



M0031/05B

DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

**MEMOIRE DE MAGISTER
EN ELECTRONIQUE**

Présentée par :

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
المكتبة –
BIBLIOTHEQUE –
Ecole Nationale Polytechnique

BENDI Samah

Ingénieur d'Etat en Electronique

**Segmentation des Images IRM
Appliquée au rachis lombaire**

Soutenue le 14/09/2005 à 14h.00

Devant le Jury d'examen composé de:

Président	: Mr D. BERKANI	Professeur	ENP
Rapporteur	: Mme L. HAMAMI	Maître de conférences	ENP
Co-rapporteur	: Mlle A. MOUSSAOUI	Chargée de cours	ENP
Examineurs	: Mlle M. GUERTI	Maître de conférence	ENP
	Mme A. KEMMOUCHE	Maître de conférence	USTHB
	Mr R. ZERGUI	Chargé de cours	ENP
Invité	: Mr S. HAMMOUM	Médecin	CIMA

Dédicace

المدرسة الوطنية المتعددة التقنيات
BIBLIOTHEQUE — المكتبة
Ecole Nationale Polytechnique

A mes parents qui me sont très chers.

A ma sœur Dounia et mes frères Salim et Mohamed Ali.

A ma tante Karima, ainsi qu'à toute ma famille.

A tout mes amis et amies.

Remerciements



En premier lieu, je tiens à adresser mes plus vifs remerciements à Mme L.HAMAMI, pour les conseils avisés, les connaissances dont elle m'a fait bénéficier, son suivi attentif et sa confiance qui m'a été très précieuse.

Mes sincères remerciements vont à Mlle A.MOUSSAOUI, pour sa contribution à l'élaboration de ce travail.

J'exprime ma profonde reconnaissance à Mr.D. BERKANI, qui m'a fait l'honneur de présider le jury.

Je tiens aussi à exprimer mes remerciements et ma plus vive gratitude à Melle M.GUERTI, Melle A. KEMMOUCHE et Mr. ZERGUI qui ont accepté de juger mon travail.

J'adresse mes plus vifs remerciements au Dr HAMMOUM, qui m'a ouvert les portes du centre d'imagerie médicale de Kouba.

Je tiens aussi à exprimer mes sincères remerciements à Mlle DOUACHE Djamila et Mlle AIT OUMEZIANE Imane pour leur soutien, leur patience, ainsi que leur amitié qui a su remplir mon cœur et ma vie d'allégresse.

Je remercie Mlle HAROUN Radia pour son aide à la réalisation de ce travail. Je remercie Mr AHMED-ZAID Salim pour sa gentillesse.

Enfin, je remercie en particulier, toute personne ayant contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

إن تطور التقنيات الحالية في المجال الطبي سمح بتحسين تشخيص الطبيب إحدى الطرق الفعالة و الناجعة في إطار الصورة الطبية هي التصوير بالتجاوب المغناطيسي , و ذلك لأنها تسمح برؤية العمود الفقري بعدة تقطيعات و في مستويات مختلفة و متباينة, هذا ما جعل من المستحب أو بالأحرى من الضروري الاستعانة بجهاز أوتوماتيكي للفحص ومن ثم فعلنا يعالج مرحلة و تجزيء, ذلك بعزل الفقر و الأقرص ما بين الفقارية بالمرفولوجية الرياضية تحديد الحدود
مفاتيح : التصوير بالتجاوب المغناطيسي -تجزيء- العمود الفقري- بالمرفولوجية الرياضية- تحديد الحدود

Résumé :

Le développement des techniques actuelles dans le domaine médical a permis une amélioration du diagnostic du médecin. L'une des méthodes les plus efficaces pour l'observation des organes est l'imagerie par résonance magnétique. L'IRM est fortement utilisée pour l'exploration du rachis dans différents plans, et avec plusieurs coupes. A cet effet, il s'est avéré souhaitable, et même nécessaire de disposer d'outils d'aide au diagnostic.

Notre travail traite l'étape de segmentation du rachis lombaire sur des IRM dans le plan frontal, par l'extraction des vertèbres et disques intervertébraux; ceci par la morphologie mathématique et la détection de contours.

Mots clés :

IRM- rachis lombaire- segmentation- morphologie mathématique - contours.

Abstract:

The development of the current techniques in the medical field, allowed an improvement of the diagnosis of the doctor.

One of the most effective methods for the observation of the bodies is the imagery by magnetic resonance. The RMI is strongly used for the exploration of the rachis in various plans, and with several cuts. To this end, it is proven desirable, and even necessary to have tools of assistance for the diagnosis.

Our work treats the stage of segmentation of the lumbar rachis on RM image in the frontal plan, by the extraction of its vertebrae and intervertebral discs, this by mathematical morphology and the edge detection .

Key words:

RMI- lumbar rachis- segmentation- mathematical morphology- edges.

Sommaire

Introduction générale	1
Chapitre I : Généralités sur le traitement d'images	
I-1 Introduction	4
I-2 Généralités	4
I-2-1 Définition d'un système de traitement et d'analyse d'images	4
I-2-1-1 L'acquisition	5
I-2-1-2 Le prétraitement	5
I-2-1-3 La segmentation	5
I-2-1-4 L'analyse	5
I-2-1-5 La décision	5
I-2-3 Quelques définitions	5
I-2-3-1 L'histogramme des niveaux de gris	5
I-2-3-2 dimension	6
I-2-3-3 Le bruit	6
I-2-4 Le prétraitement d'images	6
I-2-4-1 modification d'histogramme	6
I-2-4-2 Filtrage numérique de l'image	7
a- Les filtres linéaires	7
b- Les filtres non linéaire	8
c- Les filtres morphologiques	9
I-2-5 La binarisation	11
I-2-6 La segmentation	13
I-2-6-1 Approche frontière	13
a- Approche gradient	14
b- Approche Laplacien	15
I-2-6-2 Approche région	15
a- Méthode par séparation	16

b- Méthode par fusion	16
c- Méthode mixte	16
I-3 Les contours actifs	18
I-3-1 Principe	18
I-3-2 Modèle su snake	19
I-4 Conclusion	23
 Chapitre II: Les différents types d'images médicales	
II-1 Introduction	25
II-2 La radiologie	25
II-3 Le scanner X	25
II-3-1 principe	25
II-3-2 Utilisation	26
II- 4 l'IRM	26
II-4-1 Principe	27
II-4-2 Les différentes IRMs	27
a- L'IRM anatomique	27
b- L'IRM fonctionnelle	28
c- L'imagerie par RMN	28
II-5 Conclusion	28
 Chapitre III : La machine IRM : principes physiques élémentaires	
III-1 Introduction	30
III- 2 Champ et moment magnétique	30
III-3 Phénomène de résonance	31
III-4 Imagerie de résonance magnétique	31
III-5 Contraste des images	32
III-6 Défauts des images	33
a- Le bruit	33
b- Le mouvement	33
c- Variations du champ magnétique	34
d- Effets du volume partiel	34
III-7 Conclusion	34
 Chapitre IV : Anatomie du rachis	
IV-1 Introduction	36
IV-2 Terminologie	36
IV-3 Etude générale	36
IV-3-1 Chaque vertèbre	37

IV-3-2 Le canal vertébral	38
IV-3-3 L'espace épidual	38
IV-3-4 Foramens intervertébraux	38
IV-3-5 Les disques intervertébraux	38
IV-3-6 Les ligaments	39
IV-3-7 Articulations zygapophysaires	39
IV-3-8 Vascularisation et innervation	39
IV-4 Le rachis lombaire	40
IV-4-1 Structures osseuses	40
IV-4-2 Le disque intervertébral	40
IV-4-3 Articulations zygapophysaires	41
IV-4-4 Le canal rachidien lombaire et canal de conjugaison	41
IV-4-5 Espace épidurale lombaire	42
IV-5 Séquences d'acquisition : IRM	42
IV-6 Pathologies du rachis lombaire	43
IV-7 Conclusion	45
Chapitre V: Travail effectué	
V-1 Introduction	47
V-2 L'acquisition	47
V-3 Le prétraitement	48
V-4 la segmentation	50
V-4-1 Segmentation : première méthode	51
V-4-2 Segmentation : par contour actif	65
V-5 L'analyse	69
V-6 Description du logiciel	70
V-6-1 description de l'application	70
V-7 Conclusion	79
Conclusion générale	81
Références	83
Annexe	I

L'ste des figures



Chapitre I : Généralités sur le traitement d'images et introduction aux contours actifs	
Figure 1-1 : Système de traitement d'images	4
Figure 1-2 : Histogramme des niveaux de gris	6
Figure 1-3 : Principe de la modification d'histogramme	7
Figure 1-4 : Dilatation de A par B	9
Figure 1-5 : Erosion de A par B	10
Figure 1-6 : Ouverture et fermeture de X par B	11
Figure 1-7 : Principe des contours actifs	19
Chapitre II : Les différents types d'images médicales	
Figure 2 -1 : a) Un scanner aux rayons X	26
b) Le scanner X et la salle d'analyse des réalisations	26
Figure 2-2 : a) L'IRM	27
b) L'IRM et la salle d'analyse des réalisations	27
Chapitre III : La machine IRM : principes physiques élémentaires	
Figure 3-1 : Mouvement de précession du proton dans un champ magnétique statique	30
Chapitre IV : Anatomie du rachis	
Figure 4-1 : a) Coupe axiale	36
b) Coupe sagittale	36
c) Coupe frontale (coronale)	36
Figure 4-2 : Le Rachis	37
Figure 4-3: Le rachis lombaire	40
Figure 4-4: La vertèbre lombaire	43
Chapitre V : Travail effectué	
Figure 5-1 : Etapes du processus d'analyse d'images	47
Figure 5-2 : Image originale brute	48
Figure 5-3 : Image filtrée : rehaussement de l'histogramme	49
Figure 5-4 : Image filtrée : le filtre moyen	50
Figure 5-5 : Image filtrée : le filtre médian	50
Figure 5-6 : Les composants des disques intervertébraux	53
Figure 5-7: Le cadre réduit de l'image	53
Figure 5-8 : Image binarisée	54

Figure 5-9 : Image obtenue après l'ouverture et l'étiquetage	60
Figure 5-10 : La segmentation horizontale- verticale	62
Figure 5-11 : Les cadres contenant les disques intervertébraux	63
Figure 5-12 : Visualisation des anneaux des disques intervertébraux	63
Figure 5-13 : Détermination des axes Mn	64
Figure 5-14 : Extraction du rachis	65
Figure 5-15: déplacement des points du contour	67
Figure 5 -16 : a) points initiaux du contour	68
b) image du contour	68
Figure 5 -17 : Analyse d'un rachis présentant une anomalie	69
a) Localisation du disque malade	69
b) Affichage du disque malade	69
Figure 5 -18 : Analyse d'un rachis sain	70
a) absence de disque malade	70
b) Visualisation du rachis sain	70
Figure 5-19 : L'interface du logiciel	71
Figure 5-20 : Boite de dialogue pour ouvrir	72
Figure 5-21 : L'histogramme des niveaux de gris	74
Figure 5-22 : Boîte de dialogue pour la binarisation	75
Figure 5-23 : L'extraction des disques intervertébraux	76
Figure 5-24 : Boite de dialogue de l'analyse	77
Figure 5-25 : Le rachis avec en évidence la partie malade	78
Figure 5-26 : La boite de dialogue de l'aide	78

Introduction générale

Introduction générale

Pendant des siècles, le médecin n'a eu à sa disposition, pour se représenter les atteintes d'une maladie, que des signes extérieurs et indirects. Ils n'étaient pas négligeables et l'expérience du praticien, indispensable, permettait de relier l'état et l'aspect du patient à une maladie particulière. La représentation qu'il pouvait avoir des organes atteints n'émanait que de timides suppositions fondées sur de précédentes autopsies. Mais tout ceci ne permettait pas au praticien de voir l'intérieur du corps de son patient, bien vivant, afin de se représenter l'état réel des organes malades et d'objectiver l'évolution de la maladie.

La naissance de l'imagerie médicale a permis au médecin de cette décennie de ne se contenter de déduire l'état d'un organe, mais de le voir en image, de localiser ses défauts, et d'observer son comportement au cours du temps.

L'une des méthodes récentes d'imagerie médicale est l'imagerie par résonance magnétique, c'est une technique non invasive et indolore qui permet d'observer un organe en représentation tridimensionnelle (3D). Elle exploite l'effet du champ magnétique sur les tissus et leur teneur en eau. En effet, la différence des teneurs en eau des tissus se traduit par différents contrastes sur l'image.

L'IRM offre plusieurs séquences d'images, leur appellation dépend de leur pondération (ou contraste), il existe des images pondérées T1 (ou séquence T1), images pondérées T2 et des images pondérées en densité protonique (ou ρ). Les contrastes des tissus étant différents d'une pondération à une autre, chaque pondération peut offrir aux cliniciens des informations différentes.

L'objectif de notre travail est la segmentation des images IRMs du rachis lombaire prises dans le plan frontal, cette segmentation extrait les deux principaux composants du rachis : les corps vertébraux et les disques intervertébraux.

Il existe plusieurs algorithmes de segmentation d'images, selon le cas à résoudre. Or chaque méthode possède ses avantages et ses limites d'utilisation. Nous avons utilisé dans notre application la morphologie mathématique et l'extraction des contours qui répondent à notre objectif.

Notre mémoire est organisé de la manière suivante :

Après cette introduction, nous présentons les chapitres suivants :

- **Chapitre 1 : Généralités sur le traitement d'images et introduction aux contours actifs.** Ce chapitre résume les bases sur l'analyse et le traitement d'images, le prétraitement, la segmentation ainsi que le principe de segmentation par contours actifs et leur application.
- **Chapitre 2 : Les différents types d'images médicales.** Ce chapitre présente les techniques d'imageries médicales et leurs évolutions, commençant par la radiologie, le scanner et enfin l'IRM.
- **Chapitre 3 : La machine IRM : Principes physiques élémentaires.** Ce chapitre explique le principe de fonctionnement de l'IRM ainsi que les différents effets qui influent la qualité de ses images.
- **Chapitre 4 : Anatomie du rachis.** Les différents composants du rachis, l'anatomie du rachis lombaire et ses pathologies sont présentés dans ce chapitre.
- **Chapitre 5 : Travail effectué.** Ce chapitre explique l'approche de segmentation et d'analyse que nous avons adoptée en explicitant les différents algorithmes et présente l'interface que nous avons réalisé en expliquant ses différentes commandes.

Nous terminerons par une conclusion et donnons quelques perspectives.

Chapitre 1 :

Généralités sur le traitement d'images et introduction aux contours actifs

I – 1 Introduction

I – 2 Généralités

I – 3 Les contours actifs

I – 4 conclusion

I – 1 Introduction :

Le traitement d'images est né de l'idée et de la nécessité de remplacer l'observateur humain par la machine, car une image n'est que la représentation d'une scène ou d'un objet ; c'est une collection d'informations pour l'utilisateur qui pourra en extraire certains paramètres suivant que cette image soit une image médicale, satellitaire, un document officiel ou un autre type d'images.

Nous pouvons distinguer trois grandes classes d'applications, faisant appel au traitement d'images.

- La retouche des images photographiques, les arts graphiques, les applications multimédia.
- La reconnaissance de formes, la reconstitution 3D et la vision en robotique.
- Le contrôle non destructif (identification et/ou comptage de cellules dans un tissu biologique, détection de mal-façons sur des pièces mécaniques), l'analyse de matériaux et de surfaces, l'imagerie médicale, la télédétection, etc.

I – 2 Généralités :

I – 2 –1 Définition d'un système de traitement d'images:

Nous pouvons représenter schématiquement les différentes étapes (ou modules) d'un système de traitement d'images par la figure 1 -1 [1]:

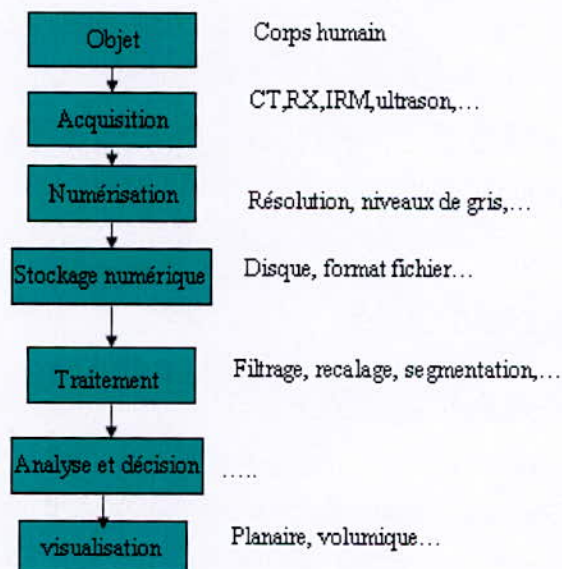


Figure 1-1 : système de traitement d'images

I-2-1-1 L'acquisition :

L'acquisition d'images constitue un des maillons essentiels de toute chaîne de conception et de production d'images. Pour pouvoir manipuler une image, il est nécessaire de lui faire subir une transformation qui la rendra lisible et manipulable par ce système. Cette étape consiste à transformer une image en matrice binaire. Ce qui revient à faire un passage d'un monde analogique vers un monde numérique, autrement dit un *codage*.

I-2-1-2 Le prétraitement :

Cette étape prépare les données à la phase suivante du traitement. Elle consiste à :

- Minimiser le bruit (opération de filtrage)
- Binariser l'image (seuillage)
- Corriger les erreurs éventuelles.

I-2-1-3 La segmentation :

Elle désigne la séparation de l'information en ses éléments constitutifs afin de les identifier isolément.

I-2-1-4 L'analyse :

Elle consiste généralement en l'extraction d'un ensemble d'attributs caractéristiques de l'image.

Les éléments obtenus serviront à la décision.

I-2-1-5 La décision :

A ce stade du traitement et après l'analyse, nous pouvons donner les résultats concernant notre image selon l'application étudiée.

I – 2 - 3 Quelques définitions :

1-2-3-1 L'histogramme des niveaux de gris :

L'histogramme est une fonction qui donne la fréquence d'apparition de chaque niveau de gris dans l'image. On aura en abscisse le niveau de gris allant de 0 à $N=255$, et en ordonnée, sera représenté le nombre de pixels affectés à chaque niveau de gris.

Cette fonction fournit un grand nombre d'informations sur la distribution des niveaux de gris qui va permettre de distinguer une image claire d'une autre foncée [2,3].

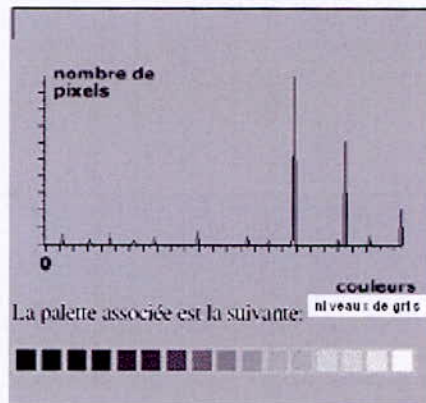


Figure 1 - 2 : Histogramme des niveaux de gris

1-2-3-2 Dimension :

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

1-2-3-3 Le bruit :

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

I - 2 - 4 Le prétraitement d'images :

Le prétraitement regroupe un ensemble de méthodes destinées à améliorer l'aspect visuel d'une image, et à atténuer les effets indésirables.

Il existe différentes approches visant à améliorer une image :

- les opérations basées sur l'examen de l'histogramme, qui visent à palier certains défauts de prise de vue en jouant sur la dynamique de l'image.
- Le filtrage, dont le but est de minimiser l'influence du bruit dans l'image.

I -2- 4-1 : Modification d'histogramme :

Certaines images sont initialement trop claires ou trop foncées, ou bien peu contrastées. Cela est dû respectivement au fait que les niveaux de gris de l'image sont tassés vers le

haut de l'échelle, vers le bas ou bien sont regroupés dans un intervalle étroit. Ce défaut est très visible sur l'histogramme, le but est de redistribuer les niveaux de gris de l'image afin de leur faire occuper toute la bande de nuances possibles [4, 5, 6]. Le principe est donné sur la figure I-3.

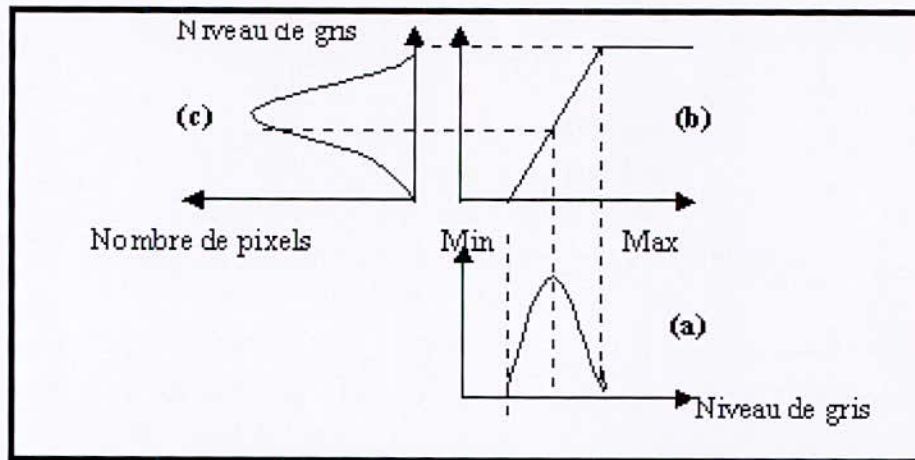


Figure 1 - 3- principe de la modification d'histogramme
a) Histogramme de l'image originale. b) Fonction de transformation.
c) Histogramme recadré.

Cette méthode est basée sur les transformations ponctuelles d'intensité. C'est-à-dire, à tout pixel d'intensité a_s on associe une intensité $a'_s = T(a_s)$.

I-2- 4- 2-Filtrage numérique de l'image :

Contrairement aux techniques visant à améliorer le contraste de l'image, qui sont des transformations ponctuelles sur tous les pixels, les filtrages sont des produits de convolution qui mettent en jeu l'environnement (voisinage) de chaque pixel.

a) Les filtres linéaires :

Ce type de filtrage est caractérisé par une opération de convolution.

De sorte que la fonction va prendre en considération les valeurs de gris au voisinage de chaque pixel et remplacer sa valeur par une combinaison linéaire de ses voisins.

a-1) Le filtre moyenneur :

Ce filtre considère chaque pixel de l'image et fait la moyenne avec les huit pixels voisins dans le cas d'un masque 3x3. On obtient une image adoucie en réduisant les brusques variations de niveaux de gris.

On peut utiliser le masque suivant :

$$H = \frac{1}{N} \begin{vmatrix} h_{11} & h_{12} & h_{13} \\ h_{21} & h_{22} & h_{23} \\ h_{31} & h_{32} & h_{33} \end{vmatrix}$$

Tel que N= coefficient de normalisation
= \sum coefficients non nuls

Chaque pixel est multiplié par le coefficient correspondant. les masques les plus courants sont :

$$H_1 = \frac{1}{9} \begin{vmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix} \quad H_2 = \frac{1}{10} \begin{vmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix} \quad H_3 = \frac{1}{16} \begin{vmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{vmatrix}$$

On déplace le masque sur toute l'image et le pixel affecté par la transformation est le pixel central du masque [7].

a-2) Le filtre de Gauss :

Pour appliquer ce filtre, il suffit de convoluer l'image initiale à une gaussienne $G(x,y,\sigma)$ à deux dimensions donnée par la formule suivante :

$$G(x,y,\sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right) \quad (1)$$

Ce filtre effectue la moyenne des pixels voisins avec une pondération par des coefficients discrétisés d'une gaussienne.

b) Les filtres non linéaires :

Parmi les filtres non linéaires les plus connus nous citons le filtre médian ; son principe consiste à calculer en un point la valeur médiane résultant du tri par valeurs croissantes des niveaux de gris des points voisins.

Principe :

- On classe les pixels voisins du pixel concerné par la transformation, par valeurs croissantes.
- On prend la valeur médiane des pixels classés.
- On affecte cette valeur au pixel concerné.

c) Les filtres morphologiques :

Utilisés souvent pour éliminer des pixels isolés dans une image binarisée (numérisée) qui sont considérés comme du bruit.

Parmi ces opérations morphologiques, nous avons :

La dilatation : Elle consiste à dilater l'image. De ce fait, les points noirs isolés au milieu des parties blanches sont mangés par la dilatation de ces mêmes parties. Ceci est considéré comme une transformation morphologique qui combine des ensembles en utilisant l'addition vectorielle. Donc, si A et B sont deux sous-ensembles de E , alors la dilatation de A par B notée $A \oplus B$ est définie par :

$$A \oplus B = \{c \in E / (a \in A \text{ et } b \in B) c = a + b\} \quad (2)$$

En pratique, ceci est réalisé en faisant passer sur l'image une fenêtre de taille fixe et en effectuant pour chaque pixel de l'image un OU logique des pixels formant la fenêtre, à l'exception du pixel traité (pixel central).

La figure suivante montre la dilatation d'une image A par un élément structurant B :

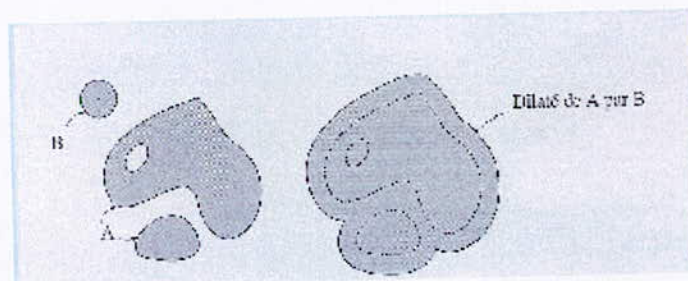


Figure 1- 4 Dilatation de A par B .

Les propriétés de la dilatation sont les suivantes :

1. $A \oplus B = B \oplus A$
2. $A \oplus (B \oplus C) = (A \oplus B) \oplus C$
3. $A \subseteq B \Rightarrow A \oplus D \subseteq B \oplus D$

L'érosion : L'érosion est l'opération duale de la dilatation. Alors dans ce cas, les points blancs d'une image sont mangés par les zones noires qui se trouvent autour. Ceci est donc une transformation morphologique qui combine deux ensembles en utilisant la soustraction vectorielle. Si A et B sont deux sous-ensembles de E , alors l'érosion de A par B notée $A \ominus B$ est définie par :

$$A \ominus B = \{c \in E \mid c + b \in A \forall b \in B\} \quad (3)$$

Pratiquement, on effectue un *ET* logique entre les pixels contenus dans la fenêtre utilisée, sauf le pixel central.

La figure suivante montre l'érosion d'une image A par un élément structurant B :

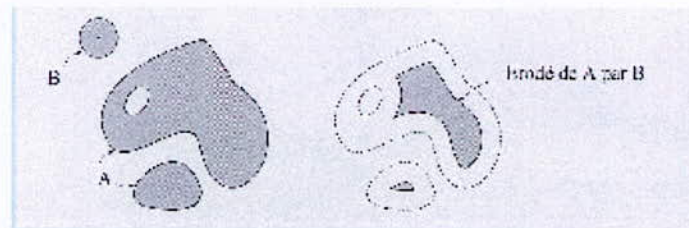


Figure 1-5 Erosion de A par B

Les propriétés concernant l'érosion sont :

1. $A \subseteq B \Rightarrow A \ominus K \subseteq B \ominus K$
2. $A \supseteq B \Rightarrow D \ominus A \subseteq D \ominus B$
3. $(A \cap B) \ominus K \Rightarrow (A \ominus K) \cap (B \ominus K)$ mais $(A \cup B) \ominus K \supseteq (A \ominus K) \cup (B \ominus K)$
4. $A \subseteq B \ominus C \Rightarrow B \supseteq A \oplus C$

Remarques:

- Les transformations par érosion et dilatation sont des opérateurs « tout ou rien », puisqu'à chaque point x de R^2 correspond une réponse positive ou négative.
- Pour ces deux opérations de base, l'érosion et la dilatation, nous avons illustré par les figures 8 et 9 des transformations avec un élément structurant circulaire, si nous utilisons un élément structurant d'une autre forme, on obtiendra un résultat différent.

Ouverture et Fermeture : Les opérateurs de dilatation et d'érosion peuvent augmenter ou diminuer la taille des objets contenus dans l'image. C'est pourquoi, deux autres opérateurs sont définis qui sont l'ouverture et la fermeture qui représentent une combinaison d'érosion et de dilatation pour le premier, et une combinaison de dilatation et d'érosion pour le second.

L'ouverture d'une image B par un élément structurant K , notée $B \circ K$, est définie par :

$$B \circ K = (B \ominus K) \oplus K \quad (4)$$

La fermeture d'une image B par un élément structurant K , notée $B \bullet K$, est définie par :

$$B \bullet K = (B \oplus K) \ominus K \quad (5)$$

La figure suivante montre l'ouverture et la fermeture d'une image X par un élément structurant B .

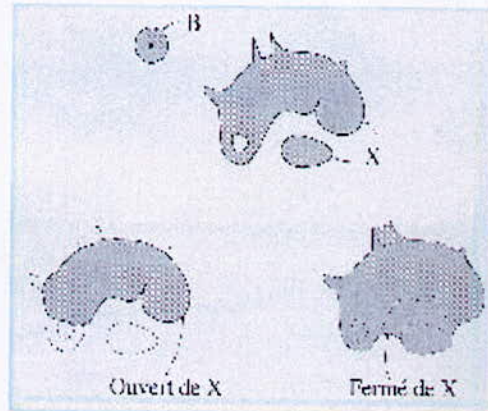


Figure 1- 6 Ouverture et fermeture de X par B.

La fermeture a pour effet de combler les trous, les chenaux étroits, connecter les objets proches et d'éliminer les pics négatifs qui sont plus étroits que l'élément structurant.

L'ouverture supprime les caps, les petits objets, les pics positifs qui sont plus étroits que l'élément structurant.

Les propriétés concernant l'ouverture et la fermeture d'une image sont :

1. $A \oplus K = (A \oplus K) \circ K = (A \bullet K) \oplus K$
2. $(A \bullet K) \bullet K = A \bullet K$
3. $(A \circ K) \circ K = A \circ K$
4. $A \circ B \subseteq A$
5. $A \subseteq A \bullet B$

I – 2- 5 La binarisation :

La binarisation permet d'obtenir une image en noir et blanc. Son principe est de choisir un seuil T , ensuite mettre tous les pixels inférieurs à T en noir (niveau de gris = 0) et ceux supérieurs à T en blanc (niveau de gris = 255).

Il existe deux approches pour la binarisation :

- L'approche manuelle où l'utilisateur fait son propre choix du seuil en utilisant une barre graduée entre 0 et 255.

Après introduction de cette donnée, on applique l'algorithme suivant :

Début

```

Image NG = Image en niveaux de gris
Imagebin = Image binarisée
pour j = 0 à hauteur de l'image faire
  pour i = 0 à largeur de l'image faire
    si ( ImageNG[i][j] < seuil ) faire
      Imagebin [i][j] = 0 ;
    Sinon Imagebin [i][j] = 255 ;

```

Fin

- La seconde approche est celle dite automatique où le calcul du seuil dépend de l'image elle-même.

L'algorithme de calcul du seuil d'une image à l'aide de l'histogramme est :

- 1) Calcul de l'histogramme $H[i]$ $i = 0$ à 255 tel que :
 i = niveau de gris
 $H[i]$ = nombre de pixels ayant le niveau de gris i
- 2) Calcul de la moyenne de l'image : c'est le seuil initial

$$T = \frac{1}{wx * hy} \sum_{i=0}^{wx-1} \sum_{j=0}^{hy-1} I(i, j)$$

wx = nombre de lignes

hy = nombre de colonnes

$I(i, j)$ = intensité de niveaux de gris du pixel (i, j)

3) Calcul du $T_{\text{objet}} = \frac{t_1}{2t_2}$

$$t_1 = \sum_{i=0}^T i * H[i] \qquad t_2 = \sum_{i=0}^T H[i]$$

4) Calcul de $T_{\text{fond}} = \frac{t'_1}{2t'_2}$

$$t'_1 = \sum_{i=T+1}^{255} i * H[i] \qquad t'_2 = \sum_{i=T+1}^{255} H[i]$$

5) Si le seuil $T' = T_{\text{objet}} + T_{\text{fond}}$, alors T' est le seuil idéal
Sinon reprendre l'itération à partir de la troisième étape.

I-2- 6 La segmentation :

La segmentation consiste à extraire des points, des lignes ou des régions, qui sont ensuite utilisés comme des données dans une tâche complémentaire, comme le recalage, la mesure, l'analyse du mouvement, la visualisation, etc.

Il n'y a pas de solution générale au problème de segmentation, mais plutôt un ensemble d'outils mathématiques et algorithmiques, que l'on peut combiner ensemble pour résoudre des problèmes spécifiques.

Cependant deux approches sont possibles :

- La première approche part du fait que la plupart des cas, les lignes de contours ou frontières, apportent une information substantielle sur un objet [8].
- La seconde approche part de la constatation suivante : dans plusieurs cas les contours seuls ne suffisent pas à caractériser un objet, il est donc souvent nécessaire d'extraire non plus des contours mais des régions entières. Une région est un ensemble connexe de points d'image (pixels) ayant des propriétés communes (intensité, texture,...) qui les différencient des pixels des régions voisines [7].

I-2-6- 1- Approche frontière :

La détection du contour joue un rôle primordial dans les systèmes de reconnaissance de formes.

Un contour est défini par un point frontalier de l'image ; c'est le lieu où l'on observe une discontinuité de la fonction des niveaux de gris.

Pour détecter le contour d'une image, il suffit de détecter les discontinuités, et pour cela, nous avons deux approches à notre disposition : le Gradient et le Laplacien.

Ces approches se basent sur l'effet de la dérivation en présence d'un contour.

a) Approche Gradient :

Le contour possède le maximum de points à amplitudes élevées du gradient.

Mathématiquement, le gradient est défini comme suit :

$$\nabla f(x, y) = \left(\frac{\partial f(x, y) / \partial x}{\partial f(x, y) / \partial y} \right) = |\nabla f(x, y)| \angle \arg(\nabla f(x, y)) \quad (6)$$

$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f(x, y)}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial f(x, y)}{\partial y} \right)^2} \quad (7)$$

$$\arg(\nabla f(x, y)) = \arctg \left(\frac{\partial f(x, y) / \partial x}{\partial f(x, y) / \partial y} \right) \quad (8)$$

Dans le cas de notre image, il faut calculer le gradient de chaque pixel. Pour cela, une approximation du gradient est plus appropriée.

Cette dernière n'est que le résultat de convolution d'une fenêtre de l'image avec les masques tel que :

Si I est l'image :

$$\text{Le gradient en } x \Rightarrow \frac{\nabla I(x, y)}{\partial x} = M_1 \otimes I(x, y)$$

$$\text{Le gradient en } y \Rightarrow \frac{\nabla I(x, y)}{\partial y} = M_2 \otimes I(x, y)$$

M_1 et M_2 sont les masques utilisés ; les plus connus sont [8]:

- **Le masque de Prewitt :**

$$M_1 = \begin{vmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{vmatrix} \qquad M_2 = \begin{vmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{vmatrix}$$

- **Le masque de Sobel :**

$$M_1 = \begin{vmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{vmatrix} \qquad M_2 = \begin{vmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{vmatrix}$$

Après le calcul du gradient en x et en y, il faut déterminer son module pour chaque point de l'image. Ensuite, il faut détecter les maxima locaux du gradient pour déterminer les points du contour.

Pour déterminer un maxima local, il faut calculer la norme de tous les pixels et faire leurs comparaisons. Pour des points appartenant à la même direction de gradient, la norme supérieure à celle des points adjacents représente le maximum local.

b) Approche Laplacien :

Pour cette approche, les points de contour correspondent aux valeurs nulles du Laplacien de l'image.

Le Laplacien est défini comme étant la dérivée seconde de notre signal.

$$L(x, y) = \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2} \quad (9)$$

On l'obtient par calcul du produit de convolution bidimensionnel de l'image avec un masque.

Pour déterminer les points de contour, il suffit de détecter les passages par zéro du Laplacien de l'image.

Pour cette méthode, des procédures de seuillage sont nécessaires car le Laplacien est très sensible au bruit [7, 8].

I- 2-6- 2 Approche région :

La segmentation en régions vise à segmenter l'image I en se basant sur les propriétés de la région pour déterminer le critère de segmentation [8].

➤ **Segmentation en utilisant les critères d'homogénéité :**

L'homogénéité d'une région de l'image est le point déterminant des performances de la segmentation.

On la caractérise par le niveau de gris ou la couleur et la texture de l'image.

Il existe trois méthodes de segmentation en région [9, 10, 11] :

a) **Méthode par séparation :**

1) (test du critère d'homogénéité == vrai)

2) stop ; arrêt de l'algorithme

Sinon :

3) décomposition de l'image en zones plus petites, et on recommence les étapes précédentes.

b) **Méthode par fusion :**

A partir d'une partition de l'image (parfois composée d'un seul pixel) , on fusionne les régions adjacentes si elles vérifient le critère d'homogénéité.

Si le critère n'est plus vérifié, on s'arrête.

c) **Méthode mixte :**

Segmentation par division et rassemblement. C'est une combinaison des méthodes précédentes de sorte que si la région n'est pas homogène, elle est divisée et si elle est similaire, elle est fusionnée.

➤ **Segmentation par seuillage**

Elle consiste à comparer l'attribut de chaque point de l'image à un ou plusieurs

➤ seuils, en vue d'attribuer le point de l'image considéré à une certaine classe.

➤ **Segmentation par étiquetage en composantes connexes :**

L'étiquetage en composantes connexes d'une image, attribue à tous les pixels d'une composante connexe (région, objet), une même étiquette. Cette méthode détecte les adjacences entre pixels et définit l'étiquette du point courant en fonction de celles des

points voisins, on dit que deux étiquettes sont voisines si les régions correspondantes ont une frontière commune.

I – 3 Les contours actifs :

Les contours actifs, ou snakes, permettent de segmenter des images par détection de contours.

Leur utilité est particulièrement bien illustrée en imagerie médicale, les surfaces intéressantes étant en général des formes bien régulières comme les surfaces de frontière d'organe par exemple, mais aussi dans le domaine de la surveillance électronique, les snakes étant bien adaptés pour le suivi spatio-temporel dans des séquences vidéo.

La détection de contours dans les images est un problème qui a motivé de nombreux axes de recherche sans jamais donner de solutions parfaites, en raison des propriétés des images. Les premières approches étaient fondées sur la détection de zones de fort gradient. Cependant, de nombreux problèmes empêchent une détection efficace : les contours sont parfois peu contrastés, la présence de bruit entraîne un taux de fausses alarmes élevé. L'approche des contours actifs ou snakes introduite originellement par Kass en 1987 a permis de résoudre certains de ces problèmes.

L'approche classique consiste à déformer un contour vers le bord de l'objet à détecter, en minimisant une fonctionnelle définie en fonction de l'image et ayant pour effet de régulariser la courbe. Depuis, de nombreuses améliorations ont été apportées au modèle initial. En effet, celui-ci présentait de nombreux inconvénients : sensibilité à l'initialisation, au bruit, réglage difficile des différents paramètres, fausses détections dues à la présence de minima locaux de la fonctionnelle.

I -3 – 1 Principe :

Le principe des contours actifs est de faire évoluer un contour initial vers une position d'équilibre, c'est-à-dire en direction des bords de l'objet à détecter. Entre deux itérations, la vitesse des points est régie par une équation mettant en jeu des forces à appliquer au contour, généralement selon la normale. Ces forces dépendent des données présentes dans l'image (intensité, gradient . . .) et des propriétés de régularité du contour. La position d'équilibre peut être définie comme le minimum d'une fonctionnelle d'énergie dont la dérivée correspond aux forces à appliquer.

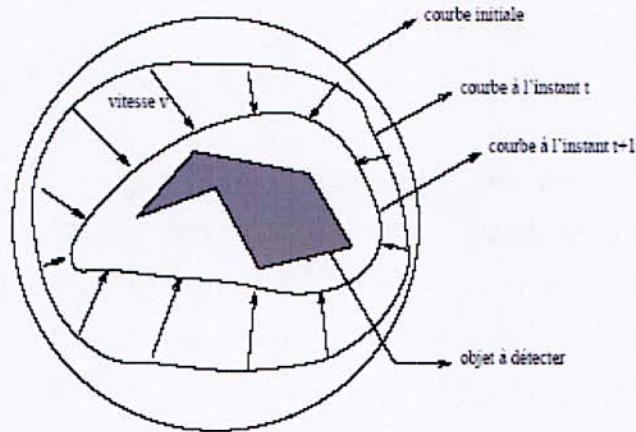


Figure 1-7 Principe des contours actifs

Mathématiquement, un Snake se définit comme une courbe (ou surface) paramétrée (mais qui peut aussi être implicite) qui se déforme en réponse à deux types de forces; forces internes et forces externes correspondant respectivement à une énergie interne et à une énergie externe.

Les forces impliquées vont dériver de trois énergies associées au snake:

- Une énergie propre, due uniquement à la forme du contour, dite énergie interne: E_{int} .
- Une énergie potentielle imposée par l'image: E_{image} . C'est elle qui va attirer la ligne du snake vers les contours réels présents sur l'image.
- Une énergie E_{cont} qui exprime certaines contraintes supplémentaires qui peuvent être imposées par l'utilisateur vu le snake qu'il veut obtenir.

I -3- 2 Modèle de snake [12] :

Un modèle de contour déformable (snake) est un mapping :

$$\Omega = [0,1] \rightarrow \mathbb{R}^2$$

$$s \mapsto v(s) = (x(s), y(s))$$

C'est donc une paramétrisation d'une forme géométrique (courbe, surface) à l'aide de s , qui peut être la longueur de la courbe par exemple.

Un modèle déformable est un espace déformable d'un ensemble admissible de déformations Ad et une fonctionnelle d'énergie E à minimiser :

$$E : Ad \rightarrow \mathbb{R}$$

$$v \mapsto E(v) = \int_{\Omega} w_1 |v'(s)|^2 + w_2 |v''(s)|^2 + F(v(s)) \, ds$$

▪ **Energie interne (E_{int}):**

Elle est intrinsèque au snake. Elle se décompose en deux termes d'énergie:

$$E_{elast} = \int_{\Omega} w_1 |v'(s)|^2 \, ds \quad (10)$$

$$E_{elast} = \int_{\Omega} w_2 |v''(s)|^2 \, ds \quad (11)$$

La première correspond à l'énergie d'élasticité qui permet à la courbe de se rétrécir ou de s'allonger. Remarquons que cette énergie est minimale pour : $v'(s)=0$; $v(s)=const$, autrement-dit, lorsque tous les points du snake sont situés à la même position.

La deuxième correspond à l'énergie de lissage qui est minimale pour $v''(s)=0$; i.e. $v(s)=c.s$, où c est une constante, autrement-dit, lorsque les points du snake sont tous alignés. Notons que $v''(s)$ correspond à la courbure du snake au point s .

▪ **Energie externe (E_{ext}):**

Elle se décompose elle aussi en deux énergies:

E_{image} : qui prend les plus petites valeurs sur les points d'intérêt de l'utilisateur. Par exemple, étant donné une image I en niveaux de gris, si on veut localiser les bords des objets présents dans l'image, on peut prendre:

$$E_{image} = -|\nabla I(x,y)|^2 \quad (12)$$

$$E_{image} = -|\nabla (G_{\sigma}(x,y) * I(x,y))|^2 \quad (13)$$

La deuxième expression de E_{image} prend le module du gradient de l'image I convoluée avec une gaussienne de déviation standard (σ). Le but c'est d'étendre la région d'attraction du snake par les contours. Quand σ est grand, cela élargit cette région d'attraction mais au détriment de la convergence qui devient alors faible.

- **Energie de contraintes (E_{cont}):**

C'est une énergie externe pour des interactions de haut niveau, elle dépend de contraintes d'ordre supérieur relatives à des stratégies globales comme les relations avec les autres objets d'une image telles que la répulsion ou l'attraction d'une région particulière, Par exemple:

$$E_{cont} = k \|v(s) - w\|^2 \quad (14)$$

$$E_{cont} = \frac{k}{\|v(s) - w\|^2} \quad (15)$$

- **Approches numériques de résolution :**

Il découle de la définition précédente qu'un modèle de snake est un problème d'optimisation d'une fonctionnelle. Une approche de résolution est l'approche variationnelle qui consiste à résoudre les équations d'Euler associées à la fonctionnelle qui sont des équations aux dérivées partielles. Ces équations s'obtiennent en considérant deux fonctions u et v et une variable réelle t et de faire:

$$\lim_{t \rightarrow 0} \frac{E(u + t \cdot v) - E(u)}{t} = 0, \quad \forall v \quad (16)$$

Pour notre modèle précédent, l'équation (vectorielle) d'Euler associée s'écrit:

$$(v_1 v_2(s))'' - (v_2 v_1(s))'' - \nabla E_{cont} = 0 \quad (17)$$

a) Méthode des différences finies:

Le snake est discrétisé en un ensemble de N points et son énergie est calculée à l'aide de la formule:

$$E_{s_{n+1}k} = \sum_{i=1}^N E_{\text{ind}}(i) + E_{\text{ext}(s)} \quad (18)$$

"s" est remplacé par ih , où h est un pas fixé, $v_i = v(ih) = (x(ih), y(ih))$, et on a les approximations suivantes (en prenant w_1 et w_2 constants):

$$v'(s) = \frac{v(s) - v(s-h)}{h}, \quad v''(s) = \frac{v(s+h) - 2v(s) + v(s-h)}{h^2} \quad (19)$$

Posons : $s = ih$,

Pour $h=1$ pixel, on a la formule discrétisée suivante:

$$w_1 \cdot (v_{i+1} - 2 \cdot v_i + v_{i-1}) - w_2 \cdot (v_{i+2} - 4v_{i+1} + 6v_i - 4v_{i-1} + v_{i-2}) + (f_x(i), f_x(i)) = 0 \quad (20)$$

On remarque que cette formulation n'est pas valable pour les points frontières (à $i=1, 2, N-1, N$). Ce qui est couramment utilisé c'est d'annuler dans les formules de ces derniers les termes à indices hors $[1, N]$, de sorte que la formule précédente puisse être écrite matriciellement sous la forme : $A(X, Y) + (f_x, f_y) = 0$; où A est une matrice penta-diagonale.

Pour résoudre cette équation, on a besoin d'égaliser le second membre de l'équation précédente au produit d'un paramètre gamma et la dérivée de (X_t, Y_t) , de sorte que l'équation précédente peut se réécrire :

$$\text{Soit: } A(X_t, Y_t) + (f_x, f_y)(X_{t-1}, Y_{t-1}) = -\gamma (X_t - X_{t-1}, Y_t - Y_{t-1})$$

$$(X_t, Y_t) = (A + \gamma \cdot Id)^{-1} (\gamma X_{t-1} - f_x(X_{t-1}, Y_{t-1}), \gamma Y_{t-1} - f_y(X_{t-1}, Y_{t-1}))$$

b) Programmation dynamique (Amini):

Le temps t est introduit dans $v = v(s, t)$, et on considère l'équation d'évolution correspondante:

$$\frac{v(s, t) - v(s, t-1)}{\tau} = w_1 v''(s, t) - w_2 v''''(s, t) - \nabla E_{\text{ext}} \quad (21)$$

Quand la solution $v(s, t)$ se stabilise, $v_t(s, t)$ (premier membre de l'équation précédente) s'anéantit et on obtient la solution de l'équation d'Euler.

C'est plutôt cette approche que nous adopterons dans ce projet, avec quelques modifications pour se ramener à des équations faciles à résoudre.

c) Algorithme du snake glouton (Greedy Snake Algorithm, du à Williams):

Cet algorithme s'applique directement à la fonctionnelle d'énergie mais pas sur les équations d'Euler associées. Il s'énonce comme suit:

pour n=1 jusqu'à n_iterations

pour j=1 jusqu'à n_points_snake

pour k=1 jusqu'à n_neighbours

Calculer $E_{snake}(k)$

fin

Déplacer le point k du snake vers le point d'énergie minimale

fin

fin

I – 4 Conclusion :

La panoplie des techniques de traitement d'images est étendue et variée. Le choix d'une transformation dépend essentiellement de la nature de l'image et des objectifs poursuivis, en vue d'une analyse visuelle plus fine.

L'approche des snakes est très innovante, l'idée principale consiste à modéliser le problème comme un problème de minimisation. Cependant, cette approche possède des inconvénients :

– la contrainte de régularité interdit les changements de topologie, il est impossible de détecter plusieurs objets et l'objet unique doit être convexe

Malgré les difficultés de réglage de la convergence, les contours actifs apportent une solution heureuse à la détection de contour, intermédiaire entre les solutions purement locales (opérateurs de filtrage vus précédemment) et les segmentations globales.

Chapitre 2 :

Les différents types d'images médicales

II – 1 Introduction

II – 2 La radiologie

II – 3 Le scanner X

II – 4 L'IRM

II – 5 Conclusion

II – 1 Introduction:

La découverte de la radiologie a permis d'examiner les parties dures du corps, puis ces vingt dernières années, l'apparition de méthodes de traitement et de reconstitution d'images a contribué à la création de scanners permettant de visualiser tout organe. Le médecin de cette décennie ne se contente plus de déduire l'état de l'organe, il peut le voir en image, et localiser ses défauts.

L'acquisition des images médicales se fait suivant trois méthodes :

- LA RADIOLOGIE
- LE SCANNER X
- L'IRM

II – 2 La radiologie:

La radiologie, découverte voici 100 ans par Wilhem Conrad RONTGEN garde actuellement un intérêt diagnostique de premier plan dans beaucoup de domaines de la médecine [13,14].

➤ **principe :**

Les rayons X sont de la même famille physique que les rayons lumineux. Ils permettent donc d'imprimer un film radiographique. La différence fondamentale est que les rayons X peuvent traverser la matière. Le film radiographique sera plus ou moins noirci en fonction de l'organe traversé. Ainsi les structures osseuses apparaissent en blanc et les structures aériques apparaissent en noir sur les films radiographiques. Les performances de la radiologie standard sont améliorées par l'utilisation de produits de contraste. L'utilisation de la radiologie est préférable pour un premier diagnostic et peut être parfois suffisante.

II – 3 Le scanner X :

II- 3- 1principe :

Le scanner X utilise les rayons X pour visualiser un organe par coupes. Cette technique est également appelée tomographie X assistée par ordinateur, ou encore tomodensitométrie. Elle a été mise au point en 1972. Comme la radiographie classique, le scanner s'appuie sur l'absorption plus ou moins importante des rayons X selon le milieu traversé (les os, par

exemple, étant beaucoup plus absorbants que les tissus mous). Le scanner permet de visualiser l'objet par tranches successives de quelques millimètres d'épaisseur chacune, alors qu'une radiographie ordinaire n'offre "qu'une vue en projection" du volume irradié.

L'appareil balaye la section examinée avec un faisceau étroit de rayons X et enregistre, pour chaque position du faisceau, l'intensité transmise. Pour recueillir suffisamment d'informations, le balayage du plan doit se faire en plusieurs fois, sous des angles différents. En répétant l'opération sur plusieurs coupes successives, on en construit une image X tridimensionnelle [13].



Figure 2 - 1 : a)

b)

Un scanner aux rayons X

Le scanner X et la salle d'analyse des réalisations

II- 3- 2 Utilisation du scanner X :

On utilise beaucoup le scanner X en médecine pour diagnostiquer des tumeurs, des lésions, des fractures,... Dans le domaine des recherches sur le cerveau, depuis le milieu des années 1980, l'IRM anatomique ne devrait pas tarder à remplacer les scanographies X car elle offre des images plus contrastées. Cependant, le scanner X sert encore aux neuropsychiatres et aux neurochirurgiens, pour repérer des lésions ou tumeurs cérébrales.

II – 4 L'IRM :

L'IRM étudie avec une grande précision de nombreux organes tels que le cerveau, la colonne vertébrale (le rachis), les articulations et les tissus mous.

L'IRM est d'une grande utilité lorsqu'une analyse très fine est nécessaire et que certaines lésions ne sont pas visibles sur les radiographies standard, l'échographie ou le scanner.

Elle permet de faire des images en coupes dans différents plans et de reconstruire en trois dimensions la structure analysée.

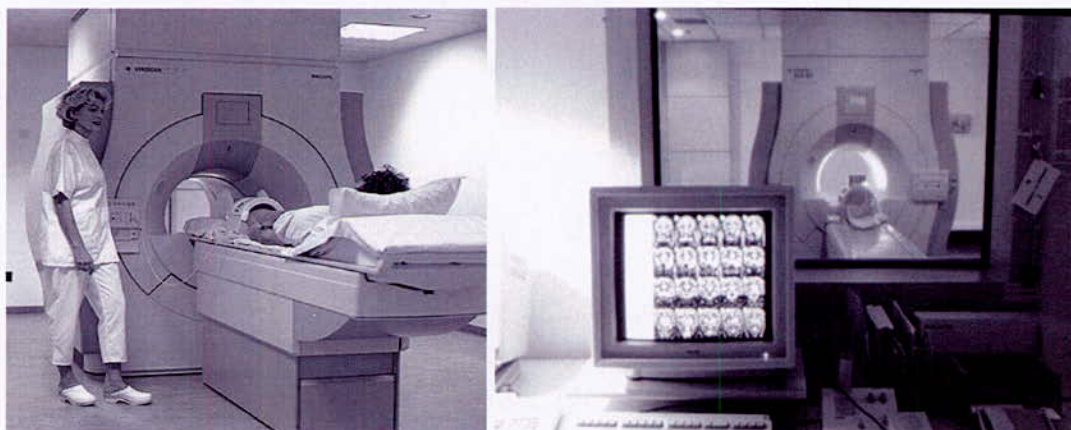


Figure 2 - 2 a) L'IRM

b) L'IRM et la salle d'analyse des réalisations

II- 4- 1 principe :

Les atomes d'hydrogène du corps humain sont placés dans un champ magnétique intense et la somme de leurs moments magnétiques nucléaires donne une aimantation mesurable. Ces mesures permettent de constituer un plan de coupe sélectionné. Un système de codage spatial permet de faire une cartographie de ces signaux. L'IRM met en évidence de façon plus fine et plus précoce les lésions. Un bilan précis permet d'optimiser l'arsenal thérapeutique médico-chirurgical. Ce système a pour but d'obtenir des images de tous les organes, sur tous les angles et dans un délai relativement court [15,16]. Cet appareil fonctionne au moyen d'un aimant et d'ondes radio pour produire des images des organes et des tissus de l'organisme. Le plus courant et le plus réactif est le proton du noyau de l'atome d'Hydrogène. Chaque proton possède une propriété magnétique.

II- 4- 2 Les différentes IRM :

a) L'IRM anatomique

En médecine, on applique souvent le RMN aux noyaux d'hydrogène, élément présent en abondance dans l'eau et les graisses des tissus biologiques. C'est la structure anatomique que l'on visualise ainsi, et on parle alors d'IRM anatomique.

b) L'IRM fonctionnelle

Avec le développement de techniques ultrarapides d'acquisition et de traitement de données, il est devenu possible de réaliser des images RMN en des temps suffisamment brefs pour suivre certains aspects du métabolisme. On parle alors d'IRM fonctionnelle.

c) L'imagerie par RMN

Elle remonte au début des années 1970. Pour obtenir une image, l'idée est, très schématiquement, d'appliquer un champ magnétique variable dans l'espace, de sorte que la valeur de la fréquence de résonance change d'un point à l'autre de l'objet étudié. Avec une onde de fréquence fixe, seule une région sera donc à résonance et fournira un signal. En décalant le champ magnétique, une région différente se retrouve en situation de résonance et on sonde par conséquent une autre zone de l'objet. Le signal magnétique émis par les noyaux, juste après la résonance, est détecté par des bobines conductrices, " via " la force électromotrice qui est créée. Un traitement par ordinateur permet alors de faire la synthèse de tous les signaux recueillis et de construire une image tridimensionnelle [17].

II – 5 Conclusion :

Les images d'IRM sont des coupes successives de la région étudiée, reconstruites par l'ordinateur dans le plan demandé. Différentes séquences peuvent être créées pour faire varier les conditions d'émission du signal. Contrairement à la radiologie et au scanner qui nécessitent la localisation de la partie ou bien de l'organe à visualiser.

La résolution en contraste des images d'IRM est excellente et en fait tout son intérêt. L'utilisation rationnelle de séquences différentes permet d'explorer à peu près tous les tissus organiques.

Chapitre 3 :

La machine IRM : Principes physiques élémentaires

III – 1 Introduction

III – 2 Champ et moment magnétique

III – 3 Phénomène de résonance

III – 4 Imagerie de résonance magnétique

III – 5 Contraste des images

III – 6 Défauts des images

III – 7 Conclusion

III – 1 Introduction :

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) dérive d'une application de la technique d'analyse chimique par résonance magnétique nucléaire (RMN), dont la découverte remonte à 1946. L'IRM est une technique non invasive, d'une totale innocuité, basée sur le principe de la résonance des atomes de certaines molécules sous l'action de certaines ondes de radio-fréquences [18].

III – 2 Champ et moment magnétique :

Le moment magnétique est une grandeur vectorielle caractéristique d'un circuit électrique qui permet d'étudier son comportement dans un champ magnétique. Ainsi, un électron qui décrit une orbite autour d'un noyau constitue une boucle de courant, de moment magnétique μ perpendiculaire à l'orbite.

Lorsqu'un proton est placé dans un champ magnétique B_0 statique, son moment magnétique est animé d'un mouvement de précession (figure 3.1) autour de l'axe de vecteur directeur B_0 et sa fréquence de rotation est exprimée par l'équation (22) où γ est le rapport gyromagnétique spécifique au noyau étudié.

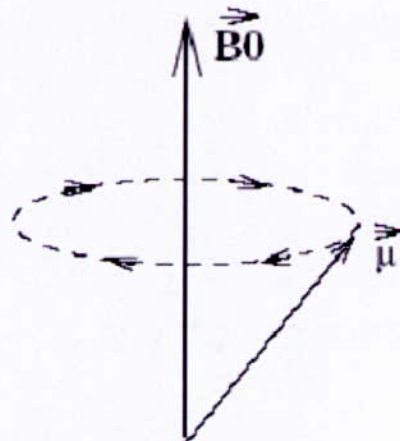


Figure 3 -1 : Mouvement de précession du proton dans un champ magnétique statique.

$$f_0 = \gamma / (2\pi) * B_0 \quad (22)$$

Dans le cas du proton, la mécanique quantique n'autorise que deux états possibles de spin ($-1/2$, $+1/2$). μ sera donc orienté soit parallèlement à B_0 , soit dans la direction opposée à B_0 . Comme la population ayant un spin de $1/2$ est très légèrement supérieure à la population ayant un spin de $-1/2$, le moment magnétique résultant M sera orienté dans le sens de B_0 ; sa composante en z , M_z est petite devant B_0 . Pour mesurer ce moment magnétique il faut donc le basculer dans le plan transverse XY . Pour cela, on applique une onde radio-fréquence (RF) égale à f_0 et perpendiculaire à B_0 .

III – 3 Phénomène de résonance :

En IRM, le signal étudié est l'énergie libérée par l'ensemble des protons lors de leur retour à l'état stable. Le paramètre d'excitation RF joue un rôle essentiel car la composante transverse M_{xy} dépend de la durée et de l'amplitude de la RF.

Deux autres paramètres jouent un rôle important lors de l'acquisition d'images : ce sont les constantes de temps décrivant la durée du retour à l'équilibre, le retour étant une fonction exponentielle du temps.

1. **T1:** C'est le temps nécessaire au retour de M dans la direction de B_0 . Ce temps est appelé temps de relaxation longitudinal ou encore temps de relaxation spin-réseau.

2. **T2:** C'est le temps de relaxation qui décrit le retour à 0 de la composante M_{xy} de M . Ce temps est appelé temps de relaxation transverse ou temps de relaxation spin-spin.

III – 4 Imagerie de résonance magnétique :

Les phénomènes décrits dans les sections précédentes doivent être appliqués à un grand nombre de noyaux afin d'être décelables. En effet, un noyau seul libère une très faible quantité d'énergie.

Un traitement mathématique fondé sur la transformée de Fourier permet en post-traitement de relier localisation et fréquence pour construire une image en niveaux de gris.

De plus, pour pouvoir associer un signal à chaque pixel d'une image, des gradients de champ sont appliqués permettant d'associer des fréquences de résonance différentes à des localisations spatiales distinctes [15, 16,17].

III – 5 Contraste des images :

Les images résultant de la mesure de l'aimantation M en tout point d'un volume dépendent principalement de trois paramètres intrinsèques :

1. **T1** : Le temps de relaxation longitudinal.
2. **T2** : Le temps de relaxation transverse.
3. **ρ** : La densité de protons, qui définit la quantité de signal considéré.

Des paramètres extrinsèques liés à la séquence d'acquisition utilisée sont essentiels :

1. **TR** : (temps de répétition) représente le temps qui sépare deux excitations RF successives.

Si TR est long ($>3s$), tous les tissus auront le temps de revenir à leur état initial et le contraste sera quasiment indépendant de T1.

Si au contraire, TR est court, on observera des différences de contraste entre les tissus ayant un T1 court (Pour un champ de 1.5T, 786ms pour la matière blanche) qui pourront revenir à l'équilibre, et les tissus ayant un T1 long qui ne reviendront pas à l'équilibre (3s pour le liquide cérébro-spinal). Le contraste des images sera donc dépendant des T1 respectifs des tissus étudiés.

Ce contraste est souvent utilisé pour construire des images anatomiques.

2. **TE** : (temps d'écho) représente le temps qui sépare l'impulsion RF du maximum du signal de résonance magnétique détecté. Ce signal est appelé écho.

Si TE est court ($<20ms$), la décroissance du signal issue des différents tissus est négligeable et le contraste est quasiment indépendant de T2.

Si TE est long ($>50ms$), le signal sera plus élevé pour les tissus ayant un T2 plus long.

3. **α** : représente l'angle de basculement de M dans le plan XY.

III – 6 Défauts des images :

Outre les trois paramètres principaux T1, T2, ρ qui entrent en jeu dans la formation d'une image de résonance magnétique, un certain nombre d'autres facteurs viennent affecter la qualité des images.

On distingue essentiellement quatre effets : le bruit, le mouvement, les variations de champ et les effets de volume partiel [19].

- **a)- Bruit :**

Le bruit a des origines multiples, liées en partie au bruit de l'appareillage. Dans les images de résonance magnétique, l'objectif est d'augmenter le contraste entre les tissus tout en conservant une bonne résolution et un rapport signal/bruit élevé.

Ces caractéristiques sont cependant contradictoires et il est nécessaire de trouver un bon compromis entre résolution et bruit.

Ainsi, on peut doubler la taille des voxels pour multiplier le rapport signal/bruit d'un facteur $8\frac{1}{2}$, mais la résolution est divisée par deux. Le choix d'acquisition est donc un facteur déterminant.

- **b)-Mouvement :**

Le mouvement peut provenir de plusieurs sources. Il peut être lié au métabolisme comme la circulation sanguine ou la respiration. Il peut également être lié au mouvement du patient pendant l'acquisition. Dans tous les cas, le mouvement diminue la qualité de l'image et pose des problèmes d'interprétation.

- **c)-Variations du champ magnétique :**

Les variations de champ ont pour conséquence une variation des intensités d'un même tissu dans une direction quelconque de l'image. Ce phénomène est dû au fait que le champ magnétique n'est pas parfaitement homogène spatialement et temporellement pendant une acquisition. Il existe de plus des non-linéarités de gradient de champ magnétique.

Des approches ont été proposées pour corriger les inhomogénéités du champ magnétique dans le cadre de prétraitements.

- **d)-Effets de volume partiel :**

Les effets de volume partiel sont directement liés au processus de numérisation du signal. Ainsi, si un voxel intersecte plusieurs objets, son niveau de gris sera une combinaison des niveaux de gris issus de chacun des objets traversés.

La prise en compte des effets de volumes partiels est nécessaire dans le cadre d'approches de segmentation dont l'objectif est d'effectuer des mesures sur les différents tissus.

III – 7 Conclusion :

L'IRM, par sa précision, a permis de grands progrès en imagerie médicale, des avancées technologiques et scientifiques majeures, en particulier concernant les états pathophysiologiques de l'homme. Son intérêt réside dans sa capacité à réaliser des coupes dans tous les plans de l'espace, et à permettre une ébauche de caractérisation tissulaire (eau, graisse, sang, os...) grâce à la confrontation des différents types d'acquisition possibles.

Il s'agit d'une évolution majeure de l'imagerie, puisque cette technique non invasive n'utilise pas les rayons X, mais les propriétés magnétiques du corps humain.

L'IRM est une imagerie remarquable par la possibilité d'obtenir des coupes dans tous les plans de l'espace.

Chapitre 4 :

Anatomie du rachis

IV – 1 Introduction

IV – 2 Terminologie

IV – 3 Etude générale

IV – 4 Rachis lombaire

IV – 5 Séquences d'acquisition

IV – 6 Pathologies du rachis lombaire

IV – 7 Conclusion

IV – 1 Introduction :

Synonyme de colonne vertébrale, constitué par l'empilement des vertèbres, de la base du crâne au sacrum et au coccyx, le rachis contient en son sein la moëlle épinière. Ses différentes pièces sont souvent touchées par des pathologies qui fragilisent les vertèbres, entraînent des douleurs et peuvent comprimer la moëlle.

IV – 2 Terminologie :

Certains termes issus du milieu médical, dont la définition n'est pas toujours intuitive, sont récurrents dans ce document. On peut citer par exemple les qualificatifs *axial*, *sagittal* et *coronal* associés aux coupes imagées.

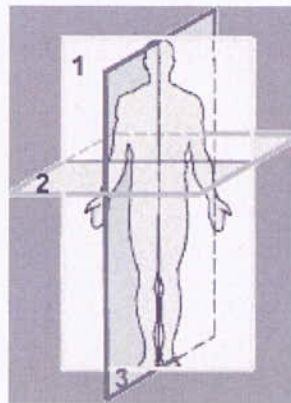


Figure 4 - 1 : 1) Plan frontal (coronal), 2) Plan axial, 3) Plan sagittal.

Une coupe axiale désigne la représentation d'une coupe dans le plan perpendiculaire à l'axe du champ magnétique principal.

La coupe sagittale concerne des vues latérales.

Quant aux coupes coronales, elles sont acquises sur des plans perpendiculaires aux plans des coupes axiales et sagittales. Ce sont des vues frontales.

IV – 3 Etude générale :

La colonne vertébrale (rachis) constitue avec le crâne le squelette axial postérieur. Elle se divise en quatre segments (voir figure 4 -2), de haut en bas : le rachis cervical formé de 7 vertèbres ; le rachis thoracique (ou dorsal) formé de 12 vertèbres sur lesquelles s'appuient

les côtes ; le rachis lombaire, formé de 5 vertèbres ; le segment sacro-coccygien constitué du sacrum et du coccyx formé de vertèbres soudées (5 vertèbres pour le sacrum, et 4 ou 5 vertèbres pour le coccyx) [20].

Elle s'articule en haut avec le crâne et en bas avec le bassin.

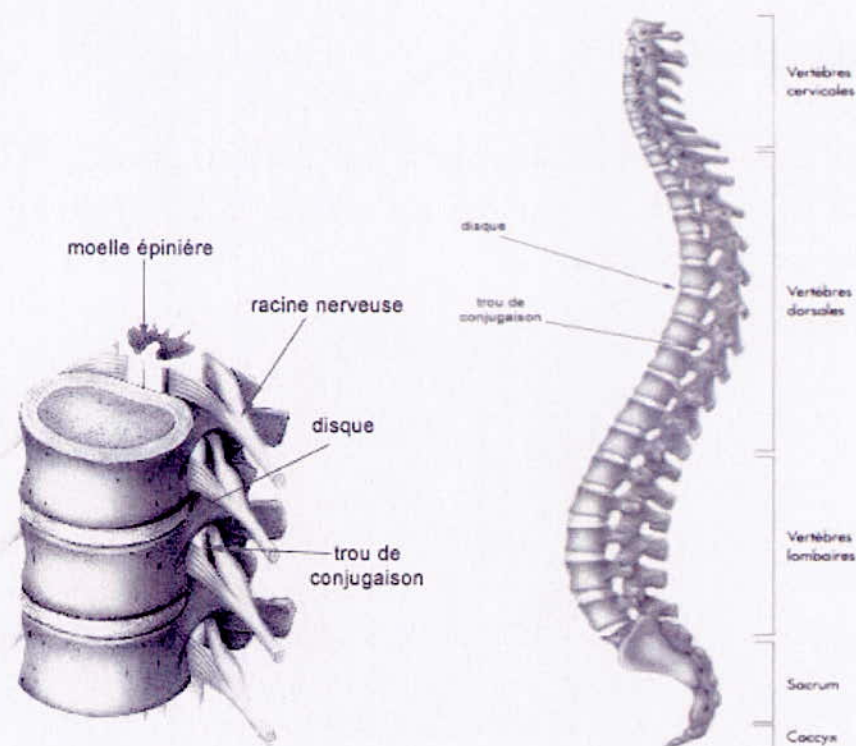


Figure 4 - 2 Le Rachis

IV-3-1 Chaque vertèbre :

A l'exception des deux premières vertèbres cervicales et du sacrum, a des caractéristiques générales assez similaires. Elle est formée en avant d'un corps vertébral et d'un arc osseux postérieur ou arc neural. Le corps vertébral est essentiellement constitué de substance spongieuse, délimitant des espaces remplis de tissu hématopoïétique. Ceci explique l'importance du système veineux représenté notamment par une volumineuse veine basivertébrale qui sort à la face postérieure du corps vertébral et se draine dans les plexus épидuraux[20].

IV-3-2 Le canal vertébral :

Le canal vertébral occupe toute la hauteur du rachis (à l'exception du coccyx). Il est limité en avant par les faces postérieures des corps vertébraux et le bord postérieur des disques intervertébraux, revêtus par le ligament longitudinal postérieur (ou ligament vertébral commun postérieur) ; en arrière, par les lames vertébrales et les ligaments jaunes ; et latéralement par les pédicules et les foramens intervertébraux et les articulations zygapophysaires. Le canal rachidien contient la moelle épinière et les méninges rachidiennes, les nerfs spinaux qui en émergent, les plexus veineux intrarachidiens et le tissu cellulo-graisseux de l'espace épidual[20,21].

IV-3-3 L'espace épidual :

C'est un espace de glissement compris entre la dure-mère et les parois osseuses du canal vertébral. Il contient de la graisse en quantité variable, des vaisseaux, notamment des plexus veineux, des nerfs des ligaments. Il améliore les rapports mécaniques entre sac dural et paroi osseuse et s'adapte aux dimensions du canal et du sac dural. Il est divisé en espace épidual antérieur et postérieur. Il est parcouru par des tractus fibreux qui fixent partiellement la dure-mère au ligament longitudinal postérieur [20,21].

IV-3-4 Foramens intervertébraux :

Orifices situés sur les parties latérales du rachis, limités en haut et en bas par les pédicules, en avant par les corps vertébraux et le disque et en arrière par l'articulation zygapophysaire (et le ligament jaune), ils commencent en C2-C3. Le dernier foramen est le plus étroit et livre passage au 5ème nerf lombaire qui est le plus volumineux de tous les nerfs lombaires[20,21].

IV-3-5 Les disques intervertébraux :

Les corps vertébraux sont unis entre eux par l'intermédiaire des disques intervertébraux dont l'épaisseur varie entre 3 mm (premiers disques thoraciques), 5 à 6 mm (disques cervicaux) et 10 à 15 mm (disques lombaires). Dans les régions cervicale et lombaire, le disque est plus épais en avant qu'en arrière. Le disque est constitué de trois parties, l'une, périphérique, l'anneau fibreux (annulus fibrosus) l'autre, centrale, noyau pulpeux (ou nucleus pulposus) de topographie habituellement excentrique, plus près du bord postérieur que du bord antérieur, la troisième partie correspondant à la plaque cartilagineuse. La composition histochimique

du disque de l'adulte comprend, dans des proportions variables, des protéoglycanes, de l'eau (65 à 90%) et des fibres de collagène [20,21].

IV-3-6 Les ligaments :

Le *ligament longitudinal antérieur* (ou ligament vertébral commun antérieur) est un ruban fibreux qui tapisse les faces antérieure et latérale des corps vertébraux et des disques intervertébraux. Le *ligament longitudinal postérieur* (ou ligament vertébral commun postérieur) est une bande fibreuse étroite, verticale, médiane, tendue depuis l'occipital jusqu'au sacrum, qui adhère intimement à la face postérieure des disques, et qui passe en pont au niveau de la partie moyenne des corps vertébraux dont il reste séparé par de gros plexus veineux. Il s'élargit au niveau des disques et se rétrécit en arrière des corps vertébraux[22, 23, 24].

IV-3-7 Articulations zygapophysiales :

Les surfaces articulaires sont unies par une capsule mince dans la région cervicale, épaisse dans les régions thoracique et lombaire, et tapissées par une synoviale, qui, dans la région cervicale, envoie un prolongement postérieur entre la lame et le ligament jaune. Le ligament jaune s'étend en avant pour se confondre avec la capsule de l'articulation inter-apophysaire postérieure. L'interligne articulaire à l'étage cervical et thoracique se rapproche du plan frontal et à l'étage lombaire du plan sagittal (avec des variations en fonction du niveau vertébral) [22].

IV-3-8 Vascularisation et innervation :

A l'exclusion de sa partie cervicale, le rachis est vascularisé par des artères métamériques, d'origine aortique, artères lombaires (rachis lombaire) et intercostales (rachis thoracique). Ces artères donnent notamment une branche dorso-spinale qui se distribue en partie aux parois du canal rachidien.

L'innervation du rachis lombaire est assurée par le nerf sinuvertébral de Luschka (né de deux racines, l'une spinale, l'autre sympathique) et de la branche dorsale du nerf rachidien. L'annulus fibrosus et le ligament longitudinal postérieur sont très innervés (et peuvent être à l'origine de douleurs discogéniques). La partie centrale du disque par contre n'est pas innervée [20,21].

IV – 4 Rachis lombaire :



Figure 4 - 3: le rachis lombaire

IV-4-1 Structures osseuses :

Le corps vertébral a un diamètre transversal supérieur au diamètre antéro-postérieur. Il a grossièrement la forme d'un cylindre. Sa surface circonférentielle est convexe en avant et sur les côtés, concave en arrière au niveau de sa face postérieure qui présente à sa partie centrale une gouttière où s'ouvrent les orifices vasculaires des veines et des artères de la vertèbre avec une très nette prédominance du système veineux par rapport au système artériel. Les faces supérieure et inférieure sont légèrement excavées. La hauteur du corps vertébral est à peu près identique en avant et en arrière sauf au niveau des vertèbres extrêmes : le corps de la première vertèbre lombaire est plus haut en arrière qu'en avant et à l'inverse celui de la 5ème lombaire est plus haut en avant qu'en arrière. Le corps de L5 est incliné en bas et en avant[20, 21, 22, 25, 26].

IV-4-2 Le disque intervertébral :

Plus haut en avant qu'en arrière (expliquant la lordose lombaire) la hauteur moyenne des disques intervertébraux lombaires chez l'adulte est normalement de 8 à 15 mm sauf en L5-S1 où elle est approximativement de l'ordre de 5 mm. En coupe axiale, les 4 premiers disques ont un bord postérieur concave ou plat, en L5-S1 le disque a un bord postérieur plat ou légèrement convexe en arrière.

Le disque est constitué de 3 parties : la plaque cartilagineuse, l'annulus fibrosus et le nucleus pulposus. La plaque cartilagineuse (environ 1 mm d'épaisseur) s'intercale entre la partie centrale des plateaux vertébraux et le disque auquel elle adhère très intimement. Elle est

constituée notamment de cartilage hyalin (sujet jeune) et de fibrocartilage (surtout sujet âgé). C'est un site important de diffusion hydrique entre nucleus et corps vertébral. L'annulus fibrosus est une enveloppe entourant le nucleus pulposus. Il est constitué de fibres collagènes courtes, plus épaisses en avant qu'en arrière, fixées en périphérie aux plateaux vertébraux par les fibres de Sharpey, et bordé par les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur. Des fissurations concentriques et transverses sont fréquemment visualisées au niveau de l'annulus. Il faut distinguer l'annulus périphérique où prédomine le collagène de type I (identique à celui des tendons) capable de résister aux sollicitations de tractions et l'annulus interne qui contient du collagène, plus hydraté.

Le nucleus pulposus, reliquat de la notochorde embryonnaire, est une matrice gélatineuse incompressible riche en protéoglycanes (qui existe également en faible quantité dans l'annulus) et moins riche en collagène que l'annulus. Il est fortement hydraté (85 à 90 % d'eau). Il est le plus souvent en position excentrique (à l'union des 2/3 antérieurs et du 1/3 postérieur), exceptionnellement en position centrale. Il est habituel de voir à l'âge adulte une bande fibreuse se développer au centre du nucleus. Chez le nourrisson jusqu'à l'âge de 2 ans le nucleus occupe une large portion du disque et reste bien séparé de l'annulus (disque immature). Vers l'âge de 10 ans la démarcation entre nucleus et annulus se perd peu à peu (disque transitionnel). Chez l'adulte (disque mature) où la dissociation entre annulus et nucleus n'apparaît plus nettement il est préférable de parler (notamment en IRM.) de complexe central composé du nucleus et de la partie interne de l'annulus et de complexe périphérique constitué de la partie externe de l'annulus (notamment fibres de Sharpey qui s'insèrent à la périphérie des plateaux vertébraux sur le listel marginal) [20,21].

IV-4-3 Articulations zygapophysiales :

Les surfaces articulaires des articulations interapophysiales postérieures sont revêtues de cartilage hyalin (2 à 4 mm d'épaisseur). Elles sont unies par une capsule articulaire épaisse et renforcées du côté du canal rachidien, sur sa face médiale, par le ligament jaune.

IV-4-4 Le canal rachidien lombaire et canal de conjugaison :

Le canal rachidien est formé de 4 parois. Une paroi antérieure: face postérieure des corps vertébraux et bord postérieur des disques intervertébraux, le tout revêtu par le ligament longitudinal postérieur (ou ligament vertébral commun postérieur).

IV-4-5 Espace épidurale lombaire :

L'espace épidural est compris entre la dure-mère et les parois osseuses du canal rachidien. Il contient de la graisse, des ligaments, des nerfs et des vaisseaux notamment un important réseau veineux. L'espace épidural est également traversé par des tractus fibreux qui fixent le sac dural et les gaines radiculaires à la paroi du canal (ligaments de Hofmann).

IV – 5 Séquences d'acquisition : Imagerie par résonance magnétique

Structures osseuses : Habituellement chez l'adulte, l'os spongieux est riche en moelle graisseuse, et présente un hypersignal en écho de spin pondéré T1, qui diminue en pondération T2 et disparaît en séquence suppression de graisse. La corticale est en hyposignal franc sur l'ensemble des séquences. Le signal cortical peut être perturbé par des artefacts de déplacement chimique, surtout à l'étage lombaire (défaut de localisation spatiale du signal des protons eau - graisse). L'artefact de susceptibilité magnétique, notamment en séquence écho de gradient, peut épaissir artificiellement la corticale et créer de fausses images de sténose canalaire et foraminale [26,27].

Disques : leur signal est fonction notamment de leur concentration en eau et en collagène. En écho de spin pondération T1, le disque a un signal intermédiaire, contrastant avec le signal normalement plus élevé des corps vertébraux (du fait de la graisse médullaire). En pondération T2 on peut distinguer le complexe central (nucleus et annulus interne) qui présente un hypersignal et complexe périphérique qui présente un hyposignal. Il est fréquent d'observer après l'âge de 30 ans une bande d'hyposignal au centre du complexe central.

Espace épidural : la graisse épidurale et foraminale a un hypersignal en écho de spin pondéré T1, qui s'atténue en pondération T2. Au niveau de l'espace épidural antérieur, les plexus veineux présentent en pondération T1 un signal intermédiaire, en pondération T2 un hypersignal. Le ligament longitudinal postérieur est en hyposignal et reste difficilement dissociable du bord antérieur du sac dural. Au niveau du disque il se confond avec la périphérie de l'annulus. Le septum médian peut être visualisé en coupes axiales.

Structures nerveuses : le LCR a un faible signal en pondération T1 et un hypersignal en pondération T2. La moelle et les racines présentent un signal inverse.

L'injection de Gadolinium entraîne un rehaussement modéré de l'os spongieux, un rehaussement intense des vaisseaux (plexus-veineux basivertébraux, épiduraux, foraminaux). Il existe également un rehaussement du ganglion spinal (alors que la moelle et les racines ne se rehaussent pas) [27].

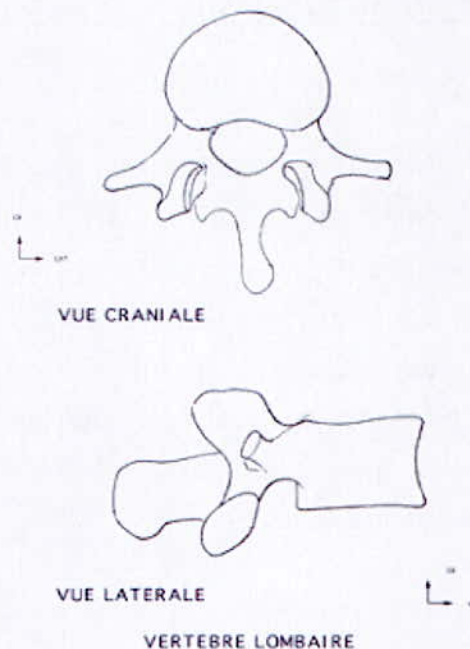


Figure 4 - 4 : La vertèbre lombaire

IV – 6 Pathologies du rachis :

- Les fusions vertébrales ou bloc vertébraux (congénitaux) entraînent une mauvaise position de la colonne vertébrale à l'origine de douleurs. À cette malformation s'associe une absence de disque intervertébral.
- La spondylodiscite (inflammation d'une vertèbre et du disque) qui est d'origine infectieuse ou rhumatismale.
- La spondylarthropathie (maladie inflammatoire de cause inconnue). Exemple : la spondylose de Pierre Marie ou la spondylarthrite ankylosante. Ces maladies touchent essentiellement le squelette axial (la colonne vertébrale), mais également les articulations dites périphériques, c'est-à-dire les membres. Cependant, d'autres parties de l'organisme que les articulations peuvent être également atteintes. La

maladie débute habituellement chez un individu âgé de 20 à 30 ans. Elle touche trois fois plus l'homme que la femme.

- La spondylite infectieuse (forme de lombalgie : douleur de la région constituée par les cinq vertèbres lombaires, correspondant au rachis lombaire).
- Le spondylolisthésis : glissement vers l'avant d'une vertèbre par rapport à une autre vertèbre située au-dessous. Ce type de symptôme s'observe essentiellement au niveau de la cinquième vertèbre lombaire qui va glisser sur le sacrum.
- La spondylose. Cette pathologie se caractérise par une rupture entre le corps d'une vertèbre et son arc postérieur au niveau de l'isthme vertébral. Cette pathologie touche généralement les personnes âgées atteintes d'arthrose lombaire. La spondylose se rencontre également quelquefois chez des sujets jeunes qui présentent une absence d'ossification de cette partie de la vertèbre. Quelquefois, elle se voit après un traumatisme entraînant une fracture. La spondylose est susceptible d'être à l'origine d'un glissement vers l'avant de la vertèbre (spondylolisthésis)
- Le cancer vertébral est le résultat d'une métastase (cancer qui a migré à partir d'un cancer se développant sur un autre organe) d'un cancer du sein, du rein, de la prostate, etc...
- La maladie de Scheuermann est une atteinte fréquente, d'origine inconnue, des cartilages des corps des vertèbres et plus particulièrement de la partie avant des vertèbres, survenant pendant la croissance de l'enfant. Il s'agit d'une ostéochondrite de croissance (atteinte des cartilages des vertèbres secondaire à un déficit en apport sanguin à ce niveau) qui atteint soit le rachis lombaire soit le rachis dorsal. Elle est également appelée épiphysite vertébrale douloureuse de l'adolescence.
- Les lésions traumatiques peuvent être à l'origine de tassement vertébral, de fracture, de luxation et atteignent généralement plusieurs vertèbres, mais quelquefois seulement un ou plusieurs disques intervertébraux.
- La tuberculose vertébrale se caractérise par des douleurs d'intensité de plus en plus importante accentuées par l'effort (entre autres).
- Les malformations vertébrales bénignes touchent généralement la cinquième vertèbre lombaire. Ainsi, la lombalisation correspond à une fusion de la cinquième vertèbre lombaire avec la première vertèbre sacrée. La sacralisation correspond quant à elle à une fusion de la première vertèbre sacrée avec la cinquième vertèbre lombaire. Quelquefois (mais plus rarement) on assiste à la fusion entre la première vertèbre dorsale et la septième vertèbre cervicale.

- Les malformations vertébrales plus sévères telles que le spina bifida (qui signifie épine fendue en deux), d'origine congénitale, est dû à l'absence de soudure de la partie arrière (arc postérieur et apophyse épineuse) d'une ou plusieurs vertèbres, laissant un espace plus ou moins important à travers lequel le contenu de la colonne vertébrale est susceptible de faire saillie (hernie prenant la forme d'une tumeur) [21, 22, 25, 26].

IV – 7 Conclusion :

Le disque intervertébral est le moyen d'union principal entre deux vertèbres. Il permet la mobilité de la colonne, mais joue aussi un rôle important d'amortissement des contraintes; avec l'âge les disques intervertébraux du rachis lombaire peuvent être atteints de plusieurs pathologies. Au cours de l'examen clinique, on cherchera à préciser l'élément anatomique à l'origine des douleurs :

- postérieur : muscle, ligament, articulaire postérieure

- antérieur : disque intervertébral.

Chapitre 5 :

Travail effectué

V – 1 Introduction

V – 2 L'acquisition

V – 3 Le prétraitement

V – 4 la segmentation

V – 5 L'analyse

V – 6 Description du logiciel

V – 7 Conclusion

V – 1 Introduction :

A l'issue des premiers chapitres de ce mémoire, on a pu acquérir toutes les théories sur le traitement d'image (prétraitement, segmentation...) [28, 29], le but maintenant est l'implémentation d'une application qui permet de faire une première analyse du rachis lombaire.

Dans cette dernière partie, les différents algorithmes, les méthodes utilisées ainsi que les résultats obtenus seront exposés.

Le schéma général du système se présentera comme suit :

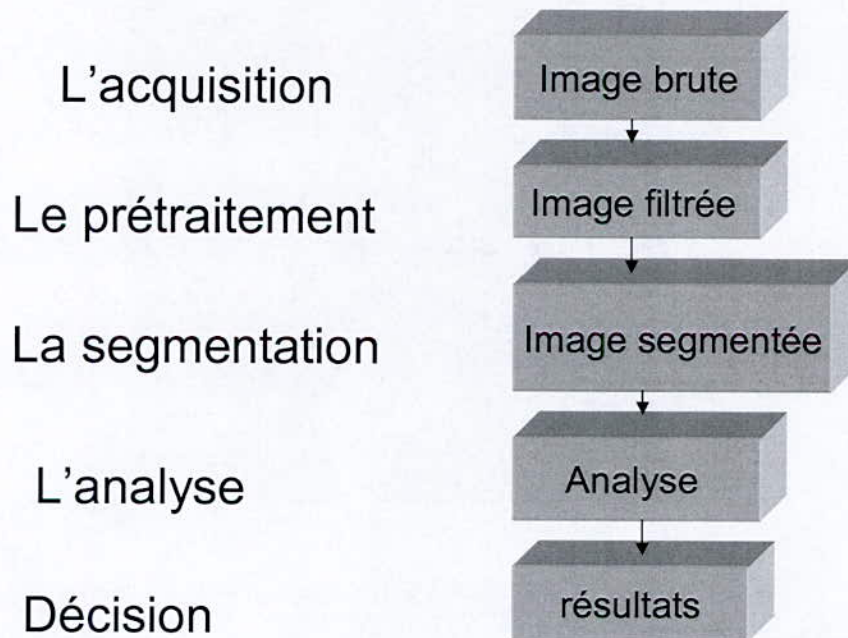


Figure 5 - 1 : Etapes du processus d'analyse d'images.

V – 2 L'acquisition :

Au début, nous devons faire l'acquisition de l'image IRM, cette dernière se fait directement à partir de la machine reliée à l'IRM.

Dans la suite de notre travail, la notion d'image utilisée est de nature bidimensionnelle discrète en plusieurs niveaux de gris. Donc, à chaque élément de l'image, c.-à-d., pixel,

correspond un niveau d'intensité lumineuse appelé niveau de gris appartenant à $\{0,1,\dots,255\}$ où 0 correspond à une illumination nulle, c.-à-d., la couleur noire, et 255 correspond à l'intensité lumineuse maximale, c.-à-d., la couleur blanche, et les autres valeurs sont des nuances de gris entre le noir et le blanc.

L'IRM permet de faire des coupes dans les différents plans : Nous nous sommes intéressés dans notre travail aux images prises dans le plan frontal du rachis lombaire.

Les images acquises sont en pondération T1, avec une taille de 512 x 512 pixels, et chaque pixel est quantifié sur 255 niveaux de gris.

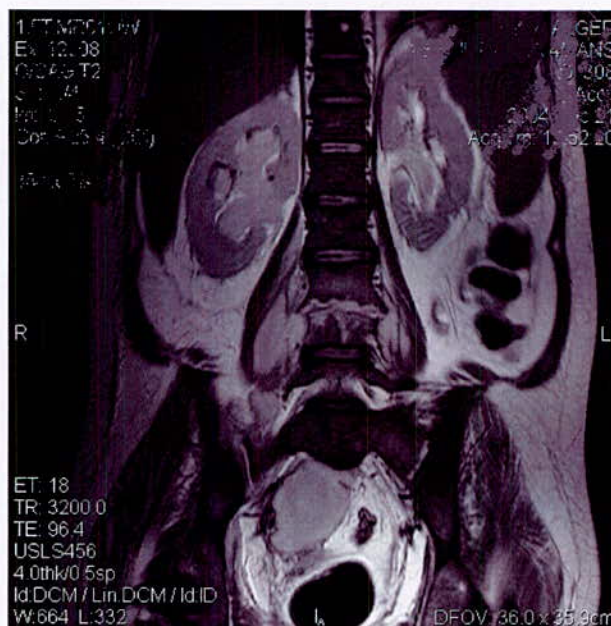


Figure 5 - 2 : Image originale brute

V – 3 Prétraitement :

Durant la formation d'une image IRM, plusieurs facteurs viennent affecter la qualité de l'image, nous distinguons essentiellement quatre facteurs : le bruit, le mouvement, les variations des champs, et l'effet du volume partiel [19].

Le pré-traitement consiste à sélectionner l'information nécessaire à l'application. Cette sélection passe souvent par l'élimination du bruit dû aux conditions d'acquisition, par la normalisation des données ainsi que par l'homogénéisation, par la suppression des informations redondantes, superflues et inutiles pour l'application visée.

Pour améliorer la qualité des images traitées, nous avons implémenté plusieurs filtres, aussi bien linéaires que non linéaires : le filtre médian, le filtre moyen, le filtre de gauss, les filtres morphologiques. Mais c'est le rehaussement de l'histogramme et l'amélioration du contraste qui donnent de meilleurs résultats pour notre application.

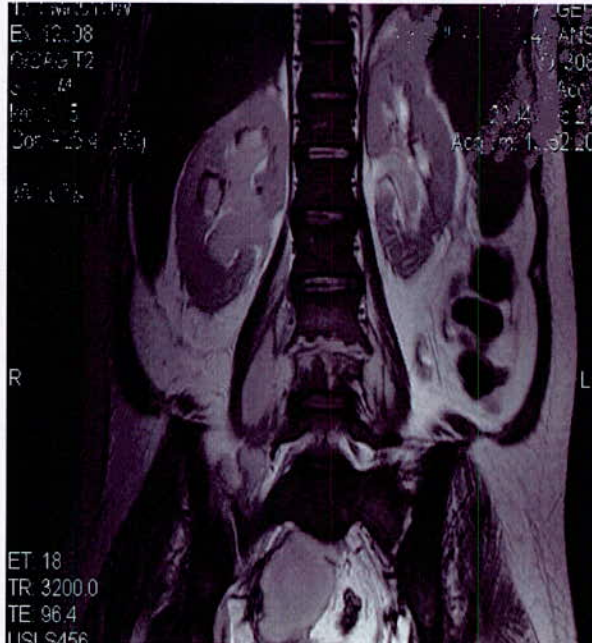


Figure V-3 : image filtrée : rehaussement de l'histogramme

La modification de l'histogramme se fait selon les étapes suivantes :

- La détermination des différents intervalles des niveaux de gris : **In**.
- La détermination des maximums de chaque intervalle : **Mn**.
- Déplacer les pixels de chaque intervalle vers leurs maximums **Mn**.

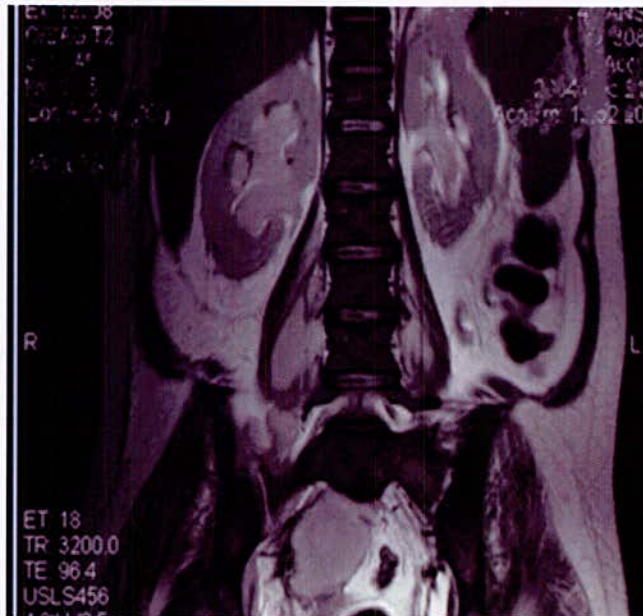


Figure 5 - 4 image filtrée : le filtre moyen

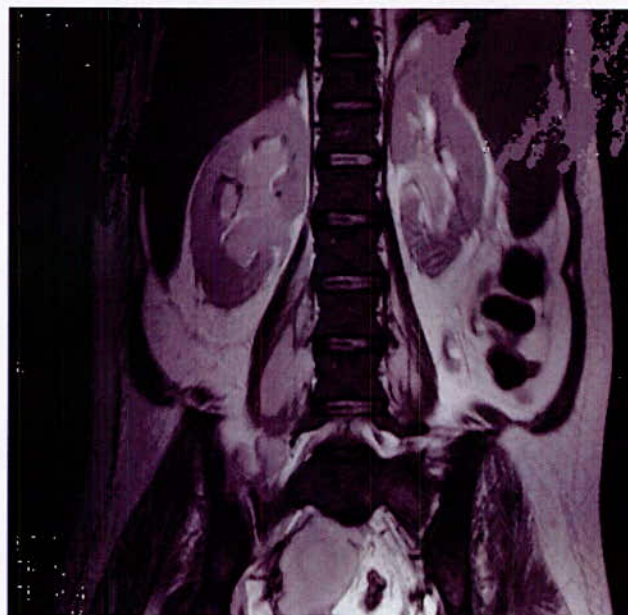


Figure 5 - 5 image filtrée : le filtre médian

V – 4 La segmentation :

Dans le traitement d'image, la segmentation est l'étape de subdivision de l'image en parties qui la constituent, elle est considérée comme étant la phase la plus importante du traitement, car c'est à ce niveau que les composants de l'image sont extraits.

Le but de notre segmentation est l'extraction du rachis lombaire de l'image et la distinction de ses vertèbres et disques intervertébraux, ceci dans le but de présenter aux médecins des images contenant uniquement le rachis pour une meilleure analyse.

V – 4 –1 Segmentation : Première méthode :

- **Caractéristiques du rachis lombaire:**

Le rachis est constitué de quatre segments, de haut en bas : le rachis cervical, le rachis thoracique ou dorsal, le rachis lombaire, et le segment sacro-coccygien.

La segmentation extrait le rachis lombaire de l'image originale et fait la distinction des corps vertébraux et des disques intervertébraux.

-Les corps vertébraux sont cylindriques et ont un signal homogène.

-les disques intervertébraux sont formés de deux parties : l'anneau avec un hypo signal et le corps avec un hyper signal.

Notre approche de segmentation est basée sur la morphologie mathématique, elle passe par deux étapes :

- l'extraction des disques intervertébraux.
- l'extraction des vertèbres.

L'extraction des disques intervertébraux a été faite selon l'algorithme suivant :

Début

Pour l'image originale **faire**

Pour le cadre réduit de l'image **faire**

Binariser l'image réduite

Fin pour

Fin pour

Pour l'image binarisée **faire**

Appliquer le filtre ouverture

Fin pour

Pour l'image ouverte **faire**

Etiqueter l'image

Extraire les étiquettes des disques

Fin pour

Pour l'image binarisée **faire**

Pour toutes les étiquettes restantes **faire**

Extraire les disques

Fin pour

Fin pour

Fin

Après l'extraction des disques nous avons extrait les corps vertébraux suivant cet algorithme :

Début

Pour chaque cadre des vertèbres **faire**

Calcul de l'axe médian

Balayer le cadre de l'axe médian vers la droite

Extraire le contour

Balayer le cadre de l'axe médian vers la gauche

Extraire le contour

Fin pour

Fin

Dans ce qui suit nous allons détailler les différentes étapes de ces algorithmes.

Etape 1 : -l'extraction des disques intervertébraux :

Les disques intervertébraux se composent de deux parties (voir figure 5 -6) : le nucléus et l'annulus. Dans ce qui suit, l'extraction des disques se fait par l'extraction de annulus de chaque disque, cette procédure passe par plusieurs étapes :

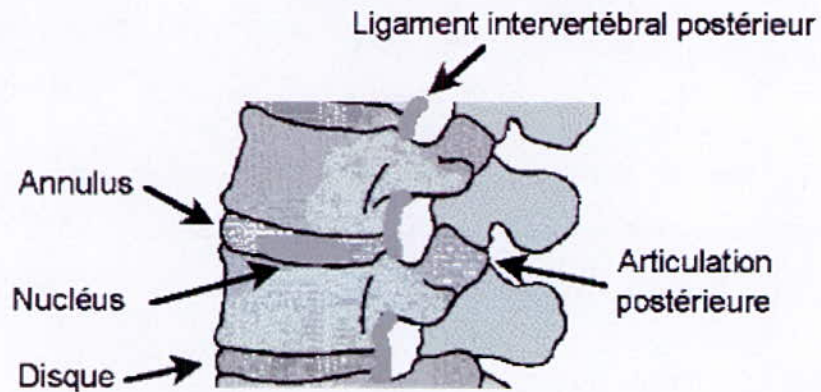


Figure 5 - 6 les composants des disques intervertébraux

- a) Nous commençons par la détermination d'un cadre réduit de l'image (figure 5 -7): ceci est fait grâce à la propriété du rachis dans le plan frontal, car celui-ci présente un axe de symétrie dans ce plan. Ceci se fait par l'algorithme suivant :

Pour une largeur de l'image originale = w_x **faire**

Pour une hauteur de l'image originale = h_y **faire**

Afficher la nouvelle image avec une largeur de $w_x/4$ à $3w_x/4$

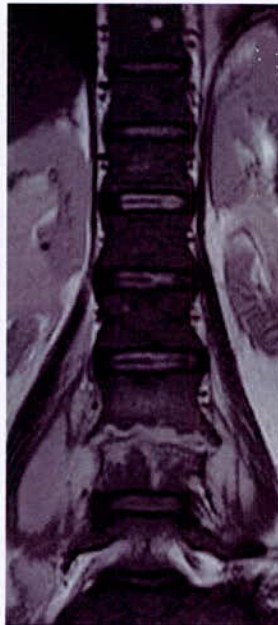


Figure 5 – 7 le cadre réduit de l'image

- **b)** Nous effectuons par la suite une binarisation de l'image réduite obtenue précédemment.

La binarisation consiste à éliminer tous les niveaux de gris transitoires entre le blanc et le noir, et ne garder que ces deux couleurs. Dont l'algorithme suivant :

Début

Image NG = Image en niveaux de gris

Imagebin = Image binarisé

S = seuil

Pour j = 0 à hauteur de l'image **faire**

Pour i = 0 à largeur de l'image **faire**

Si (ImageNG[i][j] < S) **faire**

Imagebin [i][j] = 0 ;

Sinon Imagebin [i][j] = 255 ;

Fin

- le seuil de notre binarisation S est calculé à partir de l'histogramme des niveaux de gris comme suit :
 - Dans l'histogramme des niveaux de gris, nous cherchons les différents intervalles **Mn**,
 - Dans l'intervalle des niveaux de gris minimums, nous cherchons le maximum **S**, tel que **S** représentera le seuil de la binarisation.

Le résultat de la binarisation est donné en figure 5-8.

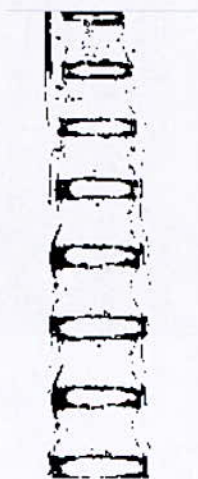


Figure 5 - 8 Image binarisée

- **c)** Après la binarisation, nous appliquons le filtre morphologique (**Ouverture**) et un étiquetage afin d'éliminer les parties qui n'appartiennent pas aux disques intervertébraux et ne garder que les étiquettes qui contiennent les anneaux des disques intervertébraux.

Nous avons ensuite comparé les hauteurs des différentes étiquettes avec le maximum des moyenne de l'épaisseur des disques intervertébraux qui est égales à 30 pixels [20, 21].

c-1) L'ouverture est une opération d'érosion suivie d'une opération de dilatation :

Nous donnons ci-après les algorithmes de ces deux opérateurs :

Algorithme de l'érosion :

Si Imagebin[i][j] est noir

on aura Imageerod[i][j] = **OU**[Imagebin[i][j]]
 $i \neq j$

sinon

Imageerod[i][j] = Imagebin[i][j]

Fin si

Algorithme de la dilatation :

Pour le pixel i de la matrice érodée

Si Imageerod[i][j] est blanc

On aura Imageouver[i][j] = **ET**[Imageerod[i][j]]
 $i \neq j$

Sinon

Imageouver[i][j] = Imageerod[i][j]

Fin si

Fin pour

c-2) L'étiquetage:

L'étiquetage permet de segmenter l'image en parties connexes, cette étape nous permet d'avoir les cadres contenant les différentes parties constituant les disques. Afin de réaliser notre segmentation, nous avons opté pour une méthode d'étiquetage qui passe par deux étapes essentielles :

- Effectuer un balayage de l'image ligne par ligne pour affecter une étiquette à chaque pixel
- Etablir la résolution des équivalences effectuer un second balayage de l'image pour l'attribution des étiquettes définitives aux pixels.

Après le premier balayage, une région peut avoir plusieurs étiquettes ; pour éviter une superposition d'étiquettes, une mise en place d'une table d'équivalence est faite , pour la sauvegarde des étiquettes.

L'étiquette finale pour chaque région connexe obtenue passe nécessairement par une table d'équivalence.

- Une étiquette a est dite équivalente à l'étiquette b s'il existe un chemin reliant le point a au point b dans l'image tel que le chemin ne passe pas par 0.
- La table d'équivalence pour l'implémentation de cette structure, consiste à utiliser un tableau dynamique telle que la taille augmente pendant le parcours séquentiel de l'image.

c-2-1) Processus d'étiquetage :

En parcourant une ligne horizontale de gauche à droite, on associe un numéro à chaque pixel de telle sorte que tous les pixels voisins portent le même numéro. Le numéro zéro est réservé pour un pixel vide.

Lorsque sur cette ligne, le voisinage est interrompu, puis reprend plus loin, le numéro est incrémenté de 1.

Lorsqu'une nouvelle ligne est commencée, on propage l'étiquetage de haut en bas tel que si le pixel qui se trouve au dessus du premier pixel de la nouvelle ligne n'est pas nul, ce dernier prend la même étiquette sinon une nouvelle est utilisée.

Lorsqu'un conflit se présente entre la propagation horizontale et la propagation verticale, on choisit la plus petite étiquette.

Algorithme du premier balayage :

Soit 0 = noir 255= blanc

Imgouver = la matrice de l'image binarisée ;

Etiq = 0 ;

Pour toutes les lignes de Imgouver **faire**

Tant que non fin de la ligne courante **faire**

Si (Imgouver ! = 255) **alors**

Si (tous les prédécesseurs de Imgouver sont à 255)

Alors Imgouver = etiq++

Sinon

Si (tous les prédécesseurs de Imgouver ont la même étiquette 'e')

Alors Imgouver = e

Sinon

Soit $e_1 = \min$;

Imgouver = e_1

Mise à jour de la table d'équivalence

Fin si

Fin si

Fin tant que

Fin pour

Plus on avance dans notre balayage de l'image, plus on a de nouvelles étiquettes, plus la table d'équivalence s'élargit en colonne.

Cet algorithme est basé sur la 8 connexité donc chaque pixel possède trois prédécesseurs.

Cet algorithme fait appel à deux sous-programmes qui sont :

- le sous-programme min :

Il permet de calculer le minimum des trois étiquettes des prédécesseurs du point traité, en prenant le cas particulier où l'un d'eux est nul.

- Le sous-programme de la mise à jour de la table d'équivalence :

Lors du premier balayage de l'image, et en arrivant à un pixel à étiqueter dont les prédécesseurs sont différents, on prend la dernière étiquette de la colonne (au niveau de la table d'équivalence) correspondant à l'étiquette de l'un des trois prédécesseurs ; soit « a » cette étiquette.

Ensuite, on récupère les dernières étiquettes des colonnes correspondant aux étiquettes des autres prédécesseurs, soient « b » et « c », ces étiquettes.

Après une comparaison à l'aide du sous-programme min, l'étiquette la plus basse est attribuée au pixel courant, et elle est insérée dans les colonnes des étiquettes des autres prédécesseurs dans l'ordre décroissant.

Ainsi pour une même colonne (à l'exception de la première étiquette), elles sont classées de la plus grande à la plus petite ; donc à la fin de chaque colonne, on obtient la plus petite étiquette équivalente à la première étiquette de la même colonne.

c-2-2) Résolution des équivalences :

Cette partie se fait directement au niveau de la table d'équivalence ; elle consiste à affecter à chaque étiquette la plus petite qui lui soit équivalente.

Pour ce faire, nous avons utilisé l'algorithme suivant :

Début :

Pour $i=0 \rightarrow \text{max-ligne}$ **faire**

Pour $j=0 \rightarrow \text{max-eti}$ **faire**

Si $(T[i+1][j] \neq 255)$ **alors**

Pour $(k=0 \rightarrow \text{max-eti})$ **faire**

Si $(T[0][k] = T[0][j])$ **alors**

$T[0][k] = T[i+1][j]$;

Fin si
Fin pour
Fin si
Fin pour
Fin pour

Fin

Tel que max_ligne : est l'indice de la dernière ligne de la table d'équivalence.

max_etiq : est le nombre maximal d'étiquette.

$T[i][j]$: est la matrice table d'équivalence.

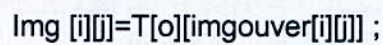
Algorithme du deuxième balayage :

Il permet d'affecter à chaque pixel son étiquette équivalente.

Début

Pour toute l'image imgouver **faire**

Si (imgouver $[i][j] \neq 255$) **alors**

 $[i][j] = T[o][imgouver[i][j]] ;$

Fin si

Fin pour

Fin

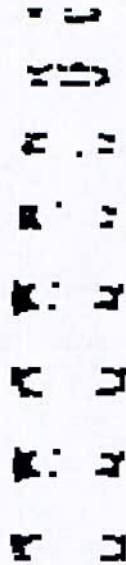


Figure 5 - 9 Image obtenue après l'ouverture et l'étiquetage

- **d)** Dans l'étape qui suit nous appliquons une segmentation horizontale et verticale pour avoir les cadres B_n contenant les disques dans l'image binarisée.
- La segmentation horizontale est réalisée en projetant horizontalement l'image sur un axe vertical.

La segmentation horizontale se base sur l'histogramme horizontal dont on présente l'algorithme ci-dessous :

Algorithme de l'histogramme horizontal :

Début :

Pour toute l'image ouverture

Si aucun point noir

Aller à la ligne suivante

Sinon sauvegarder le début de ligne

Si la ligne contient au max un point noir

Aller à la ligne suivante

Sinon sauvegarder la fin de la ligne

Aller à la ligne suivante

Fin

Algorithme de la segmentation horizontale :

Début :

Pour toute l'image ouverte

Faire histogramme horizontal $H[j]$

Pour toutes les lignes faire

Si ($H[j] = 0$ et $H[j+1] \neq 0$)

Sauvegarder début de ligne pixels.

Sinon

Si ($H[j] \neq 0$ et $H[j+1] = 0$)

Sauvegarder fin de la ligne pixels.

Fin si

Fin si

Fin pour

Fin pour

Fin

Algorithme de l'histogramme vertical :

Début

Pour chaque étage de disque

Tant que la colonne ne contient aucun point noir **faire**

Saut vers la colonne suivante

Fin tant que

Sauvegarder la colonne

Tant que la colonne contient au minimum un point noir **faire**

Saut vers la colonne suivante

Fin tant que

Sauvegarder la colonne

Fin

Algorithme de la segmentation verticale :

Début :

Pour chaque étage disque issue de la segmentation horizontale

Faire

Histogramme vertical $H[i]$

Pour toutes les colonnes i

Faire

Si ($H[i] = 0$ et $H[i+1] \neq 0$)

Faire

Début de la partie connexe N à sauvegarder

Si ($H[i] \neq 0$ et $H[i+1] = 0$)

Faire

Fin de la partie connexe N à sauvegarder

Fin

Lorsqu'on associe les deux algorithmes on réalise la segmentation horizontale-verticale comme illustrée ci-dessous :

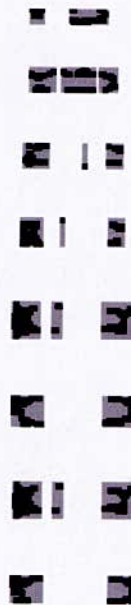


Figure 5 - 10 la segmentation horizontale- verticale

- Après la segmentation horizontale- verticale nous avons pu déterminer les cadres Bn contenant les disques intervertébraux.

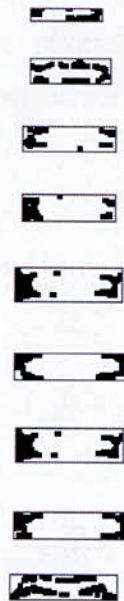


Figure 5 - 11 les cadres contenant les disques intervertébraux

Après avoir déterminé les cadres contenant les disques intervertébraux, nous avons effectué un masque avec l'image binarisée pour extraire les disques.

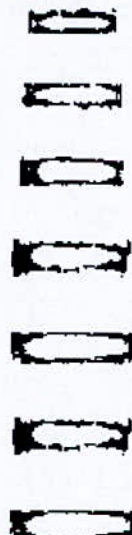


Figure 5 - 12 visualisation des anneaux des disques intervertébraux

2-L' extraction des vertèbres :

Pour l'extraction des vertèbres nous avons opté pour l'approche de l'extraction du contour [31], ceci a été fait selon les étapes suivantes :

- La détermination de l'axe médian **Mn** pour chaque vertèbre.



Figure 5 - 13 détermination des axes Mn

- nous avons ensuite effectué deux balayages :

Le premier se fait de l'axe médian vers la droite et second de l'axe médian vers la gauche.

Pendant ces deux balayages nous comparons la différence des niveaux de gris de chaque pixel avec ses voisins à un seuil **Sc**, si il est dépassé, nous nous arrêtons et ce point fera partie du contour de la vertèbre.

La figure 5 -14 montre le résultat obtenu.



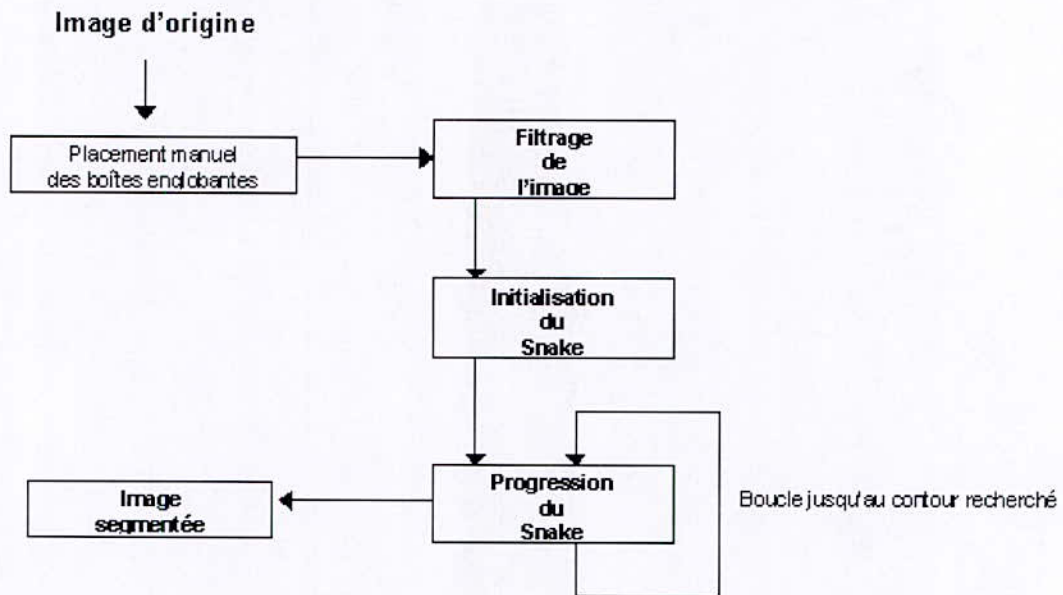
Figure 5 - 14 Extraction du rachis

Cette méthode de segmentation nous a donnée un premier résultat pour la segmentation, néanmoins ceci reste une segmentation pour un seul type d'image de ce fait il nous a paru judicieux de prospecter une autre approche de segmentation et ceci par les contours actifs (snake).

V – 4 – 2 Segmentation : par contour actif :

1) – principe de la méthode :

On considère que notre snake est composé de n points V_i ($n = 32$) que l'on va initialiser de façon semi-automatique. Nous allons le parcourir progressivement et en chaque point éventuellement déplacer le point pour que sa nouvelle position optimise l'énergie du snake, ceci est illustré par l'organigramme suivant :



2) – Calcul de l'énergie total :

- **L'énergie interne**

Elle va dépendre uniquement de la forme du snake. C'est une contrainte de régularité sur la courbe. Elle s'écrit:

$$E_{int} = a \cdot ||(V_s(s))|| + b \cdot ||(V_{ss}(s))||.$$

Avec : $a = 6$ et $b = 1$; déterminés expérimentalement.

a et b sont les poids respectifs accordés à la dérivée première V_s et à la dérivée seconde V_{ss} . On ajustera a et b pour trouver un intermédiaire entre un contour souple mais pas forcément très régulier et un contour très régulier qui suivra bien le contour.

- **L'énergie potentielle liée à l'image.**

Elle caractérise l'élément vers lequel on veut attirer le snake sur l'image. Pour notre problème, puisqu'il s'agit de détecter un contour, on va s'intéresser aux lignes de fort gradient:

$$E_{image} = -\text{gradient}(i).$$

- **Energie totale du contour actif**

L'énergie totale en un point du snake $V(s)$ va donc s'écrire:

$$E_{\text{totale}}(V(s), V_s(s), V_{ss}(s)) = E_{\text{int}}(V, V_s, V_{ss}) + E_{\text{image}}(V) + E_{\text{cont}}(V).$$

Nous avons pris $E_{\text{cont}}(V) = 0$ pour tous les points.

Nous avons affaire à un nombre de points V_i fini. On exprime directement E_i : énergie au point V_i en fonction de tous les points V du snake en utilisant notamment: $V_i(s) = V_i - V_{i-1}$ et: $V_{i+1}(s) = V_{i+1} - 2V_i + V_{i-1}$

Ce qui nous permet de discrétiser la formule de E_i : énergie au point V_i sous la forme:

$$E_{i \text{ totale}}(V_{i-1}, V_i, V_{i+1}) = E_{\text{int}}(V_{i-1}, V_i, V_{i+1}) + E_{\text{image}}(V_i)$$

Et donc l'énergie totale du snake vaut:

$$E_{\text{totale}}(V_{i-1}, V_i, V_{i+1}) = \text{somme}(E_i) = \text{somme}(E_{\text{int}}(V_{i-1}, V_i, V_{i+1}) + E_{\text{image}}(V_i))$$

3) – Déplacement du contour :

Pour chaque itération tel que `nombre_itérations = 70`, chaque point a 9 déplacements possibles comme le montre la figure suivante:

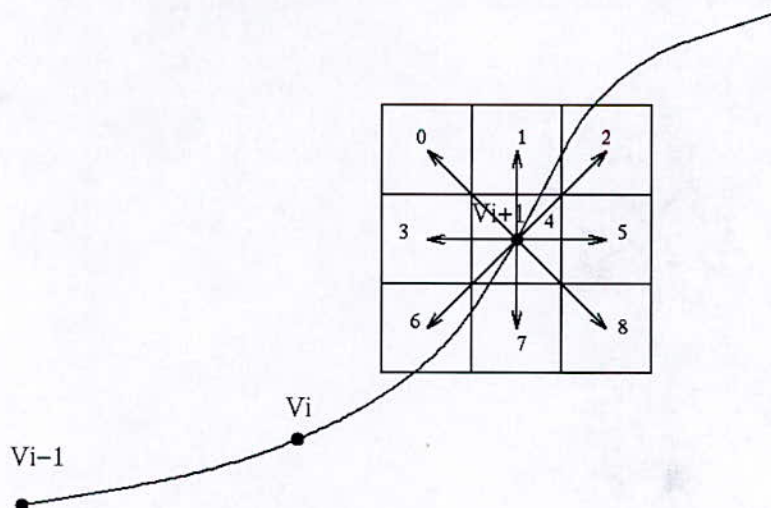


Figure 5 – 15 déplacement des points du contour

Le déplacement éventuel du point considéré se fait en minimisant le terme d'énergie qui en dépend. C'est à dire que pour tout point V_i , on va calculer, pour tout jeu de positions (V_{i+1} , V_{i+2}) des deux prochains points, le déplacement (et donc la position finale) optimale de V_i . Puis on passe au point suivant V_{i+1} et on optimise son déplacement pour toute position (V_{i+2} , V_{i+3}) des deux points suivants. Une fois arrivé au dernier point du snake, V_n , dont on calcule également le déplacement optimal, on va pouvoir remonter le long des points et ainsi retrouver toutes les positions de tous les V_i qui assureront une énergie minimale pour le snake. On va donc itérer plusieurs fois le processus (et reparcourir le snake) jusqu'à ce que les points atteignent leur position optimale.

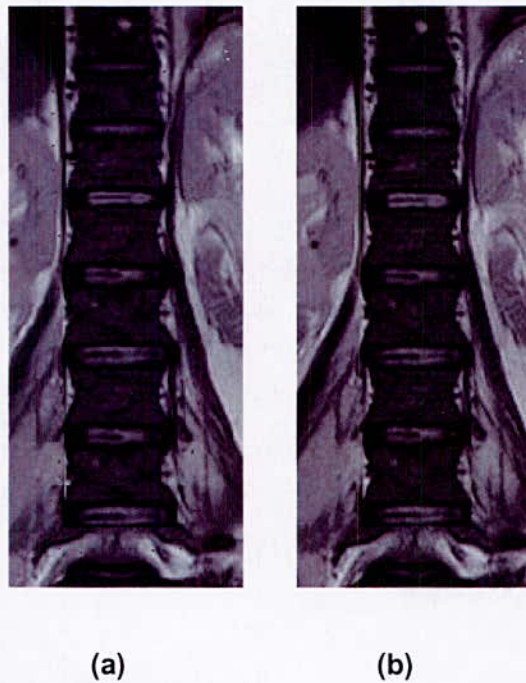


Figure 5 - 16 a) points initiaux du contour b) image du contour.

V – 5 L'analyse :

Nous avons effectué une première analyse du rachis, qui permet de détecter et de localiser les disques intervertébraux malades.

Le rachis lombaire est constitué de cinq (5) vertèbres de **L1** jusqu'à **L5**, et de disques intervertébraux **L1-L2** jusqu'à **L5-S1**.

Lorsqu'il y a une pathologie au niveau du disque, ce dernier risque de ne pas apparaître dans notre segmentation car sa texture et sa densité changent, et son niveau de gris sera proche de celui des vertèbres. Ceci nous a permis de faire une première analyse pour détecter les disques malades.

L'analyse a été faite d'après l'algorithme suivant :

- calcul des distances **dn** entre les disques intervertébraux,
- calcul de la moyenne de ces distances **dm** = $\sum dn/n$,
- comparaison des distances **dn** avec la moyenne **dm**, si il y a absence de disque, nous effectuons un flash sur ce dernier, en affichant le cadre qui le contient.

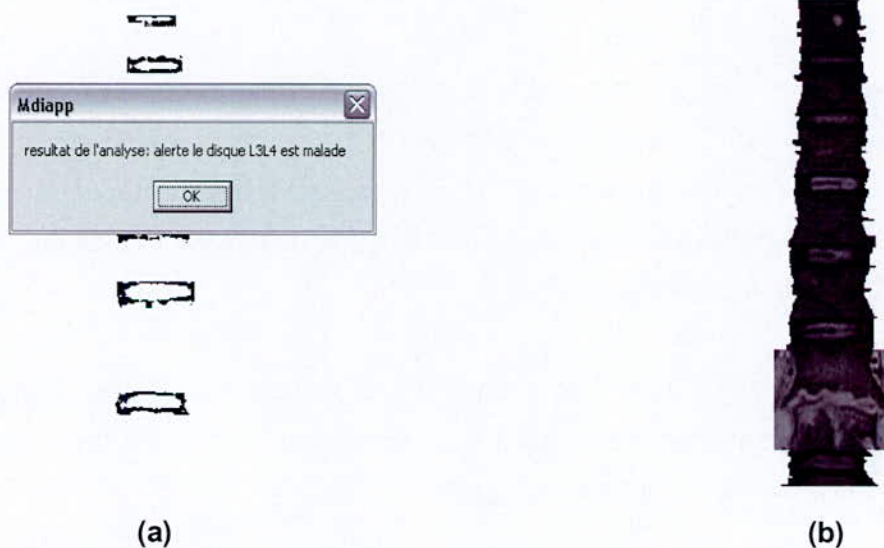


Figure 5 - 17 Analyse d'un rachis présentant une anomalie:

a) Localisation du disque malade

b) Affichage du disque malade

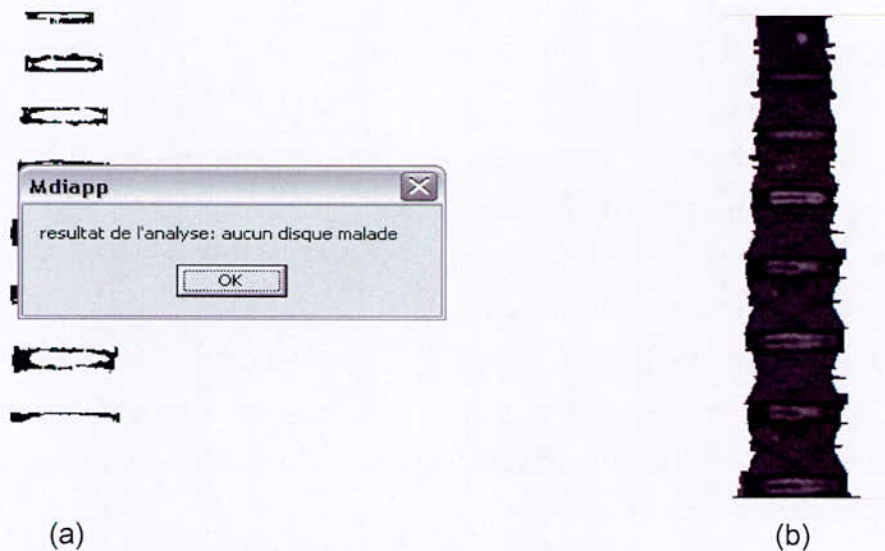


Figure 5 - 18 Analyse d'un rachis sain

a) Absence de disque malade **b) Visualisation du rachis sain**

V – 6- Description du logiciel :

L'expansion de l'environnement WINDOWS a offert à l'utilisateur un ensemble d'outils performants et faciles d'emploi.

Notre logiciel a été réalisé grâce à l'outil de programmation Builder C++ version 5 sous environnement Windows XP. Le choix du langage est justifié par la souplesse et la simplicité avec laquelle celui-ci supporte la programmation orientée objet, et par le besoin d'un environnement de programmation évolué, permettant une description rapide des algorithmes en POO (Programmation Orientée Objet).

C'est une application MDI (Multiple Document Interface) offrant à l'utilisateur la possibilité de visualiser plusieurs images en même temps. La présence d'un menu bien aménagé, et d'une barre à outils, facilite l'utilisation du logiciel.

Dans ce qui suit nous présenterons la fenêtre principale de l'application et les menus secondaires avec leurs différentes opérations.

V – 6 - 1 description de l'application :

L'interface du logiciel est présentée ci-dessous par la figure suivante :

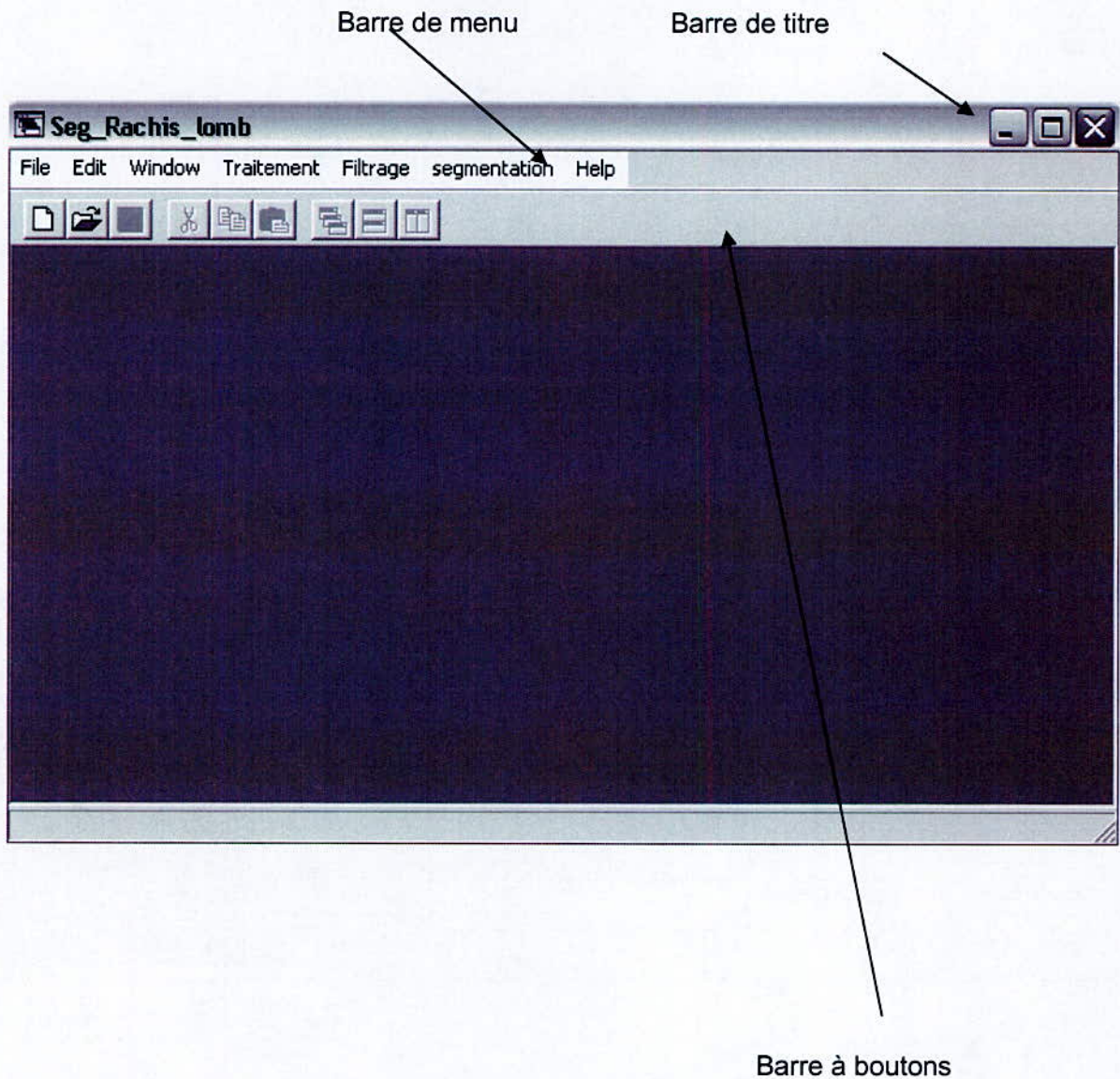
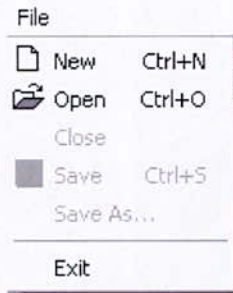


Figure 5 -19 L'interface du logiciel

➤ **La barre des menus :**

C'est une barre contenant des articles que l'on peut sélectionner à partir de la souris. L'activation d'un article fait appel soit à une fonction, soit à une boîte de dialogue.

- **Menu File :**



- **Commande Ouvrir (Open) :**

A l'exécution de cette commande une boîte de sélection apparaît permettant à l'utilisateur de choisir le nom du fichier image, d'extension (*.bmp), à ouvrir.

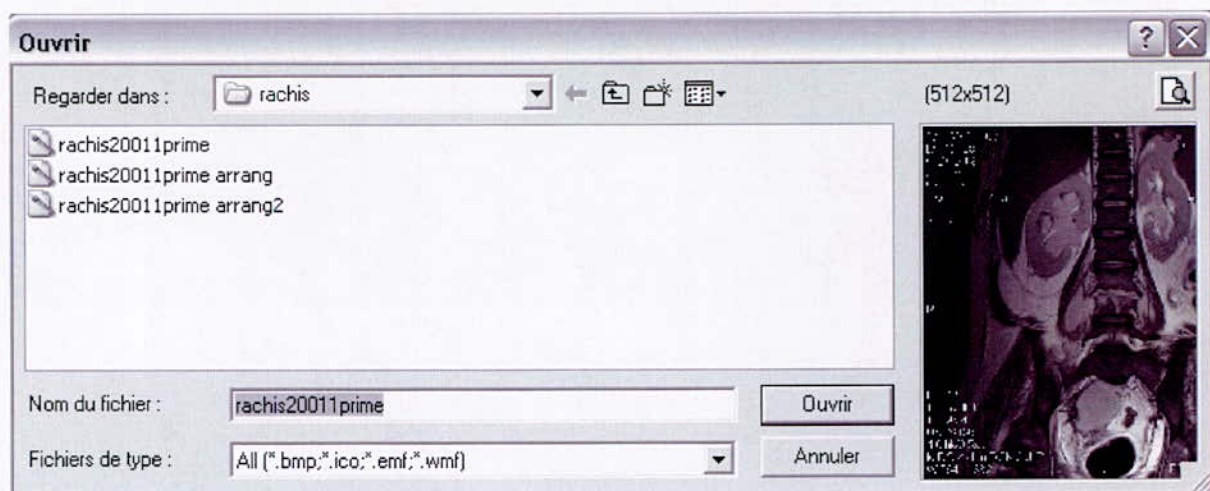


Figure 5 - 20 Boîte de dialogue pour ouvrir

- **Commande Enregistrer Sous (Save as) :**

A l'exécution de cette commande une boîte de sélection apparaît permettant à l'utilisateur de sauvegarder l'image qui se trouve dans la fenêtre active, sous un autre nom de fichier.

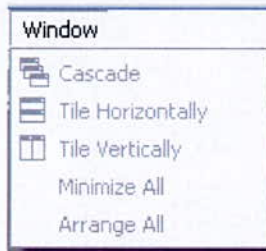
- **Commande Enregistrer (Save):**

A l'exécution de cette commande une boîte de sélection apparaît permettant à l'utilisateur de sauvegarder l'image qui se trouve dans la fenêtre active.

- **Commande Quitter (Exit) :**

Cette commande permet de mettre fin à l'application.

- **Menu Window :**



Grâce à ce menu, on peut choisir la manière d'afficher nos différentes fenêtres en cascade, en mosaïque ou les réduire.

- **Menu Prétraitement :**



- **Commande Niveaux de gris :**

Après avoir ouvert notre image, elle peut être en couleurs, on lui applique cette commande pour la rendre en niveaux de gris.

- **Commande Histogramme :**

Cette commande calcule l'histogramme des niveaux de gris.

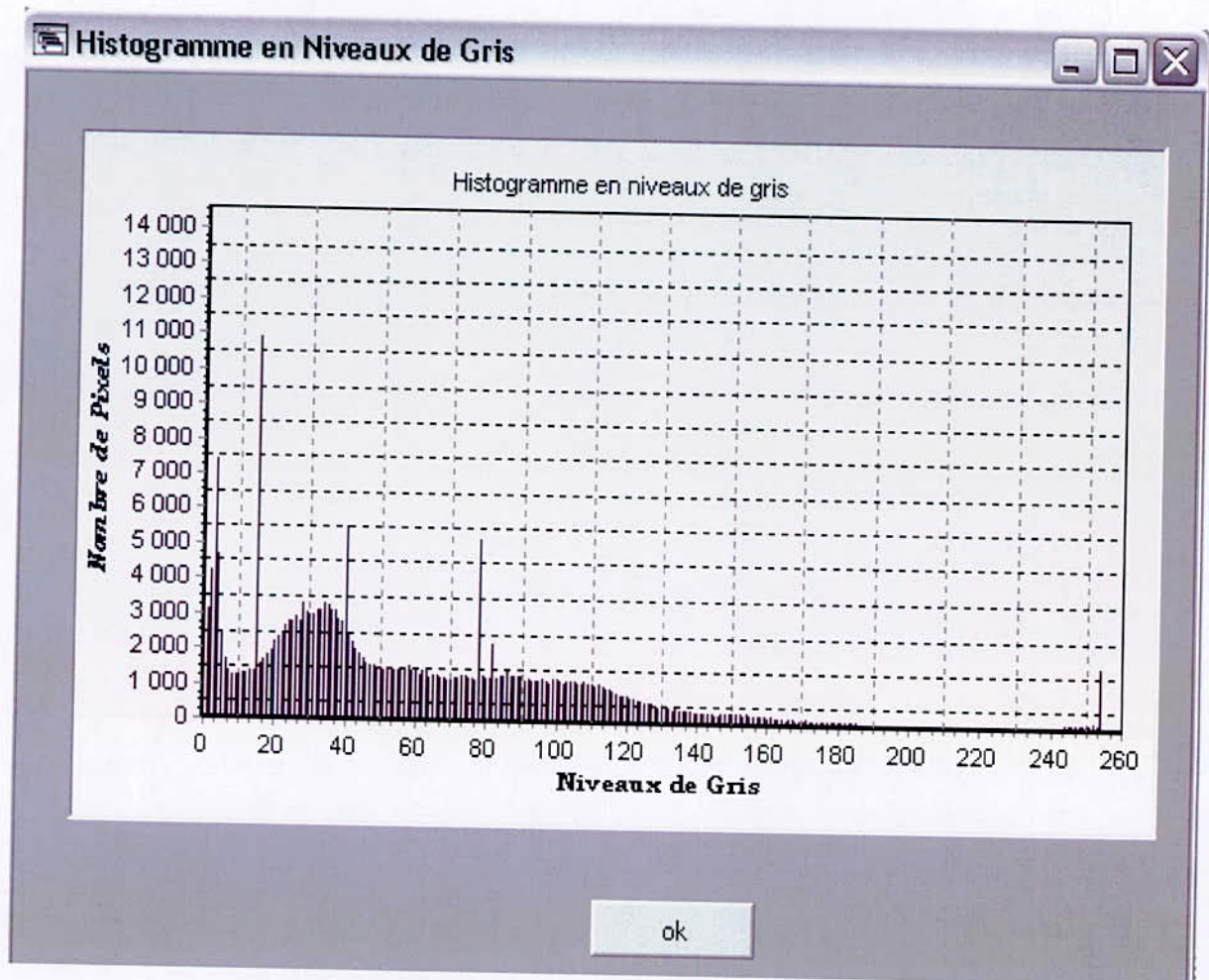


Figure 5 - 21 : L'histogramme des niveaux de gris

- **Commande Binarisation :**

La binarisation est l'étape qui consiste à transformer l'image en seulement deux niveaux de gris le blanc et le noir et ceci se fait par un calcul automatique du seuil ou bien manuellement. Le choix de la méthode de calcul se fait grâce à la boîte de dialogue présentée ci-dessous :

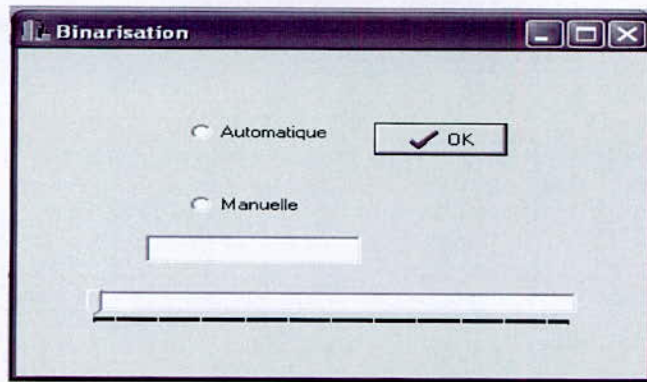


Figure 5 - 22 boîte de dialogue pour la binarisation

- **Commande inversion :**

Cette commande fait l'inversion de l'image en niveaux de gris.

- **Commande inversion N/B :**

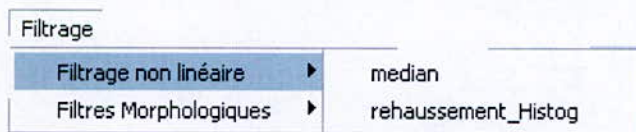
Cette commande fait l'inversion de l'image en noir et blanc.

- **Menu Filtrage:**

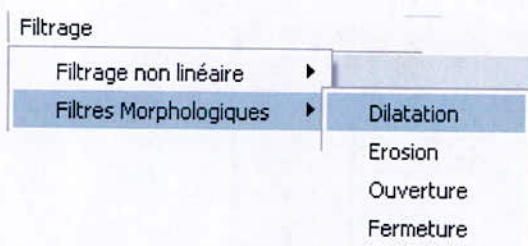
Ce menu se compose de deux sous menus déroulants : le filtre non linéaire et les filtres morphologiques.

- **Les filtres non linéaires :**

Nous avons implémenté le filtre médian et le rehaussement de l'histogramme pour éliminer le bruit dans l'image et améliorer son contraste.

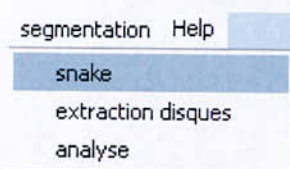


- **Les Filtres morphologiques :**



- **Menu Segmentation :**

Ce menu contient la commande extraction des disques, et la commande analyse.



- **La commande extraction des disques :**

Cette commande permet d'extraire les anneaux des disques intervertébraux.

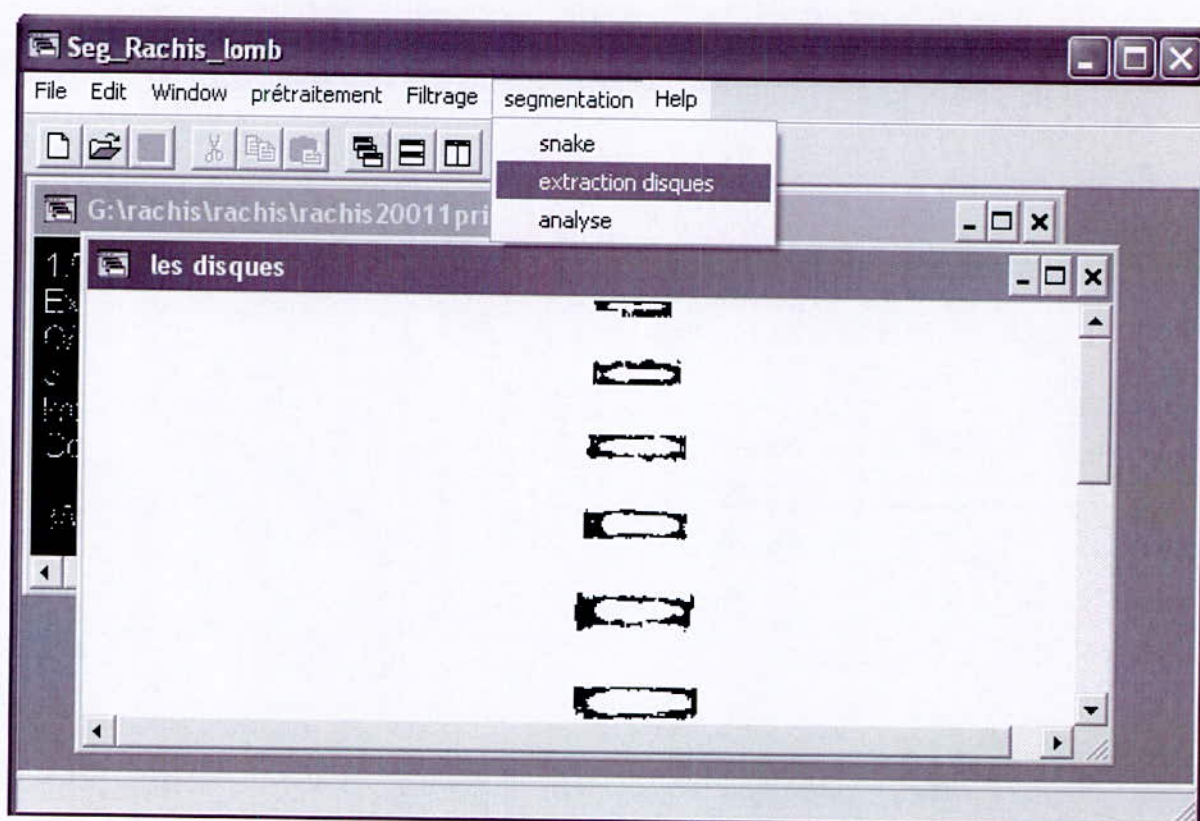


Figure 5 – 23 L'extraction des disques intervertébraux

- La commande Analyse :

Cette commande extrait le rachis de l'image et affiche une boîte de dialogue qui donne une première analyse des disques.



Figure 5 – 24 Boîte de dialogue de l'analyse



Figure 5 – 25 Le rachis avec en évidence la partie malade

- **Menu Help :**

La commande about donne des informations sur le logiciel.

Help



Figure 5 – 26 La boîte de dialogue de l'aide

Nous avons utilisé le builder C++, c'est un outil puissant et très agréable à l'utilisation. Nous avons exploité les fonctionnalités offertes par la programmation orientée objet Builder afin de concevoir une interface conviviale et souple pour l'utilisateur. Ainsi, nous avons utilisé des fenêtres, des boîtes de dialogues, et des boîtes d'édition

V – 7 Conclusion :

A travers ce chapitre nous avons effectué en plus de l'extraction du rachis lombaire, une première analyse de ses disques. Pour se faire il nous a fallu procéder au préalable à une extraction des disques par binarisation, filtrage morphologique (Ouverture) et étiquetage. L'extraction des disques a été suivie par l'extraction du rachis en procédant à la détection du contour du corps vertébral. Nous avons ainsi pu établir une première analyse des disques.

Conclusion générale

Conclusion générale

Depuis la naissance des techniques radiologiques dans les années 1860, plusieurs méthodes ont été mises au point, les plus fréquentes sont basées sur l'utilisation des rayons X, ultrasons et champs magnétiques, l'une des méthodes récentes d'imagerie médicale est l'IRM, cette technique permet l'exploration d'un organe dans plusieurs plans avec différents contrastes.

L'imagerie par résonance magnétique est l'une des méthodes les plus utilisées pour l'exploration du rachis (colonne vertébrale), ceci avec plusieurs coupes et dans différents plans de l'espace. A cet effet, il s'est avéré souhaitable, et même nécessaire de disposer d'outils d'aide au diagnostic.

La segmentation est l'étape la plus importante dans un système de traitement d'images, car c'est l'étape qui permet d'isoler les différentes entités qui composent une image et ceci conditionnant fortement la qualité de l'interprétation et l'analyse.

Il n'y a pas de solution générale au problème de segmentation, mais plutôt un ensemble d'outils mathématiques et algorithmiques, que l'on peut combiner ensemble pour résoudre des problèmes spécifiques.

A travers notre travail, nous avons proposé deux approches de segmentation du rachis lombaire sur des images de résonance magnétique dans le plan frontal, le but étant d'extraire le rachis de l'image afin de le segmenter pour distinguer ses corps vertébraux et ses disques intervertébraux.

Dans la première approche, pour la segmentation des disques intervertébraux nous nous sommes basés sur la morphologie mathématique et la segmentation en partie connexe par étiquetage ; nous avons utilisé après une binarisation automatique, dont le seuil a été calculé à partir de l'histogramme des niveaux de gris, le filtre ouverture et un étiquetage en parties connexes, pour effectuer un masquage avec l'image binarisée afin d'extraire les anneaux des disques intervertébraux.

Pour l'extraction des vertèbres nous avons utilisé la détection de contours, ceci appliqué pour chaque vertèbre, par une méthode semi-automatique qui consiste en la détection d'une grande différence dans le niveau de gris d'un pixel avec ses voisins.

Nous avons aussi effectué une première analyse des disques lombaires qui permet de détecter les disques malades, et de les localiser.

Cette méthode de segmentation nous a donné un premier résultat, néanmoins ceci reste une segmentation pour un seul type d'image ; de ce fait il nous a paru judicieux de prospecter une autre méthode de segmentation et ceci par les contours actifs (snake).

La segmentation par les snakes est applicable pour différentes pondérations des images IRM, néanmoins l'étape d'initialisation et la convergence du snake représentent des inconvénients de cette méthode.

En perspectives, nous proposons d'étendre la segmentation dans les différents plans, ce qui peut mener à une segmentation en 3D. Pour l'analyse il serait intéressant d'extraire plus de critères morphologiques de chaque disque pour une meilleure décision.

Références

- [1] J.M. Salotti, « Gestion des informations dans les premières étapes de la vision par ordinateur », Thèse de doctorat de l'Institut National Polytechnique de Grenoble, France, Janvier 1994.
- [2] I. Bloch, Y. Gousseau, H. Maitre, D. Matignon, B. Pesquet-Popescu, F. Schmitt, M. Sigelle, F. Tupin, « le traitement des images », tome 1, polycopié du cours ANIM, Département TSI- Télécom –Paris, France, version 5.0, 2004.
- [3] I. Bloch, Y. Gousseau, H. Maitre, D. Matignon, B. Pesquet-Popescu, F. Schmitt, M. Sigelle, F. Tupin, « le traitement des images », tome 2, polycopié du cours ANIM, Département TSI- Télécom –Paris, France, version 5.0, 2004.
- [4] R.M. Haralick and L.G. Shapiro, Survey: «Image segmentation Techniques», Computer Vision, Graphics and Image Processing, Vol°29, pp: 100-132, 1985.
- [5] K.S. Fu & J.K. Mui, « A survey on image segmentation, Pattern Recognition», Vol°13, pp:3-16, 1981.
- [6] Joan S. Weszka, «A survey of Threshold Selection Techniques», Computer Graphics and Image Processing, Vol° 7, pp: 259-265, 1978.
- [7] J.P Cocquerez S. philipp, «analyse d'images : filtrage et segmentation», ed Masson,France, 1995
- [8] C. Garbay, «Image Structure Representation and Processing : A discussion of Some Segmentation Methods in Cytology», IEEE Transactions on Pattern and Machine Intelligence, Vol° 8, N° 2, pp: 140-146, Mars 1986.
- [9] Rafael C. Gonzalez, «Digital Image Processing», second edition, Addison Wesley, 1987.
- [10] N. Lassouaoui, L. Hamami, «Segmentation des Images de Cellules Biologiques par une Approche Multifractale», 9^{ième} Conférence Internationale sur le Traitement d'Information et Gestion d'Incertitudes dans les systèmes à Base de Connaissance IPMU' 2002, Vol°3, pp: 2005-2011, July 2002, France.
- [11] N. Lassouaoui, L. Hamami, « Brain Image Segmentation using mathematical morphology», 2nd IASTED International Conference on Visualization Imaging, and Image Processing VIIP'2002, pp: 318-323, September 2002, Spain.
- [12] projet de MBAI, Magali Motlik, «détection de contours par snakes sur images en couleur», 1999.
- [13] C. CAVARO-MENARD, DEA signaux et images en biologie et médecine, «traitement d'images», LISA, université d'Angers, 2001.

- [14] V. Bismuth, M. Belery, «Feuillets de radiologie», Masson, 1992.
- [15] P. M. Tardif, «segmentation d'une séquence d'IRM», rapport pré doctorat, faculté des sciences et de Génie, département de génie électrique et génie informatique, université LAVAL, 1997.
- [16] Jeremy Michael Nett . «the study of MS using MIR, image processing , and visualisation», Master of engineering, university of Louisville,2001,
- [17] M.Cyril Jaggi, «traitement du signal et des images, segmentation par méthode markovienne de l'encéphale humain en imagerie par résonance magnétique : théorie, mise en œuvre et évaluation», thèse de doctorat, université de CAEN.
- [18] J.Michael, «The study MS using MRI image processing, and visualization», Master of engineering, University of Lonisville,2000.
- [19] M.S. Langlois, «Analyse et correction des distorsions en imagerie par résonance magnétique», Doctorat, Université de CAEN, 2002.
- [20] J.L. Michel, A. Lhoste-Trouillon, «Anatomie radiologique de la colonne vertébrale», Hôpital G.Monpied, 1998.
- [21] M.Bochu, hospital E.Herriot «les principales pathologies du rachis», Lyon 1995
- [22] P. Halimi, H. Nahum, D.Doyon, « Imagerie de la moelle et du rachis», FLAMMARION MEDECINE-SCIENCES, 1992.
- [23] Manelfe C, » Imagerie du Rachis et de la Moelle. Scanner. IRM. Ultrasons». Vigot, Paris, 1989 : 801 pages
- [24] Manelfe C, Halimi Ph, Francke JP, Rabirchong P, «Anatomie comparative, scanner et IRM du rachis et de la moelle». 1990 SFR Cours de Perfectionnement post-universitaire
- [25] Bogduk N, Twomey LT, « Clinical anatomy of the lumbar spine». Churchill Livingstone edit., sd Edition, 197 p., Melbourne 1991
- [26] Dietemann JL, « Imagerie du rachis lombaire». 1995 Masson
- [27] Laredo SD, Bard M, « Scanner du rachis lombaire». 1988 Masson
- [28] K.Benbouzid , Z.Chaib Draa, «Réalisation et mise aux points d'un système d'aide au diagnostic pour dépistage du cancer du col utérin»., Mémoire du PFE, USTHB/ENP, 2003.
- [29] S. Beladjal , A . M. Salhi, «Système d'aide aux médecins à la détection des lésions cérébrales», Mémoire du PFE, USTHB/ENP,Alger,Algérie, 2003
- [30] B. Oussena, A.Moussaoui, S.Mekki, «Traitement des images thoraciques pour l'aide au diagnostique», 1997.
- [31] Gautier Laurent, «aide à la décision d'images par la théorie des croyances, application aux séquences d'images IRM du rachis lombaires», thèse HDR, 2001 à Calais

Annexe

Annexe

Notions fondamentales:

1 Représentation des images :

Pour une représentation convenable, on peut stocker l'image dans un fichier.

Ce dernier se compose de deux parties : l'entête et l'image elle-même.

Dans l'entête, on retrouve les informations générales de l'image (hauteur, largeur, nombre de couleurs utilisées).

Il existe un nombre important de formats de fichier images ; le plus utilisé est le bitmap ; il prend beaucoup de place mais est plus simple à utiliser par rapport au format JPEG qui est compressé.

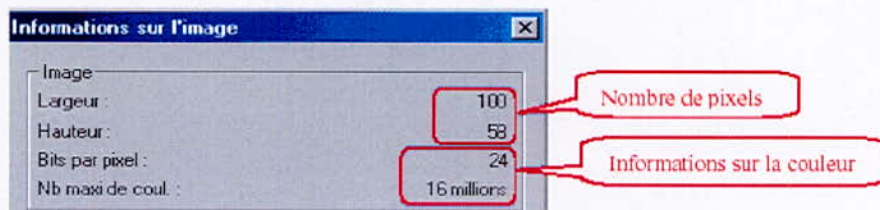


Figure A -1: Représentation des attributs d'une image

2 caractéristiques d'une image numérique :

L'image est un ensemble structuré d'informations caractérisé par les paramètres suivants :

- Le pixel :

C'est la plus petite valeur (composante) d'une image. Il peut être noir, blanc ou d'une autre couleur appartenant aux niveaux intermédiaires. En général, le noir est noté 0 et le blanc 0X00FFFFFF.

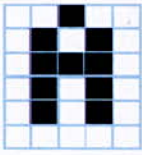


Figure A-2 : Représentation schématique du pixel

○ **Le niveau de gris :**

C'est la valeur de l'intensité lumineuse en un point pour représenter une image en niveaux de gris. On donne à chaque pixel de l'image une valeur correspondant à la quantité de lumière renvoyée.

○ **Le voisinage d'un Pixel :**

Le voisinage d'un pixel est composé de tous les pixels qui l'entourent immédiatement. Si p est un pixel d'une image D , alors le voisinage de p est le plus petit sous-ensemble de D qui contient p .

Dans une image numérique, on distingue deux types de connexités relatives au voisinage utilisé : la 4-connexité et la 8-connexité.

Le voisinage d'un pixel (i,j) est dit 4-connexe s'il est formé des quatre pixels de coordonnées spatiales $(i+1,j)$, $(i,j+1)$, $(i-1,j)$, $(i,j-1)$, et il est dit 8-connexe s'il est formé des pixels de coordonnées spatiales $(i+1,j)$, $(i,j+1)$, $(i-1,j)$, $(i,j-1)$, $(i+1,j-1)$, $(i+1,j+1)$, $(i-1,j+1)$, $(i-1,j-1)$.

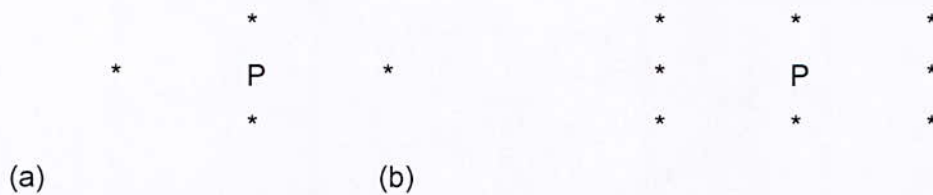


Figure A-3 : voisinage du pixel : (a) avec 4 éléments connexes, (b) avec 8 éléments connexe