d'une matrice ou d'un tableau sous forme de grille) ou chaque case possède une couleur (point coloré) qui lui est propre. Il s'agit donc d'une juxtaposition de point de couleur formant dans leur ensemble, une image, ces points de couleurs appelés dans le domaine d'image numérique « pixel ». Les avantages de ce mode sont :

- Simplicité de stockage en mémoire, puisqu'il suffit de coder la succession des valeurs de la matrice.
- Grande facilité de traitement par des algorithmes primitifs au niveau du pixel.

Les inconvénients de ce type de représentation sont de deux ordres :

- Espace mémoire important pour gérer des grandes images ou des images de bonne qualité.
- Algorithme de tracé plus complexe (défaut de reproduction dû au mode d'affichage des lignes en marche d'escalier). [AZE, 07]

I.2.4 Pixel

Le pixel est l'unité de base permettant de mesurer la définition d'une image numérique matricielle. Le pixel est l'abréviation de « Picture élément » ; élément d'image. C'est la primitive de bas niveau la plus pauvre en information car ces seules propriétés sont la

position dans la matrice image (n° de ligne, n° de colonne) et la valeur numérique indiquant sa couleur, ou son niveau de gris. Il peut être représenté en mémoire sur :

- Un bit (0 ou 1) pour les images monochromes : 0 pour le noir et 1 pour le blanc.
- Un octet, soit 256 niveaux de gris pour une image à niveaux de gris : 0 noir et 255 blancs.

La couleur du pixel est la combinaison des trois nuances de chaque couleur.

Trois octets pour une image couleur (RVB) :

- 1 octet pour la couleur rouge (256 nuances de rouge).
- 1 octet pour la couleur verte (256 nuances de vert).
- 1 octet pour la couleur bleue (256 nuances de bleu).

I.2.5 Définition et Résolution

La **définition** est le nombre de points (pixel) constituant l'image, c'est-à-dire sa « dimension informatique » (le nombre de colonnes de l'image que multiplie son nombre de lignes). Une image possédant 1280 pixels en largeur et 720 en hauteur aura une définition de 1280 pixels par 720, notée 1280 x 720.

La **résolution** est souvent confondue avec la "définition", elle détermine le nombre de points par unité de surface, exprimé en points par pouce PPP, en anglais DPI, un pouce égale à 2.54 cm. Une résolution de 300 dpi signifie donc 300 colonnes et 300 rangées de pixels sur un pouce carré ce qui donne donc 90000 pixels sur un pouce carré. La résolution d'une image numérique définit le degré de détail de l'image.

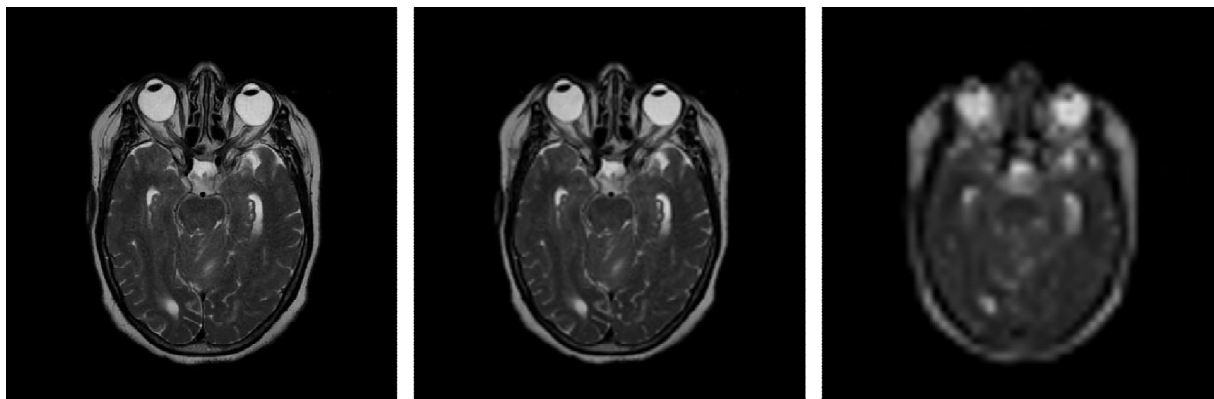


Figure I.1 : Résolution d'une image

I.3 La segmentation

I.3.1. Définition

La **segmentation d'image** est une opération qui a pour but de rassembler des pixels entre eux suivant des critères prédéfinis, elle n'est généralement qu'une première étape indispensable dans le processus d'interprétation d'une scène. Les pixels sont ainsi regroupés en régions, qui composent une partition de l'image, elle est appelée aussi binarisation.

La segmentation est une étape primordiale en traitement d'image. À ce jour, il existe de nombreuses méthodes de segmentation, que l'on peut regrouper en quatre principales classes :

1. La segmentation fondée sur les régions (en anglais : *region-based segmentation*). On y trouve par exemple : la croissance de région (en anglais : *region-growing*), décomposition/fusion (en anglais : *split and merge*).
2. La segmentation fondée sur les contours (en anglais : *edge-based segmentation*).
3. La segmentation fondée sur la classification ou le seuillage des pixels en fonction de leur intensité (en anglais : *classification* ou *thresholding*).
4. La segmentation fondée sur la coopération entre les trois premières segmentations.

Segmenter une image en objets, c'est rassembler des régions qui ont un sens sémantique commun, même si leurs propriétés sont différentes. Il s'agit par exemple de distinguer un personnage du contexte dans lequel il évolue, alors que cette personne a des vêtements de couleurs différentes ou ne bouge que certaines parties de son corps.

De nombreux travaux ont été accomplis sur ce sujet, dans des domaines aussi variés que le domaine médical ou militaire. C'est toujours un sujet d'actualité et un problème qui reste ouvert. L'objectif est de rechercher une particularité dans l'ensemble de l'image ou dans une partie de celle-ci. C'est la "ROI" "*Région Of Interest*". Pour une application particulière, il s'agit d'extraire les informations pertinentes.

I.3.1.1 Approche région

En approche région, l'affinité des points connexes est favorisée. Cela peut être vu comme une technique contextuelle. Les points connexes ayant des propriétés semblables (attributs) : intensité de gris, couleur, texture, vont être réunis dans le même ensemble.

I.3.1.2 Approche frontière

Cette approche, est une technique non contextuelle qui ignore les rapports pouvant exister entre les régions de l'image. On regroupe les pixels suivant un attribut global. Elle comprend les techniques de détection de contours, mais les contours obtenus ne conduisent pas toujours directement à la partition recherchée. En effet, les pixels contours mis en évidence pour une forme, généralement ne sont pas connexes. Il faut alors appliquer des algorithmes de fermeture de contours. Ce n'est qu'après fermeture que les régions apparaissent, déterminées par l'intérieur des contours.

I.3.1.3 Discussion

Les méthodes de segmentation exposées de manière non exhaustive, présentent quelques inconvénients. L'approche contour, par exemple, sollicite souvent un algorithme de fermeture du contour. L'approche région prend un grand temps de calculs. Depuis 1987 de nouvelles approches ont été proposées, regroupées sous le nom de modèles déformables. Ces types d'approches utilisent des connaissances à priori du contour. Elles peuvent être issues de bases d'apprentissage ou des modes de déformation. Lorsque ces connaissances se limitent simplement à des propriétés de régularité et de continuité, on parle alors de contours actifs. Les contours actifs permettent d'obtenir un résultat, en partant d'un contour composé de points chaînés. Ce sera l'avantage majeur de cette méthode.

I.3.2 Filtre

Le filtre est une évolution mathématique (*produit de convolution*) permettant, pour chaque pixel de la zone à laquelle il s'applique, de changer sa valeur en fonction de celle des pixels voisins. Le filtre est représenté par un tableau sous forme d'une matrice, caractérisé par ses dimensions et ses coefficients, dont le centre correspond au pixel concerné. Les coefficients du tableau déterminent les propriétés du filtre. Le produit de la matrice image et du filtre donne une matrice correspondante à l'image traitée.

I.3.3 Filtrage

Un filtrage est l'application d'une transformation (appelée *filtre*) à toute partie d'une image numérique. Le principe du filtrage est de modifier la valeur des pixels d'une image dans le but d'améliorer son aspect. Il s'agit de créer une nouvelle image en se servant des valeurs des pixels de l'image d'origine.

Le filtrage ne manipule que les données de l'image numérisée. On ne fait aucune opinion sur ce que symbolise l'image. Le résultat obtenu dépend beaucoup de la qualité du signal de l'image d'origine. Si le signal est très dégradé, le filtrage seul sera très peu efficace. Dans ce genre de situation le filtrage est juste une première étape dans un traitement plus complexe.

Il existe plusieurs filtres utilisés en traitement d'image :

- Filtrage linaires
- Filtrage non linaires

I.3.3.1 Les filtres linéaires

Les filtres linéaires convertissent un ensemble de données d'entrée en un ensemble de données de sortie suivant une opération mathématique nommée convolution. Quand il s'agit de données numérisées comme dans le cas du traitement d'image, la relation entre les valeurs des pixels de sortie et celle d'entrée est décrite par un tableau de nombres, souvent carré, appelé matrice de convolution. Le temps de calcul est généralement réduit lorsqu'on veut fractionner un filtre en deux filtres dont la convolution mutuelle permet de le reconstituer. Cette technique est utilisée en particulier pour créer un filtre à deux dimensions à partir de deux filtres à une seule dimension (vecteurs) dans les deux sens, horizontal et vertical.

I.3.3.1.1 Filtre passe-bas

Ce type de filtre consiste à atténuer les composantes de l'image possédant une fréquence haute (pixels foncés). Ce filtrage est souvent utilisé pour réduire le bruit de l'image, on parle dans ce cas de lissage.

Lissage : le lissage est l'opération de filtrage visant à éliminer le bruit d'une image. C'est des filtres passe-bas qui coupent plus ou moins les plus hautes fréquences. Ils sont utilisés pour atténuer les bruits.

Filtre moyen : Le filtre moyen est un filtre passe-bas dont le principe est de faire la moyenne des valeurs des pixels avoisinants. Le résultat de ce filtre est une image plus floue.

Filtre gaussien : Un filtre isotrope spécial avec des propriétés mathématiques bien précises. La fonction Gaussienne est très souvent utilisée dans les distributions statistiques. Les propriétés de diminution de bruit des filtres Gaussien peuvent être utilisées en combinaisons avec d'autres filtres qui au contraire engendrent du bruit, comme les filtres Laplacien. [AZE, 07]

I.3.3.1.2 Filtre passe-haut

Les filtres passe-haut atténuent les composantes de basse fréquence de l'image et permettent d'appuyer les détails et le contraste.

I.3.3.2 Les filtres non linéaires

Le filtrage non linéaire fait intervenir les pixels voisins suivant une loi non linéaire, le filtre le plus classique et plus utilisé est le filtre médian. Comme les filtres de convolution, les filtres non-linéaires opèrent sur un voisinage donné.

Filtre médian : La médiane est la valeur qui partage une population en deux parties de même effectif lorsqu'on la trie celle-ci par valeurs ordonnées de la variable considérée [LAU, 06]. Ce filtre est utilisé pour atténuer des pixels isolés, d'une valeur très différente de leur voisinage. Il affecte à chaque pixel la valeur médiane de ses voisins de façon à éliminer les points isolés. Ce filtre n'introduit pas de flou sur les contours des particules contrairement aux lissages.

I.3.4 Seuillage

Le seuillage d'une image, est la méthode la plus simple de segmentation de cette image, le seuillage est une technique qui repose sur une mesure quantitative d'une grandeur. Il permet de classer les pixels selon un seuil fixé. Si un pixel à une valeur supérieur au seuil fixé, il prendra la valeur 1 (Blanc), et si sa valeur est inférieure au seuil fixé, il prendra la valeur zéro ((Noir). [ROU, 03]

I.3.5 Bruit

Le bruit définit les interférences d'un signal, ou les parties du signal sont déformées localement. Ainsi le bruit d'une image indique les pixels de l'image dont l'intensité est très distincte de celles des pixels voisins. Le bruit peut provenir de différentes causes :

- Qualité de l'échantillonnage
- Capacité des capteurs ou une mauvaise utilisation de ces derniers
- Environnement lors de l'acquisition

I.3.6 La convolution

En traitement d'image, le produit de convolution, est la discrétisation du produit de convolution standard de deux fonctions continues de deux variables [LAU, 06] :

$$h(x, y) = [f * g(k, l)] = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} \sum_{l=-\infty}^{+\infty} f(x - k, y - l) \cdot g(k, l) \quad (1.1)$$

Où $f(x, y)$ représente l'image à traiter et $g(k, l)$ est une fonction « fenêtre », c'est-à-dire non nulle sur un domaine fini « $-b_k < k < +b_k, -b_l < l < +b_l$ »

Avec b_k et b_l sont des bornes finies, habituellement égales à 1 ou 2.

En effet, le calcul de la convolution revient alors à superposer la fenêtre de convolution à l'image, en la centrant sur le pixel (x, y) , à multiplier les nombres ainsi superposés deux à deux, et à faire la somme de tous ces produits. On échange alors le pixel (x, y) par la somme obtenue. Le produit de convolution par une fenêtre (généralement de dimension 5x5 ou 3x3) est commun en traitement d'image. Une fenêtre est une fonction discrète de deux variables (k et l), non nulle sur un domaine fini.

I.4 Le contour

Le but de la détection de contour d'une image est de repérer les points d'une image numérique qui correspondent à un changement brutal de l'intensité lumineuse. La détection des contours d'une image réduit de manière significative la qualité des données et élimine les informations. Les primitives à extraire présentent les lignes de contrastes séparant des régions de niveaux de gris différents et relativement homogènes, ou bien des régions de texture différentes. En pratique, il s'agit de reconnaître les zones de transition et de localiser au mieux la frontière entre les régions. [LEC 07]

Un contour est donc défini comme une zone de l'image où l'intensité des pixels change subitement, cette interruption dans l'image est le passage d'un niveau de gris à un autre, de manière plus ou moins rapide. [ROU 03]

On distingue trois types de contours simples :

- **Marche d'escalier** : le contour est net (contour idéal).
- **Rampe** : le contour est plus flou.
- **Toit** : il s'agit d'une ligne sur un fond uniforme.

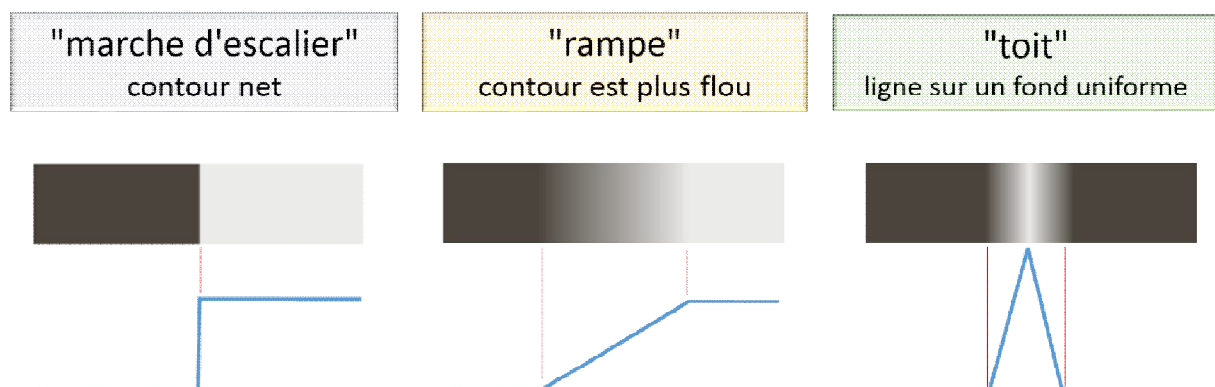


Figure I.2 : Différents type de contours

I.5 Conclusion

Le domaine de traitement d'images a connu ces dernières années un intérêt de plus en plus croissant et suscite de par ses différentes applications la convoitise des chercheurs de

différents horizons et domaines. On désigne par traitement d'images l'ensemble des techniques permettant de modifier une image dans le but de l'améliorer ou d'en extraire des informations.

