

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne démocratique et populaire
وزارة التعليم العالي و البحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
جامعة سعد دحلب البلدية
Université SAAD DAHLAB de BLIDA
كلية التكنولوجيا
Faculté de Technologie
قسم الإلكترونيك
Département d'Électronique



Mémoire de Master

Mention : Génie Biomédical

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

présenté par :

Roumane Sara

&

Sidi Moussa Nouceyba

Segmentation des Lésions sur des Images Panoramiques Bucco-Dentaires

Proposé par : Dr. Cherfa.A & Pr. Cherfa.Y

Année Universitaire 2019/2020

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البلدية
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك
Département d'Électronique



Mémoire de Master

Mention : Génie Biomédical

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

présenté par :

Roumane Sara

&

Sidi Moussa Nouceyba

Segmentation des Lésions sur des Images Panoramiques Bucco-Dentaires

Proposé par : Dr. Cherfa.A & Pr. Cherfa.Y

Année Universitaire 2019/2020

Remerciements

Avant tout, nous remercions ALLAH, notre créateur, de nous avoir accordé la vie, et la force nécessaire, afin de réaliser ce travail.

*Nos sincères et profonds remerciements à nos encadreurs, **Mr Cherfa.Y** et **Mme Cherfa.A**, pour la confiance qu'ils nous ont accordée, en acceptant d'encadrer ce travail. Nous sommes reconnaissantes envers eux, pour leur patience, pour leurs qualités scientifiques, pour leurs précieux conseils, pour les éclaircissements qu'ils nous ont apportés, et pour les corrections faites à notre document, pour que ce travail arrive à bon terme. Depuis la problématique jusqu'à la finition de ce projet, et ceci malgré les circonstances, causées par la pandémie, leur aide a été toujours constructive, via mail, pour finaliser le travail. Nous les remercions ainsi d'être toujours à notre écoute, et ouverts aux débats. Nous sommes heureuses d'avoir fait notre travail sous leur direction.*

*Nous adressons nos vifs remerciements à **Mme Chentir A.**, qui a eu la bonté d'accepter d'être présidente de ce jury. On reste convaincue que votre présence nous assurera de la valorisation et de la teneur à notre projet. Veuillez accepter notre profond respect.*

*Nos remerciements à **Mme Yahyaoui.**, d'avoir accepté d'examiner ce travail, nous comptons sur vos remarques, sans nul doute, enrichissantes. Soyez assurée de notre reconnaissance et notre profond respect.*

Nous tenons à remercier l'ensemble du personnel du centre d'imagerie du Dr. LAKHAL, et de ses collaborateurs.

Nous tenons à remercier l'ensemble du personnel du CHU de Blida. Particulièrement, Mr Maziz. A, Mr Bouzouidja. A, Mr Elbessgi. M, et

toute l'équipe de maintenance.

*Nos remerciements à tous ceux qui ont contribué à la réalisation de notre travail, en particulier, les chirurgiens-dentistes **Dr Sahraoui.M, Dr ELHouari.I***

Nous adressons également nos remerciements à tous nos enseignants, qui nous ont donné les bases de la science, tout au long de notre cursus.

Nous exprimons enfin toute notre reconnaissance, à tous ceux qui ont contribué, de près ou de loin, à l'aboutissement de ce travail.



Dédicaces

Je dédie ce modeste travail,

A mes très chers parents, pour leur patience, leur amour, leur soutien, leurs encouragements, et pour les sacrifices qu'ils ont consenties pour mon éducation, mes études et mon bien-être.

Qu'ALLAH leur procure santé, bonheur et longue vie.

*A mes chères sœurs **Rania** et **Manel**, qui n'ont pas cessé de m'encourager et de me soutenir, tout au long de mes études.*

Qu'ALLAH les protège, et leur offre la chance et le bonheur.

A toute ma famille, mes chers oncles et tantes, mes grands-mères, mes cousins et mes cousines.

*Et tous les membres de la famille **Roumane** et **Korichi**. Merci pour vos encouragements, votre soutien tout au long de ces années.*

*A mon Binôme **Nouceyba** et à sa famille, pour leur patience et leur compréhension, tout au long de ce travail.*

A toute la promo Génie Biomédical, 2019/2020.

ROUMANE Sara





Dédicaces

Je dédie ce modeste travail,

A mes très chers parents, pour leur patience, leur amour, leur soutien, leurs encouragements, et pour tous les sacrifices qu'ils ont consenties pour mon éducation, mes études et mon bien-être.

Qu'ALLAH leur procure santé, bonheur et longue vie.

*A ma chère sœur **Iliaa**, et mes chers frères **Kamerdine** et **Anes**, qui n'ont pas cessé de m'encourager, et de me soutenir, tout au long de mes études.*

Qu'ALLAH les protège, et leur offre la chance et le bonheur.

A toute ma famille, mes chers oncles et tantes, mes cousins et mes cousines.

*Et tous les membres de la famille **ELHouari**. Merci pour vos encouragements, votre soutien tout au long de ces années.*

*A mon Binôme **Sara**, et à sa famille, pour leur patience et leur compréhension, tout au long de ce travail.*

A toute la promo Génie Biomédical, 2019/2020

***SIDIMOUSSA** Nousceyba*



ملخص : تكيسات الفك مشكلة صحية خطيرة. يساعد الاكتشاف المبكر الجراحين على توفير التدابير العلاجية اللازمة التي تفيد المرضى أيضًا. في هذا العمل ، تم اقتراح تقنية شبه آلية للكشف عن الأكياس الموجودة في عظم الفك والتي توفرها الصور الشعاعية البانورامية للأسنان. تم اقتراح خوارزمية في علم التشكل الرياضي، بناءً على طريقة تقسيم مستجمعات المياه التي يتم التحكم فيها بواسطة علامات لتقسيم الأكياس. النتائج التي تم الحصول عليها جيدة وتم اختبارها.

الكلمات المفتاحية : كيس الفك، بانورامي الأسنان، التشكل الرياضي، تجزئة يتم التحكم فيها بواسطة علامات.

Résumé : Les kystes de la mâchoire sont un problème de santé important. La détection précoce, aide les chirurgiens, à fournir les mesures thérapeutiques nécessaires, qui bénéficient aux patients. Dans ce travail, une technique semi-automatique est proposée, pour détecter les kystes, présents dans la mâchoire, fournie par des images radiographiques panoramiques dentaires. Un algorithme de morphologie mathématique, basée sur la méthode de Ligne de Partage des Eaux, contrôlés par marqueurs, est proposé, pour segmenter les kystes. Les résultats obtenus sont bons et ont été testés.

Mots clés : Kyste de la mâchoire, Panoramique dentaire, Morphologie mathématique, Segmentation de la LPE contrôlée par marqueurs.

Abstract: Jaw cysts are a serious health problem. Early detection helps surgeons provide the necessary therapeutic measures that also benefit patients. In this work, a semi-automatic technique is proposed to detect cysts present in the jawbone provided by panoramic dental radiographic images. An algorithm in mathematical morphology, based on a method of the Watershed divide controlled by markers is proposed to segment the cysts. The results obtained are good and have been tested.

Keywords: Jaw cyst, Dental panoramic, Mathematical morphology, Segmentation of the LPE controlled by markers.

Table des Matières

Remercîments

Dédicaces

Résumé

Table des Matières

Liste des Abréviations

Liste des Figures

Liste des Tableaux

Introduction Générale 1

Chapitre 1 Aspect Médicale

1.1 Anatomie cranio-faciale	3
1.2 Anatomo-physiologie de l'appareil manducateur	4
1.2.1 Le maxillaire	4
1.2.2 La mandibule.....	5
1.2.3 Les Arcades dentaires.....	6
1.2.4 La cavité buccale	7
1.3 Les pathologies.....	7
1.3.1 Qu'est-ce qu'un kyste de la cavité buccale ?	7
1.3.2 Tumeur des maxillaires	11
1.3.3 Traitement	13
1.3.4 Moyens thérapeutiques.....	14
1.4 Diagnostic.....	14
1.4.1 Les causes possibles d'un kyste dentaire	14
1.4.2 Les symptômes des kystes.....	15
1.4.3 Le matériel diagnostique orthodontique.....	15
1.5 Panoramique dentaire	16
1.5.1 Définition	16
1.5.2 Principe.....	16
1.5.3 Réalisation des clichés	18
1.5.4 Le protocole de la lecture d'un cliché panoramique	18

Table des Matières

1.5.5 Artefacts	22
Chapitre 2 Etat de L'Art	
2.1 Système d'analyse d'image	24
2.2 Etat de l'art.....	25
2.2.1 Prétraitements.....	25
2.2.2 Méthodes de segmentation	25
2.2.3 Méthodes de classification	34
Chapitre 3 La Morphologie Mathématique	
3.1 Définition.....	38
3.2 Elément structurant	38
3.3 Opérateurs morphologiques	40
3.3.1 Dilatation et érosion	40
3.3.2 Gradient morphologique.....	42
3.3.3 Ouverture et fermeture morphologiques	43
3.4 Les filtres morphologiques	44
3.5 Géodésie et reconstruction.....	45
3.5.1 Dilatation géodésique	45
3.5.2 Érosion géodésique.....	45
3.5.3 Reconstruction.....	46
3.6 Filtrage	47
3.6.1 Filtrage linéaire.....	48
3.6.2 Filtrage non linéaire.....	48
3.7 Ligne de partage des eaux.....	48
3.7.1 Définition de la LPE.....	49
3.7.2 Construction de la LPE	50
3.8 Les différentes mises en œuvre.....	52
3.8.1 La LPE par simulation d'immersion	52

Table des Matières

3.8.2	La LPE par distance topographique	53
3.9	Amélioration de la LPE.....	53
3.9.1	Marqueur	53
3.9.2	La segmentation hiérarchique	55
3.10	Les points clefs de la segmentation par la LPE.....	55
Chapitre 4 Résultats et Interprétation		
4.1	Acquisitions.....	57
4.1.1	Format DICOM	57
4.1.2	Conversion du format DICOM au format BMP.....	57
4.2	Présentation du logiciel.....	57
4.2.1	Matériel informatique utilisé	57
4.2.2	Environnement Matlab	57
4.3	Implémentation de la méthode.....	58
4.3.1	Organigramme général du système proposé	58
4.3.2	Images utilisées	59
4.3.3	Phase de prétraitement.....	60
4.3.4	Phase de segmentation.....	64
4.4	Evaluation des résultats	69
4.4.1	Evaluation quantitative.....	69
4.4.2	Expertise médicale	74
4.5	Présentation de l'interface proposée	74
Conclusion Générale		77
Bibliographie		78

Liste des Abréviations

ACM : Active Contour Model.

ANN : Artificiel Neural Network.

ATM : Articulation Temporo-Mandibulaire.

BL : Bilateral Lesion.

BMP : Bitmap.

BRISK : Binary Robust Invariant Scalable Keypoints.

CAD : Computer Aided Diagnosis.

CBCT : Cone beam computed tomography.

CLAHE : Egalisation d'histogramme Adaptative Limitée au Contraste.

DICOM : Digital Imaging And Communication in Médecine.

DT : Decision Trees.

E.I : Etage Inferieure.

E.M : Etage Moyen.

ENCC: Extented Normalized Cross Correlation.

E.S : Etage Superieure.

ES : Elément Structurent.

FFD : Free Form Deformation.

FMM : Méthode Fast Marching.

FN : False Négative.

FO : First-Order.

FP : False Positive.

GLCM : Gray Level Co-occurrence Matrix.

GLRLM : Gray Level Run Length Matrix.

GPU : Graphics Processing Unit.

HSI : Hue Saturation Intensity.

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique.

JPG : Joint Photographic Experts Group.

K-NN : k-Nearest Neighbors.

LDA : Linear Discriminant Analysis.

LPE : Ligne de Partage des Eaux.

Liste des Abréviations

LS : Level Set.

LSAC : Level Set Active Contour.

MIC : Maximum IsoCentre.

NB : Naive Bayes.

NCC : Normalized Cross Correlation.

NN : Neural Network.

OMS : Organisation Mondiale de la Santé.

OPG : Orthopantomographique.

PCA : Principal Component Analysis.

PCRS : Polygraphie Cardiorespiratoire du Sommeil.

PL : Périapicales Lesion.

ROI : Region of Interest.

RVB : Rouge, Vert, Bleu.

SIFT : Scale-Invariant Feature Transform.

SKIZ : Squelette par Zones d'Influence.

SURF : Speeded-Up Robust Features.

SVM : Support Vector Machine.

TIFF : Tagged Image File Format.

TN : True Négative.

TP : True Positive.

TVFC : Tomodensitométrie Volumique à Faisceau Conique.

Liste des Figures

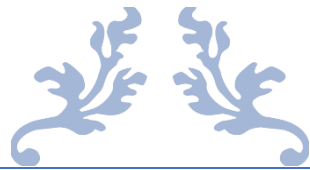
Figure 1-1 : Les trois étages de la face.....	3
Figure 1-2 : Anatomie-physiologie de l'appareil manducateur .	4
Figure 1-3 : Vue antéro latérale du maxillaire selon	4
Figure 1-4 : Vue médiale du maxillaire	5
Figure 1-5 : Vue médiale d'une hémimandibule selon.....	5
Figure 1-6 : Arcade dentaire adulte	6
Figure 1-7 : Vue antérieure de la cavité buccale	7
Figure 1-8 : (a) Kyste radiculo apical, (b) Granulome radiculo-dentaire apicaux, (c) Kyste paradentaire bilatéraux	10
Figure 1-9 : (a) Kyste folliculaire, (b) Kyste périodontal latéral .	10
Figure 1-10 : (a) Détail du palais osseux, (b)Kyste du canal naso-palatin, (c) Kyste globulomaxillaire	11
Figure 1-11 : Tumeurs bénignes	12
Figure 1-12 : Tumeur maligne	13
Figure 1-13 : (a) Radio panoramique dentaire, (b) Exemple d'orthopantomogramme	16
Figure 1-14 : Schéma du déplacement du tube et du film	17
Figure 1-15 : Schéma du plan de coupe	17
Figure 1-16 : Les structures physiologiques radio-claires au niveau maxillaire	19
Figure 1-17 : Les structures physiologiques radio-claires au niveau mandibulaire.....	20
Figure 1-18 : Les structures physiologiques radio-opaques au niveau maxillaire	20
Figure 1-19 : Les structures physiologiques radio-opaques au niveau mandibulaire	21
Figure 1-20 : Cliché panoramique, schéma de lecture	22
Figure 2-1 : Schéma synoptique d'analyse d'image numérique	24
Figure 2-2 : Graphique récapitulatif des outils utilisés dans l'état de l'art	37
Figure 3-1 : Exemples d'éléments structurants	39
Figure 3-2 : Exemples d'éléments structurants	39
Figure 3-3 : Dilatation de X par un élément structurant B.....	40
Figure 3-4 : Erosion de X par un élément structurant B	41
Figure 3-5 : Exemple de gradient.....	43
Figure 3-6 : Ouverture et fermeture de X par B.....	44
Figure 3-7 : Dilatation géodésique de taille 1 d'un ensemble	45
Figure 3-8 : Reconstruction géodésique.....	46
Figure 3-9 : principe de la reconstruction géodésique par érosion	47

Liste des Figures

Figure 3-10 : Concept de la représentation topologique	49
Figure 3-11 : Distribution d'une fonction en : vallées, bassin versant, minima locaux, LPE. 50	
Figure 3-12 : Relations entre les composantes connexes de deux seuils successifs d'une fonction.....	51
Figure 3-13 : Construction de la LPE par SKIZ géodésique.	52
Figure 3-14 : Principe d'immersion du relief.	52
Figure 3-15 : Illustration de la sur-segmentation	53
Figure 3-16 : Un processus de segmentation hiérarchique par croissance de régions: l'élimination d'un marqueur se traduit par l'élimination d'un arc de LPE	55
Figure 4-1 : Organigramme général du système proposé	59
Figure 4-2 : Image radiographique panoramique dentaire utilisée	59
Figure 4-3 : Organigramme du prétraitement.	60
Figure 4-4 : Résultat de la Transformation inverse.....	61
Figure 4-5 : Résultat du filtrage.	62
Figure 4-6 : Résultat d'égalisation	63
Figure 4-7 : Organigramme de la segmentation.....	64
Figure 4-8 : Résultat du gradient morphologique.	65
Figure 4-9 : Les marqueurs d'objet.....	66
Figure 4-10 : Ligne de partage des eaux	68
Figure 4-11 : Résultat final de la segmentation.	69
Figure 4-12 : Représentation des pixels correctement et incorrectement classés.	70
Figure 4-13 : Les résultats de segmentation par la méthode proposée 'LPE contrôler par marqueur'	72
Figure 4-14 : Colonnes graphiques présentant les valeurs moyennes pour les coefficients utilisés dans l'évaluation des résultats de la segmentation.	73
Figure 4-15 : Interface développée	75
Figure 4-16 : Différents résultats de l'algorithme proposé.	76

Liste des Tableaux

Tableau 1-1 : Classification générale des kystes des maxillaires et pseudo-kystes.....	9
Tableau 1-2 : Différentes tumeurs bénignes des maxillaires	12
Tableau 1-3 : Différentes tumeurs malignes des maxillaires.....	13
Tableau 3-1 : Propriétés de la dilatation et de l'érosion	42
Tableau 3-2 : Propriétés de l'ouverture et de la fermeture	44
Tableau 4-1 : Coefficients calculés pour évaluer les résultats de segmentation des images médicales.....	73



Introduction Générale



Introduction Générale

L'imagerie médicale est certainement, l'un des domaines de la médecine, qui a le plus progressé, ces vingt dernières années. Les récentes découvertes, permettent, non seulement, un meilleur diagnostic, mais, offrent aussi, de nouveaux espoirs de traitement, pour de nombreuses maladies, cancer, épilepsie...etc. L'identification précise de la lésion, facilite, aussi bien le diagnostic, que l'acte chirurgical. Elles remplissent des fonctions à plusieurs volets, tels que : l'acquisition, l'analyse, l'amélioration, la reconnaissance, la compression et le codage, ... etc.

Les kystes et tumeurs des maxillaires sont les lésions majeurs, de la région maxillo-mandibulaire. Généralement, bénins et simples à traiter, les kystes et tumeurs des maxillaires posent parfois des problèmes, diagnostiques ou thérapeutiques. Les kystes des maxillaires sont les lésions les plus fréquentes. Il s'agit de lésions cavitaires, développées au sein du maxillaire ou de la mandibule. Il en existe de nombreux types, d'origine dentaire ou non.

Dans le traitement et l'analyse d'image, la segmentation d'image est l'opération la plus importante, car elle est située à l'articulation entre, l'acquisition et la caractérisation de l'image. L'intérêt de la segmentation est de partitionner une image, en plusieurs régions homogènes, au sens d'un critère fixé a priori. Elle facilite la reconnaissance des formes, et l'extraction des objets, contenus dans l'image. Les techniques de segmentation d'images sont généralement utilisées, pour la recherche des discontinuités locales (détection de contours), ou la détection de zone de l'image, présentant des caractéristiques d'homogénéités (extraction de régions)

Une radiographie dentaire numérique révèle aux praticiens, des informations importantes, sur la structure dentaire du patient. Une radiographie de bonne qualité d'image, et avec une visibilité optimale, est essentielle dans les procédures de diagnostic oral. L'un des principaux défis, de la radiographie dentaire numérique, concerne la segmentation des lésions des maxillaires. La détection et l'analyse ultérieure de ces lésions sont relativement importantes, pour les praticiens, comme pour les patients. La persévérance et la précision avec lesquelles ces lésions doivent être identifiées sont très importantes. La segmentation de telles images médicales, est la tâche la plus difficile, en raison de topologies défavorables, de la complexité des structures médicales, et de la mauvaise qualité d'image, due au bruit, au faible contraste, à la similitude des tissus corporels, aux artefacts, et aux limitations des méthodes de numérisation. Une fois cette segmentation effectuée, la majeure partie de la maladie peut être diagnostiquée et traitée. Le rôle crucial ici, dépend uniquement du diagnostic du médecin, et des radiographies, qui varient d'un individu à un autre.

Notre travail consiste à développer un algorithme de segmentation, semi-automatique, des lésions des maxillaires, dans des images panoramiques dentaires. Notre algorithme est basé,

Introduction Générale

sur une approche de la ligne partage des eaux, par marqueur, « **watershed Controled By Marker** ».

Ce document s'organise en quatre chapitres :

Chapitre 1

Ce chapitre est consacré à la définition des notions de base, sur l'anatomie buccodentaire, ainsi que sur la description de pathologies buccales. De plus, un aperçu sur la technique d'imagerie médicale utilisée, sera également présenté dans ce chapitre.

Chapitre 2

Dans ce chapitre, nous avons présenté un état de l'art, sur les méthodes de segmentation, et de classification des images radiographiques dentaires, existantes dans la littérature.

Chapitre 3

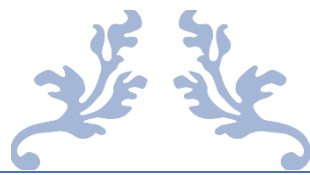
Ce chapitre, est réservé à la présentation de la méthode proposée, et à la définition de chaque traitement, inclu dans la méthode proposée. Nous donnerons les différents outils mathématiques utilisés, dans chaque étape du système d'analyse proposé.

Chapitre 4

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats obtenus, dans chaque étape, de prétraitement, et de segmentation, ainsi que leur interprétation. De plus, une brève présentation de l'interface développée est donnée.

Conclusion générale

En conclusion générale, nous présentons un résumé général de notre travail, et les perspectives que nous proposons pour les travaux futurs.



Chapitre 1

Aspect Médicale



La santé buccodentaire est indissociable de la santé générale. Plusieurs études ont montré un lien entre, la morbidité et la mortalité. Malheureusement, une partie de la population renonce aux soins dentaires, faute de moyens. Le médecin de premier recours, comme professionnel de santé, le plus souvent et intensément en contact avec les patients, joue un rôle important pour renforcer les mesures de prévention, de maintien de la santé buccodentaire, et du dépistage des pathologies buccales [1].

Afin d'avoir quelques notions de base sur l'organe, et sur la nature de la pathologie à étudier, ce premier chapitre a pour but de faire, dans un premier temps, un rappel des éléments anatomiques, constituant le thème de notre étude, puis dans un second temps, un protocole de lecture d'un cliché panoramique, avec ses différentes structures anatomiques visibles.

1.1 Anatomie cranio-faciale

La face est anatomiquement décrite entre, la ligne capillaire en haut, et la tangente à la pointe du menton en bas. Elle se divise en trois étages (Figure 1-1) [2] :

- Supérieur (la zone frontière entre la voûte du crâne en haut et l'étage antérieur de la base du crâne en arrière) ;
- Moyen (correspondant au massif facial) ;
- Inférieur (constitué par la mandibule).

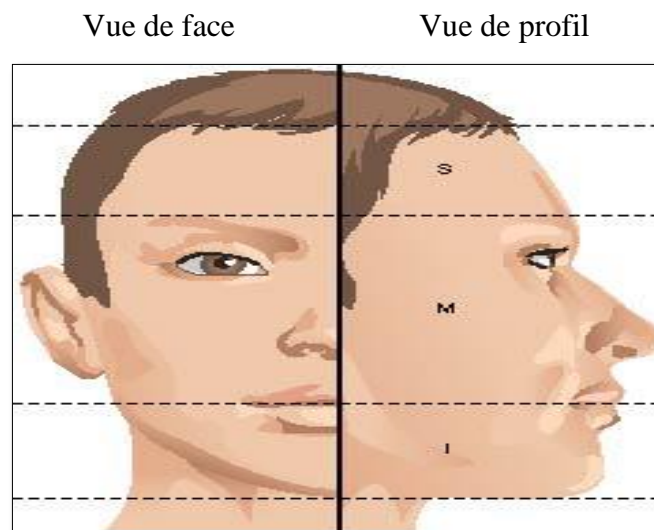


Figure 1-1 : Les trois étages de la face. (S) étage supérieur, (M) étage moyen, (I) étage inférieur [2].

1.2 Anatomio-physiologie de l'appareil manducateur

L'appareil manducateur est particulier dans son architecture, car il est constitué d'éléments disparates : le maxillaire, la mandibule, les arcades dentaires, le palais et la langue (Figure 1-2). L'appareil manducateur initie, et permet des fonctions essentielles vitales, que sont la mastication, la déglutition, la phonation et la respiration [3].

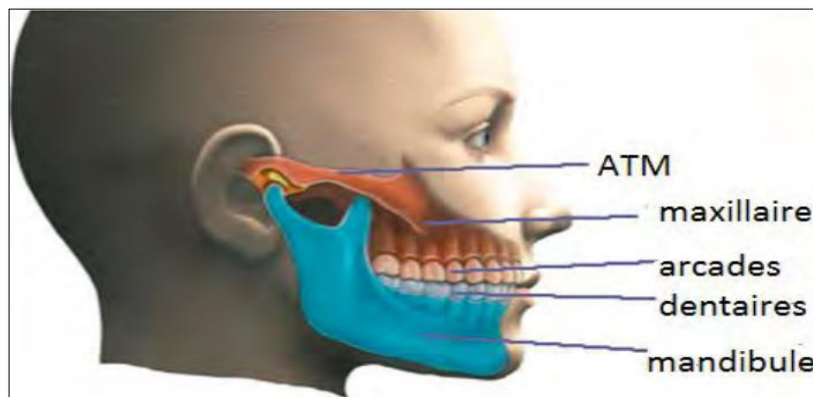


Figure 1-2 : Anatomio-physiologie de l'appareil manducateur [3].

1.2.1 Le maxillaire

Le maxillaire est un os pair, qui s'unit à celui du côté opposé, pour former avec lui, la plus grande partie de la mâchoire supérieure. Il est situé au-dessous de l'orbite, en dehors des fosses nasales, au-dessus de la cavité buccale (Figures 1-3 et 1-4) [2].

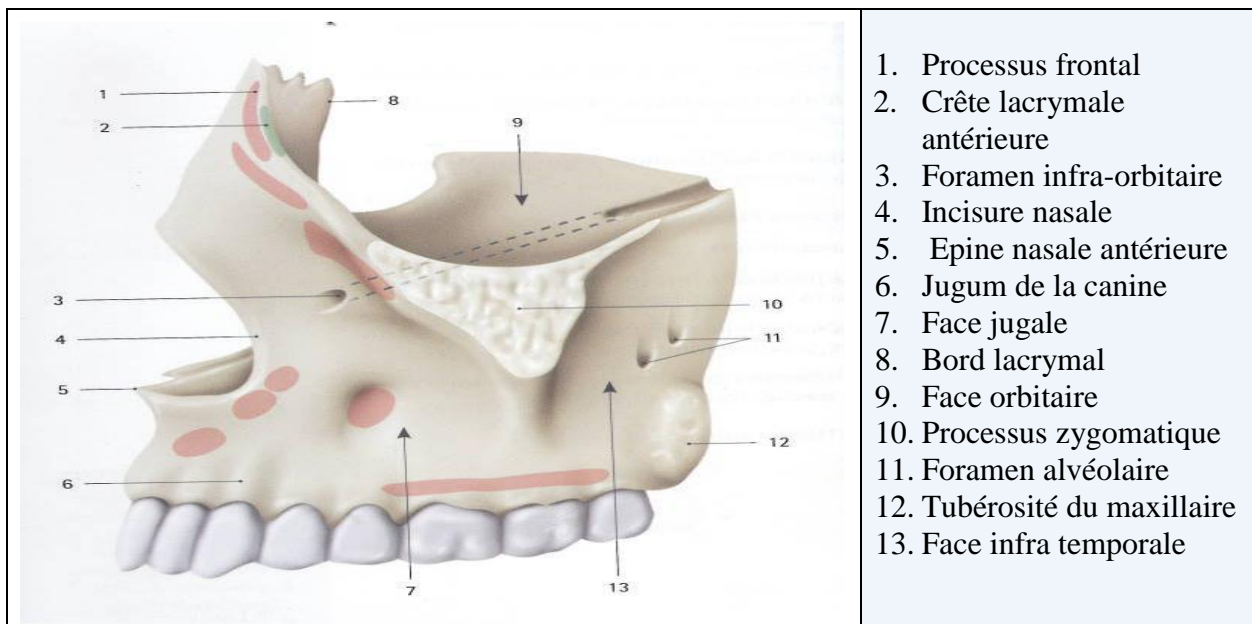


Figure 1-3 : Vue antéro latérale du maxillaire [2].

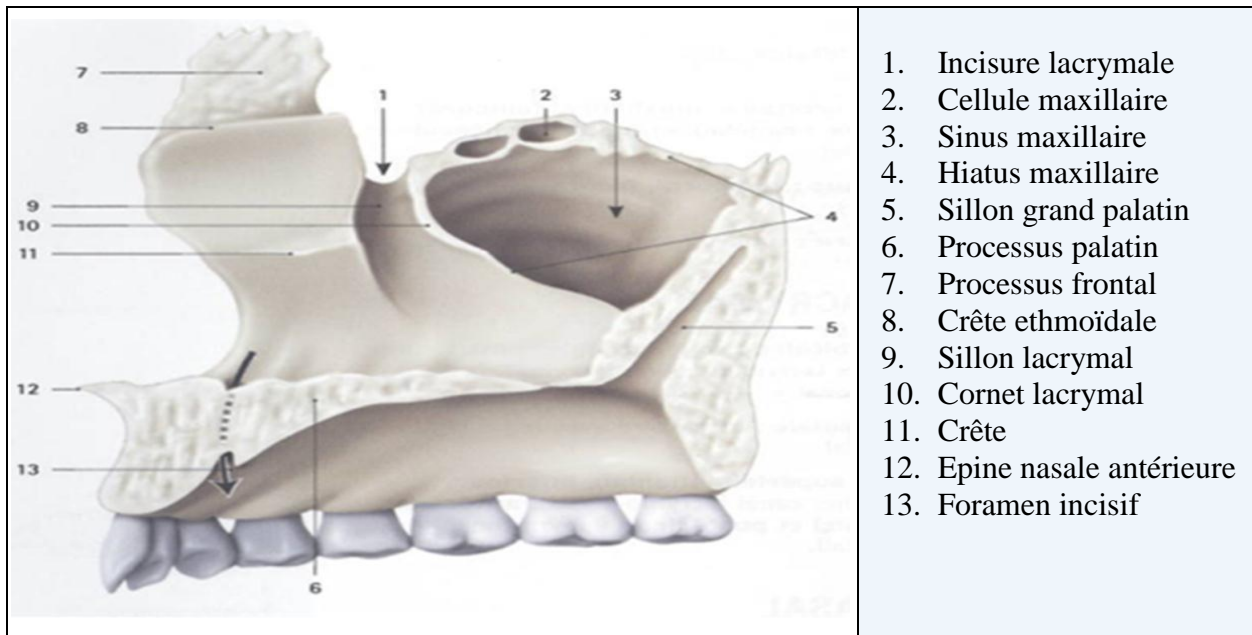


Figure 1-4 : Vue médiale du maxillaire [2].

1.2.2 La mandibule

La mandibule est un os impair, médian, symétrique, constituant à lui seul la charpente osseuse de l'étage inférieur de la face (Figure 1-5). Unique os mobile de la face. La mandibule s'articule en haut, avec l'os temporal, formant l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) [2].

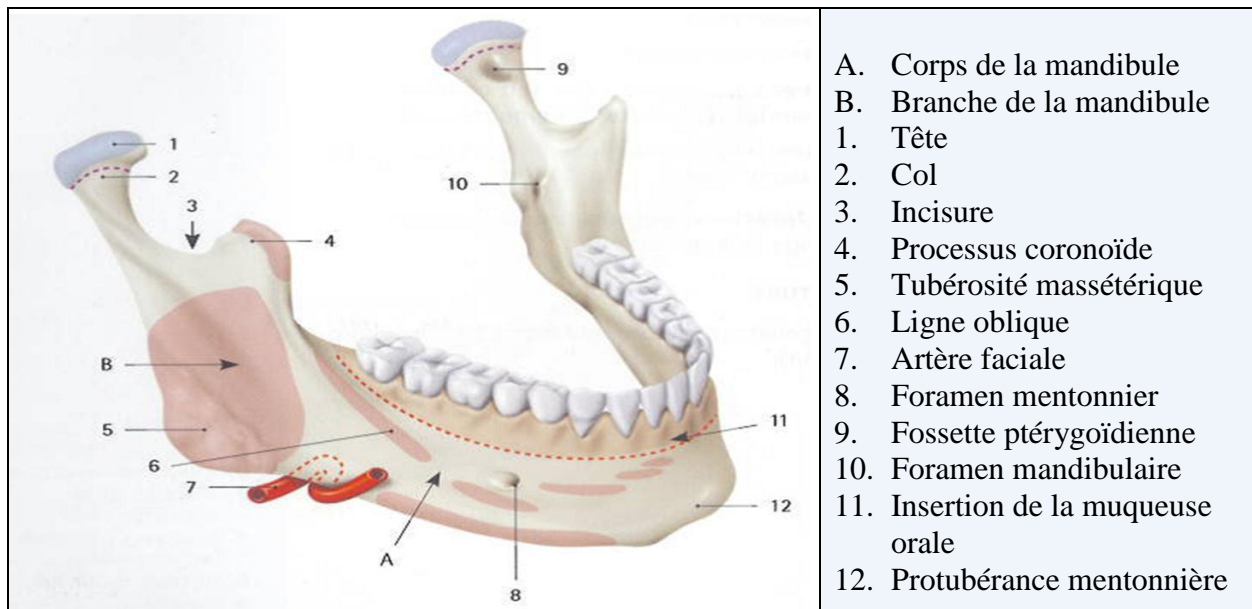


Figure 1-5 : Vue médiale d'une héli-mandibule [2].

1.2.3 Les Arcades dentaires

Les dents s'engrènent dans l'os alvéolaire des os qui les portent (le maxillaire et la mandibule), en formant un arc (Figure 1-6) [3].

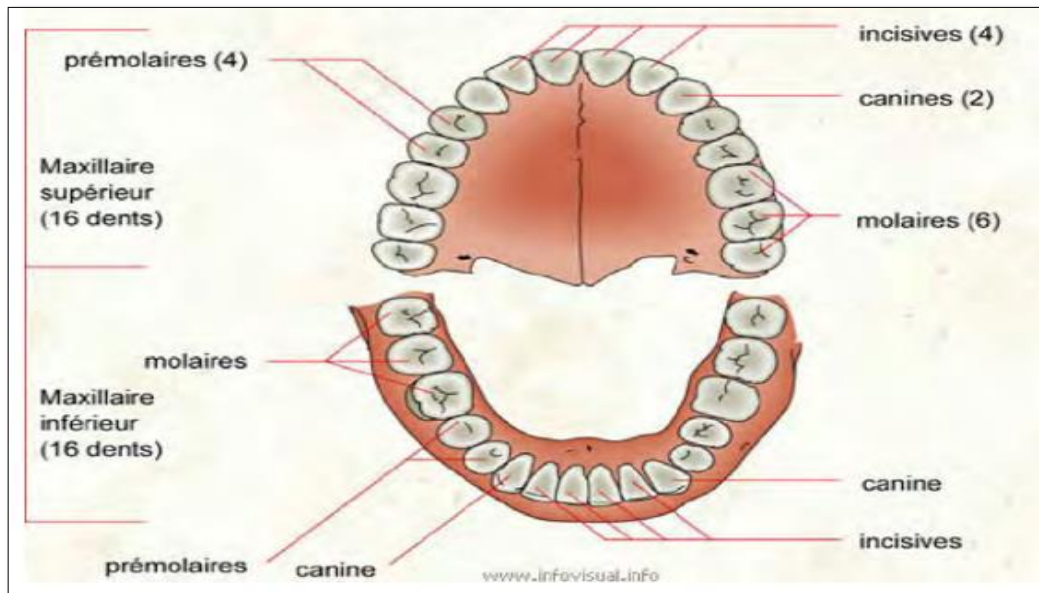


Figure 1-6 : Arcade dentaire adulte [3].

L'arcade maxillaire (arcade supérieure) est plus large, et circonscrit l'arcade mandibulaire (arcade inférieure).

1.2.4 La cavité buccale

La cavité buccale, aussi appelée bouche, comprend normalement 32 dents. Sont aussi compris dans la cavité buccale, la langue, les gencives, les joues et les lèvres. La partie inférieure de la bouche, sous la langue, est appelée le plancher buccal, alors que la partie supérieure de la bouche est nommée le palais dur (Figure 1-7) [4].

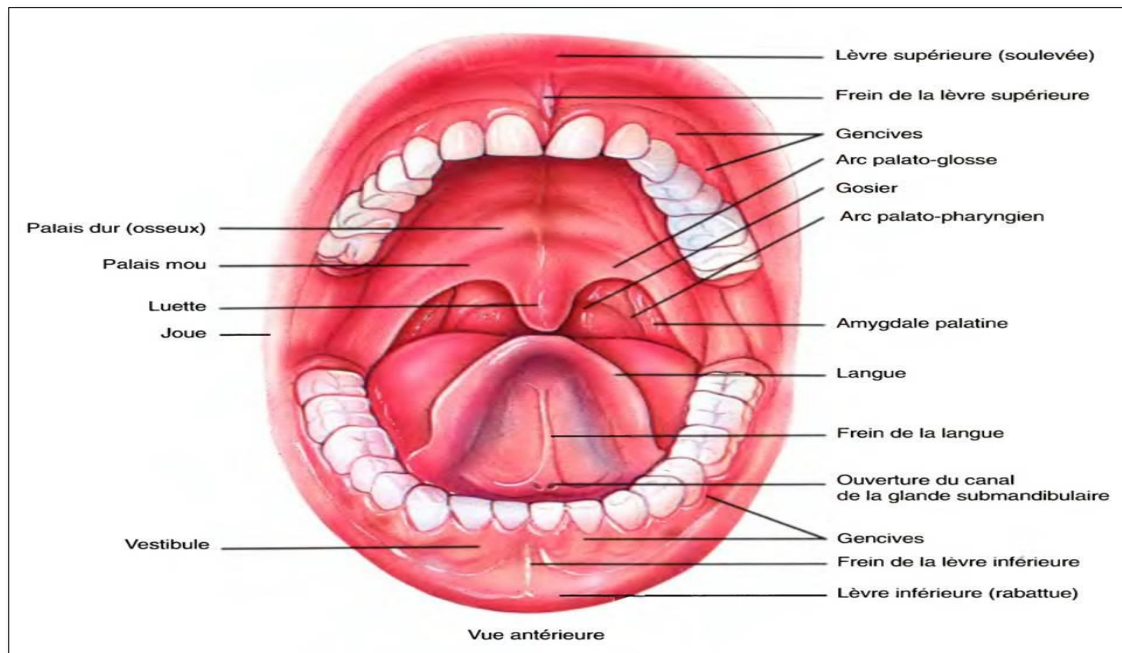


Figure 1-7 : Vue antérieure de la cavité buccale [4].

1.3 Les pathologies

Les pathologies buccales les plus courantes sont les kystes et les tumeurs.

1.3.1 Qu'est-ce qu'un kyste de la cavité buccale ?

a) Définition

Les kystes des maxillaires sont des lésions interosseuses, odontogéniques (qui provient d'une dent ou des tissus qui l'entourent.) et non odontogéniques, possédant une structure histologique particulière, caractérisée par la présence d'une enveloppe épithéliale, kératinisée ou non, contenant une substance liquide, molle (semi liquide), ou rarement solide, et dont la paroi épithéliale n'a pas de rapport vasculaire avec le contenu [2].

b) Anatomie pathologique

Macroscopiquement, le kyste est formé de deux parties :

- La poche kystique est tapissée par l'épithélium malpighien, et le reste de la paroi est du tissu conjonctif. Elle a une épaisseur de 0,5 à 4 mm, et elle est en continuité avec le périodonte (ensemble des tissus de soutien de la dent) ;
- Quant à la lumière de la cavité kystique (à l'intérieur), elle contient un liquide citrin, visqueux ou hématique, souvent parsemé de cristaux jaunâtres de cholestérol.

c) Aspects cliniques

La symptomatologie des kystes comporte trois phases [2] :

- **La phase latence :** Elle est souvent de découverte fortuite. L'examen clinique ne montre rien de particulier. La radiographie, bien centrée, révèle une image radio, claire, à contours arrondis, bien limités.
- **La phase déformation :** Elle n'est possible que si le kyste est volumineux et vestibulaire. La déformation intra buccale est plus rapide.
- **La phase d'extériorisation (ou d'ouverture) :** L'ouverture survient le plus souvent, après incision ou avulsion de la dent causale, dans les kystes, d'origine dentaire. Mais, elle peut être spontanée, suite à une suppuration. La fistule donne un liquide séreux ou séro-purulent.

d) Classification

De nombreuses classifications des tumeurs et kystes de maxillaires ont été proposées. Les plus marquantes remontent aux années 1950 (Pindborg, Schear, Kramer). Des classifications cliniques ont été proposées, en différenciant les lésions kystiques (creuses), des lésions tumorales (pleines). Par ailleurs, des classifications radiologiques ont été proposées, en différenciant les lésions claires des lésions opaques, ostéolytiques et ostéocondensantes.

On prend en compte la dernière classification de l'**OMS**, en 2005. Elle est basée sur un diagnostic anatomopathologique et étiologique, proposé dans le tableau 1-1 suivant [5] :

Tableau 1-1 : Classification générale des kystes des maxillaires et pseudo-kystes(2005) [5].

Dénomination actuelle (OMS)	Autre dénomination
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Kystes épithéliaux odontogéniques liés au développement : Kyste gingival du nouveau-né Kyste gingival de l’adulte Kératokyste odontogénique Kyste dentigère Kyste d’éruption Kyste périodontal latéral Kyste odontogène calcifiant Kyste glandulaire odontogénique ▪ Kystes épithéliaux non odontogéniques Kyste nasopalatin Kyste nasolabial Kyste globulomaxillaire ▪ Kystes inflammatoires Kyste apical Kyste latéroradiculaire Kyste résiduel Kyste paradentaire ▪ Kystes non épithéliaux Kyste osseux simple Kyste anévrisimal Lacune de Stafne 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Kystes liés à une anomalie du développement Perle d’Epstein Kyste primordial - kyste épidermoïde Kyste folliculaire - kyste corono-dentaire Améloblastome odontogène calcifié Kyste sialo-odontogénique Kyste du canal nasopalatin - kyste du canal incisif Kyste palatin médian – kyste alvéolaire médian Kyste nasoalvéolaire – kyste du seuil narinaire Kyste mucoïde du nez - kyste du plancher vestibulaire nasal Kyste fissuraire - Kyste pré-maxillaire ▪ Kystes radiculaires Kyste collatéral inflammatoire Kyste marginal postérieur Kyste vestibulaire mandibulaire infecté Kyste mandibulaire de la bifurcation ▪ Pseudo kystes Kyste osseux solitaire – kyste traumatique Kyste hémorragique Lacune de la corticale linguale mandibulaire

e) Différents kystes des maxillaires

Au sein des maxillaires, l’image radiographique des kystes est habituellement de type monogéodique (une seule géode : polyèdre non-régulier convexe inscrit dans une sphère), mais peut prendre, plus rarement, une forme polygéodique.

- **Les kystes odontogènes inflammatoires :** Parmi les kystes odontogènes inflammatoires, on distingue les kystes radiculo-dentaires : apical, latéral et résiduel (Figure 1-8 (a), (b)). Ceux-ci se trouvent toujours en relation avec une dent non vitale. Le kyste radiculo-dentaire apical est en rapport avec l'apex d'une dent (zone qui termine la racine), le kyste radiculo-dentaire latéral avec la partie latérale de la racine, et le kyste radiculo-dentaire résiduel avec une zone édentée [6]. Il existe aussi le kyste paradentaire, qui représente moins de 5% des kystes odontogènes (Figure 1-8 (c)) [6].

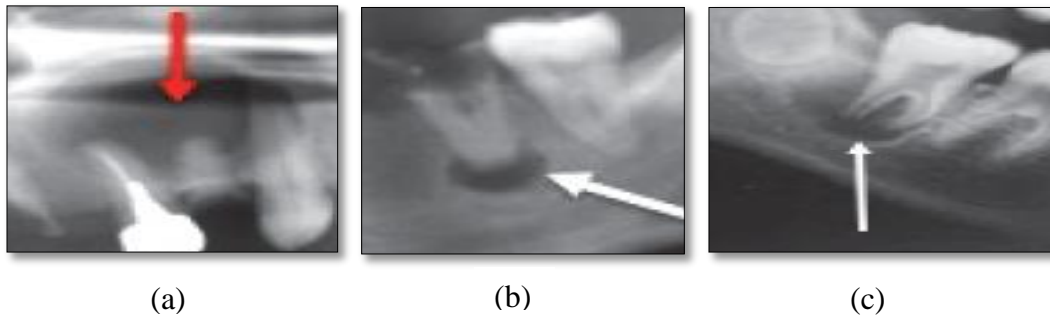


Figure 1-8 : (a) Kyste radiculo apical, (b) Granulome radiculo-dentaire apicaux, (c) Kyste paradentaire bilatéraux [6].

- **Les kystes odontogènes liés au développement :** Parmi ces kystes, il existe le kyste folliculaire, qui s'insère au niveau de la couronne d'une dent incluse, et le kyste périodontal latéral, qui se développe principalement entre les racines de dents vivantes, dans la région prémolaire mandibulaire (Figure 1-9) [6].

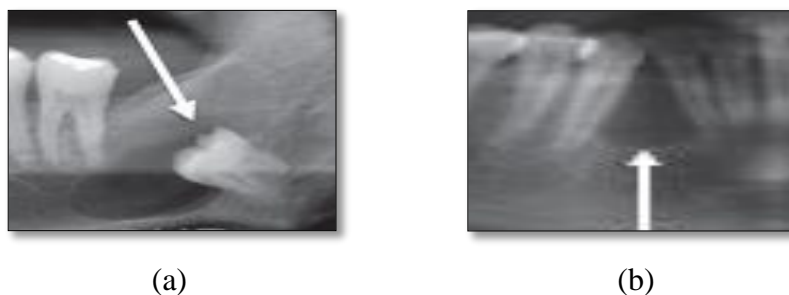
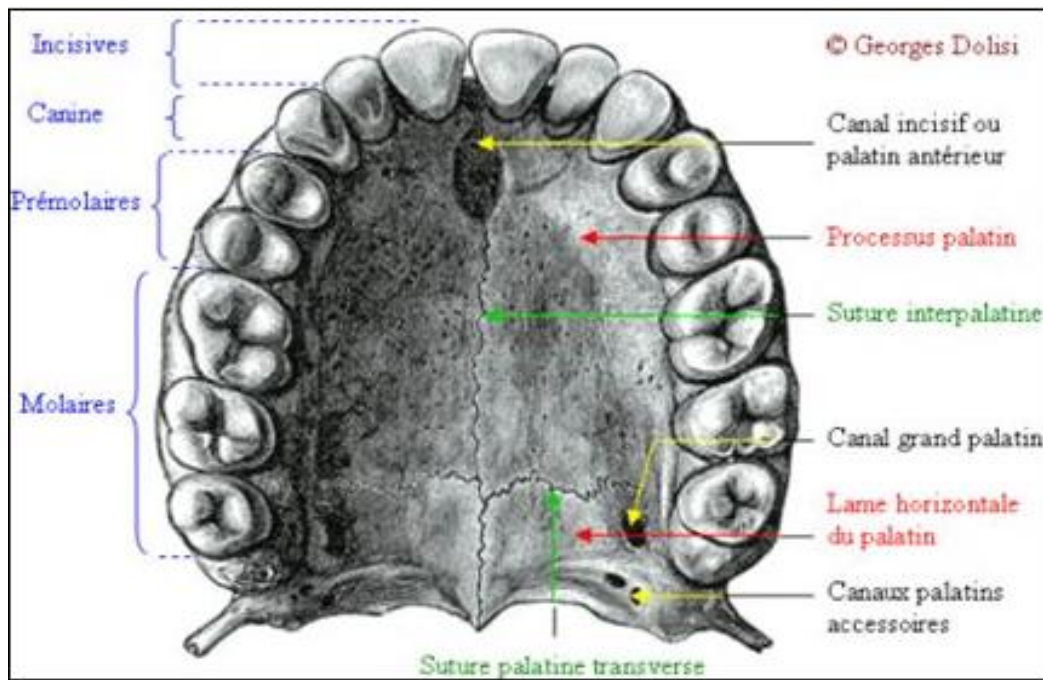
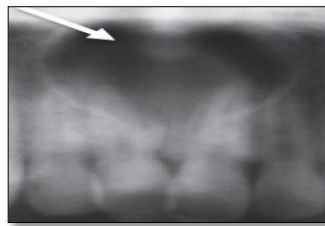


Figure 1-9 : (a) Kyste folliculaire, (b) Kyste périodontal latéral [6].

- **Les kystes non odontogènes :** issus de cellules épithéliales en rapport avec le développement des bourgeons maxillo-faciaux. Parmi ces kystes on peut citer :
 - le kyste du canal naso-palatin (structure embryonnaire reliant les cavités orales et nasales entre elles, dans la zone du canal incisif).
 - Les kystes globulomaxillaires se trouvent, entre les racines de la canine et de l'incisive latérale maxillaire (Figure 1-10) [6].



(a)



(b)



(c)

Figure 1-10 : (a) Détail du palais osseux, (b) Kyste du canal naso-palatin, (c) Kyste globulomaxillaire [6].

1.3.2 Tumeur des maxillaires

Les tumeurs sont aussi des lésions majeurs de la région maxillo-mandibulaire généralement bénigne et simple à traiter.

a) Tumeur bénigne des maxillaires

- **Définition**

La tumeur, également appelée néoplasme, est une production cellulaire excessive, aboutissant à une néoformation tissulaire, qui ressemble plus ou moins à un tissu normal, ayant tendance à persister, et à s'accroître, ce qui témoigne d'une certaine autonomie biologique [2].

- **Aspects cliniques**

Les tumeurs bénignes des maxillaires sont caractérisées par une évolution lente, avec augmentation progressive du volume, déformant le visage, ou une partie de la cavité buccale. Les signes fonctionnels sont essentiellement interprétés par la douleur, qui d'ailleurs n'est pas constante, en dehors d'une note inflammatoire.

Les signes physiques : l'examen exobuccal (ou facial) et endobuccal, permettent de mettre en évidence la tuméfaction, qui déforme la cavité buccale et/ou le visage.

- **Tumeurs bénignes des maxillaires**

Il y a deux types de tumeurs bénignes, comme le montre le tableau 1-2 suivant :

Tableau 1-2 : Différentes tumeurs bénignes des maxillaires [5].

Tumeurs bénignes odontogènes	Tumeurs bénignes non odontogènes
<ul style="list-style-type: none"> • L'améloblastome • Le myxome odontogène • Les odontomes • Les fibromes odontogènes • Les cémentomes 	<ul style="list-style-type: none"> • L'ostéome • Le granulome réparateur • Le chondrome

La figure 1-11 donnent deux exemples de tumeurs bénignes :

- Le fibrome ossifiant, qui se trouve au niveau de la mandibule et des régions molaires et prémolaires ;
- L'ostéome ostéoïde, qui est une tumeur rare, se trouvant au niveau du maxillaire [6].

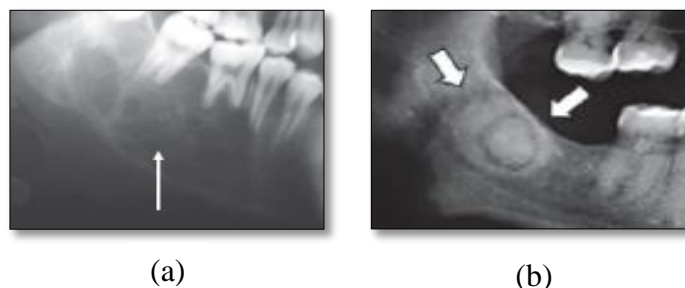


Figure 1-11 : Tumeurs bénignes : (a) Fibrome ossifiant, (b) Ostéome ostéoïde [6].

b) Tumeurs malignes des maxillaires

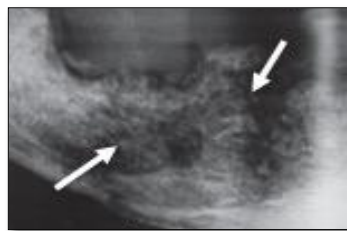
Elles sont représentées, à plus de 90% des cas, par le carcinome épidermoïde. Elles sont toujours mal limitées radiologiquement [7]. Il y a deux types de tumeurs malignes, comme le montre le tableau 1-3 suivant :

Tableau 1-3 : Différentes tumeurs malignes des maxillaires [7].

Tumeur maligne odontogène	Tumeur maligne non odontogène
Il s'agit du carcinome et du sarcome odontogénique. Ces tumeurs sont exceptionnelles.	<ul style="list-style-type: none"> • Sarcomes ostéogéniques (ostéosarcomes) • Chondrosarcomes • Fibrosarcomes • Tumeurs d'Ewing • Hématosarcomes • Lésions métastatiques

La figure 1-12 donnent deux exemples de tumeurs malignes. On cite :

- Le carcinome épidermoïde, qui naît probablement de résidus de l'épithélium odontogène ;
- Les métastases, qui se rencontrent principalement, au niveau de la mandibule, notamment dans le secteur postérieur [6].



(a)



(b)

Figure 1-12 : Tumeur maligne : (a) Carcinome épidermoïde, (b) Métastase [6].

1.3.3 Traitement

La prévention reste un bon moyen, pour éviter les kystes et les tumeurs des maxillaires. Cependant, il existe un traitement, en cas de détection de tels kystes et tumeurs [7].

a) Traitement préventif

- **Prévention primaire :** Elle consiste en la prise en charge adéquate des pathologies gingivales et dentaires.
- **Prévention tertiaire :** Elle se résume à la prise en charge des complications, telles que les récurrences, les dégénérescences malignes, et les séquelles esthétiques et fonctionnelles.

b) Traitement curatif

- Soulager le patient ;
- Assurer l'exérèse complète de la lésion ;
- Assurer la reconstruction esthétique et fonctionnelle ;
- Eviter les complications et les récurrences.

1.3.4 Moyens thérapeutiques

Ils sont essentiellement représentés par la chirurgie, qu'elle soit conservatrice ou radicale. Le meilleur geste thérapeutique est l'énucléation (extraction) de la lésion, avec examen anatomopathologique, de la totalité de la pièce d'exérèse. Cependant, en tenant compte du volume du kyste, du risque de la chirurgie, et de l'état général du patient, d'autres types de traitements peuvent être conseillés [2].

1.4 Diagnostic**1.4.1 Les causes possibles d'un kyste dentaire**

- Les kystes pourraient naître de débris de l'ostéogénèse, soit le processus par lequel s'élabore le tissu osseux. Ces restes, isolés durant un temps considérable, entraîneraient, sous l'effet d'une stimulation d'origine encore mal connue, la formation d'un kyste.
- Selon certains auteurs, la prolifération soudaine de ces débris, serait secondaire à une inflammation, d'origine dentaire ou parodontale, et donnerait naissance aux kystes inflammatoires.
- On sait également que la formation et le développement d'un kyste, dépendent à la fois de la prolifération cellulaire, de l'accumulation de fluide dans sa lumière et de la résorption osseuse. Ces 3 paramètres sont ensuite variables, selon le type de kyste auquel on a à faire [9].

1.4.2 Les symptômes des kystes

Le premier signe, laissant présager la formation d'un kyste, est la tuméfaction osseuse.

Il faut néanmoins être attentif aux signes suivants :

- Une mobilité anormale des dents, ou des déplacements dentaires ;
- Une douleur brève, au niveau de la mâchoire ;
- La formation de fistules (qui s'accompagnera de l'extraction de pus) ;
- Une gêne ou une sensation de pression, sous votre dent ;
- Des gencives qui saignent ;
- Des fractures spontanées (dans les cas les plus graves) ;
- Des problèmes d'occlusion.
- Ces symptômes ne se manifestant pas toujours, malgré la présence d'un kyste dans la mâchoire. Le seul moyen de confirmer les doutes est de réaliser une radiographie, et parfois même un orthopantomogramme. Pour éviter cela, la meilleure solution reste donc la consultation du dentiste, pour un contrôle complet, au moins une fois par an [10].

1.4.3 Le matériel diagnostique orthodontique

Le matériel diagnostique orthodontique comprend, tout ce qui doit être pris par l'orthodontiste, avant le début d'un traitement, afin d'évaluer un cas, poser un bon diagnostic, établir des objectifs de traitement, et élaborer un plan de traitement. Ceci peut comprendre, sans s'y limiter :

- Des modèles d'étude de la dentition et de l'occlusion (modèles de plâtre pris à l'aide d'empreintes ou d'un scan 3D numérique) ;
- Un examen clinique, un questionnaire médical, dentaire et orthodontique ;
- Des photographies intra et extra-orales ;
- Des rapports provenant d'autres spécialistes dentaires ou médicaux, qui peuvent être consultés, selon la nature des problèmes du patient (parodontie, chirurgie maxillo-faciale, autres spécialistes dentaires ou médicaux) ;
- Des radiographies diverses, selon les cas (panoramique, céphalométrique, tomodensitométrie volumique à faisceau conique (TVFC)) ;
- Imagerie ou tests divers (IRM, scintigraphie, polygraphie cardiorespiratoire du sommeil (PCRS), etc...) [11].

1.5 Panoramique dentaire

1.5.1 Définition

La radiographie panoramique, ou orthopantomogramme, est une des techniques de radiographie dentaire extra-orale. Elle permet d'obtenir une image des arcades dentaires, ainsi que des structures avoisinantes, sur un unique film, grâce à une faible exposition (0.006mSv) (Figure 1-13 (b)) [6].

En complément de l'examen clinique, l'orthopantomogramme est l'examen d'imagerie de première intention (Figure 1-13 (a)).

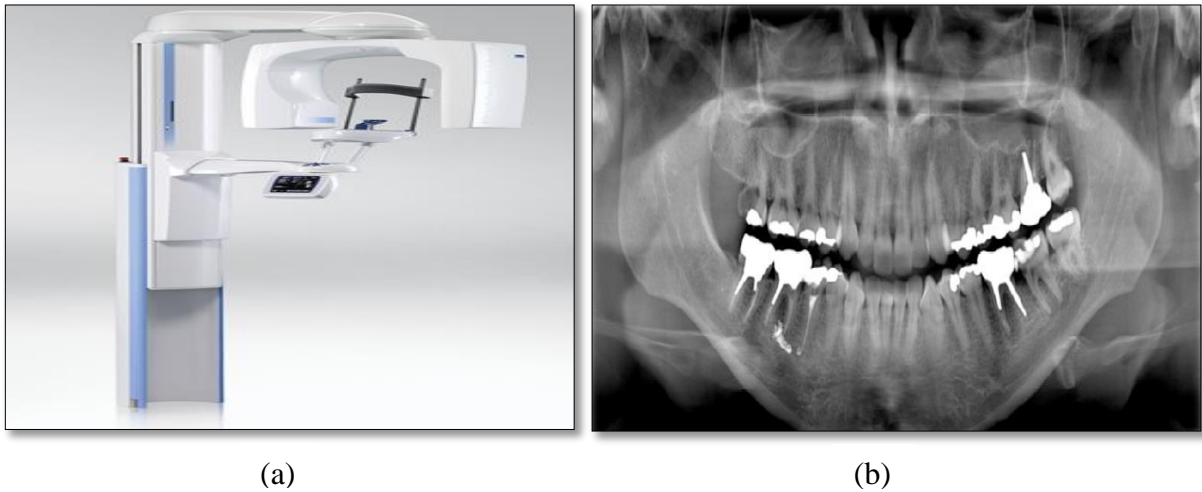


Figure 1-13 : (a) Radio panoramique dentaire, (b) Exemple d'orthopantomogramme [6].

1.5.2 Principe

La radiographie panoramique, contrairement à la plupart des radiographies, est un cliché en mouvement, et non statique. En effet, le tube à RX, et le film, se déplacent pendant la prise du cliché (Figure 1-14). Ce principe a permis d'obtenir une image lisible, d'une structure, composée de différents éléments, qui se superposent. Le tube et le film se déplacent, de manière à ce que les points à radiographier, se situent à une distance toujours constante. La projection de tous ces points, détermine le plan de coupe, dans lequel doivent se situer les structures à radiographier.

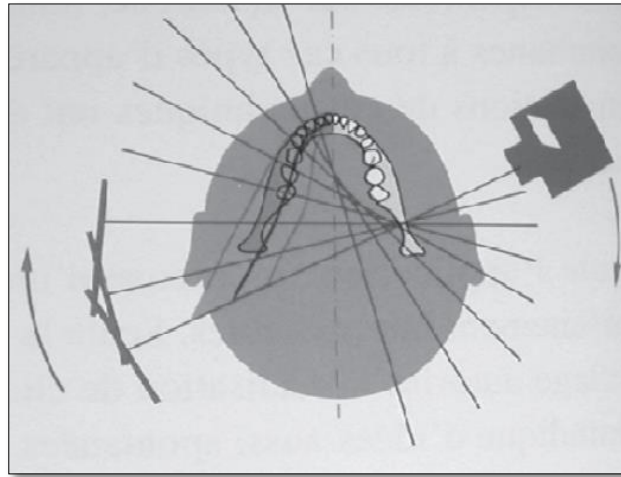


Figure 1-14 : Schéma du déplacement du tube et du film [6].

La difficulté est de créer une épaisseur elliptique de coupe, pouvant convenir à la majorité des types morphologiques d'arcades dentaires. La réalisation d'une coupe épaisse semi-circulaire, ne présente pas de difficulté particulière (un seul centre de rotation, une épaisseur de coupe constante, etc...). Mais, la disposition ogivale des arcades, introduit la nécessité de centres de rotation distincts, afin de pouvoir inscrire, sans interruption, les structures que l'on se propose d'examiner. L'épaisseur de coupe « fine » en avant, « large » en arrière, résulte de l'existence de ces différents centres de rotation (Figure 1-15).

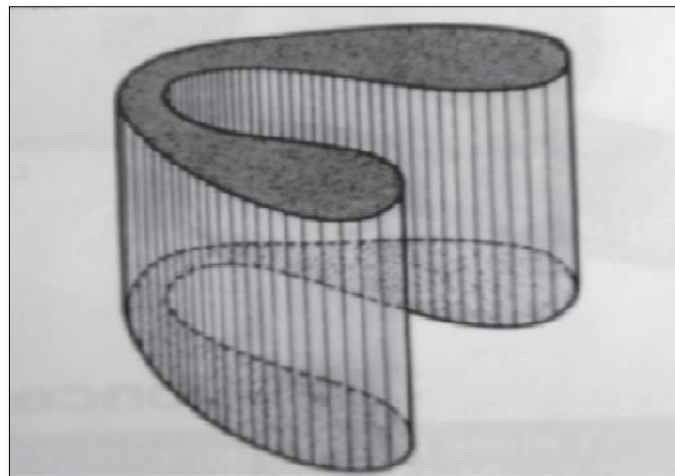


Figure 1-15 : Schéma du plan de coupe [6].

Afin de respecter la trajectoire, en forme de cloche des arcades, le tube et le film sont solidarisés, et effectuent une rotation, autour de plusieurs centres, situés en dehors du plan de coupe. Un axe fixe solide, portant le tube et le film, parcourt une trajectoire elliptique, dont la forme correspond à celle de la mandibule [6].

1.5.3 Réalisation des clichés

La plupart des appareils développent une tension de 50 à 80 kV, pour un ampérage de 10 à 16 mA.

a) Mise en place du sujet

Après avoir fait retirer les éléments métalliques gênants, et les générateurs de densités parasites (lunettes, prothèses amovibles, boucles d'oreilles, colliers et si possible piercings, ...), le sujet étant debout ou assis, selon les possibilités de l'appareil, la tête est placée dans le système de contention, le plan de Francfort horizontal (passant par le bas de l'orbite oculaire et le haut de l'extrémité du conduit auditif).

La morphologie du patient doit se conformer, ou se rapprocher, de la notion théorique d'arcade moyenne. A l'évidence, certains sujets s'en éloignent (mâchoires carrées, asymétriques, malformations, ...). D'autre part, les arcades des très jeunes enfants sont trop fermées, par rapport au modèle.

Les incisives sont en « bout à bout », de manière à pouvoir les placer dans la zone de netteté antérieure réduite, souvent par morsure d'une réglette rainurée.

Pour les femmes enceintes, il est préconisé de prévenir, en amont, le chirurgien-dentiste, afin que celui-ci puisse prendre les bonnes mesures. En effet, même si l'examen génère un taux de radiation bien inférieur au maximum autorisé, et plus bas que celui d'un scanner par exemple, il faut être vigilant, afin de ne pas nuire à la santé du fœtus [13].

b) Temps de rotation

Le patient reste immobile, et respire calmement, mais s'abstient de déglutir pendant la durée de la rotation. Cette immobilité indispensable, qui dure environ 15 secondes, est exceptionnellement obtenue chez le petit enfant, et certains sujets handicapés. La possibilité d'assoir le patient, au mieux, face à l'opérateur, avec un moyen de contention céphalique et mentonnier efficace, facilite grandement la réalisation du cliché [12].

1.5.4 Le protocole de la lecture d'un cliché panoramique

La radiographie panoramique offre une quantité importante d'informations au praticien. De nombreuses structures physiologiques peuvent prendre l'apparence de lésion. Face à une image radiographique, la méconnaissance de ces structures peut induire en erreur le praticien, sur la présence ou non d'une lésion. Ainsi, les différentes structures physiologiques se classent selon leur radio-clarté.

- Structures radio-claires : On distingue plusieurs structures radio-claires, soit au niveau maxillaire, ou bien au niveau mandibulaire.

Au niveau maxillaire : Un certain nombre de structures radio-claires apparaissent au niveau maxillaire tel que, les sinus maxillaires, les fosses et la cloison nasales, le canal naso-palatin et les fossettes latérales...etc, comme le montre la figure 1-16 [6].

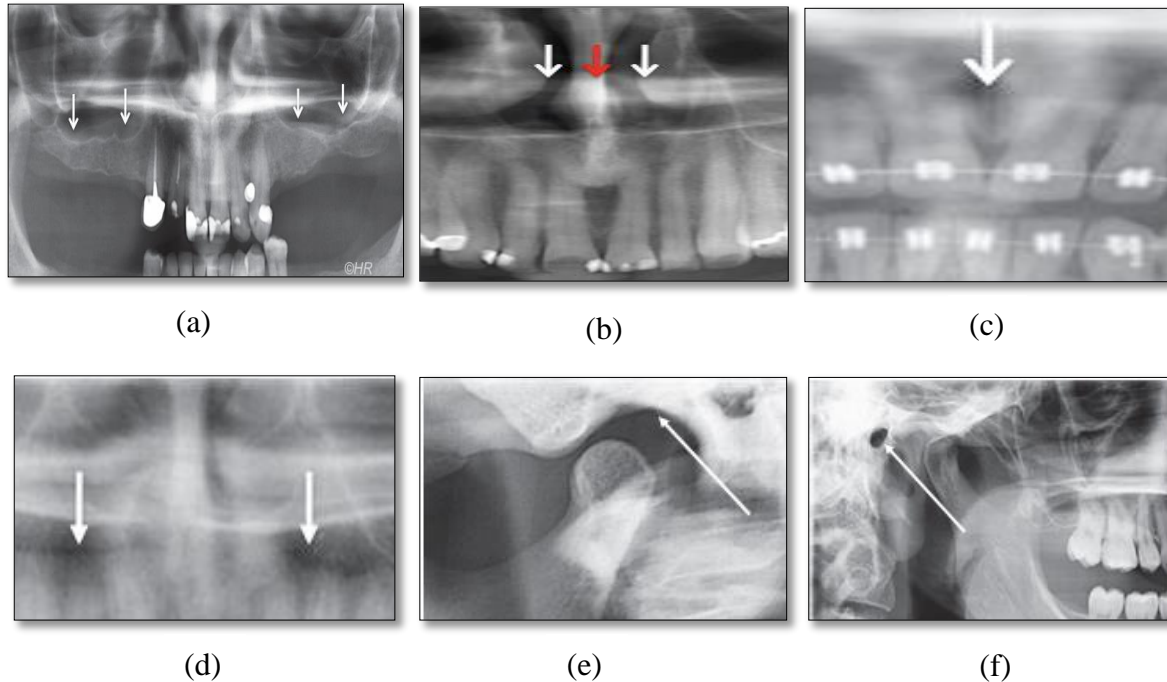


Figure 1-16 : Les structures physiologiques radio-claires au niveau maxillaire : (a) Radiographie des sinus maxillaires, (b) Radiographie des fosses et de la cloison nasales, (c) Radiographie du canal naso-palatin, (d) Radiographie des fossettes latérales, (e) Radiographie de la cavité temporale, (f) Radiographie du conduit auditif externe [6].

Au niveau de la mandibule : Un certain nombre de structures apparaissent au niveau mandibulaire tel que, les triangles rétro-molaires, les fossettes mentonnières et les fossettes sous-maxillaires comme le montre la figure 1-17 [6].

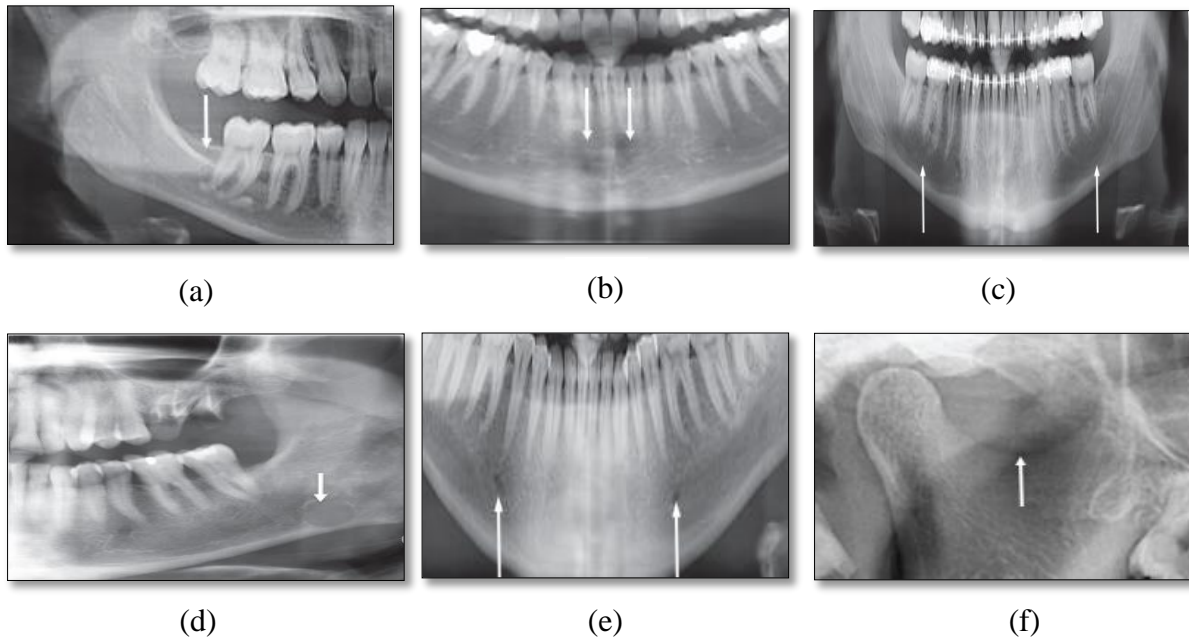


Figure 1-17 : Les structures physiologiques radio-claires au niveau mandibulaire : (a) Radiographie des triangles rétro-molaires., (b) Radiographie des fossettes mentonnières, (c) Radiographie des fossettes sous-maxillaires, (d) Radiographie de la lacune de stafne, (e) Radiographie du canal dentaire inférieur et le trou mentonnier, (f) Radiographie de l'échancrure sigmoïde [6].

- Structures radio-opaques : On distingue les structures radio-opaques à deux niveaux, maxillaires et mandibulaires.

Structures maxillaires : Il y a plusieurs structures au niveau maxillaire, comme la structure intermaxillaire, le condyle maxillaire...etc. La figure 1-18 montre les structures maxillaires [6].

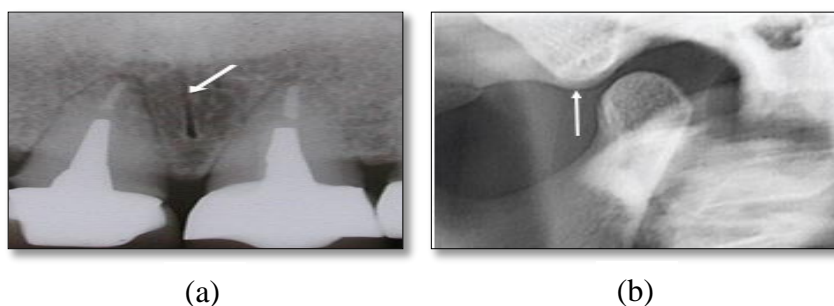


Figure 1-18 : Les structures physiologiques radio-opaques au niveau maxillaire : (a) Radiographie de la structure intermaxillaire, (b) Radiographie du condyle maxillaire [6].

Structures mandibulaires : Parmi les structures mandibulaires, on retrouve les apophyses géni, la symphyse mentonnière, la ligne oblique interne et la ligne oblique externe ... etc. La figure 1-19 montre les structures mandibulaires [6].

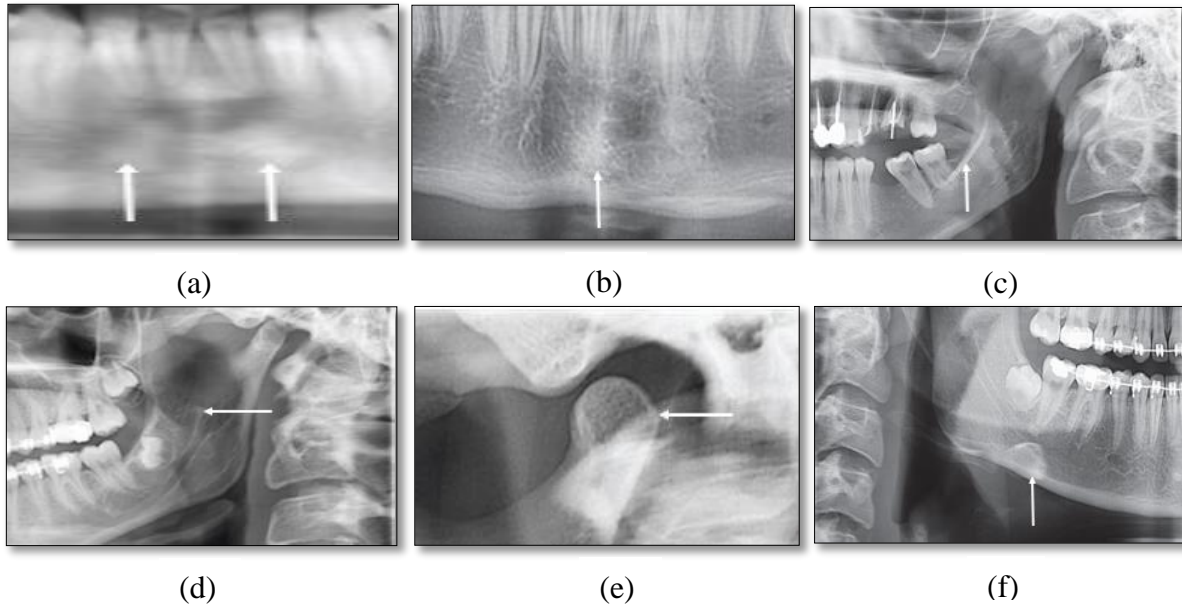
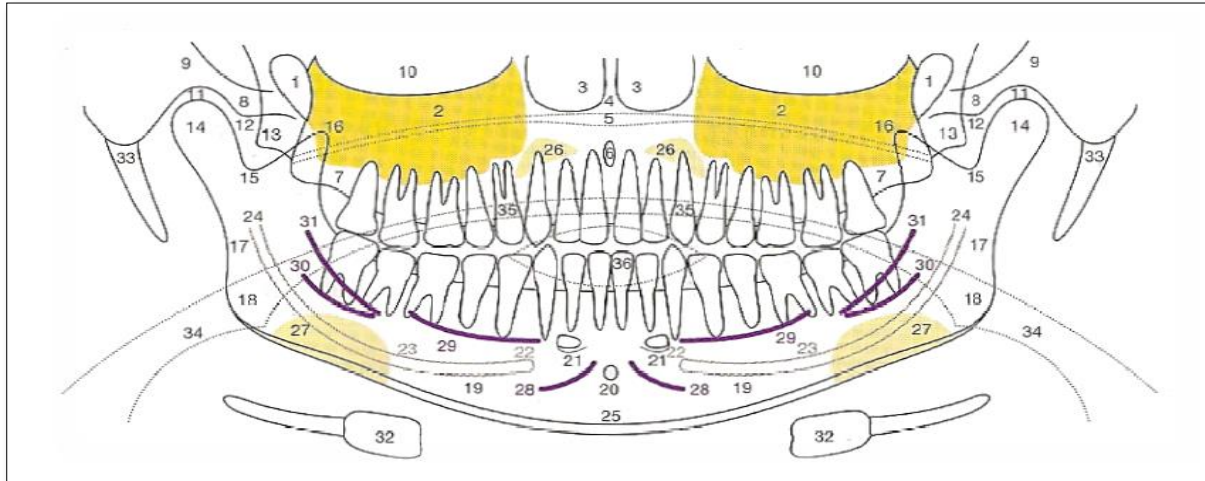


Figure 1-19 : Les structures physiologiques radio-opaques au niveau mandibulaire :
 (a) Radiographie des apophyses géni, (b) Radiographie de symphyse mentonnière, (c)
 Radiographie de La ligne oblique interne et la ligne oblique externe, (d) Radiographie de
 l'épine de Spix, (e) Radiographie du condyle mandibulaire, (f) Radiographie de l'os hyoïde
 [6].

Le cliché pantomographique permet une comparaison utile droite-gauche. On analysera successivement les dents, les organes de soutien, les structures osseuses, les éléments de voisinage, ce qui offre l'opportunité de voir un certain nombre de paramètres. La figure 1-20 montre des structures physiologiques présentes sur une radiographie panoramique [12].



1. Incisure ptérygo-maxillaire	15. Incisure mandibulaire
2. Sinus maxillaire	16. Processus coronoïde
3. Fosse nasale	17. Ramus mandibulaire (branche verticale)
4. Septum nasal	18. Angle mandibulaire
5. Palais dur	19. Corps de la mandibule (branche horizontale)
6. Canal incisif	20. Foramen lingual
7. Tubérosité maxillaire	21. Epine mentonnière (apophyse géni)
8. Os zygomatique	22. Foramen mentonnier
9. Arcade zygomatique	23. Canal mandibulaire
10. Orbite	24. Foramen mandibulaire
11. Espace articulaire temporo mandibulaire	25. Cortical basilaire
12. Condyle temporal (éminence temporale)	26. Fossette latérale
13. Ptérygoïde	27. Fossette mandibulaire
14. Condyle articulaire de la mandibule	28. Tubercule mandibulaire

Figure 1-20 : Cliché panoramique, schéma de lecture [11].

1.5.5 Artefacts

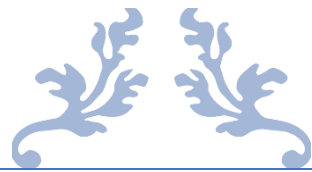
Un artefact se définit comme une image artificielle, dont l'apparition est liée à la méthode utilisée, et pouvant provoquer une erreur d'analyse [6]. Sur une radio panoramique, les artefacts peuvent avoir pour origine :

- La projection de clartés aériques ;
- La superposition de tissus mous ;
- La présence de corps étrangers (bijoux, prothèses, etc...).

Discussion

Dans ce premier chapitre, nous avons fait un rappel sur l'anatomie de la cavité buccale, les pathologies et le diagnostic correspondant. Nous avons aussi présenté la modalité d'imagerie «panoramique dentaire », sur laquelle nous allons travailler, et son protocole de lecture.

Dans le chapitre suivant, nous allons présenter les notions de bases de traitement d'image, ainsi qu'un état de l'art de quelques techniques et travaux, faits auparavant, dans le domaine de l'imagerie médicale dentaire.



Chapitre 2

Etat de l'Art



Aujourd'hui, l'image constitue l'un des moyens les plus importants qu'utilise l'homme, pour communiquer avec autrui. C'est un moyen de communication universel, dont la richesse du contenu permet aux êtres humains, de tout âge et de toute culture, de se comprendre. Chacun peut analyser l'image à sa manière, pour en dégager une impression, et en extraire des informations précises.

Le traitement d'images est l'ensemble des méthodes et techniques, opérant sur celles-ci, dans le but d'améliorer l'aspect visuel de l'image, et d'en extraire des informations, jugées pertinentes, qui seront utilisées dans différentes applications, comme par exemple, la reconnaissance, la classification, ...etc.

L'analyse d'images médicales est un domaine très actif de l'analyse d'images numériques par ordinateur, et la détection et la caractérisation d'anomalies sont des sous-catégories importantes de ce domaine. La diversité des appareils d'imagerie, la complexité d'interprétation de ces images, ainsi que leur multiplicité, génèrent une charge de travail importante pour ceux qui doivent les interpréter. Pour traiter cette masse d'informations, les médecins peuvent aujourd'hui utiliser des systèmes d'aide au diagnostic (CAD : Computer Aided Diagnosis).

2.1 Système d'analyse d'image

Dans le contexte de la vision artificielle, l'analyse d'images se place après les étapes d'acquisition et de numérisation, assurant les transformations d'images, et la partie de calcul, permettant d'aller vers une interprétation des images traitées. Cette phase d'interprétation est d'ailleurs de plus en plus intégrée en vision artificielle, faisant appel notamment à l'intelligence artificielle, pour manipuler des connaissances, principalement sur les informations dont on dispose, à propos de ce que représentent les images traitées (connaissance du domaine). On peut résumer l'analyse d'image en quatre étapes principales, illustrées dans la figure 2-1 [14].

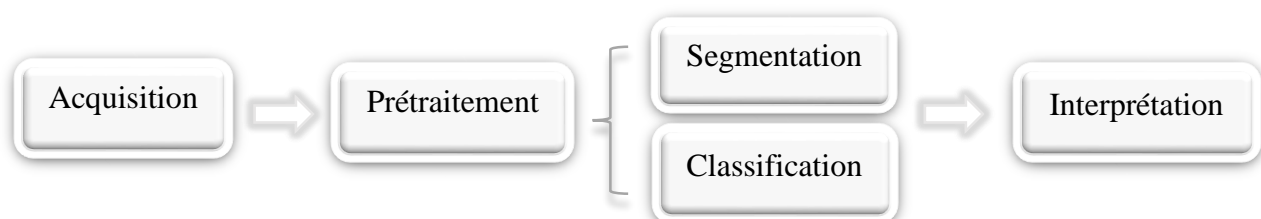


Figure 2-1: Schéma synoptique d'analyse d'image numérique

Notre travail se situe dans le domaine de l'analyse d'images de radiographie dentaire. Les méthodes de traitement d'images dentaires, pour la détection des cancers buccaux et des

kystes, sont proposées dans la littérature, selon trois axes : le prétraitement la segmentation et la classification. Nous en citons quelques-unes.

2.2 Etat de l'art

2.2.1 Prétraitements

✚ [K. V. Divya, A. Jatti, P. R. Joshi, et al, 2017][15]

Les auteurs ont présenté une étude détaillée des algorithmes d'amélioration d'image, appliqués sur des images radiographiques dentaires. Des algorithmes d'amélioration, tels que la manipulation du contraste, la transformation inverse et la modification d'histogramme sont appliqués pour des images dentaires. Parmi ces techniques, l'image traitée par égalisation d'histogramme produit les meilleurs résultats, pour l'analyse des kystes / lésions. Les formes des kystes et des tumeurs sont irrégulières ; cet algorithme aide à donner une meilleure segmentation. Cela pourrait potentiellement aider, au diagnostic pour le dépistage et la détection précoce des anomalies dentaires, améliorant la précision du diagnostic et les résultats du traitement.

✚ [K. V. Divya, A. Jatti, P. R. Joshi, et al, 2017][16]

Les auteurs ont présenté deux algorithmes de traitement d'image distincts, pour la détection des anomalies dentaires. Le premier présente une nouvelle approche pour la détection des caries dentaires, en utilisant la transformation inverse. Le deuxième présente l'analyse statistique de la texture des images dentaires, contenant des kystes et des caries dentaires. Les caractéristiques de texture obtenues, à partir de GLCM, sont l'énergie, l'entropie, l'homogénéité, le contraste et la corrélation. Les propriétés de GLCM peuvent être utilisées dans la classification des kystes et des tumeurs. L'approche proposée peut également être utilisée dans un système de traitement d'image automatisé, pour aider à détecter les anomalies dentaires, pour un meilleur diagnostic, et obtenir plus rapidement les résultats du traitement.

2.2.2 Méthodes de segmentation

✚ [Gh. Hamarneh, A. Chodorowski, T. Gustavsson, 2000][17]

Les auteurs ont utilisé l'application de modèles des contours actifs, pour la segmentation des lésions buccales, afin de classer les lésions cancéreuses et non cancéreuses. Cette méthode, semi-automatisée, simplifie l'analyse des lésions buccales, et peut être utilisée, en pratique clinique, pour détecter les lésions cancéreuses.

✚ [S. Li, T.Fevens, A. Krzyzak, et al, 2005][18]

Cet article propose une méthode automatique générale, de segmentation d'images cliniques. La méthode proposée comprend deux étapes : une étape d'apprentissage, et une étape de segmentation clinique. Au cours de la phase de segmentation, une méthode level set vibrationnelle, pilotée par une fonctionnelle énergétique, modélisée de manière pathologique, est utilisée. Ceci est suivi par une extraction de caractéristiques, basée sur une fenêtre, à l'aide de l'analyse en composantes principales (PCA : Principal component analysis). Les fonctionnalités extraites sont utilisées, pour entraîner un classifieur SVM. Lors de la segmentation clinique, l'image clinique est directement segmentée par le SVM entraîné. La méthode est testée avec des tomodensitogrammes thoraciques, et des images radiographiques dentaires. Ces résultats montrent que la méthode proposée, est capable de fournir une segmentation d'image clinique, rapide et robuste, pour des images 2D et 3D. La méthode proposée peut être utilisée pendant le prétraitement, pour un diagnostic automatique, assisté par ordinateur.

✚ [A. Banumath, A. Kannammai, R. Arthee, et al 2006][19]

Ils proposent un nouveau système automatisé, basé sur les réseaux de neurones artificiels (ANN:Artificial neural networks), pour identifier et quantifier la gravité des kystes, à l'aide d'images radiographiques dentaires. En utilisant des modèles d'approche de correspondance de modèles relatifs à divers kystes. ANN est entraînée à l'aide des valeurs ENCC (Extended Normalized Cross Correlation) pour localiser la région suspecte. Le diagnostic des kystes est mis en évidence par l'extraction des composantes connexes dans l'image d'origine. Les résultats obtenus fournissent des détails sur la gravité des kystes et ainsi augmente la facilité de diagnostic du chirurgien-dentiste.

✚ [S. Li, T. Fevens, A. Krzyzak, et al, 2006][20]

Les auteurs ont présenté une méthode de segmentation automatique, basée sur les level sets variationnels, pour l'analyse d'image par rayons X, dans les environnements cliniques. La segmentation comporte deux étapes : une étape d'apprentissage, et une étape de segmentation. Au cours de la phase d'apprentissage, des images représentatives, sont segmentées à l'aide d'une détection de région par level sets. Ensuite, l'extraction de caractéristiques, suivie de l'analyse en composantes principales, sont appliquées, et les résultats sont utilisés pour entraîner un classificateur SVM (Support Vector Machine). Les résultats expérimentaux montrent que la

méthode proposée est capable de fournir une segmentation pathologique automatique, qui segmente naturellement les zones à problèmes. Sur la base des résultats de segmentation, le schéma d'analyse est en mesure de fournir aux dentistes, des indications sur d'éventuels problèmes, de perte osseuse et de carie.

✚ [S. Lia, T. Fevensb, A. Krzyzak, et al, 2007][21]

Ils proposent la méthode, semi-automatique, du level set, pour détecter des zones de lésions, à partir de radiographies dentaires péri-apicales. Cette nouvelle technique de level set est utilisée pour segmenter l'image, en trois régions, pathologiquement significatives, utilisant deux fonctions de level set couplés. Adapté au contexte clinique dentaire, un schéma d'accélération de segmentation clinique, en deux étapes, est utilisé. Le procédé utilise un classificateur SVM (Support Vector Machine), pour fournir un contour initial, pour deux level sets couplés. Ensuite, en fonction des résultats de la segmentation, un schéma d'analyse est appliqué. Les résultats expérimentaux montrent que la méthode de segmentation proposée est capable de segmenter l'image, en régions pathologiques significatives, pour une analyse plus approfondie. La méthode proposée est capable de fournir automatiquement des repères visuels directs, pour la détection des lésions, et ainsi pour donner l'orientation des dents. Il est capable de localiser automatiquement les lésions péri-apicales (PL), et les lésions de bifurcation (BL), avec un niveau de gravité marqué, pour un diagnostic dentaire ultérieur.

✚ [I. Nurtanio, M. Hariadi, M. H. Purnomo, et al, 2011] [22]

Ils utilisent un modèle de contour actif (snake), pour une segmentation des lésions, des kystes et des tumeurs, sur des images panoramiques dentaires. Afin d'appliquer la formulation des snakes, les images couleur ont été converties en images en niveaux de gris. Ensuite, avec des paramètres corrects, ils ont créé un snake qui est attiré par les bords des objets. L'initialisation du contour, le choix de la valeur du paramètre et du nombre d'itérations affectent le comportement du snake d'une manière particulière. Cette technique fournit une solution pour les problèmes visuels de détections des contours avec un taux de précision très élevé 99,67%.

✚ [J. Mikulka, E. Gescheidtova, M. Kabrada, et al, 2012][23]

Les auteurs proposent l'approche de « Live wire », pour la segmentation des kystes, sur des images panoramiques. La méthode de segmentation est semi-automatique. Elle permet une délimitation manuelle rapide de la région d'intérêt, en utilisant l'algorithme de plus court chemin (Dijkstra). L'image subit d'abord une convolution, à l'aide du filtre de Sobel, au moyen duquel

les bords des objets sont améliorés. L'utilisateur marque des points individuels dans l'image, entre lesquels le chemin le plus court optimal est recherché, au niveau de la région d'intérêt.

✚ [P. L. Lini, P. Y. Huang, P. W. Huang, 2012][24]

Les chercheurs proposent une méthode de détection des lésions des gencives, entièrement automatique, pour les images radiographiques dentaires péri-apicales. Le procédé comprend deux étapes : isoler les parties de dents, puis la localisation de la région de la lésion, et le marquage de la séparation. Au premier stade, des opérations morphologiques et des égalisations d'histogramme sont d'abord appliquées, pour améliorer le contraste entre les dents, et les parties des gencives, puis un seuillage est utilisé pour séparer les deux types de régions. Dans la deuxième étape, les parties de gencives sont d'abord segmentées, en régions : normale, lésion probable, lésion et lésion grave, à l'aide d'une méthode de level set, avec trois fonctions de level set couplées. Puis, la lésion ou région de lésion probable, est ensuite segmentée en lésion, et en régions de lésion probables, à l'aide de la même méthode de level sets. Les résultats expérimentaux montrent que la méthode proposée peut détecter, et étiqueter toutes les régions de lésions, sur des images radiographiques dentaires péri-apicales, qui sont conformes à la perception visuelle humaine, et qui sont robustes à la variation de l'éclairage.

✚ [K. Anuradha, K. Sankaranarayanan, 2012][25]

Ils utilisent l'algorithme « watershed », contrôlé par marqueurs, pour la détection des tumeurs orales. Ils ont utilisés les marqueurs afin d'éviter la sur-segmentation. Cette méthode, semi-automatisée, a simplifié l'analyse des lésions buccales, et peut être utilisée en pratique clinique, pour détecter les lésions cancéreuses. La précision obtenue est de 90,25%. En perspectives, ils proposent d'augmenter le nombre de cas pour atteindre une précision de 99%.

✚ [G. Ulaganathan, A. Banumathi, J. J Amutha, et al 2012][26]

Ils ont présenté un algorithme de segmentation, pour la délimitation interactive de divers types de kystes dentaires, à l'aide de l'algorithme « Live-wire », sur des images radiographiques panoramiques dentaires. Cette méthode est semi-automatique. L'aperçu de cette méthode consiste à calculer le chemin le plus court entre deux clics de souris, en utilisant le coût local calculé.

✚ [J. Mikulka, E. Gescheidtova, M. Kabrada, et all, 2013][27]

Les auteurs ont fait la conception d'une méthode d'évaluation automatisée, des paramètres, dans des images orthopantomographiques, contenant des tissus pathologiques, développés dans les os de la mâchoire humaine. Les auteurs présentent les résultats de la segmentation automatisée et rapide, réalisée via la méthode « Live-wire », et comparent les données obtenues avec les résultats fournis par d'autres techniques de segmentation (Level Set, LPE). Les paramètres de forme et les grandeurs statistiques de base, liées à la distribution des intensités dans les zones segmentées, sont sélectionnés. Les auteurs corrèlent ces valeurs avec l'évaluation subjective, réalisée par les radiologues.

✚ [A. E. Rad, M. R. Mohd, A. Norouzi, 2013][28]

Ils utilisent l'application du modèle des contours actifs, pour la segmentation des lésions buccales, afin de classifier les lésions cancéreuses et non cancéreuses. Cette méthode, semi-automatisée, a simplifié l'analyse des lésions buccales, et peut être utilisée en pratique clinique, pour détecter les lésions cancéreuses.

✚ [A. Kaushik, P. C. Mathpal, V. Sharma, 2014][29]

Les auteurs présentent un schéma de segmentation, des cavités présentes dans les images radiographiques dentaires numériques. La première étape est l'amélioration de l'image. De plus, les images RVB sont converties en niveaux de gris. Vient ensuite l'étape d'identification, dans laquelle les cavités sont identifiées. Ensuite, les contours sont détectés, en utilisant l'opérateur de Sobel. La détection des contours donne une image, dont les contours sont répartis sur les limites des cavités. L'étape suivante est la méthode LSAC (Level Set Active Contour), dans laquelle les contours initiaux sont définis manuellement, près de l'objet. Après un certain nombre d'itérations, les contours épouseront les bords de l'objet. Le résultat est la région segmentée, représentant la région d'intérêt (ROI).

✚ [M. Rana, D. Modrow, J. Keuchel, 2014][30]


Dans cet article, les auteurs présentent un nouvel outil, « Smartbrush », qui permet une segmentation automatisée, et plus rapide de la tumeur, qu'une segmentation manuelle. Les résultats montrent que la segmentation à l'aide de « Smartbrush » est nettement plus rapide, donnant une bonne précision et fiabilité en chirurgie tumorale.

✚ [A. F. ShaharBanu, M. Kayalvizhi, B. Arumugam et al, 2014] [31]

Le travail proposé est effectué sur des radiographies dentaires. Il aide le dentiste à planifier le traitement, et facilite le processus de catégorisation du kyste dentaire, à l'aide de techniques de traitement d'image, basées sur des informations de texture. Initialement, les radiographies dentaires sont prétraitées, en utilisant une amélioration du contraste.

 **[R. M. Rodrigues, D. M. Araújo, R. D. Best, et al, 2014][32]**

Ils ont proposé une méthode, pour le traitement des images panoramiques dentaires, utile pour les dentistes, pour prendre soin de la santé bucco-dentaire, et pour identifier les cadavres. La méthode proposée effectue une égalisation d'histogramme, pour améliorer la qualité d'image. La segmentation, se base sur la morphologie mathématique, qui permet d'identifier la position de chaque dent. Cette méthode automatique a traité avec succès les images de radiographie panoramique, et a permis de mettre en évidence les structures dentaires.

 **[R. G. Birdal, E. Gumus, A. Sertbas, et al, 2015][33]**

Ils proposent d'introduire une méthodologie automatisée, de détection des lésions apicales dentaires. Le système se compose de modules, pour la séparation des mâchoires, utilisant une transformation en ondelettes discrètes, ainsi qu'une régression polynomiale. La segmentation des dents se fait, en utilisant un balayage radial angulaire, alors que la localisation des racines, et la détection des lésions se font, en utilisant une croissance de région.

 **[K. Vallaey, A. Kacem, H. Legoux, et al, 2015][34]**

Ils utilisent l'application de modèles des contours actifs, pour la segmentation des lésions buccales, afin de classer les lésions, cancéreuses et non cancéreuses. Cette méthode, semi-automatisée, a simplifié l'analyse des lésions buccales, et peut être utilisée en pratique clinique pour détecter les lésions cancéreuses.

 **[P. Sophia, 2015][35]**

L'objectif de ce travail est de valider une méthode de segmentation semi-automatique, de lésions péri-apicales, via le logiciel ITK-SNAP, sur des images CBCT (Cone beam computed tomography), et de la comparer avec une segmentation manuelle (la segmentation manuelle, se réalisant coupe par coupe). L'utilisateur sélectionne la zone qu'il juge pertinente, soit les voxels, qui semblent correspondre à la lésion péri-apicale. La segmentation semi-automatique, par détection de contours actifs, a permis d'obtenir l'image caractéristique, permettant de commencer la segmentation, après avoir sélectionné l'intensité de la région. Le seuillage définit

les régions de l'image caractéristiques, donc il permet d'isoler les pixels dans la zone d'intérêt. Cette étude montre une forte corrélation, entre les volumes des lésions péri-apicales, obtenus par segmentation semi-automatique, et les volumes, obtenus par segmentation manuelle. Aucune différence significative n'a été observée. ITK-SNAP semble être un outil simple et rapide, pour obtenir une analyse quantitative de la lésion péri-apicale. L'analyse du volume permet également un meilleur suivi de la cicatrisation des lésions.

 [F. Abdolali, R. Zoroofi, Y. Otak 2016] [36]

Une méthode automatique, basée sur l'analyse d'asymétrie est proposée. Cette méthode, assez générale, permet de segmenter différents types de kystes de la mâchoire. L'approche proposée comprend trois étapes principales : premièrement, l'algorithme de filtrage de diffusion « Diffusion Filtering » est utilisé, pour le prétraitement et la détection de l'axe de symétrie. Ensuite, chaque image est divisée en deux parties. Dans la deuxième étape, l'algorithme « free form deformation (FFD) » est utilisé, pour corriger le léger déplacement entre les pixels correspondants à la partie gauche, et ceux d'une copie réfléchie de la partie droite. Dans la dernière étape, les différences d'intensité sont analysées, et un certain nombre de contraintes sont appliquées, pour supprimer les régions faussement positives. La validation est effectuée, à l'aide de trois indicateurs de similarité (Jaccard index, Dice's coefficient and Hausdorff distance). Un taux élevé de vrai positif (TP) a été atteint, ce qui signifie qu'un grand nombre de pixels kystes sont correctement classifiés. Les résultats quantitatifs de la segmentation automatique montrent que la méthode proposée est efficace.

 [M. K. Alsmadi, 2016][37]

L'auteur propose l'approche hybride, fuzzy c-means/neutrosophie, sur des images panoramiques dentaires, pour segmenter, et détecter la région de la lésion de la mâchoire. La méthode aide à diagnostiquer les lésions de la mâchoire, même dans les images panoramiques complexes, et à faible contraste. Cette méthode de segmentation est automatique, avec un taux de vrai positifs (TP) de 90%.

 [K. V. Divya, A. Jatti, P. S. Meharaj, et al, 2016][38]

Ils ont travaillé sur un algorithme de segmentation, basée sur le modèle de contour actif (ACM), pour la segmentation de la lésion kystique, et l'extraction de la zone des kystes, ceci pour étudier

le comportement de la formation des kystes. Le modèle de contour actif est appliqué, pour obtenir différentes formes de kystes de la mâchoire, et les classer en types de kystes.

✚ [M. G. Rajdeep, R. Manaka, 2016][39]

Ils ont utilisé la segmentation par ligne de partage des eaux (watershed), pour l'extraction des caractéristiques de texture GLCM (Gray Level Co-occurrence Matrix), et la caractérisation des lésions du cancer de la bouche à l'aide de fonctions de texture. Ceci permettra une visualisation claire des zones touchées par le cancer, avec une résolution substantielle, détectant différents types de lésions cancéreuses buccales. Les techniques sont rapides et précises.

✚ [V. Divya.K, A. Jatti², S. Meharaj, et al, 2016] [40]

Les auteurs proposent un moyen efficace, pour le prétraitement des images OPG (orthopantomogramme). Le logiciel ImageJ a été utilisé pour implémenter l'égalisation d'histogramme, afin de visualiser la région kystique et par conséquent l'estimation des paramètres de forme. Les paramètres de forme, décrits pour la région kystique, sont la surface, le périmètre, la circularité, la solidité et la rondeur. Les paramètres d'image tels que la valeur des intensités de gris moyenne et modale, l'écart-type minimum et maximum des intensités de pixels, le rapport hauteur / largeur pour la région kystique ont été évalués à l'aide de ImageJ. Les descripteurs de forme, extraits à l'aide d'ImageJ, aident à planifier la chirurgie, pour le traitement de différents types de kystes.


✚ [A. F. Safi, A. Grandoch, T. Dreiseidler, 2017][41]

Ils utilisent le logiciel open source ITK-SNAP, pour mesurer le volume des kystes, sur les images CBCT (Cone beam computed tomography). Les kystes ont été identifiés et délimités avec les moyens de la segmentation semi-automatique. Ensuite, une segmentation manuelle a été effectuée pour assurer une segmentation correcte. Le volume des kystes a été calculé automatiquement, en millimètres cubes, par le logiciel.

✚ [F. Abdolali, Z. R. Aghacizadeh, 2018][42]

Cet article présente une méthode de segmentation automatique, des lésions maxillo-faciales, à partir d'images CBCT (Cone beam computed tomography), basée sur des caractéristiques 3D, et une analyse de symétrie. La méthode proposée se compose de trois


étapes : premièrement, trois classes d'algorithmes de détection, à savoir SIFT (Scale-Invariant Feature Transform), SURF (Speeded-up Robust Features) et BRISK (Binary Robust Invariant Scalable Keypoints) sont implémentés. Par la suite, faisant correspondre les points symétriques, un plan symétrique est détecté, et l'image volumique 3D est divisée en deux parties, à peu près symétriques. Enfin, combinant recalage, seuillage et opérateurs morphologiques, la lésion maxillo-faciale est segmentée. De plus, l'implémentation 3D, proposée à l'aide de GPU (Graphics Processing Unit), réduit le temps d'exécution de l'algorithme, et augmente la faisabilité de l'application clinique en pratique.

 [K. Devi, A. Banumathi, G. Ulaganathan, 2019] [43]

Les auteurs ont utilisé une technique automatisée hybride, pour détecter et extraire la région kystique, dans les images dentaires de rayons X, utilisant, des propriétés d'isophotes symétriques, et la méthode fast marching (FMM). La courbe d'isophote est la courbe qui relie les pixels de même intensité. Chaque ligne de courbure isophote est associée à un isocentre. Parmi eux, l'isocentre qui a une réponse maximale (MIC), est l'estimation la plus probable, pour localiser la région kystique. L'isocentre maximum (MIC) est le point de départ de la segmentation, basée sur le modèle de la méthode fast marching. L'algorithme de fast marching (FMM), comme l'algorithme de Dijkstra, suit le chemin le plus court. Cette méthode de fast marching extrait la limite de la région kystique, de manière très efficace. Cette méthode hybride, en deux étapes, est une méthode automatisée, robuste et rapide, pour résoudre le problème complexe de la segmentation des kystes. Le temps d'exécution moyen calculé est de 2,8 s, et la précision atteinte est de 95%.

 [K. G. Rani Roopha Devi, R. Mahendra Chozhan, 2019] [44]

Ils ont utilisé le regroupement par K-means clustering, pour segmenter des images de rayons X dentaires péri-apicales, ainsi que des opérations morphologiques, pour séparer les structures dentaires. La précision de la méthode est d'environ 97%. Cette méthode peut également être utile, pour identifier une personne inconnue, lors de décès non naturels et de catastrophes naturelles, en donnant un nouvel élan à l'odontologue légiste, et au domaine de la criminalistique.

 [K. V. Divya, A. Jatti, P. R. Joshi, et al, 2019][45]

Les auteurs ont proposé une étude corrélative des méthodes de segmentation d'images, panoramiques dentaires, pour détecter les troubles de la mâchoire. Les méthodes utilisées sont

le seuillage (thresholding), la ligne de partage des eaux (watershed) et les level Sets. La segmentation par Level sets produit les meilleurs résultats, en segmentant le kyste/tumeur.

2.2.3 Méthodes de classification

✚ [A. Chodorowski, U. Mattsson, T. Gustavssona, 1999][46]

Le but du travail est d'étudier des méthodes efficaces d'analyse d'images, pour la discrimination de deux lésions buccales : les réactions lichénoïdes buccales, et la leucoplasie buccale, en utilisant uniquement des informations de couleur.

Les meilleurs résultats de classification ont été obtenus dans le système de couleur HSI (Hue Saturation Intensity), utilisant une fonction discriminante linéaire. Au total, 70 réactions lichénoïdes sur 74 (94,6%), et 14 sur 20 (70,0%) des leucoplasies ont été correctement classées, en utilisant uniquement les informations de couleur.

✚ [S. Rysavy, A. Flores, R. Enciso, et al, 2008][47]

Cet article propose une nouvelle approche, pour améliorer la qualité de segmentation d'un algorithme de Random walks 3D, en utilisant des critères de class-fiabilité. Les méthodes proposées sont évaluées à l'aide d'un ensemble de données de 28 lésions dentaires, en tomodensitométrie à faisceau conique 3D. Les deux méthodes produisent des seuils viables, le premier correspondant à une segmentation conservatrice, et le second à une segmentation relâchée, et comparent qualitativement ces résultats, pour déterminer la meilleure méthode.

✚ [J. W. Hana, T. Breckona, D. Randell, et al., 2008][48]

Les auteurs ont travaillé sur le classificateur de Haar, utilisé en cascade. Le concept est d'utiliser un ensemble conjonctif de classificateurs faibles, pour entraîner un classificateur fort, donc une cascade de classificateurs boostée, appliquant des fonctionnalités de type Haar, pour les kystes. Leurs résultats expérimentaux préliminaires montrent le succès de ces classificateurs, dans la localisation des cellules/noyaux individuels, et dans la classification des sous-types de kystes.

✚ [J. Mikulka, E. Gescheidtova, M. Kabrada, 2013][27]

Le papier comprend une discussion, présentant la possibilité d'utiliser des paramètres sélectionnés, ou leurs combinaisons, pour exécuter la classification automatique des kystes et de l'ostéonécrose. Dans ce contexte, une comparaison de divers classificateurs est effectuée, dont « Decision Trees (DT) », « Naive Bayes (NB) », « Neural Network(NN) », « k-nearest

neighbors (k-NN) », « Support Vector Machine(SVM) » et les outils de classification « Linear Discriminant Analysis (LDA) ».

✚ [I. Nurtanio, R. E. Astuti, i k. E. Purnama, et al, 2013][49]

Les auteurs ont travaillé sur la segmentation, et la classification des lésions buccales, en bénignes ou malignes. Ils ont développé un système de classification, assistée par ordinateur, pour les kystes et les lésions tumorales, dans les images panoramiques dentaires. Le système proposé consiste en une extraction de caractéristiques, basée sur la texture de premier ordre « first-order (FO) », de la matrice de cooccurrence (GLCM : Gray Level Co-occurrence Matrix), et de la matrice de longueur de plage, en niveaux de gris (GLRLM : Gray Level Run Length Matrix). Dans ce travail, il y avait trente-trois caractéristiques, qui ont été classées, à l'aide d'un classifieur SVM (Support Vector Machine SVM). Le résultat montre que la différenciation du kyste des lésions tumorales peut atteindre une précision allant jusqu'à 87,18%. Lors de l'utilisation du nombre de caractéristiques utilisées comme prédicteurs, la précision la plus élevée obtenue était de 84,62%, en utilisant FO, 61,54%, en utilisant GLCM, 76,92%, en utilisant GLRLM, 75,56%, en utilisant la combinaison GLCM et GLRLM, et 87,18%, en utilisant la combinaison de FO, GLCM et GLRLM. Le niveau de précision de cette prédiction peut être classé comme «excellent».

✚ [F. Özden, O. Özgönenel, B. Özden, et al, 2014][50]

Les auteurs se sont intéressés au diagnostic des maladies parodontales, à l'aide de différents algorithmes de classification, en utilisant les machines à vecteurs de support (SVM : Support Vector Machine), les arbres de décision (DT : Decision Trees), et les réseaux de neurones artificiels (ANNs : Artificiel Neural Networks). Les algorithmes DT et SVM ont donné les meilleurs résultats, pour la classification des maladies parodontales, avec une très bonne précision de 98%.

✚ [A. F. ShaharBanu, M. Kayalvizhi, B. Arumugam et al, 2014][31]

Ils proposent une classification, effectuée sur des radiographies dentaires, utilisant une estimation des paramètres de texture, basée sur l'approche GLCM. Les caractéristiques de texture estimées comprennent le contraste, la corrélation, l'énergie, l'homogénéité et la moyenne. Ces paramètres sont utilisés pour classer le kyste dentaire, à l'aide du classificateur K-means, dans l'espace des fonctionnalités.

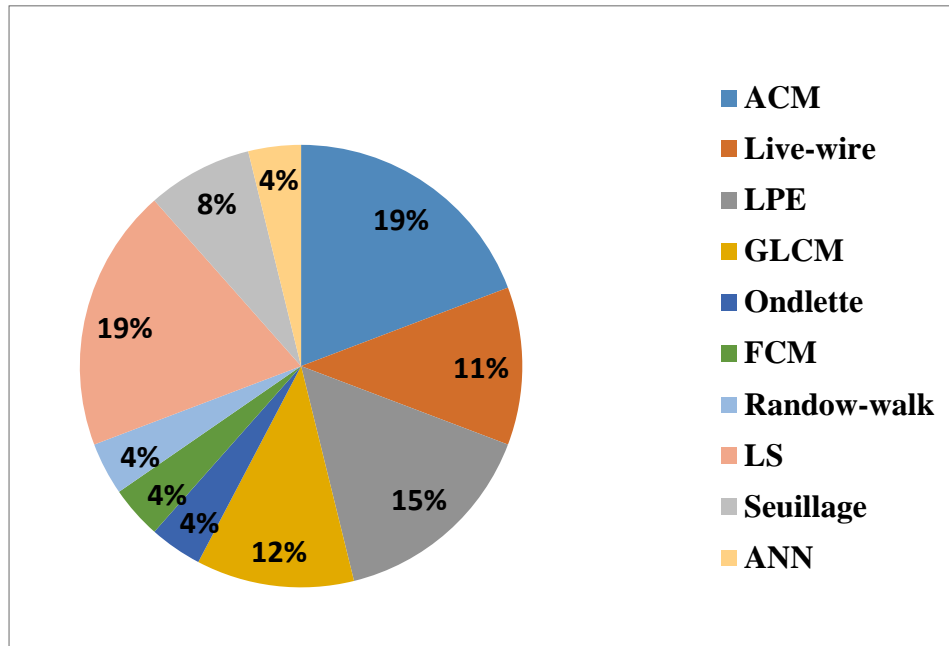


Figure 2-2: Graphique récapitulatif des outils utilisés dans l'état de l'art

✚ [E. Yilmaz1, T. Kayikcioglu, S. Kayipmaz, 2017][51]

Ils ont présenté un système d'aide à la décision, pour une classification efficace, des lésions de kyste périapical dentaire, et de tumeur odontogène kératocystique, obtenues via la tomographie à faisceau conique (CBCT). Des opérations de segmentation ont été effectuées sur les images CBCT, à l'aide du logiciel de visualisation (viewer Software). Dans cette expérience, ils ont utilisé six classifieurs différents, à savoir, les « k-Nearest Neighbors (k-NN) », la « Naive Bayes », les « Decision Trees », la « Random Forest », les « Neural Network (NN) », et les « Support Vector Machine (SVM) ». Ils ont trouvé que SVM donne les meilleurs résultats de classification.

Récapitulatif

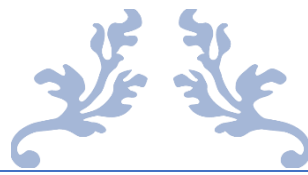
On peut récapituler les méthodes citées dans la figure 2-2.

L'interprétation du secteur graphique (Figure 2-2) est relativement simple. Nous pouvons observer que les méthodes de segmentation, les plus utilisées par des chercheurs, d'après la littérature, sont ACM (Active Contour Model) et LS (Level Set) avec un pourcentage de 19%, et LPE avec un pourcentage de 15%. Par contre, les méthodes : ANN, Random-walk, FCM, Ondelettes sont les moins employées, avec un pourcentage de (4%).

Discussion

Dans ce chapitre, nous avons présenté des travaux et des potentialités offertes dans la littérature, pour le traitement informatique des images panoramiques dentaires. Les méthodes qui ont été les plus utilisées, et celles qui ont donné les meilleurs résultats, sont l'approche « Level Set », pour la segmentation, et la méthode « SVM », pour la classification.

Le chapitre suivant sera consacré à la description des algorithmes de la morphologie mathématique, utilisés dans le système proposé.



Chapitre 3

*Morphologie
Mathématique*



Ce chapitre n'est qu'une introduction à la Morphologie Mathématique. Nous présentons les opérateurs de base et leurs principales propriétés, de même que la transformation LPE, qui est, par excellence, la machine-outil de la segmentation (la partition d'une image en régions connexes homogènes) en morphologie mathématique. On donnera sa définition, et certains algorithmes permettant de la réaliser.

3.1 Définition

La morphologie mathématique représente l'ensemble des règles mathématiques, utilisées pour la description des formes. La morphologie mathématique est une théorie, essentiellement non linéaire, utilisée en particulier en analyse d'images, dont le but est l'étude des objets, en fonction de leur forme, de leur taille, de leur texture, et de leur niveau de gris ou de leur couleur.

L'utilisation de la morphologie mathématique, en analyse d'images, remonte aux années soixante. Elle a été développée, à l'origine, à l'école des Mines de Paris. Cette théorie a été initialement introduite en sciences des matériaux, par J. Serra et G. Matheron, pour analyser des objets, au travers de leur texture. Les outils proposés ont été développés, au départ, pour traiter des images binaires. Elle a connu durant ces deux dernières décennies de nombreux développements, tant sur le plan théorique que pratique. Elle couvre aujourd'hui un éventail de champs d'application, assez large, touchant notamment à la robotique et à la vision industrielle, la biologie, l'imagerie médicale ou encore les multimédias [52].

3.2 Élément structurant

Une opération morphologique est une transformation, non linéaire (non réversible), qui consiste à balayer et à analyser l'ensemble des pixels, avec un élément de géométrie connu, appelé élément structurant. Dans la pratique de la morphologie mathématique, on étudie souvent les images (binaires ou niveaux de gris), à l'aide d'un ensemble B , que l'on connaît, à priori, et que l'on adapte à nos besoins. Cet ensemble B est appelé élément structurant. La figure 3-1 présente quelques éléments structurants classiques [53].

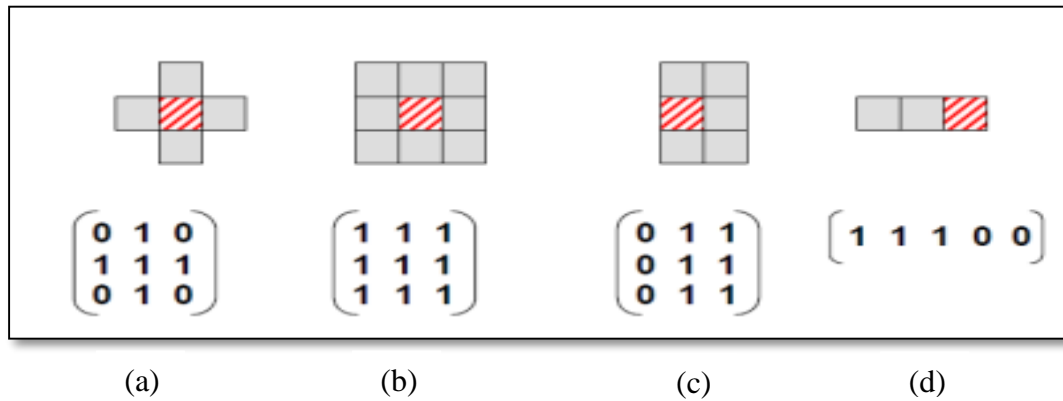


Figure 3-1 : Exemples d’éléments structurants (le point central est hachuré). Les éléments (a) et (b) sont symétriques et isotropes, et sont appelés éléments structurants 3x3, en 4-connexité (a) et en 8-connexité (b). Les éléments (c) et (d) sont asymétriques ; pour bien rendre compte de cette asymétrie, les matrices correspondantes se doivent, elles, d’être centrées sur le point central de l’outil [52].

L’élément structurant a les caractéristiques suivantes :

- Il possède une forme (géométrie connue) ;
- Cette forme a une taille λ ;
- Cet élément est repéré par son origine 0 ;
- L’origine 0 appartient généralement à l’élément structurant, mais ce n’est pas une obligation [54].

Il y a plusieurs formes d’élément structurant (carré, cercle, ellipse, disque...etc.), illustrée par la figure 3-2.

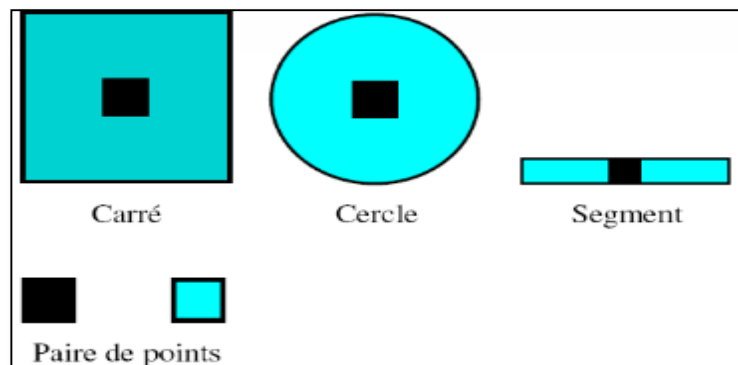


Figure 3-2 : Exemples d’éléments structurants [54].

3.3 Opérateurs morphologiques

Nous allons décrire les 4 opérations morphologiques de base, à savoir la dilatation, l'érosion, l'ouverture et la fermeture, qui peuvent s'appliquer, tant aux images binaires, qu'à celles à niveaux de gris.

3.3.1 Dilatation et érosion

- **Dilatation**

On définit la dilatation (Équation 3-1) d'un ensemble X , par un ensemble B , appelé élément structurant, et qui permet d'appréhender la forme de X par [55] :

$$D(X, B) = \bigcup_{b \in B} X_b = \bigcup_{x \in X} B_x = \{x + b, x \in X, b \in B\} \quad (3-1)$$

L'effet de la dilatation est d'abord d'élargir l'objet ; la hauteur et la largeur de l'objet dilatée, seront les sommes, respectivement des hauteurs et largeurs de l'objet original, et de l'élément structurant. Si l'élément structurant est décentré, la dilatation décalera l'objet dans le même sens. Enfin, les coins convexes de l'objet seront déformés, en fonction de l'élément structurant (par exemple si celui-ci est un disque, les coins convexes seront arrondis) (Figure 3-3).

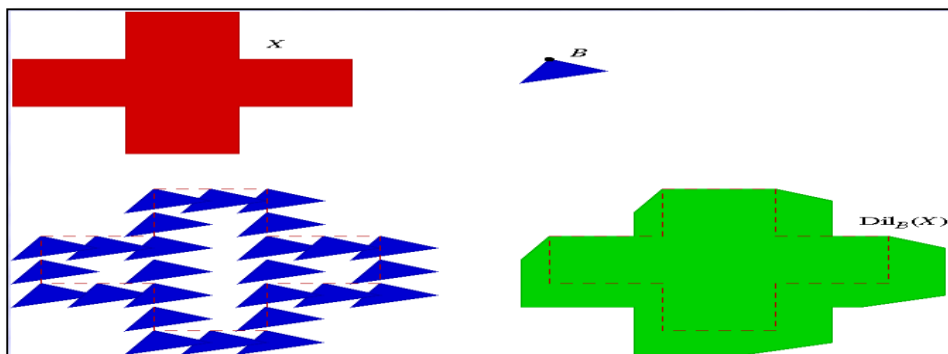


Figure 3-3 : Dilatation de X par un élément structurant B [56].

En haut à gauche, l'objet X à dilater, et à droite, élément structurant B (la boule noire indiquant la position du point de référence). En bas à gauche, les fenêtres pour un certain nombre de pixels. En bas à droite, la dilatation de X par B ; les coins convexes de l'objet deviennent biseautés (taillés) par les côtés du triangle B [56].

• L'érosion

L'opération, qui en quelque sorte, tente de produire l'inverse de la dilatation, est l'érosion morphologique définie par (Équation 3-2) [55] :

$$E(X, B) = \bigcap_{b \in B} X_{-b} = \{p \in E, B_p \subseteq X\} \tag{3-2}$$

L'équation (3-2) correspond à l'approche ensembliste, où cette fois, la relation imposée, entre l'élément structurant et la forme, est l'inclusion.

L'effet de l'érosion est d'abord de rétrécir l'objet ; la hauteur et la largeur de l'objet érodée, seront les différences, respectivement des hauteurs et largeurs de l'objet originale, et de l'élément structurant (en particulier si l'élément structurant est plus large ou plus haut que l'objet, l'érosion de celle-ci sera vide). Si l'élément structurant est décentré, l'érosion décalera l'objet en sens inverse. Enfin les coins concaves de l'objet seront déformés, en fonction de l'élément structurant (par exemple si celui-ci est un disque, les coins concaves seront arrondis) (Figure 3-4).

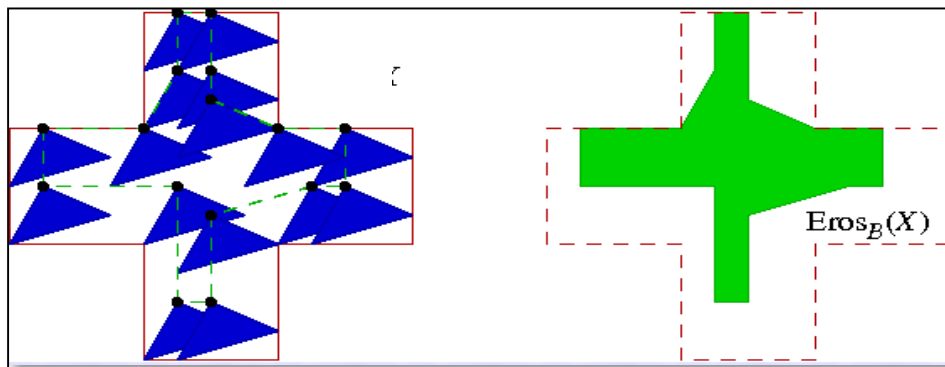


Figure 3-4 : Erosion de X par un élément structurant B [56].

On considère le même objet X, et l'élément structurant B que ci-dessus (exemple précédente). À gauche, plusieurs positions (boules noires) de pixels p sont incluses dans X. A droite, l'érosion de X par B ; les coins concaves de la figure deviennent biseautés, par les côtés du triangle B [56].

L'érosion et la dilatation sont duales par complémentarité : dilater un ensemble revient à éroder son complémentaire avec l'élément structurant symétrique (équation 3-3) [55], avec : $B^\vee = \{-b, b \in B\}$.

$$(X \oplus B)^c = X^c \ominus B^\vee \quad \text{et} \quad (X \ominus B)^c = X^c \oplus B^\vee \tag{3-3}$$

- Propriétés de la dilatation et l'érosion

Tableau 3-1: Propriétés de la dilatation et de l'érosion [54].

Propriété de la dilatation	Propriété de l'érosion
<ul style="list-style-type: none"> ▪ La taille des objets augmente ; ▪ Comble les chenaux et les trous étroits ; ▪ Peut souder deux formes proches ; ▪ Les petits détails disparaissent. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Elle diminue la taille des objets ; ▪ Élargie les chenaux et les trous, et transforme une presqu'île en île ; ▪ Supprime les caps étroits et les petits îlots.

3.3.2 Gradient morphologique

Le gradient d'une image est sa dérivée. Pour une image 2D et plus, c'est un vecteur en chaque point. En morphologie, on considère le plus souvent uniquement la magnitude du gradient. Les gradients permettent, de mettre en évidence, les zones de forte variation d'intensité dans l'image. Ce sont classiquement les zones de contours des objets.

A partir de la dilatation et de l'érosion on peut définir le gradient morphologique (Équation 3-4) [55].

$$G(F) = \delta_B(F) - \phi_B(F) \tag{3-4}$$

Où : $\delta_B(F)$ est la dilatation de F par l'élément structurant B , et $\phi_B(F)$ est l'érosion de F par l'élément structurant B .

On peut définir également deux versions réduites du gradient morphologique, appelées respectivement, gradient externe (Équation 3-5) et gradient interne (Équation 3-6) :

$$g^+(F) = \delta_B(F) - F \tag{3-5}$$

$$g^-(F) = F - \phi_B(F) \tag{3-6}$$

La figure 3-5 donne un exemple de gradient, obtenu par différence de dilatation et d'érosion de la taille 1 [57].



Figure 3-5 : Exemple de gradient [57].

3.3.3 Ouverture et fermeture morphologiques

- **Ouverture**

L'ouverture est obtenue, en effectuant sur un ensemble X , une érosion, puis une dilatation sur l'ensemble érodé, par un même élément structurant B . Le résultat est nommé ouverture de X par B , et noté comme suit (Équation 3-7) [55] :

$$X \circ B = (X \ominus B) \oplus B \quad (3-7)$$

- **Fermeture**

La fermeture, est l'opération « inverse » de l'ouverture, c'est à dire que l'on applique tout d'abord une dilatation, puis une érosion (toujours en gardant le même élément structurant) le résultat est nommé fermeture de X par B , noté comme suit (Équation 3-8) [55] :

$$X \bullet B = (X \oplus B) \ominus B \quad (3-8)$$

On voit dans l'exemple de la figure 3-6, une ouverture et une fermeture de X par B . En haut à gauche, les translatés de B , sont inclus dans X , et à droite, leur union donne l'ouverture de X par B . En bas à gauche, les translatés de B , sont inclus dans le complémentaire de X , et à droite le complémentaire de leur union donne la fermeture de X par B [56].

Notons que le résultat de l'ouverture ou de la fermeture ne dépend pas de la position de l'élément structurant par rapport au point de référence.

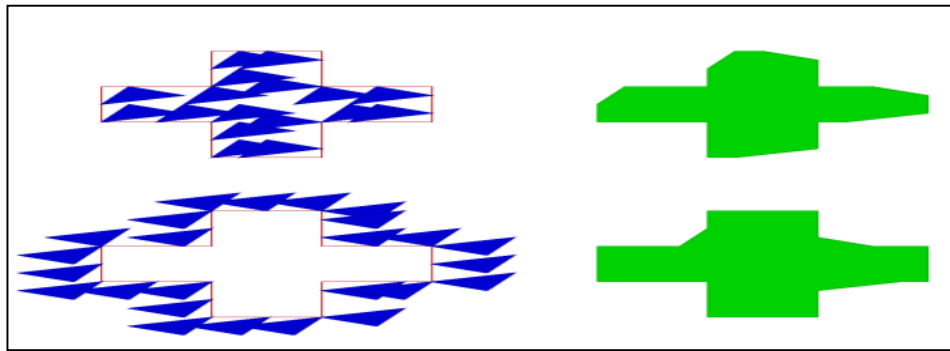


Figure 3-6 : Ouverture et fermeture de X par B [56].

- **Propriétés de l’ouverture et de la fermeture**

Tableau 3-2 : Propriété de l’ouverture et du fermenteur [54].

Ouverture	Fermeture
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Élimine toutes les parties, plus étroites que l’élément structurant ; ▪ Déforme les coins convexes ; ▪ Conserve (souvent) la taille et la forme ; ▪ Ne conserve pas (toujours) la topologie. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Rebouche toutes les parties du fond, plus étroites que l’élément structurant ; ▪ Déforme les coins concaves de la figure ; ▪ Conserve (souvent) la taille et la forme ; ▪ Ne conserve pas (toujours) la topologie.

3.4 Les filtres morphologiques

Une tâche très importante dans l’analyse d’image est le filtrage. Filtrer une image est une opération irréversible : il s’agit d’enlever des éléments de l’image, qui ne représentent pas d’intérêt, dans un contexte particulier, tout en gardant idéalement l’information essentielle. On peut construire différentes familles de filtres morphologiques, à partir des filtres de base, l’ouverture et la fermeture morphologiques.

Les deux caractéristiques principales qui définissent un filtre morphologique sont :

- **L’idempotence** : filtrer une image, peut être vu comme « passer au tamis » ; des éléments qui ne remplissent pas certains critères sont enlevés, les autres sont conservés. En appliquant cette opération une deuxième fois, le résultat ne doit pas changer.
- **La croissance** : la propriété de croissance est également liée au concept de « tamis » ; si des éléments, avec une certaine taille, ne passent pas le tamis, des éléments avec des tailles plus grandes ne le passent pas non plus [58].

3.5 Géodésie et reconstruction

Pour reconstituer une particule connexe X , à partir d'un de ses points x , il faut déterminer les points connexes de proche en proche. Ce procédé, appelé reconstruction, appartient à la famille des opérateurs géodésiques.

3.5.1 Dilatation géodésique

Une dilatation géodésique fait toujours intervenir deux images. La première image est le dilaté, par un élément structurant élémentaire isotrope, adapté à la trame, quant à la seconde image, elle limite l'extension de la dilatation de la première.

Définition : La dilatation géodésique, de taille 1, de l'ensemble X , conditionnellement à Y , notée $D_Y^{(1)}(X)$ est définie, comme l'intersection du dilaté de taille 1, et de Y (Équation 3-9) :

$$\forall X \subseteq Y, D_Y^{(1)}(X) = (X \oplus B) \cap Y \tag{3-9}$$

Où B est l'élément le plus simple, adapté à la trame. Suite à l'apparition de l'intersection dans la définition, $D_Y^{(1)}(X)$ est toujours inclus ou égal à Y . On dit aussi que Y sert de masque géodésique. La figure 3-7 illustre le principe de la dilatation géodésique, de taille 1, sur un ensemble, dans une trame hexagonale [59].

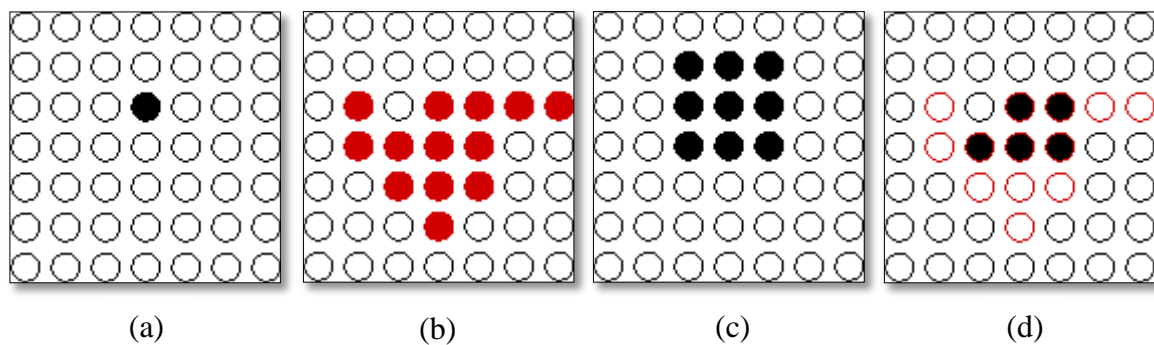


Figure 3-7 : Dilatation géodésique de taille 1 d'un ensemble. (a) Ensemble à dilater, (b) Masque géodésique, (c) Dilatation élémentaire, (d) Dilatation géodésique [59].

3.5.2 Érosion géodésique

La dualité inhérente aux opérations morphologiques élémentaires, conduit à définir l'érosion géodésique, de taille 1 et n.

Définition : L'érosion géodésique, de taille 1, de l'ensemble X , conditionnellement à Y , notée $(X \ominus B)^{(1)}$, s'écrit (Équation 3-10) [59] :

$$\forall X \supseteq Y, (X \ominus B)^{(1)} = (X \ominus B) \cup Y \quad (3-10)$$

3.5.3 Reconstruction

La reconstruction morphologique est un des outils essentiels de la morphologie mathématique, car il est utilisé par de nombreux autres algorithmes, tels que le remplissage des trous, la suppression des objets, touchant les bords de l'image, ou la détection de minima et maxima étendus [60].

- **Reconstruction géodésique par dilatation**

Un des premiers intérêts de la dilatation géodésique, est de permettre l'opération de reconstruction. A partir de marqueurs, désignant les parties que l'on souhaite, en quelque sorte, « garder », une dilatation géodésique de taille infinie (en pratique jusqu'à idempotence) permettra de retrouver les formes originelles de ces parties. La reconstruction géodésique, par dilatation, est obtenue par itération (λ), de la dilatation géodésique, de marqueur g , relativement à l'image masque f , jusqu'à stabilité ($\lambda \rightarrow \infty$) (Équation 3-11) :

$$R_f \delta(g) = \delta_f^\infty(g) = \lim_{\lambda \rightarrow \infty} \delta_{f,\lambda}(g) \quad (3-11)$$

Cette opération permet de reconstruire des détails perdus, éventuellement lors d'une autre opération. La figure 3-8 représente les trois étapes, mises en œuvre, pour extraire des objets choisis dans une image. La figure 3-8(a) est l'image de départ (masque). Dans l'image de la figure 3-8(b), on sélectionne certaines particules, en insérant quelques points dans celles-ci. La reconstruction conduit alors à l'image (Figure 3-8(c)), où ne sont reconstitués, que les objets sélectionnés ; les autres ont été gommés [52].

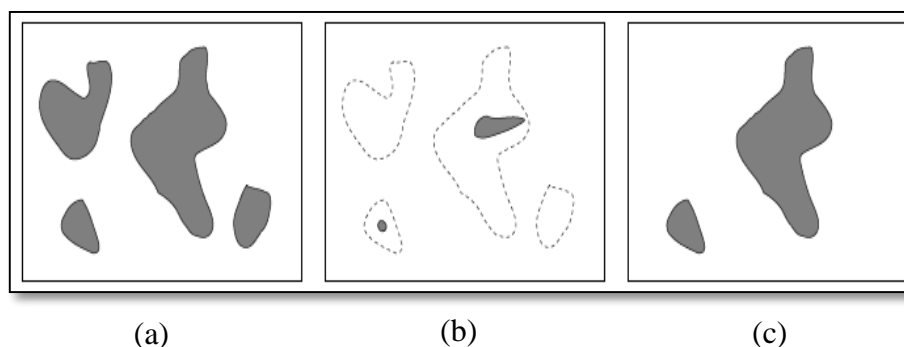


Figure 3-8 : Reconstruction géodésique. (a) Image masque, (b) Marquage des objets (image marqueur), (c) Objets reconstruits [52].

- **Reconstruction géodésique par Erosion**

La reconstruction géodésique, par érosion, est utilisée, pour reconstruire des caractéristiques sombres dans l'image. Elle fonctionne de façon analogue à la reconstruction géodésique, par dilatation, mais, au lieu de la dilatation, une érosion est appliquée à chaque [61].

La répétition de l'érosion géodésique de g , relativement à f , après un certain nombre d'itérations, nous a permis d'achever, ce qu'on appelle, la reconstruction géodésique par érosion. La reconstruction géodésique par érosion d'une image masque f , à partir une image marqueur g , tel que $f \leq g$, se définit donc, de la façon suivante (Équation 3-12) :

$$R_f \varepsilon(g) = \varepsilon_f^\infty(g) = \lim_{\lambda \rightarrow \infty} \varepsilon_{f,\lambda}(g) \tag{3-12}$$

Un exemple de reconstruction par érosion est présenté dans la figure 3-9. Cette transformation, en tant que fonction f , pour g fixe, est une fermeture. Elle reconstruit les vallées de la fonction f , qui sont marquées par les vallées de la fonction g ; les autres vallées sont comblées [52].

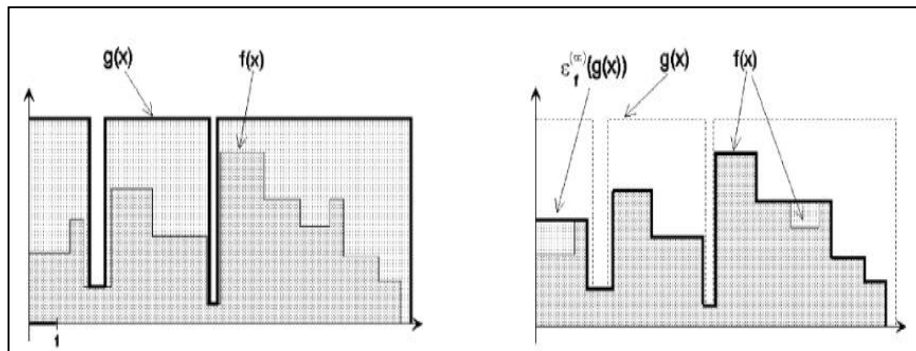


Figure 3-9 : Principe de la reconstruction géodésique par érosion [52].

3.6 Filtrage

Le filtrage est le processus, qui consiste à remplacer un pixel, par une valeur, qui est fonction des données, à proximité du pixel [62].

L'objectif avoué du filtrage, est de réduire les variations d'intensité, au sein de chaque région de l'image, tout en respectant l'intégrité des scènes, d'améliorer le contraste, d'atténuer le bruit. On distingue deux types de filtres : les filtres linéaires et les filtres non linéaires.

3.6.1 Filtrage linéaire

Un filtre linéaire transforme un ensemble de données d'entrée, en un ensemble de données de sortie, selon une opération mathématique, nommée convolution. Quand il s'agit de données numérisées, comme dans le cas du traitement d'image, la relation entre les valeurs des pixels de sortie, et celle des pixels d'entrée, est décrite par une matrice de convolution [63].

- **Filtre moyenneur** : le niveau de gris du pixel central, est remplacé par la moyenne des niveaux de gris des pixels environnants.
- **Filtre gaussien** : l'idée est la même, que pour le filtre moyenneur, mais avec une pondération : les poids sont déterminés, par les valeurs d'une gaussienne, ainsi on donne plus d'importance au pixel central, et ses voisins proches ; la largeur du filtre est donnée par son écart-type σ [64].

3.6.2 Filtrage non linéaire

Le filtre non linéaire est un opérateur, qui remplace la valeur de chaque pixel, par une combinaison non linéaire, des valeurs de ses pixels voisins.

- **Filtre médian** : Le filtre médian est spécifiquement efficace, contre le bruit de type poivre et sel, dans des images en niveaux de gris. Son fonctionnement consiste à remplacer la valeur d'un pixel, par la valeur médiane, de la totalité des pixels de son voisinage [65].

3.7 Ligne de partage des eaux

La morphologie mathématique fournit de nombreux outils de segmentation d'images. Nous allons nous intéresser ici à une technique en particulier : la technique de la Ligne de Partage des Eaux (LPE).

La Ligne de Partage des Eaux (Watershed en anglais) est l'une des techniques de segmentation les plus puissantes de la morphologie mathématique [66]. Dans un premier temps, cette technique a été utilisée pour segmenter les images en niveaux de gris. Puis, son utilisation a été étendue aux images couleurs, avec les travaux de Meyer, ouvrant ainsi une nouvelle voie dans le traitement d'images couleurs.

3.7.1 Définition de la LPE

La transformation par LPE se définit, par rapport à un processus d'inondation, qui consiste à partitionner l'image en différentes zones homogènes, appelées "bassins versants". Plus exactement, l'image peut être perçue comme une surface (un relief) topographique (Figure 3-10), contenant des monts, des plateaux et des vallées. La valeur de niveau de gris d'un pixel est interprétée, comme son altitude dans la surface topographique. Les pixels sombres (de faible gradient), correspondent donc aux vallées et bassins du relief, alors que les pixels clairs (de gradient plus fort), correspondent aux collines et lignes de crêtes [66].

La ligne de partage des eaux ne s'applique pas à l'image originale, mais à son gradient.

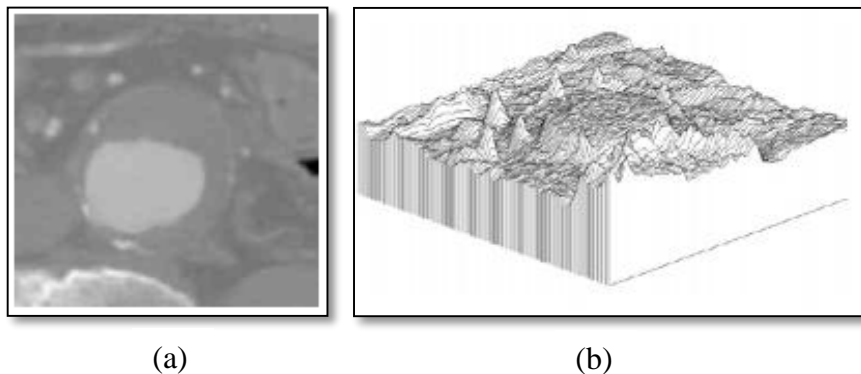


Figure 3-10 : Concept de la représentation topologique. (a) Image à teintes de gris, (b) Représentation topologique de l'image [58].

Pour mieux comprendre le principe de la LPE (Figure 3-11), nous présentons ces définitions :

- **Un minimum régional** : comme étant le point ou plateau, d'où on ne peut pas atteindre un point plus bas, sans être obligé de remonter.
- **Bassin versant d'un minimum régional** : comme étant la zone d'influence d'un minimum local, une goutte d'eau qui s'écoule dans le bassin versant, arrive au minimum régional.
- **Ligne de partage des eaux** : comme l'ensemble des points de séparations de deux bassins versants, elle est également la limite des zones d'influence des minima locaux.

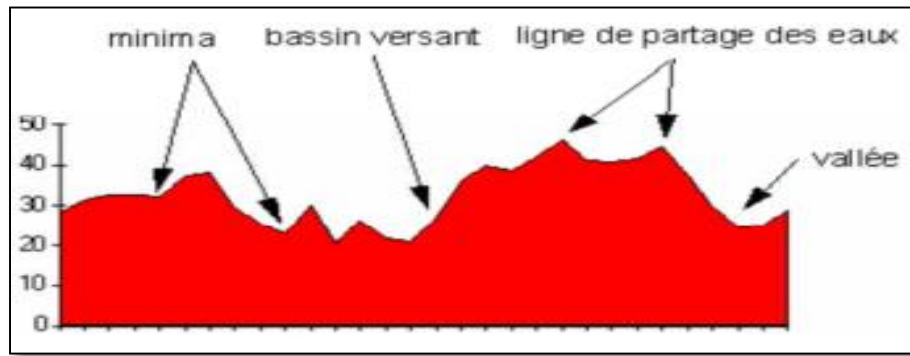


Figure 3-11 : Distribution d'une fonction en : vallées, bassin versant, minima locaux, LPE [67].

- **Marqueurs et zones d'influence** : on entend par marqueur, une ou plusieurs composante(s) connexe(s), permettant de localiser les régions, devant être segmentées dans l'image [58].

3.7.2 Construction de la LPE

La définition de la ligne de partage des eaux, en termes d'inondation, présente l'avantage d'être opératoire, et de fournir un algorithme direct pour sa construction. Cet algorithme est basé sur la reconstruction des seuils successifs de la fonction f (sachant que f est une fonction numérique quelconque, qui peut être, par exemple, la représentation d'une image en niveaux de gris), à l'aide d'une transformation morphologique, appelée squelette par zone d'influence géodésique (SKIZ géodésique : Le SKIZ est l'ensemble des points qui n'appartiennent à aucune des zones d'influence des parties connexes X_i de l'image).

Découvrons-le à l'aide d'un exemple :

Soit f une fonction digitalisée, et désignons par $Z_i(f)$ l'ensemble des points x , d'altitude inférieure ou égale à i [68].

$$Z_i(f) = \{x : f(x) \leq i\}$$

Considérons la plus petite altitude i_0 , correspondant à un seuil $Z_{i_0}(f)$ non vide. $Z_{i_0}(f)$ peut avoir plusieurs composantes connexes, chacune d'elles étant alors, par définition, un minimum régional de f . Examinons alors le seuil $Z_{i_0+1}(f)$, immédiatement supérieur. Ce dernier seuil contient évidemment le précédent. Soit Z , une composante connexe de $Z_{i_0+1}(f)$.

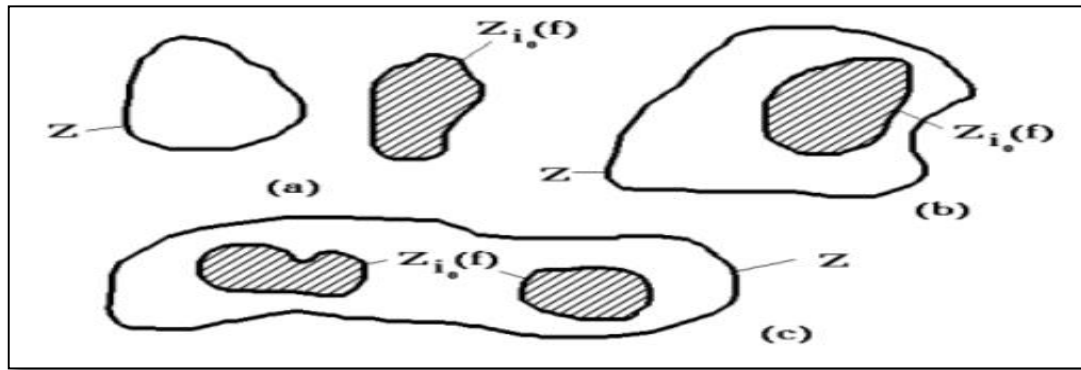


Figure 3-12 : Relations entre les composantes connexes de deux seuils successifs d'une fonction [68].

Soit Z une composante connexe de $Z_{i_0+1}(f)$. Il existe trois relations possibles (Figure 3-12) [12], entre Z et $Z_{i_0}(f)$:

- $Z \cap Z_{i_0}(f) = \emptyset$: Dans ce cas, Z est un minimum régional de f à l'altitude i_0 (Figure 3-12(a)).
- $Z \cap Z_{i_0}(f)$ est non vide et connexe : Z représente le niveau (i_0+1) du lac, produit par l'inondation du minimum régional de $Z \cap Z_{i_0}(f)$ (Figure 3-12(b)).
- $Z \cap Z_{i_0}(f)$ peut être non vide, et formé de plusieurs composantes connexes. Dans ce cas, Z correspond à la réunion des eaux, provenant des différents minima régionaux, composants $Z \cap Z_{i_0}(f)$. Cette jonction n'étant pas autorisée, une LPE est construite pour séparer les différents lacs (Figure 3-11(c)). Pour cela, on construit les zones d'influence géodésique de $Z \cap Z_{i_0}(f)$ (Figure 3-13) [12].

Une zone d'influence d'une composante connexe de $Z \cap Z_{i_0}(f)$, est constituée des points de Z , plus proches, au sens de la distance géodésique de cette composante connexe, que de toute autre composante connexe de $Z \cap Z_{i_0}(f)$. Chaque zone d'influence constitue alors un bassin versant, ou du moins sa restriction, au niveau i_0+1 , associé à chaque minimum régional (composante connexe) de $Z \cap Z_{i_0}(f)$ [68].

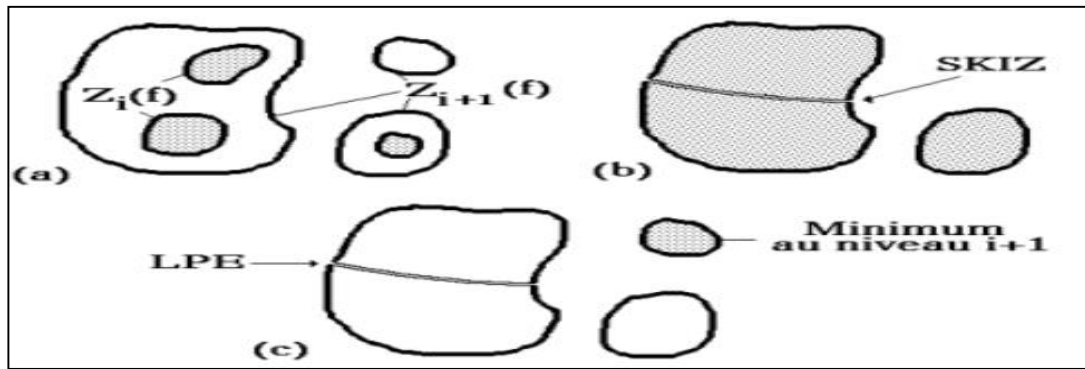


Figure 3-13 : Construction de la LPE par SKIZ géodésique. (a) Etape initiale, (b) SKIZ géodésique du seuil i dans le seuil $i+1$, (c) Ajout des minima à ce niveau [68].

3.8 Différentes mises en œuvre

Les principales familles de méthodes sont abordées dans cette section.

3.8.1 LPE par simulation d'immersion

Si l'on considère une image comme une surface topographique, où l'altitude correspond au niveau de gris, le principe de construction de la LPE par immersion est le suivant (Figure 3-14) :

- Percer chaque minimum local de la surface ;
- Inonder la surface, à partir des minima locaux, l'eau montant à vitesse constante et uniforme dans les bassins versants ;
- Quand les eaux, issues de 2 minima différents, se rencontrent, on monte une digue pour qu'elles ne se mélangent pas ;
- A la fin de l'immersion, l'ensemble des digues constitue la ligne de partage des eaux [69].

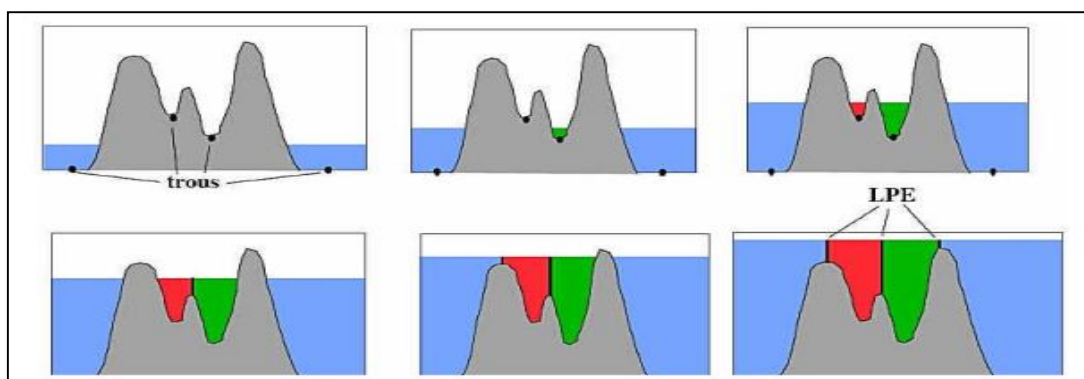


Figure 3-14 : Principe d'immersion du relief [69].

3.8.2 La LPE par distance topographique

Il existe plusieurs méthodes de calcul de LPE, basées sur l'algorithme du plus court chemin. Les nœuds, pour lesquels la plus courte distance topographique est connue, peuvent être ordonnés, selon leur distance. Les deux principales familles de méthodes sont :

- **L'intégration** de la pente la plus faible d'une image, par propagation des distances, à partir des minima ;
- **L'ascension de colline** : les distances géodésiques, entre les points d'un bassin et le minimum associé, sont les chemins de plus forte pente [70].

3.9 Amélioration de la LPE

En observant le résultat de la LPE sur une image naturelle simple (Figure 3-15), nous pouvons voir que la LPE du gradient est sur-segmentée ; ceci est dû au fait que, les images gradient, des images naturelles, contiennent un grand nombre de minima, et que chaque minimum génère un bassin versant, dans la LPE.

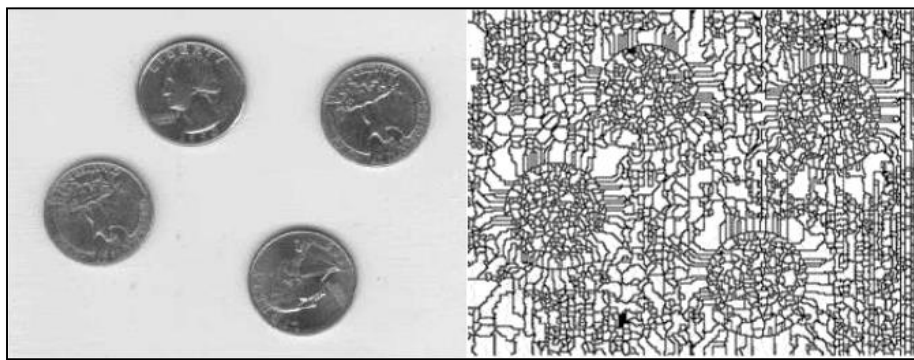


Figure 3-15 : Illustration de la sur-segmentation [71].

Il existe plusieurs méthodes qui permettent de pallier à cette sur-segmentation :

- La première consiste à filtrer l'image originale, afin de supprimer tous les minima non significatifs : c'est l'approche filtrage ;
- La deuxième consiste à choisir le nombre de minima locaux, et donc le nombre de zones, que l'on souhaite mettre en évidence, grâce à la LPE : c'est l'approche marqueurs ;
- Enfin, une première LPE peut servir de marqueur pour une seconde, et la zone qu'elle délimite, donne lieu à une image mosaïque (image partition) [71].

3.9.1 Marqueurs

Les objets, placés dans une image, apparaissent comme des régions à niveau de gris homogènes. Ces régions sont mises en évidence par le gradient morphologique, dont les

minima définissent en fait des marqueurs. Néanmoins, le gradient morphologique comporte bien trop de minima non-significatifs, que l'on va donc chercher à supprimer.

L'idée de l'approche par marqueurs, est de contraindre la LPE, à considérer un ensemble de marqueurs préalablement et judicieusement choisis. La réalisation de cette idée exige deux choses : dans un premier temps, construire les marqueurs, et ensuite intégrer cette information dans l'image originale [71].

Il existe plusieurs méthodes de type morphologique, qui permettent de déterminer de tels ensembles.

- **Marqueurs intérieurs : méthode du chapeau haut de forme**

La transformation chapeau haut de forme est définie comme la différence entre l'image f et son ouvert. Cette méthode, consiste à extraire les éléments plus petits que l'élément structurant. C'est-à-dire, les marqueurs dans ce cas, sont les éléments qui sont à l'intérieur du chapeau haut de forme.

- **Marqueurs intérieurs : méthode des h minima**

Cette méthode consiste à déterminer les régions minimales de l'image, obtenue par reconstruction géodésique, par érosion de l'image source I par J , translatée de I d'un niveau h . Cette reconstruction géodésique a pour effet de "comblent" les bassins versant non significatifs (ce qui suppose un bon choix de h), pour ne conserver que les minima intéressants.

- **Marqueurs intérieurs : choix manuel**

Une solution intéressante pour le choix des marqueurs, est la délimitation grossière et manuelle des zones d'intérêt, de l'image source. Cette méthode s'applique, lorsque la forme ou la position des objets à détourner est très complexe.

- **Contrainte par le contraste : Seuillage des dynamiques de bassins**

L'idée est de supprimer les minima, à faible contraste. La transformée chapeau haut de forme trouve les objets, qui se placent dans l'élément structurant, et la transformée chapeau bas de forme, calcule les fossés entre les objets. Afin de maximiser le contraste entre les objets, il s'agit d'ajouter l'image du chapeau haut de forme, à l'image originale, et de soustraire le résultat, à l'image du chapeau bas de forme, ensuite, prendre le complément de l'image trouvée, pour mettre l'accent sur les vallées. Ainsi en appliquant la LPE, toutes les régions contenant un minima imposé, vont être détectées [71].

3.9.2 La segmentation hiérarchique

L'approche hiérarchique peut consister à générer un arbre de régions, à partir du résultat de la LPE. Les régions et les lignes de partages des eaux sont d'abord indexées, puis le processus de segmentation hiérarchique fait fusionner les régions (Figure 3-16), dont les frontières communes sont les plus faibles. Il en résulte un arbre, dans lequel il est possible d'explorer les différents niveaux de fusion des régions [71].

Nous définissons la segmentation, au niveau hiérarchique h , par la LPE, associée à l'ensemble restreint de marqueurs : $\{Mi \in M \mid v(Mi) \geq h\}$.

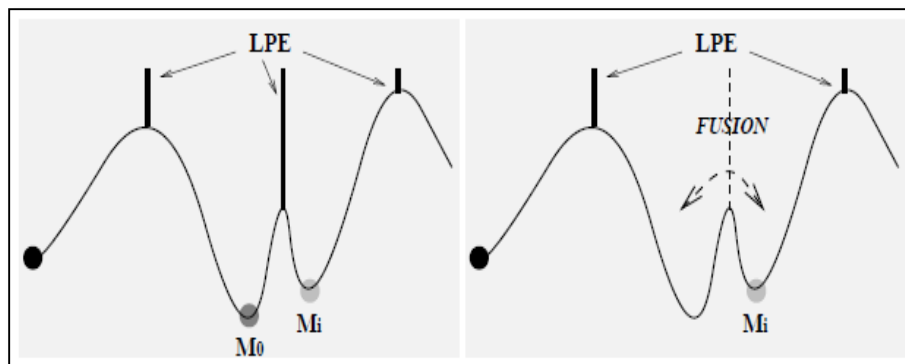


Figure 3-16 : Un processus de segmentation hiérarchique par croissance de régions : l'élimination d'un marqueur se traduit par l'élimination d'un arc de LPE [72].

Où $v(Mi)$ sont les marqueurs dont la ligne de partage est supérieure à h .

3.10 Les points clés de la segmentation par la LPE

L'algorithme de segmentation par LPE consiste en trois étapes :

- 1) Extraire des marqueurs des régions à segmenter ;
- 2) Déterminer l'image sur laquelle on calcule la LPE (image gradient le plus souvent) ;
- 3) Calculer la LPE associée aux marqueurs.

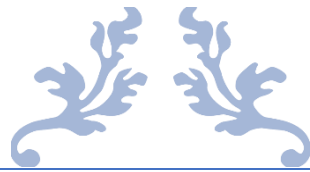
La LPE s'avère être une technique puissante de segmentation, à partir du moment où les étapes préparatoires (1 et 2) qui lui sont associées, sont correctement effectuées. La segmentation finalement obtenue est en effet entièrement conditionnée par les marqueurs sélectionnés, et par l'image sur laquelle la LPE est calculée [72].

Discussion

Dans ce chapitre nous avons introduit la morphologie mathématique : nous avons présenté les opérateurs de base, et décrit l'approche morphologique pour la segmentation d'images.

La ligne de partage des eaux fournit d'abord par définition des contours fermés. En fait, cette technique n'est pas une méthode de détection de contours, mais une méthode permettant la mise en évidence de régions homogènes dans l'image, où le marquage de ces zones se propage (ce sont les bassins versants), et définit a contrario les contours (c'est-à-dire les lignes de partage). De par sa définition, cette méthode est également très générale, et s'applique tout aussi bien aux images bidimensionnelles, tridimensionnelles, aux structures mathématiques de type graphes, aux images couleurs, etc....

Le chapitre suivant sera consacré à l'application et interprétation de ces outils pour la segmentation des images médicales, par lignes de partage des eaux.



Chapitre 4

Résultats et Interprétations



Après la présentation détaillée de notre approche, dans le chapitre précédent, nous présenterons dans ce chapitre, les résultats et les interprétations de l'application de notre méthode, sur les images panoramiques dentaires. Le but de cette application consiste à extraire les lésions kystiques de ces images. Nous commençons d'abord, par une brève présentation du logiciel développé. Ensuite, nous exposons l'étape de prétraitement, ainsi que la segmentation, qui utilise l'algorithme de ligne de partage des eaux. Enfin, l'interface graphique sera également présentée.

4.1 Acquisitions

Dans notre travail, nous avons traité des images panoramiques bidimensionnelles, acquises au centre d'imagerie du Dr. M. Lekehal, à Blida, avec un appareil panoramique dentaire. Elles sont codées, sous le format DICOM (Digital Imaging And Communication in Médecine).

4.1.1 Format DICOM

Le format DICOM est un fichier utilisé par la plupart des fabricants de matériel d'imagerie médicale. Le dossier du format DICOM contient des images et des données démographiques (nom et numéro du patient, âge et sexe), et des informations relatives à l'examen (date, heure, paramètres techniques).

4.1.2 Conversion du format DICOM au format BMP

Pour faciliter l'exploration, et l'analyse des images enregistrées, sous format DICOM, nous les avons convertis au format BMP, par une version du logiciel «ImageJ», qui permet de préserver la qualité de l'image initiale, pour les prochains traitements.

4.2 Présentation du logiciel

4.2.1 Matériel informatique utilisé

Nos programmes ont été développés, avec l'environnement MATLAB (R2014a). Ce programme est exécuté sur PC Lenovo : Intel(R) Core (TM) i3 CPU -M380 CPU, 2.53 GHz, 4Go, sous Windows 7.

4.2.2 Environnement Matlab

Matlab est un environnement de calcul scientifique, permettant de développer des solutions aux problèmes techniques. Il permet de réaliser le calcul numérique, et le traçage graphique, pour visualiser, et analyser les données. Matlab est associé à des boîtes à outils, appelées toolbox, permettant d'accéder à des fonctions spécifiques d'un domaine

d'application, comme le traitement d'image. Il contient des bibliothèques spécialisées (toolbox), qui répondent à des besoins spécifiques en :

- Analyse numérique ;
- Traitement du signal ;
- Traitement d'image.

Matlab est un environnement informatique, qui permet de faire des calculs mathématiques et numériques, et non un logiciel de calcul formel. Matlab connaît un grand nombre d'opérations ou de fonctions mathématiques :

- Fonctions usuelles ;
- Calcul matriciel ;
- Fonctions plus spécifiques du signal.

En même temps, il est riche, d'un grand nombre d'opérations, qui touchent le traitement d'images :

- Lecture de différents formats d'images (JPG, Tiff, DICOM, BMP, ...etc) ;
- Filtrages (Médian, Moyenneur, Wiener, ...etc) ;
- Segmentation (région, contour, ...etc).

L'environnement MATLAB se présente sous la forme d'un espace de travail (Workspace), où un interpréteur de commandes, exécute des opérations et fonctions MATLAB [73].

4.3 Implémentation de la méthode

4.3.1 Organigramme général du système proposé

Pour atteindre les objectifs de notre travail, nous proposons un système d'analyse d'images panoramiques dentaires (Figure 4-1). La construction d'une telle approche peut être organisée de la façon suivante :

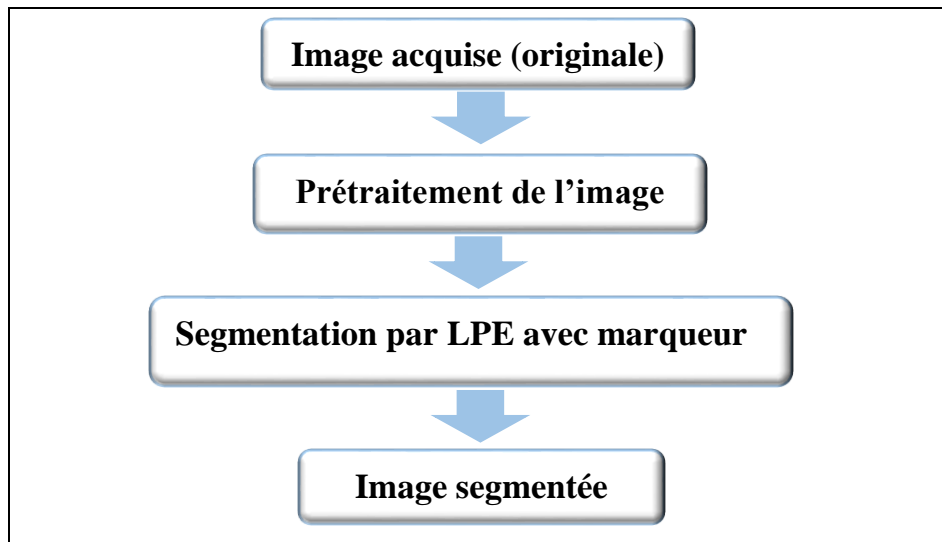


Figure 4-1 : Organigramme général du système proposé.

4.3.2 Images utilisées

Pour notre travail, nous avons utilisé des images panoramiques dentaires (15 images pathologique réel). Nous allons présenter un seul cas, pour l'interprétation de nos résultats (Figure 4-2). Une image sous Matlab peut être représentée, sous plusieurs formats (JPEG, TIFF, BMP, PNG, DICOM...), mais toujours sous forme d'une matrice. Dans notre cas, les images sous format DICOM sont converties au format BMP, ce qui permet de les manipuler facilement, sans perte d'informations.

La commande 'imread' permet de lire notre image, La commande 'imshow' permet de l'afficher.



Figure 4-2 : Image radiographique panoramique dentaire utilisée.

4.3.3 Phase de prétraitement

Cette phase a eu lieu, juste après l'acquisition des images. Le prétraitement de l'image est nécessaire, lorsque l'image est dégradée, par le bruit affectée, lors de l'acquisition, ou en raison des artefacts de mouvement, de la langue ou des mâchoires.

Fondamentalement, les techniques d'amélioration de l'image ont deux spécificités. L'une, consiste à améliorer la qualité de l'image, pour une meilleure vue humaine, et l'autre, consiste à manipuler l'image, de manière à ce qu'elle soit plus adaptée, aux méthodes de post-traitement, pour extraire ses caractéristiques automatiquement, sans aucune intervention humaine.

Dans cette étape, des procédés d'amélioration d'image, basés sur des opérations ponctuelles, sont discutées. Le but principal, est d'améliorer l'image, et la détectabilité, par un homme ou une machine. La figure 4-3 montre le schéma du principe des techniques d'amélioration d'image, qui se base sur : la transformation inverse, le filtrage, et l'égalisation d'histogramme.

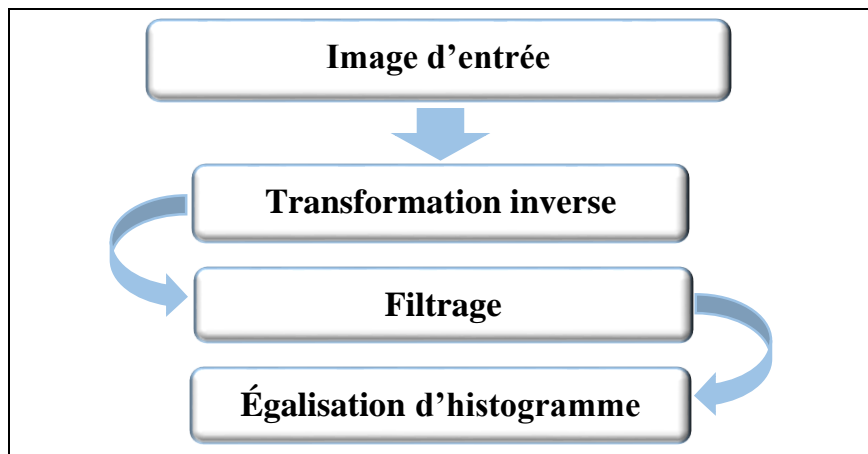


Figure 4-3 : Organigramme du prétraitement.

a) Transformation inverse

La transformation inverse, est un type de transformation linéaire, qui inverse les pixels clairs et foncés, selon certains critères. L'image négative est un exemple de la transformation inverse (Équation 4-1).

$$g = 255 - f \quad (4-1)$$

Avec :

g : image inversée, f : image originale.

Une image négative est calculée, en soustrayant chaque pixel, de la valeur de pixel maximale. Cette transformation négative facilite les traitements ultérieurs. Nous pouvons

voir, (Figure 4-4) que les bords des sinus sont plus nets sur l'image inversée, mais ne sont pas correctement vus sur l'image d'origine. Cette transformation négative met en évidence les régions radio-opaques, qui ne sont pas vues sur l'image panoramique d'origine.



Figure 4-4 : Résultat de la Transformation inverse. (a) Image originale, (b) Image inversée.

L'image négative obtenue, devient l'image de référence pour implémenter notre algorithme.

Interprétation

L'utilisation de la transformation inverse a pour but d'inverser les niveaux d'intensité de notre image, et de produire l'équivalent d'une image négative. Ce traitement est particulièrement utilisé, pour améliorer les détails blancs ou gris, intégrés dans les zones sombres d'une image.

b) Filtrage

Le filtre médian est très efficace, pour enlever un bruit impulsionnel, qui se présente sous forme de points parasites isolés, qui peuvent avoir une amplitude très grande. Il permet de supprimer le bruit, sans altérer les détails de l'image.

Nous avons appliqué un filtre médian, pour enlever le bruit de type speckle, qui peut affecter une image radiographique dentaire.

Dans cette étape, nous avons appliqué le filtre médian, en utilisant une fonction, intégrée dans Matlab, appelée 'medfilt2'. Le principe du filtre médian, est de prendre la valeur médiane de tous les pixels voisins, et de remplacer le pixel central par cette valeur. Après avoir testée différentes tailles de fenêtres pour ce filtre, nous avons constaté que la taille 3*3 est la plus adéquate, pour notre image (Figure 4-5).

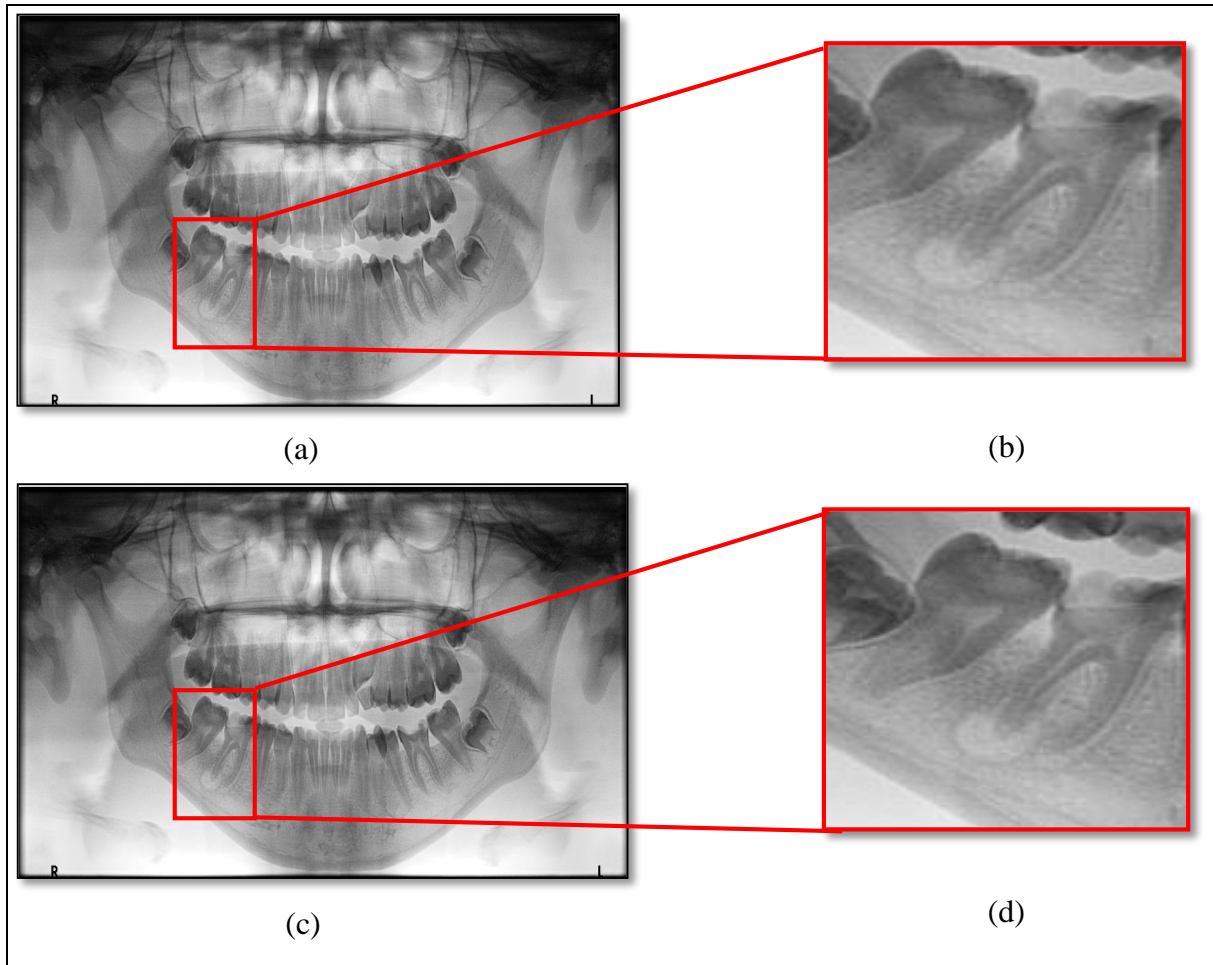


Figure 4-5 : Résultat du filtrage. (a) Image négative avant filtrage, (b) Zoom d'une région de (a), (c) Image (a) filtrée, (d) Zoom d'une région de (c).

Interprétation

Après l'élimination du bruit, effectuée dans l'étape de filtrage, nous avons remarqué dans le résultat, que le bruit a nettement diminué, et que les contours sont plus lisses. Ce prétraitement va aider à segmenter les vrais contours des éléments des maxillaires.

c) Égalisation d'histogramme

L'égalisation d'histogramme est une transformation d'échelle de gris, pour l'amélioration du contraste. Le but est d'obtenir une image, avec des niveaux d'intensité, uniformément répartis, sur toute l'échelle d'intensité.

On améliore le contraste de l'image en niveaux de gris, en transformant les valeurs, par l'égalisation d'histogramme, et l'égalisation d'histogramme adaptative, limitée au contraste (CLAHE). Chacune de ces deux transformations, possède une propriété spécifique. La première (fonction matlab 'histeq'), améliore le contraste des images, en transformant les

valeurs, dans une image d'intensité, de sorte que l'histogramme de l'image de sortie, corresponde approximativement à un histogramme spécifié (distribution uniforme par défaut). La seconde (fonction matlab 'adaphisteq'), procède à la division de l'image, en sous-images ou blocs, et effectue une égalisation d'histogramme, sur chaque sous-image ou bloc [74].

Le contraste des niveaux de gris est effectivement nettement plus accentué, sur l'image obtenue, après égalisation. L'histogramme obtenu, après égalisation est presque uniforme, et s'étend sur l'ensemble des niveaux de gris (Figure 4-6).

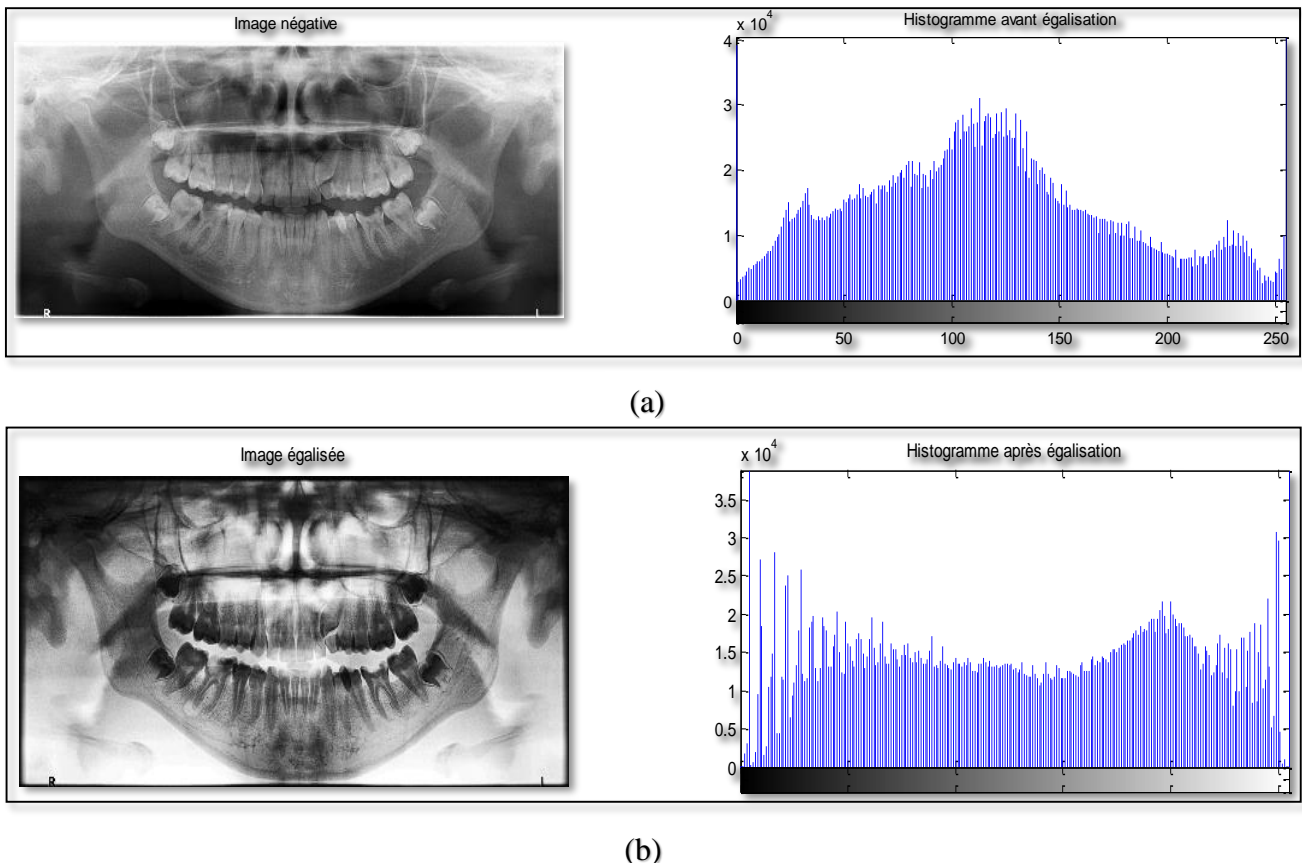


Figure 4-6 : Résultat d'égalisation. (a) Image originale et son histogramme, (b) Image égalisée et son histogramme.

Interprétation

Nous pouvons voir, nettement, l'amélioration produite, par l'application d'égalisation d'histogramme. Avant égalisation, nous distinguons peu le kyste, tant il est clair, tandis que sur l'image égalisée, nous pouvons parfaitement le distinguer (Figure 4-6 (b)).

A la fin du prétraitement, il est à remarquer que le contraste est bien amélioré, ainsi, les structures, à peine visibles sur l'image originale, sont mieux contrastées, ce qui va améliorer la précision de la segmentation en aval.

4.3.4 Phase de segmentation

La ligne de partage des eaux ne s'applique pas à l'image originale, mais à son gradient. Dans une image, les objets apparaissent, comme des régions en niveau de gris homogènes. Ces régions, sont mises en évidence, par le gradient morphologique, c'est-à-dire, les crêtes correspondantes aux contours. L'idée de l'approche LPE par marqueurs, est de contraindre la LPE, à considérer un ensemble de marqueurs, préalablement, et judicieusement choisis.

La réalisation de cette idée exige deux choses : dans un premier temps, construire les marqueurs, grâce à des opérations morphologiques, y compris l'ouverture par reconstruction, et la fermeture par reconstruction. On identifie ensuite les marqueurs d'objet (également appelés marqueurs internes), et les marqueurs de fond (également appelés marqueurs externes), et on intègre cette information, dans l'image originale. La figure 4-7 montre les différentes étapes de la segmentation.

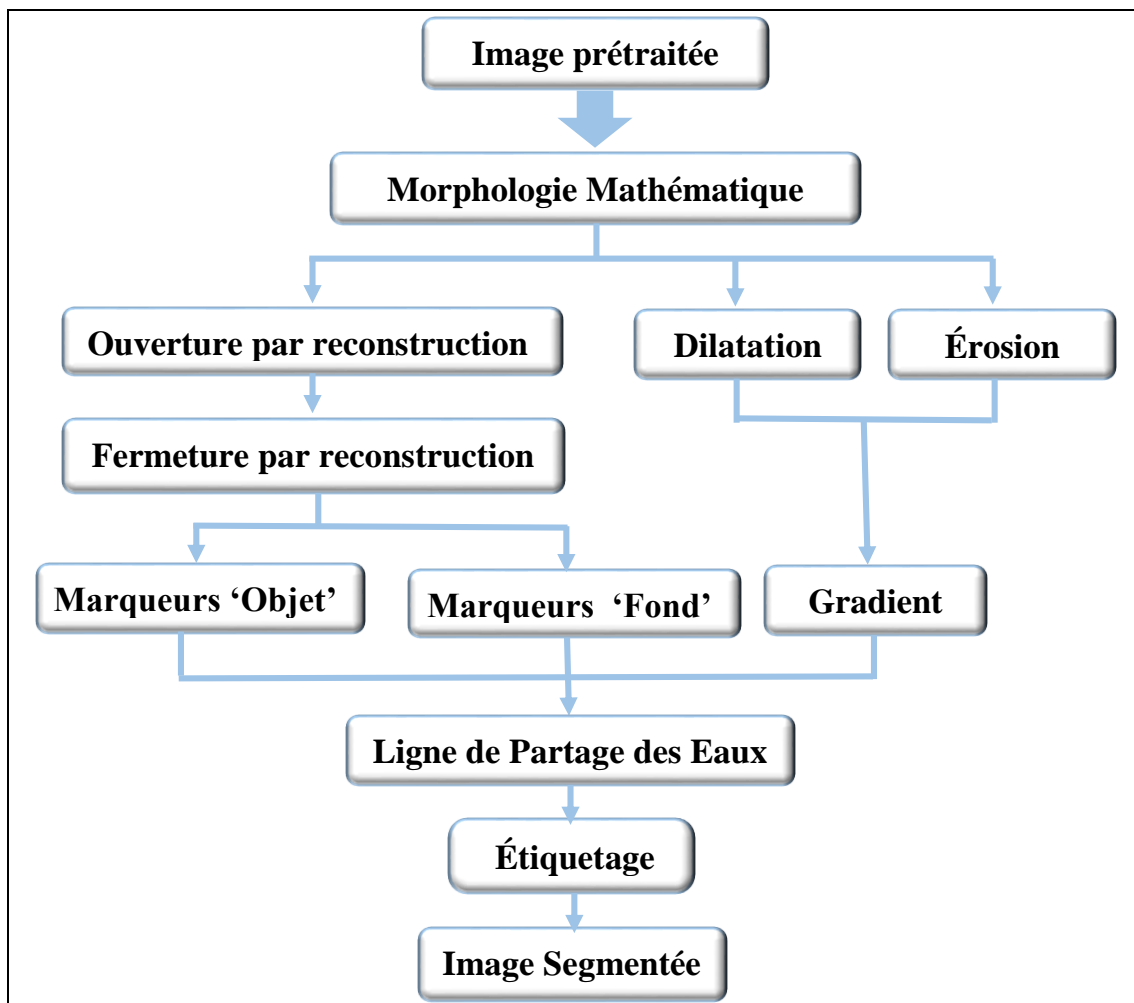


Figure 4-7 : Organigramme de la segmentation.

a) Gradient morphologique

Le gradient morphologique met en évidence les contours des objets. Il se définit, comme une différence, entre une dilatation morphologique, sur l'image originale, avec un élément structurant, et une érosion, avec le même élément structurant. Nous avons choisi, après essais, comme élément structurant, un disque de taille 18x18, car les formes des structures recherchées sont arrondies et pas trop petites (Figure 4-8).



Figure 4-8 : Résultat du gradient morphologique. (a) Image prétraitée, (b) Image gradient.

b) Marqueurs d'objet

Diverses procédures, pourraient être appliquées, pour trouver les marqueurs de l'objet, qui doivent être, des gouttes de pixels, connectées à l'intérieur de chacun des objets de premier plan. Ce travail est basé sur des techniques morphologiques, appelées «ouverture par reconstruction», et «fermeture par reconstruction». Ces opérations vont créer des maxima plats, à l'intérieur de chaque objet.

Tout d'abord, nous appliquons à l'image prétraitée, une érosion, à l'aide de la fonction 'imerode', suivie d'une reconstruction morphologique, par la fonction 'imreconstruct'. Cette technique morphologique, est appelée «ouverture par reconstruction». L'ouverture et la fermeture, basées sur la reconstruction, sont efficaces, pour éliminer les petites imperfections (taches), sans affecter les formes générales des objets, en sélectionnant l'élément structurant, selon les objets souhaités.

Ensuite, après l'ouverture par reconstruction, nous appliquons une dilatation par la fonction 'imdilate', suivie d'une reconstruction morphologique. Cette technique morphologique, appelée «fermeture par reconstruction», permet de «nettoyer» l'image (Figure 4-9 (b)). Telle que ('imerode', 'imreconstruct', 'imdilate' des fonctions intégré dans matlab),

Enfin, ces opérations créeront des maxima plats, à l'intérieur de chaque objet, pouvant être localisés, en utilisant la fonction 'imregionalmax', intégré dans Matlab. Les pixels à l'intérieur sont connectés, avec la même valeur d'intensité ; les régions claires sont des marqueurs d'objet (Figure 4-9 (c)).

Nous voulons améliorer les maxima régionaux (marqueur d'objet), par la fermeture, suivie d'une érosion. Les effets de fermeture sont de faire disparaître, les trous, de petite taille dans les structures, et de connecter les structures proches ; alors que, l'érosion a pour but de faire disparaître les petits objets, et réduire aussi la taille de l'objet.

Nous pouvons également supprimer d'une image, tous les composantes connexes (objets), qui ont moins de P pixels. A chaque fois que l'on augmente la valeur de P, il supprime plus d'objets tous ceux dont la taille est inférieure à P pixels. Cette opération est faite, grâce à la fonction 'bwareaopen', intégrée dans Matlab.

Nous procédons à la superposition des maxima régionaux modifiés (marqueurs de premier plan), sur l'image négative (Figure 4-9 (d)), pour pouvoir interpréter le résultat.

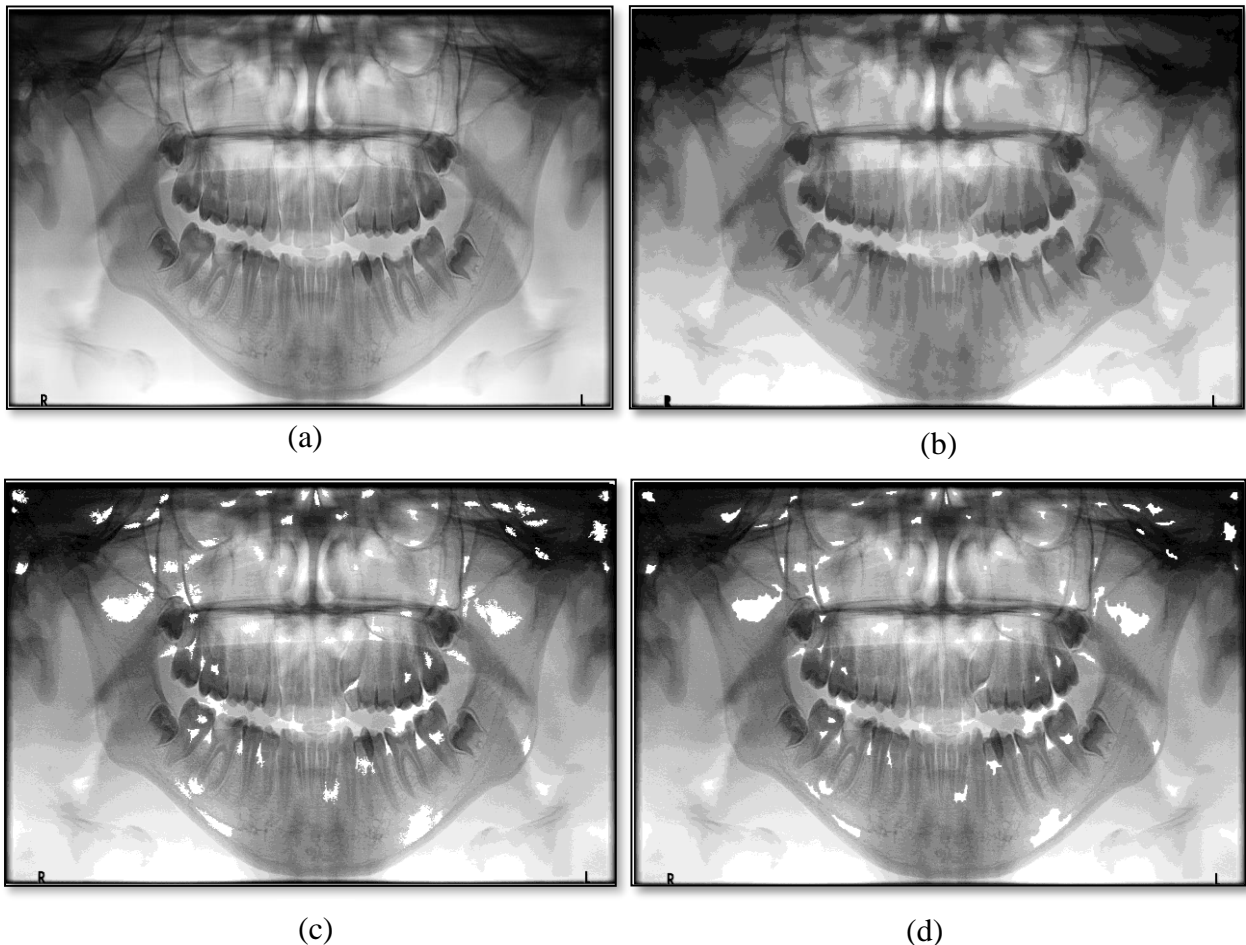


Figure 4-9 : Les marqueurs d'objet. (a) Image négative, (b) Opération d'ouverture et de fermeture par reconstruction, (c) Marqueurs superposés sur l'image négative, (d) Marqueurs modifiés superposés sur l'image négative.

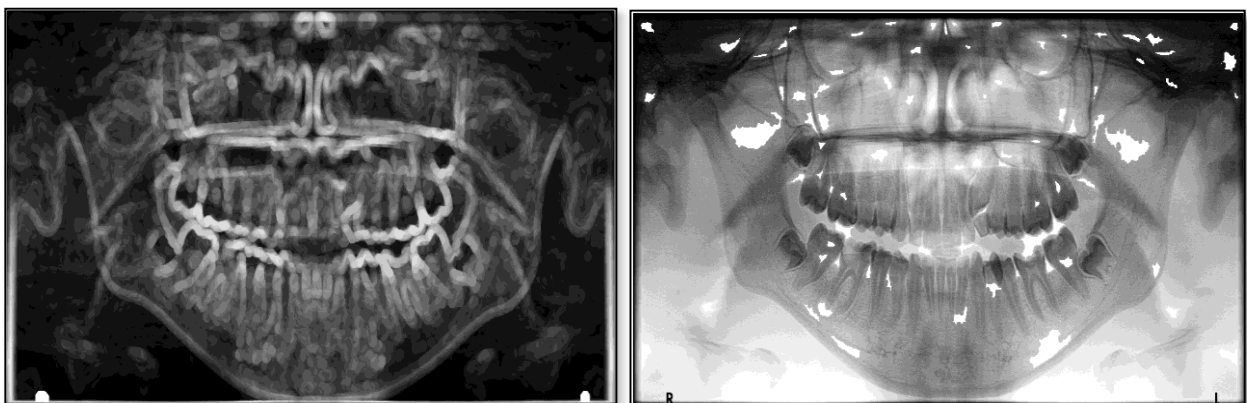
c) Calcul des marqueurs du fond

Les pixels d'arrière-plan (fond), sont en noir, mais idéalement, nous ne voulons pas que les marqueurs du fond soient trop proches des contours des objets, que nous voulons segmenter. Nous obtenons le "squelette par zones d'influence", ou SKIZ, du premier plan (objet) de bw, par la fonction 'bwdist', qui calcule la transformée de distance euclidienne de l'image binaire bw. Pour chaque pixel de bw, la transformation de distance, attribue un nombre correspondant, à la distance entre ce pixel, et le pixel différent de zéro de bw, le plus proche. Cela peut être fait, en calculant la LPE de la transformation de distance de bw, puis en recherchant les lignes de crête de la LPE (DL == 0, DL c'est LPE appliquée sur la transformation de distance) du résultat. (Figure 4-10 (c)).

d) La ligne de partage des eaux 'Watershed'

A cette étape, nous calculons, la transformation par LPE. La fonction 'imimposemin' peut être utilisée, pour modifier une image, afin qu'elle n'ait des minima régionaux, que dans certains emplacements souhaités. Dans notre cas, nous voulons modifier l'image du gradient afin que, seuls les minima régionaux, apparaissent pour les objets, et pour les pixels de repère du fond. Finalement, nous calculons la transformée par LPE, de la fonction de segmentation modifiée (Figure 4-10 (d)).

La segmentation, à l'aide de la LPE, fonctionne bien, si l'identification des objets de premier plan, et les emplacements d'arrière-plan, sont bien identifiés.



(a)

(b)

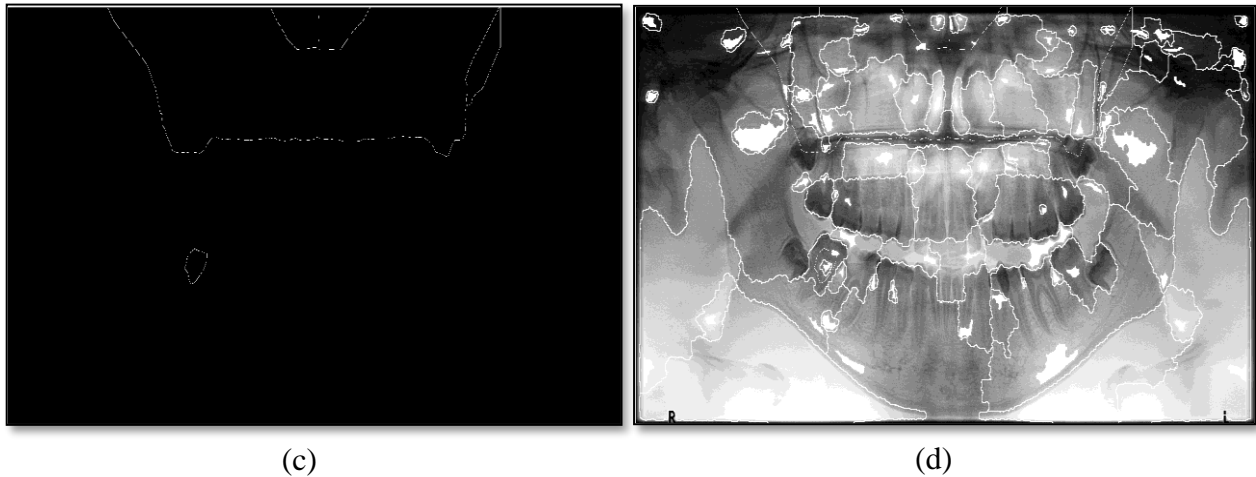


Figure 4-10 : Ligne de partage des eaux. (a) Image gradient, (b) Marqueurs d'objet, (c) Marqueurs du fond, (d) Superposition des marqueurs et LPE sur l'image négative.

Interprétation

D'après les résultats du gradient (Figure 4-10 (a)), nous pouvons voir qu'il y a une mise en évidence des variations d'intensité de l'image. On trouve que le dégradé est élevé, aux bords des objets, et bas (principalement) à l'intérieur des objets.

L'utilisation de marqueurs donne des connaissances a priori, sur la segmentation. Cette connaissance consiste souvent au nombre, et les positions des régions (Figure 4-10 (b-c)). Par LPE, l'image est complètement partitionnée, et les contours sont fermés, ce qui permet d'extraire la région kystique (Figure 4-10 (d)).

e) Étiquetage

Afin d'extraire les régions d'anomalie, d'après le résultat de la segmentation, l'opération d'étiquetage, consiste à afficher la matrice d'étiquettes, sous la forme d'une image couleur. La matrice d'étiquette, produite par la LPE dans notre cas, est faite par la fonction 'label2rgb', dans Matlab. Elle permet la visualisation des différentes régions résultant de l'application de la LPE (Figure 4-11 (b)).

f) Extraction de la zone d'intérêt

Dans cette étape, nous faisons la superposition, entre l'image originale, et le masque, qui est l'image binaire. D'après la valeur de l'index de la région de la lésion, que l'on veut extraire, on obtient l'image binaire de la lésion (Figure 4-11 (c)), grâce à la fonction 'contour', appliquée sur l'image binaire superposée. Nous obtenons ainsi, l'image de la lésion, extraite avec son contour (Figure 4-11 (d)).

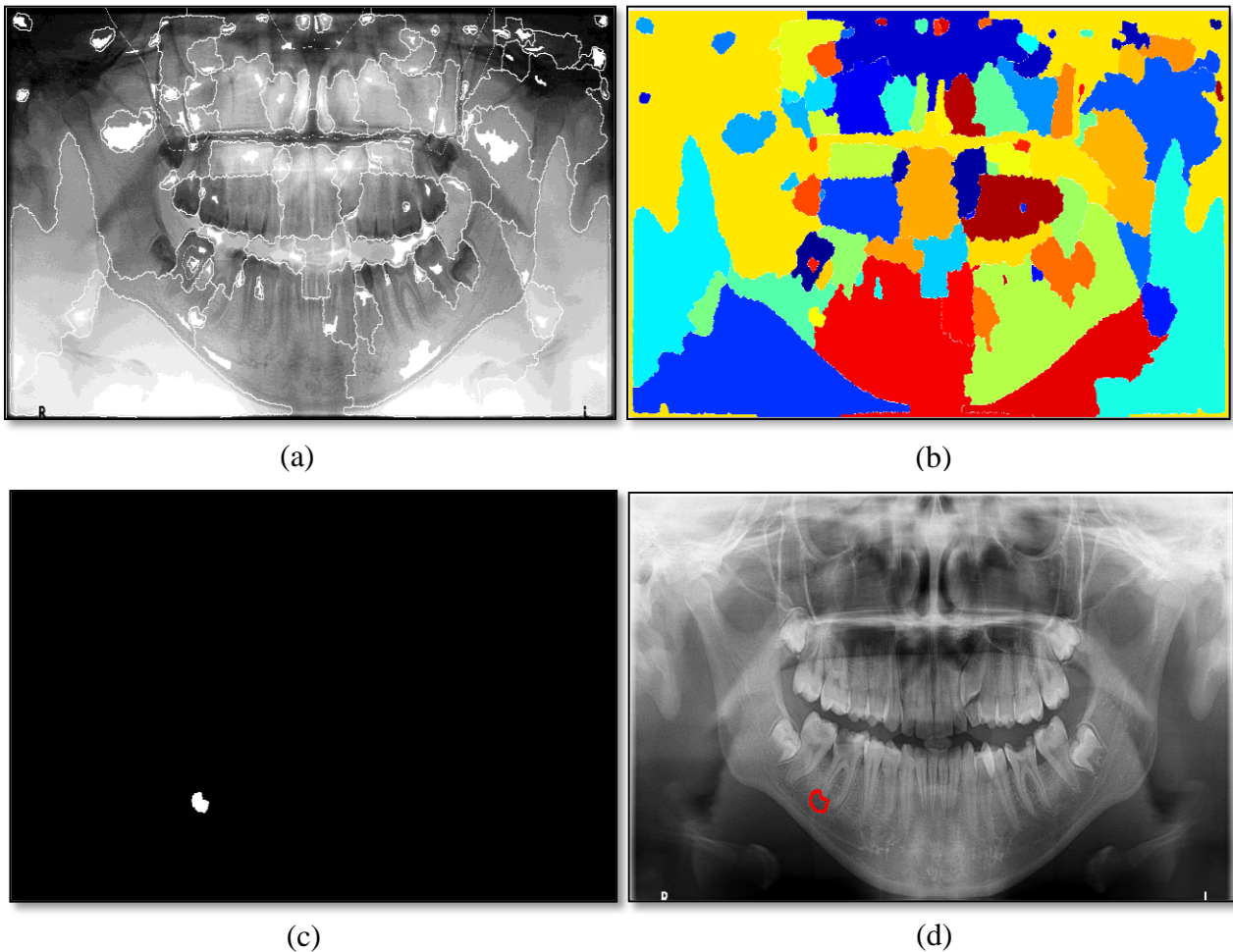


Figure 4-11 : Résultat final de la segmentation. (a) Image segmentée, (b) Image d'étiquetée, (c) Masque de la tumeur, (d) Extraction du contour.

Interprétation

Pour d'autres kystes, qui ne présentaient pas de contraste, dans les images OPG (Orthopantomogramme), comme dans l'exemple présenté, la méthode LPE contrôlée par marqueurs proposée, ne répondait absolument pas aux exigences. Il faut un changement spécifique, dans les valeurs des éléments structurants.

4.4 Evaluation des résultats

4.4.1 Evaluation quantitative

Devant l'abondance de méthodes de segmentation des images, développées depuis plusieurs décennies, le problème de l'évaluation est devenu indispensable. Définir une bonne segmentation reste difficile, d'autant plus que la solution dépend du but recherché. Il existe plusieurs méthodes d'évaluation des résultats. Pour notre cas, nous utilisons les mesures, de 'différence entre deux régions', que nous développons dans ce qui suit.

Soient deux formes pleines, qui représentent une même région, placées dans un fond commun. L'une correspond à la segmentation manuelle par l'expert, et l'autre correspondant au résultat de l'algorithme de segmentation. Le cas idéal serait qu'il y ait une parfaite coïncidence entre les deux régions, c'est-à-dire, mêmes formes, et superposition complète, sans qu'il y ait dépassement de pixels, d'une région, par rapport à une autre. Malheureusement, ceci est rarement le cas.

Soit une image dans laquelle figurent deux régions, A et B, disposées dans un fond commun (A région de référence et B région segmentée) (figure 4-12).

- L'ensemble des pixels TP (True Positive), est l'ensemble des vrais positifs, ou les pixels, appartenant à A et B en même temps. C'est l'ensemble des pixels appartenant à la classe A, segmentés correctement dans A.
- L'ensemble des pixels TN (True Negative), est l'ensemble des pixels n'appartenant ni à A ni à B. C'est l'ensemble des pixels, appartenant au fond, dans lequel se trouve A, segmentée en tant que tels.
- L'ensemble des pixels FN (false négative), ou l'ensemble des pixels perdus de A. C'est l'ensemble des pixels, appartenant à la classe A, classés incorrectement, comme appartenant au fond.
- L'ensemble des pixels FP (false positive), ou l'ensemble des pixels de fausse alarme. C'est l'ensemble des pixels, appartenant au fond de la classe A, segmentés incorrectement dans A [75].

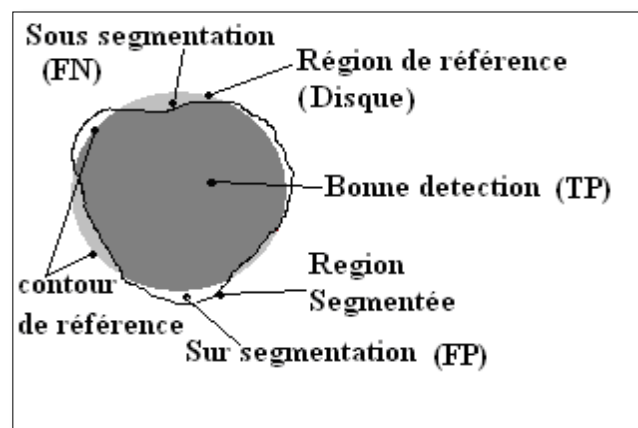


Figure 4-12 : Représentation des pixels correctement et incorrectement classés.

Pour évaluer nos résultats, nous nous basons sur l'image segmentée par l'expert et l'image segmentée par notre approche. Les métriques utilisées pour évaluer la performance et

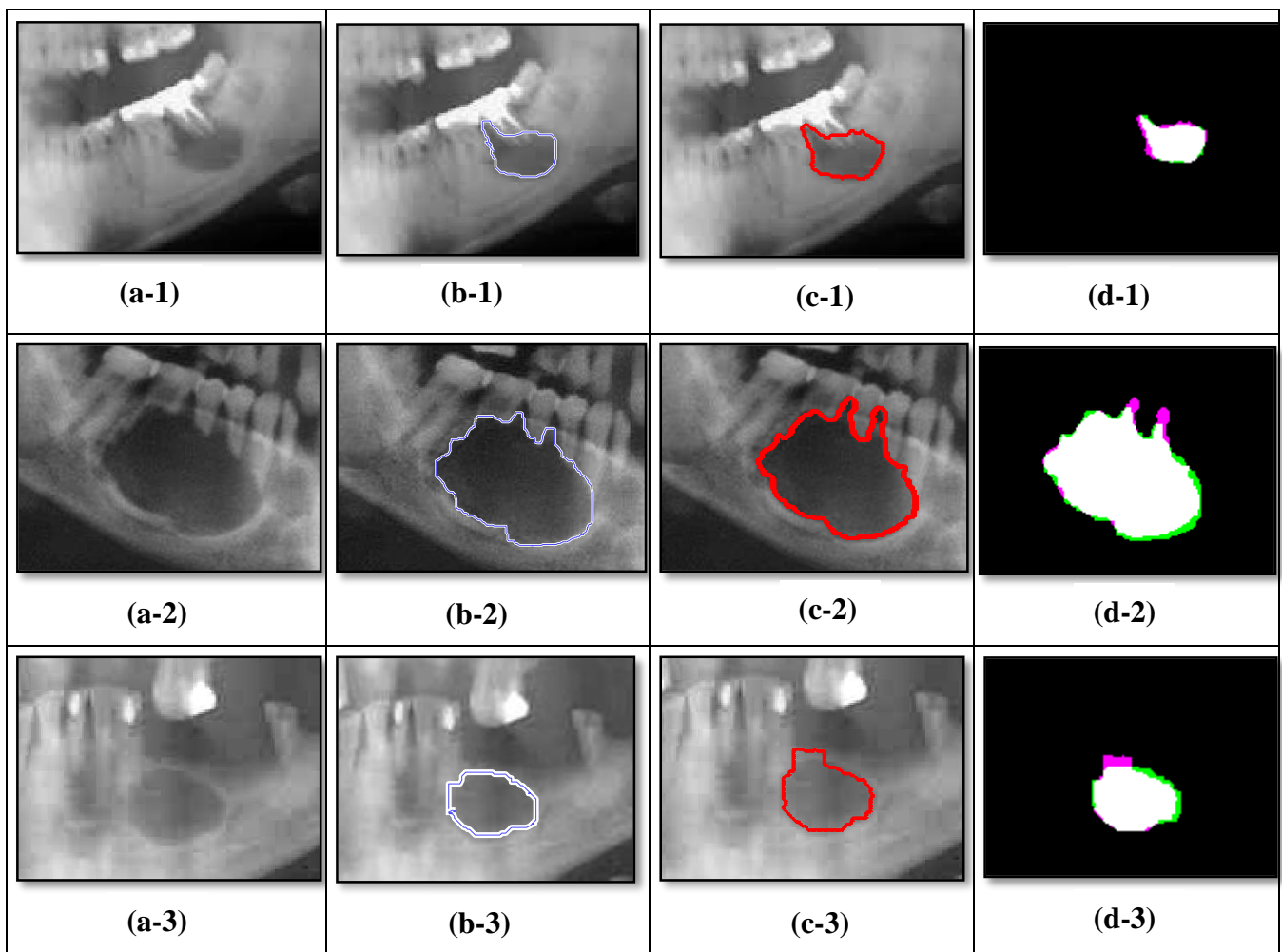
l'efficacité de l'approche proposée sont : la précision, l'indice de Dice et de Jaccard, définies par les équations (4-2), (4-3) et (4-4) respectivement.

$$P(\%) = \frac{TP}{TP + FP} * 100 \tag{4-2}$$

$$D(\%) = \frac{2 * TP}{(2 * TP + FP + FN)} * 100 \tag{4-3}$$

$$J(\%) = \frac{Dice}{(2 - Dice)} * 100 \tag{4-4}$$

Nous avons appliqué notre méthode de segmentation par LPE, contrôlée par marqueurs, sur différentes images de radiographie panoramique des maxillaires. La figure 4-13 donne les résultats de la segmentation d'images obtenus pour 8 patients.



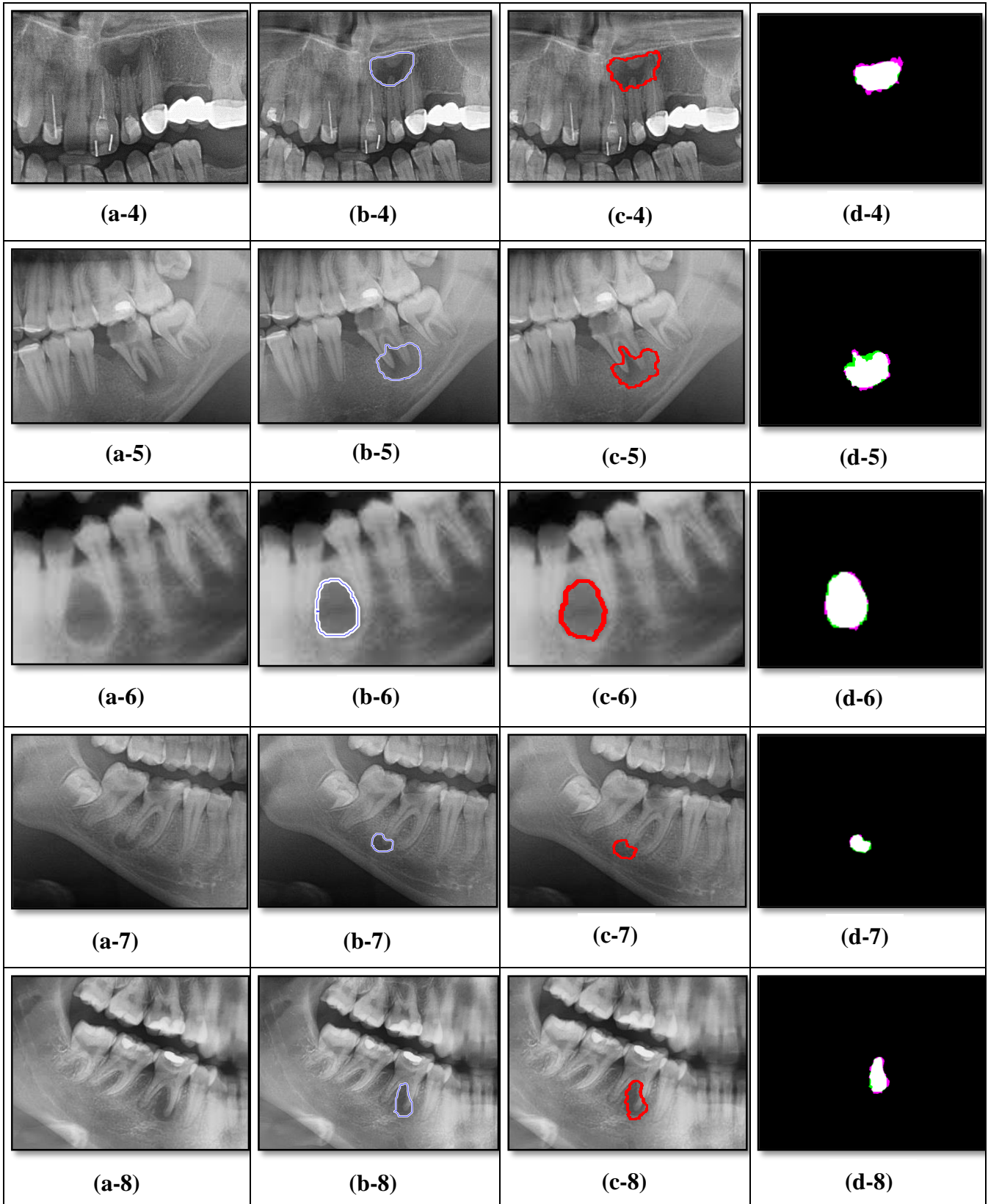


Figure 4-13 : Les résultats de segmentation par la méthode proposée ‘LPE contrôlé par marqueur’. (a-1...-8) : Image original, (b-1...-8) : Segmentation manuel, (c-1...-8) : Segmentation automatique, (d-1...-8) : Résultats de la superposition l’image segmentée par l’expert et l’image segmentée par notre approche, [FN : Pixels en vert, FP : Pixels en magenta, TP : Pixels en blanc, TN : Pixels en noir].

Interprétation

Comme nous pouvons le voir sur la figure 4-13, les kystes des maxillaires ont parfois des niveaux de gris très proches, de ceux des tissus avoisinants, et peuvent chevaucher avec d'autres structures, ce qui rend leur segmentation difficile. La méthode par les lignes de partage des eaux avec marqueurs donne un bon résultat de l'extraction de la zone d'intérêt. Comme nous pouvons le voir, la région kystique est mieux localisée, et le contour bien limitée.

Les valeurs des TP, FP, TN, FN, Précision, Dice, Jaccard, pour évaluer les données de notre travail sont indiquées dans le tableau 4-1.

Tableau 4-1 : Coefficients calculés pour évaluer les résultats de segmentation des images médicales.

Image	TP (pixel)	FP (pixel)	TN(pixel)	FN (pixel)	Précision	Dice	Jaccard
(d-1)	530	76	49830	24	87,46%	91,38%	84,13%
(d-2)	4572	177	128527	374	96,27%	94,32%	89,24%
(d-3)	1131	98	60712	139	92,03%	90,52%	82,68%
(d-4)	14151	2722	3707059	348	83,87%	90,21%	82,17%
(d-5)	13670	1230	3652080	2028	91,74%	89,35%	80,75%
(d-6)	3381	163	3680765	491	95,40%	91,18%	83,79%
(d-7)	843	39	49573	50	95,58%	94,99%	90,45%
(d-8)	6287	1033	4311833	335	85,89%	90,19%	82,13%

Les colonnes graphiques représentant les valeurs moyennes, pour la précision, et les indices de Dice et Jaccard sont données par la figure 4-14.

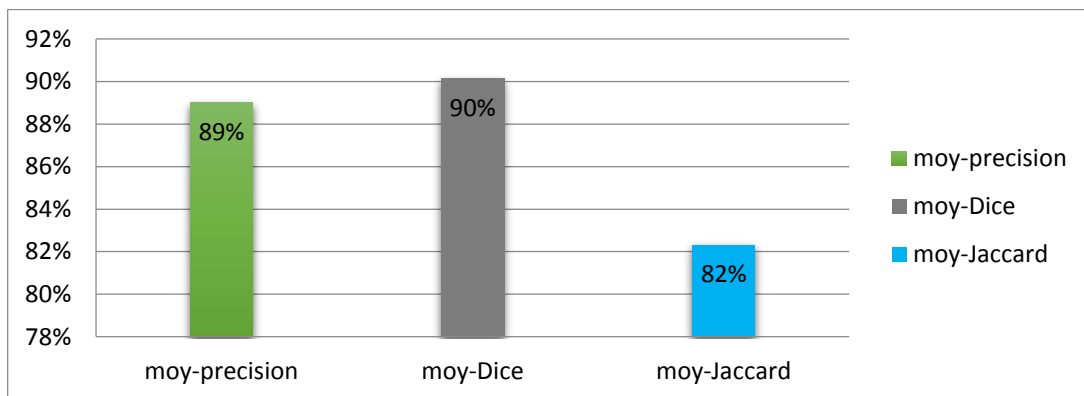


Figure 4-14: Colonnes graphiques présentant les valeurs moyennes pour les coefficients utilisés dans l'évaluation des résultats de la segmentation.

Sur cet histogramme, nous avons indiqué :

- en abscisse (horizontalement) : les coefficients ;
- en ordonnée (verticalement) : les valeurs moyenne en (%).

L'évaluation quantitative de la segmentation par LPE contrôlée par marqueurs a donné de bons résultats (89% pour la précision, 90% pour l'indice de Dice, 82% pour l'indice de Jaccard). L'indice de Dice montre, qu'en moyenne, la segmentation du kyste s'est bien faite.

4.4.2 Expertise médicale

Après avoir exposé les résultats de notre travail à notre médecin partenaire, le Dr M. Sahraoui, spécialiste en pathologie et chirurgie buccale. Les conclusions de son expertise sont les suivantes :

- l'application de l'outil développé par les étudiantes sur des images de radiographie panoramique des maxillaires, réalisés pour des patients présentant des kystes maxillaires, a permis, grâce au prétraitement et à la segmentation, d'améliorer la netteté, ainsi que la visibilité de la raréfaction osseuse.
- Les résultats après l'application sont identiques à celles obtenues par un examen minutieux d'un expert.
- Comme nous pouvons le voir, la transition entre l'image de l'os sain et l'os atteint de raréfaction osseuse est plus facilement détectée, ce qui peut échapper parfois à l'œil nu.

L'expertise médicale confirme le résultat obtenu, et montre que la méthode a réussi à segmenter correctement les kystes des maxillaires.

4.5 Présentation de l'interface proposée

Nous avons pu à travers le logiciel Matlab, développer une interface, pour rendre notre application plus accessible, et facile à manipuler. Les figures 4-15 et 4-16 donnent un aperçu de l'interface graphique réalisée.

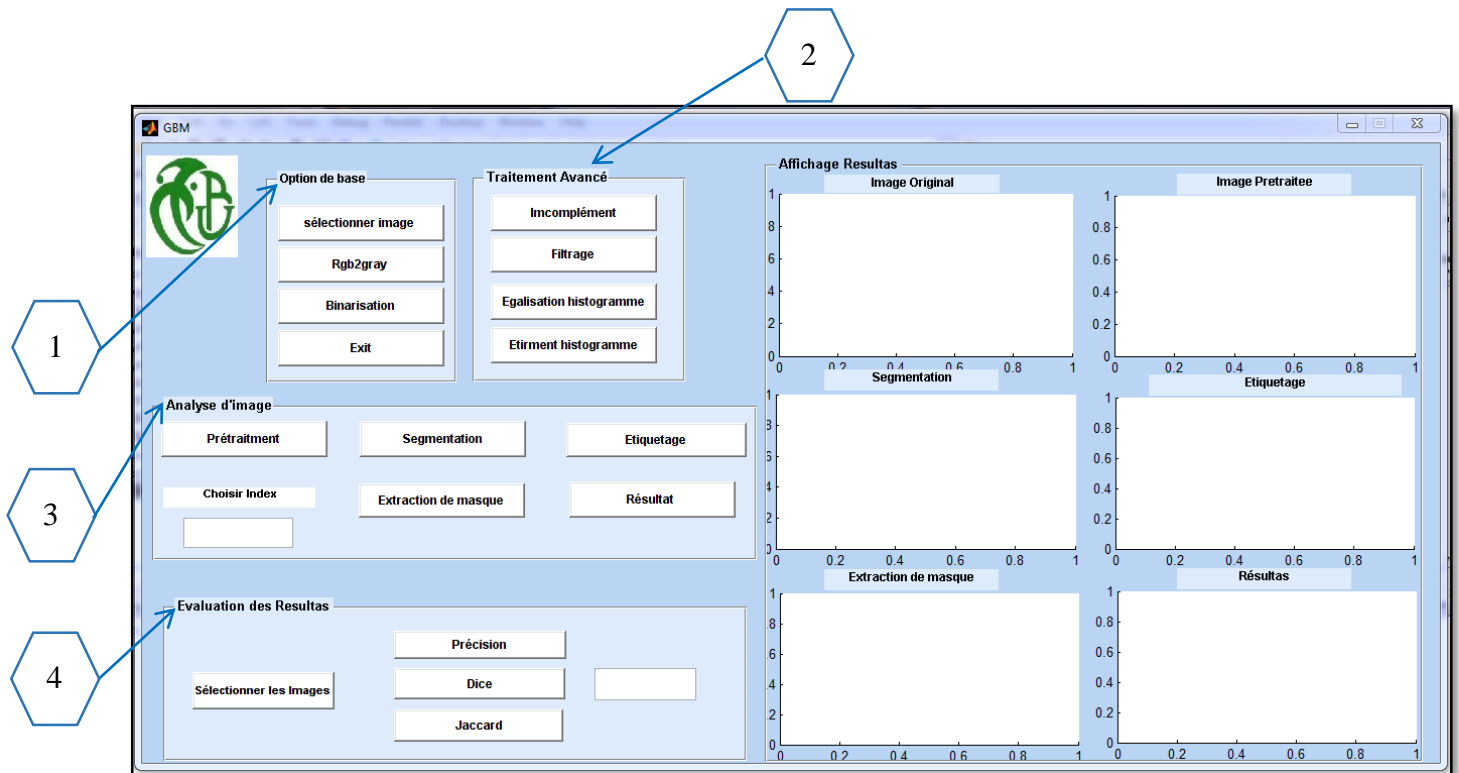


Figure 4-155 : Interface développée

➤ Composition de l'interface

Pour concrétiser notre travail, nous avons développé une application sous le nom de «GBM», qui synthétise notre approche. La fenêtre de notre application est composée de quatre panels d'option, et de six axes d'affichage.

Zone 1 ou panel « Option de base », qui contient quatre boutons :

- Sélectionner l'image : Ouverture de l'image en format BMP ;
- Rgb2gray : convertit l'image en niveaux de gris (fonction optionnelle) ;
- Binarisation : (fonction optionnelle).
- Exit : permet de quitter l'application (fermeture de l'interface).

Zone 2 ou panel « Traitement avancé » contient quatre boutons (panel optionnelle) :

- Imcomplément : inverse l'image ;
- Filtrage : possibilité d'utiliser le filtre médian pour débruiter l'image ;
- Egalisation d'histogramme ;
- Etirement d'histogramme.

Zone 3 ou panel « d'analyse d'image », contient six boutons :

- Prétraitement ;
- Segmentation ;

- Etiquetage ;
- Un bouton, permettant d'introduire l'index de kyste, indiqué par la zone de texte « Choisir l'index » ;
- Extraction du masque ;
- Résultat.

Zone 4 ou panel « Evaluation des résultats », contient Trois boutons :

- Précision ;
- Dice ;
- Jaccard.

Les différents résultats de l'algorithme sont présentés dans l'interface suivante (figure 4-16) :

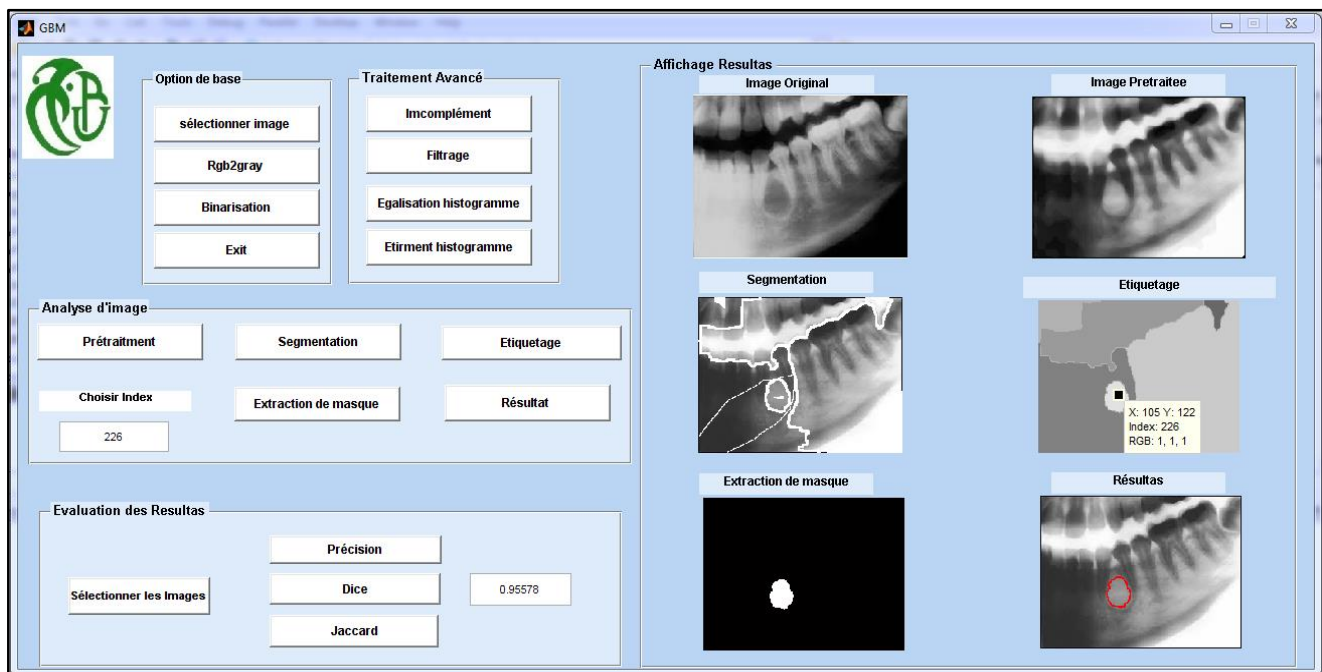
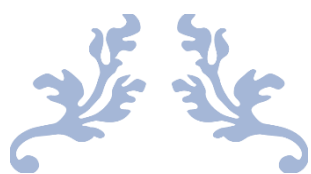


Figure 4-16 : Différents résultats de l'algorithme proposé.

Discussion

Dans ce chapitre, nous avons implémenté notre algorithme, pour l'extraction des lésions kystiques des maxillaires, par l'approche LPE, contrôlée avec marqueurs. Nous avons présenté, et interprété les résultats obtenus, dans chaque étape de la méthode proposée. La méthode LPE a permis de faire une bonne segmentation des lésions kystiques des maxillaires. Les résultats et l'évaluation des résultats sont montrées dans l'interface graphique.



Conclusion Générale



Conclusion Générale

Dans le domaine de la médecine, l'analyse des images médicales a provoqué une évolution importante, avec l'avènement de nouveaux outils de traitement d'images, et la création de nouveaux systèmes d'aide au diagnostic. Le but de ces derniers est de fournir, aux praticiens, des interprétations, automatique et semi-automatique, d'images, conduisant à une exploitation des kystes, des cellules tumorales ...etc.

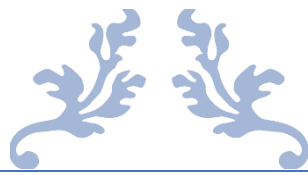
L'objectif des travaux, présentés dans ce mémoire, est de développer une approche de segmentation, qui soit robuste et semi-automatique. L'originalité de la méthode, est qu'elle ne nécessite aucune connaissance a priori, et ne nécessite pas un calcul de paramètres compliqué. Cette approche en utilisant l'algorithme de la ligne de partage des eaux, contrôlée par marqueurs. La technique employée est basée sur la morphologie mathématique. Nous avons cherché, en premier lieu, à améliorer la qualité de l'image radiographique dentaire, par l'étape de prétraitement, pour éliminer certaines structures, ce qui permet de réduire le problème de la sur-segmentation. Nous avons utilisé un filtrage, non linéaire, par un filtre médian, afin de pallier le bruit contaminant l'image, suivi d'une égalisation d'histogramme, pour accentuer les contours des objets.

En deuxième lieu, la transformation de la LPE contrôlée par marqueurs, est utilisée. L'idée consiste à créer des marqueurs, afin d'extraire la zone kystique, dans l'image radiographique dentaire. Après cela, l'image segmentée par notre approche, est comparée à l'image segmentée par l'expert, pour l'évaluation des résultats, en utilisant des images de la base de données, dont on dispose, et qui n'est pas très fournies. Ceci est un point essentiel pour la validation de notre méthode.

Différentes approches de segmentation ont été proposées dans la littérature, mais aucune méthode ne s'est avérée optimale. Par conséquent, nous pouvons admettre qu'il n'existe pas une méthode universelle, pour la segmentation, mais 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.

Le problème qui se pose encore est la différenciation entre les kystes odontogènes et non odontogènes. La précision obtenue par cette approche, pour la segmentation des kystes, est de 89%, ce qui est en soit un résultat encourageants.

En perspectives, il est proposé d'augmenter le nombre de cas, pour valider la méthode, pour trouver les caractéristiques, permettant de reconnaître les régions kystiques, puis pour faire une classification automatique, qui permettra de différencier entre les kystes.



Bibliographie



Bibliographie

- [1] E. Rwagasore, M.C Kramer-Gauchat, L. Gétaz, et al, « *L'état buccodentaire Comme Miroir de la Santé : l'enfant pauvre de la médecine de premier recours* », Revue Médicale Suisse, p.p 1871-1875, 2011.
- [2] J. A. Kpogbé Ermel, « *Les Tumeurs Bénignes et Kyste des Maxillo-Mandibulaire* », Thèse de Doctorat en Médecine, CHU-HKM, Burkina Faso, 2012.
- [3] J. Perier, « *Le vieillissement de l'appareil manducateur* », Thèse pour le diplôme de Doctorat d'état en chirurgie dentaire, Université Toulouse III-Paul Sabatier, Faculté de Chirurgie Dentaire, 2016.
- [4] Dentaltix, <https://www.dentaltix.com/fr/blog/quest-ce-que-le-cancer-de-la-cavite>, consulté le [11/05/2020].
- [5] Zeggar, « *Kyste des Maxillaires* », cours de Anatomie dentaire, Faculté de Médecine de Blida, Dép. de chirurgie dentaire, Algérie 2015.
- [6] S. Journeaux, « *La radiographie panoramique dans le dépistage des lésions bucco-dentaires* », Thèse de Doctorat en chirurgie dentaire, Faculté de Chirurgie Dentaire, Université Nice-Sophia Antipolis, 2017.
- [7] <http://campus.cerimes.fr/chirurgie-maxillo-faciale-et-stomatologie/enseignement/stomatologie7/site/html/cours.pdf?fbclid=IwAR3QPMaMgPb0kHSNjKjBYIV4eh19zXRMfT-xC4pDGKtpr7GB9psWtTCUI>, consulté le [22/03/2020].
- [8] E. Thomas « *Les grands kystes des maxillaires : diagnostic, traitement et suivi* », Thèse de Doctorat en chirurgie dentaire, Faculté de Chirurgie Dentaire, Université Henri Poincaré Nancy 1, 2015.
- [9] Passeport Santee, <https://www.passeportsante.net/fr/Maux/Problemes/Fiche.aspx?doc=kystesdentaires>, Consulter le [26/03/2020].
- [10] Holodent, <https://www.holodent.fr/kyste-dentaire-formes-et-traitements/>, Consulté le [27/03/2020].
- [11] Bucco-orthodontie, <https://www.orthodontisteenligne.com/radiographies-diagnostic-orthodontie/>, consulte le [25/03/2020].
- [12] G.Watts, « *Evaluation statistique rétrospective de l'état bucco-dentaire de la population Lorraine sur 893 orthopantomogrammes* », Thèse de Doctorat en Chirurgie Dentaire, Faculté D'odontologie, Université Henri Poincaré- Nancy 1, 2011.
- [13] Radiologie panoramique, <https://dentego.fr/traitements-dentaires/radiologiedentaire/radiologie-panoramique/>, Consulté le [26/03/2020].

- [14] M. T. Chikh, «*Amélioration des images par un modèle de réseau de neurones*», Mémoire de Master en Informatique, Dép. d'Informatique, Université de Abou-Bakr Belkaid –Tlemcen, Algérie, 2011.
- [15] K. V. Divya., A. Jatti, R. Joshi, et al., «*A study and analysis of image enhancement Technique augmenting dental pantomograms to review jawbone cysts and tumors*», TENCON, IEEE Region 10 International Conference, p. 1386-1390, 2017,
- [16] K. V. Divya., A. Jatti, R. Joshi, et al. «*Characterization of dental pathologies using digital panoramic X-ray images based on texture analysis*», Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, p. 592-595, 2017.
- [17] G.Hamarnah, A. Chodorowski, T. Gustavsson, «*Active Contour models: application to oral lesion detection in color images*», Conference on Systems, Man, and Cybernetics, IEEE no. 0 Vol. 4, pp.2458-2463, 2000.
- [18] S. Li, T. Fevens, A. Krzyzak, et al, «*Automatic clinical image segmentation using pathological modelling, PCA and SVM*», International Workshop on Machine Learning and Data Mining in Pattern Recognition, Springer, Berlin, Heidelberg, p. 314-324, 2005.
- [19] A. Banumath, A. Kannammai, R. Arthee, et al, «*Automated Diagnosis and Severity measurement of Cysts in Dental X-ray Images Using Neural Network*», International Journal of Biomedical Soft Computing and Human Sciences: the official journal of the Biomedical Fuzzy Systems Association, vol. 11, no 1, p. 15-19, 2006.
- [20] S. Li, T. Fevens, A. Krzyzak , et al, «*An automatic variational level set segmentation framework for computer aided dentalX-rays analysis inclinical environments*», *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 30, no.2, p. 65-74, 2006.
- [21] S. Lia, T. Fevensb, A. Krzyzak, et al, «*Semi-automatic computer aided lesion detection in dental X-rays using variational level set*», *Pattern Recognition*, vol. 40, no 10, p. 2861-2873, 2007.
- [22] Nurtanio, M. Hariadi, M. H. Purnomo, et al, «*Cyst and tumor lesion segmentation on dental panoramic images using active contour models*», IPTEK, Journal for Technology and Science, vol. 22, no 3, p. 152-158, 2011.
- [23] J. Mikulka, E. Gescheidtova, M. Kabrada, et al., «*Classification of jawbone cysts via Orthopantomogram processing*», International Conference on Telecommunications and Signal processing (TSP), 2012.

- [24] P. L. Lini, P. Y. Huang, P. W. Huang, «*An automatic lesion detection method for dental X-ray images by segmentation using variational level set*», International Conference on Machine Learning and Cybernetics, IEEE, p. 1821-1825, 2012.
- [25] K. Anuradha, K. Sankaranarayanan, (2012), «*Detection of oral tumor based on marker-controlled watershed algorithm*», International Journal of Computer Applications, vol. 52, no 2, p.15-18, 2012
- [26] G. Ulaganathan , A. Banumathi , J. J Amutha, «*Dental cyst delineation using live wire algorithm*», International Conference on Machine Vision and Image Processing (MVIP), IEEE, p. 129-132, 2012.
- [27] J. Mikulka, E. Gescheidtova, M. Kabrada, et all, «*Classification of jaw bone cysts necrosis via the processing of orthopantomograms*», Radioengineering, vol. 22, no 1, p. 114-122, 2013.
- [28] A. E. Rad, M. R. Mohd, A. Norouzi. «*Digital dental X-ray image segmentation and feature extraction*», Telkomnika Indonesian Journal of Electrical Engineering, vol. 11, no 6, p. 3109-3114, 2013.
- [29] Kaushik, P. C. Mathpal, V. Sharma, «*Edge detection and level set active contour model for the segmentation of cavity present in dental X- ray images*», International Journal of Computer Applications, vol. 96, no 9, p.24-29, 2014.
- [30] M. Rana, D. Modrow, J. Keuchel, et al. «*Development and evaluation of an automatic tumor Segmentation tool: a comparison between automatic, semi-automatic and manual Segmentation of mandibular odontogenic cysts and tumors*», Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, vol. 43, no 3, p. 355-359, 2014.
- [31] A. F. S. Banu, M. Kayalvizhi, B. Arumugam et al, «*Texture based classification of Dental cysts*», 2014, International Conference on Control, Instrumentation, Communication and Computational Technologies (ICCICCT), IEEE, p. 1248-1253, 2014.
- [32] R. Matheus Rodrigues, D. Mauricio Araújo, R. De Best, et all. «*Enhancement and Segmentation of Dental structures in digitized panoramic Radiography images*», International Journal of Applied Mathematics, vol.27, no 4, p. 387-406, 2014.
- [33] R. G. Birdal, E. Gumus, A. Sertbas, et al, «*Automated lesion detection in panoramic dental radiographs*», Oral Radiology, vol. 32, no 2, p. 111-118, 2015.
- [34] K. Vallaes, A. Kacem, H. Legoux, et al., «*3D dento-maxillary osteolytic lesion and active contour segmentation pilot study in CBCT: semi- automatic vs manual methods*»,

- Radiology, vol. 44, no 8, p. 20150079, 2015.
- [35] S. Preault, «*Evaluation d'une méthode de segmentation 3D semi- automatique (ITK-SNAP) appliquée aux lésions peri-apicales sur CBCT*», Thèse de Doctorat, Université Toulouse III-Paul Sabatier, 2015.
- [36] F. Abdolali, R. Zoroofi, Y.Otake, et al. «*Automatic segmentation of maxillofacial cysts in cone beam CT images*», Computers in biology and medicine, vol. 72, p. 108-119, 2016.
- [37] M.K Alsmadi, «*A hybrid Fuzzy C-Means and Neutrosophic for jaw lesions Segmentation*», Engineering Physics and Mathematics, Ain Shams Engineering Journal, Elsevier, 2016.
- [38] K. V. Divya, A. Jatti, P. S. Meharaj, et all, «*Appending active contour model On digital panoramic dental X-rays images for segmentation of maxillofacial region*», IEEE, EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES). IEEE. p. 45 453, 2016.
- [39] M. G. Rajdeep, R. Manaka, «*Characterisation of Oral Cancer Lesions Using Texture Features*» National Conference on Science, Engineering and Technology (NCSET–2016) ISSN. p. 2321-8169, 2016.
- [40] K. V. Divya, A. Jatti, S. Meharaj, et al, «*Image processing and parameter extraction of Digital panoramic dental X-rays with ImageJ* », 2016 International Conference on Computation System and Information Technology for Sustainable Solutions (CSITSS), IEEE, p. 450- 454, 2016.
- [41] A. F. Safi, A. Grandoch, T. Dreiseidler, «*Can cyst volume be used to stratify risk of complications following cyst defect reconstruction with iliac crest graft*», Journal of Cranio- Maxillofacial Surgery, vol. 45, no 8, p.1165-1169, 2017.
- [42] F. Abdolali, Z. Reza Aghacizadeh, «*Fully automated segmentation of maxillofacial Lesions based on 3D feature descriptors and symmetry analysis*», Electrical Engineering (ICEE), Iranian Conference, IEEE. p. 1392-1396, 2018.
- [43] K. Devi, A. Banumathi, G. Ulaganathan, «*An automated and hybrid method for cyst segmentation in dental X-ray images*», Cluster Computing, vol. 22, no 5, p. 12179-12191, 2019.
- [44] K. G. Rani Roopha Devi, R. Mahendra Chozhan, «*Periapical Dental X- Ray Image segmentation by Using K-Means Clustering*», ICNSCET19- International Conference on New Scientific Creations in Engineering and Technology, p. 478-487, 2019.

- [45] K.V. Divya, A. Jatti, P. R. Joshi, et al., «*A Correlative Study of Contrary Image Segmentation Methods Appending Dental Panoramic X-ray Images to Detect Jawbone Disorders*», *Progress in Advanced Computing and Intelligent Engineering*. Springer, Singapore. P.25-35, 2019.
- [46] A. Chodorowski, U. Mattsson, T. Gustavssona, «*Oral lesion classification using True-Color images*», *Image Processing. International Society for Optics and Photonics, Medical Imaging*. p. 1127-1138, 1999.
- [47] S. Rysavy, A. Flores, R. Enciso et al, «*Classifiability criteria for Refining of random walk segmentation*» 19th International Conference on Pattern Recognition. IEEE, p. 1-4, 2008.
- [48] J. W. Hana, T. Breckona, D. Randell, et al, «*Radicular cysts and odontogenic keratocysts epithelia classification using cascaded haar classifiers*», *Proceedings of the Twelfth Annual Conference of Medical Image Understanding and Analysis*, p. 54-58. KETUT EDDY Purnama, 2008.
- [49] I. Nurtanio, R. E. Astuti, i k. E. Purnama, et al, «*Classifying cyst and tumor lesion using support vector machine based on dental panoramic images texture features*», *IAENG International Journal of Computer Science*, vol. 40, no 1, p. 29-37, 2013.
- [50] F. Özden, O. Özgönenel, B. Özden, et al, «*Diagnosis of periodontal diseases using Different classification algorithms: A preliminary study*», *Nigerian Journal of Clinical Practice*, vol. 18, no 3, p. 416-421, 2015.
- [51] E. Yilmaz1, T. Kayikcioglu, S. Kayipmaz, «*Computer-aided diagnosis of periapical cyst and keratocystic odontogenic tumor on cone beam computed tomography*», *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 146, p. 91-100, 2017.
- [52] A. Belladghem «*Segmentation des images et Morphologie mathématique : Application à L'imagerie médicale de l'abdomen*», Thèse de Doctorat, Dép. d'électronique, Université Abou-Bakr-Belkaid, Tlemcen, Algérie, 2014
- [53] S. Lefèvre, «*Approches multi values et supervisées en Morphologie Mathématique et Applications en Analyse d'image* », Thèse de Doctorat, Université de Strasbourg, Décembre 2009.
- [54] S. Dubuisson, «*Morphologie mathématique, Fondements du Traitement d'Images*», 2006.
- [55] H. Talbot, «*Introduction à la Morphologie Mathématique, Théorie et application*»

- Cours de Morphologie Mathématique Segmentation Version 2.0, 20 octobre 2010.
- [56] C. Ronse, «*Opérations Morphologiques de base Dilatation, Erosion, Ouverture et Fermeture Binaires*», CNRS, Département d'Informatique de l'Unistra, 22/10/2013.
- [57] E. Angelini, I. Bloch, Y. Gousseau, et al, «*Méthodes Avancées de Traitement d'Images*», Polycopié du cours SI343 – MATIM, Dép. TSI, Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications, 2007.
- [58] T. H. Betaouaf, «*Caractérisation de la Rétine pour la Reconnaissance Biométrique des Personnes*», Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen (UABT) 2011.
- [59] <http://www.telecom.ulg.ac.be/teaching/notes/totali/elen016/node78.html>, Consulté le [28/05/2020].
- [60] M.V. Droogenbroeck, «*Traitement d'images numériques au moyen d'algorithmes utilisant la morphologie mathématique et la notion d'objet : application au codage*», Thèse de doctorat, Université catholique de Louvain. 1994.
- [61] T. Niemueller, «*Automatic Detection and Segmentation of Cracks in Underground Pipeline Images*», en Seminar: Medical Image Processing Summer Semester 2006, Matriculation Number: 236104
- [62] <http://deptinfo.unice.fr/~ol/L1SV/memo6>. Consulté le [01/06/2020].
- [63] Traitement de Signal, <http://www.traitement-signal.com>, Consulté le [05/06/2020].
- [64] Ph. Bolon, J-M. Chassery, J-P. Cocquerez, «*Analyse d'images: filtrage et segmentation*», Masson, 1995.
- [65] W. Benali, I. H. Belarbi. «*Détection et classification du glaucome dans les images rétiniennes*». Thèse de Mémoire, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, Département de Génie Biomédical, Algérie, 2017.
- [66] Y.EL Merabti, «*Segmentation d'images Couleur par combinaison LPE- Région LPE Contours et fusion de régions- Application à la segmentation de toitures à Partir d'orthophotoplans*», Thèse de Doctorat, Université de technologie Belfort-Montbéliard, 2013.
- [67] A. Feroui «*Traitement automatique d'images du fond d'œil : Application au recalage des images rétiniennes*», Magister en électronique Biomédical, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, Algérie, 2009
- [68] B. Serge, L. Febrice, S. Raphael, «*Réalisation de la Ligne de Partage des Eaux Par file d'attente hiérarchique parallèle*», 1997.
- [69] B. Touria, «*Segmentation trois dimensions (3D) des Images Médicales*». Thèse de

Bibliographie

- Doctorat, Département d'Electronique Biomédical, Laboratoire du Génie Biomédical, Université Abou Bekr Belkaïd – Tlemcen 2008.
- [70] H. Lamiche, «*Segmentation des images aux niveaux de gris par les lignes de partage des eaux (LPE)* », Mémoire de Master académique, Dép. d'électronique Université de Mohamed-Boudiaf, Msila. Algérie, 2019.
- [71] <http://www.tsi.enst.fr/pages/enseignement/ressources/beti/lpe2/lpe/lpe.htm>. Consulté le [04/07/2020].
- [72] C. Vachier, « *Extraction de caractéristiques, segmentation d'image et morphologie mathématique* », Thèse de doctorat, École Nationale Supérieure des Mines de Paris, 1995.
- [73] Matlab pour tous, <https://matlabpourtous.com/presentation/les-toolbox-de-matlab/> consulté le [20/08/2020].
- [74] B. S. Min, D. K. Lim, S. J. Kim, et al. «*A Novel Method of Determining Parameters of CLAHE Based on Image Entropy*». International Journal of Software Engineering and Its Applications Vol.7, No.5 pp.113-120, 2013.
- [75] A. B. Goumeidane. «*Segmentation et évaluation des images segmentées*». Thèse de Doctorat, Université de Constantine 1, 2010.