

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

UNIVERSITÉ MOHAMED KHIDER, BISKRA

FACULTÉ des SCIENCES EXACTES et des SCIENCES de la NATURE et de la VIE

DÉPARTEMENT DE MATHÉMATIQUES



Mémoire présenté en vue de l'obtention du Diplôme :

MASTER en Mathématiques

Option : **Analyse**

Par :

Khalfallah Sara

Titre :

Introduction à l'imagerie médicale

Membres du Comité d'Examen :

Dr. HOUAS Amrane	UMKB	Président
Dr. HASSOUNA Houda	UMKB	Encadreur
Dr. OUAAR Fatima	UMKB	Examineur

Septembre 2020

DÉDICACE

À mes très chers parents qui n'ont jamais cessé de m'encourager,
que Dieu les protège,

À mes très chers frères, Aissa, Mohamed

À mes très chères sœurs, khadija, Ikram, Aicha
et leurs enfants, Ahmed, Israa

À toute ma famille

À mes amis proches, Rachida, Yamina, aicha, Ahlem, Bouthaina, Leila, Fatima, Touta
Hadjer, Aya, Djoudiya

À tous mes chers amis et mes collègues de l'université de Biskra.

À tous ceux que j'aime, et tous ceux qui m'aiment,
Je dédie ce modeste travail.

REMERCIEMENTS

En premier lieu, je tiens à remercier dieu de m'avoir donnée le courage, la volonté, la santé et la force pour réaliser ce travail.

J'exprime mes remerciements et ma gratitude à ma superviseuse de mémoire, **Dr. Hassouna Houda** à l'université de Biskra pour l'aide et le soutien et les conseils qu'elle m'apporte tout au long de ce travail.

Et je veux exprime tout mon respect aux membres du jury, qui ont acceptés d'évaluer et de juger mon travail,

Dr. HOUAS Amrane *d'avoir accepté la présidence du jury.*

Dr. OUAAR Fatima *d'avoir accepté l'examineur de ce travail.*

Je tiens à remercier aussi tous les enseignants, qui m'ont suivi le long de mon cycle d'études, je voudrais aussi de présenter mes remerciements à tous ceux qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce modeste travail.

Table des matières

Remerciements	ii
Table des matières	iii
Table des figures	vi
Introduction	1
1 Notions de base en Imagerie	2
1.1 Définition d'une image	2
1.2 Définition d'une image numérique	3
1.3 Caractéristiques d'une image numérique	3
1.4 Types d'images	7
1.4.1 Images binaires (en noir et blanc)	7
1.4.2 Images aux niveaux de gris (Monochromes)	7
1.4.3 Images en couleurs (Polychromes)	8
2 Imagerie Médicale	9
2.1 Peu d'histoire sur l'imagerie Médicale	9
2.2 Définition	10

2.3	Images anatomiques (structurelles) et fonctionnelles	10
2.3.1	L'imagerie structurelle	10
2.3.2	L'imagerie fonctionnelle	10
2.4	Les différentes modalités de l'imagerie médicale	11
2.4.1	Les Rayons X	11
2.4.2	L'ultrason	13
2.4.3	L'imagerie par résonance magnétique(IRM)	15
2.4.4	La Tomographie par Emission de Potion(TEP)	16
2.5	Le standard DICOM (Digital Imaging and Communication Médecine)	17
2.6	Les avantages et les inconvénients de l'image médicale	17
3	La Recherche en traitement d'images médicales	19
3.1	Définition de la segmentation	19
3.2	Définition formelle de la segmentation	20
3.3	Déférentes approches de segmentation	21
3.4	Approches Contours	21
3.4.1	Méthodes dérivatives	22
3.4.2	Méthodes analytiques	25
3.4.3	Méthodes déformables	26
3.4.4	Les limites de segmentation par contour	28
3.5	Approche région	29
3.5.1	Croissance de région (région growing) :	29
3.5.2	Segmentation par fusion de régions (Merge)	29
3.5.3	Segmentation par division de régions (Split)	30
3.5.4	Segmentation par division-fusion (Split and Merge)	30

3.6	Segmentation par seuillage	31
3.6.1	Définition du seuillage	31
3.6.2	Seuillage globale	31
3.6.3	Seuillage locale	32
	Conclusion	33
	Bibliographie	34
	Annexe A : Abréviations et Notations	36
	Résumé	37

Table des figures

1.1	Image avec histogramme.	6
1.2	Contour d'une image.	6
1.3	Image monochrome (256 couleurs).	7
1.4	Image polychrome	8
2.1	Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen	11
2.2	Image médicale par scanner	12
2.3	Radiologie-rayons- X	13
2.4	Appareil d'échographie	14
2.5	Image obtenu par échographie	15
2.6	IRM cérébrale	16
2.7	Image d'une partie du cerveau par FDG-TEP	16
3.1	Quelques modèles de contours	21
3.2	Image originale, utilisation du filtre de sobel, prewitt	24
3.3	Croissance progressive des régions.	27
3.4	Principe des contours actifs.	28
3.5	Segmentation par division de régions	30
3.6	Split-and-merge segmentation	31

3.7	Seuillage simple d'un histogramme.	32
3.8	Seuillage multiple d'un histogramme.	32

Introduction

La segmentation d'image est un problème important dans le domaine de l'analyse d'image.

Elle est, par exemple, utilisée en imagerie médicale afin d'analyser et de quantifier les différentes structures anatomiques présentes dans les images. Les méthodes de segmentation peuvent être classées selon le but à atteindre. Il existe des méthodes qui déterminent des régions dans l'image et d'autres qui cherchent à déterminer les frontières de ces derniers. Ce mémoire s'articule autour de trois chapitres qui nous permettront de présenter les différents aspects de notre travail.

Le premier chapitre présente des généralités sur le traitement d'image. Nous avons ensuite présentés dans le chapitre deux Les différentes modalités de l'imagerie médicale, Le troisième chapitre présente les méthodes de segmentation d'images, où nous avons décrit un certain nombre de méthodes classiques de segmentation, soit par approche contour ou par région. Nous terminons ce travail par une conclusion générale.

Chapitre 1

Notions de base en Imagerie

L'image est l'un des outils les plus importants que les gens utilisent pour communiquer entre eux. C'est un outil de communication universel qui permet à des personnes de différents âges et de différentes cultures de se comprendre. Dans ce chapitre, nous introduisons des généralités de l'image.

1.1 Définition d'une image

L'image est une représentation d'une personne ou d'un objet à travers la peinture, la sculpture, le dessin, la photographie, le film,.....etc. C'est aussi un ensemble d'informations structurées qui, après affichage sur écran, elle devient significative pour l'œil humain.

Il peut être décrit pour la machine comme une fonction continue de luminosité analogique $f(x, y)$ défini dans un domaine délimité, où x et y sont les coordonnées spatiales d'un point de l'image et f est une fonction de l'intensité de la couleur et de la lumière. Dans cet aspect, l'image est inutilisable par la machine, ce qui nécessite sa numérisation.

1.2 Définition d'une image numérique

L'image numérique est l'image dont la surface est divisée en éléments de taille fixe appelés cellules ou pixels, ayant chacun comme caractéristique un niveau de gris ou de couleurs. La numérisation d'une image est la conversion de celle-ci de son état analogique en une image numérique représentée par une matrice bidimensionnelle de valeurs numériques $f(x, y)$ où :

x, y : coordonnées cartésiennes d'un point de l'image.

$f(x, y)$: niveau d'intensité.

La valeur en chaque point exprime la mesure d'intensité lumineuse perçue par le capteur. [5]

1.3 Caractéristiques d'une image numérique

L'image est caractérisée par les paramètres suivants :

Pixel Une image numérique est constituée d'un ensemble de points appelés pixels (abréviation de PICture Element) pour former une image. Le pixel représente ainsi le plus petit élément constitutif d'une image numérique.

C'est une valeur numérique représentative des intensités lumineuses. Si le bit est la plus petite unité d'information que peut traiter un ordinateur, le pixel est le plus petit élément que peuvent manipuler les matériels et logiciels sur l'image. [3]

Résolution C'est le nombre de points contenu dans une longueur donnée (en pouce). Elle est exprimée en points par pouce (PPP en Français ou en anglais DPI pour Dots Per Inch).

Un pouce mesure 2.54 cm, c'est une unité de mesure britannique utilisée dans les pays anglophones. C'est la clarté ou la finesse de détails atteinte par un moniteur ou une imprimante dans la production d'image sur les moniteurs d'ordinateurs, la résolution est exprimée en nombre de pixels par unité de mesure (pouce ou centimètre). On utilise aussi le mot résolution pour désigner le nombre total de pixels

affichables horizontalement ou verticalement sur un moniteur, plus grand est ce nombre, meilleure est la résolution.

Dimension C'est la taille de l'image, cette dernière se présente sous forme de matrice dont les éléments sont des valeurs numériques représentatives intensités lumineuses (pixels). Le nombre de lignes de cette matrice multiplié par le nombre de colonnes nous donne le nombre total de pixels dans une image. [4]

La taille d'une image numérique peut se définir par :

- * sa définition en pixels.
- * ses dimensions en pouces.
- * sa résolution en dpi ou ppp.

Ces 3 informations sont liées. Si vous en connaissez 2, vous pouvez calculer la troisième.

Les formules :

$$\begin{aligned} \text{Résolution} &= \text{définition} / \text{dimension} \\ \text{Définition} &= \text{résolution} \times \text{dimension} \\ \text{Dimension} &= \text{résolution} / \text{définition} \end{aligned} \tag{1.1}$$

Bruit Un bruit (parasite) dans une image est considéré comme un phénomène de brusque variation de la l'intensité d'un pixel par rapport à ses voisins, il provient de l'éclairage des dispositifs optiques et électroniques du capteur. Le bruit est du à :

- * La qualité de l'appareil d'acquisition
- * Les conditions de prise de vue : luminosité, mouvement de la scène, ... etc. [2]

Luminance C'est le degré de luminosité des points de l'image. Elle est définie aussi comme étant le quotient de l'intensité lumineuse d'une surface par l'air apparente de cette surface, pour un observateur lointain, le mot luminance est substitué au mot brillance, qui correspond à l'éclat d'un objet .Une bonne luminance se caractérise par :

* Des images lumineuses (brillantes).

* Un bon contraste : il faut éviter les images où la gamme de contraste tend vers le blanc ou le noir, ces images entraînent des pertes de détails dans les zones sombres ou lumineuses.

* L'absence de parasites. [1]

Contraste C'est l'opposition marquée entre deux régions d'une image, plus précisément entre les régions sombres et les régions claires de cette image. Le contraste est défini en fonction des luminances de deux zones d'images. Si L_1 et L_2 sont les degrés de luminosité respectivement de deux zones voisines A_1 et A_2 d'images, le contraste C est défini par le rapport :

$$C = \frac{L_1 - L_2}{L_1 + L_2} \quad (1.2)$$

[2]

Histogramme L'histogramme des niveaux de gris ou des couleurs d'une image est la fonction $h(x)$ qui associe à une valeur d'intensité, x le nombre de pixels dans l'image ayant cette valeur pour diminuer l'erreur de quantification, pour comparer deux images obtenues sous des éclairages différents, ou encore pour mesurer certaines propriétés sur une image.

Il permet de donner plusieurs d'information sur la distribution des niveaux de gris (couleur) et de voir entre quelles bornes est répartie la majorité des niveaux de gris (couleur) dans les cas d'une image trop claire ou d'une image trop foncée.

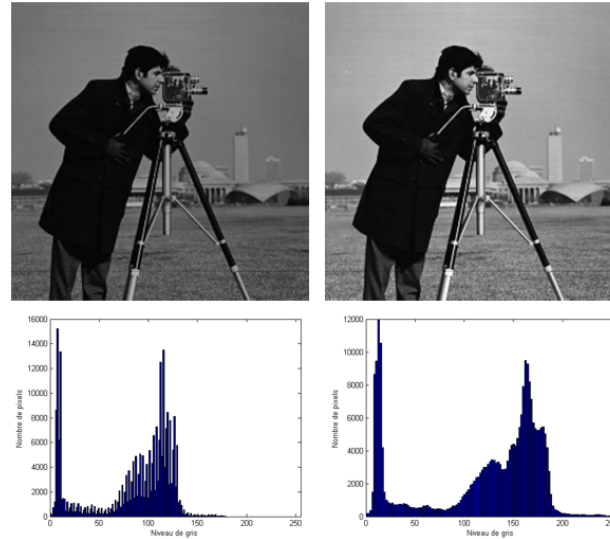


FIG. 1.1 – Image avec histogramme.

Contours et textures Les contours représentent la frontière entre les objets de l'image, ou la limite entre deux pixels dont les niveaux de gris représentent une différence significative. Les textures décrivent la structure de ceux-ci. L'extraction de contour consiste à identifier dans l'image les points qui séparent deux textures différentes. [6]



FIG. 1.2 – Contour d'une image.

1.4 Types d'images

1.4.1 Images binaires (en noir et blanc)

Les images binaires sont les plus simples. Avec ce type, il est possible d'afficher uniquement des images en deux couleurs : noir et blanc. Il utilise une seule couche.

Codage en 1 bit par pixel (bpp) : \Rightarrow 2 possibilités : $[0, 1]$, (Le 0 correspond à un pixel noir et 1 à un pixel blanc). Le niveau de gris est donc codé sur un seul bit.

1.4.2 Images aux niveaux de gris (Monochromes)

Le niveau de gris est la valeur de l'intensité lumineuse en un point. La couleur du pixel peut prendre des valeurs allant du noir ou blanc en passant par un nombre fini de niveaux intermédiaires. Donc pour représenter les images à niveaux de gris, on peut attribuer à chaque pixel de l'image une valeur correspondant à la quantité de lumière renvoyée. Cette valeur peut être comprise par exemple entre 0 et 255. Chaque pixel n'est donc plus représenté par un bit, mais par un octet. [5]



FIG. 1.3 – Image monochrome (256 couleurs).

1.4.3 Images en couleurs (Polychromes)

Elle est obtenue par la combinaison de trois couleurs dites primaires : rouge, vert et bleu (*RVB*), chaque couleur est codée comme une image à niveaux de gris, avec des valeurs allant de 0 à 255. Pour $R = V = B = 0$ nous auront un noir pur, et pour $R = V = B = 255$ nous auront un blanc pur. La représentation des images couleurs se fait donc soit par une image dont la valeur du pixel est une combinaison linéaire des valeurs des trois composantes couleurs, soit par trois images distinctes représentant chacune une composante couleur, on distingue généralement deux types d'images : [2]

- Images 24 bits
- Images à palettes



FIG. 1.4 – Image polychrome

Chapitre 2

Imagerie Médicale

2.1 Peu d'histoire sur l'imagerie Médicale

L'imagerie médicale a fait son apparition avec la découverte de rayons X par Wilihem Röntgen (physicien allemand) en 1896. Très vite, l'intérêt d'une telle découverte pour la médecine se développe et Antoine Bécclère, chef de service à l'hôpital Tenon à paris, acquiert en 1897 un radioscope. Les premiers dépistages de la tuberculose y sont effectués grâce aux radiographies des poumons.

L'imagerie médicale se développe au cours de la première Guerre mondiale, avec notamment la mise en place, par Marie Curie, de voitures radiologiques qui sillonnent les champs de bataille pour repérer les éclats d'obus chez les soldats blessés. En 1934, la découverte de la radioactivité artificielle par Frédéric et Irène Joliot-Curie ouvre la voie au développement des radioéléments de brève durée de vie. Ces derniers, associés à des molécules biologiques utilisées comme traceurs, ont permis la découverte du fonctionnement de certains organes.

Depuis, l'imagerie médicale n'a cessé d'évoluer, de se perfectionner et de proposer des technologies de plus en plus précises, performantes et novatrices. [12]

2.2 Définition

L'imagerie médicale regroupe l'ensemble des techniques permettant de visualiser une partie du corps humain ou d'un organe sans avoir à opérer le patient ; cela, en créant une image visuelle compréhensible d'une information à caractère médicale dans le but d'établir un diagnostic et de faire un suivi approprié du traitement. De la trépanation à la robotique chirurgicale, la pratique médicale a connu une véritable révolution. De nos jours, grâce aux nouvelles techniques d'imagerie, les procédés de traitement se sont modernisés, le diagnostic est devenu plus précis et la qualité des soins est désormais meilleure. Loin des pratique traditionnelles, ou «Voir» passait par «ouvrir», aujourd'hui, les radiologues, à l'aide des technique tomographiques, peuvent diagnostiquer et traiter de façon quasiment non-invasive. Le recours à la chirurgie invasive est devenu la solution de dernier recours. [7]

2.3 Images anatomiques (structurelles) et fonctionnelles

Selon la nature des recherches, on distingue celles qui fournissent des propriétés structurelles de la zone étudiée (IRM, Rayons X...), de celles qui restituent des aspects fonctionnels (TEP, IRMF....), d'où on va faire la différence entre les deux aspects :

2.3.1 L'imagerie structurelle

Permet d'obtenir des informations sur l'anatomie et la structure des organes (leur taille, leur volume, leur localisation, la forme d'une éventuelle lésion, etc.).

2.3.2 L'imagerie fonctionnelle

Concerne le fonctionnement ; elle a révolutionné la médecine donnant un accès immédiat et faible à des informations jusqu'alors invisibles à la diagnostique clinique. Plusieurs modalités sont parfois utilisées pour effectuer un seul diagnostique. Pour certaines anomalies, le radiologue doit, à la fois étudier l'aspect structurel et fonctionnel d'une zone d'intérêt. Ces modalités sont, en général, utilisées avec un décalage

dans le temps. Les informations recueillies doivent être alors fusionnées à l'établissement d'un diagnostic précis et efficace.[7]

2.4 Les différentes modalités de l'imagerie médicale

Les différents appareils d'acquisition d'images médicales sont nombreux et permettent d'obtenir des informations différentes selon le procédé physique utilisé pour observer les tissus du corps humain. Certains procédés apportent une information anatomique (Imagerie Structurale) tandis que d'autres détectent la fonctionnalité des organes en offrant une carte d'activité.

2.4.1 Les Rayons X

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques du même type que la lumière, mais invisibles et très énergétiques. Ils peuvent donc pénétrer profondément la matière vivante.



FIG. 2.1 – Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen

Le scanner (tomodensitométrie)

Le scanner appelé aussi tomodensitométrie dans le langage scientifique repose sur le même principe que la radiologie, c'est-à-dire utilisation d'une source de rayon X. il permet de d'étudier différentes parties

du corps humain, comme notamment le cerveau, la cage thoracique, l'abdomen ou bien encore les os ainsi il permet de rechercher des anomalies qui ne sont pas visible sur des radiographies. [8]

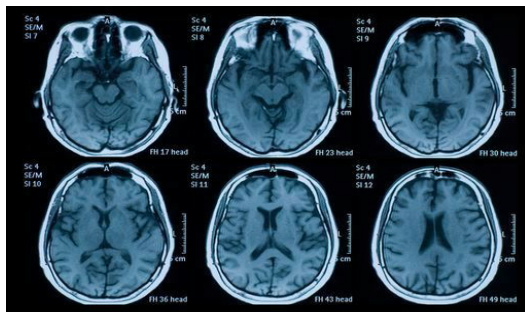


FIG. 2.2 – Image médicale par scanner

Radiographie

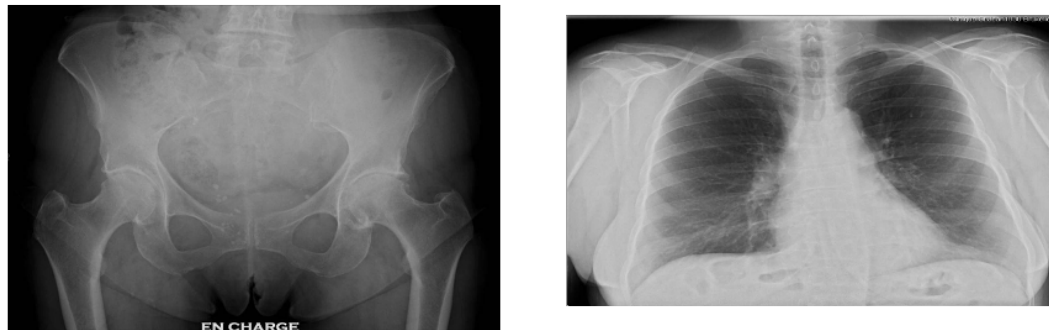
C'est l'une des techniques d'imagerie médicale que repose sur l'utilisation des rayons X découverts par le physicien allemand Wilhelm Conrad Röntgen en 1895, auteur des premières radiographies d'intérêt médical et prix Nobel de physique en 1901. Elle est utilisée à des fins diagnostiques et thérapeutiques. La radiographie fournit des images du corps humain en utilisant des faibles doses de rayon X .

La radiographie enregistre sur un film photographique l'image projetée de transparence aux rayons X d'une région anatomique. Les radiographies sans préparation sont dites simples ou standards (radiographie, osseuse, pulmonaire...), qui permet principalement d'obtenir des clichés en deux dimensions des structures osseuses et articulaires.

Il est notamment utilisé en orthopédie en rhumatologie.... Il est aussi possible de visualiser certains organes ou parties creuses, habituellement invisibles aux rayons X , en les remplissant d'un produit de contraste opaque aux rayons X , c'est la radiographie de contraste. Les radiographies des reins sont tous les examens des reins et des voies urinaires sui utilisent les rayons X , aidés en général d'un produit opaque aux rayons X , qui peut être injecté par diverses voies. Découverte il y a plus de 100 ans, la radiographie garde un intérêt diagnostique indéniable dans beaucoup domaines de la médecine. [9]



Appareils



Radios bassin et poumons

FIG. 2.3 – Radiologie-rayons-X

Mammographie

Une mammographie (ou mastographie) est un examen radiologique de ou des seins. Il permet d'obtenir des images de l'intérieur du sein à l'aide de rayon X et de détecter ainsi certaines anomalies. Une mammographie est pratiquée dans deux circonstances : dans le cadre d'un dépistage ou d'un diagnostic précoce du cancer du sein. Quelles que soient les circonstances, deux clichés (photos) par sein sont réalisés, un cliché de face et un en oblique, ce qui permet de comparer les deux cotés de chaque sein. Dans l'immense majorité des cas, elle est le premier examen d'imagerie. [10]

2.4.2 L'ultrason

L'échographie ultrasons C'est une technique d'imagerie médicale basée sur la réflexion des ultrasons sur les tissus. On place une sonde (comme un stylo) émettrice d'ultrasons sur la peau du patient, ces derniers sont réfléchis par les tissus, retournent à la sonde sous la forme d'un écho. Un traitement

informatique des données permet d'obtenir une image en noir et blanc des tissus.

L'échographie permet l'étude de multiples organes de l'abdomen, du petit bassin du cou (ganglions, foie, rate, pancréas...) mais aussi des vaisseaux (veines et artères) des ligaments et du cœur. Elle recherche des anomalies qui pourraient atteindre ces organes (tumeurs, infection, malformation) et peut parfois guider un prélèvement en profondeur

L'examen est pratiqué par un radiologue. Avant l'examen, le patient doit se déshabiller selon l'endroit où sera pratiquée l'échographie. Pendant l'échographie, le patient est allongé sur une couchette. Un gel froid est appliqué sur la peau du patient afin d'améliorer le contact avec la sonde. Cette sonde sera ensuite déplacée en regard de la région à examiner. [13]



FIG. 2.4 – Appareil d'échographie



FIG. 2.5 – Image obtenu par échographie

2.4.3 L'imagerie par résonance magnétique(IRM)

La résonance magnétique nucléaire est une technique qui a été développée depuis une cinquantaine d'année. Le concept fondamental de la description du phénomène de RMN utilise les lois simples de la mécanique générale.

Principe de l'IRM L'IRM est une technique de diagnostic médicale puissant qui fournit des images tridimensionnelles et en coupe de grande précision anatomique. L'IRM est une technique radiologique récente, non invasive et sans effet secondaires connus, basée sur le phénomène physique de résonance magnétique nucléaire. Il s'agit simplement d'observer la résonance magnétique nucléaire (RMN) des protons de l'eau contenus dans l'organisme, c'est à dire la réponse des noyaux soumis à un champ magnétique extérieur et à une excitation électromagnétique.

L'intensité recueillie pour un élément de volume (voxel) dépend de la concentration de l'eau à l'endroit considéré et on obtient ainsi une image tridimensionnelle de la répartition de l'eau dans le corps d'un patient. Selon la méthode utilisée, le contraste entre deux voxels peut être augmenté si les temps de relaxation des spins nucléaires (décrivant le retour à l'équilibre des noyaux après l'excitation) diffèrent dans les deux zones. Il est donc possible d'observer des altérations des tissus (telles que des tumeurs) grâce aux différences de densité et de relaxation de l'eau. [11]

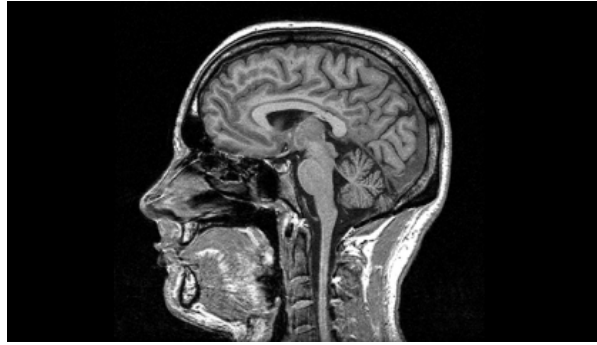


FIG. 2.6 – IRM cérébrale

2.4.4 La Tomographie par Emission de Potion (TEP)

En médecine nucléaire, la tomographie par émission de potion (TEP) est une méthode qui permet de mesurer l'activité métabolique d'un organe grâce à l'émission produite par les positons issues de la désintégration d'un produit radioactif injecté au préalable.

La TEP repose sur le principe général de la scintigraphie qui consiste à injecter un traceur qui est généralement sous forme de glucose. Ce traceur est marqué par un atome radioactif qui émet des positons dont l'annihilation produit elle-même des photons. La détection de la trajectoire de ces photons par le collimateur de la caméra TEP permet de localiser le lieu de leur émission et donc la concentration du traceur en chaque point de l'organe. La TEP est aussi utilisée en recherche biomédicale, par exemple en imagerie cérébrale où elle permet de révéler les régions actives du cerveau lors de différentes activités cognitives.

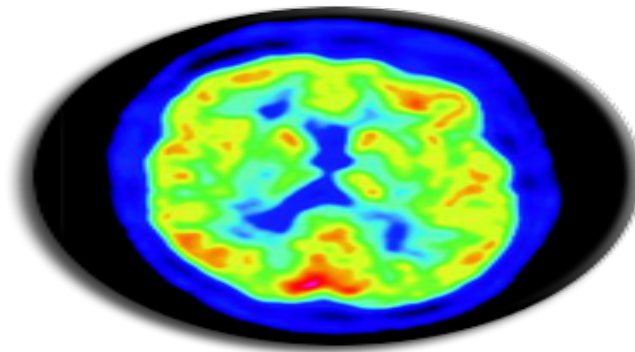


FIG. 2.7 – Image d'une partie du cerveau par FDG-TEP

2.5 Le standard DICOM (Digital Imaging and Communication Médicine)

Digital Imaging and Communication Médicine couramment abrégée DICOM, est une norme standard pour la gestion informatique des données issues de l'imagerie médicale. Un fichier DICOM peut être vu comme une enveloppe contenant les informations sur un patient, sur l'examen qu'il a subi, et contenant les divers clichés réalisés. Il contient des informations de type divers dans son en-tête, suivies par les données brutes. Le préambule contient 128 octets généralement mis à zéro suivi de 4 octets pour y écrire "DCM". A la suite du préambule commence une succession d'informations diverses : l'en-tête qui contient des données textuelles concernant le patient (âge, poids, sexe,.....), l'examen (région du corps explorée), la technique utilisée (IRM, scanner,.....), le nombre de clichés ainsi que leur taille .[14]

2.6 Les avantages et les inconvénients de l'image médicale

La radiologie

La radiologie a pour avantage d'être rapide, simple à utiliser et peu coûteuse. Il s'agit d'un des moyens les plus utilisés. Cependant, la qualité d'image n'est pas la meilleure. En effet, la radiologie fournit des images des organes dans toute leur épaisseur ce qui ne permet pas de voir toutes les liaisons. La radiologie comporte des risques pour le patient et le manipulateur. Pour limiter ces risques :

- le patient ne doit pas réaliser des examens radiologiques trop fréquemment car cela peut provoquer des altérations graves au niveau de certains tissus.
- les manipulateurs doivent se protéger en utilisant des protections plombées (tablier, gants, vitres...).

Le scanner

L'avantage du scanner est de pouvoir fournir une image en 3D en quelques secondes et de très bonne qualité. L'image est très détaillée et permet d'apprendre beaucoup sur l'anatomie.

Il y a néanmoins deux inconvénients : le premier est le coût de l'examen, qui est élevé à cause du coût de l'appareil. Le deuxième est celui de l'exposition aux rayons X , qui peut se révéler dangereux sur le long terme.

L'échographie

L'échographie médicale ne présente aucun danger "elle peut dès lors être répétée sans problème", c'est la seule technique permettant d'avoir une image du fœtus sans nuisances. Il n'y a pas d'allergie ni de contre-indication concernant cette technique.

- Elle est indolore pour le patient, et ne nécessite, sauf cas à part, ni hospitalisation, ni anesthésie.

IRM

L'IRM n'est pas une méthode invasive c'est-à-dire qu'elles n'ont aucun effet dur les patients contrairement à la radiologie qui irradie légèrement ces derniers. L'IRM nécessite un produit de contraste qui est en majorité bien supporté par les patients on dénombre moins de 1% d'allergie au produit de contraste. L'IRM est une technique qui permet de faire des clichés d'une très haute qualité.

En revanche l'IRM ne présente pas que des avantages :

Il ne faut pas être claustrophobe car l'examen peut durer un certain temps. De plus le principe de l'IRM repose sur la quantité d'atome dihydrogène des milieux observés par conséquent l'IRM n'est utile que pour observer des tissus mou O_2 en eau donc certes extrêmement utiles pour les zones cérébrales et cardiaques mais les parties osseuses pauvres en hydrogène ne sont pas observables à l'IRM. Les patients devront se tourner vers d'autres techniques d'imagerie médicales.

Chapitre 3

La Recherche en traitement d'images médicales

Fondamentalement, la segmentation est un processus qui consiste à découper une image en régions connexes présentant une homogénéité selon un certain critère, comme par exemple la couleur. L'union de ces régions doit redonner l'image initiale. La segmentation est une étape importante pour l'extraction des informations qualitatives de l'image.

La segmentation est un traitement de bas niveau qui consiste à créer une partition de l'image observée en un certain nombre de régions qui pourront être par la suite traitées de manière différente. Il n'y a pas de méthode unique de segmentation d'image, le choix d'une technique est liée à plusieurs facteurs, comme la nature de l'image (optique, infrarouge, . . .), les conditions d'acquisition (éclairage, présence de bruit, . . .) les primitives à extraire (contour, segments de droite, texture, . . .). du fait de cette diversité, il est difficile de définir, de manière absolue, une bonne segmentation.

3.1 Définition de la segmentation

La segmentation est une des étapes critiques de l'analyse d'images qui conditionne la qualité des mesures effectuées ultérieurement. C'est généralement une première étape d'un traitement plus complexe comme

la reconnaissance de formes. Elle permet de cerner les formes des objets sur lesquels doit porter l'analyse. De délimiter des régions (l'intérêt de les extraire du fond). Une bonne méthode de segmentation sera celle qui permettra d'arriver à une bonne interprétation. Elle devra donc avoir simplifié l'image sans pour autant en avoir trop réduit le contenu.

A ce jour, il existe des nombreuses méthodes de segmentation qui sont pratiquement toutes sensibles au bruit, il est donc nécessaire le commencer par nettoyer l'image en appliquant les filtres usuels d'atténuation le bruit et parmi les approches (la segmentation les plus connues), on peut citer : la segmentation basée sur le seuillage, la segmentation basée sur les régions et la segmentation basée sur les contours. [15]

3.2 Définition formelle de la segmentation

Formellement, la segmentation d'une image A en régions $R_i, i = 1..n$, est définie par les propriétés suivantes :

1. $\cup_{i=1}^n R_i = I$
2. $R_i \cap R_j = \emptyset; \forall i, j$ telle que $i \neq j$
3. $P(R_i) = \text{vrai}; \forall i \in \{1, 2, 3, \dots, n\}$
4. $P(R_i \cap R_j) = \text{faux}; \forall i, j$ telle que $i \neq j$
5. R_i est un composant connexe; $\forall i \in \{1, 2, 3, \dots, n\}$

* P est un prédicat d'homogénéité.

*La première condition indique que l'union des régions nous ramène à l'image de départ.

*La deuxième indique que deux régions différentes sont disjointes.

*La troisième exprime que les pixels appartenant à une région doivent satisfaire le critère d'homogénéité.

*La quatrième exprime le critère d'homogénéité pour la segmentation en régions disjointes. [17]

3.3 Différentes approches de segmentation

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

1. Segmentation fondée sur les régions (en anglais : régions-based segmentation).
2. Segmentation fondée sur les contours (en anglais : edge-based segmentation)
3. Segmentation fondée sur le seuillage. [15]

3.4 Approches Contours

L'approche contour consiste à identifier les changements entre les régions. En général, un élément de contours est un point de l'image appartenant à la frontière de deux ou plusieurs objets ayant des niveaux de gris différents. Les variations d'intensité de lumière et de couleurs sont très bien perçues par le système visuel humain. la figure suivant montre quelques modèles de contours.

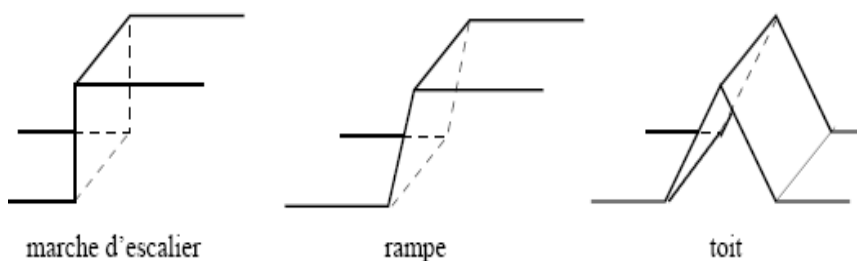


FIG. 3.1 – Quelques modèles de contours

- _ 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.

Nous présentons dans ce qui suit les différentes méthodes adaptées pour la détection des contours dans des images en niveaux de gris. Pour ces dernières, deux familles de méthodes sont distinguées :

3.4.1 Méthodes dérivatives

Les méthodes dérivatives sont les plus utilisées pour détecter des transitions d'intensité par différenciation numérique (Première et deuxième dérivé). A chaque position, un opérateur est appliqué afin de détecter les transitions significatives au niveau de l'attribut de discontinuité choisi. Le résultat est une image binaire constituée de points de contours et de points non contours.

De nombreuses techniques d'extraction de contours existent dans la littérature. Elles peuvent être classées comme suit :

- Les algorithmes basés sur le gradient (ou opérateurs du premier ordre).
- Les algorithmes basés sur le Laplacien (ou opérateurs du second ordre).

L'approche Gradient

On utilise la première dérivée pour calculer le gradient. Le gradient, en un pixel, est un vecteur caractérisé par une amplitude et une direction. L'approximation des deux dérivées est donnée par la relation suivante : [2]

$$\frac{\partial I(x, y)}{\partial x} = I(x + 1, y) - I(x, y), \quad \frac{\partial I(x, y)}{\partial y} = I(x, y + 1) - I(x, y) \quad (3.1)$$

Le module :

$$G(x, y) = \|\nabla I(x, y)\| = \sqrt{G_x(x, y)^2 + G_y(x, y)^2} \quad (3.2)$$

La direction (argument)

$$\arg G(x, y) = \arctan \left(\frac{G_x(x, y)}{G_y(x, y)} \right) \quad (3.3)$$

Il existe plusieurs opérateurs de gradient Parmi ses opérateurs, il y a les masques de Roberts, de Prewitt et de Sobel ... etc.

a. Opérateurs de Sobel et Prewitt : Les opérateurs de "Sobel" et de "Prewitt" permettent d'estimer la norme du gradient bidimensionnel d'une image en niveau de gris. Ces opérateurs consistent en une paire de masques de convolution 3×3 . Pour ces opérateurs les dérivées directionnelles horizontale et verticale s'expriment sous la forme :

$$\frac{\Delta I}{\Delta J} = h_i * I(i, j) \quad \text{et} \quad \frac{\Delta I}{\Delta J} = h_j * I(i, j) \quad (3.4)$$

Avec :

$$h_i = \begin{bmatrix} 1 & c & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -c & -c \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad h_j = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ c & 0 & -c \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}$$

Les matrices h_1 et h_2 sont appelées masques, Les masques de Prewitt sont définis par $c = 1$ et les masques de Sobel par $c = 2$.

b. Opérateur de Roberts (1965) Le détecteur de Roberts permet de calculer le gradient bidimensionnel d'une image de manière simple et rapide. Ce principe ne diffère pas beaucoup de celui des opérateurs de

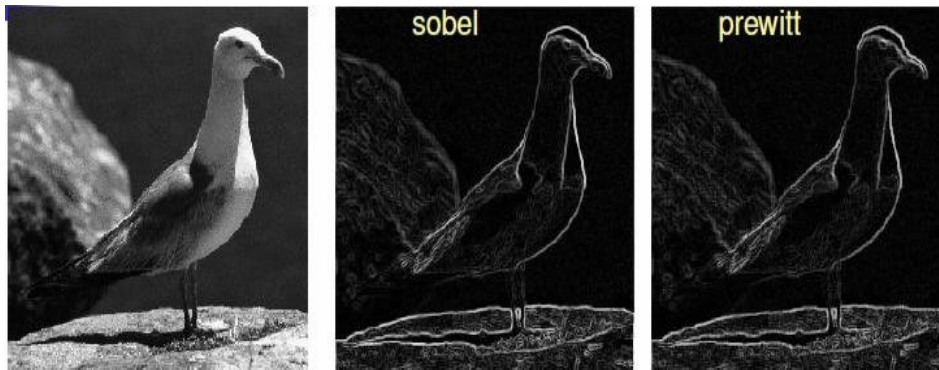


FIG. 3.2 – Image originale, utilisation du filtre de sobel, prewitt

“Prewitt “et ”Sobel”.

Les masques de convolution de Robert sont : [18]

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad \text{et} \quad \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix}$$

L'approche Laplacien

Dans cette approche, l'extraction des contours est basée sur le calcul des dérivées secondes, cela signifie que le Laplacien.

$$\nabla^2 f(i, j) = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2}(i, j) + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}(i, j) \quad (3.5)$$

L'approximation des deux dérivées est donnée par la relation suivante :

$$\nabla^2 f = f(x + 1, y) + f(x - 1, y) + f(x, y - 1) + f(x, y + 1) - 4f(x, y) \quad (3.6)$$

Les plus simples opérateurs du Laplacien est donnée par l'application des masque suivant :

- Laplacien en connexité 4 :

$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

- Laplacien en connexité 8 :

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} [2]$$

3.4.2 Méthodes analytiques

Approche de Canny et Deriche

Canny a supposé que la détection a été effectuée par convolution de l'image $I(x)$ avec une fonction $f(x)$ et le contour c'est le maximum du sortie $\Theta(x)$, il est donné par l'équation

$$\Theta(x_0) = \int_{-\infty}^{+\infty} I(x) f(x_0 - x) dx \quad (3.7)$$

Elle consiste à trouver un filtre optimal satisfaisant les 3 contraintes suivantes : [19]

Une bonne détection :

Garantir une bonne détection c'est de garantir une réponse forte même à de faibles contours. Le filtrage $f(x)$ doit avoir une réponse plus forte que le bruit au contour $x = 0$, pour cette raison le rapport signal sur bruit (RSB) qui est défini par :

$$RSB = \frac{A}{n_0} \cdot \frac{\left| \int_{-\infty}^0 f(x) dx \right|}{\left[\int_{-\infty}^{+\infty} f^2(x) dx \right]^{1/2}} \quad (3.8)$$

Doit être maximal.

Une bonne localisation :

Le filtrage $f(x)$ doit avoir une réponse maximale. Ce critère concerne la localisation des points détectés, pour minimiser la distance entre le contour détecté et le vrai contour.

La localisation L est définie par l'équation .

$$L = \frac{A}{n_0} \cdot \frac{|f'(0)|}{\left[\int_{-\infty}^{+\infty} f'^2(x) dx \right]^{1/2}} \tag{3.9}$$

Une réponse unique :

Il faut avoir seulement un maximum dans les voisins du point $x = 0$. Le détecteur ne doit pas fournir de multiples réponses à un seul contour.

La distance moyenne entre les maximaux locaux est définie : [20]

$$X_{\max} = 2 \cdot \pi \cdot \left[\frac{\int_{-\infty}^{+\infty} f'^2(x) dx}{\int_{-\infty}^{+\infty} f''^2(x) dx} \right]^{1/2} \tag{3.10}$$

Au filtre de Canny, Deriche a proposé un autre filtre (condition initiale différente) qui permet une simplification de son implémentation nous préférons souvent le détecteur de Deriche, qui répond exactement aux mêmes critères de qualité que celui de Canny.

3.4.3 Méthodes déformables

Les modèles déformables, introduits par Kass sont aussi connus sous les noms de « snakes » ou « contours actifs ». L'intérêt principal des contours actifs est de détecter des objets dans une image en utilisant

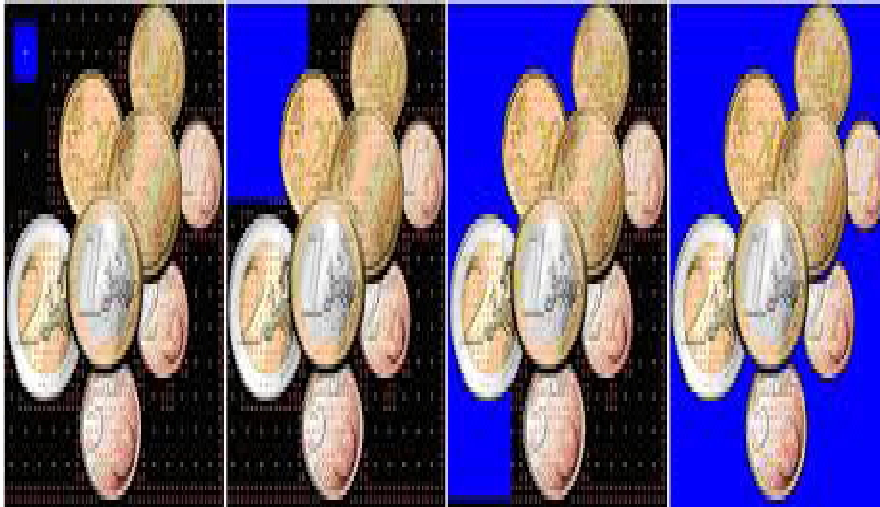


FIG. 3.3 – Croissance progressive des régions.

les techniques d'évolution de courbes. L'idée est de partir d'une courbe initiale, généralement un carré ou un cercle, et de la déformer jusqu'à obtenir le contour de l'objet. En effet, celui-ci présente quelques inconvénients tels que la sensibilité à l'initialisation, au bruit, et le réglage difficile de ses différents paramètres.[16]

Contours actifs

Les contours actifs tirent leur origine des modèles élastiques, mais la communauté s'accorde à les attribuer à l'équipe Kass, Witkin et Terzopoulos, qui introduisirent les Snakes ou courbes minimisantes. Les snakes tiennent leur nom de leur aptitude à se déformer comme des serpents. L'approche est variationnelle, c'est à- dire que l'équation d'évolution du contour actif se déduit de la minimisation d'une énergie modélisant l'objet d'intérêt. Depuis la publication de cette équipe, les modèles déformables sont devenus un sujet très important pour la communauté du traitement d'images. [5]

Principe de fonctionnement des contours actifs Un contour actif est une courbe définie dans l'image et qui est capable de se mouvoir sous l'influence de plusieurs forces qui vont la tirer ou la pousser vers la forme. Un snake consiste à placer aux alentours de l'objet à détecter une ligne initiale de contour, l'évolution se fait à travers un processus itératif qui déforme la courbe à chaque itération jusqu'à sa

position finale.

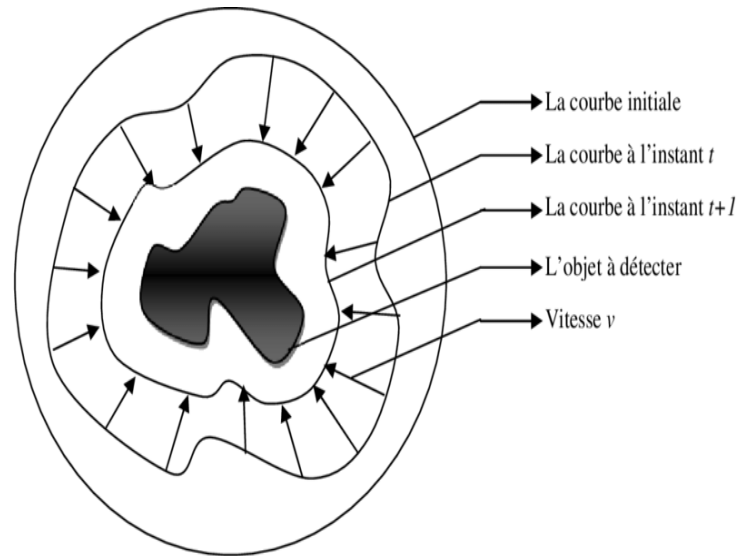


FIG. 3.4 – Principe des contours actifs.

3.4.4 Les limites de segmentation par contour

Les principales limites des méthodes de détection de contour sont les suivantes :

- Les contours extraits selon les méthodes classiques souvent ne correspondent pas nécessairement à la limite des objets. Dans de nombreuses images de basse qualité quelques-unes des méthodes produisent des faux contours.
- Les techniques de détection de contour dépendent de l'information contenue dans le voisinage local de l'image. Il n'y a pas d'information globale.
- Après l'extraction des points de contours, ces derniers sont reliés afin de déterminer les frontières. Le processus de fermeture des contours peut parfois conduire à des discontinuités et des lacunes dans l'image.
- Il est souvent difficile d'identifier et de classer les contours parasites. [17]

3.5 Approche région

La segmentation d'image par l'approche région consiste à découper l'image en régions. Les pixels adjacents sont regroupés en régions distinctes selon un critère d'homogénéité ou de similarité donnée. Ce critère peut être, par exemple, le niveau de gris, couleur, texture... etc. Un processus de groupement est répété jusqu'à ce que tous les pixels dans l'image soient inclus dans des régions. Cette approche vise, donc, à segmenter l'image en se basant sur des propriétés intrinsèques des régions.

Il existe plusieurs méthodes telles que la segmentation par croissance de région, par division de région, et par fusion de région que nous présentons ci-dessous. [2]

3.5.1 Croissance de région (région growing) :

Cette technique consiste à faire progressivement accroître les régions autour de leur point de départ. L'initialisation de cette méthode consiste à considérer chaque pixel comme une région. On va essayer de les regrouper entre elles avec un double critère de similarité des niveaux de gris et d'adjacence. Le critère de similarité peut être par exemple : la variance des niveaux de gris de la région R est inférieure à un seuil. Le principe de l'agrégation de pixel est le suivant : on choisit un germe (Le point de départ est le choix d'un ensemble de pixels appelés « germes ») et on fait croître ce germe tant que des pixels de son voisinage vérifient le test d'homogénéité. Lorsqu'il n'y a plus de pixels candidats dans le voisinage, on choisit un nouveau germe et on itère le processus. [5]

3.5.2 Segmentation par fusion de régions (Merge)

Les techniques de réunion (région merging) sont des méthodes ascendantes où tous les pixels sont visités. Pour chaque voisinage de pixel, un prédicat P est testé. S'il est vérifié les pixels correspondants sont regroupés dans une région.

3.5.3 Segmentation par division de régions (Split)

La division consiste à partitionner l'image en régions homogènes selon un critère donné. Le principe de cette technique est de considérer l'image elle-même comme région initiale, qui par la suite est divisée en régions. Le processus de division est réitéré sur chaque nouvelle région (issue de la division) jusqu'à l'obtention de classes homogènes. [17]

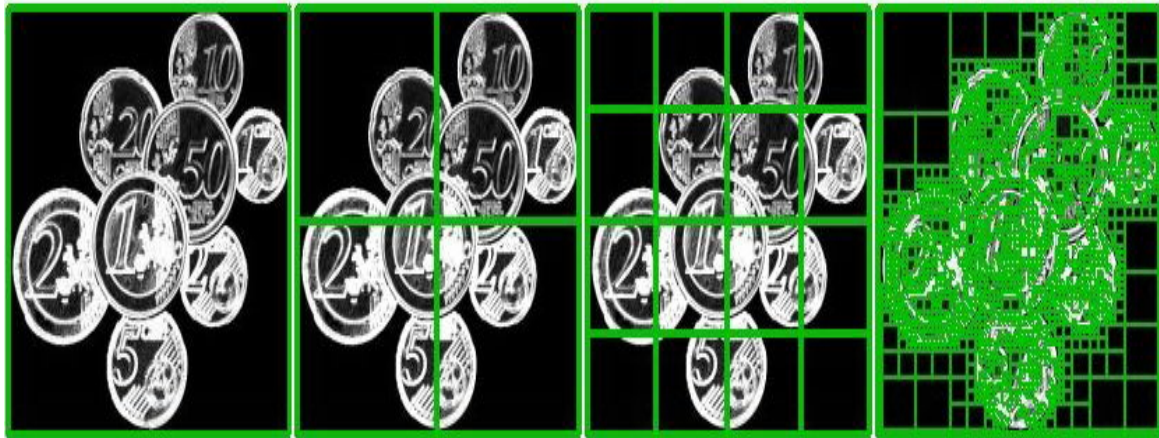


FIG. 3.5 – Segmentation par division de régions

3.5.4 Segmentation par division-fusion (Split and Merge)

Ces méthodes combinent les deux méthodes décrites précédemment, la division de l'image en de petites régions homogènes, puis la fusion des régions connexes et similaires au sens d'un prédicat de regroupement. On part du principe que chaque pixel représente à lui seul une région. Deux régions seront fusionnées si elles répondent aux critères de similarité des niveaux de gris et d'adjacence de régions. On s'arrête quand le critère de fusion n'est plus vérifié. [2]

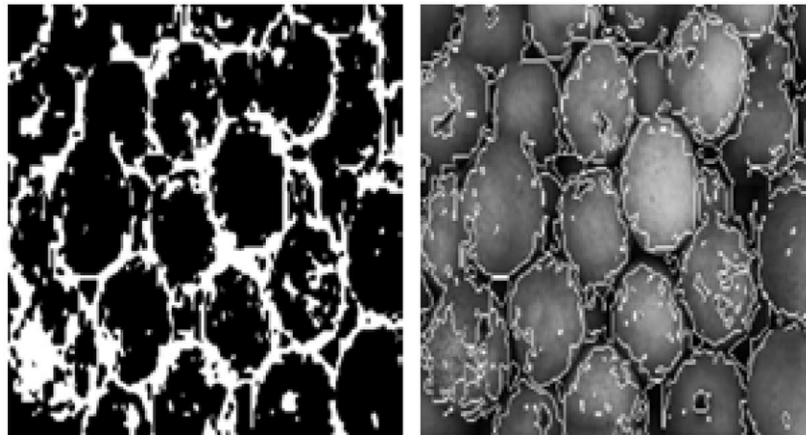


FIG. 3.6 – Split-and-merge segmentation

3.6 Segmentation par seuillage

3.6.1 Définition du seuillage

Le seuillage (thresholding en Anglais) représente un outil largement utilisé dans la segmentation d'image pour extraire des objets de leurs fonds en fonction d'un seuil. Tout problème de seuillage consiste alors à rechercher la valeur du seuil. La plus part des méthodes de seuillage déterminent le seuil en optimisant une fonction objective.

La segmentation par seuillage d'histogramme constitue un cas particulier de la segmentation par classification. Elle permet de répartir les pixels en classes en fonction de leurs niveaux de gris. Les classes sont alors délimitées par des seuils. [5]

Les méthodes de seuillage peuvent être : Seuillage globale et seuillage local, manuelle.

3.6.2 Seuillage globale

Seuillage globale : un seuil pour toute l'image, elle consiste à comparer le niveau de gris de chaque pixel x_i de l'image avec un seuil global fixe T (par exemple 127). On note b_i la nouvelle valeur du pixel, le seuillage est donné par l'expression suivante :

$$b_i = 255 \text{ (blanc) si } x_i > T \quad \text{et} \quad b_i = 0 \text{ (noir) si } x_i < T$$

Seuillage simple

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{si } f(x, y) > T \\ 0 & \text{si } f(x, y) \leq T \end{cases}$$

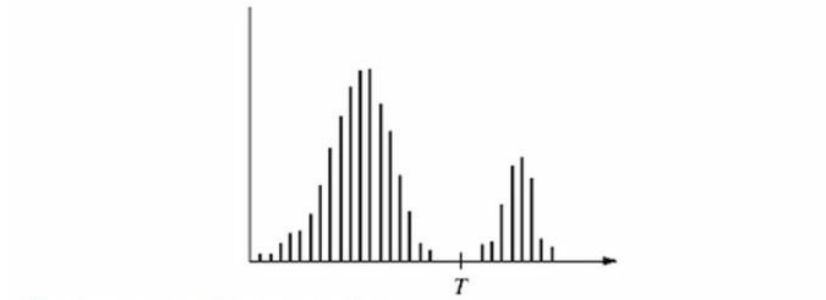


FIG. 3.7 – Seuillage simple d'un histogramme.

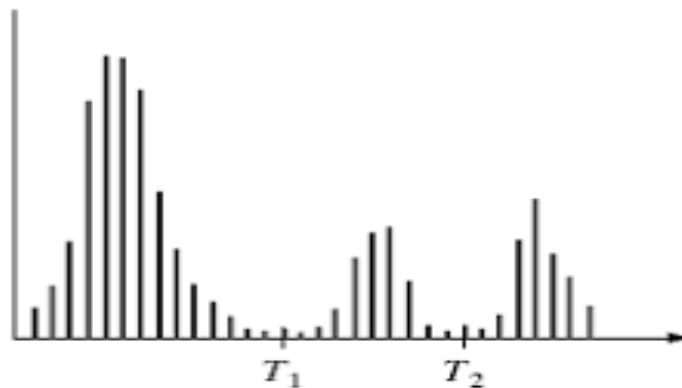


FIG. 3.8 – Seuillage multiple d'un histogramme.

3.6.3 Seuillage locale

Seuillage local ou adaptatif : un seuil pour une portion de l'image. Les méthodes de seuillage locale prennent en considération la valeur des pixels voisins pour le calcul des

seuils. [5]

Conclusion

En conclusion, les images médicales sont aujourd'hui omniprésentes dans la pratique clinique courante et hospitalière. Elles servent à orienter le diagnostic puis à planifier et à guider l'intervention thérapeutique. La nature, le nombre et la résolution des images médicale ne cessent de croître grâce aux progrès constants des technologies d'acquisition d'images soit scanner, IRM,...etc.

D'autre part, 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. Nous avons tenté dans ce travail de regrouper les techniques de segmentation d'images en trois approches : approche par extraction de régions, approche par détection de contours et une approche par classification.

Bibliographie

- [1] CHIKH, Mohammed Tahar. Amélioration des images par un modèle de réseau de neurones (Comparaison avec les filtres de base). 2011.
- [2] HOUASSINE, Charif. Segmentation d'images par une approche biomimétique. 2012. Thèse de doctorat. Université de Boumerdès-M'hamed Bougara.
- [3] MADJAOUI, AMINA et FARES, FADIA. Segmentation des Images par Contours Actifs : Application sur les Images Satellitaires à Haute Résolutions. Thèse de doctorat. 2012.
- [4] TAIBAOUI, Mohamed et DEBBAR, Djafar. La découverte des concepts sémantiques cachés avec plusieurs niveaux d'abstraction pour la recherche d'images. Thèse de doctorat. 2013.
- [5] SANDELI, Mohamed. Traitement d'images par des approches bio-inspirées Application à la segmentation d'images. Université Constantine, 2014, vol. 2.
- [6] N. Merabet, M. Mahlia, recherche d'images par le contenu, université abou bakr belkaid- tlemcen. 2011
- [7] BENTATA, Réda. Segmentation d'images tomographiques par émission de positons. 2012. Thèse de doctorat. Université d'Oran1-Ahmed Ben Bella.
- [8] S.Chabane et N. Haddache, Segmentation d'images mammographies. Mémoire de Master en vue d'obtenir le diplôme de master professionnel en administration et sécurité des réseaux. Université Abderrahmane Mira Béjaïa. 2017.
- [9] MEKHALDI Nadia , Analyse des images médicales par des techniques hybrides : Application à la détection des kastes réseaux. Diplôme magister en informatique. université de science et de la

- technologie d'Oran Mohamed Boudiaf.2014.
- [10] MECHTA, Chahinez. Interprétation des images mammographies par l'Ontologie. Diplôme de Magistère en Informatique. Université des sciences et de la technologie d'Oran Mohamed Boudiaf.2013.
- [11] LEFEVRE, Sébastien. Elaboration et validation d'un outil mathématique de segmentation et de reconstruction volumique sur imagerie IRM de tumeurs cérébrales. Mémoire pour l'obtention du diplôme d'Etudes approfondies, 1999.
- [12] <https://www.assistancescolaire.com/enseignant/lycee/ressources/base-documentaire-en-physique-chimie/histoire-de-l-imagerie-medicale.cca103>.
- [13] <http://tpebaudechahdeldicque.e-monsite.com/pages/ii-les-differents-principes-d-imagerie-medicale-2/ii-les-differents-principes-d-imagerie-medicale.html>
- [14] http://fr.wikipedia.org/wiki/Digital_imaging_and_communications_in_medicine#Objectifs_et_avan
- [15] K. Aounallah, les approches de segmentation d'image par coopération régions,contours, 2010.
- [16] KASS, Michael, WITKIN, Andrew, et TERZOPOULOS, Demetri. Snakes : Active contour models. International journal of computer vision, 1988, vol. 1, no 4, p. 321 – 331.
- [17] MELIANI, Maamar. Segmentation d'Image par Coopération Régions-Contours. 2012. Thèse de doctorat. Ecole Nationale Supérieure d'Informatique.
- [18] BELAROUCI, Sara et BENMOKHTAR, Sara. Méthode coopérative pour la segmentation d'images IRM cérébrales basée sur les techniques FCM et Level Set. 2012. Thèse de doctorat.
- [19] JEAN-JACQUES, Sauvaget Catherine Bourdin et VINCEN, Boyer. Rendus non photoréalistes : Traitements pixelaires, effet BD. Journées de l'Association Francophone d'Informatique Graphique, Bordeaux. France, 2006.
- [20] CANNY, John. A computational approach to edge detection. IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, 1986, no 6, p. 679 – 698.

Annexe A : Abréviations et Notations

Les différentes abréviations et notations utilisées tout au long de ce mémoire sont expliquées ci-dessous :

PPP : Point par pouce

DPI : Dots per lunch

bpp : Bit par pixel

RVB : Rouge vert bleu

IRM : Image par résonance magnétique

3D : Tridimensionnel

Résumé

Dans ce travail, nous fournissons les détails de l'image en général, y compris ses composants, sa structure et comment la traiter, car nous sommes spécialisés dans les images médicales et les méthodes d'imagerie médicale. La segmentation d'image est considérée comme l'un des processus les plus importants du système de traitement d'image, car elle se situe à l'intersection entre le traitement d'image et l'analyse. L'intérêt commercial consiste à diviser l'image en plusieurs régions homogènes, au sens d'un standard préétabli.

L'avantage d'avoir des régions homogènes est de fournir des données simplifiées qui facilitent la tâche d'un système de reconnaissance de formes, ou d'un autre système pour extraire des objets dans l'image, nous avons donc essayé de collecter les techniques les plus importantes de segmentation d'image.

Mots clés : images médicales, segmentation, traitement d'image, régions homogènes.

الملخص

في هذا العمل نقدم تفاصيل الصورة بشكل عام بما في ذلك مكوناتها وهيكلها وكيفية معالجتها ، حيث نخص الصور الطبية وطرق التصوير الطبي. وتعتبر تجزئة الصورة من أهم العمليات في نظام المعالجة من الصور ، لأنها تقع عند التقاطع بين معالجة الصور وتحليلها. تتمثل مصلحة التجزئة في تقسيم الصورة إلى عدة مناطق متجانسة، في معنى معيار ثابت مسبقاً.

ميزة وجود مناطق متجانسة هو توفير بيانات مبسطة تسهل مهمة نظام التعرف على الأنماط، أو غيرها نظام لاستخراج الأشياء الموجودة في الصورة، لذلك حاولنا تجميع أهم تقنيات تجزئة الصورة.

الكلمات المفتاحية: الصور الطبية ، التجزئة ، معالجة الصور ، المناطق المتجانسة.