

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

UNIVERSITE MOULOUD MAMMERY DE TIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE.

Mémoire de Fin d'Etudes de MASTER ACADEMIQUE

Domaine : Sciences et Technologie

Filière : Génie électrique

Spécialité : **Electronique biomédicale**

Présenté par
EID MAJDI

Thème

**L'extraction et l'Analyse du Système Vasculaire
Cérébral : Aide au Diagnostic Médical**

Mémoire soutenu publiquement le .../.../20.... devant le jury composé de :

M Prénom NOM

Grade, Lieu d'exercice, Président

M Prénom NOM

Grade, Lieu d'exercice, Encadreur

M Prénom NOM

Grade, Lieu d'exercice, Co-Encadreur

M Prénom NOM

Grade, Lieu d'exercice, Examineur

M Prénom NOM

Grade, Lieu d'exercice, Examineur

Titre : «L'extraction et l'Analyse du Système Vasculaire Cérébral : Aide au Diagnostic Médical»

Résumé : Au fil du temps, la médecine humaine a constamment évoqué le besoin toujours plus grandissant de pouvoir voir à l'intérieur du corps humain sans avoir à utiliser des techniques dites invasives, nécessitant des opérations parfois longues et complexes. Il existe aujourd'hui plusieurs méthodes d'imagerie médicale.

Bien que toutes ces méthodes se distinguent par le fonctionnement de leurs capacités d'imagerie, elles ont toutes un point commun : elles produisent des images de tons de gris servant essentiellement au diagnostic. En effet, les niveaux de gris sont intimement liés aux caractéristiques physiques des tissus observés et peuvent également être reliés à des phénomènes physiologiques typiques (œdème, lésions...).

De plus en plus, l'imagerie médicale est utilisée dans toutes les étapes de la pratique médicale, aussi bien lors du diagnostic ou de la planification de thérapie, qu'en contrôle de la thérapie.

Bien entendu, les techniques actuelles ne sont pas sans failles, sans passer par les pour et les contres de chacune, il est possible de dresser une liste globale des besoins toujours grandissants en imagerie :

- Meilleure qualité d'images (moins d'artéfacts et meilleur contraste).
- Plus grande vitesse d'acquisition (imagerie en temps réel).
- Meilleure résolution des images (images plus détaillées et plus volumineuses).

Si les images scanner, IRM, TEP, etc. ont métamorphosé la pratique médicale, les mathématiques et l'informatique y sont pour beaucoup. Qu'il s'agisse de passer du signal brut issu des systèmes d'acquisition à des images numériques interprétables par le médecin, d'améliorer le contraste ou de diminuer le bruit de ces images, ou encore d'en extraire automatiquement des organes particuliers, des pathologies comme des tumeurs, toutes ces étapes exigent de concevoir des modèles mathématiques, de les rendre opérationnels dans des algorithmes de traitement et de faire mouliner de puissants ordinateurs.

L'objectif de ce travail est la segmentation des structures cérébrales de sujets sains et pathologiques à partir de séquences d'images d'IRM cérébrales. Le but recherché est la mise en œuvre d'une technique automatique de segmentation de ces structures pour aider le médecin au diagnostic, cette segmentation doit naturellement être reproductible et fiable.

Pour notre travail, nous présentons une méthode de segmentation d'images IRM basée sur le modèle de Level-set. Ce modèle permet la segmentation de divers types d'images y compris celles qui sont difficiles à segmenter par seuillage ou par des méthodes basées régions. Ce modèle Ls, performant, présente beaucoup d'avantages par rapport aux autres modèles (détection de contours intérieurs, position quelconque de la courbe initiale, détection des contours avec ou sans gradient, robustesse au bruit).

Mots-clés :

Segmentation, Structures Cérébrales, IRM, Contours actifs basés régions, Level-set.

Remerciements

Mes remerciements vont en premier lieu à ma directrice de mémoire, Madame AMEUR Zohra, pour la qualité de son encadrement. Ses conseils, son enthousiasme, sa disponibilité, ses encouragements, son attention, du début à la fin de ce mémoire ont été pour moi une aide précieuse et une source d'équilibre pour la réalisation de ce travail. Pour tout cela, je vous remercie vivement.

Je tiens aussi à remercier le Centre Hospitalo-Universitaire de Tizi-Ouzou, et le Centre d'Imagerie Médicale Yaker pour leurs aides et disponibilités tout au long de notre travail.

Je voudrais exprimer notre gratitude à Monsieur BELGACEM, Neurochirurgien au CHU de Tizi-Ouzou, pour sa contribution au bon déroulement de ce travail.

Mes remerciements s'adressent également aux membres de jury, qui me font l'honneur de juger mon travail.

Je remercie particulièrement mes parents, mes frères et sœurs, pour leur soutien, leur amour et leurs encouragements sans cesse renouvelés. Je leur en ai à jamais reconnaissants.

J'ai une pensée particulière pour mes frères et sœurs Palestiniens qui vivent des jours d'horreur, mais le lien qui les attache au Créateur est lui incassable et indestructible.

Enfin, j'adresse mes plus sincères remerciements à tous mes proches et amis, et à tous ceux qui ont contribué, d'une manière ou d'une autre à la réalisation de ce mémoire et l'accomplissement de ce projet.

Sommaire

Introduction.

Chapitre I : Anatomie du cerveau et sa vascularisation.

I.1/ Préambule	1
I.2/ Description de l'encéphale	1
I.2-1/ Le compartiment parenchymateux	1
I.2-1-1/ Le cerveau	2
I.2-1-2/ Le cervelet	3
I.2-1-3/ Le tronc cérébral	3
I.2-1-4/La substance blanche	4
I.2-1-5/La substance grise	4
I.2-1-6/ Les neurones	4
I.2-2/ Le compartiment liquidien	4
I.2-3/ Le compartiment vasculaire	5
I.2-3-1/Vascularisation artérielle de l'encéphale	5
I.2-3-1-1/La carotide interne	6
I.2-3-1-2/L'artère vertébrale	6
I.2-3-1-3/Le polygone artériel de Willis	7
I.2-3-2/Vascularisation veineuse de l'encéphale	8
I.2-3-2-1/Les veines superficielles.....	9
I.2-3-2-2/Les veines profondes	9
I.2-3-2-3/Les sinus de veineux	9
I.2-3-2-4/Communications et anastomoses	11

I.3/Pathologie du le système vasculaire	11
I.3-1/Accident vasculaire cérébral	11
I.3-1-1/Ischémique	12
I.3-1-2/Hémorragique	12
I.3-2/Thrombose	12
I.3-3/Anévrisme	13
I.3-4/Tumeur	13
I.3-5/Malformation artério-veineuse	14
I.4/Les examens d'imagerie	14
I.4-1/ Angiographie	15
I.4-2/ Un scanner et angioscanner.....	15
I.4-3/Une IRM et Angio-IRM	16
I.5/Discussion	17

Chapitre II : L'IRM : du principe physique jusqu'à l'acquisition des images.

II.1/ Préambule	18
II.2/ Principe de l'IRM	18
II.2-1/Avant-propos	18
II.2-2/ Rappel : champ magnétique – électricité	19
II.2-3/ Application au noyau atomique	19
II.2-4/ Principe physique de la résonance magnétique nucléaire (RMN)	20
II.2-4-1/ Champ polarisant B0	20
II.2-4-2/ Phase d'excitation par un champ B1	21
II.2-4-3/ Les phénomènes de relaxation.....	23
II.3/ Les différents composants.....	23
II.3-1/ L'aimant principal	24
II.3-2/ Bobines de Gradients	25

II.3-3/ Chaîne radiofréquence	25
II.3-4/ La partie informatique	26
II.4/ Qualité de l'image IRM	27
II.4-1/ Définitions	27
II.4-1-1/ Résolution spatiale	27
II.4-1-2/ Rapport signal sur bruit	28
II.4-1-3/ Contraste	29
II.5/ Artéfacts en imagerie par résonance magnétique.....	29
II.5-1/ Artéfacts métalliques.....	30
II.5-2/ Artéfacts de mouvements	31
II.5-2-1/ Mécanismes des artéfacts de mouvements	32
II.5-3/ Artéfacts de troncature.....	32
II.5-4/ Aliasing	33
II.5-5/ Artéfacts de susceptibilité magnétique	34
II.6 Discussion	35

Chapitre III : La segmentation en imagerie médicale

III.1/Préambule	36
III.2/ prétraitement	36
III.2-1/Restauration d'images	36
III.2-1-1/Définition	36
III.2-1-2/Bruit	36
III.2-1-3/Filtrage	38
III.2-2/Amélioration d'images	38
III.2-3/Compression d'images	39
III.2-3-1/Définition	39
III.2-3-2/Principe	39

III.3/ La segmentation d'images	39
III.4/Définition numérique de la segmentation d'images	40
III.5/Le but de la segmentation d'images cérébrales	40
III.6/Difficultés liées à la segmentation des images cérébrales	41
III.7/Les différentes approches de segmentation : État de l'art	41
III.7-1/ Approche contour	42
III.7-1-1/ Les méthodes dérivatives	42
III.7-1-2/ Les méthodes analytiques	43
III.7-1-3/ Les méthodes déformables	43
III.7-2/Approche région	44
III.7-2-1 La classification (clustering)	44
III.7-2-2 Segmentation par croissance de région	45
III.7-2-3 Approche par division-fusion	46
III.7-3/ Approche coopérative	48
III.7-3-1/Coopération séquentielle	48
III.7-3-2/Coopération des résultats	49
III.7-3-3/Coopération mutuelle	49
III.8/Conclusion	50

Chapitre IV : Méthode adaptée : contours actifs tests et résultats.

IV.1/ Préambule.....	51
IV.2/ Les contours actifs.....	51
IV.2-1/ Définition.....	51
IV.2-2/ Modèle paramétrique.....	52
IV.3/ La méthode des level-Set.....	53
IV.3-1/ Présentation générale.....	54

IV.3-2/ Illustration de segmentation par level-set.....	54
IV.3-3/ Contexte mathématique.....	55
IV.3-3-1/ Modélisation mathématique du problème de segmentation.....	55
IV.3-3-2/ Outil de segmentation.....	64
IV.4/ L'imagerie par Angio-IRM.....	67
IV.4-1/ Aspect pathologique de quelques images angio –IRM.....	68
IV.5/ Résultats de segmentation avec la méthode de level set.....	71
IV.5-1/ Application de la méthode level set sur une image test.....	71
IV.5-2/ Application de la méthode level set sur des images IRM.....	71
IV.5-2-1/ Application de la méthode sur des images saines.....	71
IV.5-2-2/ Application de la méthode sur une image angio-IRM avec un (AVC).....	72
IV.5-2-3/ Application de la méthode sur une image angio-IRM avec anévrisme volumineux de la bifurcation carotidienne.....	73
IV.5-2-4/ Application de la méthode sur une image angio-IRM avec un accident vasculaire cérébrale.....	73
IV.5-2-5/ Application de la méthode sur une image angio-IRM avec anévrisme.....	73
IV.6/ Discussion.....	74

Introduction :

De nos jours, la science a évolué à tel point que les médecins sont devenus capables d'explorer facilement les organes internes du corps humain sans avoir recours à la chirurgie et ce, grâce à ce que l'on appelle « Imagerie Médicale » sous ses différentes formes. La diversité de types, de formes et d'usages de celle-ci est apparue suite aux difficultés rencontrées lors des consultations et diagnostics, en plus du temps consacré et des efforts fournis par les médecins ainsi que le risque de mortalité chez les malades ; puisqu'on avait constaté dans certains cas, à l'instar de l'AVC, que le malade ne résistait généralement pas plus de trois heures.

Pour cela, les chercheurs ont consacré leurs efforts à investiguer dans ce domaine, notamment, et en tête, l'invention de l'Imagerie à Résonance Magnétique (IRM).

Cette dernière consiste en un aimant spiral énorme qui crée un champ magnétique autour du malade. Ce champ magnétise les atomes d'hydrogène qui s'orientent vers leur pôle magnétique nord, et donc s'orientent dans le sens- ou dans le sens contraire- de l'aimant.

Dans un deuxième temps, le malade est soumis à des radiofréquences (RF) qui entraînent une augmentation de l'énergie des atomes d'hydrogène. Ensuite, cette énergie est envoyée vers l'Unité de Traitement d'Image où une image se constitue et dont le médecin pourrait maîtriser les propriétés et les caractéristiques. Ceci dit, plus l'image est précise et de qualité, plus la lecture, et par conséquent le diagnostic sont faciles. De ce fait, toute altération de l'image par des facteurs internes ou externes, conduit à une lecture imprécise, incomplète, voire à un diagnostic erroné.

Pour éviter cette altération, les chercheurs ont abouti à une invention reposant sur une approche de Segmentation d'Image. Celle-ci étant une segmentation de l'image en zones cohérentes et cohésives selon une certaine norme (telle la couleur) et l'union de ces zones devrait restituer la forme initiale de l'image.

Dans notre travail de recherche, nous nous sommes intéressés à l'une des méthodes les plus utilisées dans la segmentation d'image, en occurrence Level-set, dont l'une de ses propriétés étant la transformation de l'image en 2D à une image en 3D (ou même ND), ce qui permet au médecin de faire une lecture minutieuse de l'image et donc de dresser son rapport avec la plus grande précision possible.

Notre mémoire se compose de quatre chapitres, d'une conclusion et d'une bibliographie adéquate au travail de recherche.

Le premier chapitre porte sur l'anatomie du cerveau et sa vascularisation

Le second chapitre traite l'imagerie à résonance magnétique (IRM), de son principe physique jusqu'à l'acquisition de ce type d'images

La segmentation en imageries médicales d'une façon succincte a fait l'objet du troisième chapitre

Dans le quatrième chapitre, nous avons exposé la méthode adaptée qui est celle des contours actifs basée sur les Level set. Les différents tests et résultats ont été également exposés et discutés.

Nous terminons notre travail par une conclusion.

مقدمة

لقد تطور العلم بحيث أصبح الأطباء قادرين على رؤية الأعضاء الداخلية لجسم الانسان دون اللجوء الى الجراحة وحت دون أي مجهود يذكر، وهو ما بات يعرف بالتصوير الطبي بمختلف انواعه وأشكاله واستعمالاته وذلك نظرا للصعوبات التي كانت تواجه الأطباء في معاينة وتشخيص الأمراض، بالإضافة للوقت والجهد والمخاطرة بحياة المريض؛ اذ لوحظ ان بعض الأمراض (كالجلطة مثلا) لا يمكن أن تمهل المريض أكثر من ثلاث ساعات. لذلك كرس العلماء كل جهودهم في هذا المجال وعلى رأسها ابتكار التصوير بالرنين المغناطيسي.

والتصوير بالرنين المغناطيسي عبارة عن مغناطيس لولبي ضخم يخلق مجالا مغناطيسيا حول المريض. هذا المجال يجعل ذرات الهيدروجين تتمغنط وتتجه الى جزئها الشمالي، وبالتالي تتجه باتجاه المغناطيس اللولبي أو بعكس اتجاهه، بعد ذلك يعرض المريض لأشعة مذياعية تؤدي الى زيادة طاقة ذرات الهيدروجين، هذه الطاقة ترسل الى وحدة معالجة الصورة ليتم تشكيل صورة يتحكم الطبيب من خلالها في مميزاتها وخصائصها. بمعنى انه كلما كانت جودة الصورة ودقتها عاليتين، كلما سهل التشخيص؛ وأي تشوه في الصورة بفعل عوامل داخلية أو خارجية يؤدي إلى صعوبة في القراءة بل الى خطأ في التشخيص.

ولتفادي هذا التشوه، توصل العلماء الى ما يعرف بتجزئة الصورة. وتجزئة الصورة هي عبارة عن تقسيم الصورة الى مناطق مترابطة ومتجانسة وفقا لمعيار محدد (كاللون مثلا)، واتحاد هذه المناطق يجب أن ينتج عنه إعادة تشكيل الصورة الأصلية.

في بحثنا هذا، انصب اهتمامنا على واحدة من أكثر الطرق المستخدمة في تجزئة الصورة وهي مجموعة المستوى (ليفل سبت) والتي من مزياتها تحويل الصورة من صورة ثنائية الابعاد (د2) الى ثلاثية الابعاد(د3) أو أكثر (ن د) مما يسهل قراءة الصورة وبالتالي وضع تقرير يمتاز بأكثر دقة ممكنة.

Chapitre I

Anatomie du cerveau et sa vascularisation

I.1/ Préambule :

Dans ce chapitre préliminaire, nous allons décrire le cadre biomédical de notre travail. Nous commencerons d'abord par une description macroscopique de l'encéphale. Nous présenterons ensuite, le système vasculaire qui est parmi les systèmes les plus importants du corps humain. Il joue plusieurs rôles principaux dans le transport du sang à travers les vaisseaux vers tous les autres organes de l'organisme et leurs retours vers le cœur pour assurer sa filtration et sa retransmission.

D'une part, nous étudierons et analyserons le système vasculaire pour connaître toutes ses parties, sa localisation et ses différentes pathologies etc., d'autre part, nous étudierons les appareils qui peuvent découvrir et diagnostiquer les différentes atteintes de ce système.

I.2/ Description de l'encéphale :

L'encéphale est le centre du système nerveux central. C'est la partie du système nerveux contenue dans la boîte crânienne et reposant sur la base du crâne [1]. L'encéphale se décompose en trois compartiments :
-Compartiment parenchymateux.
-Compartiment liquidien.
-Compartiment vasculaire.

I.2-1/ Le compartiment parenchymateux :

Est constitué par le cerveau, cervelet, tronc cérébral, la substance blanche, la substance grise et les neurones. (Voir figure FIG.1)

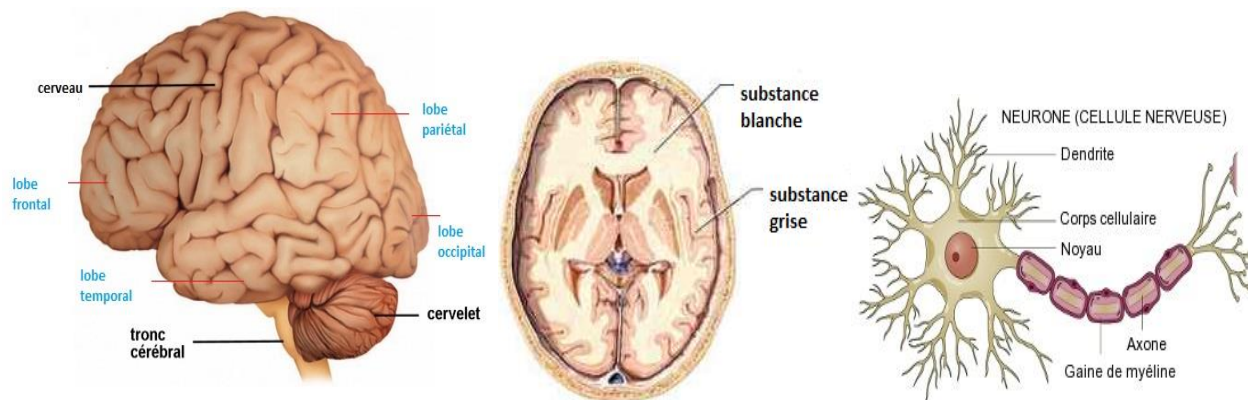


FIG.1 : Les différents constituants de l'encéphale.

I.2-1-1/ Le cerveau :

Certains termes issus du milieu médical, dont la définition n'est pas toujours intuitive, sont récurrents dans ce mémoire. On peut citer par exemple les qualificatifs axial, coronal(ou frontal) et sagittal associés aux coupes imagées. Ces trois coupes sont approximativement parallèles, respectivement, au plan qui comprend le nez et les oreilles, au plan du visage et au plan de symétrie de la tête. (Voir figure FIG.2)

1. Coupes axiales : Ces coupes correspondent quasiment à un plan horizontal. En imagerie de résonance magnétique, elles correspondent à un plan perpendiculaire à l'axe du champ magnétique principal (divise le corps en deux parties supérieure et inférieure).

2. Coupes coronales : Ce sont des coupes perpendiculaires aux coupes axiales et sagittales. Elles correspondent à des vues de face du cerveau (divise le corps en deux parties antérieure et postérieure).

3. Coupes sagittales : Ces coupes sont prises dans des plans parallèles au plan inter hémisphérique. Il s'agit de vues latérales du cerveau (divise le corps en deux parties gauche et droite).

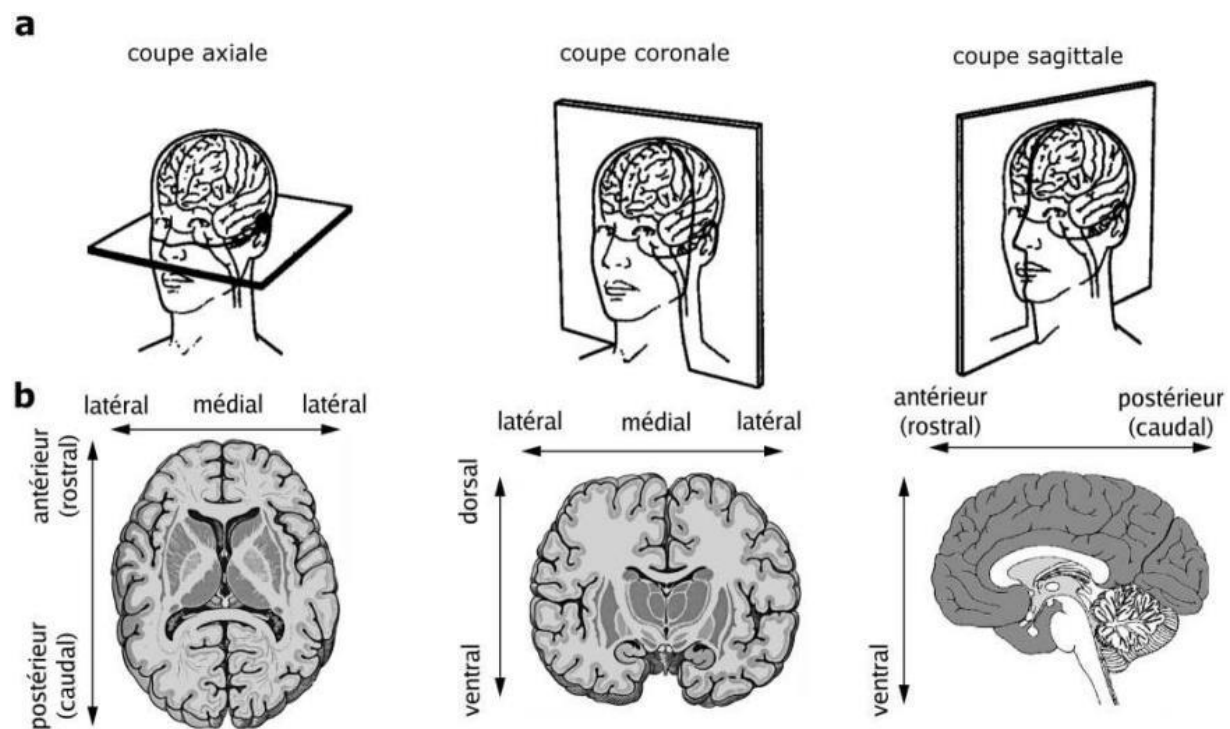


FIG.2 : Les différentes coupes cérébrales.

Le cerveau est la partie la plus volumineuse de l'encéphale (ce qui explique l'emploi fréquent du mot « cerveau » plutôt que « encéphale » dans le langage courant). Il est divisé en deux moitiés appelées hémisphère cérébral gauche et hémisphère cérébral droit. Ces deux hémisphères sont reliés par un pont de fibres nerveuses appelées les commissures inter-hémisphériques. La plus importantes d'entre elles est le corps calleux.

La moitié droite du cerveau (hémisphère droit) commande le côté gauche du corps tandis que la moitié gauche du cerveau (hémisphère gauche) commande le côté droit du corps.

La partie externe du cerveau s'appelle cortex cérébral ou substance grise. C'est la région du cerveau où les cellules nerveuses établissent des connexions, appelées synapses qui commandent l'activité cérébrale. La partie interne du cerveau contient les corps isolants (myélinisés) des cellules nerveuses (axones) qui transmettent l'information entre l'encéphale et la moelle épinière. Cette partie interne est appelée substance blanche puisque l'isolant qui entoure les axones lui donnent une teinte blanchâtre.

Le cerveau est divisé davantage en quatre sections appelées lobe qui comprennent les lobes frontal (devant), pariétal (sur le dessus), temporal (sur le côté) et occipital (à l'arrière).

Chaque lobe a des fonctions différentes :

- Le lobe frontal contrôle les mouvements, la parole, le comportement, la mémoire, les émotions et le fonctionnement intellectuel, comme la réflexion, le raisonnement, la résolution de problèmes, la prise de décisions et la planification.
- Le lobe pariétal contrôle les sensations comme le toucher, la pression, la douleur et la température. Il commande aussi l'orientation spatiale (compréhension de la taille, de la forme et de la direction).
- Le lobe temporal contrôle l'ouïe, la mémoire et les émotions. Le lobe temporal gauche commande aussi la parole.
- Le lobe occipital contrôle la vision.

I.2-1-2/ Le cervelet :

Le cervelet est la deuxième plus grosse partie de l'encéphale. Il se situe sous le cerveau en sous sensorielle, dans la partie arrière de l'encéphale. Il est divisé en deux parties, ou hémisphères, et contient de la substance grise et de la substance blanche, tout comme le cerveau.

I.2-1-3/ Le tronc cérébral :

Le tronc cérébral est un faisceau de tissu nerveux situé à la base de l'encéphale. Il relie le cerveau à la moelle épinière et transmet des messages entre les différentes parties du corps et l'encéphale.

Le tronc cérébral se compose de trois régions :

- Mésencéphale
- Protubérance annulaire
- Bulbe rachidien

I.2-1-4/ La substance blanche :

La substance blanche est comprise entre le cortex, les noyaux gris et centraux et les ventricules. Elle est composée d'axones qui établissent les connexions entre les corps cellulaires du cortex et d'autres parties du cerveau.

I.2-1-5/ La substance grise :

Dans l'encéphale, la substance grise est située en périphérie, c'est-à-dire autour de la substance blanche. De ce fait, on dit que la substance grise définit un cortex .

Ce cortex est formé d'un empilement de couches de cellules nerveuses (entre trois et six pour le cortex cérébral et trois pour le cortex cérébelleux) lesquelles se différencient par la typologie cytoarchitectonique, la densité cellulaire et la connectivité. Autour des ventricules cérébraux, la substance grise est agglutinée en amas cellulaires qui n'ont généralement pas l'organisation laminaire des cortex : ce sont les noyaux gris centraux (thalamus, ganglions de la base, etc.)

I.2-1-6/ Les neurones :

Les neurones (ou cellules nerveuses) hautement différenciées et spécialisées dans la communication intercellulaire reçoivent, traitent et transmettent des informations codées sous la forme de signaux ou influx nerveux.

I.2-2/ Le compartiment liquidien :

Est constitué par le Liquide Céphalo-Rachidien(LCR). C'est un liquide clair et aqueux qui entoure et protège l'encéphale et la moelle épinière et qui leur sert de coussinet. Le LCR transporte aussi les éléments nutritifs du sang à l'encéphale et il en élimine les déchets. Le LCR circule dans des cavités appelées ventricules et à la surface de l'encéphale et de la moelle épinière. L'encéphale contrôle le taux de LCR dans le corps (Voir figure FIG.3).

I.2-3-1-1/ La carotide interne :

Née dans le cou par division de la carotide primitive en carotide interne et externe. Elle chemine dans le cou où elle monte verticalement dans la gaine vasculaire en compagnie de la jugulaire interne et les nerfs vagues. Elle pénètre ensuite dans la boîte crânienne par l'orifice du canal d'entrée du canal carotidien, situé sur la face externe du rocher. Dans le cou, elle ne donne aucune collatérale (Voir figure FIG.5).

Dans le crâne elle donne : - L'artère ophtalmique
- L'artère choroïdienne antérieure
- L'artère communicante postérieure

Elle se termine ensuite donnant deux branches terminales qui sont l'artère cérébrale antérieure et l'artère cérébrale postérieure.

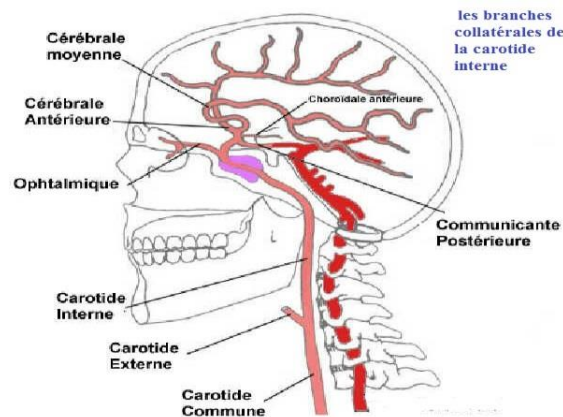


FIG.5 : les artères carotides internes.

I.2-3-1-2/ L'artère vertébrale :

C'est une branche de la sous Clavière qui présente dans son trajet quatre segments, (cervical, vertébral, sous occipital, intracrânien). Dans le crâne, les deux artères montent en avant du bulbe rachidien s'anastomosent entre-elles pour former le tronc basilaire qui répond à la face antérieure de la protubérance annulaire. (Voir figure FIG.6) Avant cela, elles donnent :

- Les artères spinales antérieures, qui vont s'unir pour le tronc spinal médian antérieur qui vascularise le bulbe et la moelle.
- Les artères cérébelleuses inférieures et postérieures.

➤ Le tronc basilaire :

Né de l'union des deux artères vertébrales, monte en avant de la protubérance et se termine à son bord supérieur en se divisant en artère **cérébrales postérieures**. Ce tronc donne quatre branches collatérales de chaque côté et qui sont :

- Les artères protubérantielles.
- L'artère auditive interne.
- Les artères cérébelleuses inférieure et antérieure.
- L'artère cérébelleuse supérieure.

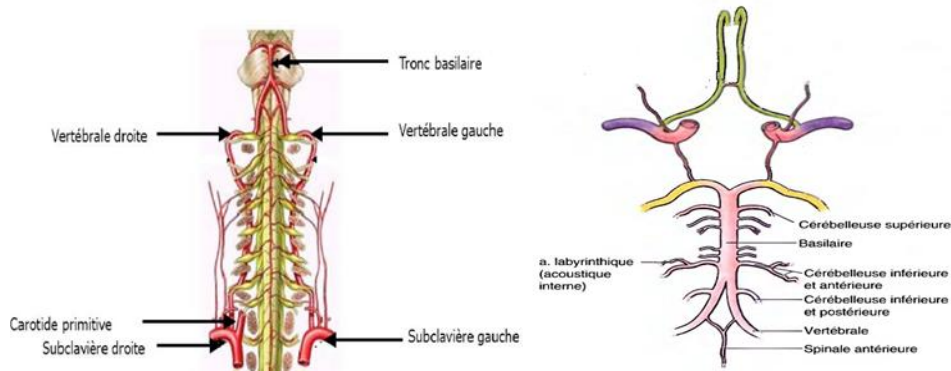


FIG.6 : Les artères vertébrales et Le tronc basilaire.

I.2-3-1-3/ Le polygone artériel de Willis :

Il est situé à la face inférieure du cerveau, entourant le chiasma optique et le losange opto-pédonculaire (Voir figure FIG.7) il est formé par l'anastomose des :

- artère cérébrales postérieures.
- artère communicantes postérieures.
- artère cérébrales antérieures.
- artère communicantes antérieures

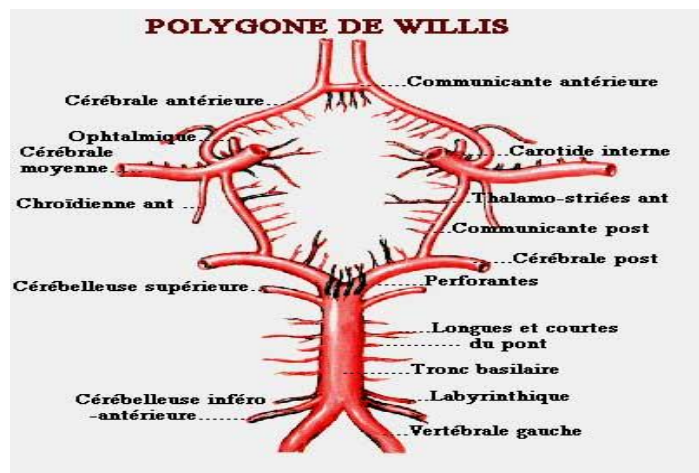


FIG.7 : Le polygone artériel de Willis.

➤ **Les territoires vasculaires :**

a. Territoires corticaux :

	Face externe	Face interne	Face inférieure
Artère cérébrale moyenne	Toute la partie centrale	Extrémité antérieure du sphéno-temporal	Lobe sphéno-temporal partie externe du lobe frontal
Artère cérébrale antérieure	Anneau périphérique Jusqu'au lobe pariétal	Toute la région péri calleuse	Partie interne du lobe frontal
Artère cérébrale postérieure	Le reste de l'anneau	Lobe sphéno-temporal Lobe occipital	T3-T4 Lobe occipital

b. Territoires centraux :

Les artères centrales irriguent :

1. thalamus
2. hypothalamus
3. noyau lenticulaire
4. noyau caudé
5. capsule interne
6. toile choroïdienne



FIG.8 : Les territoires vasculaires.

I.2-3-2/ Vascularisation veineuse de l'encéphale :

Les veines de l'encéphale, comprenant les veines superficielles et profondes de l'encéphale, ainsi que les veines méningées, aboutissent à de gros troncs veineux inclus dans des dédoublements dure-mériens : les sinus veineux intracrâniens qui sont dépourvus de valvules et dont les parois sont rigides et inextensibles (Voir figure FIG.9).

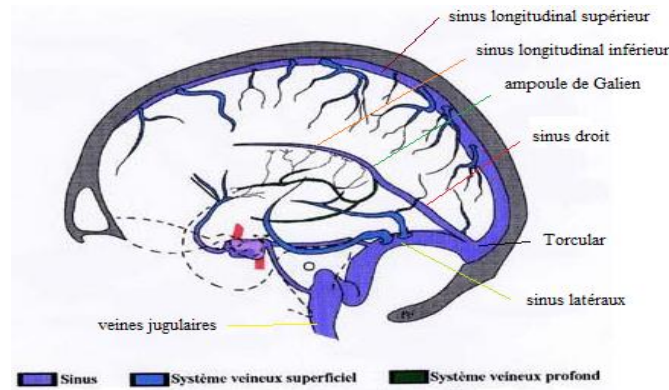


FIG.9 : Les veines de l'encéphale.

I.2-3-2-1/ Les veines superficielles :

Elles sont situées dans la pie-mère ; circulant à la périphérie des hémisphères cérébraux, du tronc cérébral et du cervelet. Elles ont au départ des origines voisines des terminaisons artérielles. Elles se jettent dans les sinus voisins en traversant les espaces sous arachnoïdiens (la rupture de ces amarres veineuses entraîne un hématome sous-dural).

I.2-3-2-2/ Les veines profondes :

Elles comprennent :

- Les deux veines de Galien : issues des formations centrales. Elles fusionnent pour former l'ampoule de Galien qui rejoint le sinus droit.
- Les veines basilaires : formées de chaque côté par les veines cérébrales antérieure, et Sylvienne profonde, elles se jettent l'ampoule de Galien.

I.2-3-2-3/ Les sinus veineux :

On distingue : - les sinus de la voute.
- les sinus de la base.

A – Les sinus de la voute :

1 – Le sinus longitudinal supérieur(ou sagittal supérieur) : il suit la partie médiane de la voute et se termine à la jonction de la voute (ou pressoir d'Hérophile), au niveau de la protubérance occipital interne.

2 - Le sinus longitudinal inférieur. (Ou sagittal inférieur) : impair aussi, il suit le bord inférieur de la ^{*} faux du cerveau et rejoint le sinus droit.

* La faux du cerveau est une membrane verticale se localisant entre les deux hémisphères cérébraux proprement dit et dont le bord supérieur est attaché au crâne (os pariétal) et le bord inférieur constitué par un demi-cercle ouvert vers le bas.

3 – Le sinus droit : il reçoit l'ampoule Galien, suit la partie médiane de la tente du cervelet, et rejoint le confluent des sinus.

4 – Le sinus latéral : pair, il naît du confluent des sinus, suit le pourtour de la face cérébrale postérieure, et chemine ensuite dans une gouttière dans le rocher, et se termine par la veine jugulaire intérieure qui sort par le trou déchiré postérieur.

5 – Le sinus occipital.

B – Les sinus de la base :

1 – Les sinus caverneux (ou confluent de la base) : pairs qui sont situés de part et d'autre de la selle turcique. Ils se présentent sous la forme d'une cavité cloisonnée. Ils sont traversés d'avant en arrière par d'importants éléments vasculo-nerveux (carotide interne, nerfs oculomoteurs, nerfs ophtalmique de Willis). Ils reçoivent des affluents parmi lesquels :

- La veine ophtalmique
- Le sinus sphéno-pariétal
- Le plexus basilaire et les deux sinus coronaires.

Ses efférents sont les deux pétreux supérieur et inférieur .qui le relie à la veine jugulaire latéral, collecteur de sortie des veines encéphalique.

2 – Le sinus coronaire : pair, entourant la tige pituitaire

3 – Le sinus sphéno-pariétal.

4 - Les sinus pétreux supérieur et inférieure : tous les deux pairs.

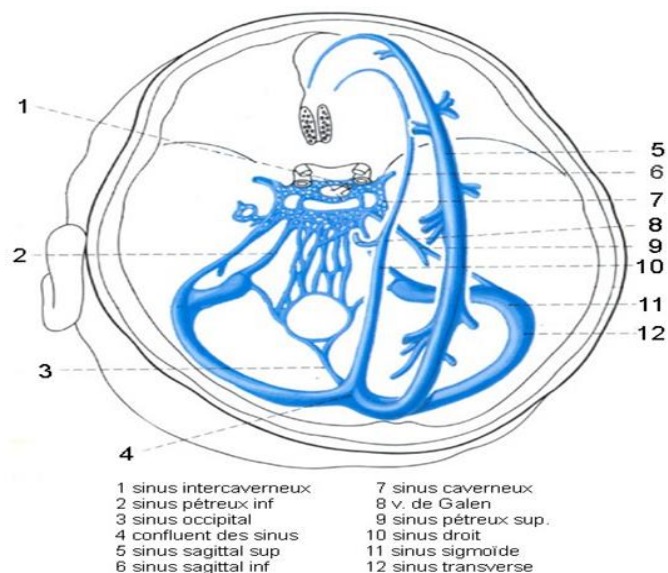


FIG.10 : Les sinus de veineux.

I.2-3-2-4/ Communications et anastomoses :

Les sinus veineux intracrâniens sont reliés entre eux par différentes anastomoses, avec les plexus rachidiens par les plexus occipitaux et basilaires avec le système veineux exocrânien par des anastomoses appelées veines émissaires qui sont composées avec la veine faciale par la veine ophtalmique, avec les veines du cuir chevelu par les veines émissaires de la voute et les veines diploétiques et avec les veines profondes de la face (plexus ptérygoïde) par les veines émissaires de la base.

Les veines émissaires sont des voies de dérivation qui traversent la voute ou la base du crâne. La circulation à leur niveau peut s'effectuer dans les deux sens, elles sont donc des voies de propagation possible d'infection à partir d'un foyer exocrânien vers la circulation endocrânien.

I.3/ Pathologie du le système vasculaire :

I.3-1/ Accident vasculaire cérébral :

Un accident vasculaire cérébral (AVC), parfois appelé attaque cérébrale est un déficit neurologique soudain d'origine vasculaire causé par un infarctus ou une hémorragie au niveau du cerveau. Le terme « accident » est utilisé pour souligner l'aspect soudain voire brutal d'apparition des symptômes, bien qu'en fait ce soit effectivement une maladie, ses causes étant de nature interne (Voir figure FIG.11).

Il existe deux types d'AVC :

Les AVC sont donc classés en accidents **ischémiques** et en accidents **hémorragiques**.

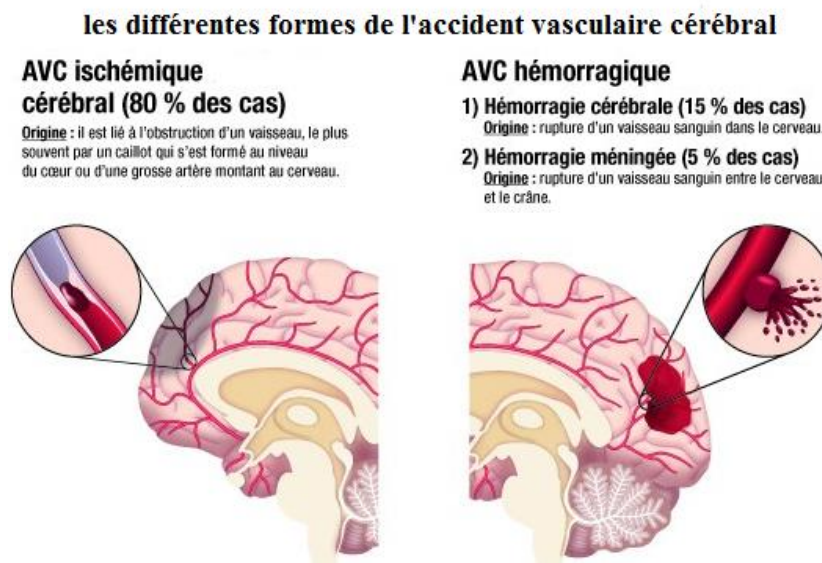


FIG.11 : Les différentes formes de l'accident vasculaire cérébral.

I.3-1-1/ Ischémique :

Sont dus à l'occlusion d'une artère cérébrale ou à destination cérébrale (carotides ou artères vertébrales). Le cerveau est donc partiellement privé d'oxygène et de glucose. Celle-ci entraîne un infarctus cérébral (appelé également ramollissement cérébral). Le mécanisme de cette occlusion est le plus souvent soit un **athérome** obstructif, soit un caillot (de formation locale ou par **embolie**, dans ce cas, le plus souvent d'origine cardiaque). Cependant d'autres causes peuvent exister : déchirure de la paroi de l'artère (dissection), compression par une tumeur. Le déficit concerne un territoire bien défini du cerveau : il est dit systématisé.

L'hypertension artérielle est le principal facteur de risque d'AVC.

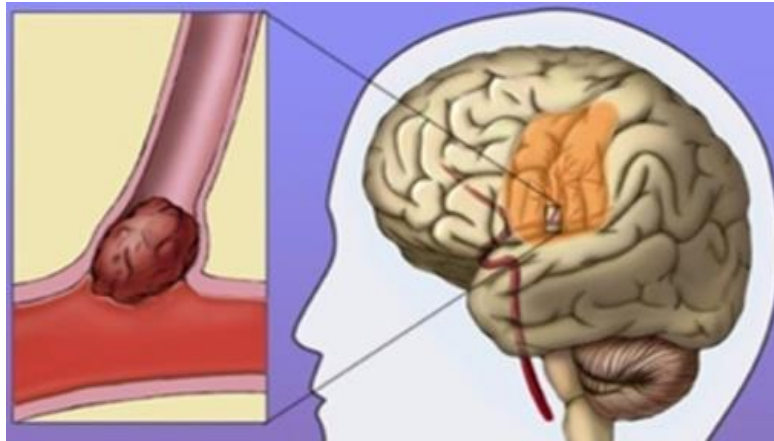
I.3-1-2/ Hémorragique :

Les accidents hémorragiques sont causés par la rupture d'un vaisseau sanguin, souvent endommagé, ou en mauvais état à l'origine et soumis à une pression sanguine excessive. Le tabac et l'alcool sont des facteurs particulièrement fragilisant des vaisseaux sanguins.

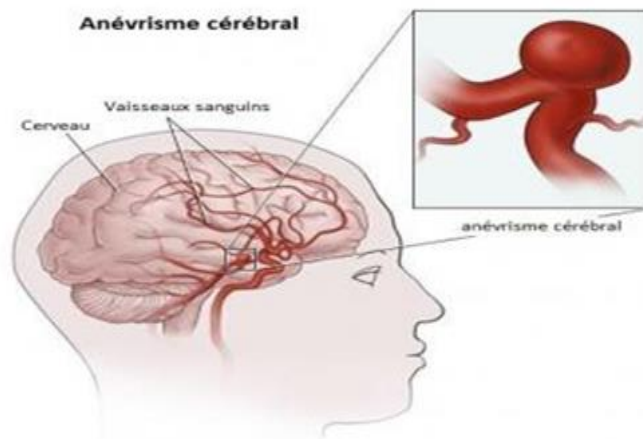
Suivant la localisation du vaisseau, l'hémorragie peut être méningée par rupture d'un anévrysme artériel au sein des espaces sous-arachnoïdiens, intra cérébral (dit aussi intraparenchymateux) et peut être associée à une inondation ventriculaire. L'hématome se forme rapidement, donnant des signes neurologiques focaux d'apparition brutale en rapport avec les structures détruites ou comprimées par la lésion. Par ailleurs, il se constitue un œdème autour de l'hématome qui aggrave la compression du cerveau dans la boîte crânienne, entraînant ou aggravant une hypertension intra crânienne (HTIC).

I.3-2/ Thrombose :

Une thrombose est un caillot appelé aussi thrombus se formant dans un vaisseau sanguin et l'obstruant. Le caillot peut se former dans une veine ou dans une artère. On parle alors respectivement de thrombose veineuse (ou phlébite) et de thrombose artérielle. La complication la plus grave de la thrombose veineuse est l'embolie pulmonaire où le caillot se détache de l'endroit où il s'est formé et migre vers l'artère pulmonaire, pouvant entraîner une mort subite. Les complications des thromboses artérielles sont l'infarctus du myocarde (crise cardiaque), l'accident vasculaire cérébral ou d'autres accidents vasculaires au niveau par exemple des membres inférieurs ou de l'intestin. Il existe plusieurs traitements permettant de prévenir la formation de thrombus ou de les dissoudre (Voir figure FIG.12).

**FIG.12** : Thrombose.**I.3-3/ Anévrisme :**

Agrandissement des parois d'une artère dans lequel s'engouffre le sang et où il peut y avoir formation de caillots. L'anévrisme artériel est le plus souvent dû à une atteinte de la paroi des vaisseaux par l'athérome (dépôts graisseux responsables de l'athérosclérose). Voir figure FIG.13

**FIG.13** : Anévrisme.**I.3-4/ Tumeur :**

Une tumeur est une prolifération anormale de cellules dans un tissu sain. Normalement, les cellules de l'organisme se multiplient de manière contrôlée : elles se divisent lorsque nécessaire et sont programmées pour mourir lorsqu'elles se sont divisées en un trop grand nombre de fois ou lorsqu'elles sont endommagées. Lorsque les cellules se multiplient de façon anarchique, cela mène à la formation d'une masse appelée tumeur (Voir figure FIG.14).

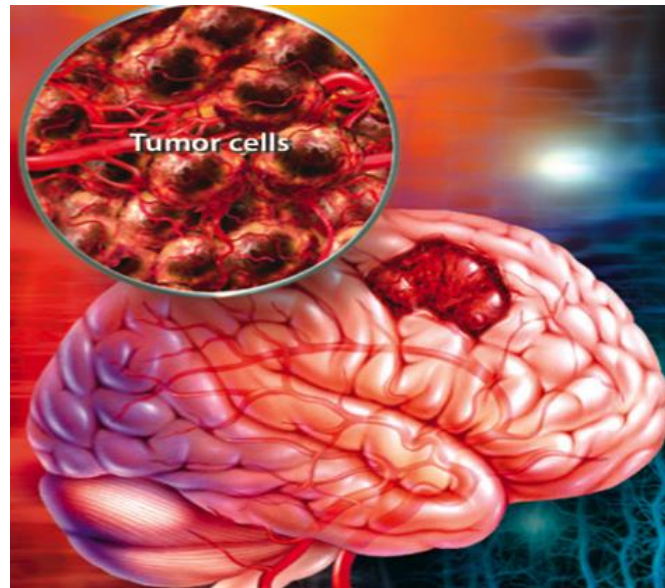


FIG.14 : Tumeur.

I.3-5/ Malformation artério-veineuse :

Une malformation artério-veineuse, abrégée en M.A.V, est un lien anormal entre les artères et les veines. C'est une pathologie essentiellement congénitale, mais qui peut se manifester pour la première fois assez tard dans la vie (Voir figure FIG.15).

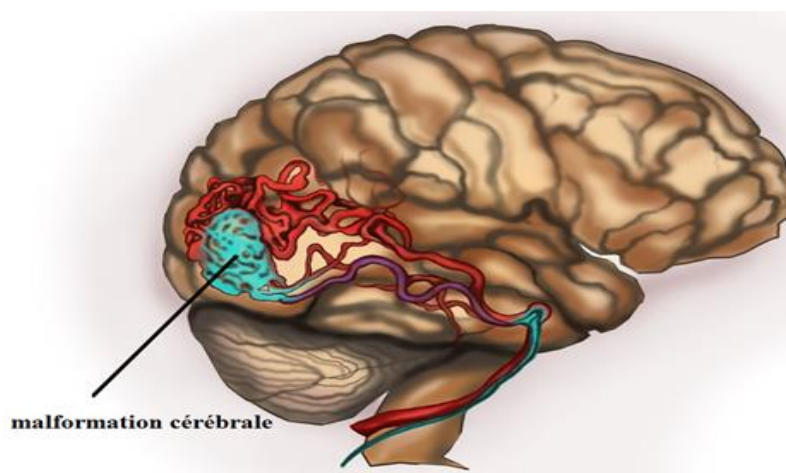


FIG.15 : Malformation artério-veineuse.

I.4/ Les examens d'imagerie :

Les techniques utilisées pour les examens d'imagerie médicale permettent d'obtenir des informations sur l'anatomie des organes (leur taille, leur volume, leur localisation, la forme d'une éventuelle lésion, etc.) ou sur leur fonctionnement (leur physiologie, leur métabolisme, etc.), ces techniques peuvent être appliquées par plusieurs appareils [3].

Concernant le système vasculaire, il existe de nombreux appareils ; parmi eux, on cite les trois plus importants :

I.4-1/ Angiographie :

Ce terme désigne l'étude radiologique d'un vaisseau par la prise de radiographies successives lors d'une injection intra vasculaire de produit de contraste iodé. Ce terme «angiographie» ne fait pas de distinction entre un examen des artères (artériographie) ou des veines (phlébographie). Aujourd'hui, l'étude d'un vaisseau peut se faire aussi avec un scanner à rayons X (tomodensitométrie): c'est l'angioscanner; ou par résonance magnétique (IRM): c'est l'angio-IRM (Voir figure FIG.16).



FIG.16 : Angiographie.

I.4-2/ Un scanner et angioscanner :

Un scanner : est un examen qui permet d'obtenir des images du cerveau en coupe, grâce à un appareil qui projette des rayons X au niveau du crâne.

L'appareil est constitué d'un lit d'examen et d'un gros anneau. Vous êtes allongé sur la table d'examen et votre tête est placée à l'intérieur de l'anneau. Un faisceau de rayons X dirigé sur le crâne permet d'obtenir plusieurs centaines de radiographies (Voir figure FIG.17).

Les radiographies sont transmises à un ordinateur qui reconstitue des images du cerveau dans les trois dimensions.

Généralement, un produit de contraste à base d'iode est injecté avant ou pendant l'examen. Ce produit permet de mettre en évidence certains aspects du cerveau, notamment les vaisseaux sanguins et facilite l'interprétation des images.

L'examen dure environ 15 minutes. Il n'est pas douloureux.



FIG.17 : Scanner

Angioscanner : L'angioscanner est un examen qui permet la visualisation des artères ou des veines. Cet examen nécessite une injection intra veineuse d'iode via une pompe automatique et une banale voie veineuse. La technique utilisée est celle du scanner à rayons X. Durant le passage du produit de contraste, des coupes axiales de la région vasculaire à étudier sont réalisées. Des images des vaisseaux dans les deux autres plans de l'espace sont calculées par un ordinateur, de sorte que des images bidimensionnelles et tridimensionnelles sont fournies au médecin référent. L'angioscanner est un outil diagnostique peu invasif, efficace, dans le diagnostic d'embolies pulmonaires, de sténoses vasculaires, etc. Toutefois, cette méthode d'imagerie ne permet pas d'effectuer un geste thérapeutique comme la pose d'un stent ou d'un filtre de la veine cave.

I.4-3/ Une IRM et Angio-IRM :

Une IRM : (Imagerie par Résonance Magnétique) est réalisée grâce à un grand appareil en forme de cylindre. Cet appareil est composé d'un aimant très puissant (d'où le terme de magnétique). Il produit des ondes radio qui sont projetées sur le cerveau et permettent d'obtenir des images « en coupe » (Voir figure FIG.18).

Les images sont ensuite assemblées par un ordinateur pour obtenir une reproduction très précise du cerveau.

Pendant l'examen, un produit de contraste est injecté dans une veine du bras. Il permet de mettre en évidence certains aspects du cerveau, comme les vaisseaux sanguins et facilite l'interprétation des images.

L'examen dure généralement entre 15 et 45 minutes. Il n'est pas douloureux, mais bruyant.

En raison du champ magnétique, vous devez enlever tout objet métallique avant de réaliser une IRM. Certains implants métalliques sont des contre-indications à l'examen : pacemaker, prothèse auditive, valve cardiaque mécanique, pompe à insuline...



FIG.18 : Imagerie par Résonance Magnétique.

Angio-IRM : L'angio-IRM est un examen employé pour l'exploration des artères ou des veines. La technique utilisée est celle de l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Pour des raisons techniques, suivant la région à étudier, l'examen nécessite ou non l'injection d'un produit de contraste comme des dérivés du gadolinium. L'acquisition des images permet d'obtenir une cartographie vasculaire. L'angio-IRM est dédié essentiellement au diagnostic. Un geste thérapeutique n'est pas possible.

I.5/ Discussion :

Puisque on est dans une époque qui nécessite l'accélération et la vitesse dans notre rythme de vie, on est poussé à posséder de nombreux moyens technologiques ayant pour but de faciliter et de simplifier tout ce qui nous semble compliqué.

Un médecin qui procédait à une chirurgie pour pouvoir donner un diagnostic, demandait énormément de temps et d'efforts sans oublier les dangers auxquels le malade était exposé, mais avec la découverte de l'imagerie médicale, le diagnostic de la machine à faciliter la tâche aux médecins vue la possibilité de passer en revue et de faire une expertise à l'intérieur même du corps humain dans un temps approximatif de 45 minutes.

Concernant les viscères molles ainsi que le système vasculaire, l'idéal serait d'utiliser l'IRM vu son mode d'emploi et ses caractéristiques intrinsèques que nous détaillerons dans le second chapitre.

Chapitre II

**L'IRM : du principe physique
jusqu'à l'acquisition des images**

II.1/ Préambule :

L'imagerie médicale permet de restituer des images du corps à partir de différents phénomènes physiques tels que, l'absorption des rayons X, la réflexion d'ondes ultrasons, la radioactivité ou encore la résonance magnétique.

La technique d'imagerie par résonance magnétique reste cependant l'une des techniques les plus récentes et les plus puissantes. Découverte en 1938 par le physicien américain Isaac Rabi, et approfondie en 1952 par Felix Bloch et Edward Mills Purcell. L'IRM, grâce aux innovations en matière d'informatique et d'électronique, ne cesse de progresser au fil du temps.

Aujourd'hui, l'imagerie par résonance magnétique permet d'obtenir une image de haute résolution de l'intérieur du corps humain. Il est possible grâce à l'IRM d'explorer de nombreux organes et tissus afin de détecter des pathologies ou des dysfonctionnements articulaires.

Le sigle IRM regroupe en fait un ensemble de techniques d'imagerie : outre des images anatomiques et fonctionnelles, l'IRM permet d'obtenir des images de l'organisation spatiale des vaisseaux cérébraux (angiographie IRM), de l'orientation des principaux faisceaux de fibres blanches (IRM de diffusion), de la distribution de sang (IRM de perfusion) ainsi que de la concentration locale de certains métabolites.

Dans notre travail. Nous sommes intéressés par le principe physique, les composants principaux et la qualité d'image de l'IRM.

II.2/ Principe de l'IRM :

II.2-1/Avant-propos :

Pour comprendre comment fonctionne une IRM, il faut d'abord reprendre quelques bases physiques :

- L'atome :



A : Nombre de charges N : Nombre de nucléons Z : Numéro atomique

L'atome est constitué d'un noyau et de un ou plusieurs électrons gravitant autour.

- Les électrons :

De charges négatives, ils gravitent autour du noyau sur des orbites. Chaque orbite contient un nombre d'électrons précis et défini correspondant à un état d'énergie.

➤ Le noyau :

Il est constitué d'un nombre variable de protons et de neutrons.

La somme des protons et des neutrons correspondent à des nucléons.

Le nombre de protons s'égalise toujours au nombre d'électrons périphériques.

Les protons disposent d'une charge positive alors que les neutrons sont neutres.

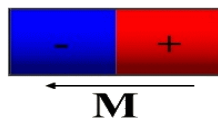
➤ Les quarks :

Les protons et les neutrons sont eux-mêmes constitués par des charges électriques, les quarks, qui ne se répartissent pas uniformément dans la composition de neutron et de proton.

➤ Le dipôle :

Combinaison de deux charges électriques ou magnétiques de signe opposé, séparées par une courte distance.

Aimant est donc un dipôle magnétique.



Entre ces deux pôles, se trouve un champ électrique proportionnel à la charge de ces mêmes pôles. Ce champ est orienté et susceptible de réagir avec toute force extérieure correspondant au moment électrique.

II.2-2/ Rappel : champ magnétique – électricité :

Le magnétisme et le déplacement d'une charge électrique sont liés l'un à l'autre. Un courant électrique (déplacement d'électrons de charge négative) dans un fil conducteur induit une force magnétique ou champ magnétique. De même, un champ magnétique en mouvement engendre un courant électrique. On peut donc admettre une réciprocité entre magnétisme et charge électrique en mouvement.

II.2-3/ Application au noyau atomique :

Le noyau de l'atome est constitué d'un certain nombre de protons et neutrons (nucléons) animés d'un mouvement collectif complexe comportant en particulier une rotation individuelle autour d'un axe passant par leurs propres centres (en anglais tourner sur soi-même se dit to spin).

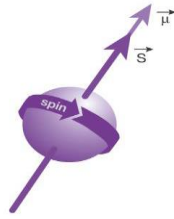


FIG.19 : Une particule qui tourne induit autour d'elle un moment cinétique ou «spin». Une charge qui tourne induit autour d'elle un champ magnétique appelé moment magnétique représenté par un vecteur d'aimantation $\vec{\mu}$.

II.2-4/ Principe physique de la résonance magnétique nucléaire (RMN) :

Le noyau d'hydrogène se comporte comme une charge en rotation autour de son axe : c'est le mouvement de spin (Voir figure FIG.20). Les protons peuvent alors être assimilés à des dipôles magnétiques. En l'absence de tout champ magnétique, ceux-ci vont s'orienter dans l'espace de façon aléatoire (Voir figure FIG.21-a). Ce mouvement confère au noyau un moment cinétique qui dépend de sa masse et un moment magnétique qui dépend de sa charge [4].

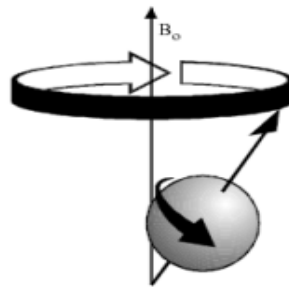


FIG.20 : Le mouvement de spin.

II.2-4-1/ Champ polarisant B_0 :

Placés dans un champ magnétique constant B_0^* (qui définit arbitrairement la direction z de l'espace), les spins s'alignent suivant B_0 selon deux orientations : l'une dans le sens de B_0 (parallèle) et l'autre dans le sens contraire (antiparallèle) (Voir figure FIG.21-b). Le nombre de spins parallèles étant plus important que celui d'antiparallèles (et ce d'autant plus que l'intensité de B_0 est élevée), l'aimantation globale M résultante devient non nulle. Les spins se mettent dans un état d'équilibre énergétique et adoptent un mouvement de précession autour de B_0 (Voir figure FIG.21-c). La vitesse de précession, proportionnelle à l'intensité du champ magnétique est caractérisée par la fréquence angulaire de précession $\omega_0 = \gamma B_0$ (précession de Larmor), avec γ le rapport gyromagnétique de l'atome considéré (pour l'hydrogène $\gamma = 42.58\text{MHz/T}$) [5].

B_0^* État d'équilibre, protons en excès à l'origine la formation du vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} , aligné dans le sens de B_0 (\vec{M}_{z0}).

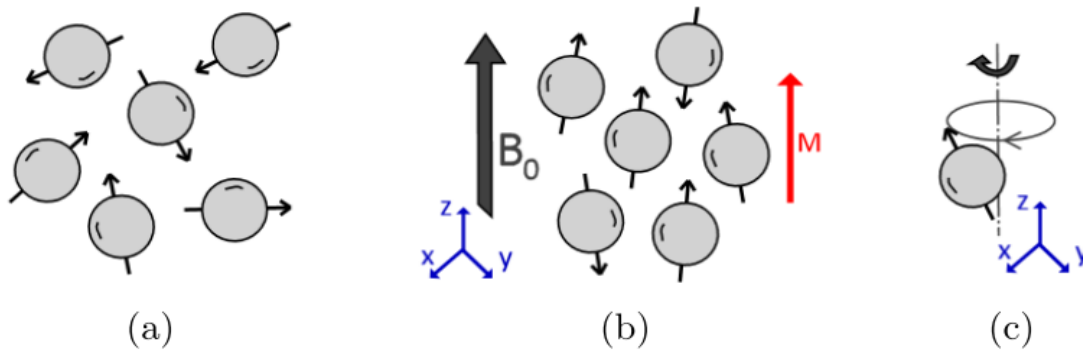


FIG.21 : le principe de résonance magnétique nucléaire.

II.2-4-2/ Phase d'excitation par un champ B1 :

Au cours de l'application de l'impulsion RF*, il va y avoir une transition (transfert) de protons de niveau de basse énergie E_1 vers le niveau de haute énergie E_2 (les protons parallèles s'orientent en antiparallèles). Lorsque la moitié des protons en «surnombre» est passée du niveau E_1 au niveau E_2 , il y a égalisation des populations sur les deux niveaux d'énergie (autant de protons parallèles qu'antiparallèles) : il n'y a plus de composante longitudinale de \vec{M} (impulsion de 90°). Lorsque tous les protons en « surnombre » sont passés du niveau E_1 au niveau E_2 (tous orientés en antiparallèles), il y a inversion de la composante longitudinale de $\vec{M} = -\vec{M} z_0$ (impulsion de 180°).

En fait, lorsque les protons changent de niveau d'énergie, c'est-à-dire s'orientent en antiparallèles, ils le font en se mettant en phase les uns par rapport aux autres, ce qui fait apparaître une composante transversale de l'aimantation (on dit qu'il y a rephasage des spins ou protons) (Voir figure FIG.22) [6].

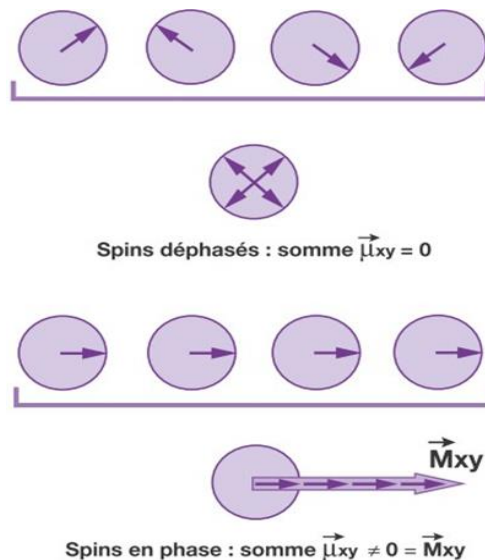


FIG.22 : Composante transversale de l'aimantation.

* Onde électromagnétique = Onde RF = champ magnétique tournant \vec{B}_1 champ magnétique RF. Pour créer un champ magnétique tournant, on fait passer un courant oscillant dans une bobine appelée antenne émettrice.

Au total, l'impulsion RF, par deux mécanismes bien distincts mais simultanés (transition sur le niveau de haute énergie et mise en phase des protons) va jouer sur la composante longitudinale et la composante transversale de \vec{M} .

Exemple :

Avant l'impulsion RF, il y a 4 protons parallèles en surnombre qui vont être à l'origine de l'apparition d'un vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} aligné sur \vec{B}_0 sans composante transversale car les protons sont déphasés \vec{M} est aligné sur Oz, $\vec{M} = \vec{M}_{z0}$ ($\vec{M}_{xy} = 0$) (Voir figure FIG.23-a).

- L'impulsion RF provoque des transitions $E_1 \rightarrow E_2$ (parallèle \rightarrow antiparallèles) et un rephasage des protons (\vec{M}_z diminue et \vec{M}_{xy} croît).
- Lorsque deux des protons en surnombre sont passés du niveau E_1 au niveau E_2 , il y a égalisation des populations sur les deux niveaux d'énergie, il n'y a plus de composante longitudinale de \vec{M} ($\vec{M}_z = 0$) et \vec{M}_{xy} est maximal (\vec{M}_{xym}) : impulsion de 90° (Voir figure FIG.23-b).
- Lorsque les 4 protons en surnombre sont passés du niveau E_1 au niveau E_2 , il y a inversion des protons en excès sur les niveaux d'énergie, d'où inversion de la composante longitudinale de $\vec{M} = -\vec{M}_{z0}$: impulsion de 180° (Voir figure FIG.23-c).

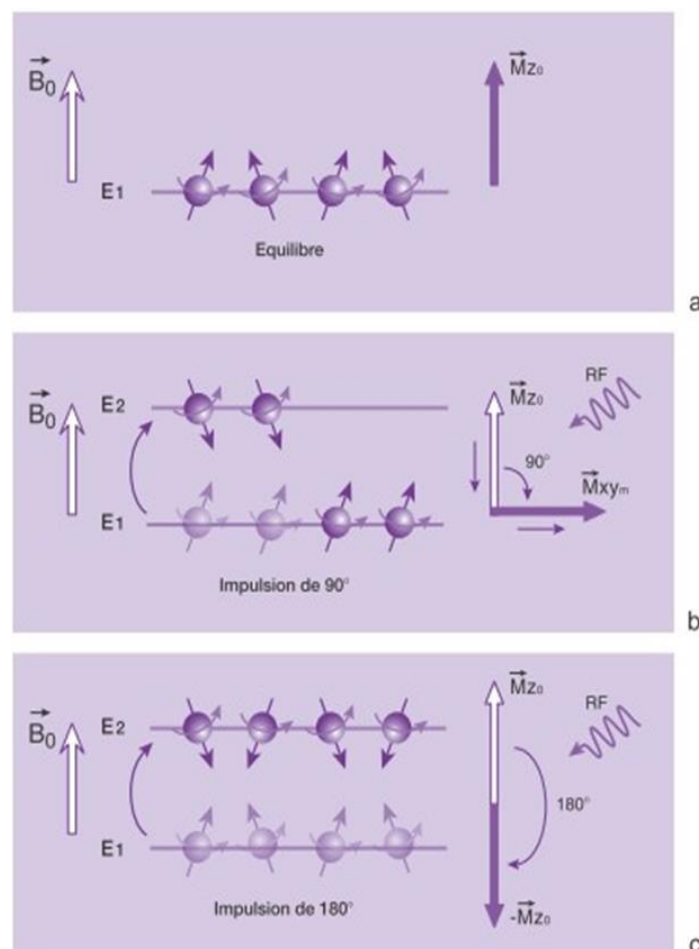


FIG.23 : Effet des impulsions RF sur le vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} .

II.2-4-3/ Les phénomènes de relaxation :

Nous avons vu précédemment que lorsqu'un échantillon tissulaire est soumis à un champ magnétique \vec{B}_0 , un état d'équilibre apparaît avec une composante longitudinale \vec{M}_{z0} de l'aimantation tissulaire (voir figure FIG.24). Un apport d'énergie (excitation) par une onde RF (impulsion de 90°) dont la fréquence est égale à la fréquence de Larmor (condition de résonance) entraîne, par égalisation des protons sur les deux niveaux d'énergie et mise en phase des spins, respectivement une disparition de la composante longitudinale \vec{M}_z et une apparition d'une composante transversale \vec{M}_{xy} de l'aimantation (maximale et égale à \vec{M}_{xym} en fin d'impulsion). Cet état est instable et, dès la fin de l'excitation, il va y avoir retour à l'état d'équilibre (stable) au cours duquel les phénomènes inverses vont avoir lieu. D'une part, progressivement, par transitions inverses $E_2 \rightarrow E_1$ (antiparallèles \rightarrow parallèles), l'aimantation longitudinale \vec{M}_z repousse progressivement (relaxation T_1). D'autre part, par déphasage rapide des spins, l'aimantation transversale \vec{M}_{xy} décroît rapidement (relaxation T_2).

C'est par la relaxation des protons que le phénomène de RMN devient observable.

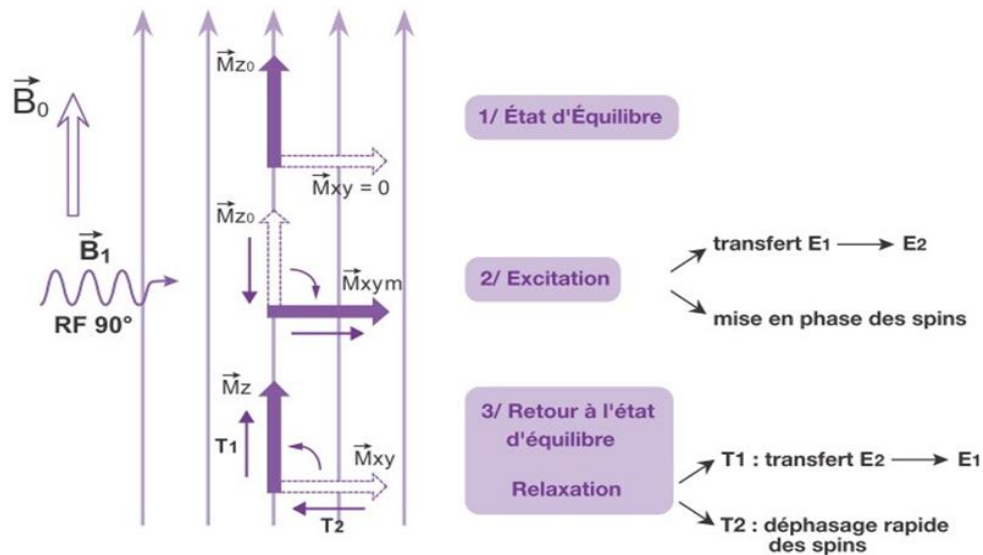


FIG.24 : interaction entre l'onde de radiofréquence et les protons placés dans le champ \vec{B}_0 .

II.3/ Les différents composants :

Un système d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) Nucléaire est constitué principalement des éléments suivants. (Voir figure FIG.25)

- L'aimant qui crée le champ magnétique statique B_0 .
- Les bobines de gradients de champ magnétique statique qui produisent une variation de B_0 dans les trois directions de l'espace et permettent de coder spatialement le signal de RMN.
- Les bobines de champ de radiofréquence (RF) qui génèrent un champ de radiofréquence B_1 tournant perpendiculaire et détectent le signal de RMN.

- Le ordinateur qui pilote les systèmes électroniques, d'émission et de réception des ondes de radiofréquence, de contrôle des impulsions des gradients, et qui gère les acquisitions, le traitement du signal et la reconstruction des images.

Remarque : La qualité des images obtenues en routine clinique dépend de chacun des éléments de la chaîne de mesure et de leurs caractéristiques.

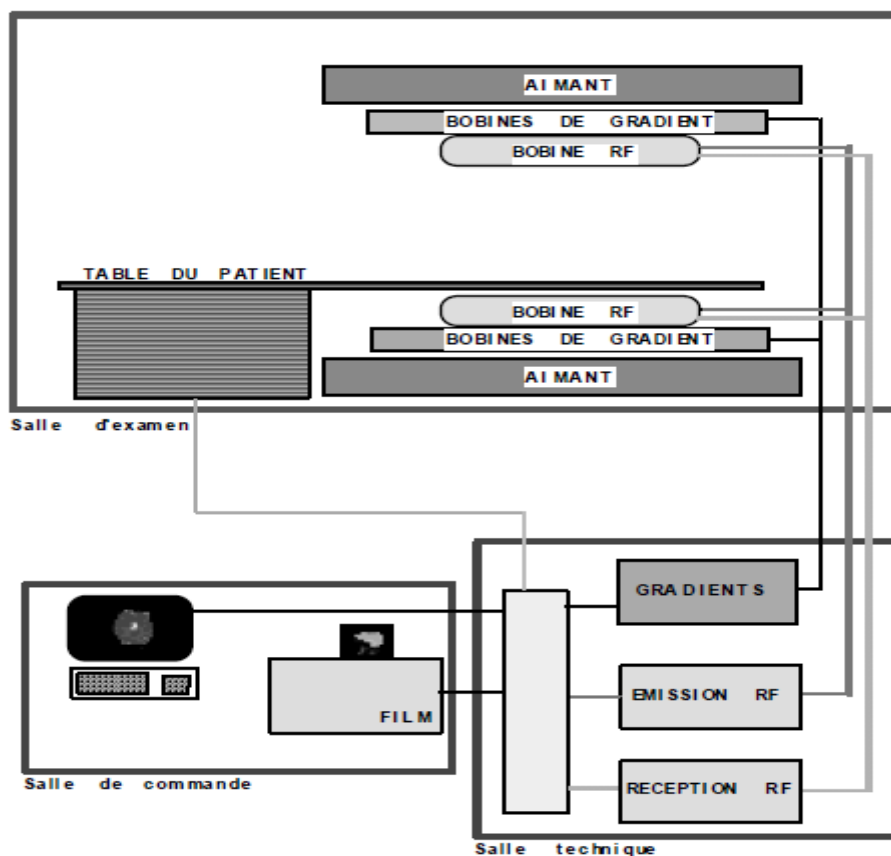


FIG .25 : Diverses unités de l'appareil de l'IRM

II.3-1/ L'aimant principal :

L'aimant central permet de créer un champ magnétique principal. Il peut être comparé à un gigantesque solénoïde (fil métallique enroulé en hélice sur un cylindre), qui lorsqu'il est parcouru par un courant électrique, crée un champ magnétique comparable à celui d'un aimant droit, et d'une puissance énorme. Son champ magnétique atteint généralement 2 à 3 teslas (soit 40 000 fois le champ magnétique de la Terre) qui est l'unité de mesure d'un champ magnétique.

Ce champ magnétique doit être homogène sur tout le corps du patient. Pour que ce soit le cas, on utilise des solénoïdes de types cryogéniques supraconducteurs.

Pour assurer la supraconductivité, les bobines sont « réfrigérées » par de l'hélium liquide (dont la température se situe entre $-272,2^{\circ}\text{C}$ et $-268,9^{\circ}\text{C}$) et de l'azote liquide. On arrive ainsi proche du zéro absolu, sans l'atteindre.

Le système de refroidissement fonctionne en circuit fermé, afin d'avoir peu de pertes d'hélium liquide, et donc, de ne pas avoir besoin d'un système de ravitaillement. (Voir figure FIG.26)

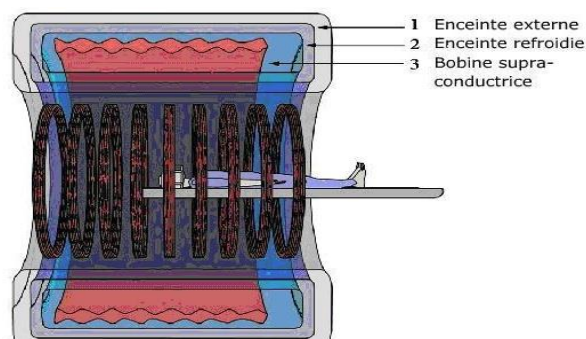


FIG .26 : l'aimant

II.3-2/ Bobines de Gradients :

Les bobines de gradient introduisent une hétérogénéité dans le champ magnétique. Cette variation d'intensité s'ajoute au champ magnétique principal, cependant de manière beaucoup moins puissante que ce dernier. Ce principe ne modifie pas la direction du champ magnétique mais il sert à introduire des fréquences légèrement différentes selon la position des atomes dans ces gradients.

Cette technique permet de différencier les coupes dans les 3 plans : horizontal, vertical et transversal.

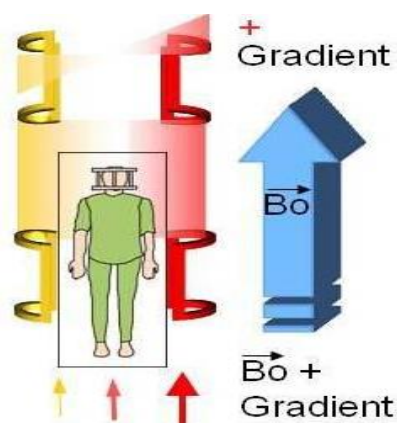


FIG.27: Bobines de Gradients

II.3-3/ Chaîne radiofréquence :

La chaîne radiofréquence comprend l'ensemble des nombreux éléments participant à l'émission et à la réception des ondes radiofréquences. Elle a pour but de délivrer une.

excitation d'une même puissance sur tout le volume exploré. Ces ondes permettent alors de sélectionner les coupes voulues.

Une IRM est constituée en général d'une antenne située sur tout l'espace de l'appareil et couvrant ainsi l'ensemble du volume de façon homogène. Des antennes de surface ayant un volume plus hétérogène sont placées au contact de la zone d'intérêt : elles offrent ainsi un meilleur rapport signal et une imagerie de meilleure qualité.

Les antennes servent alors de sources émettrices et/ou réceptrices. Le signal RMN étant extrêmement faible, l'antenne de réception doit être d'excellente qualité, afin d'obtenir le rapport signal sur bruit le plus élevé.

On distingue globalement deux types d'antennes : les antennes de volume et les antennes de surface (Voir figure FIG.28).



FIG.28 : Les antennes

II.3-4/ La partie informatique.

L'imageur est piloté par un ordinateur qui joue le chef d'orchestre pour l'acquisition et le traitement des données. Il pilote la chaîne d'émission RF, les impulsions de gradients et la chaîne de réception et les algorithmes de reconstruction d'images.

Il doit être puissant et rapide et à cet effet, il dispose très souvent de cartes informatiques dédiées propres à chaque constructeur, en particulier pour l'exécution des transformées de Fourier rapides (FFT) nécessaires à la reconstruction des images.



FIG.29 : La partie informatique

II.4/ Qualité de l'image IRM :

La qualité d'une image IRM dépend des paramètres intrinsèques de la région explorée (densité de protons ρ et temps de relaxation T_1 et T_2) mais également des paramètres d'acquisition de l'image (angle d'impulsion α , temps de répétition TR et temps d'écho TE).

Trois paramètres physiques permettent de l'évaluer et qui sont :

- La résolution spatiale.
- Le rapport signal sur bruit (RSB).
- Le contraste.

Ces critères sont interdépendants et liés au temps d'acquisition T_A de l'image d'un plan de coupe :

$$T_A = N \cdot TR \cdot NEX \quad (II.1)$$

Où N est le nombre de lignes utilisées pour former l'image, TR le temps de répétition et NEX le nombre d'excitation des protons par la répétition de la même séquence d'imagerie.

Les contraintes de l'imagerie clinique imposent de ne pas accroître exagérément T_A qui augmente avec le nombre de lignes N et le temps de répétition TR de la séquence d'imagerie.

De même, l'augmentation du nombre d'excitation NEX accroît le rapport signal sur bruit de la quantité NEX mais allonge la durée totale de l'examen.

D'un point de vue général, le rapport signal sur bruit est d'autant meilleur que le temps d'acquisition de l'image est plus long.

II.4-1/ Définitions :

II.4-1-1/ Résolution spatiale :

La résolution spatiale dépend de la taille du voxel qui est égale à la taille du pixel multipliée par l'épaisseur de coupe (e).

Les dimensions du pixel dépendent:

- du champ de vue de l'image (F.O.V : Field of view) : en IRM, les F.O.V (carrés ou rectangulaires) ont une dimension qui varie de 10 à 50 cm. Leur dimension maximale est principalement limitée par les dispositifs d'antennes d'émission et de réception.
- Pour un FOV donné, la résolution spatiale augmente avec la taille de la matrice, ce qui accroît la durée d'acquisition de l'image (relation II.1).

La fréquence angulaire de résonance dépend de la position x des protons :

$$\omega_x = \gamma(B_0 + G_x \cdot x) \quad (II.2)$$

D'après la relation (II.2), la plus petite dimension de pixel qu'il est possible de réaliser sur une image d'IRM est :

$$\Delta x = \frac{2\pi\Delta f}{\gamma G_x} \tag{II.3}$$

Δf est la largeur de la bande de fréquence du signal qui est donnée par la relation. . (Voir figure FIG.30)

$$\Delta f = \frac{1}{\pi T_2^*} \tag{II.4}$$

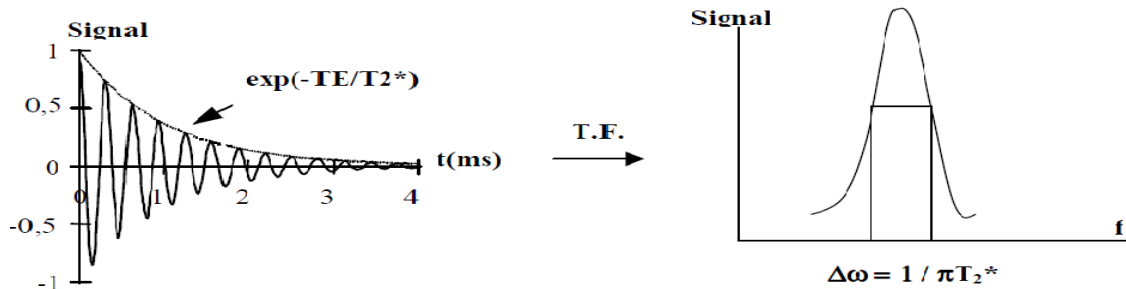


FIG.30 : Signal de précession libre et sa transformée de Fourier.

La taille du pixel est donc limitée par l'hétérogénéité du champ magnétique (T_2^* Susceptibilité Magnétique) et l'emploi de forts gradients permet d'accroître la résolution de l'image.

Pour améliorer la Rapport signal(RS), il faut donc diminuer la taille du voxel, c'est-à-dire diminuer la taille du pixel et l'épaisseur (e) du plan de coupe, ce qui a pour conséquence de diminuer l'intensité du signal de résonance et par suite le rapport signal sur bruit (RSB).

II.4-1-2/ Rapport signal sur bruit :

Par définition, pour un signal d'intensité S, le rapport signal sur bruit (RSB) est :

$$RSB = \frac{S}{(\text{Energie de bruit par largeur de bande de fréquence du signal})^{1/2}}$$

Pour une séquence d'imagerie de paramètres extrinsèques q, TR, TE, l'expression générale du signal de résonance S est pour NEX acquisition :

$$S = A.NEX.\rho \frac{1 - e^{-TR/T_1}}{1 - e^{-TR/T_1} \cos \theta} \sin \theta e^{-TE/T_2^*} \tag{II.5}$$

Où : A est le gain de l'imager, ρ , T1 et T2 sont les paramètres intrinsèques, respectivement la densité de proton et les temps de relaxation longitudinale et transversale du tissu analysé.

D'après la relation de Nyquist, l'énergie du bruit eB, que l'on assimile à un bruit blanc identique pour toutes les séquences d'imagerie est proportionnelle à la largeur de la bande de fréquence occupée par le signal Δf :

$$eB = C. \Delta f \quad (\text{II.6})$$

Où C'est une constante.

On en déduit d'après la relation (II.4) la relation de proportionnalité :

$$\text{RSB} = \alpha S. (\pi T_2^*)^{1/2} \quad (\text{II.7})$$

Si NEX représente le nombre d'acquisition du signal, le rapport signal sur bruit augmente dans la proportion NEX et dépend par suite, d'après la relation (II.1) du temps total d'acquisition de l'image TA et du temps de répétition de la séquence TR.

Pour comparer entre elles les différentes séquences d'imagerie, on détermine pour chacune d'elle le rapport signal sur bruit par unité de temps :

$$\text{RSB} \propto \frac{S. (\pi T_2^*)^{1/2}}{\text{TR}^{1/2}} \quad (\text{II.8})$$

Cette relation est importante car elle montre que les séquences d'écho de spin, pour lesquelles le signal dépend de T_2 , présentent un meilleur rapport signal-sur-bruit que les séquences d'écho de gradient pour lesquelles le signal dépend de T_2^* qui est inférieur à T_2 . Finalement, pour une séquence d'imagerie et des paramètres tissulaires donnés, l'augmentation du rapport signal sur bruit peut être obtenue:

- en augmentant l'intensité du signal S donc la taille du pixel et l'épaisseur (e) de la coupe, ce qui a pour conséquence de diminuer la résolution spatiale et de majorer les effets de volume partiel.
- en augmentant le nombre d'excitation NEX, ce qui a pour conséquence d'allonger le temps d'acquisition de l'image (relation II.1).
- en diminuant la bande passante du signal de résonance (relation II.5) ce qui a pour conséquence de diminuer la résolution spatiale (relations II.3 et II.4).

II.4-1-3/ Contraste :

Un paramètre important de la qualité de l'image est le rapport contraste sur bruit entre deux voxels V et V' de paramètres intrinsèques respectifs (ρ, T_1, T_2, T_2^*) et $(\rho', T_1', T_2', T_2'^*)$, dont l'expression est, compte tenu de la relation (II.8) :

$$C = \frac{S(\rho, T_1, T_2, T_2^*) - S(\rho', T_1', T_2', T_2'^*)}{(\text{TR})^{1/2}} \quad (\text{II.9})$$

Le contraste dépend des paramètres de la séquence d'imagerie et en particulier des temps de répétition TR et d'écho TE.

II.5/ Artéfacts en imagerie par résonance magnétique :

L'imagerie par résonance magnétique, par sa nature même, liée au mode d'acquisition et reconstruction de l'image, n'échappe pas à la règle générale que chaque nouvelle méthode

d'imagerie apporte son lot de fausses images. Ces artéfacts peuvent déformer l'image anatomique réelle ou simuler un processus pathologique. La compréhension de leur origine permet d'éviter des erreurs d'interprétation, d'améliorer la qualité de l'image et, par conséquent, d'optimiser le rendement clinique de la technique.

Les principaux artéfacts comprennent :

- Les artéfacts liés au patient : artéfacts métalliques et artéfacts de mouvements (mouvements physiologique ou du patient lui-même).
- Les artéfacts liés à la conception du système d'imagerie par résonance magnétique : Artéfacts de troncature, de repliement (aliasing), de déplacement chimique, de susceptibilité magnétique etc.

II.5-1/ Artéfacts métalliques :

La présence de matériel ferromagnétique s'accompagne de distorsions locales du champ magnétique entraînant une zone de vide de signal avec en périphérie un renforcement du signal et une déformation de l'image dont l'aspect est en général caractéristique. C'est la raison pour laquelle tout matériel ferromagnétique externe (bijoux, montre, dentier, soutien-gorge, ceinture, pantalon avec boutons ou fermeture éclair en métal, etc.) doit être retiré au patient avant l'examen. De même, il faut s'enquérir de la présence de corps étrangers métalliques, en particulier intraoculaires, qui constituent alors une contre-indication à l'examen (risque de migration). Les implants métalliques [clips chirurgicaux, valve de dérivation (voir figure FIG.31), prothèse dentaire fixe (voir figure FIG.32), dent à pivot, prothèse métallique, etc.], s'ils sont ferromagnétiques et proches de la région d'intérêt, peuvent rendre l'examen inexploitable. Lorsqu'ils sont volumineux, la qualité de l'image se dégrade encore davantage, l'accord de l'antenne étant perturbé par la présence du métal. Les fards à paupière (à base de pigments ferromagnétiques) sont responsables de déformations de la région oculaire (voir figure FIG.33). De même, les forages chirurgicaux laissent en place des petits débris métalliques microscopiques (invisible en radiologie conventionnelle), sont responsables d'artéfacts.

Les artéfacts métalliques sont plus prononcés sur les appareils à haut champs. L'utilisation de matériel chirurgical non ferromagnétique (titane, plan, aluminium, etc.) reste la solution la plus satisfaisante pour diminuer les artéfacts.

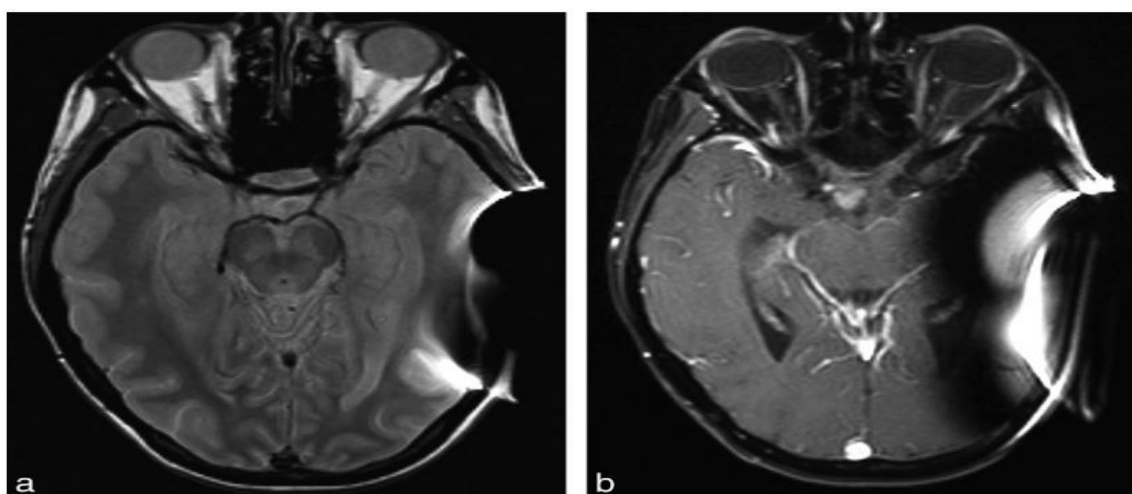


FIG.31 : Artéfact métallique lié à la présence d'une valve de dérivation ventriculaire.

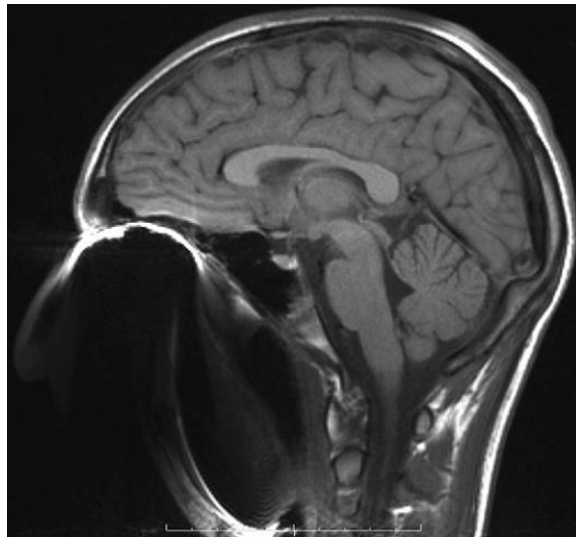


FIG.32 : Déformation du massif facial par un appareil dentaire (aspect en tête de signe).

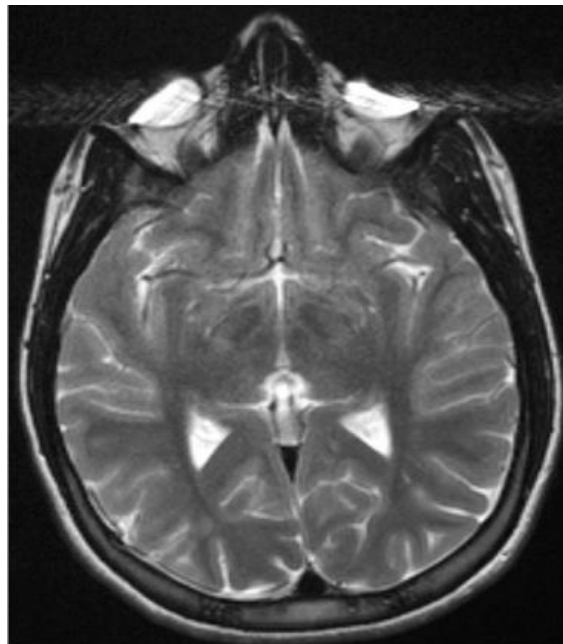


FIG.33 : Déformation des globes oculaires liée à la présence de fard à paupières contenant des pigments ferromagnétiques.

II.5-2/ Artéfacts de mouvements :

Les artéfacts de mouvements font partie des artéfacts les plus fréquemment rencontrés. Les mouvements du patient sont source de dégradation de l'image, réservant cette technique d'acquisition relativement longue aux patients pouvant rester strictement immobiles durant toutes ces séquences d'imagerie. Pour les jeunes patients, en IRM pédiatrique (surtout entre 1 et 7 ans), une bonne sédation est un prérequis obligatoire. Les mouvements physiologiques (respiration et péristaltisme intestinal) sont surtout gênants pour l'imagerie abdominale. Au

niveau thoracique, l'introduction de la synchronisation à l'ECG a été à l'origine de l'essor rapide et constant de l'IRM cardiaque.

II.5-2-1/ Mécanismes des artefacts de mouvements :

Les mouvements peuvent affecter l'image de deux façons :

- L'image devient floue (par dispersion du signal) et ce dans les deux directions de codage de phase et de fréquence. C'est un peu comme lorsqu'on prend une photo avec une vitesse d'obturation lente : le résultat est une image floue dans le sens de déplacement de l'objet.
- Des images fantômes (alternance de bandes de signal intense et faible rappelant la structure en mouvement) apparaissent exclusivement dans la direction du codage de phase, de part et d'autre de la structure en mouvement, elles couvrent l'ensemble de l'image (également hors des limites anatomiques). Ces fantômes seront d'autant plus nets que la structure en mouvement a un signal élevé.

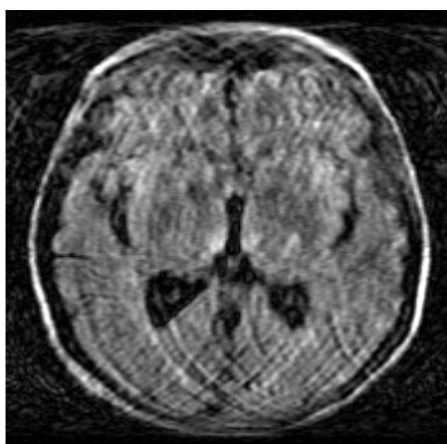


FIG.34 : Artefact lié à un mouvement volontaire.

II.5-3/ Artefacts de troncature :

Les artefacts de troncature (également appelés phénomène de Gibbs) prennent leur origine au niveau des interfaces présentant une zone de transition abrupte de signal (exemple : graisse/muscle ou LCR/moelle). Ils apparaissent sous forme de bandes périodiques d'intensité faible et élevée (striations) parallèles à la zone de variation brutale de signal, la périodicité des striations (distance entre les bandes) est liée à la taille de la matrice (résolution spatiale). Leur mécanisme est lié au principe même de reconstruction de l'image : en effet, en IRM, l'image est reconstruite par analyse de Fourier impliquant que des formes fortes complexes sont obtenues par une combinaison d'ondes sinusoïdales.

En principe, une image anatomique contient un éventail infini de fréquences spatiales qui vont être échantillonnées en utilisant un nombre fini de fréquences (bande de fréquence). Les zones les plus difficiles à reconstruire sont celles correspondant à une variation brutale du signal (onde carrée). Pour bien reproduire ces zones de transitions, il faudrait disposer d'une gamme infinie d'échantillons (en fréquence et en phase). La limite principale est représentée dans la direction du codage de phase où le nombre d'étapes d'incrémentations du gradient (pas

d'échantillonnage en phase = nombre de lignes de la matrice) est limité par la taille de la matrice (nombre de lignes de la matrice qui conditionne par ailleurs la durée d'examen et la résolution spatiale). Pour diminuer la durée d'acquisition des séquences, les matrices utilisées sont souvent asymétriques avec des pixels rectangulaires (moins de lignes = diminution de la résolution spatiale) : c'est la raison pour laquelle les artéfacts de troncature sont plus fréquents dans la direction du codage de phase.

II.5-4/ Aliasing :

L'aliasing (ou repliement) est un artéfact dont le mécanisme est bien connu. Il apparaît dans les deux directions, de codage de phase et de fréquence lorsque l'objet est plus grand que le champ de vue* et se traduit par un repliement des structures hors champ du coté controlatéral de l'image. Il est important d'en connaître l'origine, car l'utilisation de matrices et champs de vue asymétriques, permettant de réduire les temps d'examen, peut à la fois corriger et être à l'origine de l'aliasing (nécessitant un ajustement correct du champ de vue par rapport à l'objet). En général, le phénomène est évident mais il peut parfois simuler un processus pathologique (voir Figure FIG.35).

L'aliasing dans la direction du codage de fréquence apparaît lorsque sont présentes (hors du champ de vue) des fréquences trop élevées par rapport à la fréquence d'échantillonnage.

En effet, pour échantillonner correctement un signal, la fréquence d'échantillonnage doit être au moins double de la plus haute fréquence présente dans le signal (ou, ce qui revient au même, la demi-fréquence d'échantillonnage, appelée fréquence de Nyquist, doit être supérieure ou égale à la fréquence à échantillonner). Dans le cas contraire, on obtient un signal erroné de fréquence plus basse par sous échantillonnage.

Ainsi, une fréquence d'échantillonnage donnée n'est opérationnelle que pour des fréquences n'excédant pas la fréquence de Nyquist. Toutes les fréquences supérieures à celle-ci vont être confondues avec des fréquences plus basses. Or, lors de l'acquisition de l'image, les signaux sont échantillonnés de telle manière qu'aux extrémités du champ de vue on soit, justement, à la fréquence de Nyquist. Ainsi, tous les éléments de l'objet situés à l'intérieur du plan de Fourier sont correctement échantillonnés.

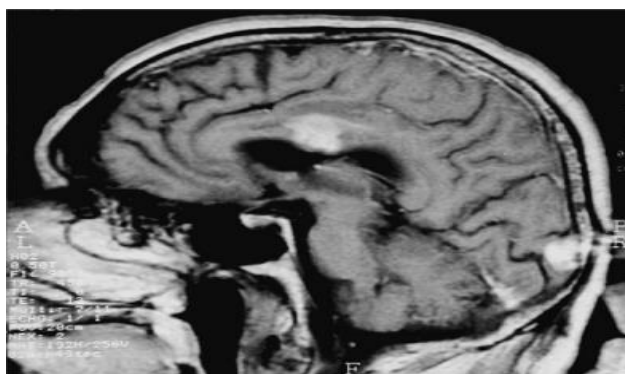


FIG.35 : deux zones d'hyper signal sont visibles sur cette coupe sagittale du cerveau pondérée en T1 (après injection du gadolinium) au niveau du corps calleux et du lobe occipital. La première est liée à une prise de contraste d'un processus tumoral et la seconde est liée au repliement du nez vers la région occipitale (champ trop étroit en antéropostérieur = sens du codage en phase).

* Le champ de vue (FOV – field of view, ou champ de reconstruction) représente les dimensions réelles (hauteur et largeur mesurées en cm) du plan de coupe (cadre) de l'image.

II.5-5/ Artéfacts de susceptibilité magnétique :

La susceptibilité magnétique d'un tissu est liée à sa faculté à s'aimanter. Dans les régions où sont juxtaposées deux structures ayant des susceptibilités magnétiques très différentes (air/tissu, hémoglobine/tissu, os/tissu, etc.), il existe un gradient de champ magnétique intrinsèque à leur interface.

Ce gradient induit un déphasage des spins au niveau de la zone transitionnelle (exemple : bordure d'une cavité aérique) responsable d'un signal hypo-intense (d'où élargissement de la cavité). Cet artéfact est présent au voisinage des structures aériques du crane (sinus, cellules mastoïdiennes, etc.) (voir figure FIG.36), au niveau du nasopharynx et des poumons, etc. Il est plus prononcé sur les séquences d'écho de gradient (sensible aux inhomogénéités du champ), lorsque le TE est allongé et la taille du pixel augmente. Il augmente aussi avec l'intensité du champ magnétique principal et il est donc majoré à 3T par rapport à 1.5T. Il est minimisé en utilisant une séquence d'écho de spin, un TE court et en augmentant la résolution spatiale.

Si cet artéfact est le plus souvent gênant en écho de gradient en raison de la proximité de deux zones de susceptibilité magnétique très différente, il peut pourtant s'avérer utile dans certaines pathologies pour affiner un diagnostic.

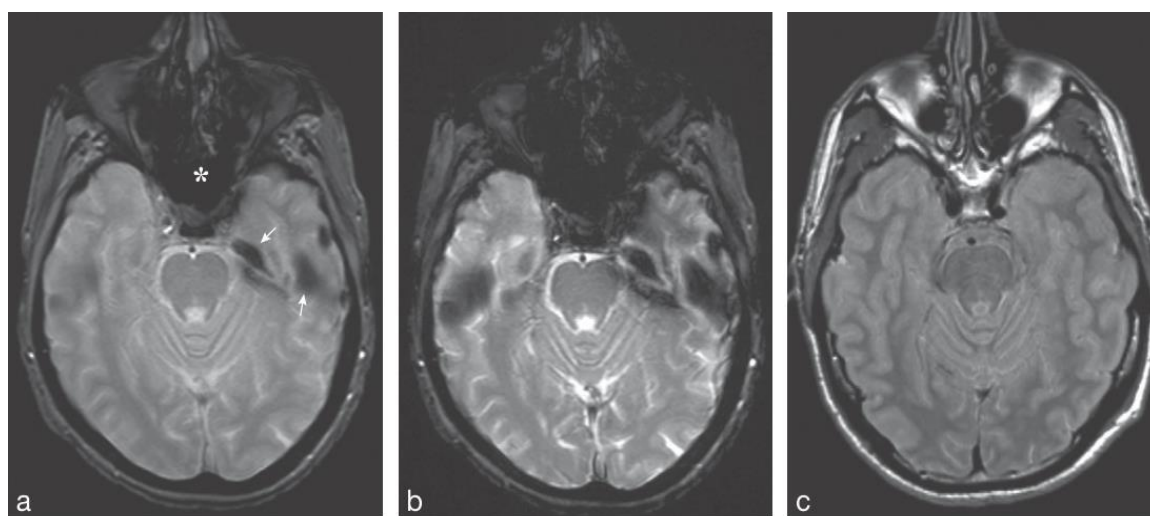


FIG.36 : Artéfacts de susceptibilité magnétique : exemple.

L'artéfact de susceptibilité magnétique au niveau d'une interface os-tissu (rocher-flèches) ou d'une interface air tissu (étoile) est très marqué sur la coupe réalisée en écho de gradient (a).

Il est encore plus prononcé lorsque le TE augmente (b). En revanche, il disparaît sur la coupe réalisée en écho de spin rapide (ici à TE effectif court) (c).

II.6 Discussion :

Dans les paragraphes précédents, nous avons montré que malgré tout le soin apporté à l'acquisition, l'information contenue dans l'image peut être perturbée par des phénomènes extérieurs. Dans ce contexte, le traitement d'images devient indispensable. Son panel sans cesse grandissant de méthodes permet de mettre de l'ordre dans la masse de données que représente une séquence d'images. Parmi ces méthodes, la segmentation a pour but de partitionner ou segmenter l'image en un ensemble de régions cohérentes, pouvant être assimilées à un objet d'intérêt. En regard de la quantité d'information à traiter, il est indispensable d'automatiser cette tâche.

De ce fait, dans le prochain chapitre nous effectuons une rétrospective des différentes méthodes de segmentation d'images et plus particulièrement d'images IRM.

Chapitre III

La segmentation en imagerie médicale

III.1/Préambule :

La segmentation est le cœur d'un système d'analyse automatique d'images. Elle intervient dans de nombreuses applications importantes, comme l'indexation d'une base de données d'images, le suivi et l'estimation de mouvement dans une séquence vidéo, et l'interprétation automatique d'images biomédicales et satellitaires, etc.

La segmentation d'images est une tâche très importante dans l'analyse et le traitement d'images. Elle représente un composant fondamental dans la résolution de beaucoup de problèmes, spécialement en imagerie médicale, la segmentation d'images permet d'associer une structure anatomique à chaque position dans l'espace. En IRM cérébrale, elle permet de différencier les tissus (matière grise (MG), matière blanche (MB) et liquide céphalo-rachidien (LCR)), les structures anatomiques, et/ou les nombreuses pathologies cérébrales telles que l'accident vasculaire cérébral (AVC), tumeurs, et les lésions de la sclérose en plaques....etc.

Dans la suite de notre travail, on s'intéressera à la segmentation et à l'analyse des images, pour cela nous donnons un aperçu sur les différentes méthodes de segmentation qui existe dans la littérature.

III.2/ prétraitement :

L'acquisition permet d'obtenir des images bidimensionnelles. La qualité de ces coupes dépend grandement du matériel utilisé (scanner, IRM... etc.). Ensuite le prétraitement d'images est nécessaire, car il permet d'améliorer la qualité des coupes, et d'éliminer le bruit qui provient des conditions d'acquisition sans toucher, si c'est possible, à l'information utile, puis les images doivent être alignées et réordonnées, pour qu'elles obéissent au même repère.

III.2-1/Restauration d'images :

III.2-1-1/Définition :

La restauration d'images a pour objet la réduction, voire l'élimination des distorsions introduites (bruits) par le système ayant servi à acquérir l'image.

Donc la restauration d'images est une technique d'imagerie numérique qui permet, à l'aide d'un logiciel de retouche d'images, de rendre à une image numérisée l'apparence de son état d'origine.

Les différentes approches de restauration d'image :

- Le filtrage (temporel).
- Le filtrage (fréquentiel).
- Le filtrage non linéaire.

III.2-1-2/Bruit :

Le bruit est une altération (externe ou intrinsèque) qui s'ajoute au signal sans lui être corrélé comme :

- Bruit lié au contexte de l'acquisition (Bougé, dérive lumineuse, flou, poussière, ...).
- Bruit lié au capteur (distorsion de la gamme des niveaux de gris, distorsion géométrique, mauvaise mise au point, ...).
- Bruit lié à la numérisation (codage, quantification, échantillonnage (moiré, effet poivre et sel), ...).

Exemples sur les bruits :



FIG.36-1 : Image source



FIG.36-2 : Flou de mise au point



FIG.36-3 : Flou de bougé



FIG.36-4 :
Bruit uniforme (gaussien)



FIG.36-5 :
Bruit aléatoire (impulsionnelle)

III.2-1-3/Filtrage :

Le lissage local (ou filtrage) consiste à améliorer les images que l'on veut segmenter.

Les principaux défauts des images acquises sont la présence de biais et de bruit d'acquisition. Dans une image, le biais correspond à une irrégularité de l'intensité lumineuse, indépendante du contenu de l'image, provenant d'un défaut dans l'éclairage ou l'excitation de la préparation observée. Des opérations de filtrage peuvent réduire leur influence.

Applications sur les filtres :



FIG.37-1 : Filtre Gaussien



FIG.37-2 : Filtre moyenneur

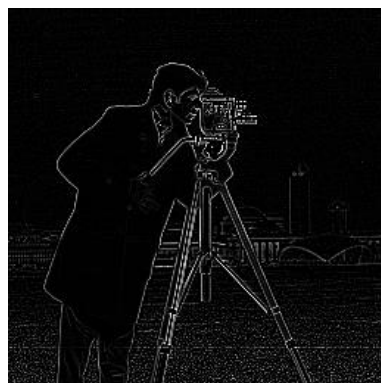


FIG.37-3 : Filtre Laplacien



FIG.37-4 : Filtre de Sobel horizontal

III.2-2/Amélioration d'images :

L'amélioration d'images consiste à modifier les caractéristiques visuelles de l'image de manière à en faciliter son interprétation par l'œil humain. Il peut s'agir de rehausser les contrastes, d'accentuer certaines intensités pour mettre en valeur une région, etc.

Les principales approches d'améliorations d'images sont :

- La modification d'histogramme.
- Le filtrage (fréquentiel).
- Autres techniques.

III.2-3/Compression d'images

III.2-3-1/Définition :

Le but des algorithmes de compression est de réduire la taille des fichiers pour diminuer l'espace nécessaire à leur stockage sur le disque ou leur transfert par le réseau. Ils encodent d'une manière différente les données de l'image afin de les rendre plus compactes.

III.2-3-2/Principe :

La taille de l'image est réduite sans que l'information soit perdue. L'image est indexée et chaque index est codé différemment.

Les principales techniques de compression sans perte d'informations sont :

- RLE (Run Length Encoding).
- Shannon, Fano (Variable Code Length).
- Huffman (Variable Code Length).
- Lempel, Ziv, Welch (LZW).

III.3/ La segmentation d'images :

On peut définir la segmentation comme étant le découpage de l'image numérique en régions disjointes (qui ne se chevauchent pas) et une région est un ensemble de pixels connectés qui sont adjacents les uns aux autres. La segmentation est une représentation structurée et condensée synthétisant les informations présentes dans la scène, sous forme de régions ou de contours. Les contours s'obtiennent par l'analyse de discontinuités sur certains types d'information (niveau de gris, texture), tandis que les régions sont obtenues par l'analyse de leur homogénéité.

Donc la segmentation est la partition d'une image en un ensemble de régions qui ne se chevauchent pas et dont l'union est l'image entière (voir figure FIG.38). Quelques règles à suivre pour obtenir une segmentation sont :

1. Les régions doivent être uniformes et homogènes par rapport à certaines caractéristiques (niveau de gris, écart-type, gradient).
2. Leurs intérieurs doivent être simples et sans beaucoup de petits trous (des parties de région non segmentées).
3. Les régions adjacentes doivent avoir des valeurs très différentes par rapport à la caractéristique prise en compte dans la segmentation.
4. Les limites de chaque région doivent être simples et spatialement précises.

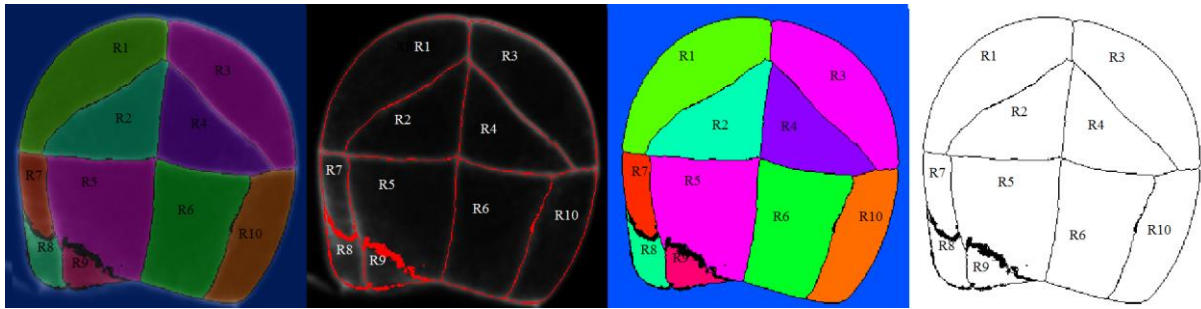


FIG.38 : Image segmentée

III.4/Définition numérique de la segmentation d'images :

Soit I une image et soient $R_i \leq i \leq n$ des régions disjointes non vides. La définition formelle d'une segmentation d'images est la suivante :

1. $\bigcup_{i=1}^n R_i = I$
2. $R_i \cap R_j = \emptyset \forall i \neq j$
3. Les sous-ensembles $R_i ; i = 1, \dots, n$ sont connexes.
4. Il existe un prédicat p tel que : $p(R_i) = \text{vrai}, \forall i = 1, \dots, n$
5. $p(R_i \cup R_j) = \text{faux}, \forall (i, j) ;$ et R_i, R_j sont contiguës

Où $P(R_i)$ est un prédicat d'uniformité pour tous les éléments de la série R_i .

Dans ce qui précède, la condition (1) souligne que la somme des régions segmentées doit inclure tous les pixels d'une image. La condition (2) souligne que les différentes régions segmentées ne doivent pas se chevaucher. La condition (3) souligne que les pixels dans les mêmes régions segmentées doivent avoir des propriétés similaires. La condition (4) souligne que les pixels appartenant à différentes régions segmentées doivent avoir des propriétés différentes, et enfin, la condition (5) souligne que les pixels dans la même région segmentée sont connexes.

III.5/Le but de la segmentation d'images cérébrales :

Segmenter ou délimiter les structures cérébrales est une étape fondamentale pour l'analyse d'images cérébrales. Elle permet de faire une séparation des différents tissus cérébraux (matière grise, matière blanche, liquide céphalorachidien, etc.) ainsi que d'éventuelles pathologies cérébrales. Une bonne segmentation permet d'aider le médecin à prendre une décision finale, avant son geste chirurgical. Par exemple : les principales applications de la segmentation sont la morphométrie, la cartographie fonctionnelle et la visualisation : la morphométrie est la mesure quantitative des positions, formes et tailles des structures cérébrales. Elle nécessite la segmentation préalable de ces structures. Elle peut permettre d'identifier, comprendre et suivre la progression des pathologies comme l'Alzheimer ou la schizophrénie.

III.6/Difficultés liées à la segmentation des images cérébrales :

La segmentation des IRM cérébrales présente des particularités par rapport aux autres domaines d'applications de la segmentation comme la segmentation des cartes routières, ou la segmentation des visages, ceci est dû principalement aux raisons suivantes :

- L'objet à segmenter (l'anatomie du cerveau).
- Le processus d'acquisition IRM qui génère des artefacts (défauts) vu dans le chapitre précédent.

III.7/Les différentes approches de segmentation : État de l'art :

La segmentation est invoquée dans la plupart des applications médicales telles que le diagnostic, la localisation des pathologies, la visualisation des structures anatomiques et la chirurgie assistée par ordinateur, etc. Dans la littérature, nous avons trouvé plusieurs méthodes de segmentation qui s'intègrent généralement dans trois approches principales : approche par contours, approche par régions et approche coopérative. (voir figure FIG.39)

Nous avons essayé de proposer une classification de ces méthodes selon le schéma suivant

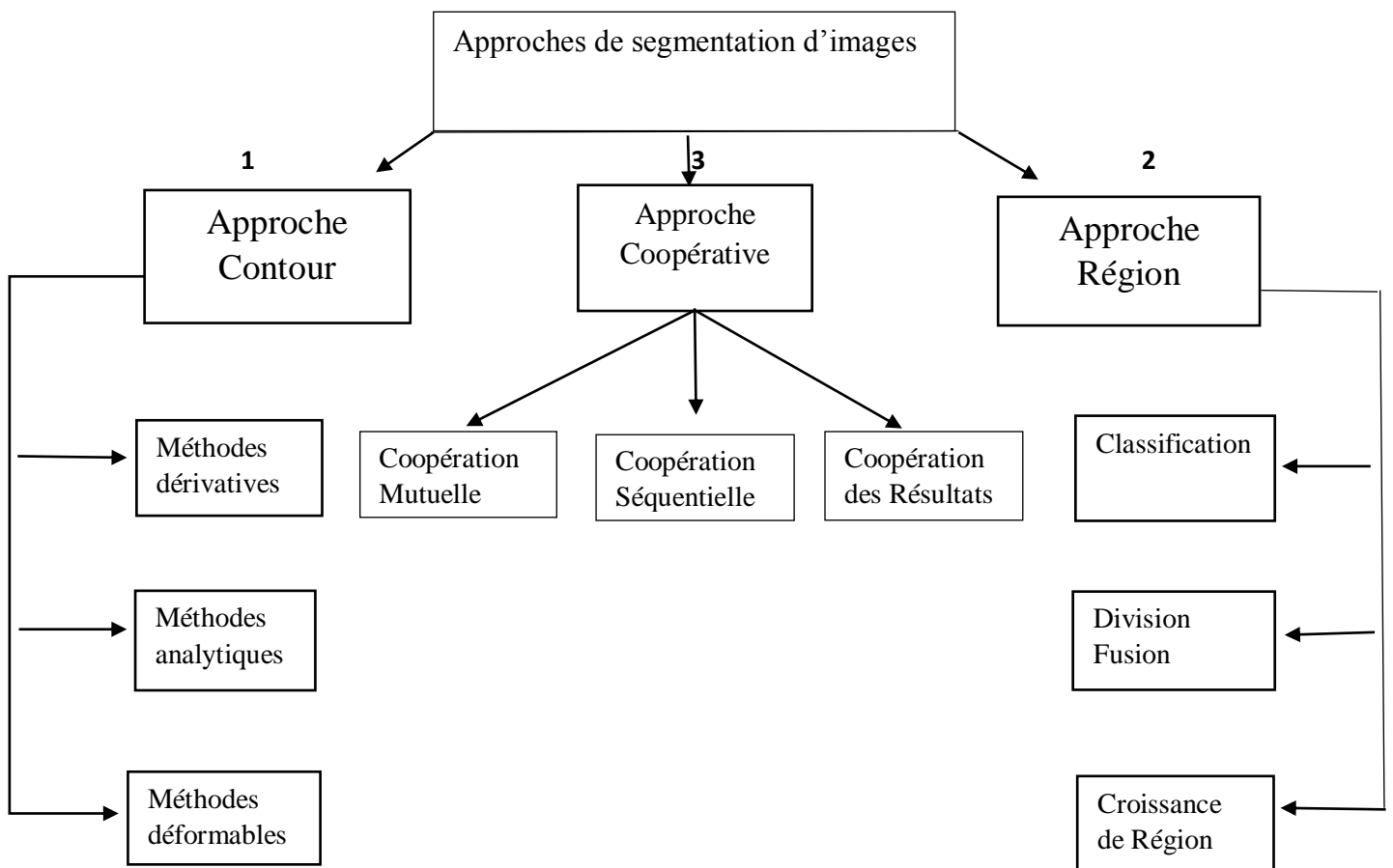


FIG.39 : Principales méthodes de segmentation d'images

Dans ce qui suit, on va présenter une description des différentes approches :

III.7-1/ Approche contour :

Les méthodes basées contours sont parmi les méthodes les plus classiques en segmentation d'images. Ces méthodes supposent généralement un modèle a priori des discontinuités recherchées et opèrent de manière très localisée.

Les méthodes de segmentation basées sur l'approche contour ont donc pour objectif de trouver les lieux de fortes variations du niveau de gris. Un nombre important de méthodes a été développé. Ces méthodes s'appuient sur la détection des discontinuités dans l'image et peuvent être divisées en trois classes : les méthodes dérivatives, les méthodes analytiques et les méthodes déformables.

III.7-1-1/ Les méthodes dérivatives :

➤ L'approche gradient :

Ce type de détecteur se base sur la première dérivée de l'image I en chacun de ces points dans les deux directions horizontale et verticale. Un point de contours aura une amplitude A (i,j) et une direction Dir (i,j).

$$\frac{\delta I(i, j)}{\delta x} = I_x(i, j); \frac{\delta I(i, j)}{\delta y} = I_y(i, j) \quad (\text{III.1})$$

$$A(i, j) = \sqrt{(I_x(i, j) * I_x(i, j)) + (I_y(i, j) * I_y(i, j))} \quad (\text{III.2})$$

$$\text{Dir}(i, j) = \text{arctg} (I_y(i, j) / I_x(i, j)) \quad (\text{III.3})$$

La détermination des points contours est ramenée dans un premier temps à la recherche de filtre linéaire permettant d'estimer le gradient en chaque point.

De nombreux opérateurs sont ainsi apparus dans la littérature parmi lesquels nous pouvons citer les masques de Sobel, Prewit, Robert, etc.

La valeur du gradient est ainsi disponible en tout point de l'image permettant d'effectuer une recherche des maxima locaux. Ceux-ci correspondent aux passages par zéro de la dérivée seconde dans la direction du gradient ou encore aux points contours recherchés.

➤ L'approche Laplacien :

Ce type de détection de contour se base sur la dérivée seconde de l'image. Il est défini par :

$$\frac{\delta^2}{\delta x^2} \Delta^2 = \frac{\delta^2}{\delta x^2} + \frac{\delta^2}{\delta y^2} \quad (\text{III.4})$$

Contrairement au gradient, le Laplacien permet d'obtenir des contours fermés et d'un pixel d'épaisseur, par contre il a l'inconvénient d'être plus sensible au bruit que le gradient. Le Laplacien est déterminé en chaque point de l'image par filtrage linéaire. Les points contours sont alors assimilés au passage par zéro du Laplacien.

Ces deux méthodes (Approche Gradient et Laplacien) semblent inefficaces, si l'amplitude du gradient aux points de contours varie fortement selon les parties de l'image. Il n'existe pas de seuil s permettant la sélection des points contour sans sélectionner ceux dus au bruit. Le Laplacien augmente le bruit présent dans l'image car il s'agit d'une méthode dérivative.

III.7-1-2/ Les méthodes analytiques :

➤ Approche de Canny

Canny [7], a proposé un filtre déterminé analytiquement à partir de trois critères :

1. garantir une bonne détection : c'est-à-dire une réponse forte même à de faibles contours.
2. garantir une bonne localisation.
3. réponse unique : l'opérateur doit donner une réponse unique aux mêmes types de contours.

La solution qui vérifie ces trois critères, proposée par Canny est la suivante :

$$F(x) = a_1 e^{ax} \sin(wx) + a_2 e^{ax} \cos(wx) + a_3 e^{-ax} \sin(wx) + a_4 e^{-ax} \cos(wx) \quad (\text{III.5})$$

Canny a développé une forme mathématique pour les critères concernant la performance du détecteur.

➤ Approche de Deriche :

Au filtre de Canny, nous préférons souvent le détecteur de Deriche [8], qui répond exactement aux mêmes critères de qualité que celui de Canny, mais qui possède une réponse impulsionnelle finie. Il a pu donc être synthétisé de façon récursive particulièrement efficace. Le filtre de Deriche a une expression générale de la forme :

$$F(x) = -ce^{-ax} \sin(wx) \quad (\text{III.6})$$

III.7-1-3/ Les méthodes déformables :

Les modèles déformables, introduits par Kass [9], sont aussi connus sous les noms de « snakes » ou « contours actifs ».

L'intérêt principal des contours actifs est de détecter des objets dans une image en utilisant les techniques d'évolution de courbes. L'idée est de partir d'une courbe initiale, généralement un carré ou un cercle, et de la déformer jusqu'à obtenir le contour de l'objet.

En effet, celui-ci présente quelques inconvénients tels que la sensibilité à l'initialisation au bruit, et le réglage difficile de ses différents paramètres.

III.7-2/Approche région :

Contrairement aux techniques d'extraction des contours, La segmentation en régions homogènes est basée sur les propriétés intrinsèques des régions. Le choix de ces propriétés détermine ce qu'on appelle "critère de segmentation". Pour segmenter l'image en régions, ces critères peuvent être la valeur de niveau de gris (Sezgin [10]), de la couleur (Lucchese [11]), de la texture (Materka [12]), ou une combinaison de plusieurs informations (Theiler [13]).

Généralement, nous distinguons trois familles d'algorithmes pour l'approche région :

Les méthodes de classification qui consistent à regrouper et à classer les pixels d'une image en classes en fonction de leurs propriétés, les méthodes de croissance de régions qui agrègent les pixels voisins selon le critère d'homogénéité; et les méthodes qui divisent ou fusionnent les régions en fonction du critère choisi.

III.7-2-1 La classification (clustering) :

Cette méthode consiste à regrouper et à classer les pixels d'une image en classes en fonction de leurs propriétés. A chaque point de l'image est associé un vecteur d'attributs. La classification est alors effectuée sur ces vecteurs d'attributs de façon à aboutir à un nombre restreint de régions homogènes au sein de l'image.

Donc la classification est définie comme une procédure dans laquelle les pixels similaires d'une image sont identifiés et regroupés dans une même classe. Il existe deux grandes tendances:

➤ La classification non supervisée :

Elle vise à séparer automatiquement l'image en clusters sans aucune connaissance a priori sur les classes.

Elle se base sur une mesure de distance entre les vecteurs d'attributs. Les algorithmes les plus fréquemment cités dans la littérature pour cette catégorie sont les K-means, Isodata, et Fuzzy c-means...

➤ La classification supervisée :

Elle s'opère à partir de la connaissance de chacune des classes définies par une approche probabiliste. Elle se base sur l'apprentissage de propriétés discriminantes sur un échantillon de données déjà classées. Les algorithmes de cette catégorie sont Minimum-Distance-to Means, Likelihood et Parallelopiped.

L'inconvénient des méthodes de classification est qu'elles sont très sensibles au bruit.

III.7-2.2 Segmentation par croissance de région :

La croissance s'effectue à partir de pixels initiaux appelés « germes ». Ces germes peuvent être sélectionnés de façon aléatoire ou automatique [Cocquerez]. Lors d'une itération du processus, les pixels voisins à la région sont étudiés. S'ils vérifient les conditions d'homogénéité (critère défini au préalable), le pixel sera alors affilié dans la région. Les pixels non intégrés aux régions peuvent générer eux-mêmes de nouvelles régions ou être quand même adoptés à la région la plus proche (cas du bruit dans une image par exemple). Généralement, une mesure de similarité peut être évaluée par un calcul de distance entre les attributs du pixel candidat et ceux de la région. Lorsqu'une région intègre un nouvel élément, ses attributs sont alors remis à jour. La croissance de région s'interrompt lorsque tous les pixels voisins aux régions ont été affectés. Nous citerons dans ce qui suit quelques travaux illustratifs :

Chassery et Garbay [14] selon des critères de forme et de couleur, ils isolent les régions de l'image. Un pixel est fusionné avec une région candidate si la mesure de différence colorimétrique est inférieure à un certain seuil. Carron [15] propose des critères de fusion des pixels aux régions produits sur des règles floues. Tremeau et Borel [16] proposent différents critères d'homogénéité dans l'espace RVB. D'abord, ils génèrent un certain nombre de régions par le processus de croissance de régions et ensuite ils fusionnent toutes les régions qui ont la même distribution colorimétrique.

Un algorithme de segmentation d'images couleurs est proposé par Meyer [17] et qui consiste en une croissance de régions à partir de marqueurs identifiant l'intérieur des régions. Ainsi un pixel est fusionné avec la région la plus proche (i.e. similaire) en se basant sur le calcul d'une distance qui représente la différence de couleur entre ce pixel et les régions voisines.

Dans le tableau suivant, nous présentons quelques avantages et limites de l'approche par croissance de régions.

Avantages	Limites
<ul style="list-style-type: none"> ❖ D'être simple et rapide. ❖ Elle permet la segmentation d'objet à topologie complexe. ❖ Elle préserve la forme de chaque région de l'image. 	<ul style="list-style-type: none"> ❖ Une mauvaise sélection des germes ou un choix du critère de similarité mal adapté peuvent entraîner des phénomènes de sous-segmentation 1 ou de sur-segmentation 2. ❖ Il peut y avoir des pixels qui ne peuvent pas être classés.

Avantages et limites de l'approche par croissance de région

III.7-2-3 Approche par division-fusion :

L'algorithme division-fusion appelé aussi « Split and Merge » a été proposé par Horowitz et Pavlidis [18], il est encore actuellement un des plus performants (Bres [19]). Le processus est décomposé en deux étapes. L'image initiale peut être une première partition résultant d'une analyse grossière ou bien l'image brute. Dans la première étape, ou division, on analyse individuellement chaque région R_i . Si celle-ci ne vérifie pas le critère d'homogénéité, alors on divise cette région en blocs (le plus généralement en 4 quadrants) et l'on réitère le processus sur chaque sous-région prise individuellement, le découpage arbitraire peut conduire à ce que cette partition ne soit pas maximale.

Dans la deuxième étape, ou fusion, on étudie tous les couples de régions voisines (R_k, R_i). Si l'union de ces deux régions vérifie le critère d'homogénéité, alors, on fusionne les régions.

Nous détaillons trois structures de données permettant d'effectuer cette approche :

1. Le quad-tree.
2. Le graphe d'adjacence des régions.
3. Le diagramme de Voronoï.

➤ Le quad-tree

Le quad-tree est une structure de données très commune de par sa simplicité et d'autre part son faible temps de calcul. Il est une arborescence dont la racine est l'image toute entière et dont chaque nœud parent (sauf les nœuds terminaux) possède exactement quatre fils. Il est défini de manière récursive: l'image est partagée d'abord en quatre blocs. À chacun de ces blocs est ensuite associé un nœud fils de la racine. Puis le processus de découpage en quatre est itéré pour chacun des fils sans chevauchement des blocs. L'analyse récursive s'arrête lorsque chaque sous-bloc respecte un prédicat d'homogénéité. Après cette phase de division des petites régions, certains blocs adjacents présentent des caractéristiques identiques d'où la nécessité de les fusionner. Cette fusion s'arrête lorsqu'il n'existe plus de couple qui respecte le prédicat de fusion.

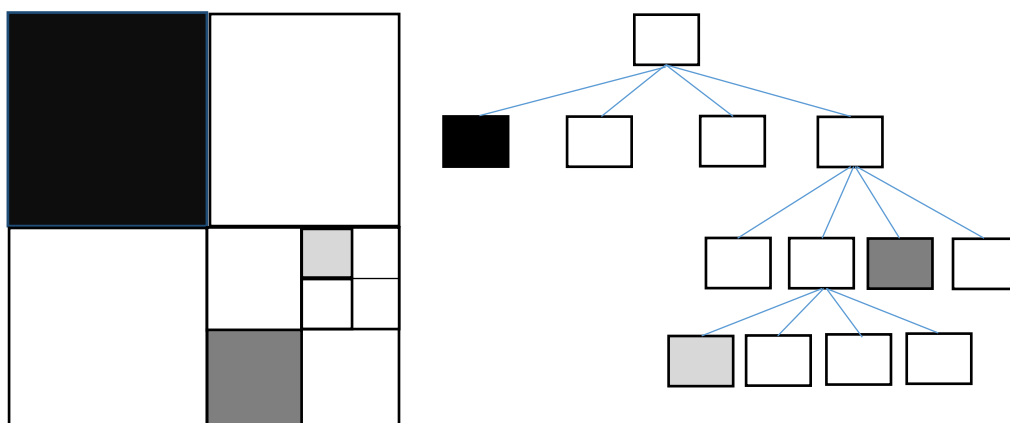


FIG.40 : Processus de division de l'image I en utilisant le quad-tree

➤ **Le graphe d'adjacence des régions :**

La fusion des régions ne s'opère pas nécessairement après un algorithme de division de l'image, mais peut être accomplie après un algorithme de segmentation ayant provoqué une sur-segmentation. Les approches de fusion se basent généralement sur l'analyse du graphe d'adjacence des régions ou RAG (Region Adjacency Graph). Les régions y sont représentées par les nœuds du graphe et l'information d'adjacence entre régions est symbolisée par les arêtes.

La figure (FIG.41) représente, à titre d'exemple, une image et son graphe d'adjacence de régions.

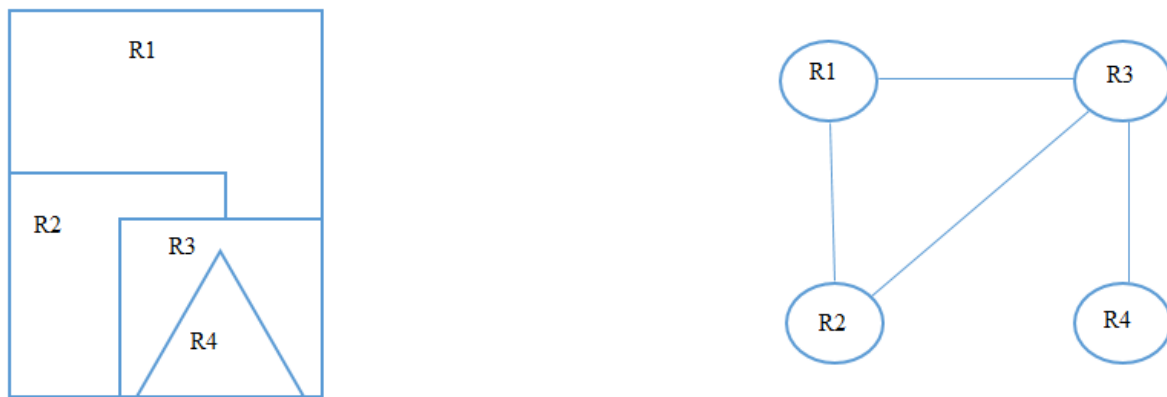


FIG.41 : Image d'étiquettes et son graphe d'adjacence

L'analyse du graphe d'adjacence de régions permet de fusionner des régions d'une image sur-segmentée. Le procédé consiste à fusionner deux nœuds reliés par une arête à condition qu'ils respectent un critère de fusion. Les méthodes d'analyse des graphes d'adjacence de régions se distinguent selon l'ordre de parcours des différents nœuds du graphe et selon les critères de fusion. A chaque itération, les régions reliées par l'arête qui porte la valeur minimale sont fusionnées. Les valeurs des arêtes sont mises à jour en fonction du nombre de pixels appartenant aux régions associées aux arêtes.

L'algorithme de fusion s'arrête lorsqu'un nombre d'itérations fixé préalablement est atteint ou lorsque les poids des arêtes atteignent une valeur limite.

➤ **Le diagramme de Voronoï :**

L'approche basée sur le diagramme de Voronoï peut être considérée comme une amélioration de la segmentation par analyse du quad-tree. La phase de division n'est plus réalisée par un découpage en régions de forme carrée, mais par un découpage en polygones de Voronoï qui s'adaptent aux formes des régions présentes dans l'image.

L'intérêt d'initialiser avec des polygones de Voronoï se justifie par une plus grande diversité de formes (polygones) vis-à-vis des carrés, tout en conservant un critère géométrique. Ces polygones sont soumis à des tests fondés sur des critères d'homogénéité et de similarité.

Le diagramme de Voronoï génère une partition de l'image à partir de germes. À chaque germe est associé une région de Voronoï constituée par l'ensemble de pixels les plus proches de ce germe. La décomposition de l'espace ainsi obtenue est connue sous le nom de partition de Voronoï.

La figure montre un exemple de diagramme de Voronoï. Dans cette figure (FIG.42), les germes correspondent aux points rouges. Les pixels les plus proches d'un germe sont ceux qui sont inscrits dans le polygone noir centré sur le germe.

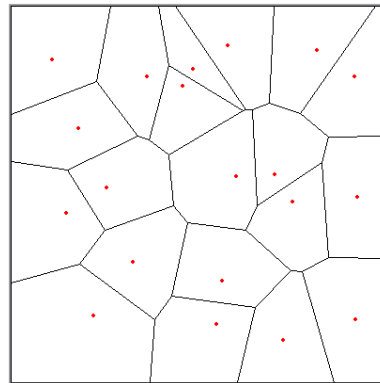


FIG.42 : Exemple de diagramme de Voronoï

III.7-3/ Approche coopérative :

La segmentation par coopération régions-contours suscite un grand intérêt (Chu [20]). Elle consiste en une coopération entre la segmentation par régions et la segmentation par contours. Salotti [21] a également proposé une technique de coopération entre un détecteur de contours et un processus de croissance de régions par agrégation de pixels.

Globalement, une approche contour permet la localisation des contours non continus donc difficilement utilisables. En y joignant une approche région dont les caractéristiques sont l'obtention de zones fermées et homogènes, elle peut ainsi pallier les faiblesses de chacune des techniques : la faible précision du contour (approche région) et l'obtention de régions non fermées (approche contour).

Il existe trois formes de coopération région-contour [Sebari] :

III.7-3-1/Coopération séquentielle :

L'une des techniques de segmentation (région ou contour) est réalisée en premier lieu; son résultat va être exploité par l'autre technique pour renforcer la définition des critères ou des paramètres de la segmentation ; L'intégration de l'information provenant de la segmentation par contours dans une segmentation par régions est l'une des formes de coopération les plus courantes (voir figure FIG.43).

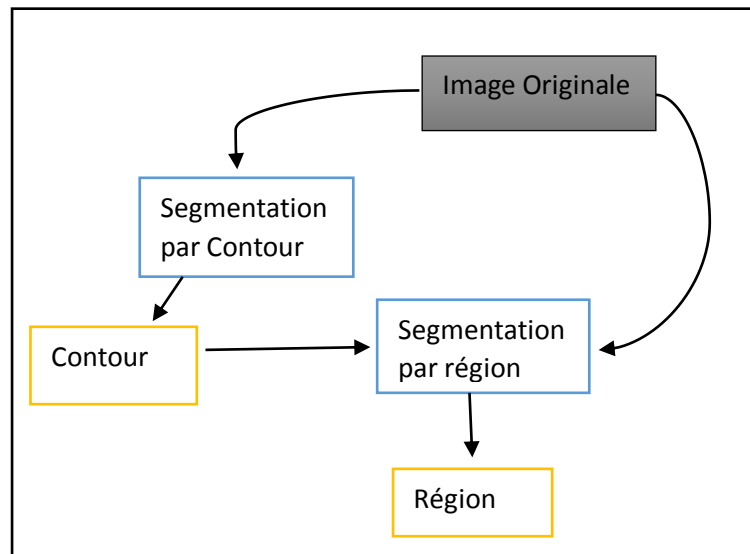


FIG.43 : Principe de la coopération séquentielle

III.7-3-2/Coopération des résultats :

Les deux types de segmentation seront réalisés indépendamment; la coopération concernera leurs résultats qui seront intégrés afin d'atteindre une meilleure segmentation (voir figure FIG.44).

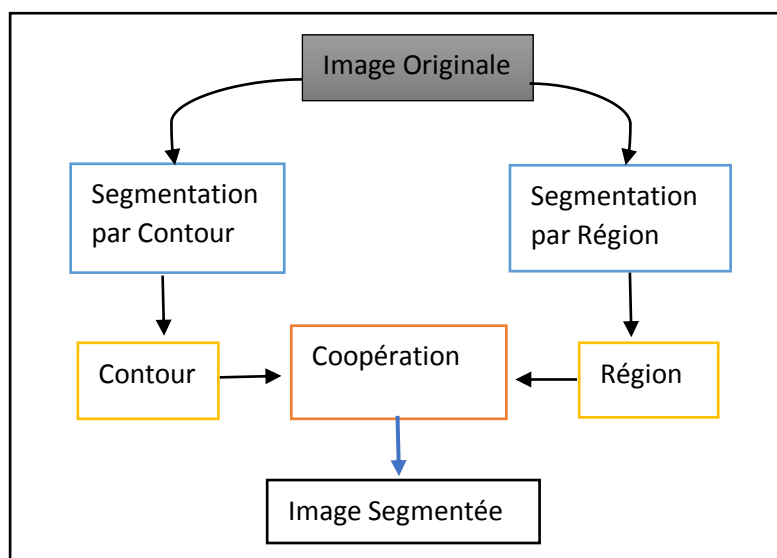


FIG.44 : Principe de la Coopération des résultats

III.7-3-3/Coopération mutuelle :

Les deux types de segmentation coopéreront mutuellement au cours de leur processus d'exécution (voir figure FIG.45). La coopération permet de prendre des décisions plus sûres et plus fiables.

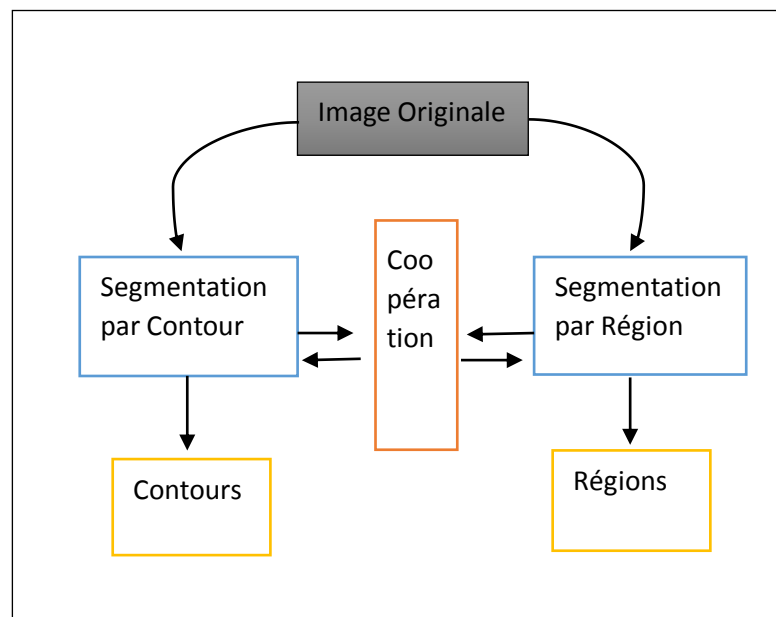


FIG.45 : Principe de la coopération mutuelle

III.8/Conclusion :

Dans cet état de l'art, nous avons présenté un certain nombre de méthodes dédiées à la segmentation des structures cérébrales saines ou pathologiques classées selon leurs approches. Notre mémoire n'est pas exhaustif mais nous avons essayé de mettre en évidence la diversité des techniques abordées par les différents auteurs.

Cependant chacune d'entre elles a ses avantages et ses inconvénients, et c'est sur cette base que doit se faire le choix de l'emploi de l'une ou l'autre de ces techniques.

La diversité des techniques est représentative de la complexité du problème de segmentation d'images IRM cérébrales. Ces difficultés sont liées d'une part, aux objets traités et d'autre part, au particularisme des images IRM.

Dans le prochain chapitre, nous allons discuter appliquant une approche de contour actif basé région suivant la méthode de level set sur des images de type IRM du cerveau humain, dans le but de réaliser une segmentation des différentes structures cérébrales sur des sujets sains et pathologiques.

Chapitre VI

Méthode adaptée : contours actifs **Test et Résultats**

IV.1/ Préambule :

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est devenue la méthode d'imagerie incontournable pour l'étude de l'encéphale. Elle permet d'étudier les maladies vasculo-cérébrale (Accident vasculaire cérébral (AVC), la Thrombose, L'anévrisme artériel et malformations artério-veineuses intracrâniennes (MAVs). Dans notre travail, on s'intéresse à l'étude des maladies vasculo-cérébrale. Par exemple, les malformations artério-veineuses qui sont des anomalies congénitales caractérisées par la persistance d'une connexion anormale entre les artères et les veines cérébrales sans interposition du lit capillaire: un nidus, ensemble entremêlé de petits vaisseaux sanguins remplace alors la structure capillaire normalement présente. Cette pathologie peut entraîner de nombreuses complications dont la plus grave est l'hémorragie intracrânienne. Afin d'évaluer le risque hémorragique d'une MAV ainsi que les possibilités thérapeutiques, il est nécessaire de réaliser une imagerie cérébrale permettant d'étudier précisément l'anatomie et l'hémodynamique de la MAV.

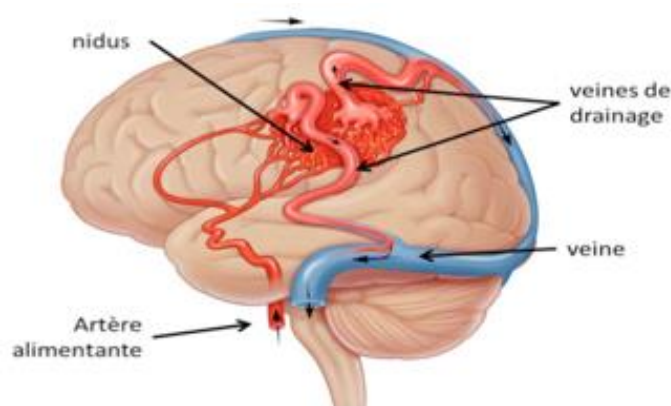


FIG.46 : malformation artério-veineuse

Dans un contexte d'aide au diagnostic médical par analyse d'images, la segmentation est l'étape la plus critique du processus de traitement. La difficulté de la segmentation explique le nombre important de méthodes proposées dans la littérature. On s'intéresse dans ce travail à la méthode de segmentation basée sur les contours actifs géométriques. Le modèle de contour actif est déformé en minimisant des énergies classiquement utilisées dans la littérature afin de réduire le contour autour de l'objet. Nous présentons une description de la méthode des segmentations par contours actifs géométriques, les courbes de niveaux (Level-Sets). Après un bref rappel de cette méthode, nous allons traiter quelques images de résonance magnétique (IRM), et appliquer la méthode de level set.

IV.2/ Les contours actifs :

IV.2-1/ Définition :

Le modèle principal des contours actifs a été proposé par Kass et al. [9] et consiste en un contour déformable qui évolue vers les frontières de l'objet à détecter.

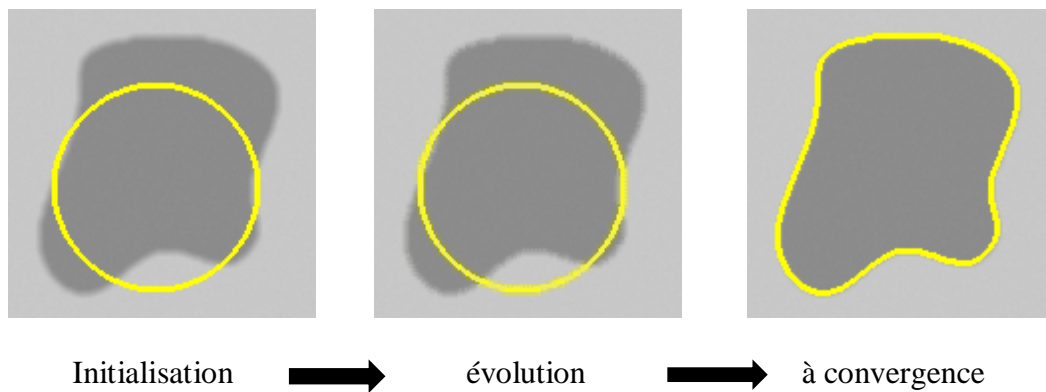


FIG.47 : exemple des contours de l'objet détecté.

IV.2-2/ Modèle paramétrique :

Dans ce modèle, les contours actifs sont des courbes paramétriques [22] :

$$v(s) = [x(s), y(s), s \in 0, 1] \quad (\text{IV.1})$$

Ces courbes se déplacent à travers le domaine spatial d'une image pour minimiser la fonction d'énergie : Exprimée comme la somme de deux termes d'énergie.

$$E_{\text{snake}} = \int_0^1 E_{\text{int}}(v(s)) + E_{\text{ext}}(v(s)) ds \quad (\text{IV.2})$$

Le premier est un terme d'attache aux données de l'image et le second est un terme de régularisation.

Avec:

- E_{int} (Energie interne) représente l'énergie du contour actif. Elle spécifie la tension et la rigidité du contour.

$$E_{\text{int}}(v(s)) = \alpha |v'(s)|^2 + \beta |v''(s)|^2 \quad (\text{IV.3})$$

$v(s)$ est un ensemble de coordonnées qui forment le contour actif. $v'(s)$ et $v''(s)$ dénotent respectivement la dérivée première et seconde de $v(s)$.

α et β sont des paramètres qui contrôlent respectivement l'élasticité et la rigidité du contour actif.

- E_{ext} (Energie externe) représente l'énergie de l'image. Elle fournit les forces externes au contour actif qui pousse le contour à se déplacer vers les limites de l'objet.

$$E_{\text{ext}}(x, y) = -|\nabla I(x, y)|^2 \quad (\text{IV.4})$$

$\nabla I(x, y)$ est le gradient du niveau de gris de l'image I . Un contour actif qui minimise E_{snake} doit satisfaire l'équation d'Euler :

$$\alpha v''(s) - \beta v''''(s) - \nabla E_{\text{ext}} = 0 \quad (\text{IV.5})$$

Ce qui correspond à satisfaire l'équilibre de l'équation de la balance des forces :

$$F_{\text{int}} + F_{\text{ext}} = 0 \quad (\text{IV.6})$$

F_{int} : La force qui agit sur l'étirement et la courbure de la courbe.

F_{ext} : La force qui pousse le contour actif vers le contour désiré de l'image.

Pour trouver une solution à l'équation (IV.5), le paramètre de temps t est ajouté au contour actif $v(s)$, la courbe devient :

$$v_t(s,t) = \alpha v''''(s,t) - \nabla E_{\text{ext}} \quad (\text{IV.7})$$

Indiquant comment le contour doit être modifié à l'instant $t+1$ selon sa position à l'instant t . Lorsque la courbe $v(s,t)$ se stabilise, c'est que le snake d'équation $v(s)$ minimise la fonction d'énergie.

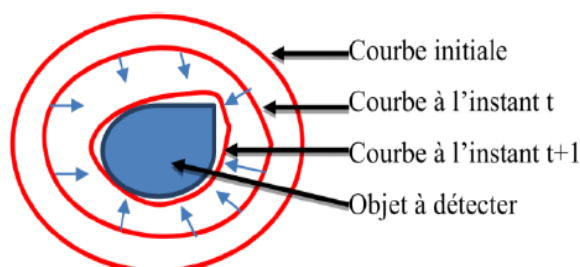


FIG.48: Principe du contour actif.

Cette méthode ne permet pas l'évolution de la topologie du contour et l'énergie dépend de la paramétrisation de la courbe.

L'approche contour n'aboutit pas forcément à une segmentation, car les contours détectés ne sont pas toujours connexes. Il existe cependant des techniques qui permettent à ces méthodes d'avoir des contours fermés.

IV.3/ La méthode des level-Set :

La méthode level set, outil numérique pour propager des interfaces, introduites par Osher et Sethian, est devenue une structure théorique et numérique de plus en plus utilisée en traitement d'images. Son principe consiste à propager une courbe, considérée comme l'ensemble de niveau zéro de la fonction level set, vers les frontières des objets contenus dans l'image. Par rapport aux contours actifs, la méthode level set présente l'avantage d'éviter les difficultés de transformations topologiques. En effet, l'approche level set est capable de manière des changements topologiques complexes comme, par exemple, faire évoluer un contour simple vers deux contours séparés, ou inversement, réunir deux contours séparés pour en former un seul. Cependant, comme l'arrêt de l'évolution de la courbe dépend généralement

du gradient de l'image, les contours non définis par ce gradient restent non détectés, ce qui constitue un inconvénient majeur [23] [24].

IV.3-1/ Présentation générale :

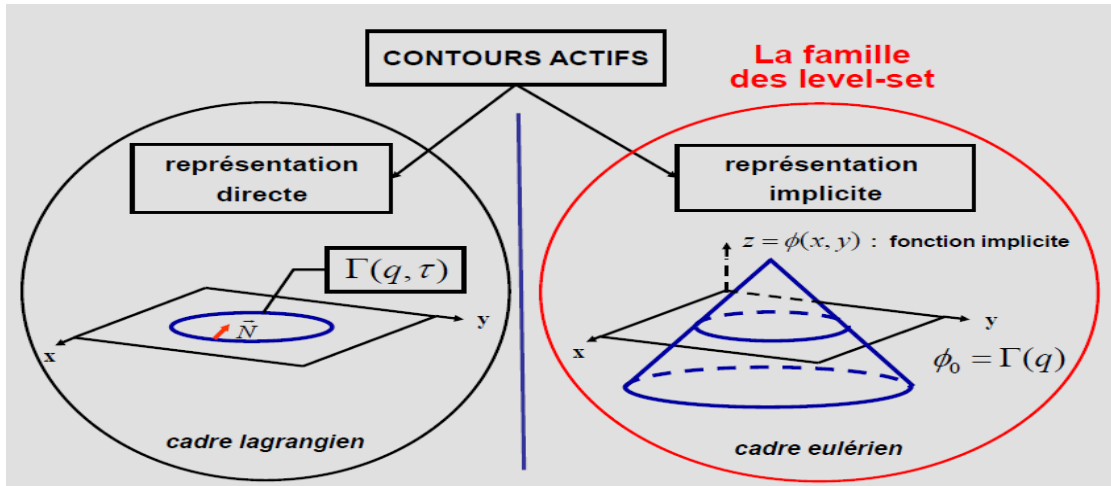


FIG.49 : Arbre généalogique des level-set

IV.3-2/ Illustration de segmentation par level-set :

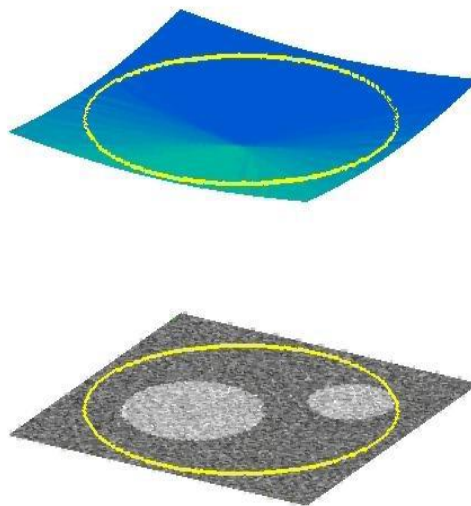


FIG.50 : Représentation implicite correspondant aux level-set



fonction implicite ϕ



niveau zéro $\phi = \Gamma$



image traité

Propriété particulière : gestion intrinsèque de changement de topologie.

IV.3-3/ Contexte mathématique :**IV.3-3-1/ Modélisation mathématique du problème de segmentation :****a) choix de la représentation du contour actif :**

Ω : sous ensemble ouvert borné de l'espace \mathbb{R}^d

$I : \Omega \rightarrow \mathbb{R}$: image de dimension d

$\Gamma \in \mathbb{R}^d$ contour / surface / interface qui évolue

ϕ : fonction Lipschitzienne continue ayant comme niveau zéro Γ définie par :

$$\begin{cases} \phi(\vec{x}) > 0 \text{ (resp. } < 0), \forall \vec{x} \in \Omega_{in} \\ \phi(\vec{x}) < 0 \text{ (resp. } > 0), \forall \vec{x} \in \Omega_{out} \\ \phi(\vec{x}) = 0 \quad \forall \vec{x} \in \Gamma \end{cases}$$

Avec Ω_{in} & Ω_{out} régions intérieure et extérieure à Γ

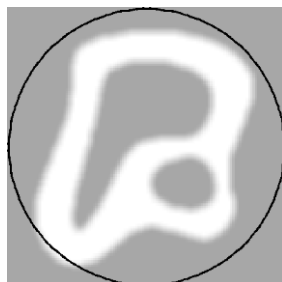
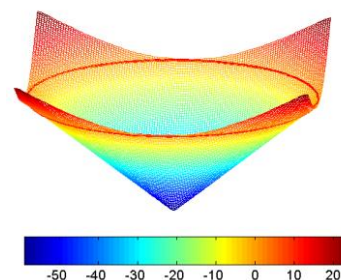
Exemple :

Image 2D à segmenter: en blanc l'objet, en gris le fond et en noir le contour initial



Modèle de représentation du contour actif: le courbe rouge correspond au contour initial sur l'image de gauche

b) conception d'une fonction énergie dont le minimum correspond aux contours de l'objet à segmenter. Il existe de nombreux critères d'énergie :

➤ Critère d'énergie de type contour :

1-Méthode de **Caselles**: approche géodésique

➤ Critère d'énergie de type région :

1-Méthode de **Chan & Vese**: approche régions similaires


2-Méthode de **Yezzi**: approche régions différentes

3-Méthode de **Lankton**: approche régions inhomogènes

❖ **La méthode de Caselles :** (Contour actif géodésique)

Fil conducteur :

Faire converger le contour (niveau zéro) vers des zones de l'image à forts gradients

Energie :  $E_{CAS}(\Gamma) + \int_0^1 g(I(\Gamma(q, \tau))) |\Gamma'(q, \tau)| dq$ (IV.8)

$$E_{CAS}(\phi) = \int_{\Omega} g(I(\vec{x})) \|\nabla \phi(\vec{x})\| \delta(\phi(\vec{x})) d\vec{x}$$
 (IV.9)

Astuce :

Le terme $\|\nabla \phi(\vec{x})\| \delta(\phi(\vec{x}))$ permet de mesurer la longueur du niveau zéro

❖ **La méthode de Chan & Vese :** (Approche des régions similaires)

➤ **Fil conducteur :**

Faire converger le contour vers des régions homogènes suivant les niveaux de gris

➤ **Energie à minimiser :**

$$E_{CV}(\phi, \mu_{in}, \mu_{out}) = \int_{\Omega} (I(\vec{x}) - \mu_{in})^2 H(\phi(\vec{x})) + (I(\vec{x}) - \mu_{out})^2 H(-\phi(\vec{x})) d\vec{x}$$
 (IV.10)

➤ **Astuce:**

$$H(r) = \begin{cases} 1 & \text{pour } r \geq 0 \\ 0 & \text{pour } r < 0 \end{cases}$$

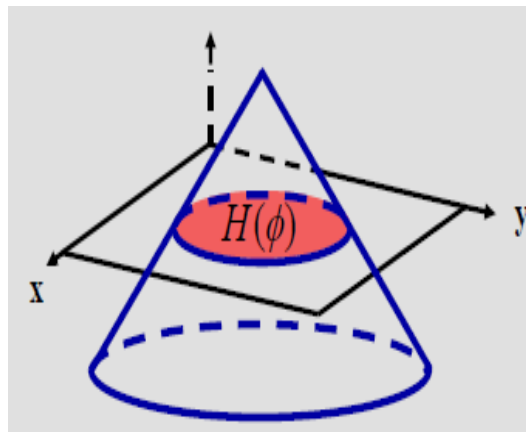


FIG.51 : Le schéma du level set

➤ **Illustration :**

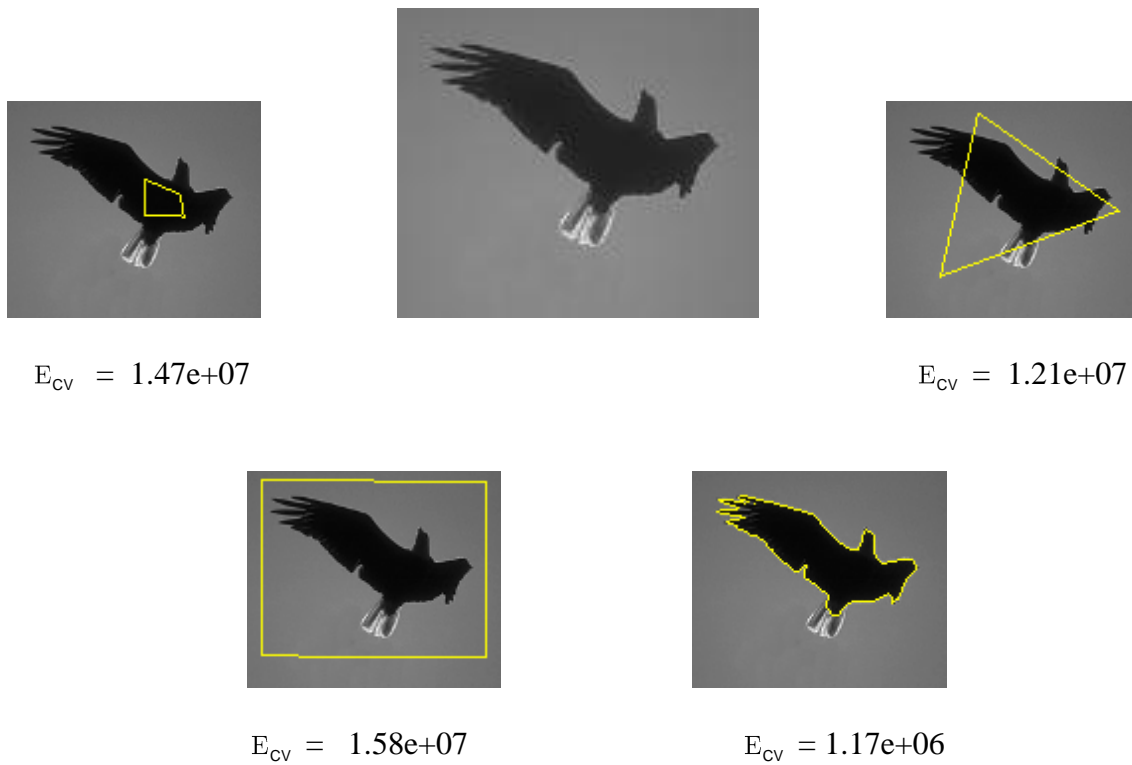


FIG.52: exemple de chan & vese

❖ **La méthode de Yezzi :** (Approche des régions différentes)

➤ **Fil conducteur :**

Faire converger le contour vers des régions homogènes suivant les niveaux de gris mais de moyennes différentes

➤ **Energie à maximiser :**

$$E_{\text{YEZ}}(\phi, \mu_{\text{in}}, \mu_{\text{out}}) = \int_{\Omega} \mu_{\text{in}} - \mu_{\text{out}}^2 \, d\vec{x} \quad (\text{IV.11})$$

➤ **Illustration:**

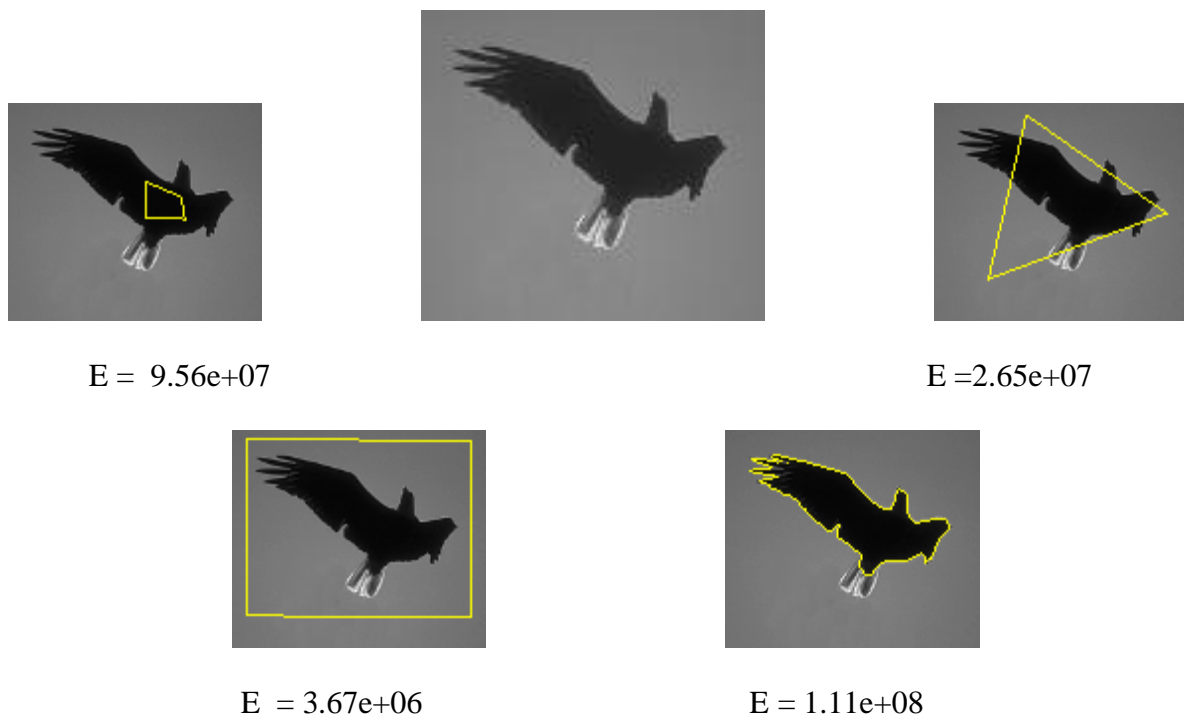


FIG.53 : exemple de yezzi

❖ **La méthode de Lankton :** (Approche des régions inhomogènes)

Fil conducteur :

Faire converger le contour vers des régions localement homogènes suivant les niveaux de gris

Energie à minimiser :

$$E_{LAN}(\phi, \mu_{in}, \mu_{out}) = \int_{\Omega} \delta(\phi(\vec{x})) \int_{\Omega} B(\vec{x}, \vec{y}) F(\phi) d\vec{y} d\vec{x} \tag{IV.12}$$

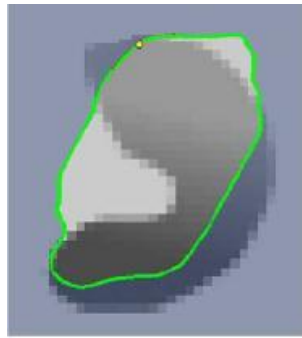
Avec

$$\begin{cases}
 F(\vec{x}, \vec{y}) = (I(\vec{y}) - \mu_{in}(\vec{x}))^2 H(\phi(\vec{y})) + (I(\vec{y}) - \mu_{out}(\vec{x}))^2 H(-\phi(\vec{y})) \\
 B(\vec{x}, \vec{y}) = \begin{cases} 1 & \text{pour } \|\vec{x} - \vec{y}\| \leq r \\ 0 & \text{pour } \|\vec{x} - \vec{y}\| > r \end{cases}
 \end{cases}$$

➤ **Illustration :**

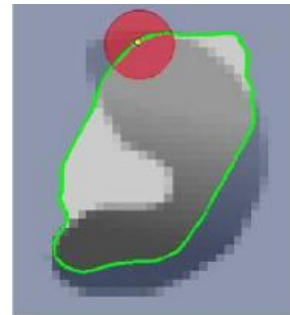
$$E(\phi, \mu_{in}, \mu_{out}) = \int_{\Omega} \underbrace{\delta(\phi(\vec{x}))}_{\text{contour}} \int_{\Omega} B(\vec{x}, \vec{y}) F(\phi) d\vec{y} d\vec{x} \quad (IV.13)$$

Permet de sélectionner uniquement les pixels appartenant au contour



$$E(\phi, \mu_{in}, \mu_{out}) = \int_{\Omega} \delta(\phi(\vec{x})) \int_{\Omega} \underbrace{B(\vec{x}, \vec{y}) F(\phi)}_{\text{voisinage}} d\vec{y} d\vec{x} \quad (IV.14)$$

Permet de calculer l'attache aux données à l'intérieur d'un voisinage centré en chaque point appartenant au contour



c) **équation d'évolution du contour** ➡ **dérivation de la fonction d'énergie suivant le contour actif :**

Trois outils mathématiques sont généralement utilisés :

- | | |
|---------------------------------|-------------------------------|
| 1) dérivée d'Euler / Lagrange | [Chan-Vese-2001] |
| 2) dérivée de Gâteaux / Fréchet | [Caselles-Kimmel-Sapiro-1997] |
| 3) dérivée de forme | [Aubert et.al.-2003] |

Idée de base: exprimer la variation qui permet de minimiser le critère d'énergie le plus rapidement possible ?

Equation d'évolution: on en déduit l'équation d'évolution du level-Set.

$$\frac{\partial \phi}{\partial \tau} = -\nabla_{\phi} E \tag{IV.15}$$

Difficulté : comment calculer/exprimer la variation du critère d'énergie E par rapport à ϕ ?

$$\nabla_{\phi} E = ?$$

➤ **Dérivée d'Euler Lagrange :**

Soit Ω une région définie dans l'espace euclidien \mathbb{R}^n (dans notre cas Ω correspond au support de l'image). Soit la fonction $E(\phi)$ définie sur Ω de la façon suivante :

$$E(\phi) = \int_{\Omega} F\left(x, y, \phi, \frac{\partial \phi}{\partial x}, \frac{\partial \phi}{\partial y}\right) dx dy \tag{IV.16}$$

Dans ce contexte, la dérivée d'Euler Lagrange permet de calculer $\nabla_{\phi} E$ grâce à l'expression suivante :

$$\nabla_{\phi} E = \frac{\partial F}{\partial \phi} - \frac{\partial F}{\partial p} - \frac{\partial F}{\partial q} \quad \text{Avec } p = \frac{\partial \phi}{\partial x} \text{ et } q = \frac{\partial \phi}{\partial y}$$

$$\longrightarrow E_{CV}(\phi, \mu_{in}, \mu_{out}) = \int_{\Omega} \left\{ (I(\vec{x}) - \mu)^2 H(\phi(\vec{x})) + (I(\vec{x}) - \mu_{out})^2 H(-\phi(\vec{x})) \right\} d\vec{x} \tag{IV.17}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial F}{\partial \phi}(\vec{x}) = \left\{ (I(\vec{x}) - \mu_{in})^2 - (I(\vec{x}) - \mu_{out})^2 \right\} \partial(\phi(\vec{x})) \quad \text{Où } \partial(r) = H'(r) \\ \frac{\partial F}{\partial p} = 0 \\ \frac{\partial F}{\partial q} = 0 \end{array} \right.$$

$$\boxed{\nabla_{\phi} E_{CV} = \left\{ (I(\vec{x}) - \mu_{in})^2 - (I(\vec{x}) - \mu_{out})^2 \right\} \delta(\phi(\vec{x}))} \tag{IV.18}$$

$$\longrightarrow E_{VEZ}(\phi, \mu_{in}, \mu_{out}) = -\frac{1}{2} \int_{\Omega} (\mu_{in}(\phi) - \mu_{out}(\phi))^2 d\vec{x} \tag{IV.19}$$

On calcule $\frac{\partial N(\phi)}{\partial \phi}$ et $\frac{\partial D(\phi)}{\partial \phi}$ par Euler-Lagrange

$$\frac{\partial N(\phi)}{\partial \phi} = I \cdot \delta(\phi) \quad \triangleright \quad \frac{\partial D(\phi)}{\partial \phi} = \delta(\phi) \quad (\text{IV.20})$$

$$\frac{\partial \mu_{\text{in}}(\phi)}{\partial \phi} = \frac{I \cdot \delta(\phi) \cdot \int_{\Omega} H(\phi(\vec{x})) d\vec{x} - \delta(\phi) \cdot \mu_{\text{in}}(\phi) \cdot \int_{\Omega} H(\phi(\vec{x})) d\vec{x}}{\left(\int_{\Omega} H(\phi(\vec{x})) d\vec{x} \right)^2} \quad (\text{IV.21})$$

$$\frac{\partial \mu_{\text{in}}(\phi)}{\partial \phi} = \frac{I \cdot \delta(\phi) - \mu_{\text{in}}(\phi) \cdot \delta(\phi)}{\int_{\Omega} H(\phi(\vec{x})) d\vec{x}} = \left(\frac{I - \mu_{\text{in}}(\phi)}{A_{\text{in}}(\phi)} \right) \cdot \delta(\phi) \quad (\text{IV.22})$$

$$E_{\text{Y E Y}}(\phi, \mu_{\text{in}}, \mu_{\text{out}}) = -\frac{1}{2} \int_{\Omega} (\mu_{\text{in}} - \mu_{\text{out}})^2 d\vec{x} \quad (\text{IV.23})$$

$$\frac{\partial F}{\partial \phi} = (\mu_{\text{out}}(\phi) - \mu_{\text{in}}(\phi)) \cdot \left(\frac{I - \mu_{\text{in}}(\phi)}{A_{\text{in}}(\phi)} + \frac{I - \mu_{\text{out}}(\phi)}{A_{\text{out}}(\phi)} \right) \cdot \delta(\phi) \quad (\text{IV.24})$$

$$\nabla_{\phi} E_{\text{Y E Z}} = (\mu_{\text{out}} - \mu_{\text{in}}) \left(\frac{I(\vec{x}) - \mu_{\text{in}}}{A_{\text{in}}} + \frac{I(\vec{x}) - \mu_{\text{out}}}{A_{\text{out}}} \right) \cdot \delta(\phi(\vec{x})) \quad (\text{IV.25})$$

$$\longrightarrow E_{\text{LAN}}(\phi, \mu_{\text{in}}, \mu_{\text{out}}) = \int_{\Omega} \delta(\phi(\vec{x})) \int_{\Omega} B(\vec{x}, \vec{y}) F(\phi) d\vec{y} d\vec{x} \quad (\text{IV.26})$$

$$\nabla_{\phi} E_{\text{LAN}} = \left(\int_{\Omega} B(\vec{x}, \vec{y}) \delta(\phi(\vec{y})) \nabla_{\phi} F(\phi(\vec{y})) d\vec{y} \right) \delta(\phi(\vec{x})) \quad (\text{IV.27})$$

$$\longrightarrow E_{\text{CAS}}(\phi) = \int_{\Omega} g(\vec{x}) \|\nabla \phi(\vec{x})\| \delta(\phi(\vec{x})) d\vec{x} \quad (\text{IV.28})$$

$$\nabla_{\phi} E_{\text{CAS}} = \left(\vec{\nabla} g(\vec{x}) \cdot \frac{\vec{\nabla} \phi(\vec{x})}{\|\vec{\nabla} \phi(\vec{x})\|} - g(\vec{x}) \cdot k(\vec{x}) \right) \cdot \|\vec{\nabla} \phi(\vec{x})\| \quad (\text{IV.29})$$

Où k correspond à la courbure de la fonction ϕ

d) implémentation de l'équation d'évolution :

Comment implémenter l'équation d'évolution ?

$$\frac{\partial \phi(x, \tau)}{\partial \tau} = v(x, \tau) \cdot \|\vec{\nabla} \phi(x, \tau)\| \tag{IV.30}$$

➤ **Motivation :**

Équation d'évolution = équation aux dérivées partielles.

➤ **Choix :**

Implémentation par méthode des différences finies optimisée.

Optimisée : Approche "Upwind " essentiellement non-oscillatoire obtenue à partir de la solution numérique des lois de conservation et des équations d'Hamilton-Jacobi

Exemple : implémentation de différences finies :

Image I, Comment calculer $\frac{\partial I(p_0)}{\partial x} = ?$

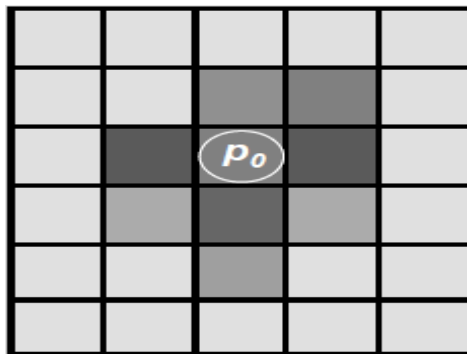
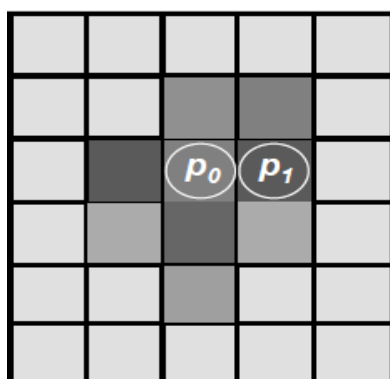
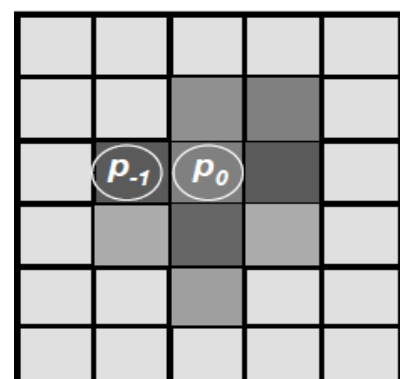


Image I en niveau de gris



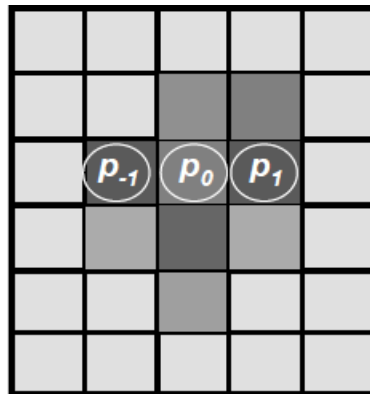
Dérivée avant, opérateur D+

$$(I_{p_1} - I_{p_0}) / \Delta x$$



Dérivée arrière, opérateur D-

$$(I_{p_0} - I_{p_{-1}}) / \Delta x$$



Dérivée centrée, opérateur D^0



$$(I_{p_1} - I_{p_{-1}}) / (2\Delta x)$$

➤ **Opérateurs utilisés :**

- $D_x^+ \phi = (\phi(x + \Delta x) - \phi(x)) / \Delta x$ dérivée première avant
- $D_x^- \phi = (\phi(x) - \phi(x - \Delta x)) / \Delta x$ dérivée première après
- $D_x^0 \phi = (\phi(x + \Delta x) - \phi(x - \Delta x)) / (2\Delta x)$ dérivée première centrée
- $D_{xx} \phi = (\phi(x + \Delta x) - 2\phi(x) + \phi(x - \Delta x)) / \Delta x^2$ dérivée seconde

➤ **Forme générale développée :**

$$\frac{\partial \phi(\bar{x}, \tau)}{\partial \tau} = v(\bar{x}, \tau) \cdot \|\bar{\nabla} \phi(\bar{x}, \tau)\| \tag{IV.31}$$

$$\frac{\partial \phi}{\partial \tau} = \bar{A} \cdot \bar{\nabla} \phi - p \|\bar{\nabla} \phi\| - C \|\bar{\nabla} \phi\| k \tag{IV.32}$$

Où \bar{A} est un champ vectoriel, p et C sont deux champs scalaires.

Implémentation numérique :

$$\frac{\partial \phi}{\partial \tau} = \bar{A} \cdot \bar{\nabla} \phi - p \|\bar{\nabla} \phi\| - C \|\bar{\nabla} \phi\| k$$

(IV.33)

IV.3-3-2/ Outil de segmentation :

Quelle fonction implicite choisir ?

Fonction implicite = fonction distance signée

➤ **Motivation :**

Bonnes propriétés numériques : $\|\vec{\nabla}\phi\| = 1$

➤ **Définition :**

$$\phi(\vec{x}) = \begin{cases} -\text{dist}(\vec{x}, \Gamma) & \text{pour } \vec{x} \in \Omega_{\text{in}} \\ 0 & \text{pour } \vec{x} \in \Gamma \\ +\text{dist}(\vec{x}, \Gamma) & \text{pour } \vec{x} \in \Omega_{\text{out}} \end{cases}$$

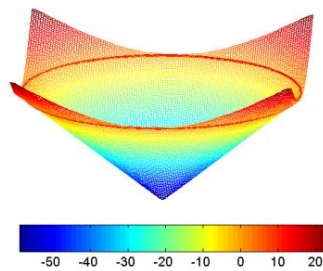
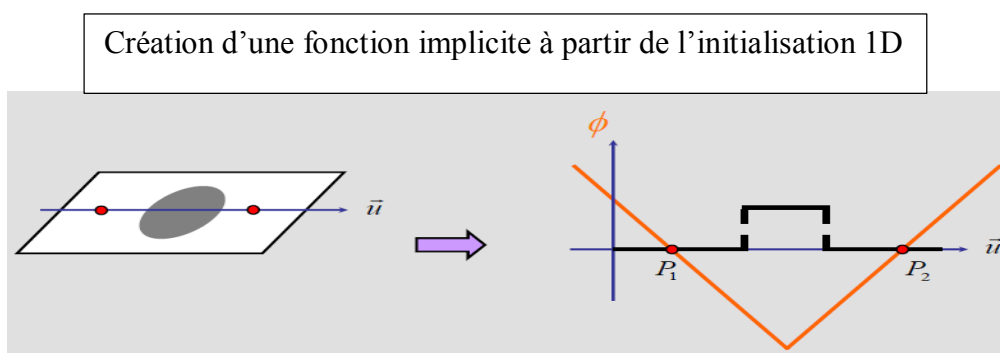
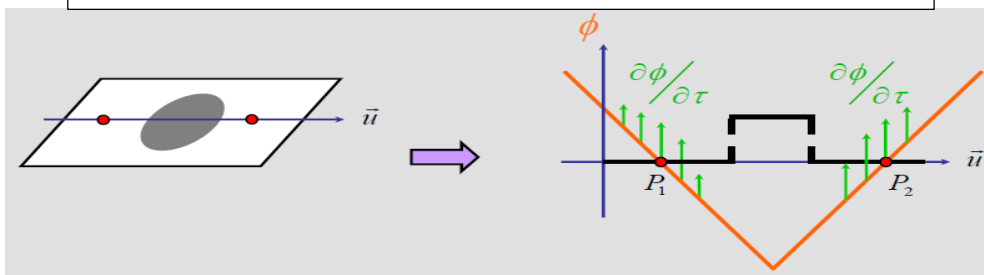


FIG.54 : Le schéma initial de l'évolution

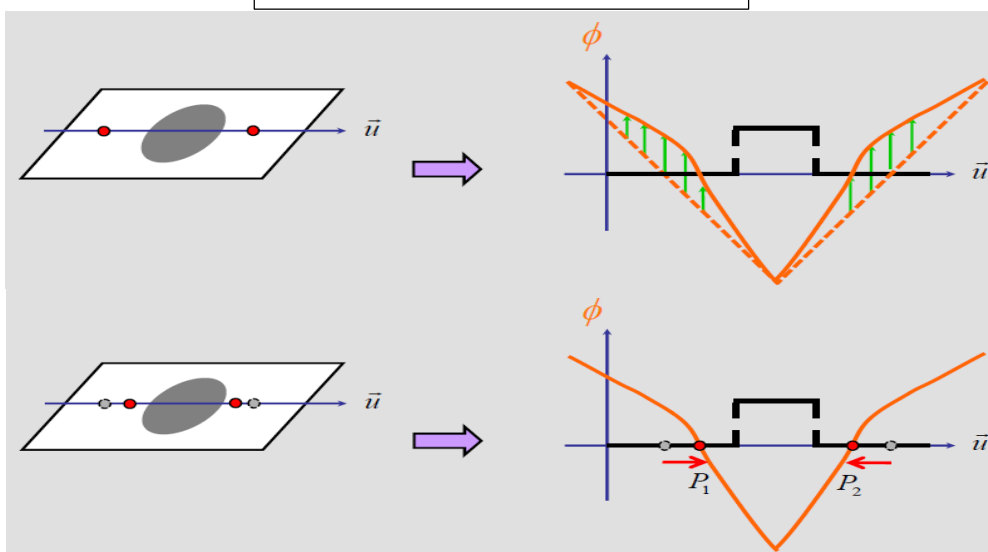
➤ **Schéma d'évolution :** (Illustration: étude 1D)



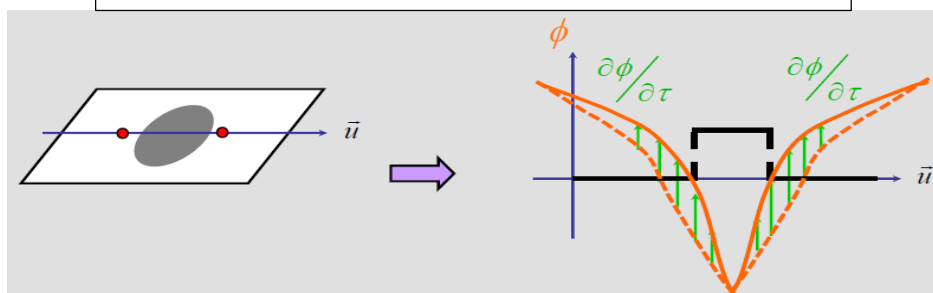
Calcul de $\partial\phi/\partial\tau$ en chaque point de fonction implicite



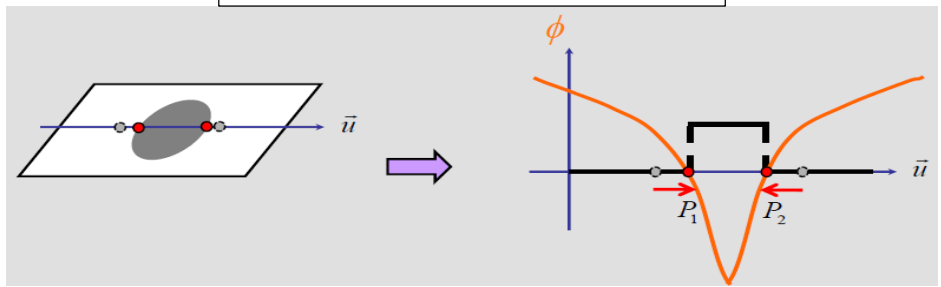
Mise à jour de la fonction implicite



Calcul de $\partial\phi/\partial\tau$ en chaque point de fonction implicite

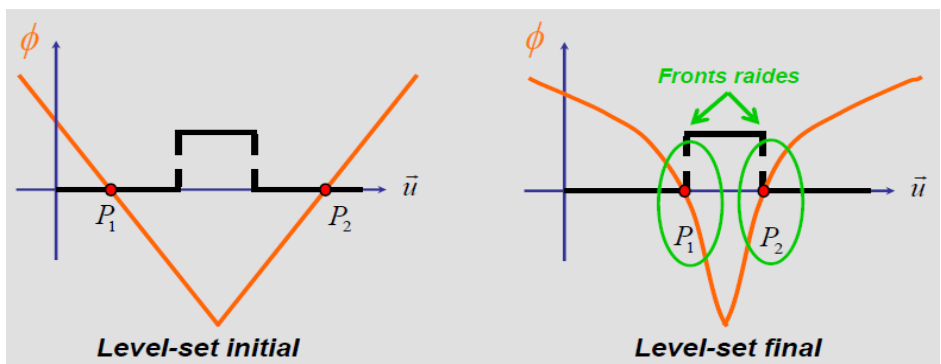


Mise à jour de la fonction implicite



➤ **Optimisation : (Problèmes)**

Propriétés de fonction distance signée non conservées ➡ Apparition de fronts raides ($\|\phi\| \gg 1$)



➤ **Optimisation : (Solutions)**

Réinitialisation périodique de la fonction implicite en tant que fonction distance signée

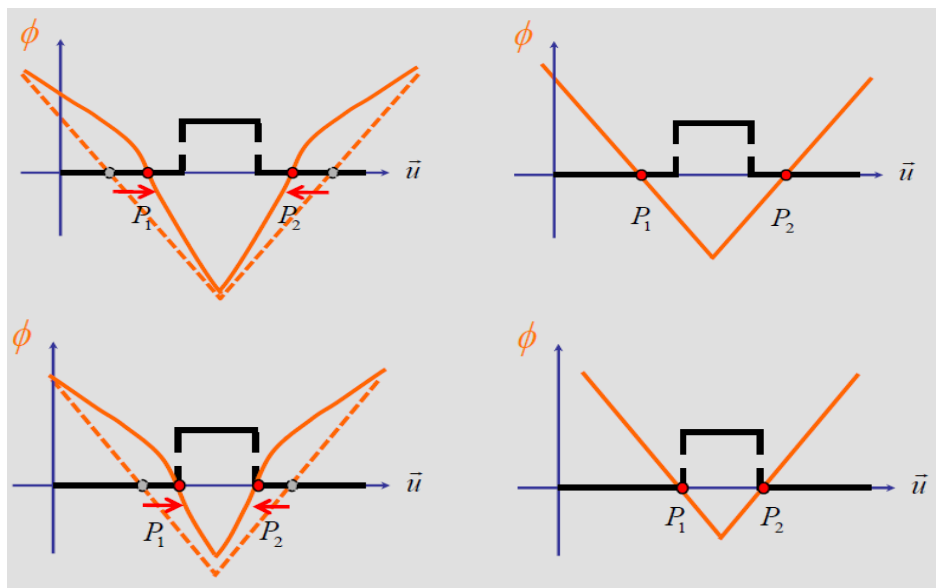


FIG.50 : stratégie mise en place au cours de l'évolution du level-set

➤ Schéma d'évolution : (Illustration: étude 1D)

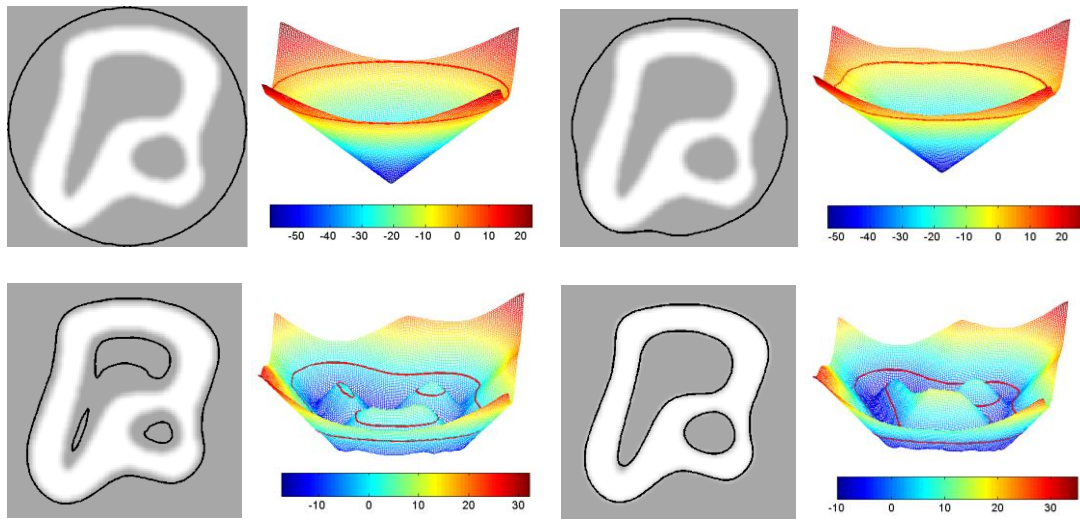


FIG.55 : Schéma d'évolution

IV.4/ L'imagerie par Angio-IRM :

En utilisant l'angio-IRM, le système vasculaire cérébral peut apparaître comme suit :

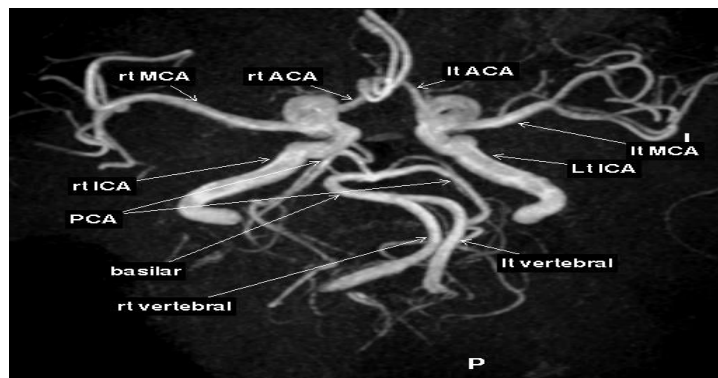


FIG.56 : Angio-IRM (polygone de Willis) sans anomalie



FIG.57 : Angio-IRM des troncs supra-aoriques: Ao: aorte thoracique, 1: artère carotide commune droite, 2: artère carotide commune gauche.

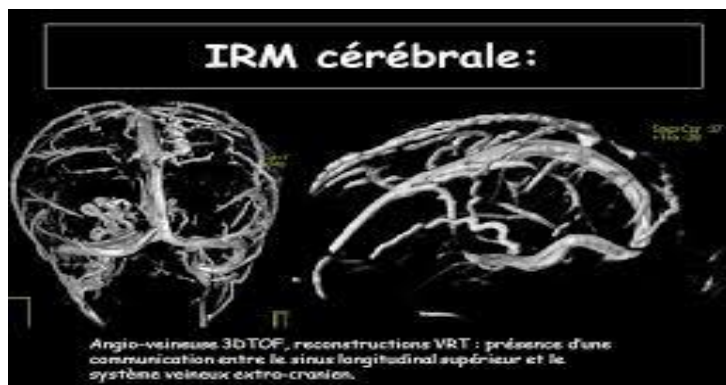


FIG.58 : Angio-veineuse : présence d'une communication entre le sinus longitudinal supérieur et le système veineux extra-crânien

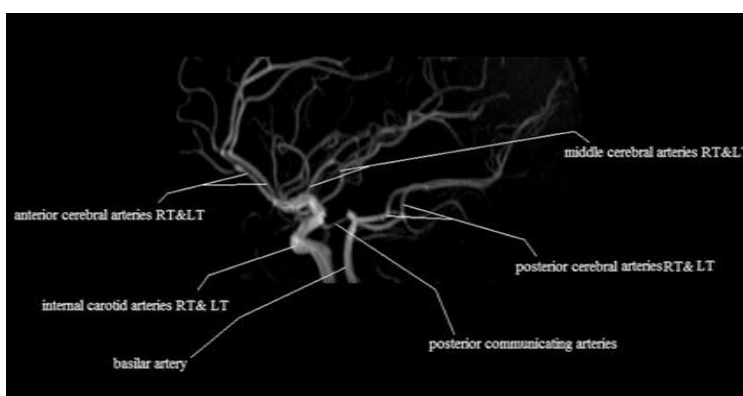


FIG.59 : Angio-IRM cérébrale sans anomalie représentant l'artère carotide interne et l'artère basilaire et les artères cérébrales (antérieure, postérieure, moyenne).

IV.4-1/ Aspect pathologique de quelques images angio –IRM :

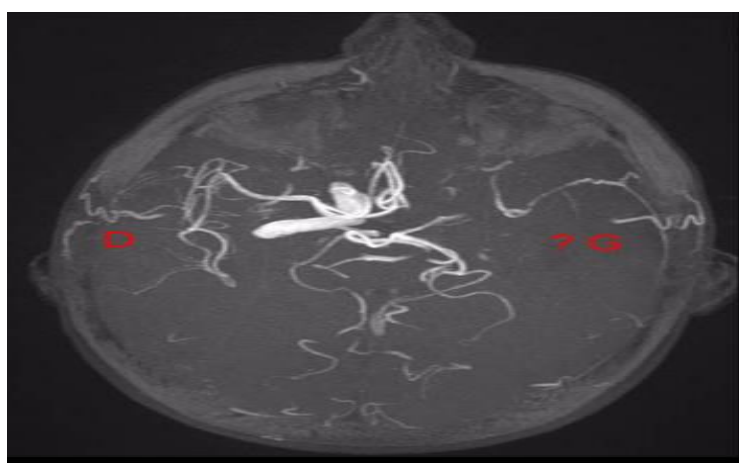


FIG.60 : Angio-IRM du polygone de Willis. L'occlusion de l'artère carotide gauche entraîne une pauvreté de la vascularisation de l'hémisphère gauche. D, L'artère carotide droite est perméable et la vascularisation de l'hémisphère droit paraît normale.

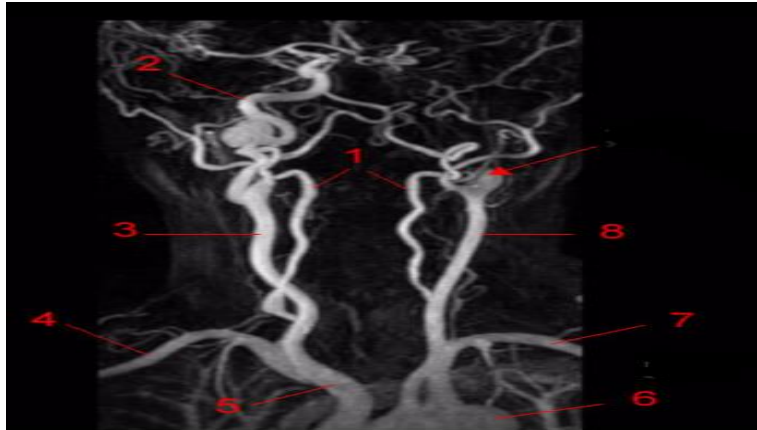


FIG.61 : Angio-IRM des artères carotides. 1, Artère vertébrale. 2, Artère carotide interne droite (d'aspect pathologique). 3, Artère carotide commune droite. 4, Artère sous-clavière droite. 5, Tronc artériel brachiocéphalique. 6, Aorte. 7, Artère sous-clavière gauche. 8, Artère carotide commune gauche. Flèche, Détail sur la forme de l'occlusion de l'artère carotide interne gauche: occlusion effilée, dite en "flamme de bougie".



FIG.62 : Angio-IRM des artères carotides. Reconstruction de l'axe carotidien droit. 1, Artère carotide interne droite d'aspect pathologique. 2, Artère vertébrale droite. 3, Artère carotide commune droite.



FIG.63 : Angio-IRM des artères carotides. Reconstruction de l'axe carotidien gauche. 1, Artère sous-clavière gauche. 2, Artère carotide commune gauche. 3, Artère vertébrale gauche. Flèche, Détail sur la forme de l'occlusion de l'artère carotide interne gauche: occlusion effilée, dite en "flamme de bougie"

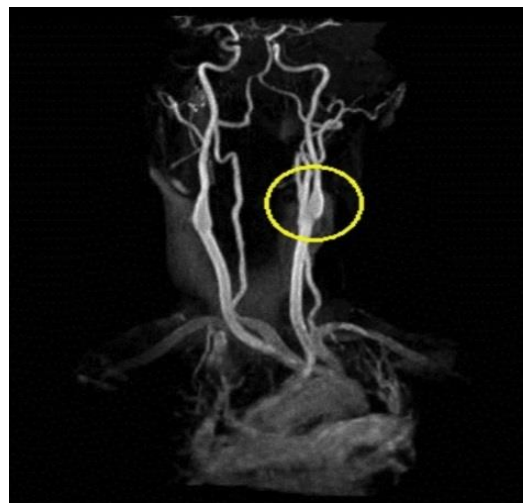


FIG.64 : Angio-IRM des artères carotides. (Artère vertébrale, Artère carotide interne droite (Anévrysme fusiforme))



FIG.65 : Angio-IRM d'une jeune femme de 28 ans bromocriptine ayant présenté un syndrome ACPP. (Accidents ischémiques artériels)

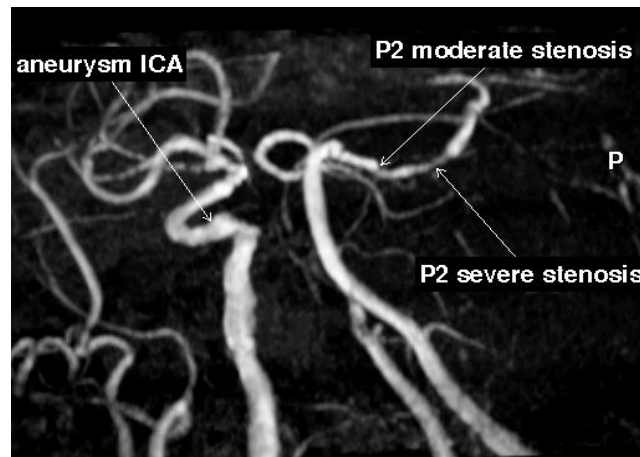


FIG.66 : anévrisme, sténose modérale, sténose sévère

IV.5/ Résultats de segmentation avec la méthode de level set :

IV.5-1/ Application de la méthode level set sur une image test :

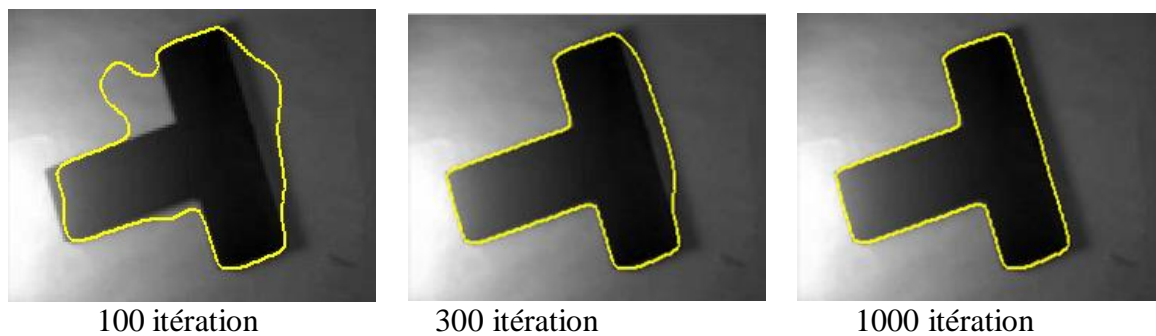


FIG.67 : image test , Le temps écoulé est 31.227931 seconds

IV.5-2/ Application de la méthode level set sur des images IRM :

IV.5-2-1/ Application de la méthode sur des images saines :

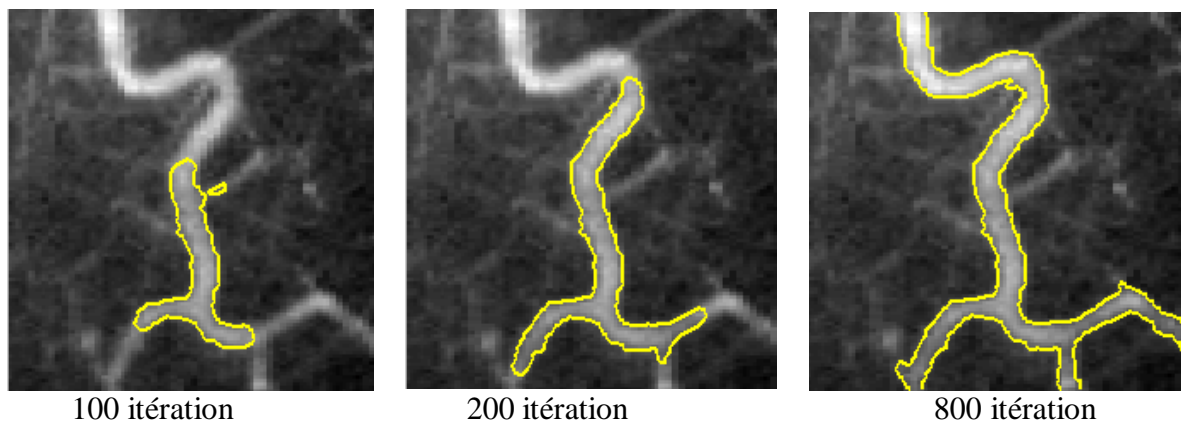


FIG.68 : artère sain. Le temps écoulé est 21.679640 seconds

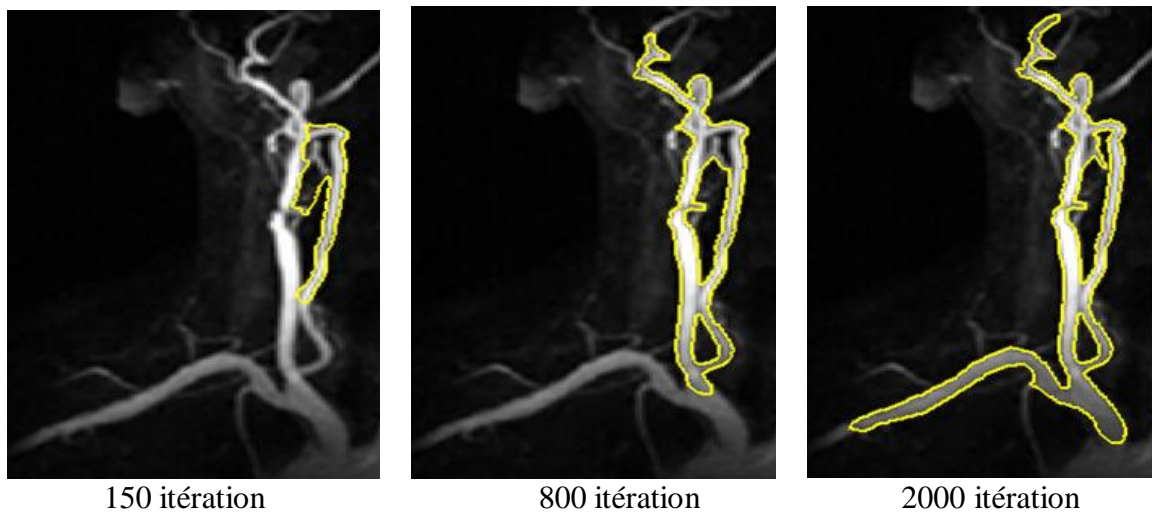


FIG.69 / La carotide interne sain. Le temps écoulé est 35.248623 seconds

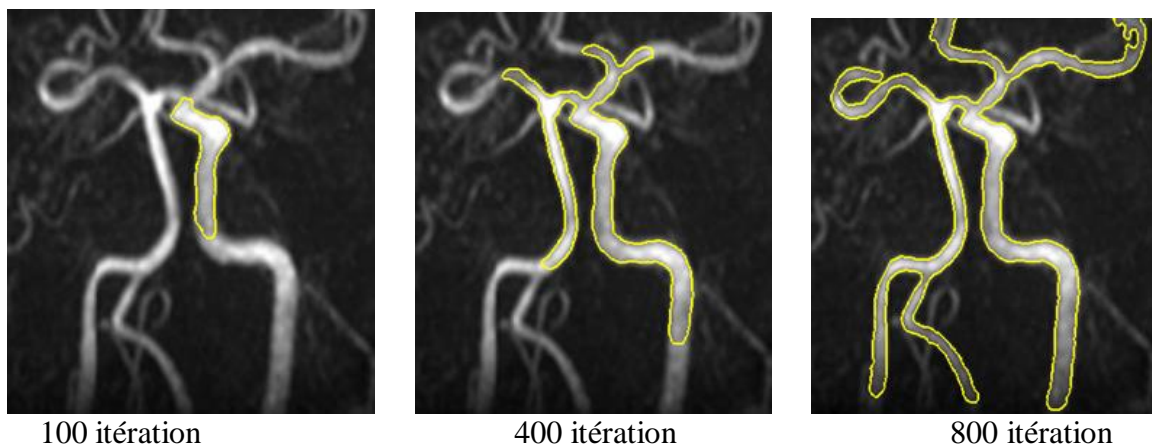


FIG.70 : L'artère vertébrale. Le temps écoulé est 47.846601 seconds

IV.5-2-2/ Application de la méthode sur une image angio-IRM avec un (AVC) :

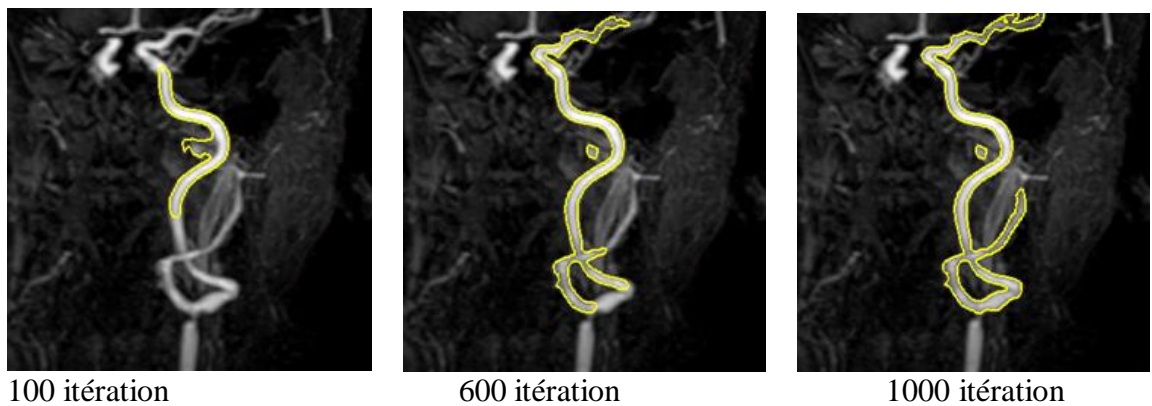


FIG.71 : Coupes sagittales, La carotide interne. Le temps écoulé est 52.154628 seconds

IV.5-2-3/ Application de la méthode sur une image angio-IRM avec anévrisme volumineux de la bifurcation carotidienne :

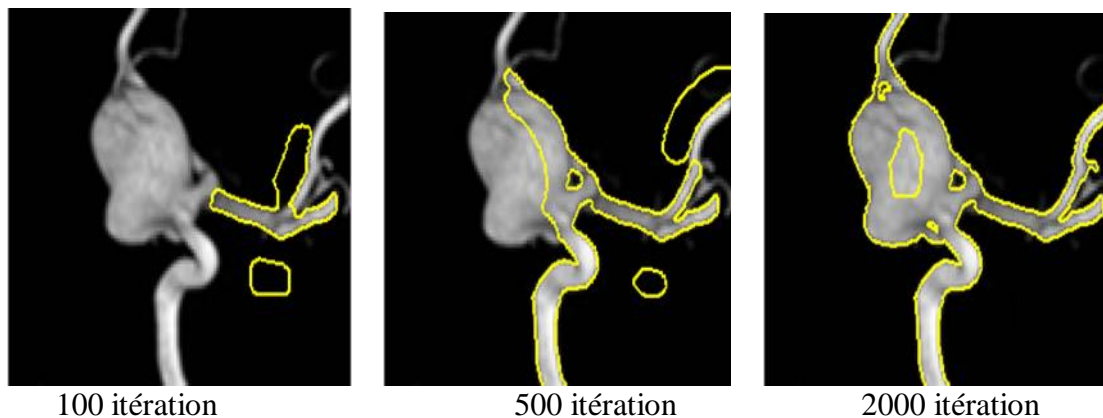


FIG.72 : anévrisme. Le temps écoulé est 30.127729 seconds

IV.5-2-4/ Application de la méthode sur une image angio-IRM avec un accident vasculaire cérébrale :

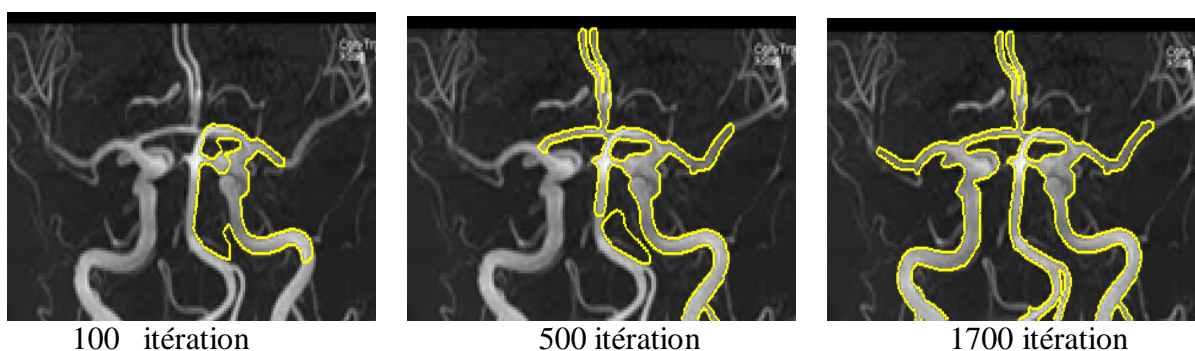


FIG.73 : accident vasculaire cérébrale. Le temps écoulé est 35.720541 seconds

IV.5-2-5/ Application de la méthode sur une image angio-IRM avec anévrisme :

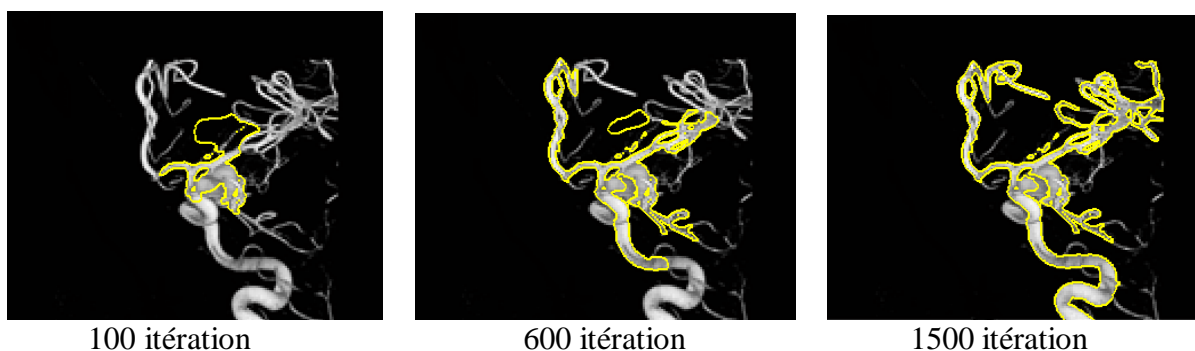


FIG.74 : anévrisme. Le temps écoulé est 42.882718 seconds.

IV.6/ Discussion :

Nous avons eu des résultats satisfaisants avec le modèle des level set que nous avons implémenté sur deux types d'images. Dans un premier temps, la méthode a été testée sur une image test. Dans un second temps, la méthode a été appliquée aux images médicales. En effet les différents contours des images saines et des images avec un anévrisme ou un Accident Vasculaire Cérébrale ont été identifiés. Les figures résultantes nous montrent l'image et l'évolution du contour. On démarre dans tous les cas par une courbe simple et fermée (cercle). Le cercle étant la meilleure courbe de départ car elle a une courbure régulière.

L'approche Level Set donne d'excellents résultats, mais pour des images fortement bruitées, la détection de contours s'avère toujours plus délicate. Toutefois, La méthode possède les propriétés suivantes :

- Aucune difficulté à aller détecter les coins grâce à un cadre de travail eulérien.
- Aucun phénomène de glissement du contour à convergence.
- Passage 2D -> ND immédiat.
- Gestion intrinsèque du changement de topologie du contour au cours de l'évolution.

Dans cette étude, nous avons amélioré la qualité de la segmentation en renforçant la robustesse au bruit et le temps de convergence réduit. Nous avons étudié en détail chaque étape de l'algorithme. Différents paramètres tels que la réinitialisation ou le poids de la courbure ont été analysés et affinés afin de réduire le temps de calcul au maximum.

L'étude des paramètres mathématiques nécessite maintenant d'être poursuivie sur des données cliniques. Une validation plus profonde, incluant des comparaisons des résultats de segmentation par des experts médicaux sur des bases de données plus grandes, est nécessaire.

Conclusion

Conclusion :

L'application des méthodes de segmentation d'images médicales présentant des pathologies demeure encore un domaine de recherche très vaste. Nous avons présenté dans ce travail, l'une des techniques de contour actif, et plus précisément le modèle de contour actif par les courbes de niveaux (Level-Set).

Dans un premier temps, la méthode a été testée sur une image test. Dans un second temps, la méthode a été appliquée aux images médicales. En effet les différents contours des images saines et des images avec un anévrisme ou un Accident Vasculaire Cérébrale ont été identifiés. Les ruptures de veines ont été correctement observées. Les figures résultantes nous montrent l'image et l'évolution du contour. On démarre dans tous les cas par une courbe simple et fermée (cercle). Le cercle étant la meilleure courbe de départ car elle a une courbature régulière.

Nous avons testé cette méthode sur des images médicales réelles. Ce modèle donne des résultats satisfaisants en termes de précision du contour détecté. En effet, en observant les différentes images médicales et la détection de contours élaborée avec le modèle des level set que nous avons implémenté sur deux types d'images à savoir saine et pathologique, nous mettons en évidence les contours présents des différentes veines. Même les ruptures de veines ont été marquées par cette technique.

Nous pouvons dire que la robustesse de la méthode utilisée réside dans le fait que ses paramètres ne posent pas trop de contraintes particulières lors du choix du contour initial.

Par ailleurs l'algorithme est parfois très lent, surtout lorsqu'il s'agit d'images de grandes tailles. Il peut donc poser un problème pour les applications en temps réel, telles que des séquences vidéo, pour qui une exécution rapide et efficace est très importante.

Les travaux que nous avons effectués ont permis de valider l'idée en 2D, il faudra donc étendre la méthode en 3D, et appliquer les évolutions sur des surfaces ; il suffit d'ajouter une coordonnée à l'équation d'évolution de la fonction ϕ .

L'étude des paramètres mathématiques nécessite maintenant d'être poursuivie sur des données cliniques. Une validation plus profonde, incluant des comparaisons des résultats de segmentation par des experts médicaux sur des bases de données plus grandes est nécessaire.

Bibliographie

- [1] Parchappe M. Recherches sur l'encéphale, sa structure, ses fonctions et ses maladies. Tome 1 JB. Bailliére (paris 1862).
- [2] laboratoire d'Anatomie, ISM-TIZI-OUZOU, Cours magistraux deuxième année et la cinquième année de médecine Dr.A.IOUADJ.
- [3] Guide Des Technologies De L'imagerie Médicale Et De La Radiothérapie, Date de publication: 05/2009, Langue(s) de publication: Français.
- [4] Anne-Sophie Capelle «Segmentation d'images IRM multi-échos tridimensionnelles pour la détection des tumeurs cérébrales par la théorie de l'évidence», Thèse de doctorat, Université de Poitiers, 2003.
- [5] Benoit Scherrer « Segmentation des tissus et structures sur les IRM cérébrales : agents markoviens locaux coopératifs et formulation bayésienne », Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, 2008.
- [6] B. Kastler, D. Vetter «Comprendre L'IRM», Manuel d'auto-apprentissage, paru aux éditions Elsevier Masson 7^{ème} édition.
- [7] J. Canny, "A computational approach to edge detection", IEEE Trans. On Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 8, n°6, p. 679-698, novembre 1986.
- [8] R. Deriche, "Using Canny's criteria to derive a recursively implemented optimal edge detector", International Journal of Computer Vision, p. 167-187, 1987.
- [9] Kass, M., Witkin, A. et Terzopoulos, D. (1987). Snakes: active contour models. International Journal of Computer Vision, 1(4): 321-331.
- [10] Sezgin M. and Sankur B. (2004). "Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation". Journal of Electronic Imaging. Vol. 13(1), pp. 146-165.
- [11] Lucchese L. and Mitra S. K. (2001). "Color image segmentation: A state-of-the-art survey". Proc. of the Indian National Science Academy (INSA-A). Vol. 67-A (2), pp. 207-221.
- [12] Materka A. and Strzelecki M. (1998). "Texture Analysis Methods - A review". Bruxelles, Technical University of Lodz, Institute of Electronics.
- [13] James Theiler and Galen Gisler, "A contiguity-enhanced k-means clustering algorithm for unsupervised multispectral image segmentation", Proc SPIE 3159. pgs 108--118, 1997.
- [14] Chassery, J. M. et Melkemi, M. Diagonme de Voronoï appliqué à la segmentation d'images et à la détection d'événements en imageries multisources. Traitement du Signal, vol. 8, no 3, p. 155-163, (1991).
- [15] A. Colorni, M. Dorigo, F. Maffioli, V. Maniezzo, G. Righini, M. Trubian, Heuristics from nature hard combinatorial optimisation problems. Published in International Transactions in Operational Research, 3, 1. 1-21, 1996.

- [16] A. Tremeau, N. Borel, A Region Growing and Merging Algorithm to Color Segmentation. Dans Pattern Recognition, vol. 30, no. 7, pp. 1191-1204 1997.
- [17] F. Meyer, Color image segmentation. Dans Proceedings of the 4th Conference Image Processing and its Applications, pp.303-306 1992.
- [18] S.L. Horowitz et T.PAVLIDIS "Picture segmentation by traversal algorithm". J. ACM, 23, 368 – 388, 1976.
- [19] S.Bres, J.Jolion et F.Lebourgeois, Traitement et analyse des images numériques, Sermes Science publication, 2003.
- [20] Chu C. C. and Aggarwal J. K. (1993). "The integration of image segmentation maps using region and edge information". IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. Vol. 15(12), pp. 1241-1252.
- [21] J.M. Salotti, « Gestion des informations dans les premières étapes de la vision par ordinateur », Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, 1994.
- [22] Segmentation d'images médicales par contours actifs E-MEDISYS 2008 International Conference: E-Medical System October 29-31, 2008 – TUNISIA.
- [23] Stanley Osher and Ronald Fedkiw. Level set methods and dynamic implicit surfaces, volume 153 of Applied Mathematical Sciences. Springer-Verlag, New York, 2003.
- [24] James A. Sethian. Level set methods and fast marching methods, volume 3 of Cambridge Monographs on Applied and Computational Mathematics. Cambridge University Press, Cambridge, second edition, 1999.