

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud MAMMERY, Tizi-Ouzou



Faculté de Génie Electrique et d'Informatique
Département d'Automatique

Recueil de

P.V DE DELIBERATION

De Soutenances de Projets de Fin d'Etudes
D'Ingénieurs

Promotion 2009

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud MAMMERY, Tizi-Ouzou



Faculté de Génie Electrique et d'Informatique
Département d'Automatique

Mémoire de Fin d'Etudes

En vue de l'obtention du diplôme

D'Ingénieur d'Etat en Automatique

Thème

**MÉTHODES D'INITIALISATION DES CONTOURS
ACTIFS POUR LA DÉTECTION DE TUMEURS
DANS DES IMAGES IRM**

Proposé par : M^{elle} CHILALI Ouardia

Présenté par :
M^{elle} ZEKRINI Fatima

Dirigé par : M^{elle} CHILALI Ouardia
M^r SENOUCI Faycel

Soutenu le : 08 /07 /2010

Promotion 2010

Ce travail a été préparé à l'université Mouloud MAMMERY, Département Automatique.

A l'attention des Etudiants de fin de Cycle
(5^{ème} Année, Master 2, Licence Professionnelle)

Concernant les projets de fin d'études :

- 1) Le prototype de la page de garde est disponible au département
- 2) Les mémoires doivent être tirés obligatoirement en recto-verso.
- 3) Les mémoires doivent être déposés au département une semaine au moins avant la soutenance,
- 4) Le mémoire définitif, doit être remis au département en PDF sur CD, après correction,
- 5) Les soutenances peuvent commencer à partir du dimanche 20 Juin 2010,
- 6) Un « service d'ordre » doit être mis en place le jour de la soutenance par les concernés afin d'assurer le bon déroulement de l'exposé. Dans le cas de perturbation la soutenance sera reportée à une date ultérieure.

Concernant la réception,

Il est préférable et souhaitable d'organiser le mercredi 14 juillet une réception globale pour tous les étudiants de fin de cycle qui ont soutenu avec la présence de l'ensemble des enseignants du département.

Le Chef de Département d'Automatique



REMERCIEMENTS REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier le tout puissant de m'avoir donné le courage, la patience et le pouvoir d'achever ce travail. Qu'Allah répande ses bénédictions sur notre prophète Mohamed (qsssl), sur sa famille et sur ses compagnons et qu'il leur accorde le salut.

J'exprime ma profonde gratitude et mon sincère remerciement à toute personne qui a contribué de près ou de loin à la réalisation de ce mémoire, soit par leur soutien moral, leurs encouragements ou par leur apport scientifique, et plus particulièrement :

- ❖ A mes meilleurs encadreurs M^{elle} CHILALI Ouardia (Karima) et M^r SENOUCI Faycel, pour leurs prises en charge, leurs disponibilités, leurs précieux conseils, leurs suivis et leurs Assistance pour la concrétisation de ce mémoire.**
- ❖ Au D^r MAHMOUDI Said, M^r TRIKI Lounes, M^{elle} MERRAD Farida, ainsi qu'à tout le personnel du centre d'imagerie médicale D^r MAHMOUDI.**
- ❖ Aux membres de jury d'avoir accepter de juger mon travail.**
- ❖ Tous les enseignants de la Faculté de Génie Electrique et d'Informatique, Département d'Automatique de l'université de Mouloud MAMMERRI, qui m'ont encouragés et guidés tout au long de mon cursus de formation.**
- ❖ Au personnel de *NAFTAL*.**


Enfin, un grand merci à nos familles, parents, frères et sœurs.





DEDICACES

Rien n'est aussi beau à offrir que le fruit d'un label qu'on dédie du fond du cœur à ceux qu'on aime et qu'on remercie en exprimant notre gratitude et notre reconnaissance durant toute notre existence.

- ❖ Je dédie cet humble travail à toutes les personnes qui me sont chères. Ma pensée va d'abord à mes tendres et très chers parents qui m'ont enveloppé de tendresse et d'attention, qui m'ont soutenue dans mes peines et mes joies et m'ont poussé à aller jusqu'au bout.*
 - ❖ A la mémoire de mes grands-parents.*
 - ❖ A mes adorables sœurs : «NADIA et son époux» et « DJEDJIGUA ».*
 - ❖ A mes adorables frères «FARID», « KARIM », «ACHOUR» et « SMAIL».*
 - ❖ Et surtout a mes adorables amis «NASSIMA, NACERA, GHANIA, WARIDA ET leurs familles » et « FARRODJA et son époux».*
 - ❖ A mon Neveu : « YANICE ».*
 - ❖ A tous mes cousins et cousines.*
 - ❖ A tous mes collègues d'études.*
 - ❖ Enfin, ce travail je le dédie aussi à tous ceux qui me sont chers.*
- 

SOMMAIRE

Introduction générale.....	1
----------------------------	---

CHAPITRE I ***Imagerie par Résonance Magnétique***

I.1 Introduction.....	3
I.2 Définition de l'IRM	3
I.3 Apparielage de l'IRM.....	4
I.3.1 Aimant principale	4
I.3.2 Bobine de gradient.....	6
I.3.3 Les antennes.....	6
I.3.4 Autres constituant	8
I.4 Principe de l'IRM	8
I.5 Plan de coupe	10
I.6 Caractéristiques de la qualité de l'image.....	12
I.7 Produit de contraste utilisé en l'IRM.....	14
I.8 Exemple d'un examenIRM	15
I.9 Conclusion	19

CHAPITRE II ***Les méthodes de Contours actifs***

II.1 Introduction	20
II.2 Définition du contours actifs	20
II.3 Principe des contours actifs	20
II.4 Type de contours actifs	22
II.5 Méthodes d'initialisation des contours actifs.....	22
II.5.1 Initialisation manuelle.....	23
II.5.2 Initialisation quasi-automatique.....	23
II.5.3 Initialisation automatique.....	26
II.6 Conclusion.....	29

CHAPITRE III ***Approche adoptée***

III.1 Introduction.....	30
III.2 Langage de programmation.....	30
III.3 Approche adoptée	30
III.3.1 Initialisation manuelle	31

SOMMAIRE

III.3.2 Initialisation par le choix de seuil.....	31
III.3.3 Initialisation PIG	35
III.4 Conclusion	38

CHAPITRE IV

Tests et résultats

IV.1 Introduction.....	39
IV.2 Application de l'approche sur l'image test	39
IV.2.1 Initialisation manuelle	40
IV.2.2 Initialisation quasi-automatique.....	41
IV.2.3 Initialisation automatique	42
IV.2.4 Interprétation des résultats.....	43
IV.3 Application de l'approche sur une image IRM.....	43
IV.3.1 Détection de tumeurs médullaire	44
IV.3.2 Initialisation manuelle	44
IV.3.3 Initialisation quasi-automatique.....	47
IV.3.4 Initialisation automatique.....	49
IV.3.5 Interprétation des résultats.....	51
IV.4 Conclusion.....	51

Conclusion générale	52
---------------------------	----

Annexes

Bibliographie

Introduction générale

Le progrès des moyens informatiques et les techniques de traitement à permis d'ouvrir une voie de développement très prometteuse vers le traitement d'images, qui est l'une des grandes orientations de traitement de l'information. Le traitement d'images désigne, en informatique, l'ensemble des traitements automatisés qui permettent : soit de transformer des images (produire d'autres images) en corrigeant les dégradations subies depuis leur acquisition, soit d'extraire de l'information, permettant une interprétation visuelle ou automatique. Il s'agit donc d'un domaine très vaste qui trouve de plus en plus d'applications, notamment dans l'imagerie satellitaire, l'imagerie médicale, etc.

L'extraction des contours constitue une partie importante du traitement de l'image. Cette opération permet d'identifier les frontières des différents objets constituant l'image. Il est souvent évident, pour n'importe lequel d'entre nous, de dessiner les bords d'un objet dans une image. En revanche, dans toute sa généralité, cette détection est très difficile à réaliser automatiquement par des moyens informatiques. C'est un paradoxe bien connu du traitement d'image où, les tâches que l'homme réalise manuellement sont souvent les plus difficiles à automatiser.

Plusieurs méthodes sont proposées dans la littérature permettant la détection des contours. Récemment, de nouvelles approches, regroupées sous le nom des contours actifs, sont émergées comme un outil puissant et populaire en traitement d'images, en général. Il existe plusieurs types de contours actifs présentant chacun, comme tout autre outil de traitement d'images, des avantages mais aussi des inconvénients. En effet, l'inconvénient majeur des contours actifs est, sans doute, leur initialisation qui doit être proche du contour réel. Cette exigence a ouvert plusieurs voies de recherche.

L'objectif de ce mémoire est d'étudier et comparer plusieurs méthodes d'initialisation de contours actifs. Les méthodes d'initialisation sont réparties en trois familles : manuelle,

quasi-automatique et automatique. Nous allons appliquer une approche de chaque famille, pour détecter les contours d'une tumeur dans une image IRM.

Pour cela, le présent mémoire est organisé comme suite :

- Le **premier chapitre** est dédié aux généralités sur les IRM portant sur la définition, le principe et les types des IRM. Nous aborderons les images IRM et nous terminerons par un exemple d'examen IRM.
- Le modèle de contour actif fera l'objet du **deuxième chapitre**. Nous définirons les contours actifs, évoquerons quelques modèles et présenterons les différentes méthodes d'initialisation des contours actifs.
- Le **troisième chapitre** exposera l'approche automatique d'initialisation adoptée. Il survolera, aussi, les deux autres approches, en l'occurrence: manuelle et quasi-automatique.
- Le **dernier chapitre** sera destiné aux tests et résultats d'application des différentes méthodes.

Le mémoire s'achèvera par une conclusion générale.

I.1 Introduction

La scannographie a beaucoup contribué à poser un diagnostic pour telle pathologie, mais les radiations restent toujours un inconvénient de risque d'atteinte tissulaire. C'est pour cela que les ingénieurs d'application en imagerie médicale ont pensé à créer l'imagerie par résonance magnétique (IRM), qui n'utilise pas les Rayon X, mais exploite les propriétés magnétiques des noyaux atomiques. D'ailleurs, ce phénomène de la résonance magnétique nucléaire a été décrit, initialement et dans la même année (1946), par deux équipes : *Bloch* à *Sandford* et *Purcell* à *Harvard*. Pour leur découverte ils furent récompensés par le prix Nobel en 1952.

Nous allons consacrer ce chapitre pour une étude, plus au moins détaillée, sur tout ce qui concerne l'IRM.

I.2 Définition de l'IRM [1]

L'IRM nous permet d'obtenir des images en coupes dans le plan axial, sagittal et coronal, des différents constituants de l'organisme.

Une IRM est un appareil qui ressemble a un scanner, mais celui ci ne porte pas une source de rayons X, mais il se base sur les propriétés magnétiques des noyaux atomiques a partir d'un champ magnétique, qui est produit par l'aimant principal. Cette aimantation intéresse les protons impairs (Annexe A). Les plus abondants dans l'organisme sont les protons d'hydrogène qui tournent sur eux-mêmes. Cela entraîne une aimantation microscopique appelée *spin*, qui est le vecteur qui représente l'axe de rotation du proton qui réagit comme un dipôle magnétique. Lorsque les protons sont soumis au champ magnétique qui doit être puissant, ils entrent en un mouvement rotatoire autour de l'axe, appelé le mouvement de *précession*, jusqu'à avoir la résonance (la fréquence de rotation de proton est égale a la fréquence d'onde radiofréquence (RF)) (Annexe A). Sous l'effet de cette onde (RF), les protons basculent d'un angle , généralement de 90° ou de 180°, par rapport à la magnétisation initiale(M_0). A l'arrêt de l'impulsion (RF), le retour à l'équilibre s'établit : il ya réduction rapide de moment magnétique transversal (MT) et repousse du moment longitudinal (ML). Pendant ce retour à l'équilibre, le proton continue à précesser et induire un signal d'induction libre qui est recueilli par les bobines de réception, puis transformé en signal électrique.

Il existe deux types pour l'IRM : IRM ouverte et IRM fermée et cette dernière est la conformation la plus répandue et la plus connue à l'heure actuelle. Il s'agit d'un tunnel de 60 cm de diamètre pour 2 m de long, pour les plus anciens, et 1,60 mètre de long pour les plus récents.

I.3 Appareillage d'IRM [1]

Elle dispose d'un cylindre dont la taille est suffisante pour qu'un patient puisse s'y glisser. Elle est constituée de plusieurs composants (Fig. I.1).

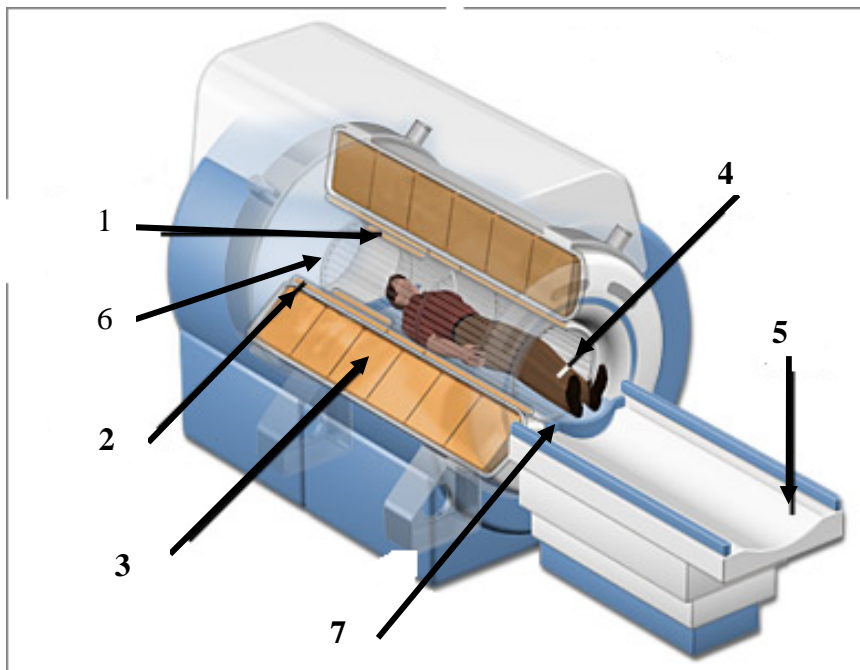


Fig. I.1 : la structure interne gauche de l'IRM :

1 : bobines de shim passive, 2 : cryostat, 3 : aimant principal, 4 : patient, 5 : table mobile, 6 : bobine de gradient, 7 : l'antenne corps.

I.3.1 Aimant principal

C'est l'élément de base. On le définit, simplement, comme un barreau suffisamment mobile avec une extrémité N, dirigée vers le pôle nord, et l'autre S, dirigée vers le pôle sud (Fig. I.2).

Il produit un champ statique (B_0) qui doit être intense et homogène. L'homogénéité du champ est assurée par des bobines additionnelles qu'on appelle bobine de *Shim*. Cette bobine de *Shim* se trouve sous deux formes : *Shim passive*, en ajoutant des plaques métalliques pour avoir un champ magnétique uniforme dans la sphère de mesure, et *Shim active*, en faisant circuler un courant électrique dans les bobines des gradients ou les bobines supplémentaires.

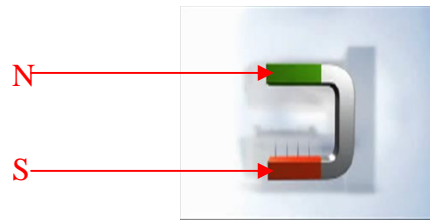


Fig. I.2 : un aimant avec un pôle nord (N), et un pôle sud (S).

Il existe trois types d'aimants :

- **Aimant permanent**, qui est constitué de grands blocs d'alliages ferromagnétiques. Il est caractérisé par un champ magnétique stable, ne nécessite pas une alimentation électrique et ne nécessite pas de réfrigération. Cependant, il se trouve qu'il est volumineux, possède un point élevé et un faible champ (0,2 à 0,3 Tesla).
- **Aimant résistif**, qui est constitué d'une bobine (ou un ensemble de bobines), parcourue par un courant électrique intense. Il est caractérisé par une possibilité de couper le champ sans aucun risque et par un champ homogène. Cependant, c'est un aimant à faible champ (il ne dépasse pas 0.3Tesla), il nécessite une alimentation électrique stable, il nécessite un système de refroidissement puissant et il est caractérisé par une perte par effet Joule (fort consommateur d'électricité). Pour rappel, la perte par effet de Joule (P) est donnée par l'équation :

$$P = R * I^2 \quad (\text{I.1})$$

Avec : R , la résistance électrique de la bobine et I , le courant électrique. Pour minimiser ces pertes par effet Joule, il faut agir sur la résistance de la bobine :

$$R = R_0 * (1 + CT) \quad (\text{I.2})$$

Avec : R_0 , la résistance électrique à 0°C , C est une constante positive et T la température en $^\circ\text{C}$. Ainsi, la perte est minimale lorsque R tend vers 0, on aura alors un bon conducteur. Si $R = 0$, on dit qu'on a un *supraconducteur*. En effet, si $R = 0 \rightarrow 1 + CT = 0 \rightarrow T < 0 \rightarrow T = -269^\circ\text{C} = 4^\circ\text{K}$, avec $C = 3,71 \times 10^{-3}$, donc le seul élément chimique qui est liquide à -269°C est l'hélium.

- **Aimant supraconducteur** (Fig. I.3), qui est le plus répondeur. Il utilise le phénomène de *supraconduction*. Il est constitué de certains alliages (exemple : niobium - titane), qui ont la particularité de présenter une résistance électrique nulle à des températures proches de 0 absolu (T avoisinant -269°). Il est constitué d'une bobine *supraconductrice* et d'un *cryostat* (Fig. I.4) contenant de l'hélium liquide (à -269°) permettant, ainsi, de

maintenir la bobine à l'état *supraconducteur*. Il est caractérisé par une consommation électrique réduite et fournit un champ magnétique puissant. Cependant, il nécessite un système de refroidissement et consomme de l'hélium.

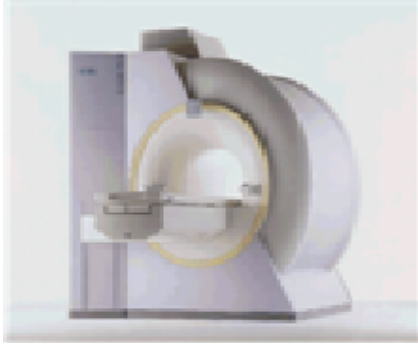


Fig. I.3 : un IRM avec aimant supraconducteur.

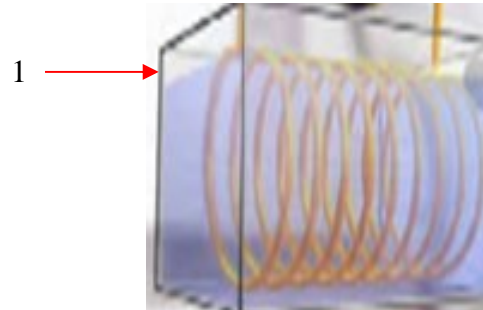


Fig. I.4 : un cryostat(1).

I.3.2 Bobines de gradients

Elles ont pour intérêt de réaliser des variations graduelles du champ magnétique dans l'espace (Fig. I.5) permettant le codage spatial des coupes. Il est à noter que pour chaque orientation des coupes dans l'espace, on doit disposer d'une paire de bobines de gradient : la 1^{ère} pour l'orientation des coupes et la 2^{ème} pour l'épaisseur des coupes [1].

Les bobines sont alimentées par un courant à cadence correspondant au type de séquences. Ainsi, l'opérateur agit sur les gradients en choisissant, sur la console, l'orientation et l'épaisseur des coupes.



Fig. I.5 : bobine de gradient.

I.3.3 Antennes

Elles sont utilisés pour l'émission des impulsions d'ondes radiofréquences (RF) et la réception du signal. On distingue deux types d'antennes.

- **Antennes de volume** (Fig. I.6) : ce type d'antennes est directement incorporé à l'aimant. Il est, le plus souvent, émetteur et récepteur du signal. Elles sont caractérisées par un signal homogène sur tout le volume exploré même en profondeur, mais avec un rapport signal /bruit (S/B) plus faible.

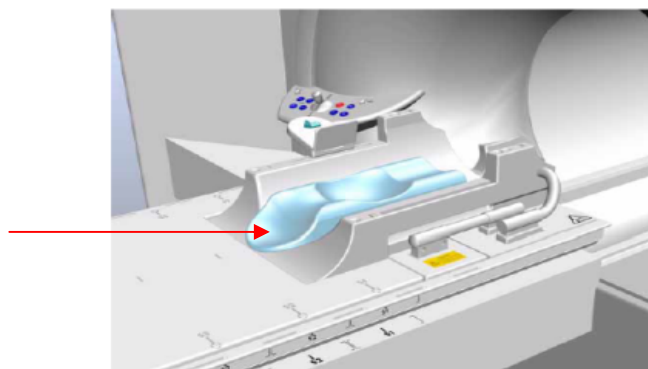
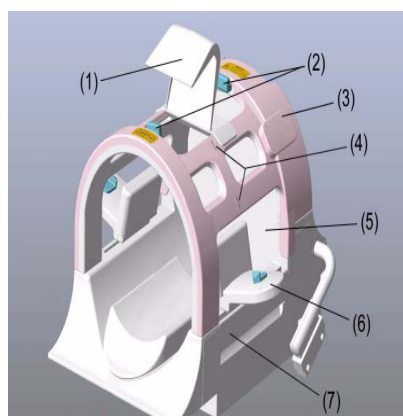


Fig. I.6 : antenne corps.

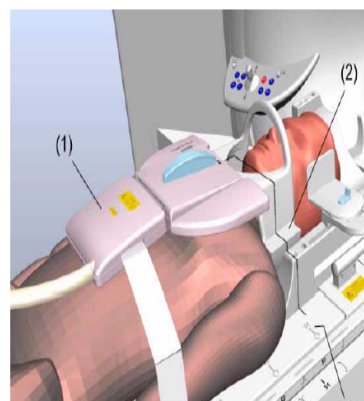
- **Antennes de surface** (Fig. I.7) : ce type d'antennes joue, uniquement, le rôle de récepteur du signal. L'émission des impulsions d'ondes radiofréquences (RF) est assurée par l'antenne corps. Ces antennes se mettent le plus près possible de la région concernée. Elles sont caractérisées par la réception d'un signal important du fait de la proximité des tissus qui l'émettent, par l'exploration limitée du volume particulièrement en profondeur et, aussi, par la diminution du bruit qui implique, alors, un rapport S/B élevé, ce qui permet d'utiliser un champ d'exploration plus petit et diminuer l'épaisseur des coupes. On aura, donc, l'augmentation de la résolution spatiale. Cependant, le rapport S/B élevé est obtenu par les antennes de surface de diamètre petit. En plus, le volume exploré est réduit cela engendre une réception d'un faible pourcentage de signaux.



- (1) Miroir (option)
- (2) Boutons de déverrouillage
- (3) Partie supérieure de l'antenne CP Head Array
- (4) Repère central
- (5) Réflecteur RF
- (6) Coussinets de serrage amovibles
- (7) Partie inférieure de l'antenne CP Head Array

(a)

(a)



Patient avec antenne cou en réseau CP en position

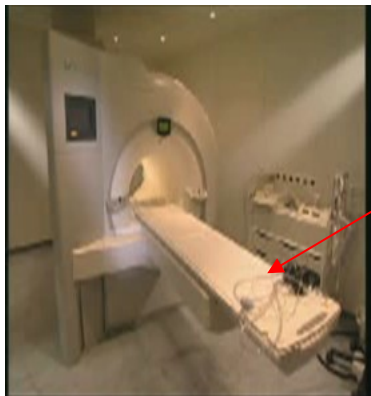
- (1) Boîtier électronique
- (2) Cale triangulaire
- (3) Repère de l'élément d'antenne S1

(b)

Fig. I.7 : les exemples des antennes de surface : a) antenne tête et b) antenne de rachis cervicale.

I.3.4 Autres constituants

Il existe d'autres organes de l'IRM (Fig. I.8), tels que : un lit d'examen motorisé (Fig. I.8.A). Une station informatique (elle est définie dans la section (I.4)), ((Fig. I.8.D). Une ou plusieurs consoles (elle est définie dans la section (I.4)), qui constituent les liens entre l'opérateur et l'appareil (Fig. I.8.E). Un reprographe (fixation de l'image sur le film). L'interphone entre l'opérateur et le patient (Fig. I.8.C). Le casque et les stoppes bruits, pour éviter le bruit du tunnel (Fig. I.8.B).



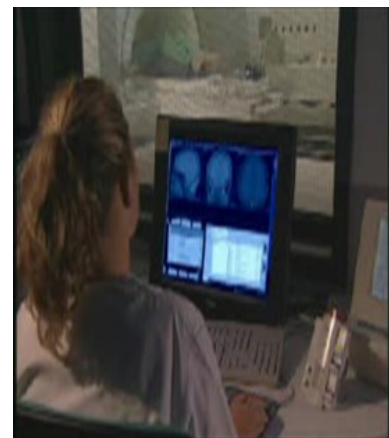
A : IRM avec un lit motorisé (1)



B : le casque(1), les stoppes bruits (2)



C : l'interphone.



D : station informatique.



E: constitution de la console.

Fig. I.8: les organes reliés à l'IRM.

I.4 Principe de l'IRM

Le principe de l'IRM peut être décomposé en trois étapes (Fig. I.13) (Pour plus de détails voir l'annexe A). En présence du champ magnétique statique (B_0), qui s'appelle aussi champ magnétique principal, les protons sont alignés selon ce champ : *c'est la polarisation*. La durée de l'impulsion d'onde radiofréquence (RF) détermine l'angle de basculement du proton : *c'est la phase d'excitation*. A la suite de l'impulsion, le proton basculé revient à son état initial : *c'est la relaxation* (elle se compose de relaxation longitudinale T1 et relaxation transversale T2) qui permet, grâce à ce mouvement, de réceptionner un signal. Pendant cette phase de relaxation, le proton émet un signal (très faible) qui est appelé signal de résonance magnétique nucléaire (RMN). Ce dernier est capté par l'antenne qui l'envoie vers la console. Celle-ci le transforme en image numérique qui est envoyée vers la station informatique, où elle est exploitée par un manipulateur en radiologie. Pour ce phénomène de RMN on utilise le spectromètre, qui est composé de trois parties essentielles :

- **La situation informatique** : elle est pilotée par un système opératif (Windows, linux etc.) où sont installés les logiciels nécessaires au spectromètre RMN. Elle permet de déterminer les fréquences, les temps et les autres paramètres nécessaires à l'analyse. Elle envoie des informations et réceptionne les données numériques du signal RMN, provenant de l'aimant supraconducteur.
- **La console** : c'est le cœur du système à qui sont reliés de nombreux câbles, allant ou venant de l'aimant. Elle relie l'ordinateur à l'aimant. C'est elle qui envoie les signaux d'excitation et reçoit les signaux de réception. C'est dans la console que se trouve tout le système électronique. Les informations sont émises et transmises au poste informatique par une liaison Ethernet.
- **Un aimant supraconducteur** : qu'on a vu et décrit à la section(I.3.1).

Enfin, ces informations enregistrées peuvent, ensuite, être exploitées par un manipulateur en radiologique.

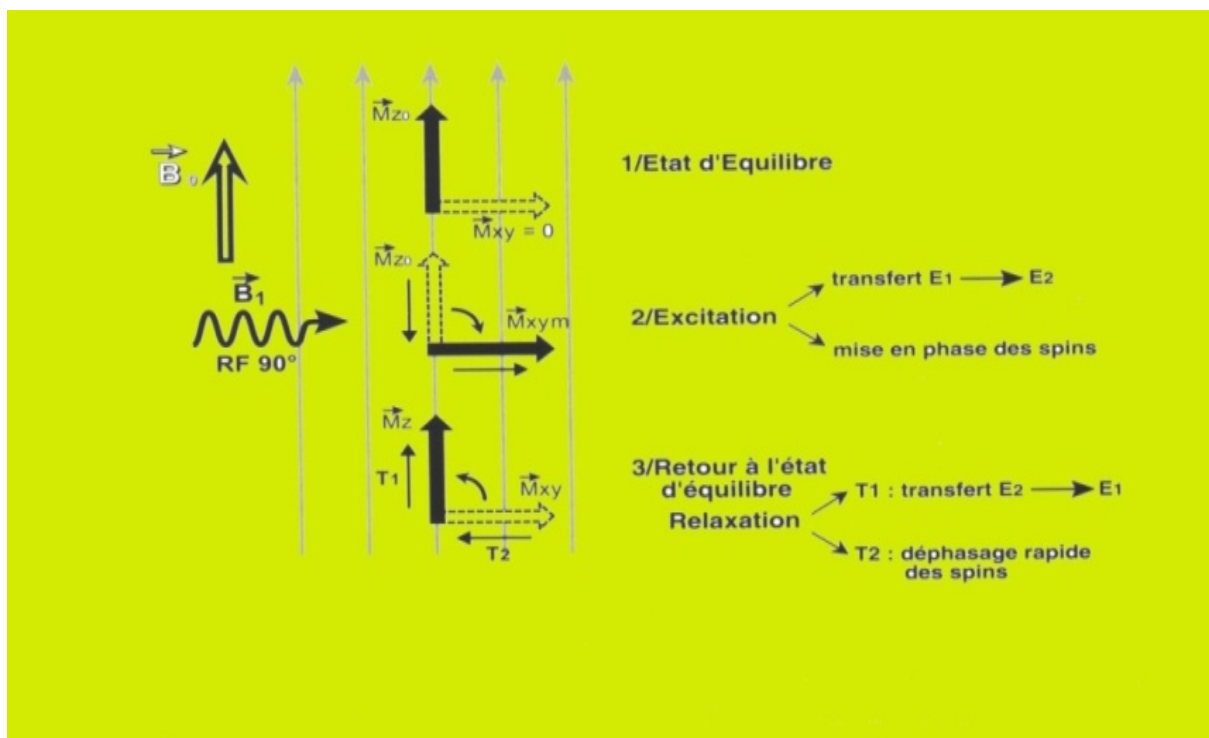


Fig. I.9 : le principe d'IRM d'après [1].

I.5 Plan de coupe

L'observation par des coupes, en deux dimensions, du cerveau (par exemple) peut être effectuée selon plusieurs angles de vue (Fig. I.10).

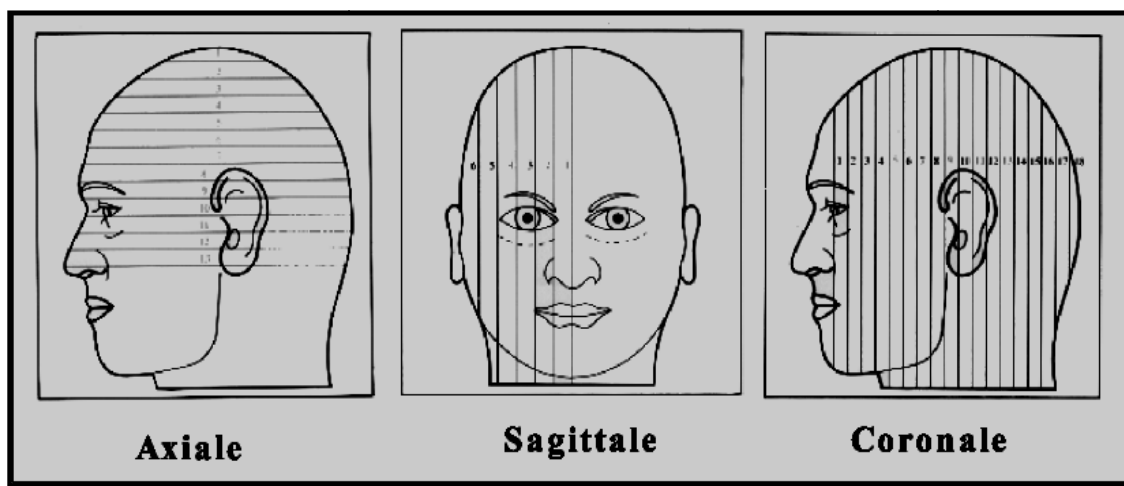


Fig. I.10: les plans de coupes en l'IRM (anti-commissure (axiale), bi-commissure (sagittale), post-commissure (coronale)).

1. **Coupes axiales** : Ces coupes correspondent à un plan commissure (Fig. I.11).
2. **Coupes sagittales** : Ces coupes sont prises dans des plans parallèles au plan inter-hémisphérique (c'est entre les deux demis sphères droite et gauche du cerveau), il s'agit des vues latérales du cerveau (Fig. I.12).
3. **Coupes coronales** : Ce sont des coupes perpendiculaires aux coupes axiales et

sagittales. Elles correspondent à des vues de face du cerveau (Fig. I.13)

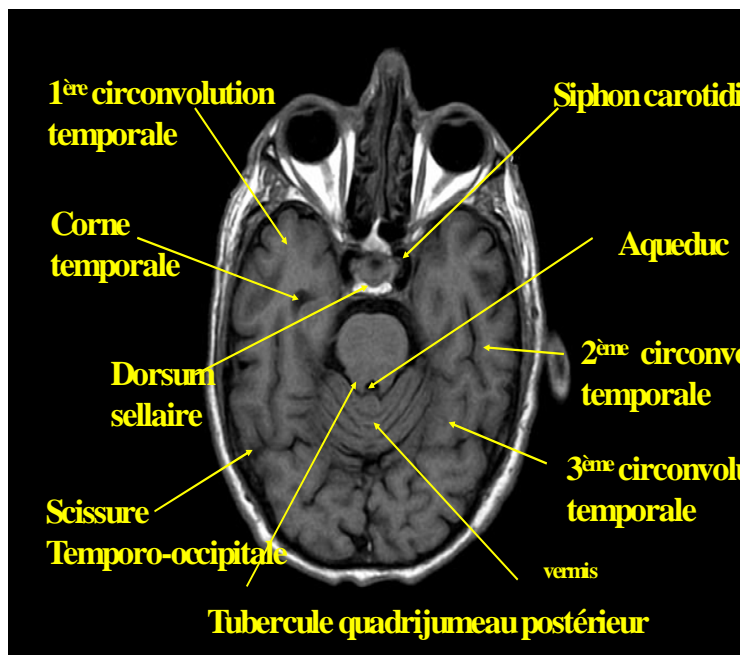


Fig. I.11 : image cérébrale en coupe axial, en pondération T1.

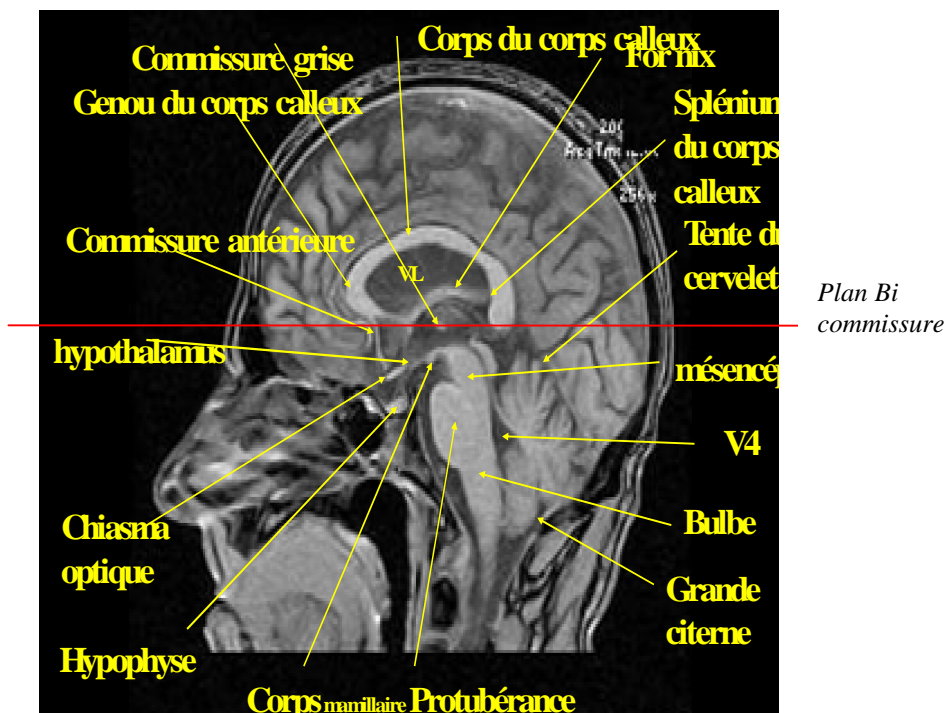


Fig. I.12: image cérébrale en coupe sagittale, en pondération T1.

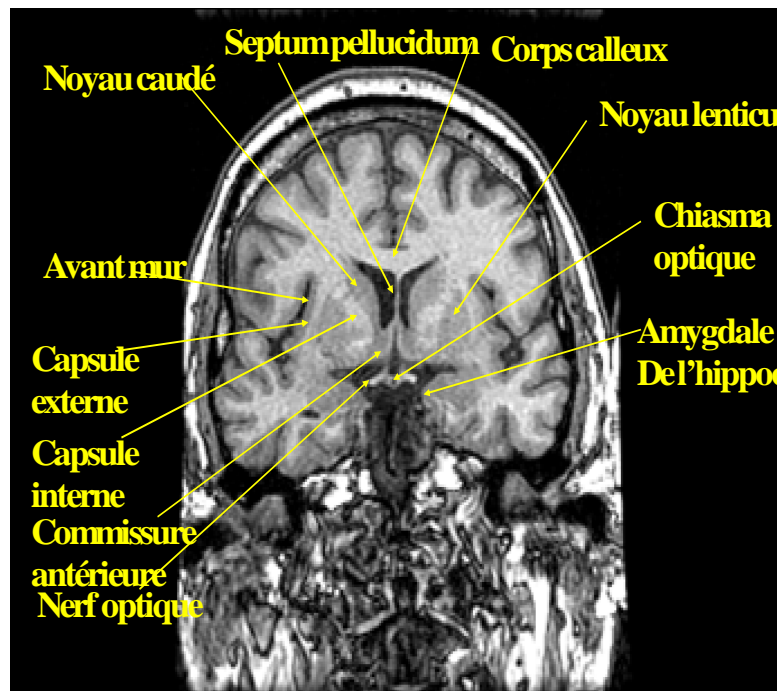


Fig. I.13 : image cérébrale en coupe coronale, en pondération T1.

I. 6 Caractéristiques de la qualité d'images IRM

L'image observée ne peut être considérée comme « bonne » que si les caractéristiques répondent à une certaine exigence importante pour le diagnostic. Ces caractéristiques sont :

- **Le rapport Signal / Bruit** : qui doit être minimal.
- **Contraste** : qui est la différence relative, dans les intensités de signal, entre deux structures adjacentes d'un tissu.
- **Résolution spatiale** : qui indique le plus petit détail que l'IRM peut distinguer.
- **Artefacts** : qui représentent un phénomène accidentelle du à une intervention humain. Ils se trouvent sur différentes formes telles que :
 - ✓ **Artefacts métalliques** : les artefacts les plus importants s'observent avec les corps ferromagnétiques purs ou rentrant dans la composition d'un alliage (Fig. I.14). Pour résoudre le problème :
 - 1- enlever tous ce qui est métallique (boucle d'oreille, montre, bijou).
 - 2- Mise en place de matériel chirurgical non ferromagnétique (*titane, platine, aluminium, etc.*).
 - 3- Utiliser une séquence d'écho de spin plutôt qu'une séquence d'écho de gradient.

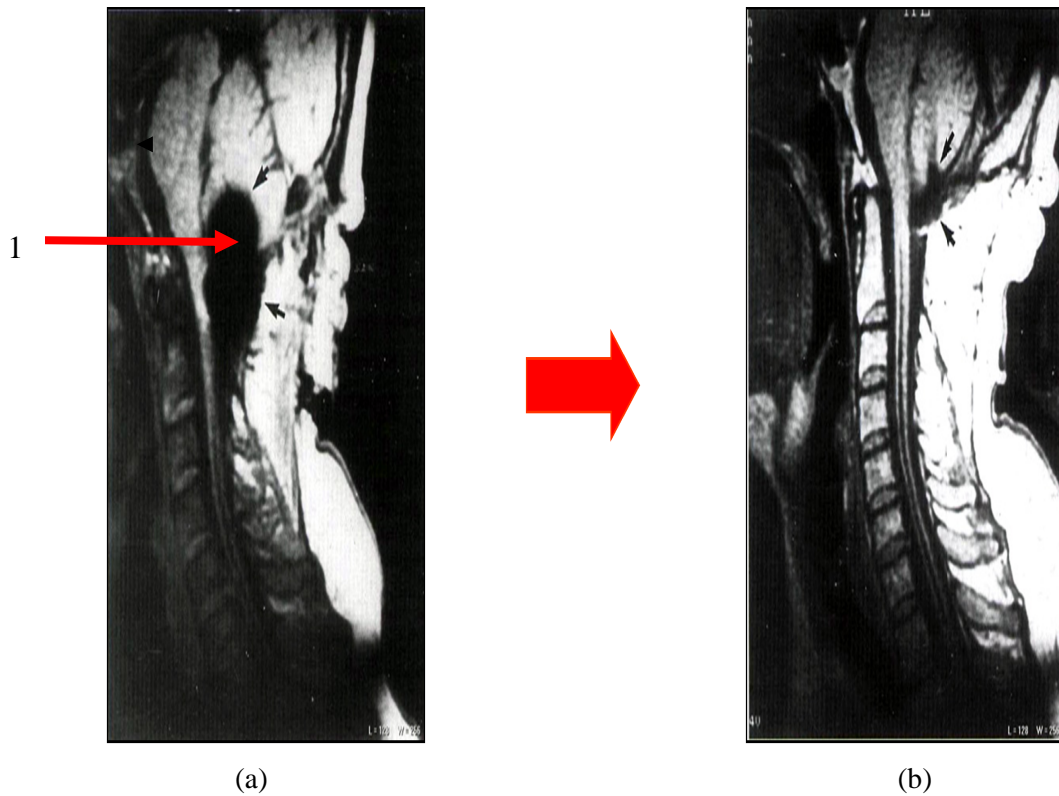


Fig. I.14: un artéfact métallique avec : (a) l'image médullaire avec un artéfact métallique (1) (présentation d'une partie noire) et (b) l'image corrigée.

- ✓ **Artéfacts chimiques :** ils se manifestent lorsqu'il y a différence de fréquence de résonance des protons de l'eau et ceux de la graisse. Dans ce cas, on note un déplacement au niveau d'une interface graisse/eau (Fig. I.15).

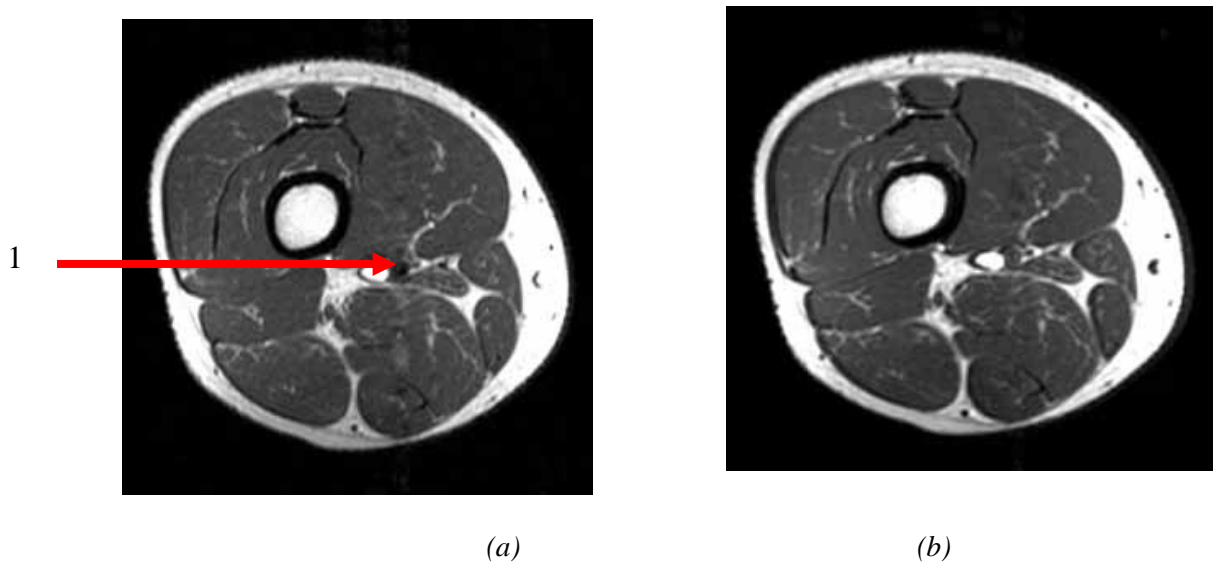


Fig. I.15 : un artéfact chimique avec : (a) l'image médullaire en coupe axiale avec un artéfact chimique (point noir entre la graisse et l'eau) et (b) l'image corrigée.

- ✓ **Artéfacts de mouvement :** ces artéfacts sont provoqués par des mouvements arbitraires ou involontaires (respiration, battement du cœur et circulation

sanguine, mouvement oculaire, mouvement du patient, etc.) (Fig. I.16). Pour résoudre le problème il faut :

- 1- Expliquer au malade de ne pas bouger et respirer, pour un examen IRM de l'abdomen par exemple.
- 2- Eviter le mouvement oculaire pour une exploration des orbites : fermer les yeux.
- 3- Utiliser les moyens de contention : serre tête et sac de sable pour éviter le mouvement de patient.
- 4- Une anesthésie légère pour les patients agités et pour les bébés.

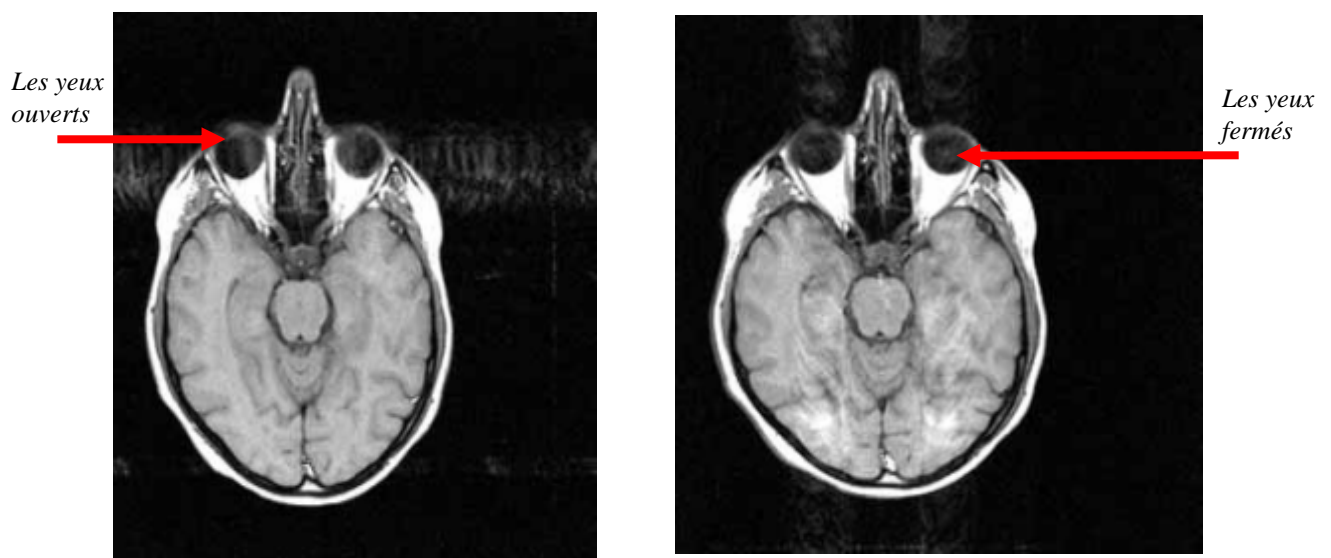


Fig. I.16 : un artéfact de mouvement (exemple des globes oculaire).

I.7 Produit de contraste utilisé en IRM [1]

Ce sont les éléments à propriétés paramagnétiques, c'est-à-dire possédant dans leurs couches électroniques des électrons célibataires. Ils sont utilisés, dans le but diagnostique, pour renforcer le contraste en imagerie par résonance magnétique (IRM).

Le rôle des produits de contraste est de diminuer les temps de relaxation afin d'augmenter l'intensité des signaux. Par exemple : le gadolinium (Gd), qui existe sous forme de plusieurs isotopes stables (${}^{64}_{157}$), le plus abondant ayant la masse 158. Du fait de l'existence de sept électrons célibataires, il a un effet paramagnétique ou ferromagnétique très élevé. La présence d'un élément à effet paramagnétique élevé, comme le gadolinium au contact des protons de l'eau, accélère leurs temps de relaxation T1 et T2 et permet d'améliorer le contraste des images obtenues et de mettre en évidence des lésions, notamment les tumeurs.

I.8 Exemple d'un examen IRM

Dans le cadre d'un stage effectué dans le centre d'imagerie médicale de docteur MAHMOUDI, nous avons eu la chance de suivre, pratiquement, les différentes étapes suivies par les radiologues, pour l'obtention des images IRM et aussi la localisation d'une pathologie. Cette localisation se base sur la transformée de Fourier et l'intervention de l'opérateur, qui permet de lancer plusieurs séquences pour avoir une meilleure localisation.

Nous présenterons un exemple qui se porte sur un examen de rachis cervical. Cet examen est réalisé par IRM fermé de champ magnétique 1,5 Tesla sur un patient. Nous résumerons cet examen dans les deux étapes suivantes :

1^{ère} étape : installation du malade qui consiste :

- Il faut tous d'abord effectuer un interrogatoire avec le patient à fin d'éliminer toute contre indication absolue ou relative (Fig. I.17). Les contres indications absolue consistent en : le port d'un pacemaker, le port de certaines valves cardiaques (Comportant une partie métallique), les neurostimulateurs, le matériel d'injection automatisée implanté (Pompe à insuline par exemple) et corps étrangers métalliques ferromagnétiques intra crâniens en particulier intraoculaires. Tandis que les contres indications relatives se portent sur : les prothèses articulaires, les stérilets, les prothèses dentaires et sondes métalliques endo-cavitaires.



Fig. I.17 : interrogatoire entre le radiologue et le patient.

- Préparation du malade : explication du déroulement (la durée et le bruit désagréable produit par la machine), s'assurer que le malade ne porte pas d'objet ferromagnétiques à sa disposition (montre, bijoux, stylo, etc.) (Fig. I.18 (a)). Le déshabillage est recommandé (pyjama ou blouse) pour éviter toute altération de l'image (Fig. I.18(b)).



(a) (b)
Fig. I.18: (a) les objets ferromagnétique et (b) le déshabillage.

- Installation : le malade est en décubitus dorsal, les bras le long du corps. L'immobilité doit être complète et la respiration calme pendant la durée d'examen. Le malade étant déplacé par le lit qui est mobile à l'intérieur du tunnel. La surveillance se fait par vidéo et la communication par l'interphone (Fig. I.19).



Fig. I.19 : installation du malade.

- Prendre une voie, pour l'injection de produit de contraste.
- Centralisation de la zone à exploré en cliquant sur le bouton 'centralisation de l'IRM'.

2^{ème} étape : la programmation sur la station informatique avec le logiciel SYNGO MR, qui se fait selon les étapes suivantes :

- L'enregistrement des informations du patient (nom, prénom, poids, examen, position de malade) (Fig. I.20).

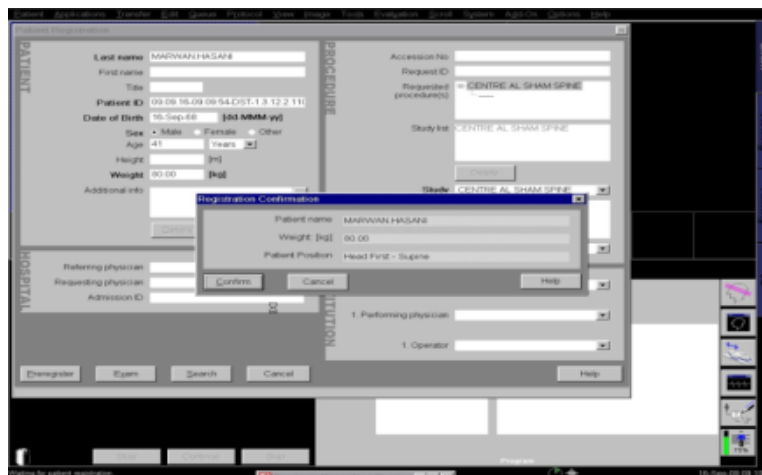


Fig. I.20: l'enregistrement des informations du patient.

- La fenêtre de départ avant l'installation du malade (Fig. I.21).

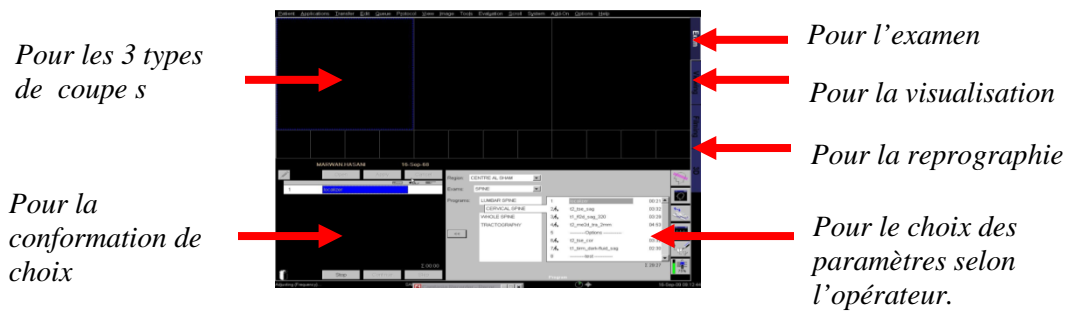


Fig. I.21: l'interface de départ.

- Une fois on a choisi Examen, on revient à choisir, dans la zone choix des paramètres, les séquences T1 ou T2 ainsi que leurs paramètres (Fig. I.23). Mais d'abord on clique sur l'icône routine pour dessiner le Localiseur (Fig. I.22).

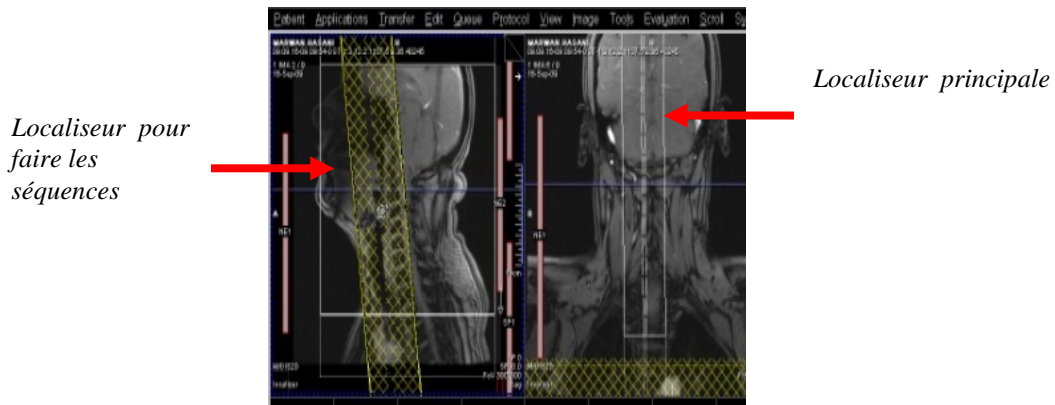


Fig. I.22 : détermination du localiseur.

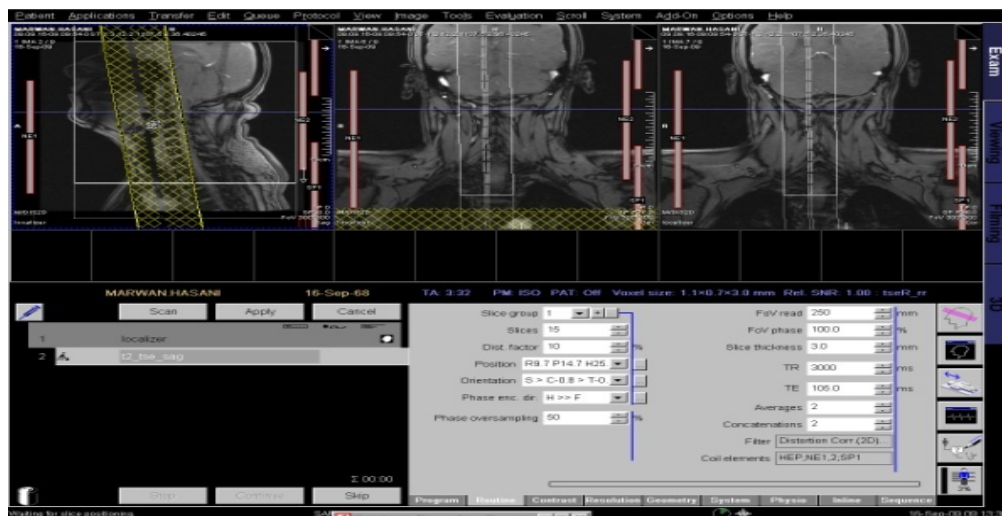


Fig. I.23 : la visualisation des trois images en coupes selon T2.

- Donner des valeurs pour TR (le temps de répétition), TE (le temps d'écho), FOV (le champ de vue) et l'épaisseur de la coupe (Fig. I.24).

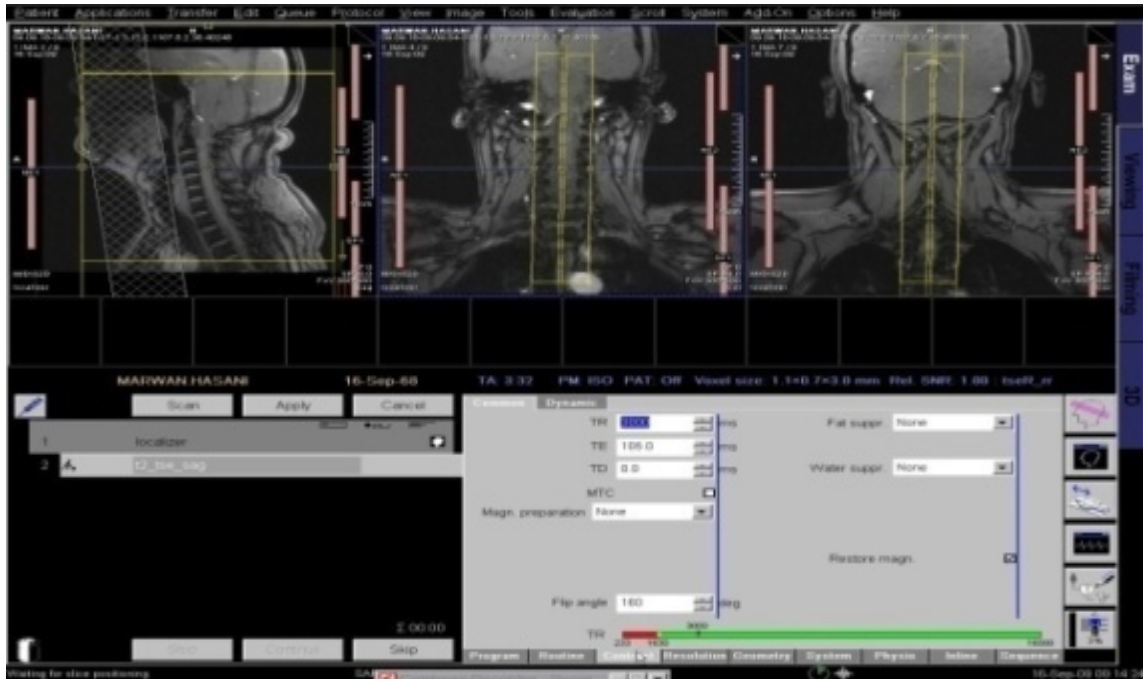


Fig. I.24 : le choix des paramètres.

- On continue a chaque fois de donner des valeurs pour les paramètres précédents, afin de nous permettre de bien détecter la pathologie (Fig. I.25).

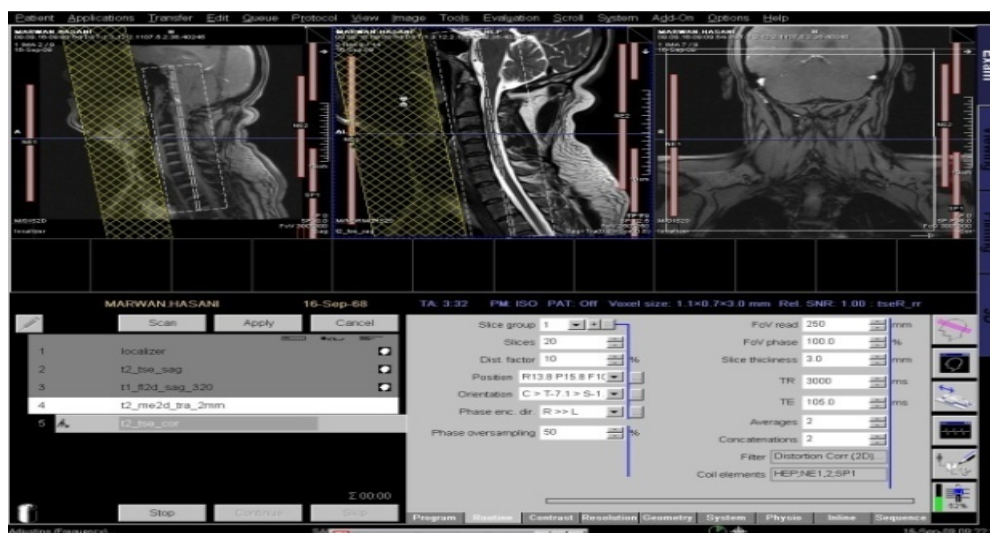


Fig. I.25: la suite d'excitation des séquences.

- La visualisation de l'examen pour prendre la meilleure détection de l'image.
- La reprographie qui permet de transformer ces images en coupes sur le film dans la développeuses.

I.9 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons abordé la technique de l'imagerie médicale qui est l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Elle se base sur les propriétés magnétiques des noyaux atomiques. Nous avons exposé les différents composants de l'IRM. Nous nous sommes étalés sur les images d'IRM et nous avons donné un exemple d'un examen IRM.

Ce chapitre nous a permis de se familiariser avec les images IRM. De ce fait, nous allons bien entamer notre travail, qui consiste à détecter les contours d'une tumeur, dans une image IRM, par la méthode des contours actifs. Ainsi, donc, le chapitre suivant sera consacré aux généralités sur les contours actifs.

II.1 Introduction

Il existe plusieurs appellations pour les contours actifs telles que : un modèle déformable, snake, surface active, contour et surface déformable. D'une manière générale, les méthodes de contours actifs sont appliquées dans différents domaines : la segmentation d'images, le suivi d'objet en mouvement, etc.

Ainsi, dans ce chapitre nous allons revoir la définition des contours actifs et leurs différents types. Nous allons, pour l'exigence de notre travail, se focaliser sur les différentes méthodes d'initialisations des contours actifs.

II.2 Définition du contour actif [2]

Un contour actif est un ensemble de points qu'on va tenter de déplacer, pour leur faire épouser une forme(Fig.II.1).

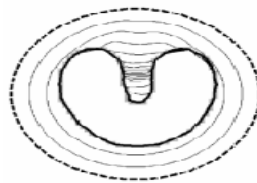


Fig.II.1 : la convergence de contour actif.

II.3 Principe des contours actifs [18]

Le modèle de contour actif est défini comme une courbe paramétrique (Fig.II.2). Chaque point est défini par ses coordonnées cartésiennes, selon l'expression :

$$v(s) = (x(s, t), y(x, t)) \tag{II.1}$$

Où: s est une abscisse curviligne.

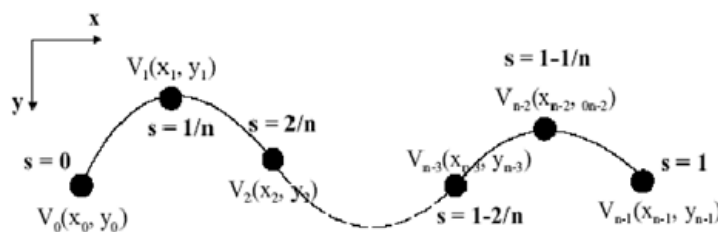


Fig. II.2 : coordonnées cartésiennes et abscisses curvilignes pour un contour actif de n points.

Le principe des contours actifs est de faire évoluer une courbe initiale, définie par l'utilisateur, en direction des bords des objets à détecter, selon l'équation :

$$\frac{\partial C(s,t)}{\partial t} = V(s, t) \quad (II.2)$$

Avec: $C(s, 0) = C_0(s)$ un contour initial définie par l'utilisateur et $C(s, t)$ une courbe qui évolue avec la vitesse $V(s, t)$ au cours du temps t .

En réalité, on cherche la position de la courbe C qui minimise l'énergie, donnée par l'expression :

$$E () = E ()_{interne} + E ()_{externe} \quad (II.3)$$

Avec :

- ✓ *Énergie interne* ($E ()_{interne}$) : qui détermine la régularité et la forme lisse du contour. Elle se compose de 2 termes : un terme du 1^{er} ordre, contrôlé par $\alpha(s)$, qui représente l'élasticité du contour, et un autre terme du second ordre, contrôlé par $\beta(s)$, qui représente la rigidité du contour. Sa formulation est donnée par :

$$E_{int} = \frac{1}{2} \int_0^1 \left[\alpha(s) \left| \frac{dv}{ds} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{d^2v}{ds^2} \right|^2 \right] ds \quad (II.4)$$

Où : $\frac{dv}{ds}$ est la vitesse d'évolution du point et $\frac{d^2v}{ds^2}$ est son accélération.

- ✓ *Énergie externe* ($E ()_{externe}$) : qui représente la force qui dirige le contour vers la position désirée dans l'image. Elle est donnée par :

$$E_{ext} = \int_0^1 P(v(s)) ds \quad (II.5)$$

Où : $P(.)$ est une fonction d'attraction vers les contours. Elle est, généralement, donnée par l'équation suivante :

$$P(x, y) = -\lambda |\nabla G_\sigma * I(x, y)| \quad (II.6)$$

Où : G_σ représente le filtre de Gauss de variance σ , λ une constante convenablement

choisie et ∇ l'opérateur gradient définit par $\nabla = \left(\begin{matrix} \frac{\partial}{\partial x} \\ \frac{\partial}{\partial y} \end{matrix} \right)$.

L'évolution du contour actif est basée sur la minimisation de son énergie totale, en utilisant plusieurs méthodes, telles que :

- a. *Méthode de la descente du gradient*, qui est caractérisée par l'évolution d'une solution initiale sol_0 dans la direction de la plus forte pente.

- b. *Méthode itérative (variationnelle)*, qui consiste à trouver une courbe qui minimise la fonctionnelle d'énergie totale.
- c. *Algorithme glouton (algorithme greedy)*, qui permet de déterminer l'énergie en chaque point du voisinage du nœud traité.
- d. *Programmation dynamique*, qui est une technique d'optimisation globale qui estime l'optimum d'une fonction de manière récursive.

II.4 Types des contours actifs [11]

On distingue deux grandes familles de contours actifs : *les contours actifs basés régions*, qui s'intéressent aux informations concernant la région. On trouve, principalement, le modèle de Chan et Vese [12]. Ce type de contour actif permet une segmentation non sensible à l'initialisation du contour actif, comparé à ceux basés contour. C'est aussi une méthode facile à implémenter. Cependant, elle est coûteuse en temps de calcul. Néanmoins, elle permet de segmenter plusieurs objets à la fois.

La deuxième grande famille des contours actifs concerne *les contours actifs basés frontières*, qui s'intéressent aux informations concernant les contours des objets. On trouve, principalement, le premier modèle de contours actifs, en l'occurrence, le snake et tous ses dérivés tel le snake GVF [18] (Annexe B). Les contours actifs basés contours revêtent de nombreux problèmes limitant leur domaine d'application à des images, relativement, simples. Le principal inconvénient de cette approche est le caractère purement local de l'information utilisée. Cela pose le problème de la sensibilité au bruit de l'image. Ainsi, si tout une partie du contour actif se retrouve dans des zones de luminance homogène, dépourvues du gradient élevé, le contour ne sera mû par aucune force externe. Cependant, l'inconvénient le plus important concerne l'initialisation du contour, qui doit être très proche de l'objet à segmenter dans l'image, d'où plusieurs propositions de méthodes d'initialisation.

II.5 Méthodes d'initialisation des contours actifs

D'une manière générale, les modèles des contours actifs se basent sur deux étapes successives :

- **1^{ère} étape** : initialisation du contour actif au voisinage du contour à extraire.
- **2^{ème} étape** : évolution de la courbe initiale vers le contour à détecter.

Pour la première étape, qui concerne notre travail, on peut retrouver dans la littérature pas mal de méthodes. Celles ci sont séparées en trois grandes familles : initialisation manuelle, initialisation quasi-automatique et initialisation automatique.

II.5.1 Initialisation manuelle

C'est la plus simple. Elle consiste à choisir les points du contour par simple cliquer de souris (Fig. II.3).

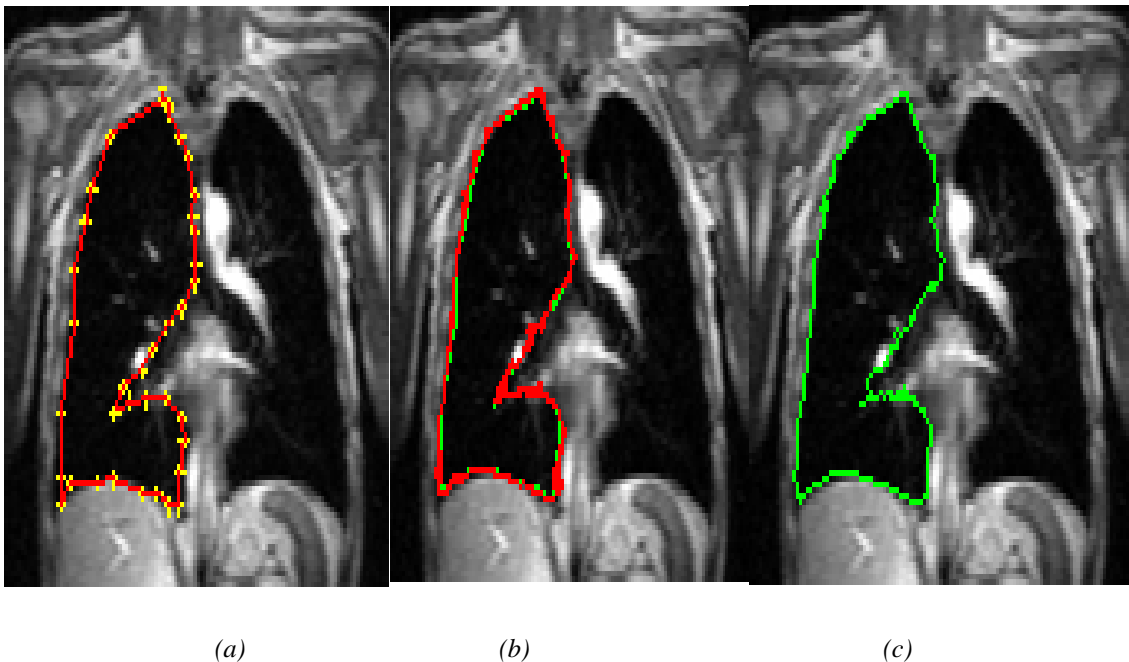
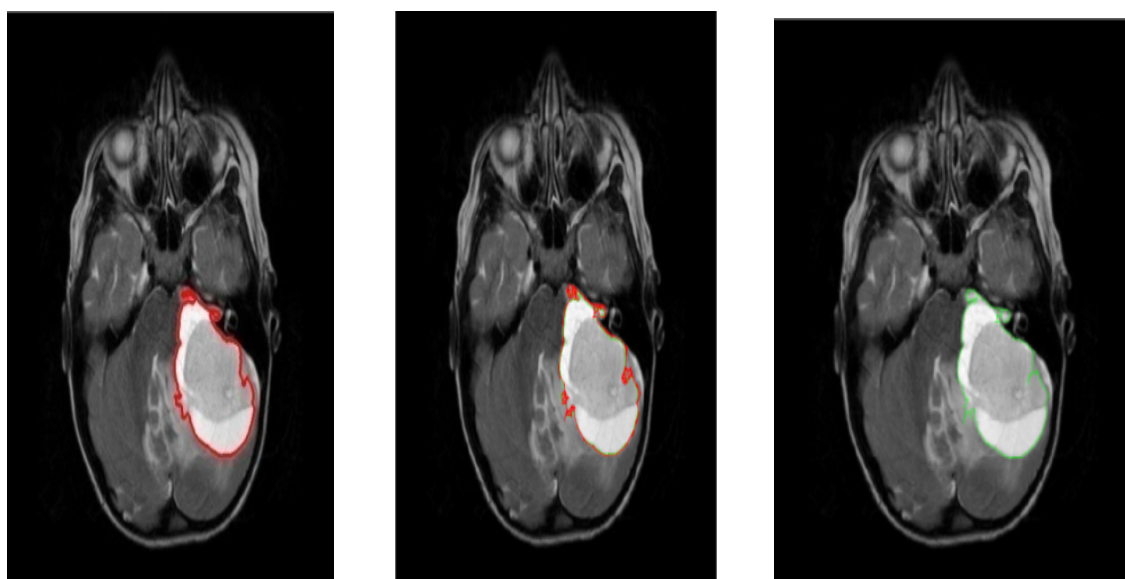


Fig. II.3 : test du snake classique : (a) image originale avec initialisation manuelle, (b) déformations, (c) convergence après 40 itérations.

II.5.2 Initialisation quasi-automatique

Son nom de quasi-automatique revient, au fait, à que l'intervention de l'opérateur est minime. Il existe plusieurs méthodes d'initialisation quasi-automatique. Parmi ces dernières on peut citer :

- (c)
- a. **Choix du seuil [18]** : elle se base sur l'analyse de l'histogramme de l'image considérée, en délimitant la région d'intérêt sur l'histogramme approximé. S'enchaîne, ensuite, les opérateurs de la morphologie mathématique, afin d'aboutir au contour initial (Fig. II.4).



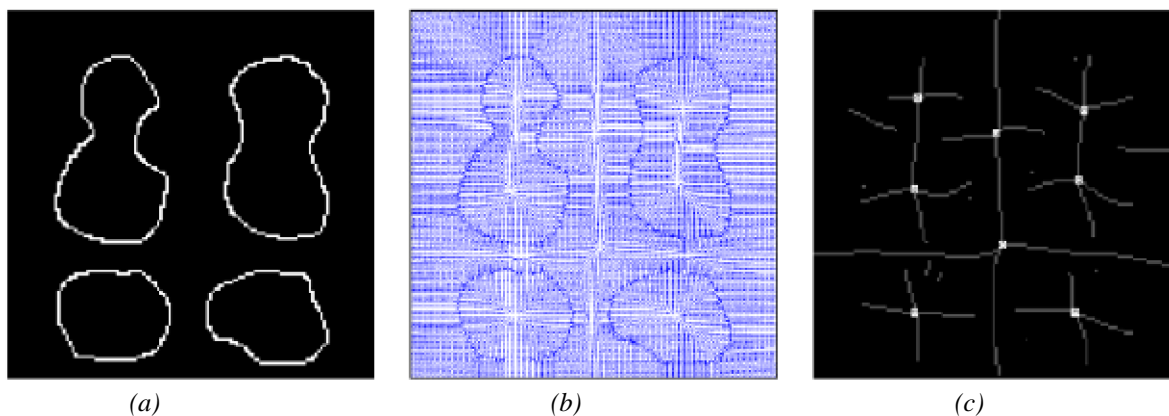
(a)

(b)

(c)

Fig.II.4 : : test du snake classique : (a) image originale avec initialisation quasi-automatique, (b) déformations, (c) résultat après 80 itérations[18].

b. Choix du centre de divergence [14] : elle permet d'explicité le modèle du contour actif quand la région a segmenté ne change pas de topologie. Elle se base sur les deux centres de divergence *strong* et *weak* (Fig. II.5).



(a)

(b)

(c)

Fig.II.5 : le champ GVF et le centre de divergence strong (en blanc) et le centre de divergence weak (en gris) pour une image synthétique :(a) image originale, (b) le champ GVF et (c) les centres de divergences strong et weak.

Son principe est résumé dans les étapes suivantes :

1^{ère} étape : on détermine le champ de force externe GVF.

2^{ème} étape : on inverse le champ GVF.

3^{ème} étape : à partir de l'étape (1) et (2), on construit les deux centres de divergences *strong* et *weak*. Le centre de divergence *strong* est défini par la divergence du GVF dans les deux directions horizontale et verticale, selon l'équation :

$$Cd_{strong} = \{(i, j) / (i, j) \in \varphi_r \cap (i, j) \in \varphi_v\} \quad (II.7)$$

Avec :

- φ_r : Représente l'ensemble des points (i, j) dans le champ, où les vecteurs $v(i, j)$ se divergent horizontalement.
- φ_v : Représente l'ensemble des points (i, j) dans le champ, où les vecteurs $v(i, j)$ se divergent verticalement.

Le centre de divergence *weak* représente l'ensemble où les vecteurs de GVF divergent en une seule direction, selon l'équation :

$$Cd_{weak} = \{(i, j) / (i, j) \in \varphi_r \cup (i, j) \in \varphi_v\} \quad (II.8)$$

4^{ème} étape : on choisit un point aléatoire à l'intérieur de la région à segmenter. Ce point cherchera le Cd_{strong} le plus proche.

5^{ème} étape : on sélectionne tous les Cd_{strong} , qui sont reliés à celui de l'étape 4 par l'intermédiaire des Cd_{weak} .

6^{ème} étape : utilisation de la morphologie mathématique pour dilater les chemins connectés et extraire leur contour. Ce Contour n'est autre que le contour initial.

C'est une méthode assez rapide et donne des bons résultats (Fig.II.6). Cependant, pour les images très compliquées, la détermination des deux centres Cd_{strong} et Cd_{weak} est très difficile, voir impossible.

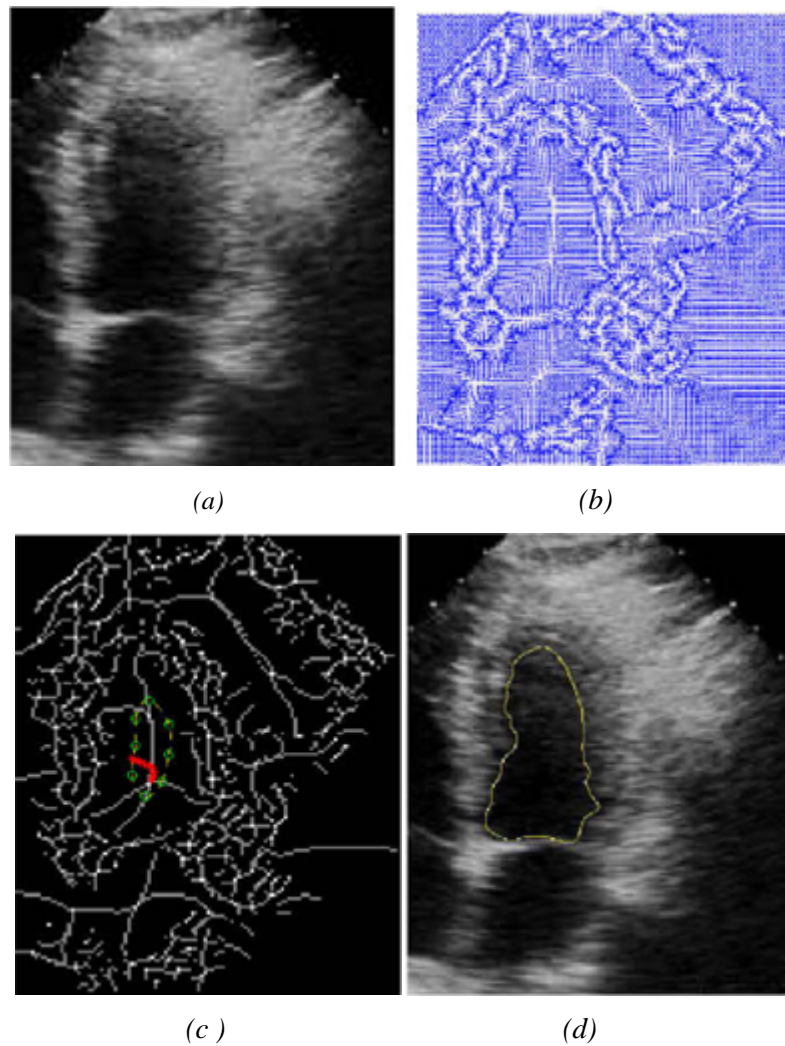


Fig.II.6 : résultat de la segmentation, par contour actif classique, du ventricule gauche avec une initialisation quasi-automatique : (a) image originale, (b) le champ de GVF, (c) l'initialisation, (d) le résultat de segmentation [15].

II.5.3 Initialisation automatique

Intuitivement, on comprend que l'intervention de l'opérateur est complètement éliminée. Plusieurs méthodes existent, parmi elles la méthode de poisson inverse gradient (PIG) [17]. Elle se base sur l'estimation d'énergie externe, qui représente la solution de l'équation de poisson. Rappelant que l'équation de poisson est donnée par :

$$\Delta E(x, y) = -\text{div}f(x, y) \quad \forall (x, y) \in \quad (\text{III.9})$$

Initialisation par Poisson Inverse Gradient [17]

Le champ de forces est défini comme le gradient négatif du champ d'énergie, tel que :

$$f = -\nabla E \tag{II.10}$$

L'approche PIG estime E , sachant l'équation II.10, selon la norme L_2 , suivant l'équation :

$$E = \arg \min_E \iint_{\Omega} |-\nabla E(x, y) - f(x, y)|^2 dx dy \tag{II.11}$$

Pour résoudre cette équation, E est l'unique solution de l'équation de poisson suivante :

$$\Delta E(x, y) = -\text{div}f(x, y), \quad (x, y) \in \Omega \tag{II.12}$$

où Δ l'opérateur laplacien et div l'opérateur de divergence de f .

Pour résoudre l'équation (II.12), les conditions aux limites doivent être spécifiées. Ces conditions, dites de Dirichlet, se présentent sous la forme :

$$E|_{\partial\Omega} = E_{ext}|_{\partial\Omega} = -f|_{\partial\Omega} \tag{II.13}$$

où $\partial\Omega$ est le contour de la région Ω .

Pour une image, le problème peut être discrétisé facilement. Ainsi, soit une région définie par w , dw étant la frontière de cette région (Fig. II.7). Soit, aussi, N_p , l'ensemble des 4 voisins d'un pixel $p \in w$ et soit f_p une valeur de f en pixel p . Le problème est, alors, de résoudre l'équation de poisson discrète :

$$\Delta E_p = -\text{div}f_p, \quad \text{pour } p \in w \tag{II.14}$$

Avec les conditions aux limites de Dirichlet :

$$E_p = -f_p \quad \text{pour } p \in \partial dw \tag{II.15}$$

En discrétisant, avec les différences finies, le laplacien et la divergence, l'équation (II.14) deviendra :

$$\sum_{q \in N_p} E_q - |N_p| E_p = \sum_{q \in N_p} f_q + \text{div}f_p \tag{II.16}$$

Pour les pixels appartenant à l'intérieur de w , i.e. $N_p \subset w$, le terme de frontière $\sum_{q \in N_p} f_q$ peut être ignoré. Ainsi, l'équation (II.16) se réduit à :

$$q : N_p \rightarrow w E_q - |N_p| E_p = \operatorname{div} f_p \quad (\text{II.17})$$

- Pour trouver f_p , on procède comme suit :
 - Appliquer un détecteur de contour pour avoir une carte contour.
 - Seuiller la carte contour selon l'expression :

$$w = \{p: f_p \text{ seuil}\} \quad (\text{II.18})$$

Tous les pixels de f qui ont une valeur supérieure à seuil sont considérés comme des contours d'intérêts et sont utilisés comme conditions aux limites (équation (II.15)). Les autres pixels sont traités comme la région w .

- Un opérateur de morphologie mathématique (fermeture) peut être utilisé pour raffiner la région w .
- Après le calcul de l' E_{ext} estimée, un modèle initial de contour actif, de haute qualité, peut être obtenu par la sélection des isolines. Rappelant qu'un isoline est une courbe de points connectés d'une valeur égale. Cette valeur est dite isovaleur. Ainsi, les isolines est une bonne initialisation des contours actifs.



Fig. II.7 : une région et ses frontières.

Cette méthode, que nous allons développer dans le chapitre suivant, donne des résultats assez intéressants (Fig. II.8).

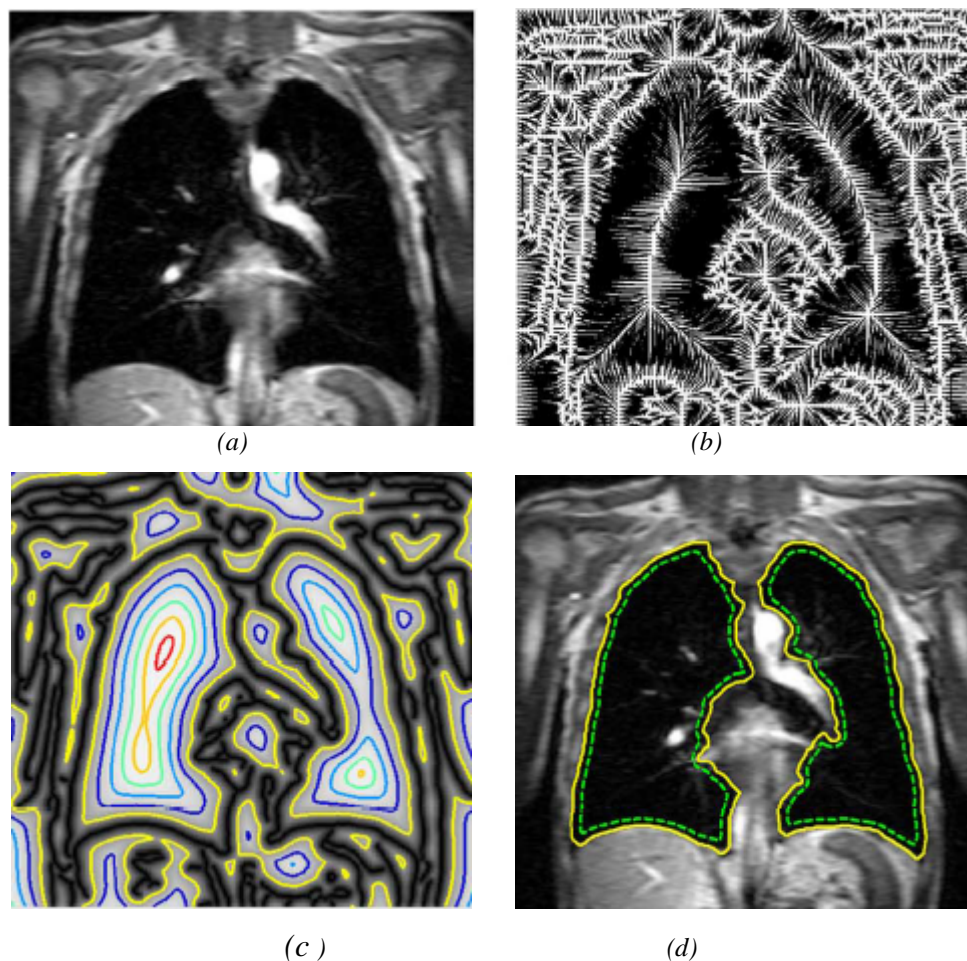


Fig.II.7: résultat de la segmentation, par contour actif classique, sur une image test, avec une initialisation quasi-automatique : (a) image originale, (b) le champ de force externe (GVF), (c) les isolines et (d) le contour initial (en pointillé vert) et résultat après évolution (en jaune)[17].

II.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons étudié la théorie des contours actifs afin de mieux comprendre leur principe et leurs différents types.

En réalité, vu que notre objectif était d'étudier les différentes méthodes d'initialisation des contours actifs, nous avons cité certaines de ces méthodes sans, toutefois, approfondir. Nous avons choisi une méthode de chaque famille : initialisation manuelle, initialisation quasi automatique (Initialisation par le choix du seuil) et initialisation automatique (PIG).

Le choix de la méthode du choix de seuil, pour le quasi automatique, est dicté par le fait que cette méthode a été développée par les étudiants de notre département, en 2009. Tandis que pour l'initialisation automatique, son choix est dû à sa nouveauté.

III.1 Introduction

Dans le chapitre précédent, nous avons exposé les différentes initialisations des contours actifs (automatique, quasi-automatique, automatique). Afin d'évaluer ces méthodes nous allons les appliquer sur des différentes images dans le but de la détection de contours. Cependant, et en premier lieu, nous allons exposer notre démarche adoptée, en donnant des exemples sur des images tests.

III.2 Langage de programmation

Le nom MATLAB provient de la contraction de MATrix LABoratory. C'est un langage de calcul scientifique basé sur le type de variable matricielle. Ses grandes capacités de calcul numérique lui permettent d'être appliqué à différents domaines tels traitement du signal, automatisme, etc.

L'utilisation de MATLAB peut se faire de façon itérative en exécutant des commandes directement après le prompt ou par des scripts. Ces derniers peuvent être des simples programmes ou des fonctions avec des paramètres d'appel et de retour.

Matlab est aujourd'hui un langage de programmation complet dans un environnement de développement simple et pratique. Pour cela, nous avons implémenté notre travail avec le langage MATLAB sur un PENTIUM (R) (CPU 2.16 GHz, 1.96 Go de RAM).

III.3 Approche adoptée

Notre approche se repose sur le choix de trois méthodes d'initialisation. Ce choix est possible par l'interface de la figure III.1.

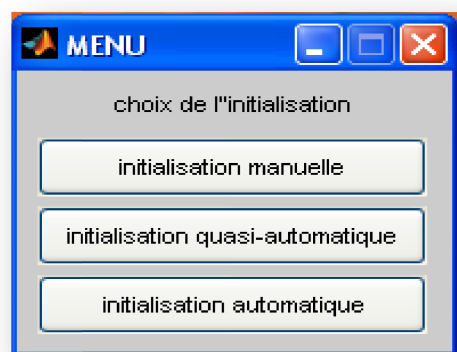


Fig.III.1 : le choix du type d'initialisation.

Après la validation du choix du contour initial, l'algorithme retourne un menu de la figure III.2, à partir duquel l'opérateur va choisir le type de *snake* à appliquer (*snake* GVF, ou *snake* classique). L'arrêt de l'évolution du contour est fixé par le nombre d'itérations qui sera initialisé par l'utilisateur. Nous n'avons pas parlé de l'implémentation du *snake* classique et GVF puisque notre objectif était l'étape d'initialisation. Nous avons, donc, repris directement le programme déjà existant, en lui incorporant les différentes initialisations.



Fig. III.2 : menu du choix du type de *snake*.

II.3.1 Initialisation manuelle

C'est l'initialisation la plus simple. Elle consiste, comme c'est déjà précisé dans le chapitre précédant, à choisir, par simple clique de souris, des points aléatoires, de sorte à rapprocher de plus près les contours de l'objet (Fig. III.3). Cette étape de choix de points est suivie de l'étape d'interpolation pour produire un contour initial continu.

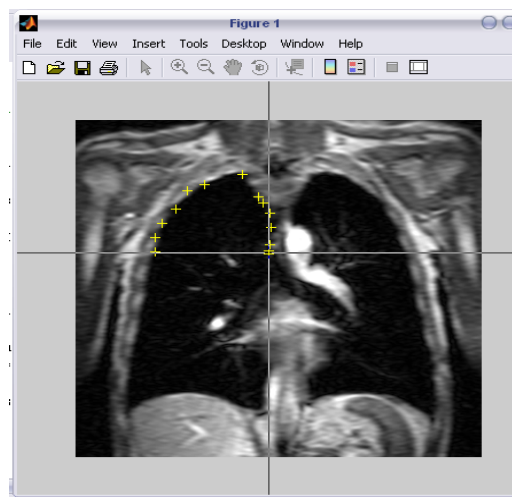


Fig. III.3: illustration du choix des points du contour initial.

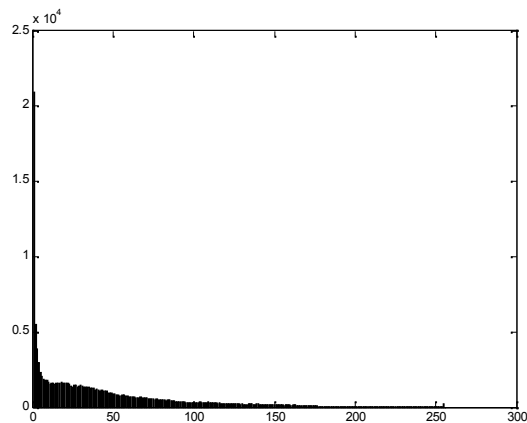
III.3.2 Initialisation par le choix de seuil

Elle se base sur les étapes suivantes :

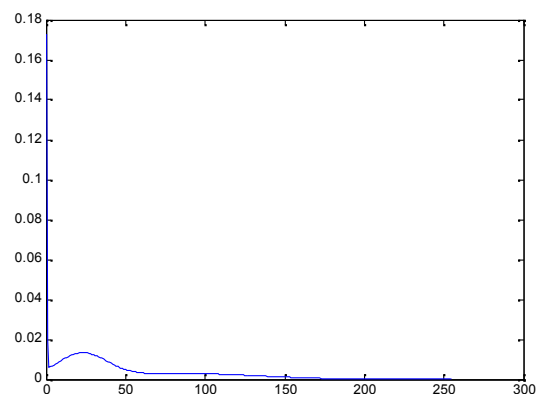
- **Analyse de l'histogramme:** l'histogramme est modélisé par une somme de densités de gaussiennes :

$$G(x) = \sum_{i=1}^{\alpha} w_i \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_i^2}} e^{\left(\frac{-1}{2\sigma_i^2}(x^2 - m_i^2)\right)} \quad (\text{III.1})$$

où i , m_i , w_i représentent, respectivement, la variance, la moyenne et le poids de chacune des gaussiennes ($\alpha=3$).



(a)



(b)

Fig. III.4 : l'analyse d'histogramme : a) histogramme et b) histogramme estimé.

- **Sélection de la région d'intérêt :** la classe de la région d'intérêt est sélectionnée en réalisant un seuillage à partir des seuils définis par l'utilisateur sur l'histogramme estimé (Fig. III.5).

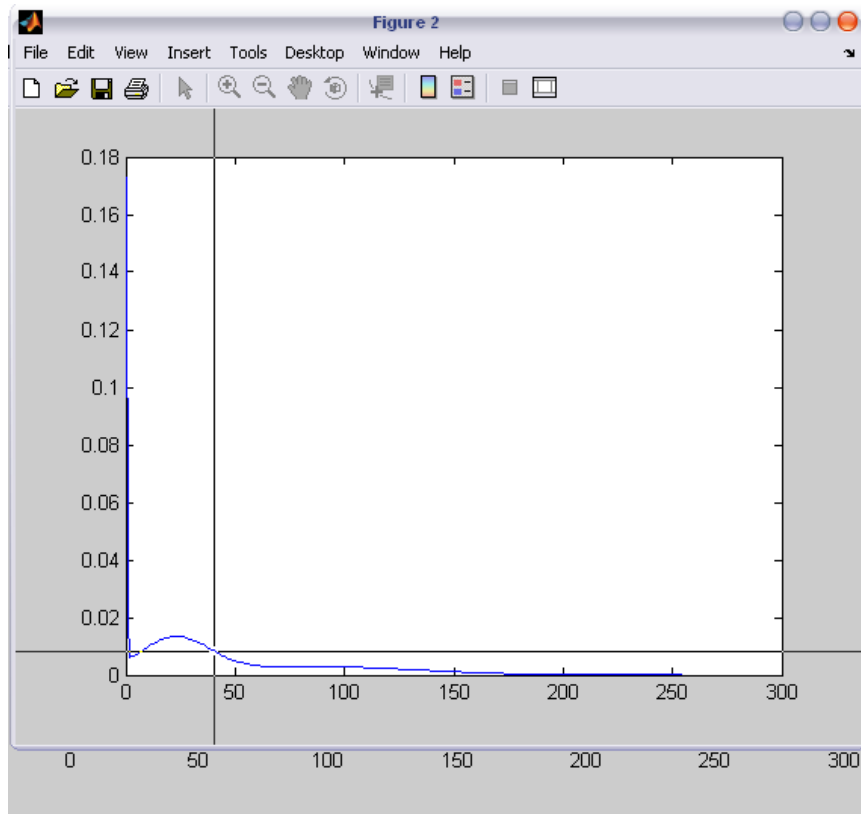


Fig. III.5 : choix des seuils.

Après le seuillage, une image binaire est obtenue qui doit être multipliée, ensuite, par l'image originale (Fig. III.6).

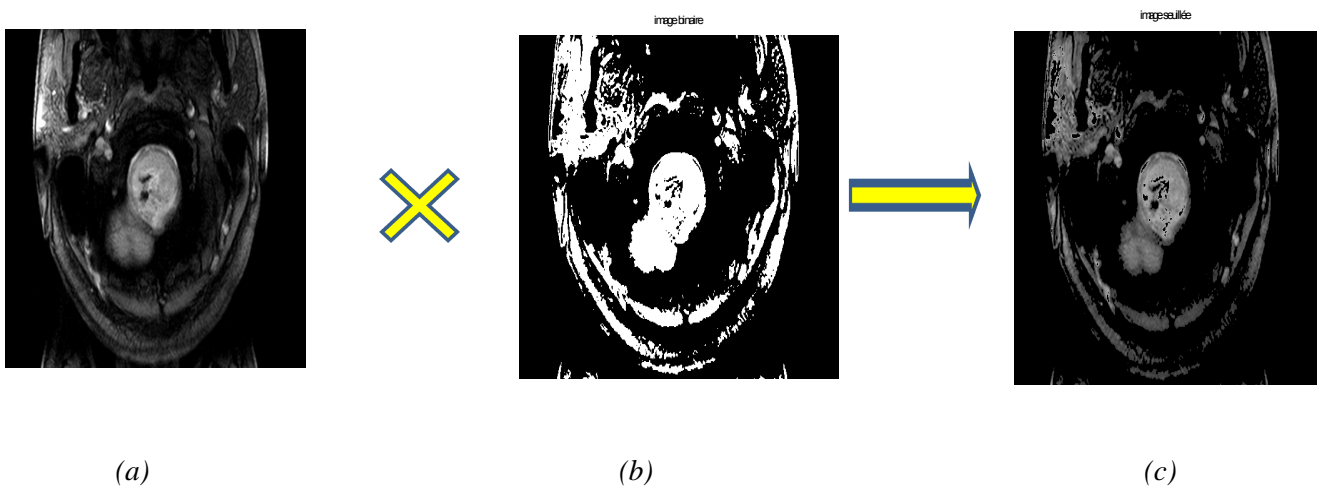


Fig. III.6 : l'opération après le seuillage :
 a) Image originale, b) Image binaire et c) Résultat de la multiplication.

- **Détection des contours** : tout d'abord, un filtrage médian est appliqué sur l'image seuillée. Ensuite, une détection de contours est effectuée sur l'image originale (Fig. III.7).

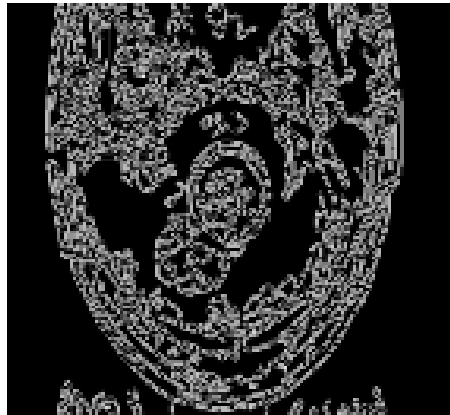
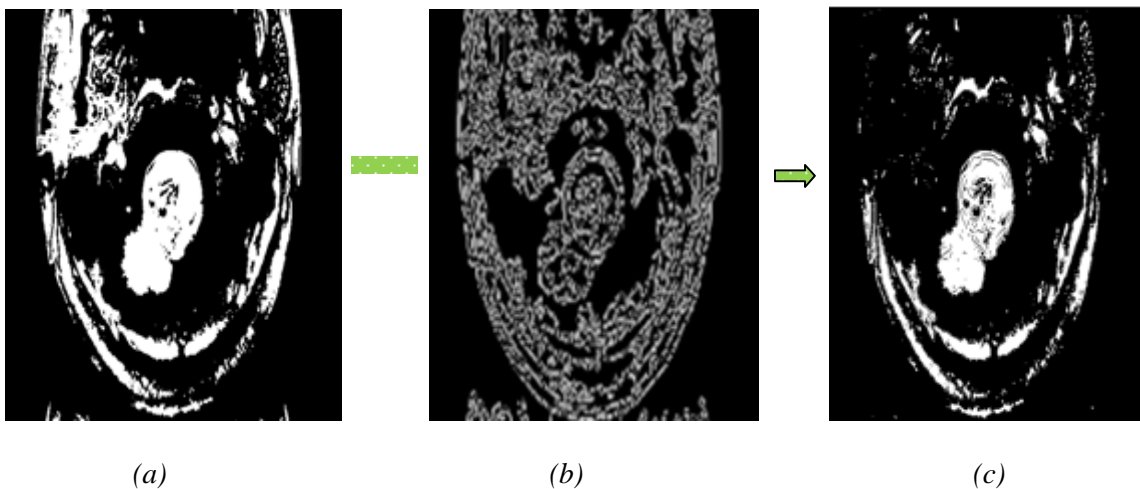


Fig. III.7 : Image des contours.

- **Sélection de la région d'intérêt** : afin de créer des vallées entre les organes constituant la région d'intérêt, une soustraction des contours de l'image binarisée est effectuée (Fig. III.8).



(a)

(b)

(c)

Fig. III.8 : résultat de la soustraction :

a) Image binaire, b) Image des contours et c) Résultat de la soustraction.

Après cette soustraction, une isolation de la région d'intérêt est réalisée. Ensuite, un remplissage des trous grâce aux opérateurs de la morphologie mathématique est obligatoire (Fig. III.9).

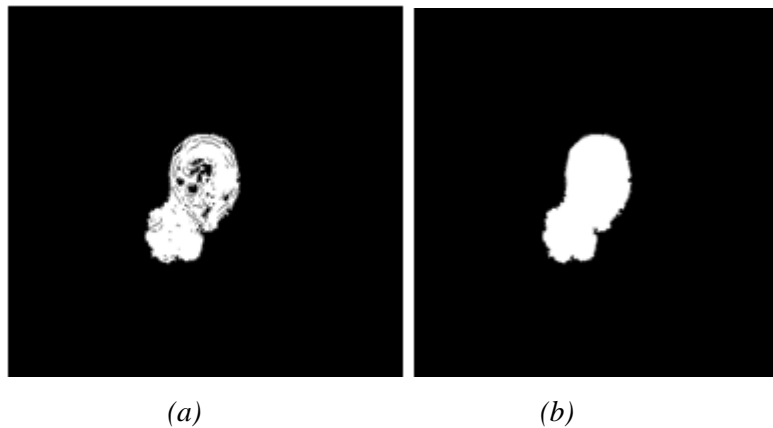


Fig. III.9 : isoler la région d'intérêt :
(a) la région d'intérêt et (b) remplissage des trous.

La zone d'intérêt, ainsi définie, est érodée pour s'assurer que le contour soit à l'intérieur de la région à détecter. Le contour de la zone érodée constitue alors, le contour initial (Fig. III.10).

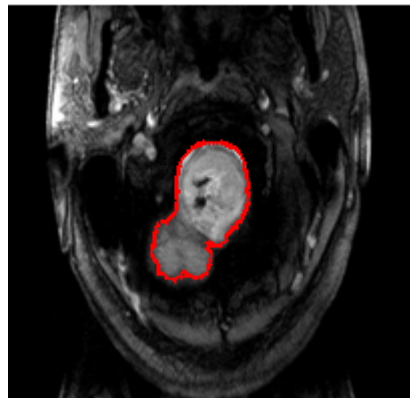


Fig. III.10 : la détection de contour initial superposé sur l'image.

III.3.3 Initialisation par PIG

Cette initialisation permet d'éliminer l'intervention de l'opérateur. Elle suit les étapes ci-dessus :

1. Prétraiter l'image en effectuant un filtrage.
2. Calcul de la carte contour de l'image en utilisant un opérateur de détection de contour (dans notre cas nous avons choisi l'opérateur de Canny) (Fig. II.11).



Fig. III.11 : la carte contour.

3. Calcul du champ de la force externe (Fig. III.12). Cette force s'appelle *Vector Field Convolution* (VFC) [16]. Elle est calculée selon l'équation :

$$f_{vfc} = f(x, y) * K(x, y) \quad (III.2)$$

Avec : $K(x, y)$ représente le champ de vecteur *Kernel* (le noyau gaussien), donné par :

$$K(x, y) = \frac{1}{(\sqrt{x^2 + y^2} + \varepsilon)^\gamma} n(x, y) \quad (III.3)$$

où $n(x, y)$ représente le vecteur unitaire de champ de vecteur de *Kernel*, et γ représente une constante.

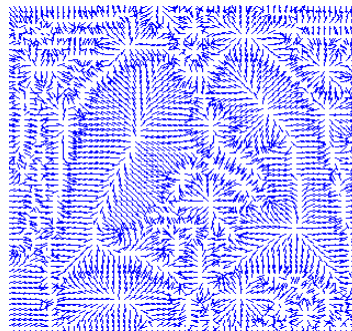


Fig. III.12 : le champ de force externe.

4. Le calcul du champ de l'énergie externe estimée à partir du champ de force externe avec les conditions aux frontières de Dirichlet, calculées à partir de la carte contour.
5. Choisir les K isovaleurs λ^k , $k=1, \dots, K$. Pour notre exemple, nous avons choisi 10 isovaleurs de valeurs comprise entre 1 et 50 avec un pas de 5 (Fig.III.13).

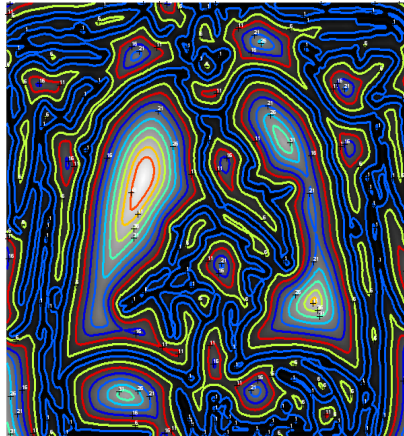


Fig. III.13: les isolines($K=10$).

6. Pour chaque isovaleur λ^k , calculer le modèle d'énergie minimale selon l'équation :

$$\epsilon^k = (\lambda^k - E_{max}) \max_{1 \leq l \leq K} \sum_{i=1}^{n^{k,l}} |\varphi_i| \quad (III.4)$$

Où : $E_{max} = \max(E)$ est l'énergie externe estimée maximale. $|\varphi_i|$ représente la taille du contour de i . Après un nombre d'itérations, nous choisirons tous les contours qui correspondent aux isolines qui donnent un minimum d'énergie (Fig.III.14).

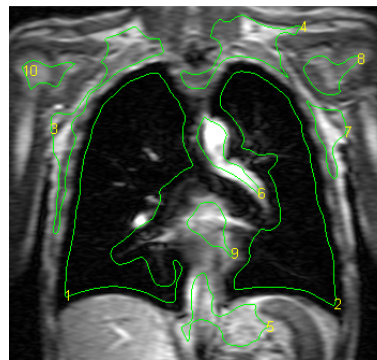


Fig.III.14 : les contours présentant une énergie minimale.

7. Le choix de la valeur de contour initial désiré (Fig.III.15).

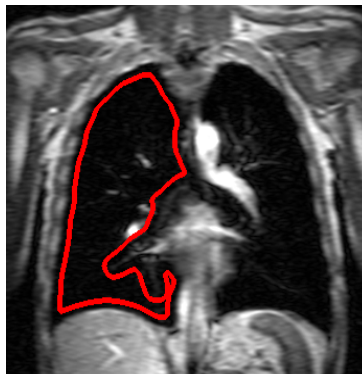


Fig.III.12 : le résultat final.

III.4 Conclusion

Nous avons proposé dans ce chapitre trois méthodes différentes d'initialisation du contour actif. Tandis que les premières méthodes sont déjà utilisées, la dernière méthode exploite une nouvelle technique qui permet d'estimer le champ d'énergie externe à partir du champ de force externe et qui détermine une initialisation automatique performante.

Pour valider nos méthodes, nous allons les appliquer sur différentes images IRM Médullaire, dans le but de détecter une tumeur.

IV.1 Introduction

Dans ce chapitre nous intéressons à la détection de la tumeur dans une IRM. L'objectif est de trouver les contours de la tumeur, en appliquant à l'image l'approche adoptée. Cependant, afin de valider notre algorithme et surtout l'efficacité de celui-ci, nous avons, tout d'abord, entrepris différents tests sur une image test : image *chest*.

Ainsi, ce chapitre est organisé de la manière suivante. En premier lieu, nous allons présenter les résultats sur l'image test, en lui appliquant les deux types de *snakes* : à savoir le *snake* classique, le *snake* GVF, et ceci avec les trois méthodes d'initialisation, manuelle, quasi-automatique et automatique. Ensuite, nous allons les appliquer sur une image IRM médullaire afin de détecter une tumeur.

IV.2 Application de l'approche sur l'image test

Pour effectuer nos tests, nous avons choisi l'image test *chest* (Fig. IV.1), qui est une image de dimension 354x331. Pour cette image nous avons repris les valeurs des paramètres : α (élasticité), β (rigidité), γ (pas du temps), μ (le poids du champ GVF) de [18] : $\alpha = 0.05$, $\beta = 0$, $\gamma = 1$, $\mu = 0.15$. Vu que notre objectif est l'étape d'initialisation, nous avons, il faut le rappeler, repris directement les programmes, déjà, développé pour les deux types de *snakes* : classique et GVF. Ces derniers ne sont que les contours actifs de base.

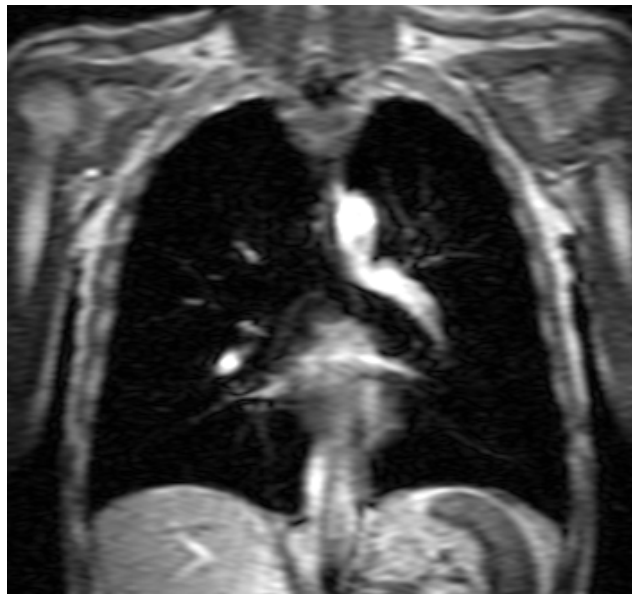


Fig. IV.1 : image test chest.

IV.2.1 Initialisation manuelle

Les figures IV.2, IV.3, montrent le résultat de détection des contours, d'une région d'intérêt, par initialisation manuelle d'un *snake* classique et *snake* GVF, respectivement.

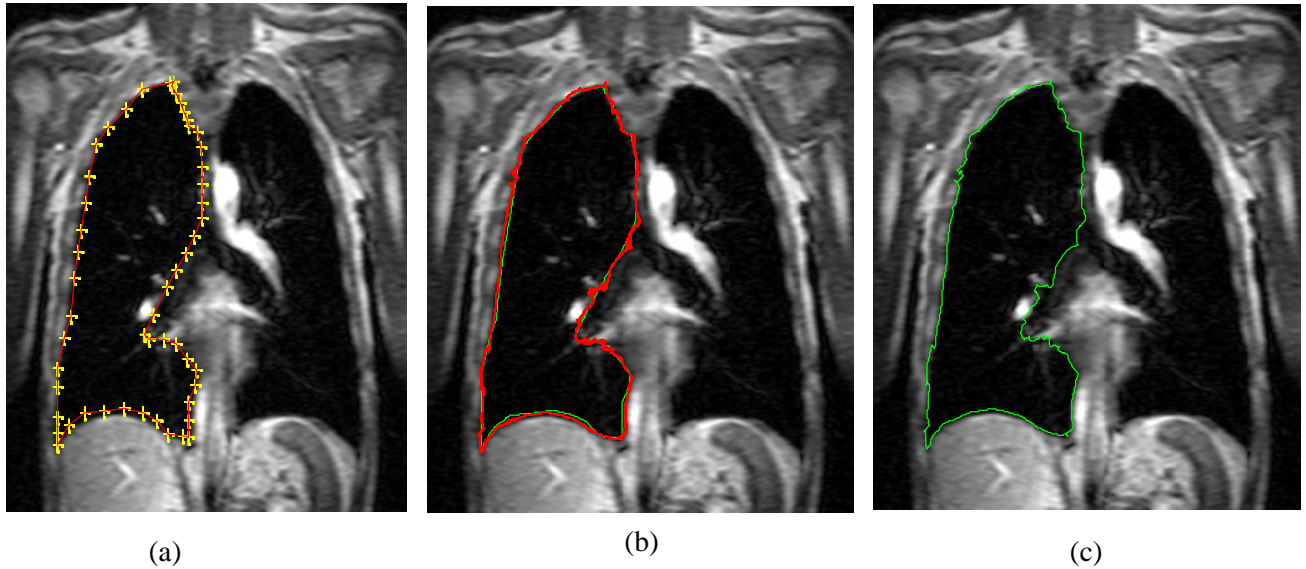


Fig. IV.2 : test du snake classique : (a) image originale avec initialisation manuelle, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

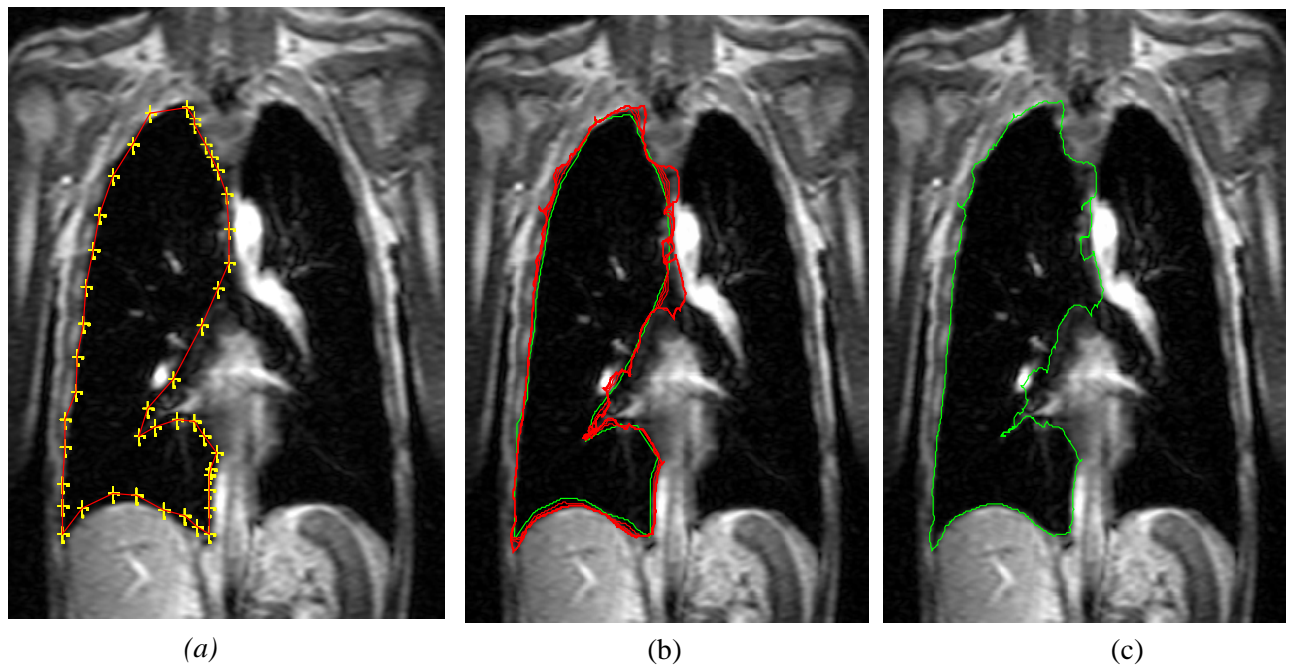


Fig. IV.3 : test du snake GVF : (a) image originale avec initialisation manuelle, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

IV.2.2 Initialisation quasi-automatique

De même, nous allons appliquer une initialisation quasi-automatique que nous avons citée dans le chapitre III (initialisation par le choix du seuil), en l'appliquant sur les deux *snakes* (classique et GVF) (les figures IV.4 et IV.5).

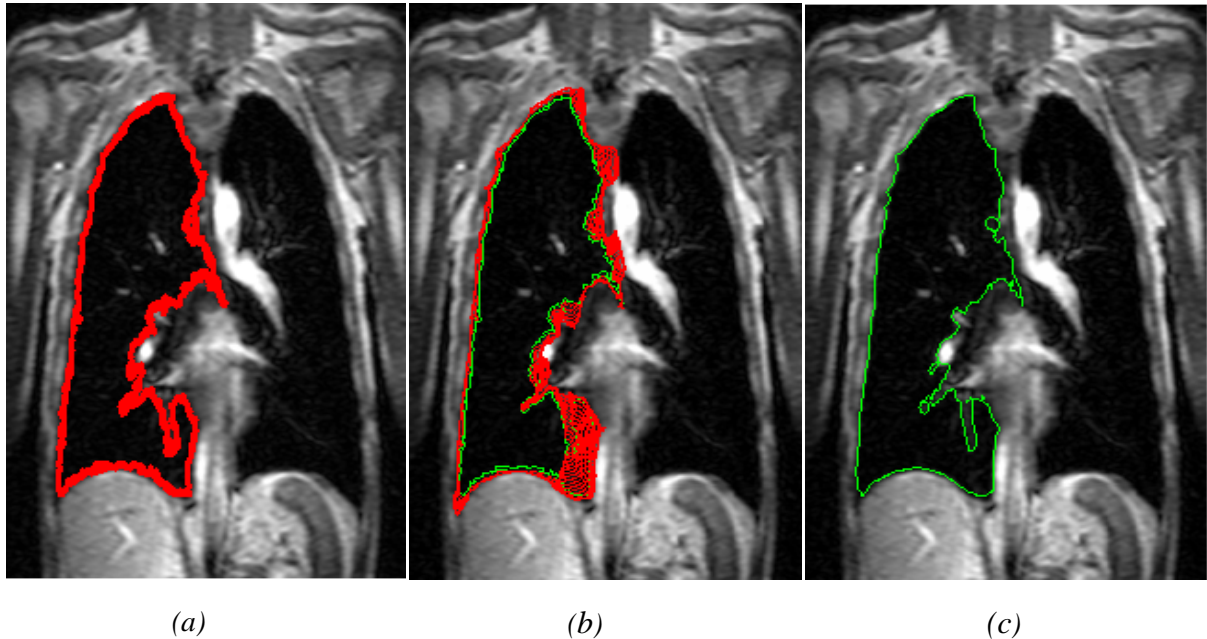


Fig. IV.4 : test du snake classique : (a) image originale avec initialisation quasi-automatique, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

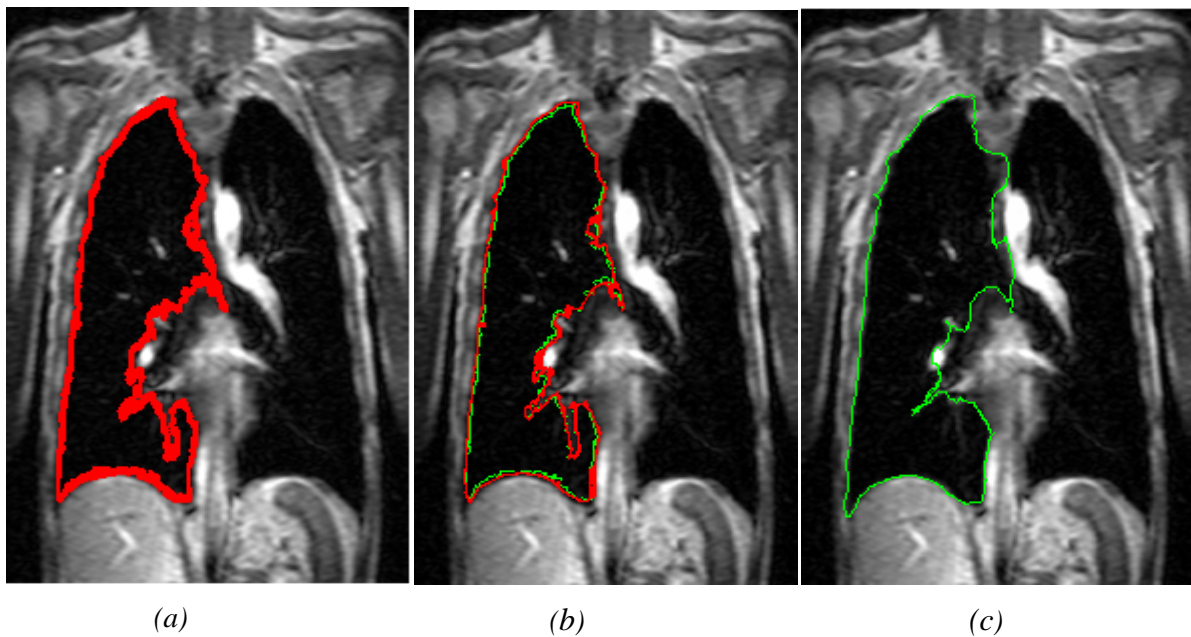


Fig. IV.5 : test du snake GVF : (a) image originale avec initialisation quasi-automatique, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

IV.2.3 Initialisation automatique

De même, nous allons appliquer une initialisation automatique que nous avons développée dans le chapitre III, en l'appliquant sur les deux *snakes* (classique et GVF) (les figures IV.6 et IV.7).

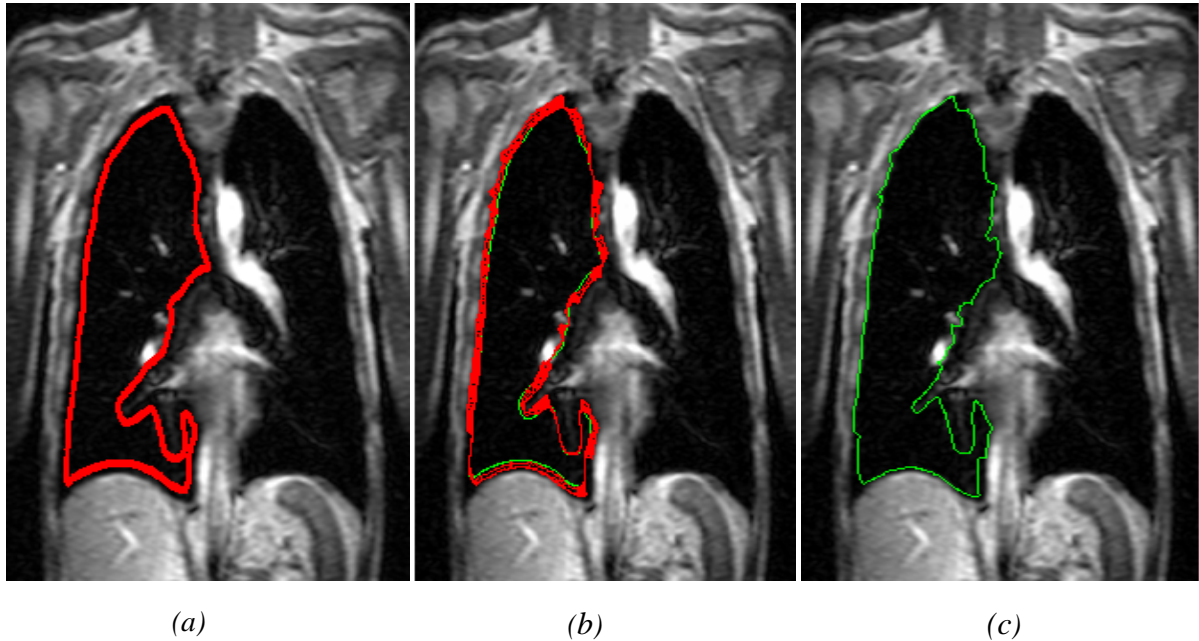


Fig. IV.6 : test du snake classique : (a) image originale avec initialisation automatique, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

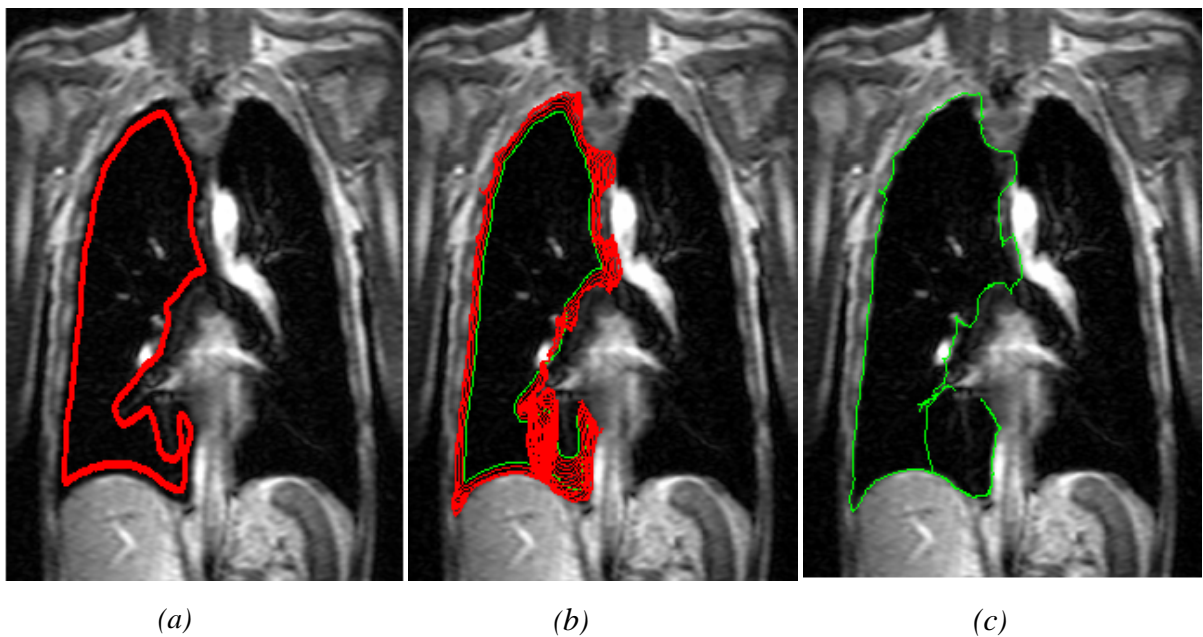


Fig. IV.7 : test du snake GVF : (a) image originale avec initialisation automatique, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

IV.2.4 Interprétation des résultats

L'ensemble des résultats obtenus par initialisation automatique montre qu'il y a une nette amélioration de la détection des contours de la région d'intérêt. Ceci est dû au fait que le contour, initialisé automatiquement, est très proche du contour réel. En effet, le *snake* initial a presque la forme du contour réel. D'ailleurs, dès la première itération le *snake* détecte, presque, exactement le contour réel de la région d'intérêt.

En comparant les résultats du point de vue type du *snake* utilisé, nous remarquons que, pour le modèle du *snake* classique avec initialisation manuelle et quasi-automatique, la détection est moins meilleure comparant au *snake* GVF. Ceci est justifié par le fait que la force GVF accentue la marge d'attraction des contours. Cependant, pour les *snakes* initialisés automatiquement, la détection est presque la même pour le *snake* classique et GVF.

En ce qui concerne le temps d'initialisation, celui d'initialisation automatique est réduit par rapport à l'initialisation manuelle et quasi-automatique. Dans le tableau IV.1, nous donnons les différentes estimations des temps d'exécutions de l'initialisation.

Initialisation manuelle	Initialisation quasi-automatique	Initialisation automatique
42,9332	55,2911	18,6995

Tableau IV.1 : les différentes estimations des temps (en seconde) d'exécutions des différentes initialisations sur l'image chest.

IV.3 Application de l'approche sur une image IRM

Notre objectif est de détecter le contour d'une tumeur dans une image IRM. A cet effet, nous avons choisi deux images en coupes dans le plan sagittal et axial pour une IRM médullaire de dimensions 512*512 et 512*384 respectivement, que nous avons récupérées du centre d'imagerie médicale MAHMOUDI. Elles représentent les coupes axiales et sagittales médullaire d'un patient atteint par un processus tumoral du bulbo (les figures IV.8 et IV.9).

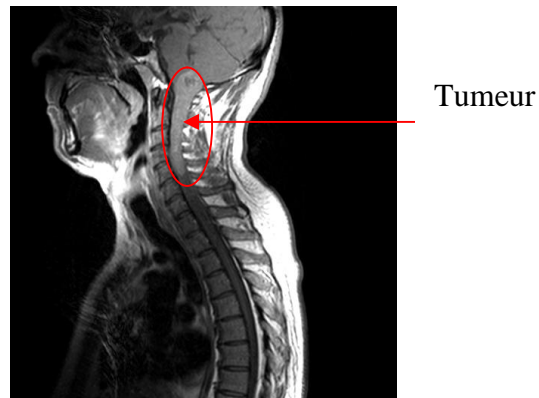


Fig. IV.8: images IRM du rachis cervicale de la coupe sagittale en pondération T_1 avec injection de produit de contraste pour l'état pathologique : tumeur bulbo médullaire.

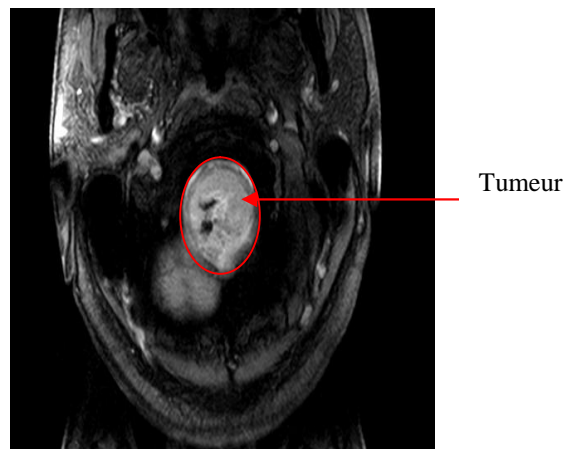


Fig. IV.9: image IRM du rachis cervicale de la coupe axiale pondération T_1 .

IV.3.1 Détection de tumeurs médullaires

La tumeur fabrique des vaisseaux dont la paroi est anormale, ce qui permet au produit de contraste de pénétrer à l'intérieur des cellules tumorales. L'accumulation locale de ce produit, dans la tumeur, va apparaître comme un signal hyper intense en pondération (T_1), rendant ainsi visible la tumeur (Fig. IV.8 et Fig. IV.9). Le produit de contraste utilisé, dans ce cas, est le gadolinium. Sa présence permet d'améliorer le contraste des images obtenues et de mettre en évidence des lésions, notamment les tumeurs. Nous allons appliquer notre approche sur deux images précédentes afin de détecter les contours de la tumeur.

IV.3.2 Initialisation manuelle

Comme pour l'image test, les figures IV.10, IV.11, IV.12 et IV.13, montrent le résultat de détection des contours de la tumeur, par initialisation manuelle d'un *snake* classique et *snake* GVF.

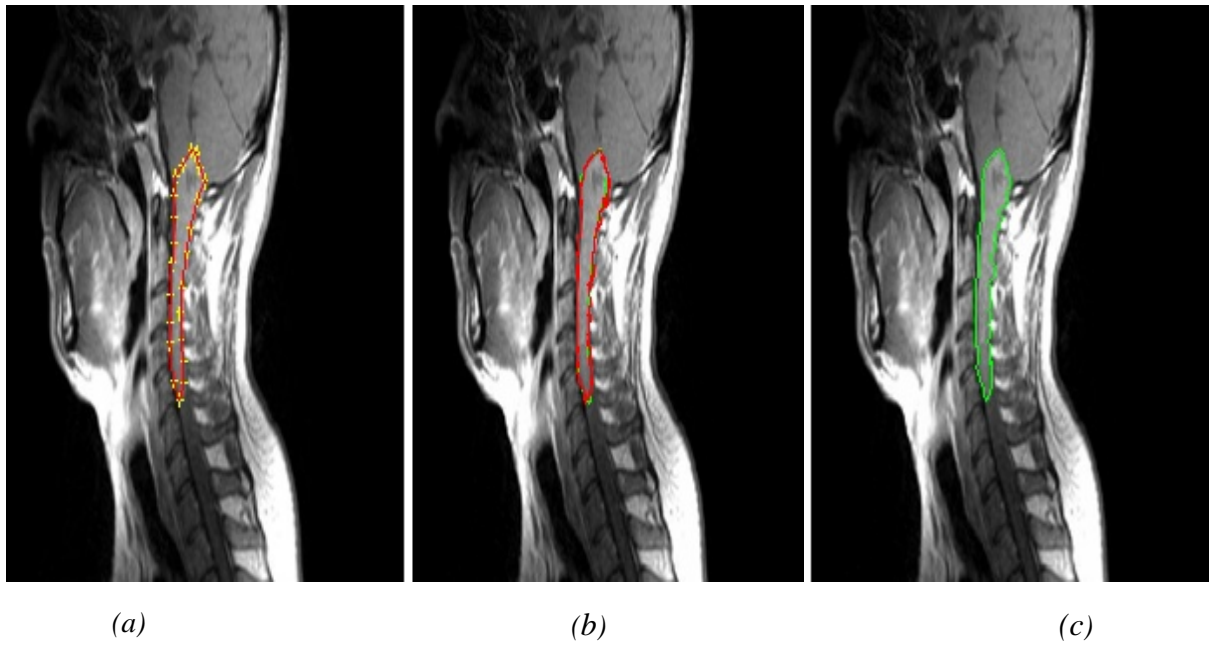


Fig. IV.10 : détection de la tumeur dans la coupe sagittale avec le snake classique : (a) image originale avec initialisation manuelle, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

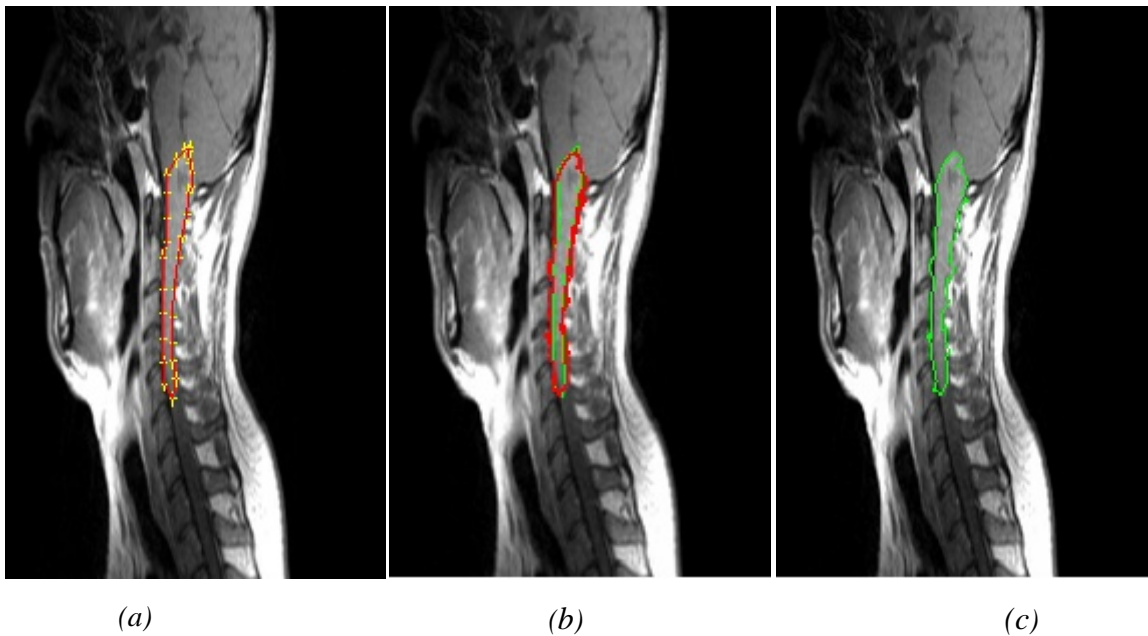


Fig. IV.11 : détection de la tumeur dans la coupe sagittale avec le snake GVF : (a) image originale avec initialisation manuelle, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

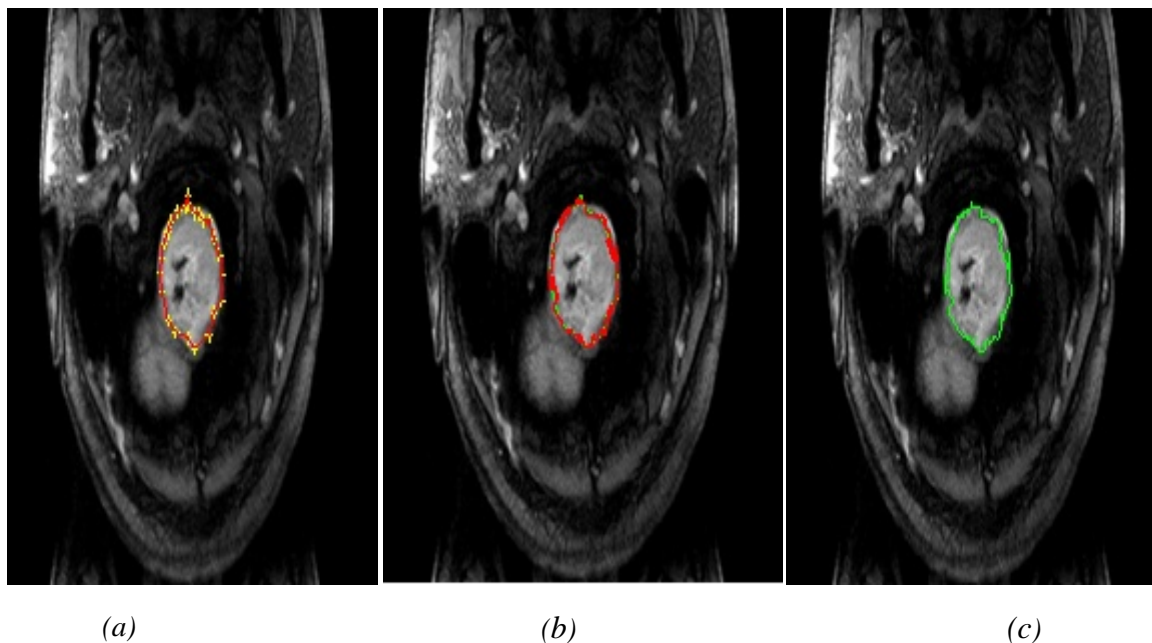


Fig. IV.12 : détection de la tumeur dans la coupe axiale avec le snake classique : (a) image originale avec initialisation manuelle, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

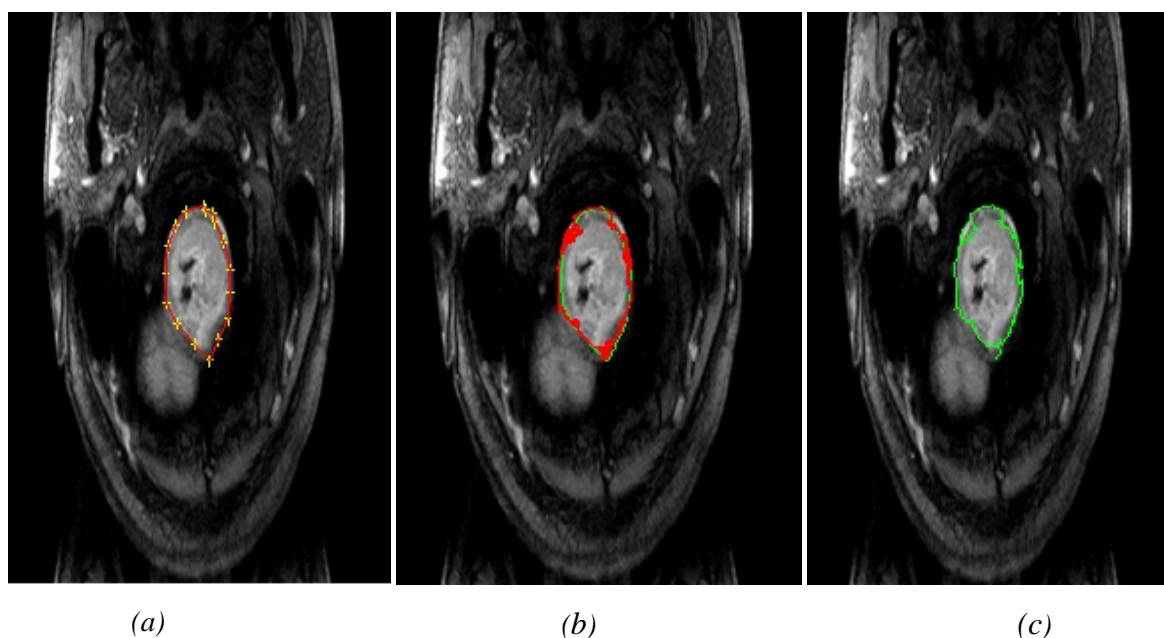


Fig. IV.13 : détection de la tumeur dans la coupe axiale avec le snake GVF : (a) image originale avec initialisation manuelle, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

IV.3.3 Initialisation quasi-automatique

Les figures IV.14, IV.15, IV.16 et IV.17 montrent le résultat de détection des contours de la tumeur dans l'image IRM, par initialisation automatique d'un *snake* classique, *snake* GVF, respectivement

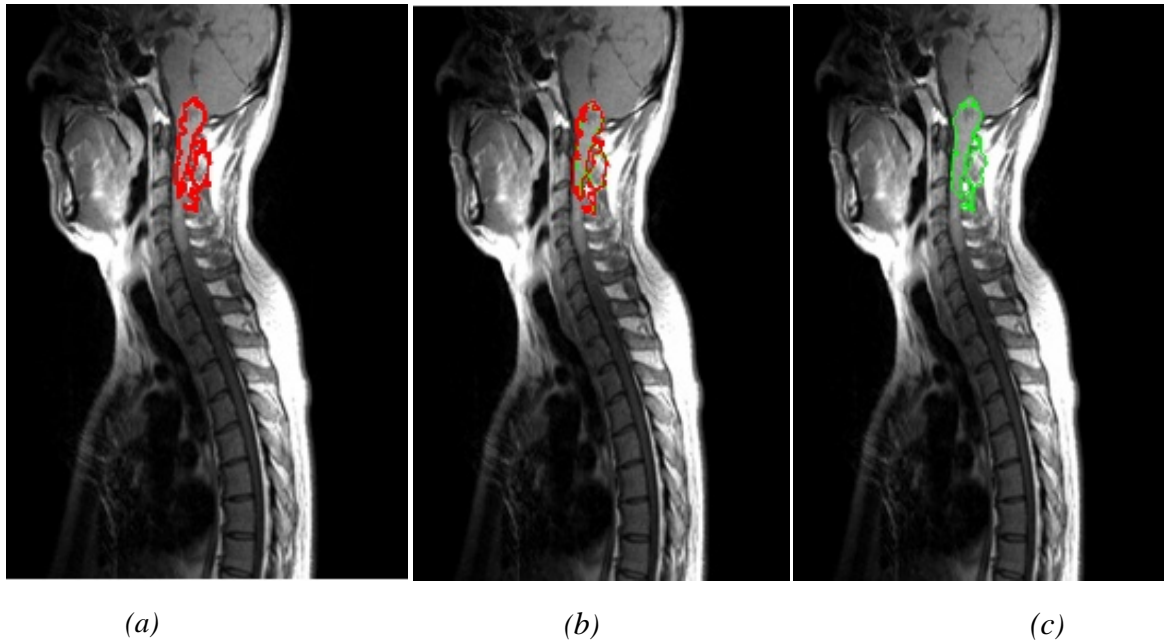


Fig. IV.14 : détection de la tumeur dans la coupe sagittale avec le *snake* classique : (a) image originale avec initialisation quasi-automatique, (b) déformations, (c) résultat après

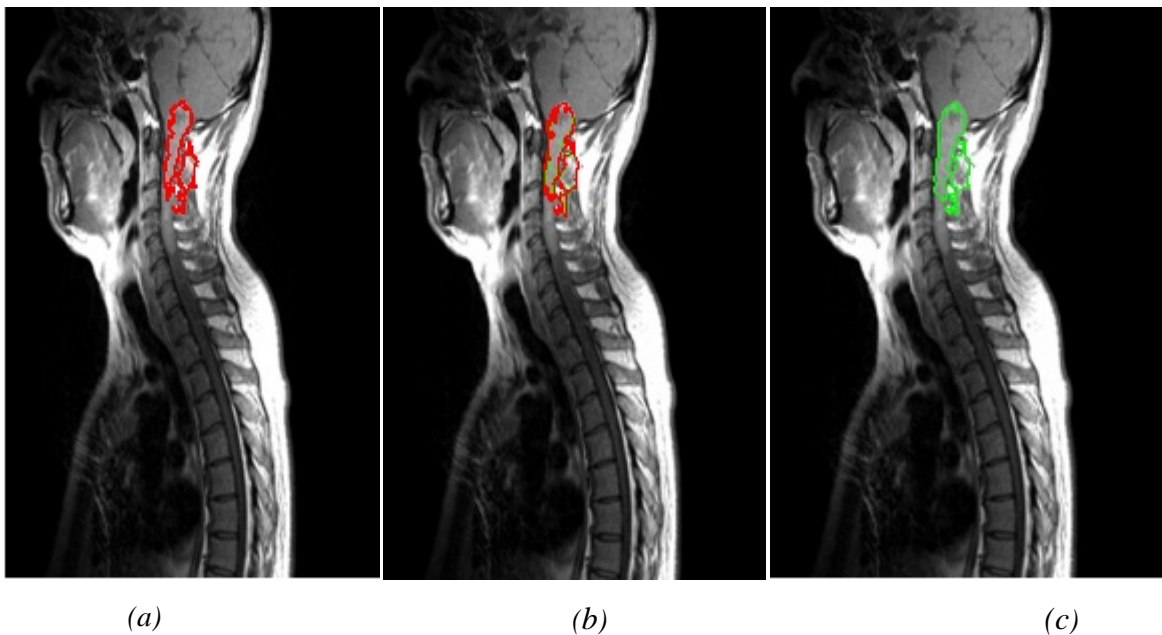


Fig. IV.15 : détection de la tumeur dans la coupe sagittale avec le *snake* GVF : (a) image originale avec initialisation quasi-automatique, (b) déformations, (c) résultat après 40

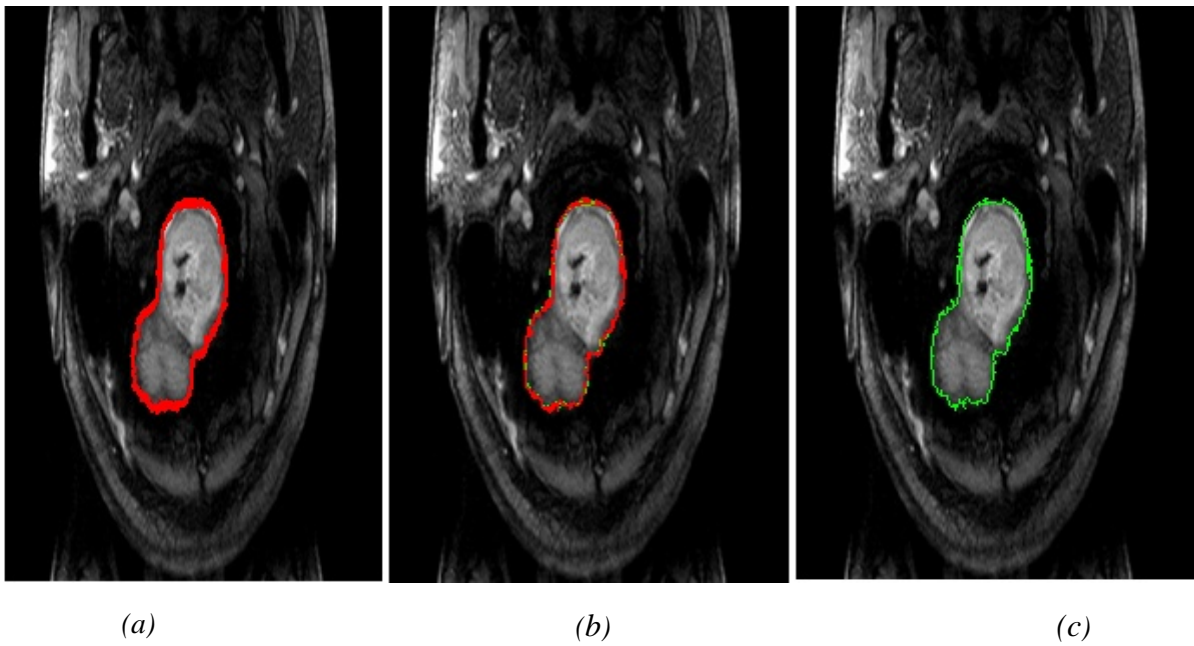


Fig. IV.16 : détection de la tumeur dans la coupe axiale avec le snake classique : (a) image originale avec initialisation quasi-automatique, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

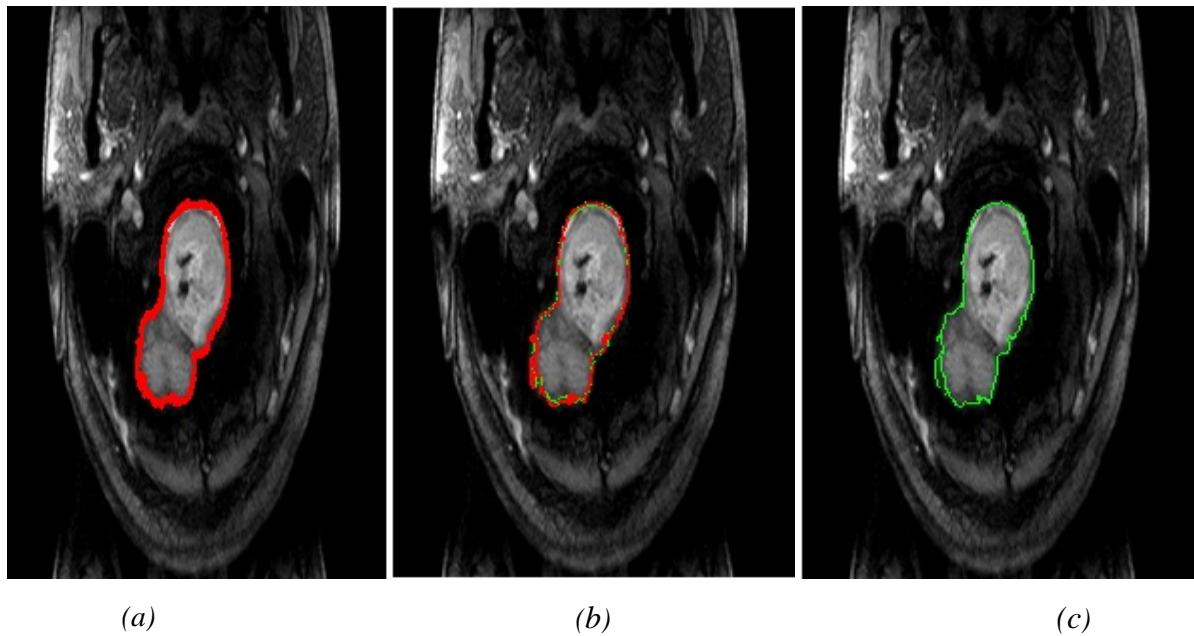
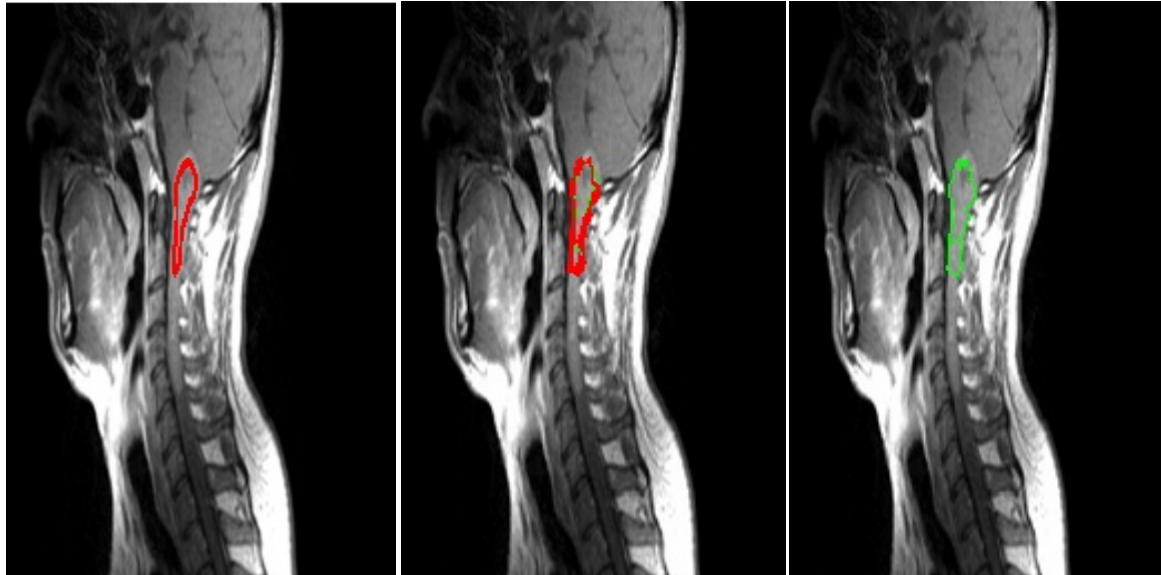


Fig. IV.17 : détection de la tumeur dans la coupe axiale avec le snake GVF : (a) image originale avec initialisation quasi-automatique, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

IV.3.4 Initialisation automatique

De même, nous allons appliquer une initialisation automatique que nous avons développée dans le chapitre III. Ainsi, les figures IV.18, IV.19, IV.20 et IV.21, montrent le résultat de détection des contours, par initialisation automatique d'un *snake* classique et *snake* GVF.

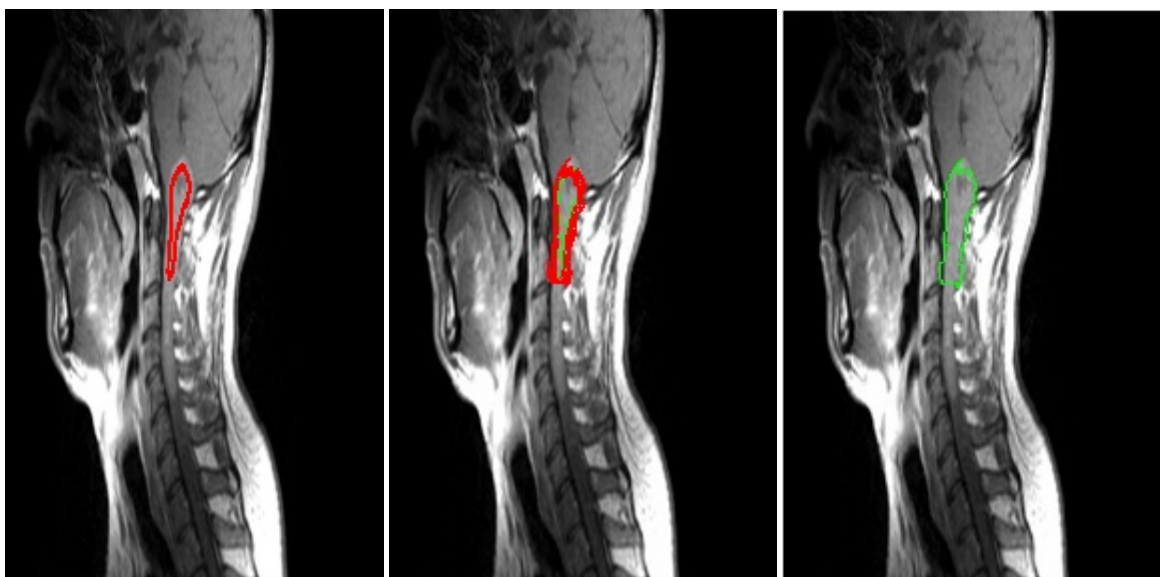


(a)

(b)

(c)

Fig. IV.18 : détection de la tumeur dans la coupe sagittale avec le *snake* classique : (a) image originale avec initialisation automatique, (b) déformations, (c) résultat après 40



(a)

(b)

(c)

Fig. IV.19 : détection de la tumeur dans la coupe sagittale avec le *snake* GVF : (a) image originale avec initialisation automatique, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

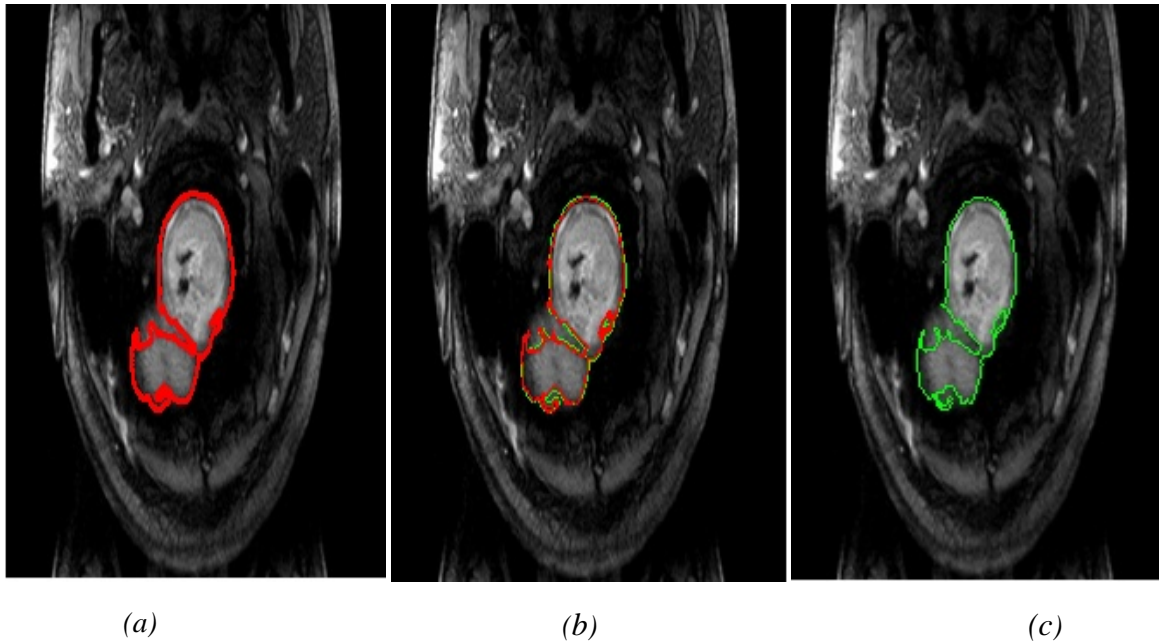


Fig. IV.20 : détection de la tumeur dans la coupe axiale avec le snake classique : (a) image originale avec initialisation automatique, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

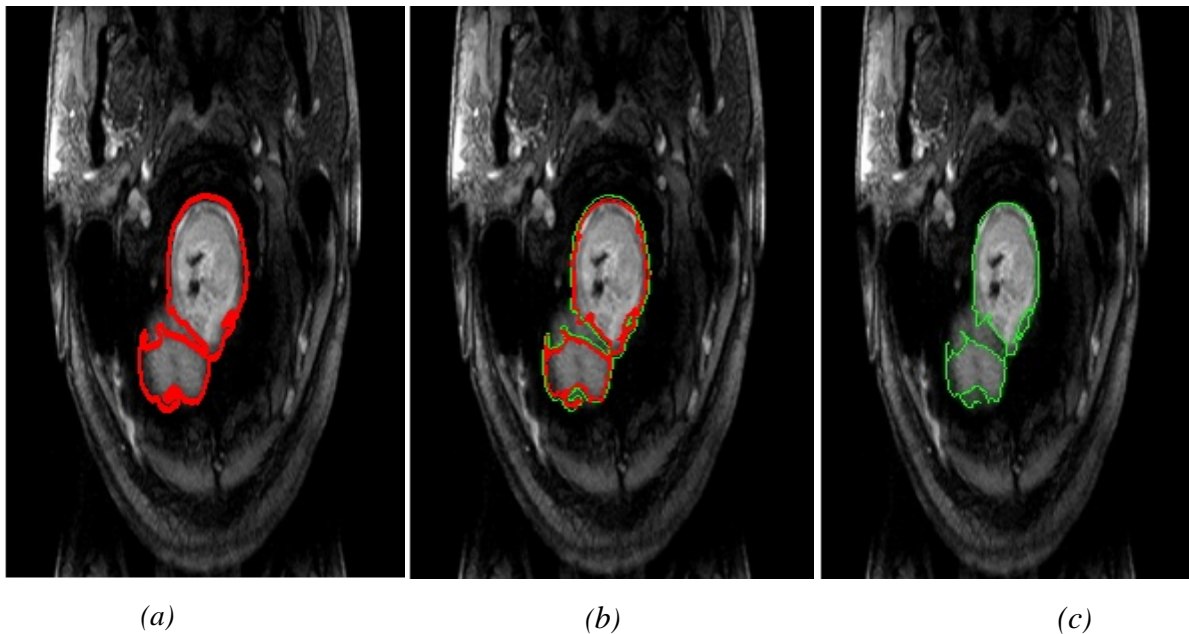


Fig. IV.21 : détection de la tumeur dans la coupe AXIALE avec le snake GVF : (a) image originale avec initialisation automatique, (b) déformations, (c) résultat après 40 itérations.

IV.3.5 Interprétation des résultats

Pour la première image (Fig. IV.8), dont la tumeur est difficile à détecter, nous remarquons que le résultat avec l'initialisation manuelle est satisfaisant. Le même constat peut se faire avec l'initialisation automatique. Tandis qu'avec l'initialisation quasi-automatique la détection a failli. Cette remarque concerne, bien sûr, les deux types des *snakes* (classique et GVF).

Pour la deuxième image (Fig. IV.9), nous remarquons que l'initialisation quasi-automatique a failli, aussi. Pour les deux autres initialisations la détection est satisfaisante, avec un pourcentage de précision pour l'initialisation automatique d'après l'avis du radiologue.

Comme pour l'image test (section IV.2), nous remarquons, pour le temps d'initialisation, que celui d'initialisation automatique est réduit par rapport à l'initialisation manuelle et quasi-automatique. Le tableau IV.2 nous donne les différentes estimations des temps d'exécutions des différentes initialisations.

	Initialisation manuelle	Initialisation quasi-automatique	Initialisation automatique
Image de la Fig. IV.1	27,9909	68,3138	17,9209
Image de la Fig. IV.2	25,3331	62.2500	19,9517

Tableau IV.2 : les différentes estimations des temps (en seconde) d'exécutions des différentes initialisations sur les deux images médicales.

IV.4 Conclusion

Nous concluons que l'initialisation automatique permet de s'affranchir d'une initialisation manuelle, qui est fastidieuse et fatigante, et d'une initialisation quasi-automatique qui possède le problème du choix manuelle des seuils, surtout pour l'image réelle. Cette initialisation automatique fournit un contour initial proche et ayant la forme du contour réel, accélérant, ainsi, la convergence.

Enfin la conjugaison de ce processus avec les forces GVF fournit un outil de détection de contour rapide et précis.

Conclusion générale

Dans notre étude, nous avons, premièrement, énoncé quelques notions sur l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Puis, nous avons discuté quelques modèles de contours actifs. Ensuite, nous avons présenté notre approche adoptée, qui se base sur trois méthodes différentes d'initialisation de contours actifs. Pour l'évolution de contour actif nous avons repris les travaux déjà développés se basant sur le *snake classique* et celui du *snake GVF*.

Ces deux types de contours actifs exigent que le contour initial soit le plus proche possible des bords de l'objet à détecter. En effet, en plus de l'initialisation manuelle, qui donne pratiquement un bon résultat, nous avons étudié l'initialisation qualifiée de quasi automatique, qui, elle aussi donne des résultats assez bons, mais a montré son inefficacité pour retrouver un contour initial pour des régions difficile à détecter.

Pour remédier à ce problème, nous avons étudié une méthode d'initialisation automatique qui se base sur la minimisation de champ d'énergie externe. Cette initialisation automatique fournit un contour initial proche du contour réel, diminuant, ainsi, le temps de convergence. Les résultats de la détection des contours d'une tumeur médullaire sont très satisfaisants, comparés à ceux obtenus par l'initialisation manuelle et quasi-automatique.

Notons que l'inconvénient de cette méthode et l'étape du prétraitement, qui doit être efficaces mais, aussi, le nombre et les valeurs des isolines.

Enfin, nous espérons avoir apporté un travail qui pourra servir à d'autres finalités et sera bénéfique pour les futures promotions.

ANNEXE A

A.1 La polarisation

C'est lorsque le spin (le spin représente le moment magnétique de proton produit lorsqu'il tourne autour de lui) est équivalent à un aimant microscopique [1] (Fig. A.1).

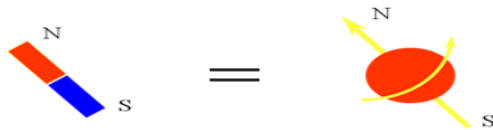


Fig. A.1 : la polarisation.

a) *en absence du champ magnétique* : les vecteurs d'aimantation microscopique s'orientent de manière aléatoire (Fig. A.2).

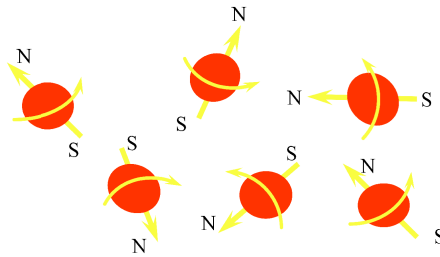
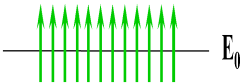


Fig. A.2: le mouvement aléatoire des protons.

Dans ce cas, les protons sont sur un même niveau d'énergie moyenne: 

b) *en présence du champ magnétique statique (B₀)*: la polarisation (Fig. A.3).

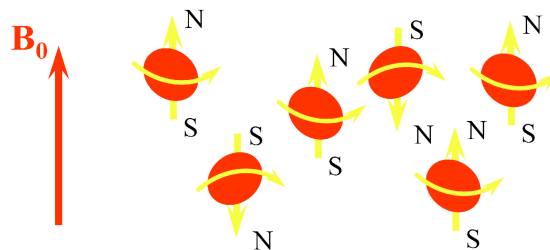


Fig. A.3 : la polarisation.

En effet, en présence du champ magnétique (Fig. A.4), les protons se répartissent sur deux niveaux d'énergie E₁ (elle représente l'énergie des protons qui tournent dans le même sens de champs magnétique B₀) et E₂ (elle représente l'énergie des protons qui

tourne dans le sens inverse de B_0), avec un léger excès sur le niveau E1 qui crée la magnétisation (M_0) nette dans la direction du champ (B_0) (Fig. A.5).

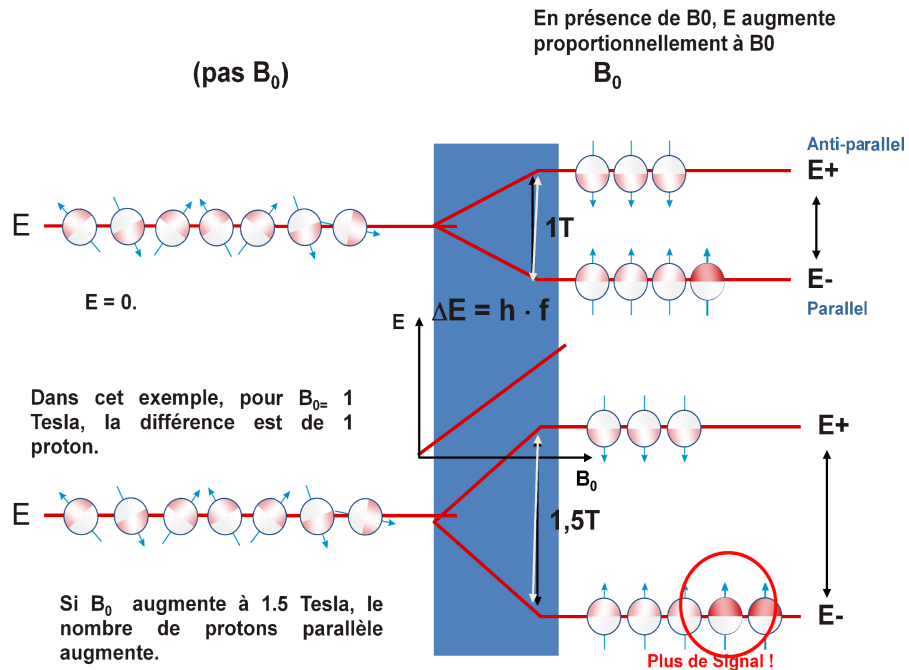


Fig. A.4 : les niveaux d'énergie des protons dans le cas de la polarisation.

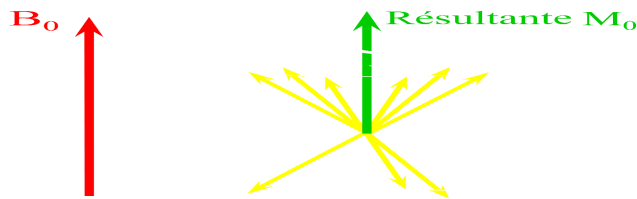


Fig. A.5 : la magnétisation M_0 .

A.2 Excitation (résonance)

On fait l'excitation avec une impulsion radio fréquence (produit un champ magnétique (B_1)) qui oblige les protons à se réaligner. On observe deux phénomènes simultanés :

- Les protons se mettent à précesser.
- Le vecteur qui les représente bascule.

Plus l'énergie de l'impulsion est forte, plus l'angle de déviation de la magnétisation est grand.

A.3 La relaxation

C'est le retour des spins à leur position d'équilibre, à la fin de l'excitation. C'est, aussi, une restitution d'énergie qui s'effectue de deux façons : T1 et T2. Elle correspond, en

effet, à la disparition de l'aimantation transversale et la récupération de l'aimantation longitudinale.

a- Relaxation longitudinale T1 (relaxation spin-réseau) : est la libération d'énergie dans le milieu externe, ou bien c'est le temps que mettent les différents protons à s'aligner lorsqu'ils sont introduits dans un champ magnétique (Fig. A.6)

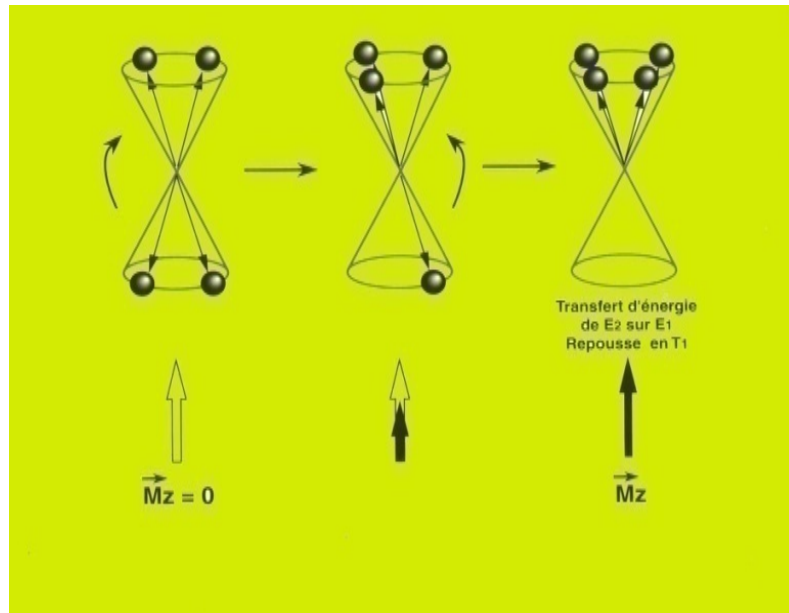


Fig. A.6 : la récupération de l'aimantation longitudinale.

On l'appelle aussi relaxation T1 (spin-réseau), car la récupération de l'aimantation longitudinale se fait selon une exponentielle croissante où la constante de temps T1, représente le temps que met un tissu donné à récupérer 63% de sa magnétisation longitudinale (Fig. A.7).

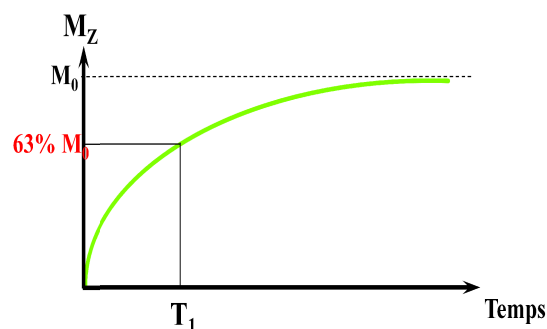


Fig. A.7 : l'explication analytique de T1.

Remarque:

- T1 est spécifique au tissu, dépend fortement de B0.
- T1 dépend aussi de la masse et la taille des molécules constituant le tissu.

-Pour les milieux liquides : T1 apparait en hypo signal et les valeurs de T1 sont supérieures à la seconde.

-Pour les tissus les plus structurés : T1 apparait en hyper signal et les valeurs de T1 sont de l'ordre de quelques centaines de ms.

b- Relaxation transversale T2 (spin-spin) : c'est l'échange d'énergie entre les protons d'un même système, ou bien c'est le temps de déphasage des spins d'un tissu donné. On aura une disparition de l'aimantation transversale (Fig. A.8).

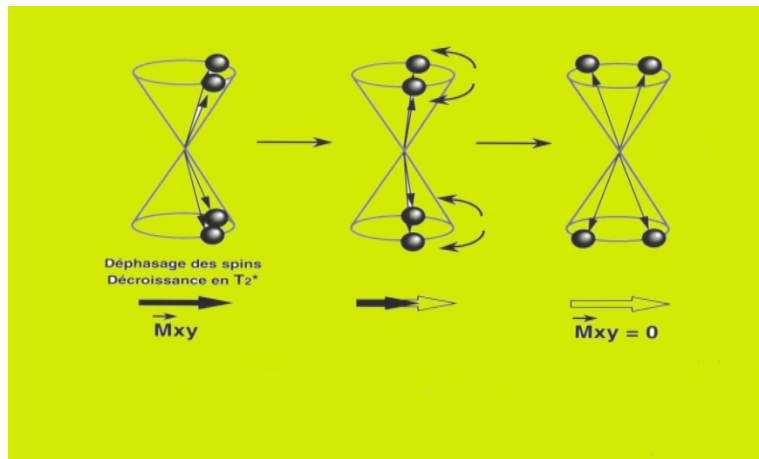


Fig. A.8 : la disparition de l'aimantation transversale.

Elle est appelée aussi relaxation T2 (spin-spin) car la disparition ou la décroissance rapide de l'aimantation transversale se fait selon une exponentielle décroissante où la constante du temps T2, représente le temps que mettent 63% des spins d'un tissu donné à se déphaser. Il ne persiste que 37% de la magnétisation initiale (Fig. A.9).

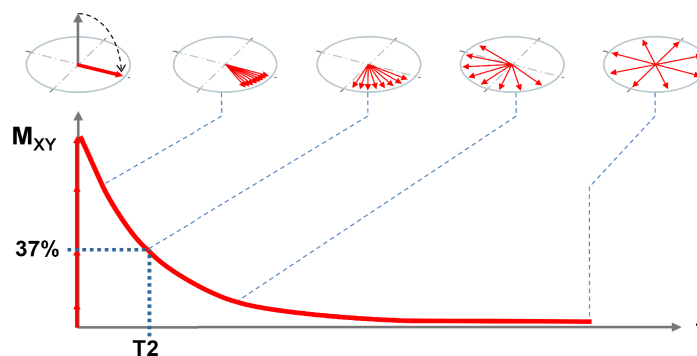


Fig. A.9: l'explication analytique de T2.

Remarque:

- T2 est spécifique au tissu.
- T2 ne dépend pas du champ magnétique B0.
- Dans les solides : T2 est extrêmement court.

-Dans les liquides : T2 est plus long.

-T2 permet de visualiser les liquides par un signal hyper-intense et les tissus par un signal hypo-intense

A.4 Séquence d'impulsion

On appelle « séquence d'impulsion » une série d'excitation des noyaux d'hydrogène du tissu concerné, en principe on utilise trois types de séquence d'impulsion.

1-Séquence d'écho de spin : c'est la séquence la plus utilisée en IRM, elle se caractérise par une impulsion Radio fréquence (RF) de 90° suivie d'une ou plusieurs impulsion de 180° (Fig. D.3 : a), en variant le TR et le TE, telle que :

-**TR : le temps de répétition** : représente le temps qui s'écoule entre chaque impulsion Radio fréquence de 90° .

- **TE : le temps d'écho** : représente l'intervalle de temps qui s'écoule entre l'impulsion de 90° et la mesure de première signal d'écho de spin.

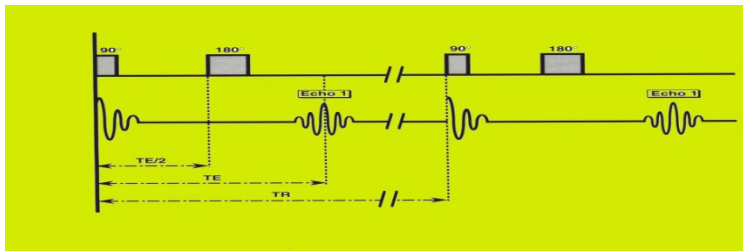


Fig. D.3 : a : la représentation de la Séquence d'écho de spin

-TR et TE sont des paramètres dépendants de l'opérateur qui peut changer le temps entre l'impulsions RF afin de produire différents types d'images RM, ils sont habituellement mesurer en Msc.

- Les temps de répétition courts aux environs de 400 ms fournissent un bon contraste en T1 pour les séquences d'écho de spin.

- Les temps de répétition longs aux environs de 2000 ms fournissent un bon contraste en T2 pour les séquences d'écho de spin.

TR entre 400 et 600 ms (idéal = 500ms)

Si TR < 400 ms, peu de repousse, donc peu de signal et de contraste T1

Si TR > 600 ms, trop de repousse, influence de la densité de protons mais signal plus fort

2- Séquence d'inversion – récupération

Elle consiste à appliquer une impulsion de 180° suivie d'une autre impulsion de 90° . On effectue une bascule de 180° , après un intervalle de temps spécifique, le vecteur partiellement recouvert est basculé dans le plan transversale par une impulsion de 90° , cette intervalle de temps est dit temps d'inversion le signale peut être maintenant détecté.

3-écho de gradient

Elle permet l'acquisition rapide des données d'une coupes en quelque seconde, elle utilise une impulsion inférieure à 90° , ces séquences ont été mises en point comme séquences rapide pour remplacer les séquences standards d'écho de spin.

ANNEXE B

B.1 Flux du vecteur gradient (GVF) [18]

La force potentielle de distance est basée sur le principe que chaque point du *snake* devrait être attiré par les points appartenant au contour le plus proche. Ainsi, dans le cas de frontières présentant des concavités, les points du *snake* se retrouvent piégés par les point des murs de la concavité son jamais l'atteindre. Pour résoudre ce problème, *Xu* et *Prince* ont proposé l'utilisation d'une équation de diffusion des vecteurs gradients d'une carte de contours dans des régions distantes des frontières. Cette équation permet d'agrandir le rayon de capture du *snake*. Ainsi, l'information contour est diffusée dans les régions homogènes, ce qui permet une initialisation éloignée du contour. Ceci donne lieu à un nouveau champ de force appelé Flux de Vecteur Gradient (*Gradient Vectors Flow*) qui est un champ vectoriel $w(x, y) = (u(x, y), v(x, y))$ qui minimise la fonctionnelle d'énergie suivante :

$$\varepsilon = \iint \mu(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |w - \nabla f|^2 dx dy \quad (\text{B.1})$$

Où $f = f(x, y)$ représente une carte de contours de l'image que nous prendrons égale à l'énergie externe décrite dans la section (II.3.2). On peut voir par cette formulation variationnelle que quand les contours sont faible ($|\nabla f|$ est petit) alors l'énergie est dominée par la somme des dérivées partielles du champ vectorielle conduisant à un champ variant lentement. Au contraire quand le $|\nabla f|$ est grand, le second terme de l'intégrale domine et est minimisé pour une énergie égale au gradient du contour :

$$W = \nabla f \quad (\text{B.2})$$

Ainsi, le W est équivalent au gradient de la carte de contour quand le gradient du contour est important, ce qui revient à l'énergie externe traditionnelle, et varie peut dans les régions homogène. μ , est un paramètre de régularisation commandant la différence entre les deux termes de l'intégrale. Ce paramètre se règle en fonction du bruit de l'image, plus le bruit est important plus ce paramètre doit être grand.

Le nouveau champ de force extérieure, W , remplace l'énergie externe de l'équation

(B-3):

$$\tau \frac{\partial v}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial s} \left(\alpha(s) \frac{\partial v}{\partial s} \right) - \frac{\partial^2}{\partial s^2} \left(\beta(s) \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right) + W \quad (\text{B.3})$$

La méthode GVF procède en deux étapes pour le calcul du champ GVF :

- le calcul de la carte de contours
- le calcul du champ GVF.

B.1.1 Calcul de la carte de contours

La carte de contours est la dérivée de l'image. Elle permet de caractériser les zones d'intérêt dans l'image, c'est-à-dire, les contours dans notre cas, par les grandes valeurs,

$$f(x, y) = |\nabla G_\sigma * I(x, y)| \quad (\text{B.4})$$

Il vient alors que ∇f pointe sur les régions d'intérêt.

B.1.2 Le calcul du champ GVF

Le champ GVF est déterminé par le calcul variationnel. On obtient le système d'équations d'Euler suivantes à résoudre :

$$\begin{cases} \mu \nabla^2 u - (u - \nabla_x f) \left((\nabla_x f)^2 + (\nabla_y f)^2 \right) = 0 \\ \mu \nabla^2 v - (v - \nabla_y f) \left((\nabla_x f)^2 + (\nabla_y f)^2 \right) = 0 \end{cases} \quad (\text{B.5})$$

Où ∇_x et ∇_y sont, respectivement, les opérateurs gradient selon x et y . Ce système est résolu en traitant u et v comme des fonctions du temps et en le résolvant, de manière itérative, de la même manière que pour la minimisation de l'énergie du modèle déformable (la méthode variationnelle).

On obtient alors :

$$\begin{cases} \frac{\partial u(x, y, t)}{\partial t} = \mu^{-1} u(x, y, t) - (u(x, y, t) - \nabla_x f) \left((\nabla_x f)^2 + (\nabla_y f)^2 \right) \\ \frac{\partial v(x, y, t)}{\partial t} = \mu^{-1} v(x, y, t) - (v(x, y, t) - \nabla_y f) \left((\nabla_x f)^2 + (\nabla_y f)^2 \right) \end{cases} \quad (\text{B.6})$$

Ces équations peuvent être résolues séparément en u et v . Elles sont connues sous le nom d'équations de diffusion généralisées.

On discrétisant en temps et en espace u et v , on obtient :

$$\begin{cases} u(x, y, t + 1) = u(x, y, t) + \Delta t [\mu^{-2} u(x, y, t) - (u(x, y, t) - \Delta_x f) ((\Delta_x f)^2 + (\nabla_y f)^2)] \\ v(x, y, t + 1) = v(x, y, t) + \Delta t [\mu^{-2} v(x, y, t) - (v(x, y, t) - \Delta_y f) ((\nabla_x f)^2 + (\nabla_y f)^2)] \end{cases} \quad (\text{B.7})$$

Pour simplifier, on réécrit les équations sous la forme suivantes :

$$\begin{cases} u(x, y, t + 1) = (1 - b \Delta t) u(x, y, t) + \Delta t \mu^{-2} u(x, y, t) + \Delta t c^1(x, y) \\ v(x, y, t + 1) = (1 - b \Delta t) v(x, y, t) + \Delta t \mu^{-2} v(x, y, t) + \Delta t c^2(x, y) \end{cases} \quad (\text{B.8})$$

Avec :

$$\begin{cases} b(x, y) = ((\Delta_x f)^2 + (\nabla_y f)^2) \\ c^1(x, y) = \Delta_x f b(x, y) \\ c^2(x, y) = \Delta_y f b(x, y) \end{cases} \quad (\text{B.9})$$

Le laplacien de u et v peut s'exprimer sous la forme suivante :

$$\begin{cases} \Delta^2 u = \frac{1}{\Delta x \Delta y} (u(x + 1, y) + u(x, y + 1) + u(x - 1, y) + u(x, y - 1) - 4u(x, y)) \\ \Delta^2 v = \frac{1}{\Delta x \Delta y} (v(x + 1, y) + v(x, y + 1) + v(x - 1, y) + v(x, y - 1) - 4v(x, y)) \end{cases} \quad (\text{B.10})$$

Pour garantir la convergence, le pas en temps doit vérifier [14] :

$$\Delta t \leq \frac{\Delta x \Delta y}{4\mu} \quad (\text{B.11})$$

On voit bien, sur cette condition, que lorsqu'on applique un lissage important (c'est-à-dire, Choisir μ grand), le pas du temps diminue par conséquent ; on aura une convergence lente. Lorsqu'on travaille sur une image à faible résolution (c'est-à-dire, Δx et Δy importants) la convergence devienne plus rapide.

ANNEXE C

C.1 Définition d'une tumeur

Maladie qui a pour mécanisme une prolifération cellulaire anarchique, incontrôlée et incessante. Cette prolifération anarchique des cellules s'oppose à la prolifération harmonieuse et le plus souvent intermittente qui caractérise les tissus normaux et qui n'a lieu que pour réparer les pertes cellulaires accidentelles par plaie ou agression, et les pertes naturelles par vieillissement. Le terme cancer recouvre un vaste ensemble de maladies, cataloguées selon les cellules et les tissus à partir desquels les cancers se forment. La tumeur développée dans un organe (Tumeur primitive) va se greffer à distance sur d'autres organes (cerveau, poumon, foie, etc.), en passant par les voies lymphatiques ou sanguines. Ces tumeurs secondaires, qui reproduisent la structure de la tumeur mère, s'appellent des *métastases*.

C.2 Fréquence

Dans les pays industrialisés, le cancer est la deuxième cause de mortalité après les maladies cardiovasculaires. On note, en Europe et en Amérique du Nord, la prédominance des cancers du poumon, attribuables pour 90% au tabagisme, des cancers colorectaux, probablement liés, en partie, à l'alimentation, et des cancers du foie dans zones d'endémie de l'hépatite B et celle des cancers du col de l'utérus dans les pays où l'hygiène est encore défectueuse, ce qui a pour conséquence un taux élevé de maladies sexuellement transmissibles (papillomes ou herpès) qui peuvent être à l'origine de ces cancers.

C.3 Causes

Les cancers sont causés par l'exposition à des virus, à des substances naturelles ou chimiques, à des rayonnements. Cela a pour effet d'induire des mutations ou des expressions inappropriées de divers gènes appelés oncogènes, impliqués dans la prolifération des cellules, dans leur différenciation et dans la régulation de ces phénomènes. Les oncogènes sont normalement sous le contrôle de gènes inhibiteurs. Les anti-oncogènes, qui peuvent être perdus ou subir eux-mêmes une mutation sous l'action des agents énumérés plus haut, leur fonction s'en trouvant réduite. Mais ces anti-oncogènes peuvent manquer de façon héréditaire, ce qui explique, en partie, l'existence de prédispositions familiales aux cancers.

Les principales causes des cancers sont :

1. L'alcool.
2. L'alimentation.
3. Les Radiations.
4. Le tabac.
5. Les virus.

C.4 Symptômes et Diagnostic

Une perte de poids importante et plus ou moins rapide, un manque d'appétit, une fatigue intense, une perte de sang dans les selles ou par la bouche et des douleurs diverses, sont des signes fonctionnels qui peuvent être associés à la présence d'un cancer. Le développement, souvent silencieux des cancers, tend à en retarder le diagnostic et pose des problèmes aux médecins, qui ne voient le patient qu'à un stade déjà avancé de la maladie. Parfois, la maladie est décelée par hasard, au cours d'une visite médicale ou d'un examen de sang. Le diagnostic repose sur l'examen clinique, des examens de laboratoire, des examens radiologiques et endoscopiques et des biopsies.

C.5 Evolution du cancer

Une fois déclenchés par l'activation d'oncogènes, mutés ou non, et en raison de la perte ou de l'altération par mutation d'un ou de plusieurs anti oncogènes, les cancers subissent une progression dans la malignité qui les rend de plus en plus capables de contourner les obstacles que l'organisme ou les traitements dressent sur leur route. Ils progressent également dans l'organisme, c'est-à-dire s'étendent sur place de façon caractéristique dans les tissus d'origine et dans les tissus voisins, pouvant être responsables de compression d'organes. En même temps, ils disséminent à distance, par petits foyers distincts, des métastases. La progression dans la malignité et l'effet d'une instabilité génétique, qui croît en fonction du temps. Des propriétés nouvelles apparaissent, qui modifient les cellules, les faisant ressembler à celles d'un tissu différent ou d'un tissu de la vie embryonnaire. Dans certains cas, les cellules cancéreuses sécrètent des substances ayant des propriétés comparables, à certains hormones naturelles, qui provoquent des manifestations identiques à une hypersécrétion (syndrome de Schwarz-baratter : sécrétion inappropriée d'hormone paranéoplasique). Parmi les propriétés nouvelles des cellules cancéreuses, il faut souligner la prolifération qui est assurée par l'expression permanente de récepteurs aux facteurs de croissance cellulaires, qui ne

s'expriment que de façon intermittente dans la cellule normale. Les cellules cancéreuses sont également capables de fabriquer elles-mêmes, au contraire des cellules normales, les facteurs de croissances, ce qui leur confère un avantage de survie et de prolifération considérable. En outre, elles expriment un gène dont le produit qui a pour effet d'empêcher la mort cellulaire. C'est ainsi que l'on peut dire qu'une cellule cancéreuse est immortelle. Autre aspect important de l'instabilité génétique des cancers : l'hétérogénéité des cellules fait qu'au sein d'une même tumeur existent de nombreux clones (ensemble de même cellule initiale) différents, possédant des capacités différentes. Ainsi, si certains clones rencontrent des obstacles à leur prolifération, les autres subissent une expansion et occupent le terrain. Cette hétérogénéité clonale s'observe très tôt dans le développement d'un cancer, bien avant sa phase visible, et constitue une difficulté majeure pour le thérapeute. La progression anatomique du cancer doit être évaluée par divers examens complémentaires. Cette évaluation permet une classification de chaque cancer qui, associée à ses caractéristiques histologiques, permet de choisir le traitement le mieux adapté.

C.6 Traitement et Prévention

Le traitement repose sur la chirurgie, la radiothérapie, la chimiothérapie (administration de médicaments ayant un effet destructeur et immunologique) et/ou l'hormonothérapie (administration d'hormones). Les recherches actuelles s'orientent vers des méthodes thérapeutiques capables de redonner aux cellules cancéreuses des caractères normaux (traitement redifférenciant). Dans ce domaine, des succès réels ont été obtenus récemment dans certains types de leucémie. En raison des difficultés de dépistage et de traitement de la maladie, la prévention du cancer prend toute son importance. La sensibilisation de la population semble un facteur décisif. Certains gestes, comme l'autopalpation des seins, devraient devenir courants. Il faut, également, insister sur le respect d'une certaine hygiène de vie et proscrire, autant qu'il est possible, les comportements à risque.

Bibliographie

- [1] : Documentation du centre de l'imagerie médicale MAHMOUDI.
- [2] : Chilali O., « Classification automatique de données utilisant les modèles déformables », Mémoire de magister, Département d'Automatique, UMMTO, 2006.
- [3] : Bouazz F., « Les contours actifs en segmentation d'images textures ». Mémoire d'ingénieur, Département Automatique, UMMTO, 2009.
- [4] : Kabene K. et Salmi H., « Suivi d'objets en mouvement dans une séquence vidéo à l'aide des contours actifs à base de level-sets ». Mémoire d'ingénieur, Département Automatique, UMMTO, 2007.
- [5] : Akli M-K. et Hamid S., « Initialisation automatique des *snakes* pour une segmentation d'une image IRM ». Mémoire d'ingénieur, Département Automatique, UMMTO, 2009.
- [6] : C. Tauber, H. Batatia et A. Ayache, « Quasi-automatic initialization parametric active contours », Pattern Recognition Letters 31 (2010) 83-99.
- [7] : Bing Li et Scott T. Acton, « Active contour external force using vector field convolution for image segmentation », IEEE Transaction On Image Processing, Vol. 16, No.8, 2007.
- [8] : Bing Li et Scott T. Acton, « Automatic Active Model Initialisation Via Poisson Inverse Gradient », IEEE Transaction On Image Processing, Vol. 17, No.8, 2008.