



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche
Scientifique

Université Mohamed Khider – BISKRA
Faculté des Sciences Exactes, des Sciences de la Nature et
de la Vie

Département d'informatique

N° d'ordre: IVA9/M2/2019

Mémoire

Présenté pour obtenir le diplôme de master académique en

Informatique

Parcours: **Image et Vie Artificielle**

Détection D'une Tumeur à Base Des Points

Par:

SEKKAI HANIFA

Soutenu le **06** juillet 2019, devant le jury composé de :

Benammeur Sabrina

M.C Classe B

Président

Hamida Ammar

M.A Classe A

Rapporteur

Benchabane Moufida

M.A Classe A

Examineur

Résumé

L'imagerie médicale tridimensionnelle est apparue avec la mise au point de différentes modalités d'acquisition d'image tel que la tomographie X(CT), l'échographie ultrasonore et l'imagerie par résonance magnétique IRM, les images obtenue sont des séries de coupes 2D. Cette visualisation n'est pas suffisante pour déduire les caractéristiques nécessaires au diagnostic. Afin de proposer à l'utilisateur médical des outils performants et puissants d'analyse et de visualisation des volumes à partir de la présentation de nuage des points, on a recours à la reconstruction 3D.

Le principe de la reconstruction de formes tridimensionnelles à partir de piles d'images 2D parallèles (coupes 'sériées') consiste à extraire des structures géométriques représentant l'image 3D (la voxelisation). Nous présentons dans ce papier la méthode de « Marching cubes » qui permet d'obtenir de très bonnes approximations des surfaces d'origines et, associé à des algorithmes d'amélioration et de lissage, les surfaces obtenues sont très proches de la réalité.

Mots clés: Reconstruction 3D, Marching cubes, iso-surfaces, la voxelisation, nuage des points , images 3D.....

Remerciement

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

*J'exprime mes remerciements et ma gratitude à mon encadreur de mémoire, **Mr Hamida Ammar** maitre Assistant classe A à l'Université Mouhamed Khider BISKRA pour l'aide et le soutien et les conseils qu'il m'apporte tout au long de ce travail.*

*Je remercie du fond du cœur **Mme Benammeur Sabrina** et **Mme Khemis Kamila** pour le soutien et les conseils.*

Je tiens à remercier aussi tous les enseignants, qui m'ont suivi tout au long de mon cycle d'études.

Je voudrais aussi présenter mes remerciements à tous ceux qui ont participé de près ou de loin à la réalisation de ce modeste travail.

Dédicace

Du profond de mon cœur, je dédie ce travail à tous ceux qui me sont chers :

A ma mère et mon père

Aucune dédicace ne saurait exprimer mon respect, mon amour éternel pour vous ...

Puisse Dieu, le très Haut, vous accorder santé, bonheur et longue vie.

A mes sœurs :Souad , THouraya, khalida, .

A toute ma famille...

A tous ceux qui sont chers, proches, et qui veulent partager ma joie...

Sommaire

Liste Des Figures

Titre	page
Chapitre 1: Imageries Médicale	
Fig. I-1 L'image radiologique (Rayons X)	07
Fig. I.2 Le scanner et leur affichage	09
Fig. I.3 L'échographie	09
Fig. I.4 Les coupes d'IRM	10
Fig. I.5 L'appareil de l'IRM et exemple d'affichage	10
Fig. I.6 L'appareil de scintigraphie	11
Fig. I.7 Les reins par la scintigraphie	11
Fig. I.8 L'appareil de TEP & TEP des reins	12
Chapitre 2: Rendu à base des points	
Fig. II.1 Principe du nuage des points	17
Fig. II.2 Un point pur	17
Fig. II.3 Un point orienté	18
Fig. II.4 Un splat	18
Fig. II.5 Un splat elliptique	19
Fig. II.6 Les courbures	19
Fig. II.7 Les étapes de MLS	19
Fig. II.10 Attributs d'un surfel	21
Fig. II.11 Lancer de Rayons	24
Fig. II.13 Les différentes approches de segmentation d'image	25
Fig. II.14 (a) Image Original (b) Seuillage Local (c) Seuillage Global	26
Chapitre 3: Conception et Implémentation	
Fig. III.1 : Architecture globale de système.	32
Fig. III.2 : Représenter un pixel d'image.	33
Fig. III.3 : Les attributs D'un voxel	34
Fig. III.4 : Schématisation d'une matrice de voxels en nuances de gris.	34
Fig. III.5 : Les 26 voisins	35
Fig. III.7 : L'algorithme de Otsu.	36
Fig. III.8 : L'algorithme de Marching cube.	37
Fig. III.6 : Les Figures De l'application	39 - 44

Tableaux des Matières

Sommaire.....	I
Liste Des Figures.....	II
Tableaux des Matières.....	III

Sommaire

Introduction Générale.....	1
Problématique :.....	4
Chapitre 1:.....	5
Imageries Médicale.....	5
1. Introduction.....	6
2. Définition d'une image médicale.....	6
3. Définition d'une image numérique.....	6
4. Définition de l'imagerie médicale.....	7
5. Les principes physiques des différents procédés utilisés en imagerie médicale.....	7
5.1 Radiographie en utilisant Les Rayons X :.....	7
5.1.1 Définition.....	7
5.1.2 Les risques.....	8
5.2 Les ultrasons.....	8
5.3 La résonance magnétique nucléaire (RMN).....	8
5.4 Les isotopes radioactifs.....	8
5.5 Le scanner (tomodensitométrie).....	9
Fig. I.2 Le scanner et leur affichage [MNA2014].....	9
5.6 L'échographie.....	9
Fig. I.3 L'échographie [MNA2014].....	9
5.7 Imagerie par résonance magnétique.....	10
5.8 La scintigraphie.....	11
5.9 La tomographie par émission de positons.....	12
6. Traitement des images médicales.....	12
7. Traitement d'image.....	13
7.1 L'acquisition et la numérisation.....	13
7.2 Le prétraitement.....	13
7.3 La restauration.....	13
7.4 L'amélioration.....	13
7.5 Compression.....	13
7.6 La segmentation.....	14
7.7 L'analyse et l'interprétation.....	14
7.7.1 L'analyse.....	14
7.7.2 L'interprétation.....	14

Sommaire

8. Conclusion.....	14
Chapitre 2	15
1. Introduction.....	16
2. Les représentations à base des points.....	16
2.1 Les nuages de points désorganisés.....	16
2.1.1 Les points purs.....	17
2.1.2 Les points orientés.....	17
2.1.3 Les splats.....	18
2.1.4 Points différentiels (splats elliptiques).....	18
2.1.5 Les “Moving Least Squares Surfaces” MLS.....	19
2.2 Les nuages de points structurés.....	20
2.2.1 Les images de profondeurs.....	20
2.2.2 Représentation volumique d’une surface.....	20
3. Visualisation des nuages de points.....	21
3.1 Attribut de point.....	21
3.2 Surfels.....	21
Le principe.....	22
3.3 Le Z-buffer :.....	23
3.4 Lancer de rayons.....	24
4. La Segmentation.....	24
4.1 Qu’est- ce que la segmentation ?.....	25
4.2 Différentes méthodes de segmentation.....	25
4.2.1 Segmentation par région.....	25
4.2.2 Segmentation par contour.....	25
4.2.3 Segmentation par seuillage.....	25
5. Avantages de la représentation à base de point.....	28
6. Inconvénients de la représentation à base de point.....	28
7. Conclusion:.....	29
Chapitre3.....	30

Sommaire

Conception et implémentation.....30

Conception

1. Introduction.....31

2. Motivation et Objectifs de l'application.....31

3. Conception Globale:.....32

4. Conception détaillé.....33

Implimentation

1. Introduction.....38

2. Environnement de l'application.....38

4. Présentation de l'interface de l'application.....39

5. Conclusion.....44

Conclusion Générale.....45

Bibliographie.....47

Introduction Générale

- ✓ le troisième chapitre : intitulé La conception et l'implémentation contient la présentation de l'architecture générale et détaillée de notre application, et l'implémentation consiste en la présentation de la méthode sur laquelle on s'est basée pour effectuer notre recherche, et nous allons essayer de préciser La zone suspecte pour évaluer et mesurer et visualiser la tumeur existante. Et On consacré ce chapitre aussi pour la présentation, l'analyse et la discussion des résultats.

Problématique :

Nombreuses sont les personnes atteinte de maladie chronique, parmi les qu'elles on trouve le cancer. Qui est encore une maladie terrible, mais une maladie qu'on apprend de plus en plus à connaître et elle reste mystérieuse. On peut rarement dire avec exactitude quelles sont les causes de la plupart de cancer. [RAZ2002].

Le cancer est une maladie qui posé un problème de santé publique vu la cherté de la prise en charge de la son accès aux soins à tous personnes porteuse de cette maladie.

Parmi les types de cancer répondus dans le monde on retrouve une prédominance du cancer du sein et du col chez la femme, ainsi que de cancer du poumon et du colon chez l'homme et... Etc. Le Diagnostic requiert une grande technicité et expérience du manipulateur afin de faciliter et de minimiser les erreurs de diagnostics de le part du médecin traitant. Donc **Est-ce que on peut détecter et visualiser avec exactitude n'importe quelle tumeur?**

Chapitre 1 : Imageries Médicale

1. Introduction

La santé est un domaine privilégié de recherche dans le monde. Sur le plan informatique, cette recherche peut concerner entre autres l'analyse des images médicales pour l'assistance au pronostic et au diagnostic médicale.

L'analyse par ordinateur des images médicales peut non seulement aider les médecins dans le diagnostic des maladies, mais représente un outil puissant pour la thérapeutique.

L'imagerie médicale est depuis longtemps passée du statut de discipline exploratoire centrée sur le diagnostic, à une discipline réalisant, dans des situations de plus en plus nombreuses, des prises en charge complètes de patients incluant des activités interventionnelles et thérapeutiques.

Le développement de l'imagerie médicale peut aussi diminuer le temps de diagnostic ce qui implique des interventions thérapeutiques à temps pour sauver des vies, et même avec moins de médecins. Pour ça les pays développés investissent beaucoup pour ce développement.

Dans ce chapitre nous allons présenter quelques concepts et notions fondamentaux concernant le domaine d'imagerie médicale.

2. Définition d'une image médicale

Une image médicale peut être définie comme la représentation des variations spatiales et temporelles d'une ou de plusieurs propriétés physiques d'un sujet sous investigation. On parle d'images statiques lorsque la variation temporelle de la propriété n'est pas prise en considération, autrement on parle d'images dynamiques

3. Définition d'une image numérique

Le mot "image" découlant du latin " imago" désigne la représentation visuelle d'un objet par différents supports (dessin, photographie, peinture, ...). L'image d'un objet peut alors être interprétée comme un ensemble de points sur face plane.

Une image numérique est une fonction notée f de deux ou trois variables spatiales. Elle est à valeurs dans \mathbb{R}^n , ou n est égal à 1 pour des images mono chromatiques et à 3 pour des images couleurs. Cette fonction sera toujours supposée de carré intégrable sur l'ouvert de visualisation sur lequel elle est définie et appelé l'écran en bidimensionnel et le volume Analyse des images médicales par des techniques hybrides d'Application à la détection des kystes rénaux¹⁷visuel en tridimensionnel.

Pour représenter (afficher) une image réelle par un outil informatique (ordinateur...) L'image a besoin d'une numérisation. [ESI2005].

La numérisation est le processus qui permet de passer de l'état d'image physique (image optique par exemple) à l'état d'image numérique [MAP2015], donc le terme d'image numérique désigne dans son sens le plus général, toute image qui a été acquise, traitée et

sauvegardée sous une forme codée représentable par des nombres (valeurs numériques). [ESI2005].

4. Définition de l'imagerie médicale

Imagerie médicale fait partie de notre quotidien et de celui des médecins [HIS2011], c'est une méthode unique permettant de visualiser des processus biologiques au sein même des organismes vivants, de manière non invasive. Elle est essentielle à la compréhension de leur physiologie et de leurs pathologies afin de mieux les diagnostiquer, les pronostiquer et les soigner. Imagerie médicale constitue donc un outil d'investigation de choix de plusieurs champs de la médecine et de la biologie.

5. Les principes physiques des différents procédés utilisés en imagerie médicale

5.1 Radiographie en utilisant Les Rayons X :

5.1.1 Définition

Les rayons X sont des ondes électromagnétiques (de même nature que les ondes de lumière mais plus énergétiques). Ils ont la propriété d'être absorbés par les substances solides. Ils ont la propriété d'être atténués par toutes sortes de substances, y compris les liquides et les gaz. Ils peuvent traverser le corps humain, où ils seront plus au moins atténués suivant la densité électronique des structures traversées. [FRM2001]. Si on met donc une plaque photographique (cas de la radiographie classique) ou des capteurs (cas du scanner) derrière ce que l'on radiographie, on aura une image. [CLI2004].



(a) 1895 Roentgen



(b) 1995

Fig. I-1 L'image radiologique (Rayons X) [CLI2004]

5.1.2 Les risques

Les rayons X sont des radiations ionisantes qui peuvent perturber le milieu qu'ils traversent :

- Au niveau de la peau, cela peut donner des radiodermites.
- Au niveau du cerveau, cela peut provoquer des nausées.
- Sur l'œil les irradiations prolongées entraînent des cataractes sur le long terme.

- La vessie peut diminuer sa capacité à l'origine d'envies fréquentes d'uriner, ce qu'on appelle la vessie radique ou vessie d'irradiations.

Les intestins peuvent être perturbés : colite radique.

5.2 Les ultrasons

Les ultrasons sont des ondes sonores imperceptibles à l'oreille humaine. Comme toutes les ondes sonores, les ultrasons sont absorbés ou réfléchis par les substances qu'ils rencontrent. [FRM2001]

5.3 La résonance magnétique nucléaire (RMN)

C'est une technique de spectroscopie appliquée aux particules ou ensemble de particules atomiques qui ont un spin nucléaire non nul. C'est un phénomène par lequel un noyau de l'atome considéré absorbe les rayonnements électromagnétique d'une fréquence spécifique en présence d'une fonction champs magnétiques. Isidore Isaac Rabi a découvert ce phénomène en 1938. La résonance magnétique a été, par la suite, appliquée à la détection des atomes légers tels que l'hydrogène.

La RNM consiste à détecter les variations de l'aimantation des noyaux atomiques sous l'action d'un champ magnétique extrêmement puissant et d'une onde électromagnétique excitatrice, lors de l'application d'une onde magnétique de fréquence adaptée, la fréquence de résonance, ces noyaux changent d'orientation puis émettant des signaux en trouvant leur position d'origine. Avec les progrès de l'informatique et des champs magnétiques, la PNM est passée de la physique de la matière condensée à l'analyse chimique puis à la biologie structurale, et plus récemment à l'imagerie médicale. [MEM2001].

5.4 Les isotopes radioactifs

En introduisant des molécules radioactives dans le corps humain, il est possible de suivre leur trajet au moyen d'une caméra qui détecte leur rayonnement lumineux. Les éléments radioactifs utilisés en médecine sont en général artificiels. [FRM2001].

5.5 Le scanner (tomodensitométrie)

Le scanner, également appelé tomographie axial assisté par ordinateur (TAO), est un dispositif de radiographie associant rayons X et traitement informatique, permettant d'obtenir une image des plans de coupe d'un objet, en particulier du corps humain, par des mesures de densité.

Inventé par le Britannique Godfrey Hounsfield dans les années 1970, le scanographe appelé également Scanner en raison de l'analyse par balayage qu'il effectue (de l'anglais scanning) — reconstitue l'image du corps en mesurant la densité des rayonnements X à travers le corps humain sous différents angles (tomodensitométrie).[MNA2014]

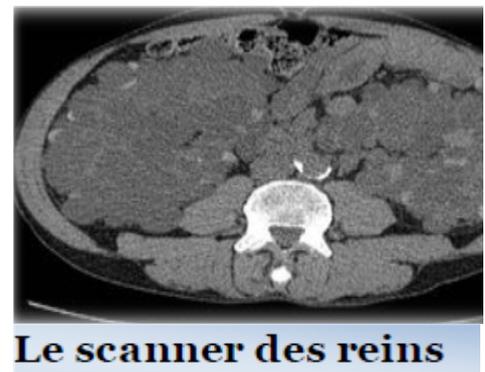
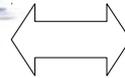


Fig. I.2 Le scanner et leur affichage [MNA2014]

5.6 L'échographie

L'échographie permet de visualiser les organes situés au niveau de l'abdomen, du petit bassin, du cou (**thyroïde, ganglions, foie, rate, pancréas, reins, vessie, organes génitaux**) mais aussi les vaisseaux (artères et veines), les ligaments et le cœur. Elle a pour objectif de détecter une infection, une malformation ou une tumeur.



l'appareil de l'échographie

échographie

Fig. I.3 L'échographie [MNA2014]

5.7 Imagerie par résonance magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) a été appliquée en imagerie médicale dans les années 1970. Elle utilise le phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN) découvert par les physiciens américains Edward Mills Purcell et Félix Bloch des composants du corps humain (les protons, et en particulier ceux de l'eau).

L'IRM utilise une machine spéciale, avec un aimant très puissant, un système d'antenne émettrice et réceptrice d'ondes de radiofréquence qui s'apparente à celui des radars [LAB2013].

L'IRM peut donner des images dans les trois plans de l'espace : coupe axiale, coupe sagittale et coupe coronale. Il faut souligner que l'IRM est une technique qui fournit des images natives. Les images obtenues lors d'un examen IRM sont de type « numérique ».

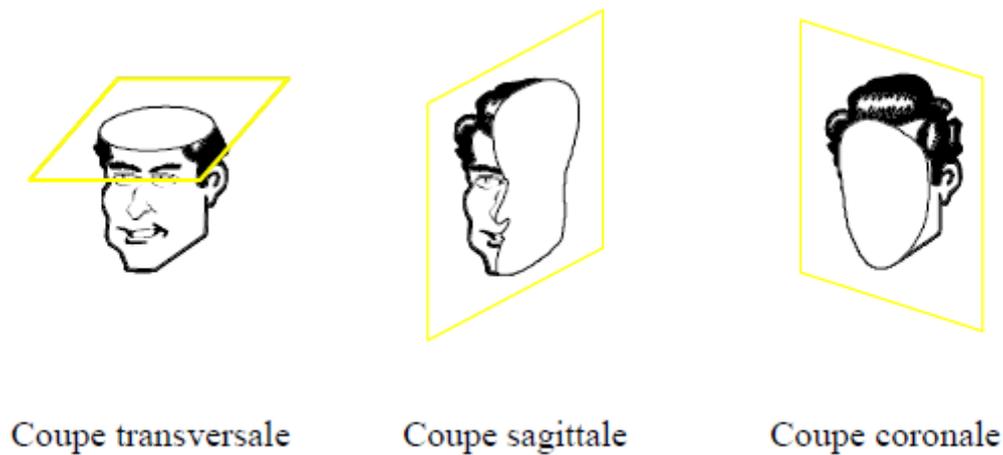
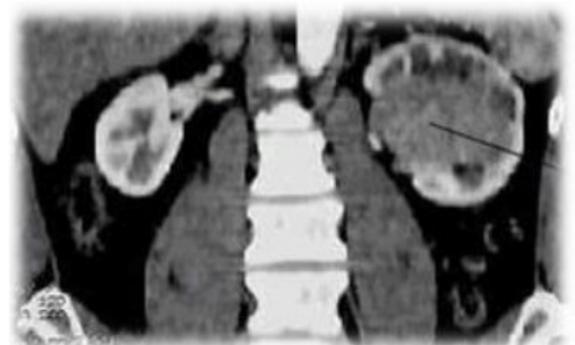


Fig. I.4 Les coupe d'IRM [LAB2013]

L'IRM est applicable au corps entier, souvent en complément d'examens d'imagerie de première intention (radiographie, échographie, scanner). [LAB2013]



l'appareil de l'IRM



cancer des reins par IRM

Fig. I.5 L'appareil de l'IRM et exemple d'affichage [MNA2014]

5.8 La scintigraphie

La scintigraphie est un procédé ayant pour but de mettre en évidence la forme et l'activité d'un organe en administrant un produit qui renferme un élément qui émet de la radioactivité : un isotope. La radioactivité émise par l'isotope est captée par des récepteurs spéciaux qui sont des compteurs appelés gamma caméra. La dose qui est administrée à un individu nécessitant une scintigraphie est sans danger pour l'organisme. Analyse des images médicales par des techniques hybrides Application à la détection des kystes rénaux 24 De nombreux organes peuvent être analysés par la scintigraphie, notamment les os, la thyroïde, le rein, le poumon, le cœur et le cerveau. [MNA2014]



Fig. I.6 L'appareil de scintigraphie [MNA2014]

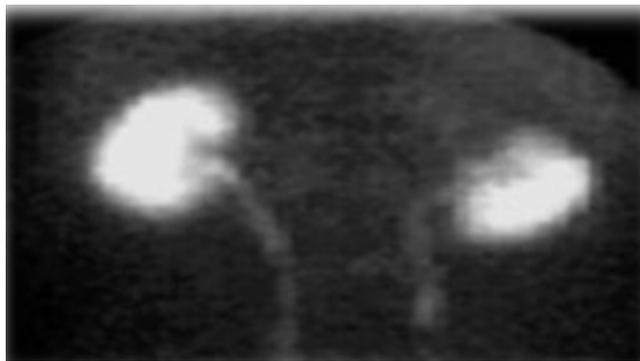


Fig. I.7 Les reins par la scintigraphie [LAE2013]

5.9 La tomographie par émission de positons

La tomographie par émission de positons, surnommée TEP ou encore PET scan (en anglais), est un examen diagnostique reposant sur la détection de positons (des particules microscopiques émises par une substance radioactive administrée au patient). Cette technique permet d'obtenir des vues successives du corps humain, qui sont utilisées pour évaluer un certain nombre de maladies. [MNA2014]

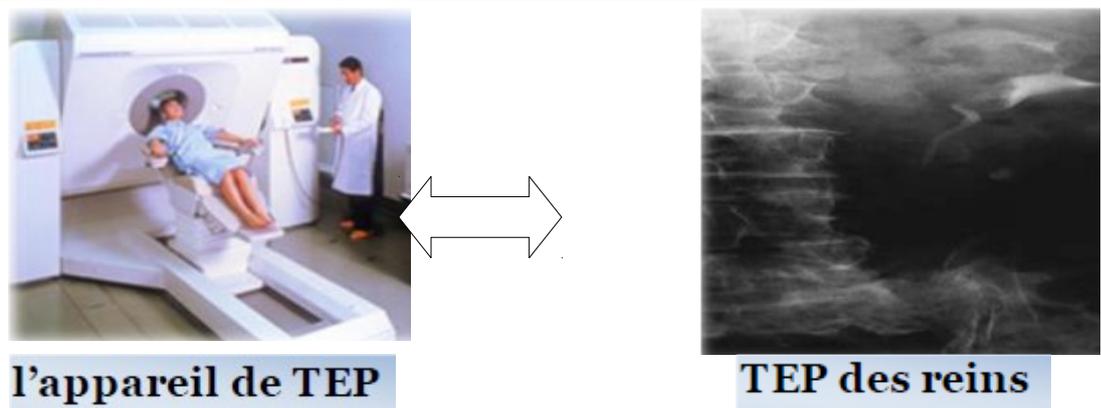


Fig. I.8 L'appareil de TEP & TEP des reins [MNA2014]

6. Traitement des images médicales

La dernière décennie a été marquée par la publication d'un grand nombre d'articles dans le domaine de la recherche de traitement d'images. En effet, la mise à portée des systèmes d'acquisition numérique de haute précision, ainsi que la montée en puissance et en capacité de stockage des ordinateurs, ont contribué au développement des systèmes d'aide à la décision dans le domaine de traitement d'images.

Le principal objectif de ces derniers, consiste à obtenir une interprétation de l'image au niveau sémantique répondant aux différentes attentes des utilisateurs humains. Pour cela, de nombreux travaux ont été consacrés au développement de chaînes de traitement d'images basées essentiellement sur la segmentation. Un des plus grands domaines d'application de la segmentation est la médecine.

Dans ce cadre, le but de la segmentation est de délimiter les structures anatomiques et pathologiques chez un patient d'une façon automatique. La segmentation des images médicales est d'un grand intérêt : elle permet d'aider le médecin dans son diagnostic, en accélérant le processus d'analyse en détectant les anomalies éventuellement oubliées.

6. Traitement d'image

L'objectif du traitement d'image est d'éliminer les informations non pertinentes pour faciliter l'extraction et la manipulation d'informations utiles à l'analyse de l'image.

7.1 L'acquisition et la numérisation

L'acquisition d'images constitue un des maillons essentiels de toute chaîne de conception et de production d'images. Pour pouvoir manipuler une image sur un système

informatique, il est avant tout nécessaire de lui faire subir une transformation qui la rendra lisible et manipulable par ce système.

La numérisation suit trois étapes distinctes : il y a tout d'abord l'image classique qui est traduite par des signaux qui sont appelés des données analogiques, puis en données numériques, la numérisation traduit en variables dites « discrètes » un phénomène continu. Chacune de ces mesures est convertie en binaire et c'est le seul langage connu par l'ordinateur. [MNA2014]

7.2 Le prétraitement

Le prétraitement regroupe toutes les techniques visant à améliorer la qualité d'une image. De ce fait, la donnée de départ est l'image initiale et le résultat est également une image. La notion de qualité est une notion très subjective à la réalisation d'un objectif. C'est la raison pour laquelle les techniques ne sont pas les mêmes. Elle concerne :

7.3 La restauration

Consiste à recréer l'image modifiée en éliminant les défauts dus à une source. Son but est d'obtenir une image qui soit la plus proche possible de l'image idéale qui aurait été obtenue si le système d'acquisition était parfait. [MNA2014]

7.4 L'amélioration

C'est la modification de l'image dans le but de satisfaire l'œil de l'observateur humain et d'accroître la séparabilité des régions composant une scène. [MNA2014]

7.5 Compression

Il s'agit de faciliter le traitement et surtout le stockage des images par une réduction adéquate de leur volume d'information. [MNA2014]

7.6 La segmentation

Correspond à l'ensemble des traitements qui permettent de diviser une image en plusieurs parties. C'est une phase préalable à toute quantification pour permettre à la machine d'identifier les zones ou les éléments d'intérêt. [MNA2014]

7.7 L'analyse et l'interprétation

7.7.1 L'analyse

L'analyse d'une image a pour but l'extraction de l'information caractéristique contenue dans une image. Le résultat d'une telle analyse s'appelle très souvent la description structurelle. [MNA2014]

7.7.2 L'interprétation

L'interprétation des images, c'est - à- dire le passage de l'image brute à l'interprétation de son contenu. Le rôle de cette étape est de fournir des informations symboliques de haut niveau sur le contenu de l'image. [MNA2014]

7. Conclusion

Il est très important de connaître la nature de l'information qu'on souhaite extraire lors de la segmentation. Cette information dépend de la nature de l'image ou plus précisément de sa modalité d'acquisition. Nous avons donc consacré ce chapitre à la présentation du principe de fonctionnement de quelques modalités d'acquisition d'images médicales anatomiques et fonctionnelles.

Chapitre 2 :

Rendu à base des points

1. Introduction

En synthèse d'images, les objets manipulés sont généralement visualisés par des maillages polygonaux. Principalement à cause de leur forte connectivité. Parmi les représentations proposées, les géométries à base de points sont celles offrant le plus de flexibilité. Ici, un objet quelconque est simplement représenté par un ensemble de points répartis sur la surface.

La précision d'une représentation basée de points dépend fortement de la densité des échantillons, que n'est plus suffisante, et sur des heuristiques locales et un calcul de voisinage précis. L'utilisation des points comme primitives de rendu n'est pas un concept nouveau, très récemment les géométries à base de points sont également apparues comme représentations efficaces pour la modélisation et l'édition d'objets 3D. Pour de nombreuses opérations d'édition et de modélisation, les représentations à base de points, caractérisées par une absence de connectivité et de paramétrisation.

Finalement, les nuages de points apparaissent comme une représentation viable d'un bout à l'autre d'une chaîne de création de contenu 3D typique : acquisition, traitement, modélisation/édition et enfin visualisation.

2. Les représentations à base des points

Nous pouvons considérer comme "à base de points", tout type de géométrie où la surface d'un objet est représentée par un ensemble d'échantillons ponctuels $P_i \in \mathbb{R}^3$ non connectés. Optionnellement, chaque point P_i peut être associé à un ensemble d'attributs de la surface tels que la normale, la couleur ou toute autre propriété de matériaux. Durant ces dernières années, une large variété de type de géométries basées points ont été proposées. Nous classons ces géométries en deux catégories principales : les nuages de points désorganisés. [ABD2011]

2.1 Les nuages de points désorganisés

Les types de géométries présentées ici sont basées sur une simple liste de points avec les coordonnées (x, y, z) , qui peuvent avoir des attributs relatifs à la géométrie de la surface sous-jacent de l'objet 3D. On cite ci-dessous, les différents modèles du plus simple au plus complexe.

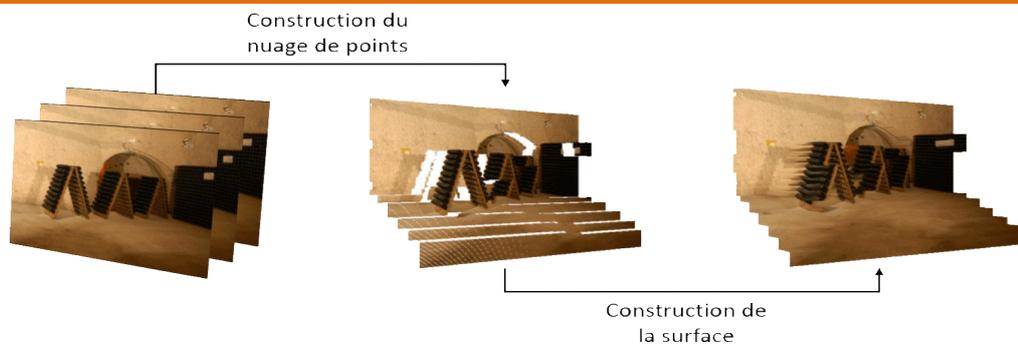


Fig. II.1 principe du nuage de points [ABD2011]

2.1.1 Les points purs

Ce sont des points qui ne comportent pas d'attributs additionnels autre ses coordonnées tridimensionnelles, c'est-à-dire, pas d'informations supplémentaires relatives à la surface .



Fig. II.2 un point pur. [ABD2011]

2.1.2 Les points orientés

En plus d'être des points purs, les points orientés ont un attribut qui définit la normale ou l'orientation de ses derniers suivant la surface sous-jacente de l'objet 3D.

Et si la densité des points est élevée, on peut déduire la normale d'un point donné à partir de celles des points voisins (par le calcul du plan des moindres carrés) qui correspond au vecteur propre de la petite valeur propre. En fait, il reste toujours le problème de l'estimation des trous, c'est-à-dire les espacements entre les points voisins

Ce modèle a beaucoup de lacunes :

- manipulation géométrique locale difficile
- les courbures fortes nécessitent une grande densité de points, mais quand on augmente la résolution d'échantillonnage, un sur-échantillonnage inutile se voit en conséquence dans les régions moins courbées.



Fig. II.3 un point orienté. [ABD2011]

2.1.3 Les splats

Un splat est un point orienté, plus un rayon, formant un cercle ou un disque tangent à la surface de l'objet. Le rayon doit être choisi d'une façon {remplir les trous entre le point et ses voisins. Le splat joue le rôle de la densité locale ce qui donne une représentation optimale : peu de splats de grands rayons sur les surface plates, et beaucoup de splats de petits rayons sur les courbures, ceci tout en gardant la même erreur d'approximation (différence entre le splat et la surface). [ABD2011]



Fig. II.4 un splat. [ABD2011]

2.1.4 Points différentiels (splats elliptiques)

C'est une adaptation optimale des splats pour les courbures locales de la surface. Les splats elliptiques sont définis par : un point p_i , une normale, deux axes tangentiels u et v et leur rayons respectifs.

D'abord une courbure d'une courbe { un point P est le ratio $\Delta\varphi/\Delta s$, tel que, Q est un deuxième point proche du point P . Sachons que $\Delta\varphi$ est l'angle entre les deux axes tangents de la courbe sur P et Q , et Δs est la longueur du segment PQ de la courbe (*Figure 2.3*).

Il sera possible de reconstruire exactement la surface si on a les courbures principales en chaque point de la surface [LR89].

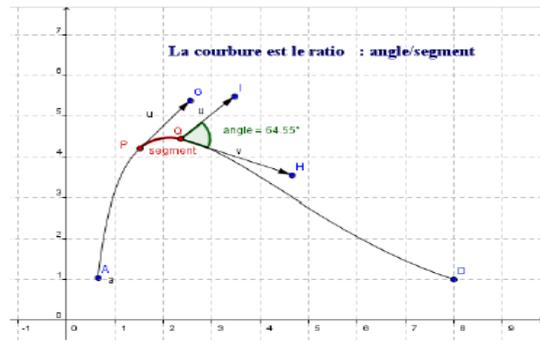
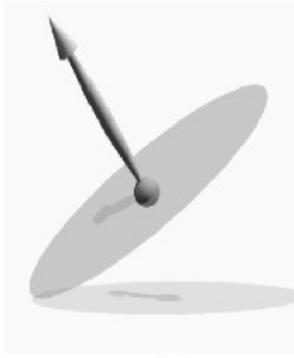


Fig. II.5 un splat elliptique[ABD2011]. Fig. II.6 Les courbures [ABD2011]

2.1.5 Les “Moving Least Squares Surfaces” MLS

La technique des moving least squares (MLS) est une autre méthode de reconstruction ou d’approximation de surface continue à partir d’un nuage de point non uniforme. Tout comme le mélange paramétrique des splats vue à la section précédente, la principale motivation des MLS est de définir une surface continue à partir d’une représentation purement discrète qu’est le nuage de points que doit être en premier, aussi réduit que possible (élimination des points bruités et redondants), voir Figure .3.

Les Etapes des MLS :

- Approximation S_p du nuage original $\{p_i\}$.
- Détermination de l’ensemble réduit $\{r_i\}$ définissant S_p .
- Approximation S_r du nuage $\{r_i\}$.
- Les approximations S_p et S_r se ressemblent.

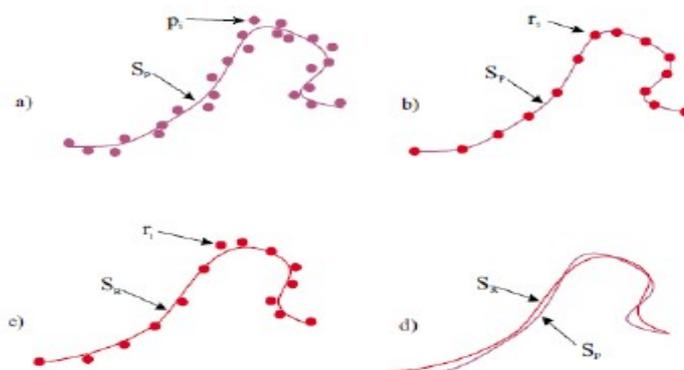


Fig. II.7 les

étapes de

MLS [ABD2011]

2.2 Les nuages de points structurés

Pour des raisons de compacité et d'efficacité, les premières méthodes utilisant les points comme primitives de base n'étaient pas basées sur une simple liste de points désorganisés, mais au contraire, proposaient de stocker les points dans un espace discret de telle sorte que deux ou même trois des coordonnées 3D des points deviennent implicites.

2.2.1 Les images de profondeurs

Les points sont stockés dans des images 2D associées à un repère 3D, tel que les coordonnées x et y des points dans le repère de l'image deviennent implicites.

Chaque pixel représente alors un point 3D en stockant la profondeur du point, c'est-à-dire sa coordonnée z ainsi que quelques attributs, typiquement une couleur et une normale utilisées pour le calcul de l'éclairage.

2.2.2 Représentation volumique d'une surface

Les méthodes précédentes étaient basées sur une quantification des deux coordonnées x et y de la position. Seule la troisième coordonnée, z , et les attributs des points devaient être explicitement stockés. En quantifiant les trois coordonnées x, y et z , et en stockant les points dans une grille 3D, seuls les attributs auraient à être stockés explicitement, les positions des points devenant implicites. Cependant, nous ne nous intéressons qu'à la surface de l'objet, de nombreuses cellules de la grille seraient alors vides. Cette représentation est donc inefficace. En effet, en utilisant une grille de résolution n la complexité serait de $O(n^3)$ pour représenter $O(n^2)$ échantillons alors que le coût de stockage explicite des coordonnées n'est que de $O(n^2 \log(n))$. [ABF2015]

Botsch et al. Proposent une représentation hiérarchique efficace d'un nuage de points quantifié de la sorte. À partir d'une grille régulière binaire représentant implicitement les positions des points de la surface, un octree est construit en regroupant récursivement les cellules huit par huit. Après l'élimination des branches vides et un encodage entropique, le coût de cette représentation est optimal puisque de $O(n^2)$ (environ 1.5 bits par point !). Cependant, ce coût de stockage n'est que théorique et ne concerne que la position des points puisqu'en pratique il est nécessaire de stocker également les attributs des points avec au minimum une normale pour le calcul de l'éclairage. [ABF2015]

Parmi les avantages de ces types de représentations dites structurées, on peut citer la compacité que ce soit pour l'octree de Botsch et al. ou celles basées images qui permettent de réutiliser les algorithmes classiques de compression d'images pour compresser les données.

Pour le rendu, le principal avantage est que ces représentations permettent d'accélérer le rendu via des algorithmes de projection incrémentaux et l'utilisation de calculs sur les entiers. Cependant, ces avantages ne sont valables que pour un rendu logiciel puisque les processeurs graphiques prennent en entrée uniquement des positions 3D explicites. [ABF2015].

3. Visualisation des nuages de points

3.1 Attribut de point

Les attributs du point se résument ainsi:

La position (x, y, z), une normale, une couleur.

Si on assigne une **surface** au point échantillonné ça deviendra un élément de surface ou *surfel* - *surface element*. Aucune distinction entre le point échantillonné et surfel les deux termes sont interchangeables. A l'exception, surfel est utilisé dans le rendu à base de point et le « point » utilisé dans la modélisation à base de point. La surface assignée à un surfel peut être exprimé par un rayon dans le but de couvrir complètement la surface d'un objet et assurer une couverture des trous lors de la reconstruction.

Dans ce qui suit, us décrivons brièvement une technique récente du rendu à base de points. [ABD2011]

3.2 Surfels

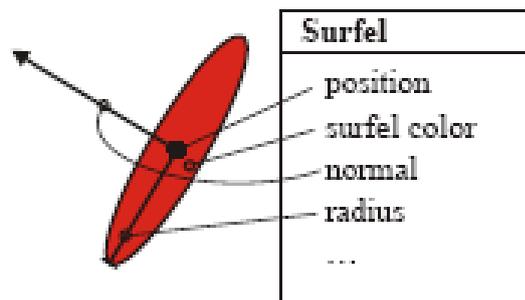


Fig. II.10 Attributs d'un surfel. [ABD2011]

C'est une technique de rendu interactive d'environnements 3D complexes dans lesquels la primitive géométrique fondamentale n'est pas le triangle mais le "surfel" (surface élément). Un surfel est tout simplement un point-échantillon 3D d'un objet, accompagné d'un "sprite" 2D correspondant à sa visualisation à l'écran.

Le principe :

La caractéristique principale de cette approche est que la manipulation et la visualisation des surfels se base entièrement sur les fonctionnalités offertes par les cartes graphiques 3D. Autrement dit, chacune des étapes de l'algorithme est décomposée en une série d'opérations élémentaires qui peuvent être effectuées par le hardware. Ce mode de fonctionnement permet de mélanger dans une même scène des objets définis par surfels et des objets définis par triangles tout en bénéficiant d'un rendu par le hardware pour l'ensemble de la scène.

Les différents intérêts de la représentation par surfels sont:

- peuvent être facilement convertis Chaque modèle géométrique (maillages polygonaux, carreaux splines, surfaces implicites, arbres CSG, ...etc.) en surfels. Ce processus, appelé surfelisation, est basiquement un processus de rasterisation 3D. Deux algorithmes de surfelisation se présentent, l'un basé sur un processus logiciel de rasterisation 3D, l'autre sur un ensemble de photos de la scène par Z-buffer matériel.
- Différents niveaux de détails (LOD ou "level-of-detail") peuvent facilement être obtenus pour chaque objet, simplement en changeant la résolution de la grille utilisée pour la surfelisation.
- pour une scène donnée, les objets définis par surfels peuvent être mélangés avec des objets définis par d'autres modèles géométriques.
- le rendu de chaque surfel est réalisé en temps constant, quelque soit sa position, son orientation ou ses caractéristiques optiques. . :
 - La position du surfel (donnée implicitement par des coordonnées de la cellule).
 - L'orientation du surfel (un vecteur normal quantifié).
 - Les propriétés optiques du surfel (une couleur ou un indice dans une table qui stocke de différents matériaux)

La surfelisation (conversion d'un modèle géométrique en sa représentation par surfels) est tout simplement un processus de rasterisation (ou échantillonnage) qui extrait des informations nécessaires et les stocke dans les cellules de la grille.

- ✚ Le premier algorithme de surfelisation est purement logiciel qui met en œuvre un échantillonnage analytique avec une résolution donnée. Par exemple pour les maillages polygonaux on utilise la technique classique de parcours incrémental des voxels intersectés par le triangle (à l'aide d'un algorithme de type marching cubes classiques).
- ✚ Le second tente d'utiliser au maximum le hardware pour accélérer la surfelisation. Son principe est l'utilisation de Z-buffer matériel pour obtenir les informations dont on a

besoin. Avec l'algorithme de Z-buffer le hardware fournit aussi le depth buffer qui représente la distance entre la caméra et l'objet pour chaque pixel. Ainsi, en appliquant un deuxième Z-buffer, nous obtenons une image appelée orientation buffer où chaque couleur de pixel représente le vecteur normal du point correspondant.

Bien évidemment cette technique ne génère que les surfels visibles à partir d'une position donnée de caméra. [AB2011]

3.3 Le Z-buffer :

Le principe consiste à laisser à une extension du concept de mémoire d'image le soin de déterminer la visibilité des surfaces. Le *Z-buffer* est une mémoire, "un tampon des profondeurs" qui sert à stocker la profondeur de chaque pixel visible à l'écran. Durant le rendu, la profondeur d'un élément candidat à paraître dans le pixel (fragment) est comparée à la valeur de la profondeur déjà stockée pour ce pixel : si cette comparaison indique que le nouveau fragment est devant celui stocké, alors celui-ci remplace le contenu du pixel écrit dans la mémoire image et le *Zbuffer* est mis à jour. La complexité de cet algorithme est proportionnelle aux nombres de primitives traitées et à leur surface à l'écran.

De nombreuses extensions à cet algorithme existent, la plus intéressante est peut être le *A-buffer* qui conserve pour chaque pixel une liste des fragments candidats à y apparaître et calcule pour chaque fragment la proportion du pixel qu'il recouvre. Ceci permet de traiter les problèmes d'aliassage et d'intégrer des objets semi-transparents. Une autre amélioration est le tampon d'accumulation (*accumulation buffer*) qui permet d'accumuler plusieurs images en déplaçant légèrement la caméra entre chaque rendu, soit pour réduire l'aliassage, soit pour obtenir un effet de flou de mouvement (*motion blur*) ou de mise au point (profondeur de champ). L'autre solution pour réduire l'aliassage est de subdiviser les pixels. La couleur finale du pixel est obtenue en moyennant les sous pixels.

Un des avantages du *Z-buffer* est la possibilité de réaliser facilement des implémentations matérielles très efficaces. Aujourd'hui les moteurs graphiques à base de *Z-buffer* permettent le rendu et l'affichage de scènes de plusieurs centaines de milliers de polygones en temps réel. [MNA2014]

3.4 Lancer de rayons

Le principe du lancer de rayons (*ray-tracing*) est de calculer les objets visibles en remontant le chemin de la lumière parvenant à la caméra, *i.e.* en lançant des rayons à travers tous les pixels de l'image (fonctionnement inverse d'un appareil photo). Comme le principe du lancer de rayons est très simple à programmer, on peut lui faire simuler toute l'optique géométrique et ainsi prendre en compte de nombreuses caractéristiques optiques comme la réflexion, la réfraction, l'ombrage, etc. Notamment les reflets de la scène sur une surface lisse sont obtenus en envoyant un rayon secondaire depuis la surface dans la direction miroir à celle d'arrivée par rapport à la normale. Comme le *Z-buffer*, la deuxième partie du processus consiste alors à calculer la couleur que vont avoir les objets en faisant appel à un modèle d'illumination pondéré par l'éclairage (*i.e.* l'ombrage). [MNA2014]

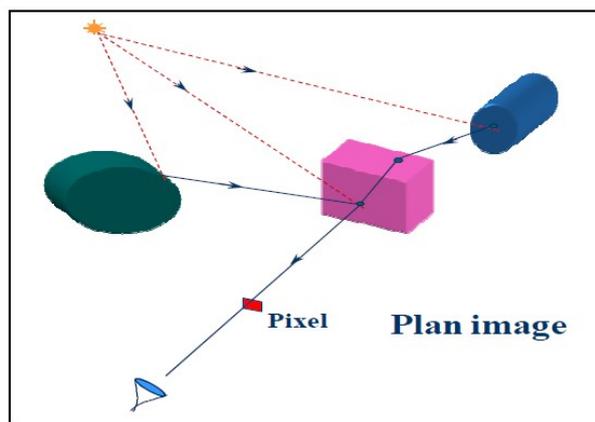


Fig. II.11 Lancer de Rayons [MNA2014]

4. La Segmentation :

La segmentation d'image est une opération de traitement d'images qui a pour but de rassembler des pixels entre eux suivant des critères prédéfinis. Elle consiste à diviser l'ensemble de pixels en régions connexes, homogènes et bien séparées. Ces régions possèdent une certaine uniformité pour une ou plusieurs caractéristiques (intensité, couleur, texture, ...) et sont différentes pour au moins une de ses caractéristiques des régions voisines.

En d'autres termes, les conditions suivantes doivent être vérifiées :

- Chaque pixel doit appartenir à une classe.
- Les régions doivent être homogènes.
- Les régions doivent être deux à deux disjointes.

4.1 Qu'est- ce que la segmentation ?

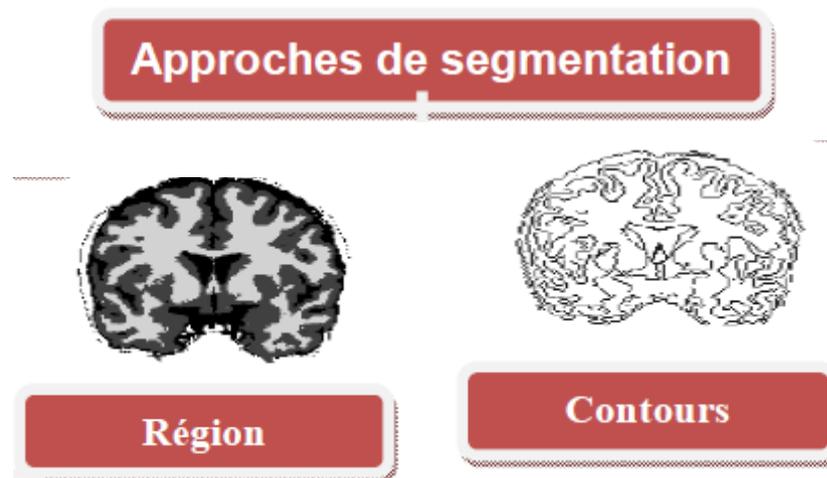


Fig. II.13 Les différentes approches de segmentation d'image [HOR1995]

4.2 Différentes méthodes de segmentation

Plusieurs méthodes de segmentation d'image ont été développées selon le domaine d'application, cependant elles sont regroupées en trois catégories.

4.2.1 Segmentation par région

Les méthodes de l'approche région cherchent à regrouper directement des pixels ayant une propriété commune. L'ensemble des regroupements de pixels définit à la fin une segmentation de l'image.[HOR1995]

4.2.2 Segmentation par contour

Un contour peut être défini comme étant la limite ou la frontière entre régions adjacentes dans une image. L'approche contour consiste à identifier les transitions qui existent entre les régions. Cependant les discontinuités dans l'image ne sont pas dues uniquement aux différentes structures de l'image. Elles peuvent être provoquées par une différence d'éclairage par exemple : effet d'ombre. C'est la raison pour laquelle les contours détectés ne sont pas toujours connexes. Pour remédier à ce problème, des techniques ont été proposées afin d'obtenir des contours fermés. [HOR1995].

4.2.3 Segmentation par seuillage

Le seuillage est une méthode simple et très populaire pour le traitement des images. Le seuillage a pour objectif de segmenter une image en plusieurs classes en utilisant que l'HIS2011togramme. Il existe de nombreuses méthodes de seuillage d'un HIS2011togramme, la plupart de ces méthodes s'appliquent correctement si l'HIS2011togramme contient réellement des pics séparés.

On distingue essentiellement trois méthodes de seuillage :

- Si le seuil ne dépend que des niveaux de gris alors est dit global.
- Si le seuil utilisé ne dépend que des niveaux de gris et le résultat d'un opérateur local agissant sur le voisinage du site alors on parle d'un seuillage local.
- Si le seuil dépend aussi du point le seuillage est dynamique.

4.2.3.1 seuillage global

Généralement, cette méthode est utilisée pour segmenter les images en divisant leur espace d'intensités en bandes. L'objectif de seuillage global est de déterminer des seuils et l'identification de ces seuils peut être réalisée par l'analyse de l'HIS2011togr amme et recherche des minimaux locaux.

Cette technique a l'avantage d'être simple et rapide. Mais, le gros inconvénient de seuillage global c'est qu'on ne tient pas compte des relations spatiales entre les pixels et par conséquent rien ne permet d'assurer que les pixels sélectionnés seront contigus. [GGU2005]

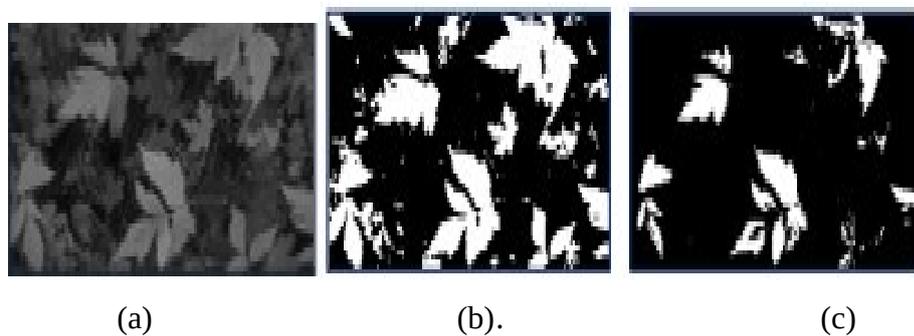


Fig. II.14: (a) Image Original (b) Seuillage Local (c) Seuillage Global [GGU2005]

4.2.3.2 seuillage local

L'objectif de seuillage local est de déterminer un seuil pour une portion de l'image. Dans cette technique de seuillage, le seuil en tout point de l'image est fonction de l'illumination dans le voisinage. Donc l'image est partitionnée en différentes sous régions et un seuil est déterminé pour chacune de ces sous régions. Pour les zones dans lesquelles la définition d'un seuil n'est possible, le seuil est déterminé par interpolation à partir des zones voisines.

4.2.3.3 seuillage par hystérésis

Cette technique utilise deux seuils : un seuil haut et un seuil bas. En dessous du seuil bas, on considère qu'il ne s'agit pas d'un contour. Au-dessus du seuil haut, on estime qu'il y a un contour. Entre les deux seuils, on ne garde comme points de contour que ceux qui sont connexes. L'avantage de ce seuillage est qu'il permet d'obtenir plus d'ensembles de points connexes en amont. [CHA, 08].

4.2.3.4 Les algorithmes K-means

C'est l'un des algorithmes le plus connu et le plus utilisé en classification non supervisée du fait de sa simplicité de mise en œuvre. Il vise à produire un partitionnement des pixels de manière à ce que les pixels d'une même classe soient semblables et les pixels issus de deux classes différentes soient dissemblables. Chaque classe de la partition est définie par ses objets et son centroïde.

Le principe de K-means est de choisir aléatoirement un ensemble de centres fixé a priori et de chercher itérativement la partition optimale. Chaque individu (également appelé centroïde ou centroid en anglais) est associé au centre le plus proche, après l'affectation de toutes les données la moyenne de chaque classe est calculé, elle constitue les nouveaux représentants des groupes, lorsqu'on abouti à un état stationnaire (aucune donnée ne change de groupe) l'algorithme est arrêté.

Le principe des K-means est de minimiser la fonction objectif :

$$J(x, v) = \sum_{i=1}^N \sum_{k=1}^c \|x_i - v_k\|^2 \quad (01)$$

- c est le nombre de classe.
- N est le nombre de données.
- n est le nombre de donnée de chaque classe.
- v_k est le centre de classe i .
- $\| \cdot \|$: est la norme Euclidienne qui mesure la similarité entre un pixel est un autre.

[AB2011]

Tenant compte de la nouvelle fonction objectif (1), la mise à jour des centres des classes v se fait avec l'équation (2). [ABF2015]

$$v_k = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (02)$$

L'algorithme des K-means

L'algorithme suivant résume les étapes principales pour l'exécution : [AB2011]

Etape 1 : Choisir aléatoirement les C centres initiaux $v_1, v_2, v_3, \dots, v_C$ à partir des point

$$\{x_1, x_2, \dots, x_N\}$$

Etape 2 : Assigner x_i $i = 1 \dots N$ à la classe k ; $k = 1 \dots c$ si :

$$\|x_i - v_k\| \leq \|x_i - v_p\| ; p = 1, \dots, C \text{ Avec } i \neq p$$

Etape 3 : Mettre à jour les centres des classes par la formule (2).

Etape 4 : Répéter de l'étape 2 et 3 jusqu'à atteindre la convergence : $v_k^* = v_k$; $k = 1, \dots, c$.

5. Avantages de la représentation à base de point :

- ✓ Réduction d'espace mémoire : la texture volumique permet de réduire le stockage par l'utilisation des éléments de références ; le rendu à base de points permet de compresser ce dernier en utilisant le nuage de Points au lieu de l'information de réflectance.
- ✓ Minimisation de temps de calcul (rendu) : le plaquage de Texel est réalisé au sein d'une plate forme de rendu à base de points au lieu du lancer de rayons, ce qui nous a permis un gain en temps de calcul ;
- ✓ particulièrement lorsque le volume de référence est un objet complexe (elle ne dépend pas de la complexité d'objet, mais du nombre de points représentant ce dernier).
- ✓ Minimisation de l'aliassage et de la distorsion

6. Inconvénients de la représentation à base de point :

Néanmoins, cette méthode souffre de certains inconvénients, à savoir :

- ✓ Le z-buffer hiérarchique ne permet pas l'affichage des objets transparents ou semi-transparentes.
- ✓ L'échantillonnage par lancer de rayons peut durer longtemps

7. Conclusion :

Il est très important de connaître tous a qui concerne le rendu à base des points, Donc nous avons consacré ce chapitre à la représentation à base des points en passant par les différents techniques de visualisation des nuages des points , les méthodes de segmentation. Cette démarche sera achevée par la lecture des avantages et inconvénients de représentation à base des points.

Chapitre3

Conception et implémentation

1. Introduction

Ce chapitre se compose par de deux parties : la conception et l'implémentation de notre projet. Nous allons présenter l'essentiel de notre travail, pour cela nous allons commencer par définir les objectifs à atteindre, puis nous exposons les étapes de conception et de réalisation de notre projet.

La phase de conception est la phase la plus importante pour pouvoir développer une bonne application, elle a pour objectif de définir les différents composants de l'application qui coopèrent ensemble à la réalisation des fonctionnalités souhaitées.

La deuxième partie est l'implémentation, où l'environnement de développement matériel et logiciel utilisé pour réaliser notre application est révélée, puis on va exposer quelques tests et effectuer une analyse de résultats.

Partie 1

La Conception

2. Motivation et Objectifs de l'application

Les médecins ont besoin d'avoir une meilleure vision des données pour un diagnostic plus rapide, plus précise et vital pour avoir l'intérieur d'un objet, et ce n'est pas toujours possible ou facile à partir des images médicales 2D.

Les objectifs sont :

- Rendu des images médicales plus précise et plus clair.
- Minimiser le temps et obtenir une bonne qualité de Visualisation.
- Déterminer Les zones anormales.
- Détecter et Afficher Les Tumeurs Existantes.
- Aide à Prendre la décision correct.

3. Conception Globale :

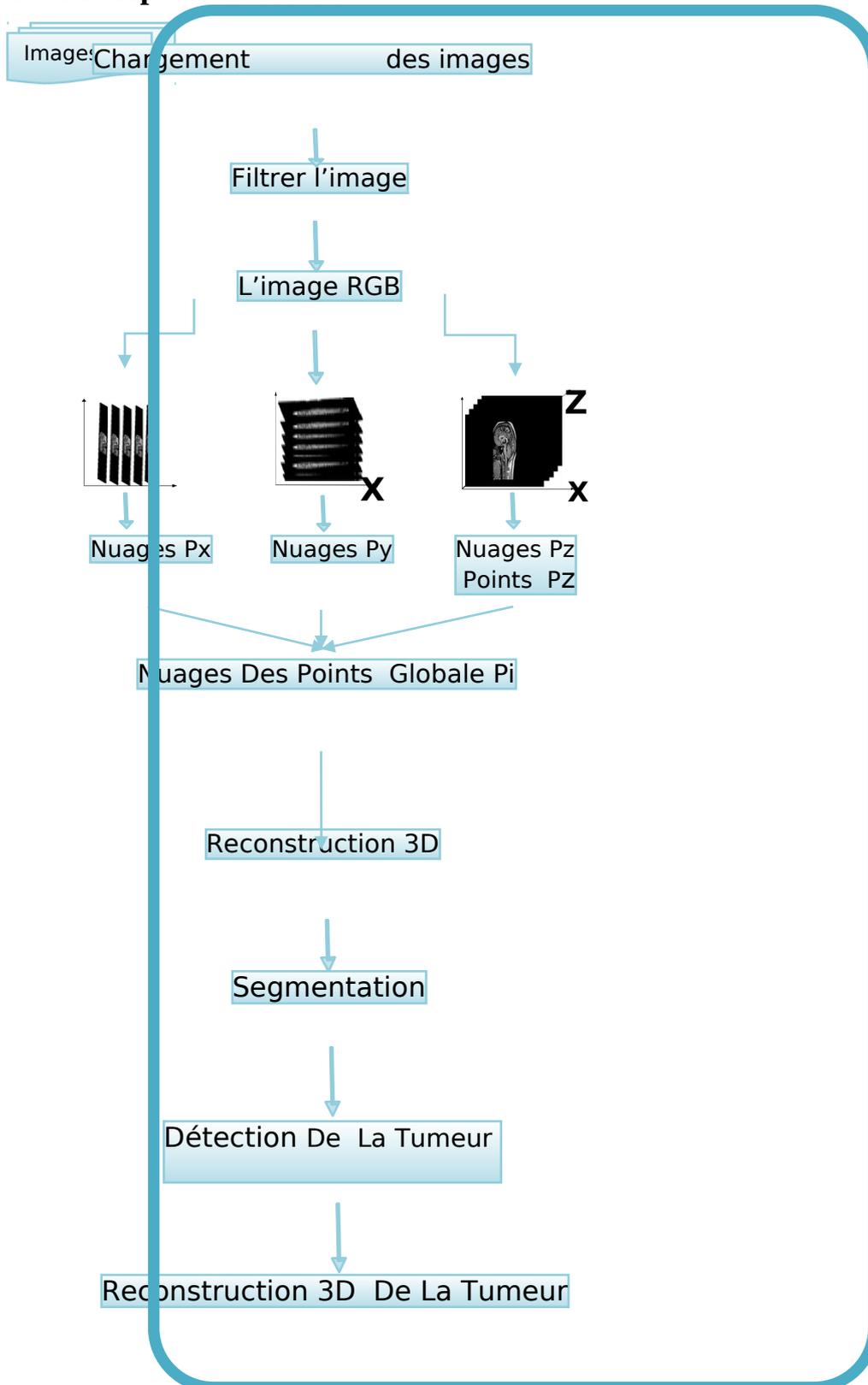


Fig III.1. Architecture globale de système.

4. Conception détaillé

Chargement des images :

On utilise les images médicales de niveau de gris ou chaque image et Chaque pixel de l'image est représenté par :

- la position : position de pixel.
- La densité : pour connaître le type des cellules (l'os, la peau,...).
- La couleur : couleur de chaque pixel.
- Le diamètre : chaque pixel prend sa couleur mais si on trouve un pixel sans couleur le diamètre prend la couleur des pixels adjacents.

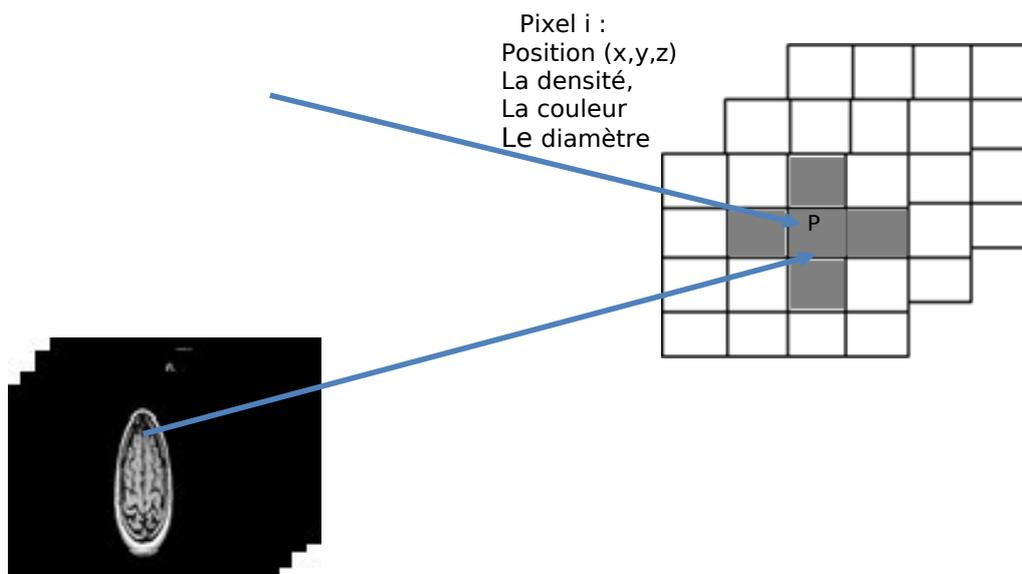


Fig III.2. Représenter un pixel d'image.

Filtré l'image « Sobel » :

Le filtre de Sobel est moins sensible au bruit, il donne une meilleure estimation, on utilise la commande `filtre`.

Nuage de points :

Il existe une grande variété de graphiques disponibles. Pour présenter les nuages de points, on utilise la commande `plot`. `plot(x, y, pch=19 col="red", cex=1.5)`.

Image RGB :

C'est la conversion d'une image de niveau de degré en image colorée, on utilisant la commande `ind2rgb2`.

Voxelisation :

La voxelisation va produire un volume composé d'un ensemble de voxels où chaque voxel est défini par 8 points chaque point est attribuée par une position, une densité et une couleur. où chaque voxel i va prendre la moyenne des densités des pixels par la formule suivante :

$$\text{La Densité} = D(Vz1) + D(Vy n) + D(Vx n) / 3$$

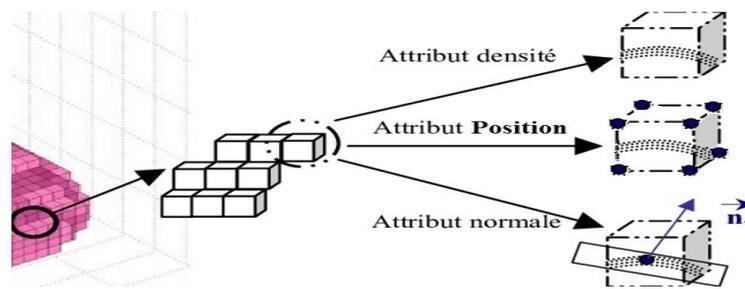


Fig III.3 : Les attributs D'un voxel [GAT2019]

Le **voxel** (créé par analogie du mot [pixel](#), en y contractant « *volume* » et « *element* ») est un [pixel](#) en [3D](#). Il consiste à stocker une information colorimétrique avec ses coordonnées. Le **voxel** s'avère particulièrement adapté à la représentation de volumes à partir de plusieurs images de coupes. C'est pour cette raison qu'il est souvent utilisé en [imagerie médicale](#) 3D (scanner, [IRM](#)...) où il offre un résultat rapide et suffisant.

La voxelisation est une technique de modélisation 3D basée sur un ensemble de couches 2D (des images) superposées afin de fournir un objet 3D.[[WIK2019](#)]

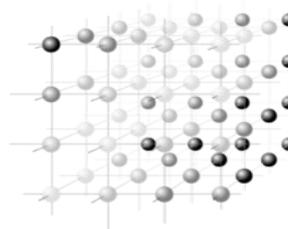


Fig III.4: Schématisation d'une matrice de voxels en nuances de gris. [WIK2019]

Voxelisation et attributs : Afin d'illustrer la voxelisation, nous avons réalisé une voxelisation sur le nuage de points issus de la numérisation de la Mini. Compte tenu de la densité du nuage des points . On obtient des voxels représentatifs du nuage initial. Notons qu'à partir de cette étape chaque voxel est représenté par ses attributs, .Cette représentation sera largement utilisée pour les étapes suivantes puisqu'elle permet un allègement du nombre de données traitées. **[Fig III.2]**

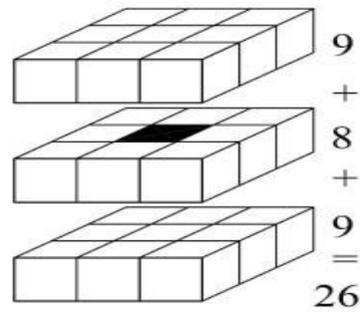


Figure III.5 : Les 26 voisins [RES2019]

la partie (a) montre que chaque voxel de l'os a 26 voisins et qu'il est en surface si au moins l'un de ses 26 voisins est à l'extérieur de l'os; la partie (b) montre que le vecteur gradient (normal) dans chaque voxel de surface osseuse peut être calculé comme la somme normalisée de tous les vecteurs unitaires pondérés par gradient de ses voisins extérieurs.

Retour visuel de l'enlèvement de l'os Lorsque l'utilisateur exécute l'opération d'usinage, les premiers voxels de l'os situés dans le volume de l'outil doivent être retirés dans l'espace de texture 3D. Ensuite, pour les voxels d'os au voisinage de la région supprimée, les valeurs de couleur RVB doivent être recalculées et modifiées. **[Fig. III.3]**

Segmentation :

Nous avons utilisé :

- le seuillage (2 classes séparées par un seul seuil: la tumeur et le fond) le seuil est 640 puisque les niveaux de gris varient de 0 jusqu'à plus de 1024 (images DICOM).
- la morphologie mathématique (bwareaopen : ouverture morphologique).

Reconstruction de la tumeur 3D :

- calculer -histogramme :



- La seuillage par l'algorithme de Otsu :

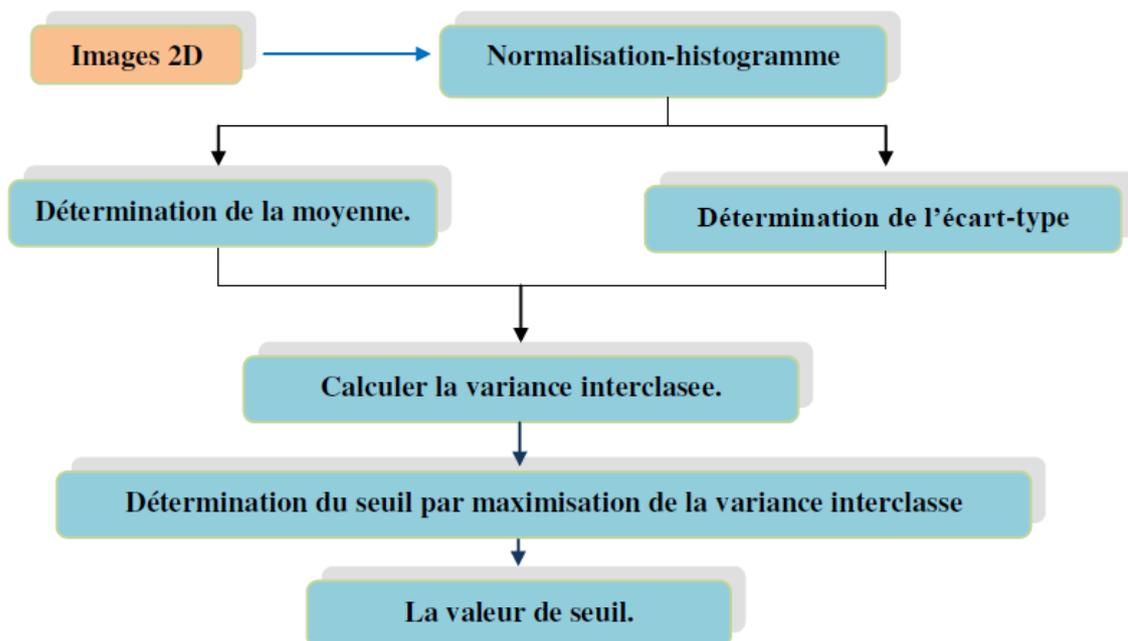


Figure.III.7 : L'algorithme de Otsu.

Histogramme : $h[i]$.

Normalisation de histogramme : $p[i] = h[i]/N$, avec N nombre de pixels de l'image.

la densités de probabilités : $w[i] = \sum p[i]$

Détermination de la moyenne : $u[i] = \sum i * p[i] / w[i]$.

Détermination de l'écart-type : $\sigma^2(i) = \hat{\phi}(i) * (1 - \hat{\phi}(i)) * (\hat{\phi}^T * \hat{\phi}(i) - \hat{\phi}(i))^2$.

Choisi le niveau de gris (i) ou qui maximise cette équation : **σ^2 comme un seuil.**

- **L'algorithme du Maching cubes (deuxième phase)**

Cette étape permet la génération et la visualisation d'un modèle tridimensionnelle à partir de coupes sériées, selon un algorithme volumique appelé **Marching Cubes** (AMC). La deuxième phase est réalisée en plusieurs étapes, afin de générer en sortie ce qu'on appelle les Mesh ou les Triangles du volume.

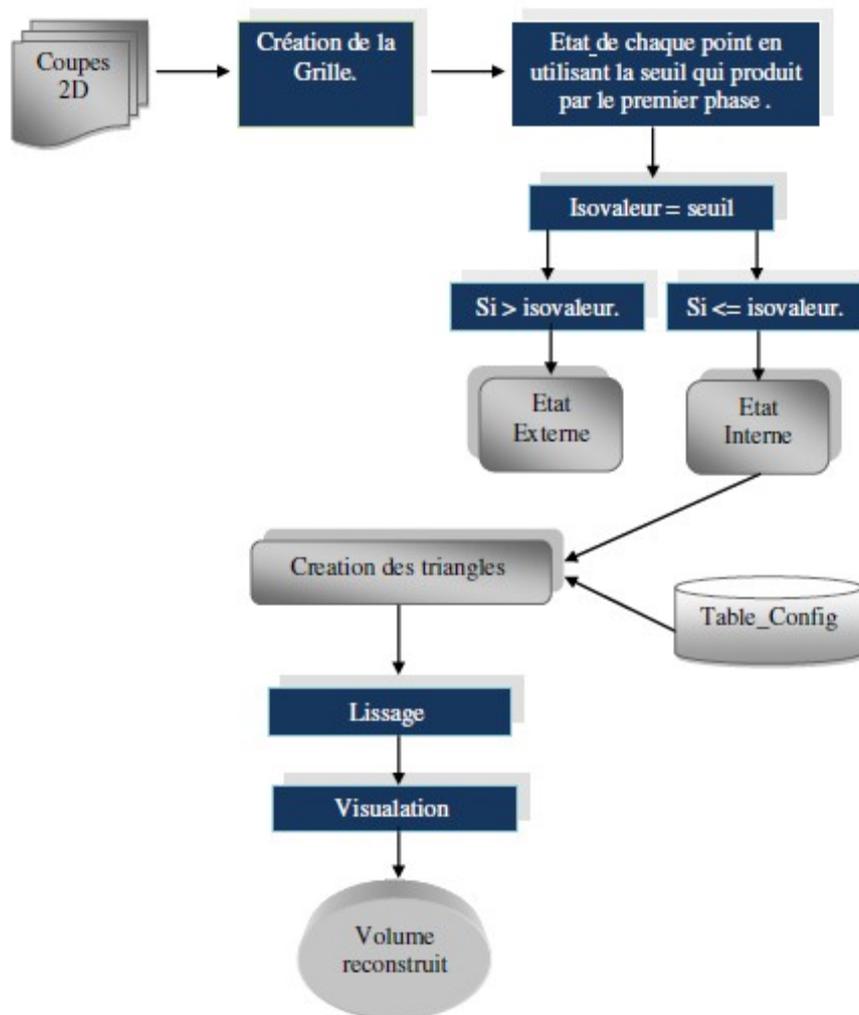


Figure.III.8 : L'algorithme de Marching cube.

Partie 2

Implémentation

1. Introduction

Après avoir introduit la conception de notre système, nous allons illustrer dans la présente partie, l'implémentation de notre système, l'environnement de développement sur lequel nous avons développé ce système et quelques résultats.

2. Environnement de l'application

Nous avons implémenté l'application (Rendu à base de points des images médicales) en utilisant le langage Matlab 2019 (Matrix Laboratory) qui est un langage de quatrième génération et environnement de développement . Matlab a été conçu par Cleve Moler à la fin des années 1970 à partir des bibliothèques Fortran, LINPACK et EISPACK, et développé par la société The MathWorks matlab permet de manipuler des matrices, d'afficher des courbes et des données, de mettre en œuvre des algorithmes, de créer des interfaces utilisateurs, et peut s'interfacer avec d'autres langages comme le C, C++, Java, et Fortran.

3. Pourquoi le langage matlab ?

Matlab 2019 permet le travail interactif soit en mode commande, soit en mode programmation, tout en ayant toujours la possibilité de faire des visualisations graphiques. Il possède les particularités suivantes:

- Puissance de calcul,
- La continuité parmi les valeurs entières, réelles et complexe,
- L'étendu de gamme des nombres et leurs précisions,
- La compréhension de la bibliothèque mathématique,
- L'inclusion des fonctions d'interface graphique et des utilitaires dans l'outil graphique.

Pour l'implémentation de notre application nous avons utilisés une machine PC avec les caractéristiques suivantes :

- **Processeur** : Intel ® Core (TM) M 370 @ 2.40 GHZ 2.40 GHZ
- **RAM** : 4 GB
- **Carte graphique** : Intel ® HD Graphique
- **Disque dur** : 500 GO

4. Présentation de l'interface de l'application

Dans cette application nous offrons à l'utilisateur une interface graphique qui facilite la manipulation de notre application et rendre l'application plus compréhensible.

L'interface :

Dans cette fenêtre nous avons représenté les éléments essentiels pour le fonctionnement de notre application. Cette fenêtre présente la page d'accueil qui contient sept boutons.



Fig III.9.1: Fenêtre d'accueil.

Bouton Fermer: par ce bouton on peut fermer la page d'accueil après avoir afficher la fenêtre de confirmation suivante.

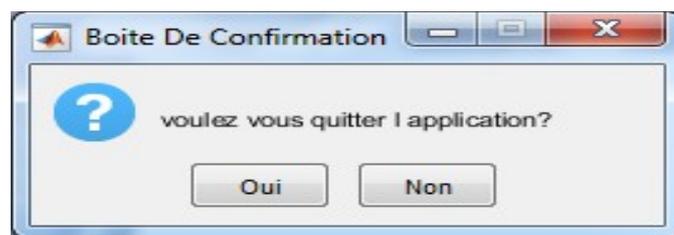


Fig III.9.2: Fenêtre de confirmation.

Charger et filtrer les DICOM :

Quand on clique sur ce bouton, l'utilisateur chargera les images DICOM, puis elles seront affichées sur la zone1.



Fig III.9.3: Charger & Filtrer DICOM.

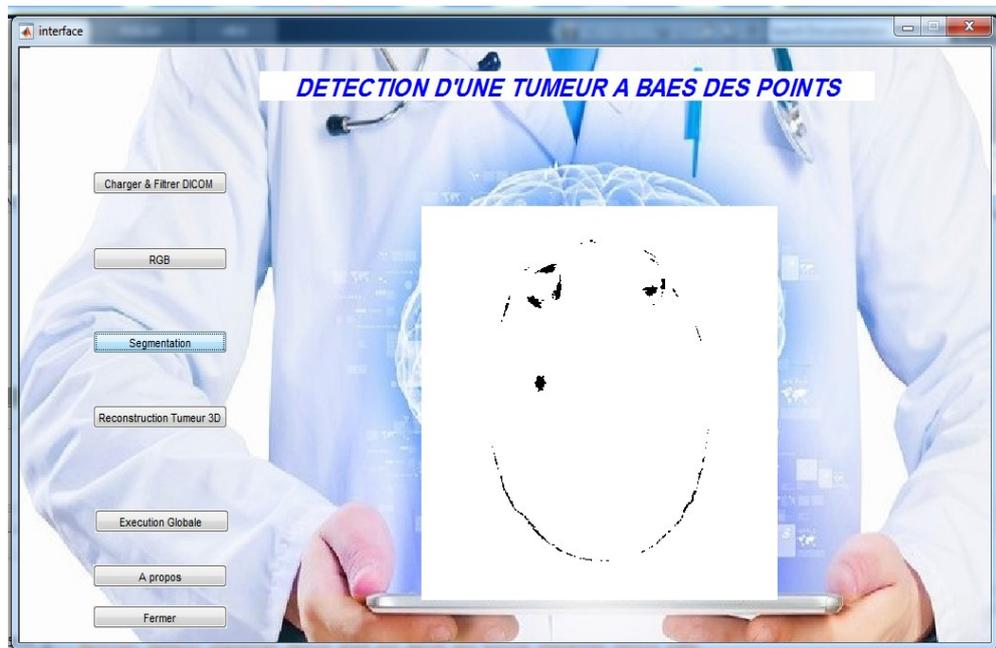


Fig.III.9.4: Le Bouton Segmentation.

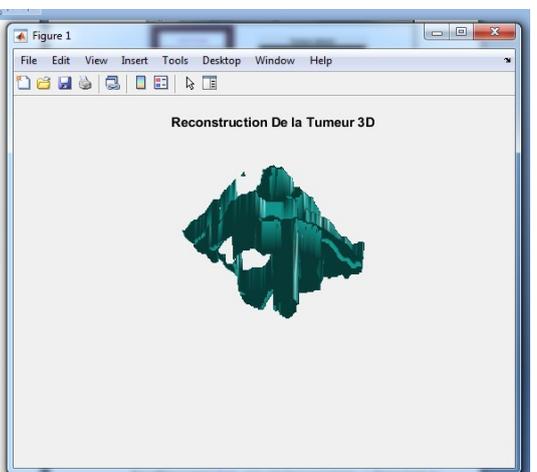
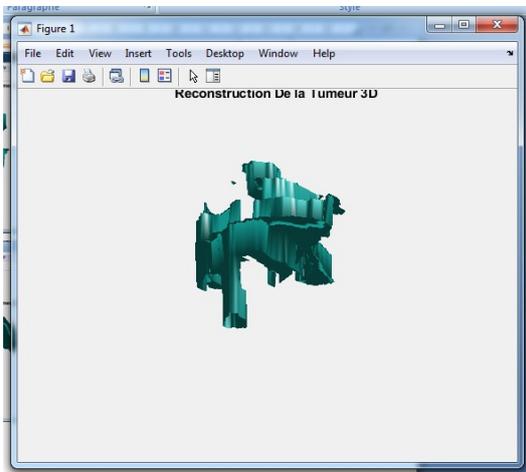
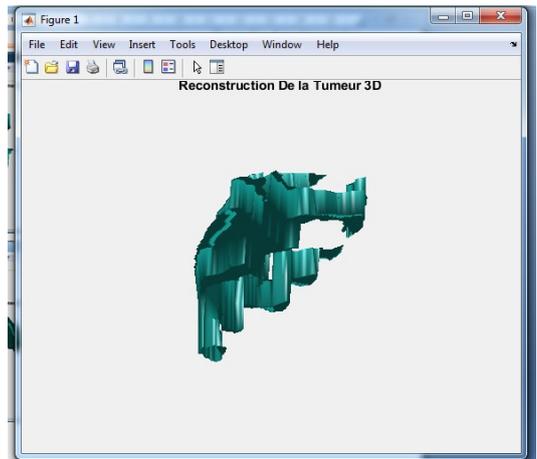
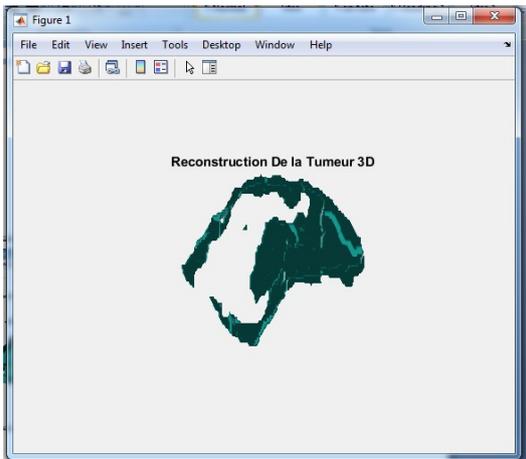
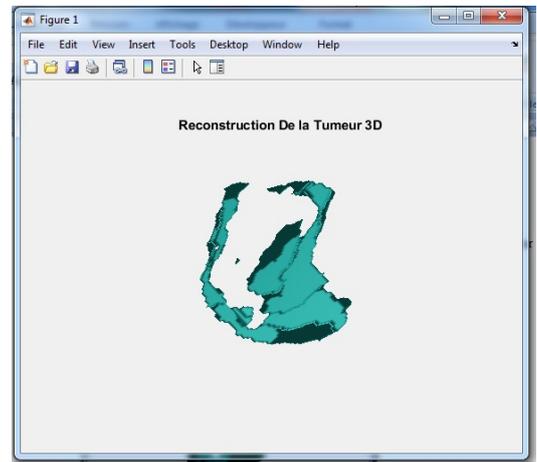
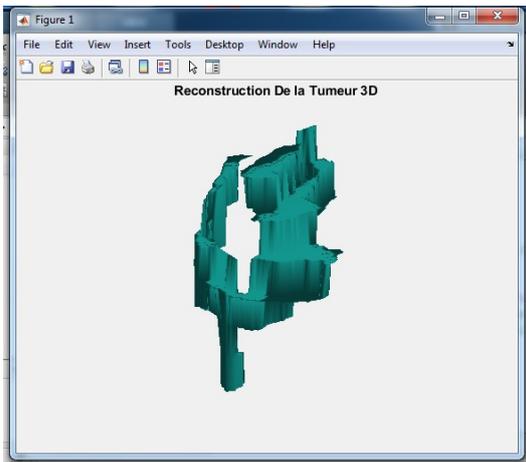


Fig.III.9.5: Bouton Reconstruction 3D de la tumeur en différentes positions.

Pour afficher la Reconstruction 3D de la tumeur, il n'a qu'à cliquer sur le bouton « reconstruction 3D de la tumeur » : elle sera affichée sur la zone 1.



Fig.III. 9.6: Fenêtre de rotation d'image de la tumeur.

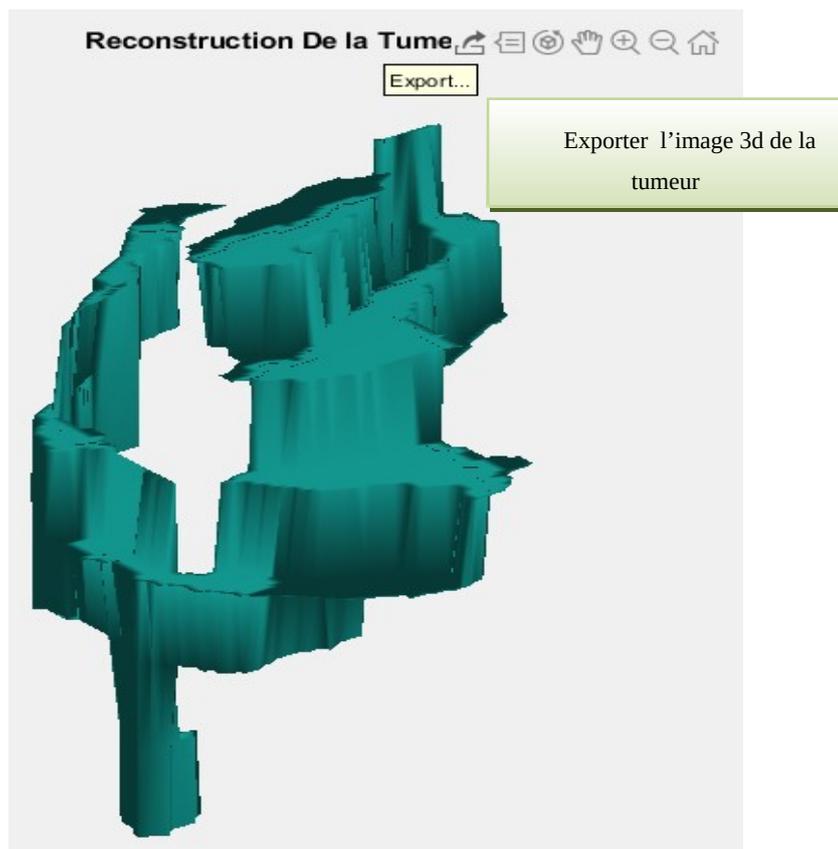


Fig.III. 9.7: Fenêtre d'exporter d'image de la tumeur.

La clique sur le bouton «Exporter»: permet d'enregistrer l'image résultat.

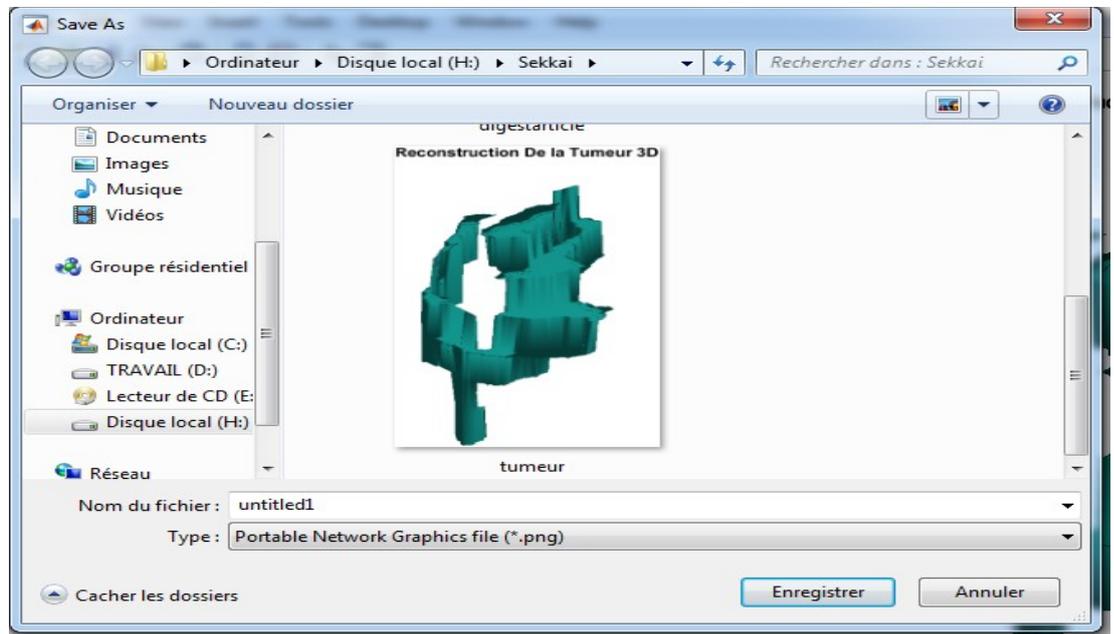


Fig.III.9.8: Fenêtre d'enregistrement de l'image résultat.

La clique sur le bouton Exécution Globale fait toutes les étapes précédentes séquentiellement en même temps (chargement, lecture, segmentation, reconstruction 3d de la tumeur).

Université mohammed kheider Biskra
Département Informatique

proposé par : Hamida Ammar
réalisé par : Sekkai Hanifa

Session Juin 2019
Master 2 I.V.A

Fig.III.9.8: Fenêtre A propos.

5. Conclusion

Dans cette partie, nous avons présenté les différentes étapes de fonctionnement de notre système. L'objectif de notre travail est de détecter la tumeur par la représentation et le traitement de nuage des points, en passant par la voxelisation, segmentation et on termine par la détection et la visualisation de la tumeur.

Conclusion Générale

Conclusion générale

Dans ce travail, une méthode semi-automatique est utilisée pour la segmentation des Images médicales. La technique employée est basée sur la morphologie mathématique. Nous avons cherché en premier lieu à améliorer la qualité de l'image par l'application des filtres pour éliminer certaines structures permettant de réduire le problème de la sur segmentation, on utilise le filtre Sobel ou gaussien, afin de pallier le bruit contaminant l'image qui est le responsable d'une importance sur la segmentation.

En deuxième lieu nous voulons supprimer les minima non significatifs présents dans le gradient morphologique de l'image, l'idée principale est de construire à partir de nuage des point un structure des voxel (des points structurés) pour facilite l'étape suivante qu'est la segmentation puis détecter la tumeur, ensuite En troisième lieu on applique les technique de la reconstruction tridimensionnelle de cette tumeur.

Il n'existe donc pas de méthode universelle de segmentation. On devra adapter le processus de segmentation à chaque problématique. Cela peut aller du simple filtrage à des processus plus complexes de hiérarchisation. Il s'agira d'utiliser le(s) type(s) de prétraitement(s) adéquat(s) aux types d'images à traiter et aux types d'objets à extraire.

Bien que le problème de la segmentation d'images reste un problème qui est encore loin d'être résolu et la segmentation, telle qu'elle est dénie n'est évidemment pas unique. Le choix d'une méthode est lié à plusieurs facteurs et l'ajustement des paramètres qui gouverne le fonctionnement de l'algorithme mérite une attention particulière. Enfin, la prise en compte d'autres problèmes l'initialisation de voxel de départ. Ou encore la topologie de l'image sont des paramètres importants qui peuvent améliorer la qualité de la segmentation. En plus de la stratégie de plusieurs algorithmes de segmentation travaillant en coopération permet de pallier aux problèmes rencontrés par l'utilisation d'un seul algorithme reste envisageable dans les futurs travaux.

Bibliographie

[**ABD2011**] CHELLOUAI Abdelhey, Modélisation de surfaces sur la base d'une représentation à base de points, Mémoire Présenté en vue de l'obtention du diplôme de Magister en Informatique Option: Synthèse d'Images et Vie Artificielle (SIVA), Université Mohamed Khider – BISKRA, 2011.

[**ABE2011**] Ali BEDDIAF, Texturation et déformation interactive de nuages de points, Mémoire en vue de l'obtention du diplôme de Magister en Informatique Option : Synthèse d'Image et Vie Artificielle, Université Mohamed Khider – BISKRA, 2011

[**ABF2015**] ACHAT Thinhinane, BENHAMAOUICHE Fatima, Segmentation d'image par classifieurs flous: Application à l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), Projet de fin d'études En vue de l'obtention du diplôme Master Filière : Electronique Option : Télécommunication, Université Abderrahmane MIRA – Bejaia, 2015.

[**CLI2004**]: <http://www.docteurlic.com/encyclopedie/rayon-X.aspx>.

[**ESI2005**]: http://share.ESI2005.dz/index.php?option=com_docman&task=doc_download&gid=395&Itemid=1 SHARE 395.

[**FRM2001**]: <http://www.frm.org/dossiers-4.htm>.

[**HIS2011**] : <http://HIS2011toire d'imagerie medicale-documentaires-France 5.htm>.

[**HOR1995**] R.Horaud et O.Monga. «Vision par ordinateurs outils fondamentaux».2 éditions Edition Hermès, Paris ,1995.

[**GAT2019**]: https://www.researchgate.net/figure/Voxelisation-et-attributs-Afin-dillustrer-la-voxelisation-nous-avons-realise-une_fig12_278632852

[**GGU2005**] Gaël GUENNEBAUD, Algorithmes pour le rendu temps-réel de haute qualité des géométries basées points, mémoire pour l'obtention du Doctorat de l'Université Paul Sabatier (Spécialité Informatique), Université Paul Sabatier – Toulouse 3, 2005.

[**LAB2013**]: http://www.LAR2013ousse.fr/encyclopedie/medical/imagerie_par_r%c3%A9sonance_magn%c3%A9tique/13806.

[**LAE2013**]: <http://www.LAR2013ousse.fr/encyclopedie/scintigraphie/16012>

[**MAP2015**]: <http://www.MAP2015.toulouse.archi.fr/works/panoformation/imagenum/imagenum.html>

[**MEM2001**]: http://www.cea.fr/contenant/download/5416/35384/file/memo_c.pdf

[**MNA2014**] :MEKHALDI Nadia, Analyse Des Images Médicales Par Des Techniques Hybrides : Application A La Détection Des Kystes Renaux, Mémoire Pour l'obtention du diplôme de magister en informatique, université des sciences et de la technologie d'Oran mohamed boudiaf, 2014

Bibliographie

[RAZ2002] : (RAZAVI.D, DELVAUX.N, 2002, P. 46).

[RES2019]https://www.researchgate.net/figure/defining-surface-voxels-and-surface-gradient-in-the-bone-CT-scan-volumetric-data-part_fig7_303389846

[WIK2019] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Voxel>