المجلة العراقية للعلوم الاحصائية (17) 2010
عدد خاص بوقائع المؤتمر العلمي الثاني للرياضيات-الاحصاء والمعلوماتية
ص ص [449- 472]

اقتراح خوارزمية لتقطيع الصور الطبية باعتماد الهندسة الكسورية

خليل ابراهيم احمد السيف* عزالدين محمود عبدا ** دجان بشير طه***

- -

الملخص

تعد عملية استخلاص النسجات وتحليلها من العمليات المهمة في مجال معالجة الصور الرقمية وتحليلها لمختلف التطبيقات الحاسوبية.

استخدم في هذا البحث معيار البعد الكسوري في عملية استخلاص النسجات وتحليلها من صور الأشعة التشخيصية بمختلف أنواعها. حيث استخدمت خوارزمية تغيير البعدين وخوارزمية عد الصناديق لغرض استخلاص الصورة النسجية ومن ثم تقطيع الصورة الإشعاعية بالاعتماد على النسجات المستخلصة.

تم في هذا البحث أولا تبني طرائق شائعة وطريقة مستخدمة في خوارزمية تغيير البعدين كما تم اقتراح طريقة أخرى تتبنى هذه الخوارزمية. أثبتت التجارب العملية كفاءة الطريقة المقترحة في عملية استخلاص النسجات وبزمن تنفيذ اقل من الزمن الذي تستغرقه الطرائق الشائعة الأخرى المستخدمة في البحث.

Suggested Algorithm for medical Image Segmentation Using Fractal geometry

Texture extraction and analysis are regarded as important operations in image processing field for various computer applications.

In this research, fractional dimension has been used in the process of texture extraction and analysis of various medical images. 2D Variation and Box Counting algorithms were used to extract the textured image and segment the radiation image based on the extracted textures.

This research first adopted common and used methods in 2D variation algorithm, as well as a proposed method to adopt this algorithm. Practical experiments showed the efficiency of the proposed method in the process of texture extraction with execution time less than the time required by other common used methods.

---

* قسم علوم الحاسبات/ كلية علوم الحاسبات والرياضيات

** المديرية العامة للتربية في محافظة نينوى

*** قسم هندسة البرمجيات / كلية علوم الحاسبات والرياضيات

تاريخ التسلم :2009/7/1 ——————— تاريخ القبول : 6 /2009/12

1- المقدمة

إن تحليل و معالجة الصور الطبية نما وتطور تطورا هـائلا فـي العقـود ألأربعـة الماضية. اذ أدت المشاكل ذوات الطابع الخاص إلى تطوير مجموعة كبيرة مـن الأعمـال تناولت قضايا مختلفة مثل البيانات ثلاثية الأبعاد و النماذج المتحركة. لذلك طورت منهجيات تشتمل على مجموعة متنوعة من التقنيات حققت تقدما في مجال تحليل الصور [27].

وللنسجة أهمية في المعالجة الصورية لكثير من التطبيقات وفي مختلف العلوم ومنهـا الطب وهي تعد الأساس أو العلامة المرئية المهمة في التمييز الآلـي وتعريـف المنـاطق المتجانسة. يتضمن موضوع تحليل النسجة تمييز المناطق مختلفة النـسجة الموجـودة فـي الصورة وتقطيـع هـذه المنـاطق وهـذا مـا يـسمى بـالتقطيع النـسيجي (Texture Segmentation) حيث يتم فصل كل منطقة عن الأخرى وحسب النسجة المكونة للأشياء في الصور.

2- الصور الطبية

منذ اكتشاف الأشعة السينية (X-Ray) على يد الفيزيائي الألماني فيلهلم رونتجن قبـل أكثر من 110 اعوام وبالتحديد في عام 1895م، وعلم الأشعة يتطور بشكل سريع, وقد كان لاكتشاف الأشعة منذ بداية القرن المنصرم الأثر الكبير في مجـالات التـشخيص الطبـي المختلفة وتطورت استخدامات الأشعة وصار منها أنواع تستخدم في المجال العلاجي فضلا عن مجال التشخيص [6] [19] . وهناك أنواع من أجهزة الأشعة التشخيصية لا تستخدم فيهـا الأشعة السينية وإنما تستخدم أنواع أخرى ومثال ذلك التصوير بالموجات فـوق الـصوتية Ultrasound والتصوير بالرنين المغناطيـسي Magnetic Resonance Imaging (MRI) وندرج بعض أنواع الأجهزة المختلفة للأشعة التشخيصية :

1. أجهزة الأشعة السينية أو المؤينة العادية :
2. أجهزة التنظير Fluoroscopy
3. أجهزة تصوير الثدي Mammography
4. أجهزة الأشعة المقطعية بالكمبيوتر Computed Tomography (CT) Scan
5. أجهزة التصوير بالموجات فوق الصوتية Ultrasound
6. أجهزة تصوير الأوردة والشرايين والأشعة التداخلية Angiography and Interventional
7. أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي Magnetic Resonance Imaging (MRI)

3- البعد لكسوري في معالجة الصور

إن من احدث التقنيات المعتمدة في الكثير من التطبيقات لمعالجة الصور هي الهندسـة لكسورية (Fractal Geometry) اذ إنها إحد فروع الرياضيات الحديثة. ويعـد العـالم الرياضي ماندلبروت (Benoit B. Mandelbrot) (البولندي المولد الفرنسي المنشأ) أول من بحث في موضوع الهندسة لكسورية وأطلق عليها تـسمية الكـسوريات (Fractals)، واوجد مفهوم البعد لكسوري الذي يعد مقياسا لخشونة الأجسام والنسجات. هـذه الخاصـية يمكن أن تخصص إلى الصور الرمادية لنحصل على مقياس لخشونة نسجة الصورة [18].

فالهندسة لكسورية (Fractal Geometry) مفهوم حديث وهي تصف الأشياء التي تحمل صفة التشابه الذاتي (Self-Similar) أو تماثل القياس (Scale Symmetric) الذي يعني أن هذه الأشياء أو الأشكال لو قسمت على أجزاء فان كل جزء يكون متماثلاً مع الـشكل العام ومهما أستمر التقسيم إلى ما لانهاية, وبتوسيع هذا المفهوم ممكن أن نجد هذه الأشكال في كل مكان من العالم الطبيعي, ولكن الاختلاف بينها هو إن هذه الكسوريات "الطبيعية" عشوائية إحصائية, أكثر مما هي متماثلة القياس, والتشابه الذاتي: هو انتشار المعالم الهندسـية معتمـدا على فضاء المقياس(Scale Space), حيث أن الصورة تبدو نفسها من مختلـف المقـاييس المنظورة (Scale Perspectives) [2].

الكسوريات مجموعة متشابهة ذاتيا يكون كل جزء في الشكل مشابها للشكل الأصـلي. يتطلب اعتماد الطرائق لكسورية معرفة البعد لكسوري لمجموعة البيانات المعطـاة، فـي حين يمكن تحديد البعد لكسوري من خلال تطبيق بعض الطرائق الرياضية الخاصة علـى مجموعة محدودة من العينات (الأجزاء samples) [11].

4- الهندسة لكسورية

تجهز الهندسة لكسورية أداة كفوءة للاستعراض السطحي الطبيعي، وتحدد بمـا فيـه الكفاية مقياس الخشونة المعتمد وعدم التناسق. وهذا يعني أن البعد لكسوري والخوارزميات المتعلقة به تكون ملائمة في الغالب للمعالجة التي تؤدي لزيادة التصور [11]. وعليه تعتبـر الهندسة لكسورية ، إحدى أدوات علم الفوضى، وتستعمل لدراسـة الظـواهر الفوضـوية والتي يصعب معالجتها من منظور الهندسة الإقليدية والرياضيات الخطية [9].

أكتشفت الكسوريات من قبل علماء الرياضيات حيث تشير بحوث علماء الرياضـيات مثل كنتور ، كودل و ديديكند عموما إلى التحويلات بين مجموعات النقاط و مجاميع جزئية متصلة أو منفصلة وتُعرف مصطلحات للتشابه الذاتي self-similarity والتقارب الـذاتي self-affinity [11]. لقد أدرك ماندلبروت أن الكثير من الأشـكال فـي الطبيعـة مثـل :

الأشجار، والغيوم، والجبال، والنباتات، والسواحل، وسطوح طبيعيه أخرى أنها ذات بنيـان كسوري. ان وجود مثل هذه الهياكل في الطبيعة يكشف وجود التعقيد والفوضى في الكون. اكتَشَفت النظرية لكسورية الترتيب في الفوضى. على حد تعبير مؤسـس هـذا الميـدان، ماندلبروت (1989) : "تقدم الكسوريات موقعاً وسطياً جديداً عملياً بـين درجـة الهندسـة المفرطة لاقليدس وهندسة الفوضى للخشونه والتجزئة" [28].

ومن الصفات التي اعتمدتها الهندسة لكـسورية فـي معالجاتهـا **التـشابه الـذاتي والمقياس**.

إن الفكرة الرئيسية في الهندسة لكسورية هي التشابه الذاتي أو ثبات المقياس . يكون الجسم أو السطح متشابهاً ذاتياً إذا أمكن تحلّيله إلى نسخ أصغر من نفسه، وعليه فان مفهوم التشابه الذاتي هو الخاصية التي يكون فيها الهيكل الكامل محتوى في أجزائـه. إن الجـسم لكسوري ليس له مقياس طول مميز [26]. وهذا يشير ضمنا إلـى أن للكـسورية ميـزات جوهرية موجودة في كل المقاييس. لذا، نتيجة تكبير قطعة صغيرة لسطح أو لجسم كسوري هي سطح أو جسم مماثل. التشابه الذاتي هي الخاصية التي يحتوي الجسم فيها علـى نـسخ مصغرة منه في مقياس إعتباطي. هذه الخاصية موجودة في كلّ مكان في العالم الطبيعـي، تظهر في أجسام متنوعة كأوراق الأشجار، السلاسل الجبلية، المجرات، والغيوم [24]. وقـد تكون الكسوريات متقاربة ذاتية أومتماثلة ذاتية. *التقارب الذاتي أو العشوائي*: تعـرف فيـه الكسوريات كإتحاد لنسخ معاد تقييسها من الشئ ذاته وحيث تكون خواص إعـادة التقيـيس ليست نفسها في جميع الاتجاهات (anisotropic) (معتمد على الإتّجاه). أما *التشابه الذاتي أو النظامي*: فيمكن أن تعرف الكسوريات فيه كإتحاد لنسخ معاد تقييسها مـن الـشئ ذاتـه وحيث تكون خواص إعادة التقييس ثابتة في جميع الاتجاهات (isotropic) (موحـد بكـلّ الإتجاهات). عمليا كلّ الأحداث لكسورية الطبيعية تكون عشوائية [28].

5- الأبعاد Dimensions

يعد تحليل البعد أداة لتحديد المعلومات الهيكلية للأجـسام الإصـطناعية والطبيعيـة. ولتفسير ذلك فأنه من الضروري التنبيه على مفاهيم مختلفة عن الأبعاد [20].

5-1 البعد الإقليدي Euclidean Dimension

تُعتبر الأجسام مجموعات من النقاط طمرت في فضاء إقليدي. البعد الإقليدي D_E هو البعد للفضاء المطمور [2] .

5-2 البعد الطوبولوجي Topological Dimension

وعادة ما يربَط البعد الطوبولوجي بأشكالٍ خاصة [25]، كذلك فانه ينبغي الحفاظ عليه عندما تحول الأجسام بالشكل الصحيح المتناسق (homeomorphism) [7].

3-5 بعد هاوسدورف-بيسكوفتج Hausdorff-Besicovitch Dimension

إن الأسلوب البسيط لقياس حجم جسم يكون بتقسيم فضائه إلى مكعبات صغيرة من الحجم r ويحسب العدد $N(r)$ للمكعبات اللازمة للغطاء [20].

لِخطّ اعتيادي بطول L_0 يكون العدد N من قطع الخطّ بطول r هو $N(r) = L_0 / r$.

طول الخط L هو:

$$L = \lim_{r \to 0} N(r) \cdot r = \lim_{r \to 0} L_0 \cdot r^0 = L_0$$

(1)

القياس L يصبح تقريبا مساويا إلى الطول للخطّ وهو مستقل عن r.

لربط المساحة A بمجموعة نقاط الخط يكون عدد المربعات ثانية $N(r)$، وكلّ مربع له مساحة r^2 . تعطى المساحة بـ:

$$A = \lim_{r \to 0} N(r) \cdot r^2 = \lim_{r \to 0} L_0 \cdot r^1 = 0$$

(2)

بنفس الطريقة الحجم V هو:

$$V = \lim_{r \to 0} N(r) \cdot r^3 = \lim_{r \to 0} L_0 \cdot r^2 = 0$$

(3)

للخطوط العادية كل من A وV يتجهان إلى الصفر عندما تقترب r من الصفر. نتيجة لذلك يكون القياس الوحيد المهم هو طول الخطّ.

اعتبر أن مجموعة النقاط الاتية تُعرف السطح. إن القياس الطبيعي للسطح هو المساحة A:

$$A = \lim_{r \to 0} N(r) \cdot r^2 = \lim_{r \to 0} A_0 \cdot r^0 = A_0$$

(4)

إن عدد المربعات اللازمة لتبليط السطح هي $N(r) = A_0 / r^2$ وفي حالة اقتراب r من الصفر تكون المساحة السطحية A_0 .

ويكون حجم السطح :

$$V = \lim_{r \to 0} N(r) \cdot r^3 = \lim_{r \to 0} A_0 \cdot r^1 = 0$$

(5)

شكليا يمكن ربط الطول مع السطح:

$$L = \lim_{r \to 0} N(r) \cdot r = \lim_{r \to 0} A_0 \cdot r^{-1} = \infty$$

(6)

يصبح الطول لانهائيا عندما r 0.

وهكذا تكون المساحة هي القياس المهم الوحيد للسطح.

6- طريقة تغيير البعدين 2D Variation Method

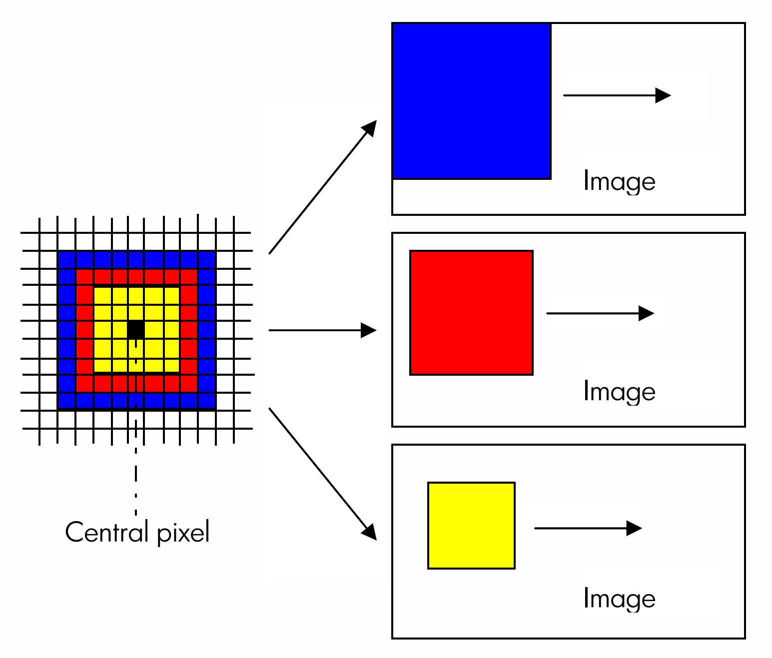
تعد طريقة تغيير البعدين من أفضل الطرائق المستخدمة لحساب البعد لكسوري للصور ذوات التدرجات الرمادية لمختلف القياسات من *r*، [21] ولحساب البعد لكسوري باستخدام هذه الطريقة يتم تحديد مركز الصورة باستخدام مقياس معين وتحديد قيمة *r*، حيث أن *r* هو عدد النقاط الجانبية للنافذة المستخدمة ثم حساب قيمة التدرج للمربع *N*(*r*) وحساب اللوغاريتم له، وبتكرار العملية مع تغيير المقياس *r*، حيث تكون قيمة *r* فردية تبدأ بالرقم 3 ويتم حساب الميل *S* لخط الارتداد من قيم ln(*N*(*r*)) و ln(*r*) ومن ثم حساب البعد لكسوري من المعادلة الآتية [29]:

$$D=3-(S/2) \qquad (7)$$

حيث *D* هو قيمة البعد لكسوري للصورة

S ميل خط الارتداد في مخطط رجاردسون-ماندلبروت

ويوضح الشكل (1) طريقة حساب البعد لكسوري للصور باستخدام طريقة تغيير البعدين.



شكل (1): حركة النوافذ باستخدام طريقة تغيير البعدين

7- الأعمال السابقة

* إن هايدكير وآخرين (1997) [13] قدموا بحثا بعنوان" تقييم درجة هشاشة العظم في الهيكل العظمي المحوري باستخدام اعتمادية البعد لكسوري على عتبة المستوى الرمادي". لمعرفة درجة هشاشة العظم حدد الباحثون كثافة مادة العظم Bone

وصنفوا تركيب الصفيحة في العظم الأسفنجي باستخدام Mineral Density BMD صور رمادية وبتطبيق قيمة عتبة معينة حولوها إلى صور ثنائية ثم قاموا بحساب البعد لكسوري على الصور الثنائية واستخلصوا أن البعد لكسوري الأعلى يمثل العينات السليمة وانه يعطي وصفاً كمياً لهيكل الصفيحة ووجدوا أن هناك مطابقة عالية بين نتائجهم مع التشخيص الطبي خصوصا باستعمال صور Quantitative computed tomography QCT وأيضا الطريقة مناسبة مع صور CT .

* للباحث في كاو Fei Gao (2005) [8] رسالة ماجستير بعنوان "معالجة كفوءة للتقطيع الآلي في تحليل الصور الطبية" قدم فيها خوارزميات تحليل الصورة لإستخلاص أكثر الميزات صلة لغرض تقطيع وتصنيف أنواع الجروح المرتبطة بسرطان عنق الرحم. فضلاً عن مناقشة الأنماط المرقطة والفسيفسائية، لتطوير أداة فحص تشخيصية آلية بالكامل للكشف المبكّر لسرطان عنق الرحم. وعمل على صور عنق الرحم المكتسبة من قبل أجهزة cervicographic أو colposcopic مستخدما سلسلة عمليات معالجة صورة لتصحيح الإضاءة غير الموحدة ولتمييز منطقة Acetowhite من قبل سلسلة عتبة وعمليات تشكيلية.

* قدم الباحث هواجيون ينج Huajun Ying وآخرون (2007) [10] بحثا بعنوان"اعتماد الكسورية في التعين والقطع اللاآلي للقرص البصري في صور الشبكية" وإقترحوا خوارزمية لإكتشاف موقع القرص البصري في صور الشبكية تعتمد على البعد لكسوري حيث تكون قيمة البعد أعلى في منطقة القرص البصري لتجمع الأوعية الدموية والأعصاب ثم فصل القرص البصري عن طريق تحليل المدرج الإحصائي المحلي.

* وقدمت جلميران، نغم ثروت (2007) [4] رسالة ماجستير بعنوان" تمييـز بصمة الإصبع باعتماد البعد لكسري"، اعتمدت على إضافة البعد لكسوري بوصفه ميزة في مجال تمييز بصمة الإصبع من خلال صورة ثنائية للبصمة اذ استخدمت خوارزمية عد الصناديق لهذا الغرض وحصلت على نسبة تمييز تصل إلى (75%).

* قدم شنكجيه يانج وآخرون Sheng-Chih Yang (2005) [23] بحثا بعنوان "نظام بمساعدة الحاسوب لكشف وتصنيف الورم في الصور الرقمية للثدي بأشعة اكس" قام الباحثون باستخلاص خمس ميزات نسجه مولدة من مصفوفة الاختلاف لمستوى الرمادية المكانية والبعد لكسوري وإدخالها إلى شبكة عصبية احتمالية Probabilistic Neural Network مقترنة بتقنيات عتبة الانتروبي طورت لإستخلاص الورم، ثم

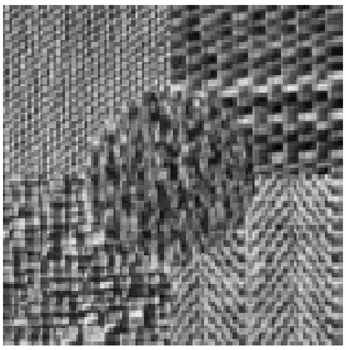
قاموا بتوليد أربع خواص شكلٍ إضافية ضمت إلى الخواص الخمسة المستعملة سابقا في كشف الورم لكي يطبق في PNN أخرى لتصنيف الورم إلى حميد أو خبيث أو ليس ورماً.

* وقدم أي لنك جين وآخرون E-Liang Chen (1998) [7] بحثا بعنوان "نظام تشخيصي آلي لتصنيف صورة الكبد CT" وطوروا نظاما يستند الى الهندسة لكسورية Fractal Geometry وشبكة عصبية احتمالية محورة Modified Probabilistic Neural Network (MPNN) لتصنيف صورة الكبد CT. يشمل النظام عملية إنتزاع محيط الكبد آليا، وخوارزمية لتحسين الصورة و شبكة عصبية احتمالية لتصنيف نوعين من الأورام. ووجدوا أن مجموع الانتروبي لمصفوفات اعتماد المستوى الرمادي المكانية بالارتباط مع MPNN كان لها أداء مناسب.

8- نسجات الصورة

تشير كلمة نسجة "Texture" كمصطلح إنجليزي إلى نمط اللون، التظليل، أو تغيرات مادية على السطح. بعض النسجات منظمة بشكل هندسي وبعضها أولية إحصائية على سبيل المثال نمط حياكة سجادة بألوان مختلفة قليلا. في أغلب الأحيان، حيث يكون للنسجات مكون منتظم هندسيا ومكون إحصائي: مثل، نسيج صوفي خشن أو نمط ألياف نخيل. في تحليل الصورة، تعمم كلمة النسجة للإشارة إلى مناطق الصور ذوات التقديرات الموزعة بشكل مكاني (كيانات)، على سبيل المثال عشب, طريق مرصوف بالحصى، أو خضرة شجرة [5].

في معظم خوارزميات وآليات معالجة الصور اتخذت افتراضات حول توحيد الشدة اللونية في مقاطع من المرئيات، إذ أن صور الأشياء الحقيقية لا تُظهر مناطق الشدة اللونية على الأغلب, فمثلا صورة سطح من الخشب ليست منتظمة ولكن تحتوي على درجات من الشدة اللونية المتساوية والتي تؤلف نماذج متكررة تدعى النسجة المرئية visual texture. وقد ينتج هذا النوع من النماذج من خصائص الأسطح الطبيعية مثل الخشونة, والجدائل المنتظمة التي لها خاصية ملحوظة, أو التي قد تتكون نتيجة للاختلافات الانعكاسية مثل الألوان على سطح ما [2]. والشكل (2) يوضح صورة تحوي على مجموعة مختلفة من النسجات.



الشكل (2)
صورة مكونة من خمس مناطق لنسجات مختلفة

8-1 تعريف النسجة

تعتبر النسجة خاصية مهمة لتحليل الصور الطبية. على الرغم من أهميتها فانه لا يوجد تعريف دقيق ومقنع شائع للنسجة. حاول الباحثون صياغة العديد من التعاريف المختلفة للنسجة منها: أن فكرة النسجة تظهر بالاعتماد على ثلاثة مكونات [14]:

(أ) تكرار بعض التنظيم المحلي على منطقة كبيرة بالمقارنة مع حجم التنظيم.
(ب) التنظيم متضمن في ترتيب غير عشوائي للأجزاء الأولية.
(ج) الأجزاء كيانات موحدة الخشونة لها تقريبا نفس الأبعاد في كل مكان ضمن منطقة النسجة.

وأشار دافيز إلى هذا التنظيم بوصفه عنصرا نسجيا مكررا على منطقة من الصورة texels. وميز النسجة بالصفات الاتية:

1) لها أحجام مختلفة ودرجات من الانتظام.
2) موجهة في الإتّجاهات المختلفة.
3) متباعدة عند المسافات المختلفة في الإتّجاهات المختلفة.
4) تباينها له مقادير متعددة وإختلافات متعددة.
5) هناك كميات مختلفة من الأرضية قد تكون مرئية بين تركيب النسجة.
6) تتنوع مكونات النسجة وربما يكون لها درجات مختلفة من الإنتظام والعشوائية.

عموما، ويمكن أن تعرف نسجة صورة ما كدالة الإختلاف المكاني في كثافات نقاط الشاشة[14].

8-2 تحليل النسجة

يعد تحليل النسجات من الأمور المهمة في العديد من تطبيقات تحليل الصورة حاسوبيا لعمليات التصنيف أو الكشف أو تقطيع الصور بالاستناد الى أنماط المكان المحلية للحافة أو اللون. ويمكن النظر إلى النسجات كصدى وتناظر وخليط لأنماط أساسية مختلفة أو دوال محلية ببعض التنوع العشوائي. وتمتلك النسجات قوة ضمنية لأنها تستند الى الأفكار البديهية للتشابه البصري [2] [15].

إن اختيار طريقة تحليل النسجة لاستخلاص الخواص مهم جدا لنجاح تصنيف النسجة. ولقد اقترحت العديد من الطرائق لاستخلاص ميزات النسجة منها

ميزات على أساس الكسوريات fractal-based features وميزات حوادث المـشاركة co-occurrence features.

وقُسمت طرائق تحليل النسجة تقليديا إلى صنفين [17]:

* الصنف الأول، يطلق عليه معالجات إحصائية أو تصادفية، وتعامل مـع النـسجات كظواهر إحصائية جمعت من بنية النسجة موصوفة بالخواص الإحصائية للكثافـة ومواقـع نقاط الشاشة. وتمت دراسة مدرجات إحصائية مختلفة وإحصائيات حدوث المشاركة من قبل عدة باحثين والتي أمكن استخدامها كأمثلة بسيطة لقياسات نسجية إحصائيا. هذه الأنواع من نماذج النسجة تعمل بشكل أفضل مع النسجات الدقيقة التصادفية.

* والصنف الثاني، يطلق عليه المعالجة الهيكلية، يقدم المفهوم لبدائيات النسجة، غالبا ما يطلق texels أو textons لوصف النسجة. يهدف لوصف هياكل معقّدة مـن بـدائيات سهلة.

3-8 وصف النسجة Texture description

إن مواصفات النسجة تنتج من الفهم الإنساني أو عن طريق البحث لنموذج بـسيط أو عن طريق عملية إحصائية لتولّد النسجة. ومن الطرائق المتبعة في وصف النسجة:-

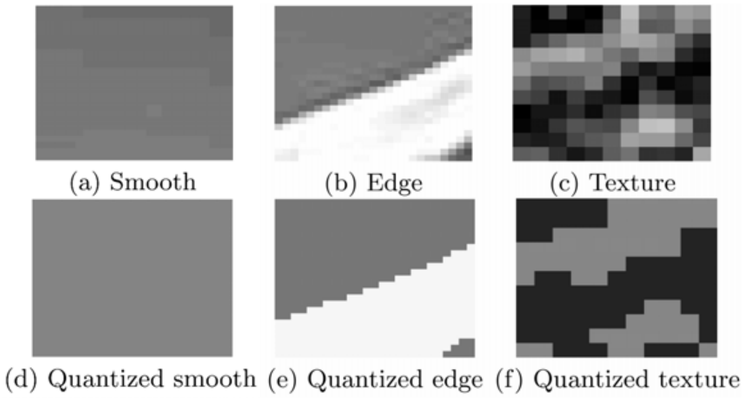
1. الطريقـة الإحصائية Statistical method
2. الطريقـة النفسـية Psychophysical method
3. الطريقـة الهيكليـة Structural method
4. طريقة اعتماد النموذج Model Based method
5. طريقة معالجة الإشارة Signal processing method
6. طريقة اعتماد البقعة Patch-based method

4-8 كشف النسجة Texture Detection

يبين الشكل (3) أمثلة لكتل قد تفهم على أنها تنعيم (a)، حافـة (b) و نـسجات (c). يمكن أن يحَقق هذا التمييز بحساب عدد المكونات للمقطع. حيث بتكميم الخشونة للمستويات الرمادية في المقطع إلى مستويين فقط نستطيع عندها إستعمال خوارزميات حساب المكونات المرتبطة لكي نحسب عدد المكونات آليا في المقطع [22]. الـشكل (3 (f) - (d)) يعـرض الكتل الكمية التي حصل عليها من الشكل (3 (c) - (a)) على التوالي.

ويمكن اعتماد عد- المكون كوصف محلي للنسجة Component -count local description of texture حيث يوجد هناك عدة طرائق لفصل نقاط الشاشة فـي مقطـع إلى مجموعتين. إنها مسألة تجمع إلى مجاميع حيث أن المستويات الرمادية لنقـاط الـشاشة

هي البيانات. أي خوارزمية تجمع (clustering) يمكن أن تـستعمل لفـصل المجـاميع. وبطريقة سهلة حسابيا يتم حساب معدل المستويات الرمادية ثم تُقسم المـستويات الرماديـة على مجموعتين. تشكل المجموعة الأولى نقاط الشاشة بالمستويات الرمادية فوق المعـدل، والبقية تشكل المجموعة الثانية. ويمكن لأغراض الكبس، أن تستبدل كلّ قيمة نقطة شاشـة بمعدل القيم في المجموعة التي تنتمي إليها. وبذلك نحصل على مقطع مكمم محـافظ علـى المتوسط والعزم المركزي المطلق الأول للمستويات الرمادية في المقطع الأصلي. تـصف الخوارزمية التالية الإجراء لاحتساب مواصفات عد المكون والتباين لنسجتين محليتين.



الشكل (3): أمثلة لمقاطع صور

خوارزمية عد مكون(مقطع)

1. اقرأ الصورة.
2. احسب المعدل.
3. افصل نقاط الشاشة إلى مجموعتين حسب قيم المستويات الرمادية.
4. احسب مستوى رماديا نموذجيا لكلّ مجموعة.
5. اختر مجموعة الخلفية التي تكون المجموعة الأكبر لنقاط الشاشة.
6. بناء صورة ثنائية للكتل التي فيها نقاط الشاشة مأخوذة من مجموعة الخلفية وتوضع كـ 0، ونقاط شاشة من المجموعة الأخرى وتوضع كـ 1.
7. احسب العناصر المرتبطة في الخلفية.

عد المكون = عدد المكونات المرتبطة.

التباين = الإختلاف بين معدلات المجموعتين لنقاط الشاشة.

إن عد المكون هو تطبيق شائع لحساب المكونات المرتبطة مرة على صورة أصلية سوداء/بيضاء ، وثانية على مقلوبها. ويكون لدينا خيار جيد لتعريف واصف نسجة بأنه الجمع لناتج العددين، يعني العدد للمكونات السوداء والمكونات البيضاء.

إن قياس التباين هو ناتج عرضي طبيعي عند الفصل إلى مجموعتين، ويحسب كاختلاف بين قيم متوسط المجموعتين. وهذا القياس له علاقة أكثر في استخلاص النسجة من قياسات التباين المحلية الأخرى، مثل أقصى تقليل للمستويات الرمادية الأقل أو الإنحراف المعياري الأقل. فعند استخلاص النسجة، يستعمل قياس التباين للتخلص من النسجة ذات التباين القليل والتي تكون غير محسوسة.

9- تقطيع الصورة Image Segmentation

إن الغاية من تقطيع الصورة هي تجزئة الصورة إلى عدد من المناطق غير المتداخلة. وللتقطيع دور كبير في مجال معالجة الصور والإشارة والرؤية الحاسوبية.

ويمثل تقطيع الصورة فصلها الى مناطق متجانسة وتحديدها (إيجاد معالمه الخارجية). وهناك ثلاثة معايير لتقييم طريقة تقطيع معينة، وهي:- الدقّة (قابل لإعادة الإنتاج reproducibility)، الجودة (تتفق مع الحقيقة)، والكفاءة (الوقت المطلوب لانجاز عملية التقطيع) [12].

إن التقطيع عملية تتم فيها تجزئة صورة إلى المناطق التي تمثل الأجسام أو المناطق ذوات المعنى في الصورة. والتي يمكن أن تكون، على سبيل المثال، أشخاصا أو سيارات أو

بنايات، أو سماء. إذ أن التقطيع له هدفان: الهدف الأول تقطيع الصورة إلى أجزاء لتحليـل أكثر، والهدف الثاني تمثيل أكثر كفاءة. وإن المناطق المستخلصة من التقطيع يجب أن تكون موحدة فيما يتعلق ببعض الخصائص القابلة للقياس، مثل اللون، الكثافة، أو النـسجة. مـن الواضح، أن المناطق المجاورة بعضها لبعض يجب أن تكون مختلفة فيمـا يتعلـق بهـذه الخصائص [17] .

وتعد عملية تقطيع الصورة إحدى التقنيات التي تستخدم في تحليـل الـصور حيـث تستخدم بشكل واسع في مجال الرؤية الحاسوبية وفي تطبيقات معالجة الـصور ومعالجـة الإشارة, والهدف من هذا التقطيع هو إيجاد مناطق أو مقاطع تمثل شيئا معينا (Object) أو تمثل صنفا (Class) أو معظم أجزاء الصنف [2], وتقطيع هذه الأشياء يعتمد على مقـاييس رئيسية منها : مقيـاس التجـانس (Homogeneity) أو مقيـاس التبـاين فـي الحـدود (Borders) لهذه الأشياء أو الأصناف, واغلب الخوارزميات التي تستخدم في عملية تقطيع الصور, تحديثية , أو توسيعية أو تضمينية للعاملين السابقين (التجانس والحدود), ويتضمن مفهوم التجانس والتباين في الحدود عدة معالم مثل: التدرج الرمـادي, واللـون, والنـسجة, وبشكل عام علينا أن نأخذ بالحسبان المجاورات للنقطة الصورية في عملية تقطيع الصور.

10- **طرائق تقطيع الصور** (Image Segmentation Methods)

يمكن أن تقسم طرائق تقطيع الصورة على صنفين رئيسيين: مشرف عليهـا وغيـر المشرف عليها. في التقطيع الغير مشرف عليه، تكون أنواع الأجسام المختلفة، وحتى عـدد الأجسام أو أنواع الجسم مجهولة. أما في التقطيع المشرف عليه فان الطرائق يمكن أن تعتمد معرفة مسبقة لعدد الأجسام أو أنواعها. ويقسم تصنيف آخر الطرائق إلى اعتماد المنطقـة و اعتماد الحدود [17] .

وتتضمن عملية تقطيع صورة ما والتي تعتمد المنطقة على تجميع مساحات متجـاورة بخصائص نسجية متماثلة معا. أما في التقطيع الذي يعتمد الحدود فيكون الهدف منـه هـو إيجاد المساحات التي تتغير فيها الخواص النسجية بسرعة. ولكلتا المهمتين، يوجد عدد كبير من الخوارزميات المختلفة لهما. وفي أغلب الأحيان، تكون الخوارزميات القابلـة للتطبيـق ليست خاصة فقط للنسجة، ولكن أيضا لألوان الصور.إذ أن العديد من الخوارزميات السابقة في تقطيع النسجة تتأثّر بخوارزمية تجزئة المنطقة التكراري [17] .

ومن الطرائق الشائعة لتقطيع الصور نذكر:

أ- طريقة دمج المناطق وفصلها Region Growing & Shrinking

تقوم هذه الخوارزمية على أساس دمج المناطق المتجانسة وفصل الأخرى غير المتجانسة [2] [16] وكما يأتي:

1- إجراء اختبار التجانس بحسب شدة الإضاءة أو اللون أو النسجة, وحساب المعيار المناسب لتجاوز هذا الاختبار.

2- فصل الصورة إلى مناطق متساوية المساحة.

3- حساب مقياس التجانس لكل منطقة.

4- إذا تم تجاوز اختبار التجانس للمنطقة , ندمج المتجاورات من النقاط الصورية لها, وإذا لم نصل إلى المعيار الموضوع في الاختبار, نقوم بفصل المنطقة.

5- نستمر بهذه العملية حتى تتجاوز اختبار التجانس لكل المناطق.

وهذه الخوارزمية ليست ثابتة و يمكن تحويرها حسب الحاجة وحسب التطبيق.

ب- طريقة العناقيد Clustering Method

تعتمد هذه الطريقة على المدرج التكراري للقيم اللونية (Histograms) وكما يأتي [2]:

1- نفترض الصورة منطقة واحدة, ونرسم المدرج التكراري لتوزيع القيم اللونية.

2- نختار أعلى قمة (Peak) في المدرج التكراري ثم نحدد جهتي القمة بمستقيمين, نقسم الصورة على منطقتين نسبة إلى منطقة القمة.

3- نقرب خطوط تقسيم المناطق حسب القمم إلى أن يكون هناك مستقيم واحد هو الفاصل بين المناطق (القمم).

4- نكرر الخطوات (1 و 3) لكل منطقة في الصورة بحيث لا تكون هناك قمة ممكن إضافتها.

ج- طريقة التقطيع لكسوري Fractal Segmentation Method

يستخدم التقطيع لكسوري, في بعض التطبيقات المعتمدة على الكثافة اللونية عندما يكون هناك أكثر من جسم (Object) يحمل نفس القيمة اللونية, وكذلك بالنسبة لتطبيقات التقطيع المعتمدة على الحدود (Border), تظهر بعض الحدود غير المرغوب فيها, فضلاً عن أن كثيراً من السطوح الطبيعية هي في الحقيقة كسوريات لاسيما عندما تكون القدرة التمييزية (Resolution) كبيرة ويكون اعتماد التطبيقات فيها على النسجة [2].

ويعد تقطيع الصورة بالاعتماد على البعد لكسوري من الطرائق الشائعة في تقطيع الصور التي تحتوي على أشكال طبيعية، بل هي من أفضل الطرائق التي تتعامل مع هذا النوع من الصور، إذ تمتاز بقدرتها على تمييز المناطق حسب النسجة وبشكل جيد. وهناك العديد من الطرائق المستخدمة لتقطيع الصور باستخدام البعد لكسوري ومن أشهرها طريقة عد الصناديق Box Counting وطريقة تغيير البعدين Tow Dimension Variation [21]. وقد تم اعتماد طريقة عد الصناديق بشكل واسع في تقطيع الصور الثنائية، أما طريقة تغيير البعدين فقد اعتمدت في تقطيع الصور الرمادية اذ أن لها القدرة على تمييز المناطق وإمكانية عزل النسجات المختلفة وبسهولة وأظهرت الطريقة نتائج جيدة مع الصور الثنائية (Binary Images) [1].

11- افتراض مدى نسجي

عند تطبيق طريقة تغيير البعدين الموافقة للصور الرمادية نحصل على صورة نسجية ذات نسجات مختلفة تعتمد قيمة النسجة منها على مقدار الخشونة لذاك الجزء من الصورة بحيث يمكن الحصول على عدد من النسجات يتراوح بين 0 و 255 ، اذ أن كل قيمة لونية تمثل نسجة بحد ذاتها وهذا العدد من النسجات كبير وغير ملائم فعلا لغرض الدراسة، ومن ناحية أخرى فان النسجات ذوات القيم المتقاربة تكون لمناطق ذوات خشونة متقاربة في الصورة الأصلية وعلى الأغلب فإنها تعود إلى الشكل نفسه داخل الصورة أو إلى أشكال مختلفة ولكنها تمتلك درجة الخشونة نفسها، لذلك افترضنا أن كل مدى معين من النسجات على انه نسجة واحده مقترحة ويكون التعامل معه على هذا الأساس.

12- الطريقة المقترحة للتقطيع

يبين الشكل (1) في الملحق (1) المخطط الانسيابي لخوارزمية أيجاد الصورة لكسورية ومخطط ريجاردسون-ماندلبروت للطريقة المقترحة بالاعتماد على طريقة تغيير البعدين للصور الرمادية (2D Variation Method for Grayscale Image).

1. المصفوفة M ذات البعدين $h \times w$ تمثل الصورة الرقمية المدخلة.
2. نحدد اكبر قيمة فردية لضلع النافذة r_{max} والتي يمكن أن نصل إليها حيث أن $r = \{3, 5, \ldots, r_{max}\}$
3. نفرض المتغيرين i, j ونخصص لهما القيمة واحد (1).
4. نحدد نقطة مركز النافذة $Wind$ التي ابعادها $r_{max} \times r_{max}$ ونبدأ في الجهة العليا اليسرى والتي تبعد بمقدار $z = (r_{max} - 1)/2$ من أطراف المصفوفة والتي إحداثياتها $P(i_p, j_p)$ حيث أن $j_p = z + j$, $i_p = z + i$.

5. نخصص القيمة $F(i, j) = 0$ حيث F الصورة النسجية، ثم نعين $r = 3$.
6. نعين $q = (r-1)/2$ ونحسب أعلى قيمة لونية V_{max} واقل قيمة لونية V_{min} في المصفوفة الجزئية المربعة من المصفوفة M والتي تمثل النافذة الحالية:

$$Wind = M(i_p - q : i_p + q , j_p - q : j_p + q)$$

7. نقوم بطرح V_{min} من V_{max} وتخصص القيمة إلى النقطة $P_F(i, j)$ في الصورة لكسورية F الخاصة بـ r الحالية:

$$F_r(i, j) = V_{max} - V_{min}$$

$$F(i, j) = F(i, j) + (3 - (\log(F_r(i, j)) / \log(r)) / 2) \quad (8)$$

8. نكرر الخطوات 6 و 7 لجميع قيم $r = \{3, 5, ..., r_{max}\}$.
9. نكرر الخطوات 6 و 7 و 8 لجميع قيم $j = \{1, 2 , ..., w - r_{max} +1\}$.
10. نكرر الخطوات 6 و7 و 8 و 9 لجميع قيم $i = \{1, 2, ..., h - r_{max}+1\}$.
11. لإيجاد مخطط ريجاردسون-ماندلبروت نقوم بجمع قيم عناصر كل مصفوفة F_r على حدة ونقسم ناتج الجمع على عدد عناصر المصفوفة، ثم يرسم مخطط لوغاريتم القيمة الناتجة مع لوغاريتم r المقابل لها.
12. يتم حساب البعد لكسوري D للصورة عن طريق حساب ميل خط المستقيم S الناتج من الخطوة 11 وبتطبيق المعادلة الآتية.

$$D = 3 - S/2 \quad (9)$$

13- الاستنتاجات:

تم في هذا البحث استخدام تقنيات الهندسة لكسورية في تحليل نسجات الصور الطبية لغرض تقطيعها وتمكين الطبيب من تحديد موقع المرض بسرعة وفاعلية، كما تم بناء نظام حاسوبي للقيام بهذه المهمة. ومن خلال التطبيق العملي تم استنتاج ما يأتي:-

1- اثبت النظام الحاسوبي المستخدم كفاءة ودقة في المساعدة على تحديد موقع الأمراض حيث تم اختبار النظام من قبل طبيب اختصاص في تشخيص الأشعة وكانت النتيجة جيدة في تحليل الصورة واكتشاف معالمها.
2- إن نتائج تطبيق الخوارزمية المقترحة للتقطيع وتعديلها على الصور الطبية كانت ذوات كفاءة في إيجاد الصورة النسجية مما أدى إلى كفاءة هذه الطريقة في عملية التقطيع لكسوري.
3- أكدت النتائج انه يجب تطبيق الخوارزمية باستخدام خمسة أبعاد للنوافذ {3, 5, 7, 9, 11} على اقل تقدير للحصول على بعد كسوري دقيق للصورة.

4- استخدام طريقة تغيير البعدين لحساب البعد لكسوري للصور الرمادية أعطى نتائج جيدة في الحصول على نسجات الصورة.

5- أكدت النتائج أن البعد لكسوري معيارٌ تحليلي فعالٌ في تقطيع الصور الطبية ذوات النسجات الأحادية (التي تحوي على نسجة بدون تداخل مع النسجات الأخرى) وفي فصل النسجات المختلفة، وإمكانية استخدامه في تحليل تلك الصور والمساعدة على فهمها و تفسيرها.

6- ان استخدام التقطيع لكسوري في الصور الطبية ذوات النسجات المتداخلـة أظهـر نتائج جيدة وتمكنت الخوارزمية المقترحة من فصل وتقطيع هذه النسجات المختلفـة والمتداخلة بشكل جيد.

7- إن اعتماد نافذة التحليل ذات أبعاد صغيرة يؤدي إلى الحصول علـى تفاصـيل أدق للصورة النسجية مما يؤدي إلى زيادة عدد النسجات وبصورة اكبر مما لو تم اعتماد نافذة التحليل ذات أبعاد أعلى.

8- من خلال دراسة الصور النسجية الناتجة من تطبيق الخوارزميات والطرائق التابعة لها تبين أن النوافذ ذوات الأبعاد الصغيرة تكون ذوات فائدة اكبر حين تطبيقها على صور تحتوي نسجات ناعمة وإن النوافذ ذوات الأبعاد الكبيرة تكـون ذوات فائـدة اكبر حين تطبيقها على صور تحتوي نسجات خشنة.

9- إن لخشونة النسجة في الصورة الطبية الأثر الكبير على الصورة النسجية الناتجـة بغض النظر عن درجة إضاءتها أو لونها.

المصادر العربية

[1] الطائي، إخلاص عبدالجبار سلطان، 2004، "تمييـز الأشيـاء الطبيعيـة فـي الصـور الرقميـة"، رسالة ماجستير، قسم علوم الحاسبات، كلية علوم الحاسبات والرياضيات، جامعة الموصل

[2] النعمان، أكرم عبدالباقي ، 2002، "تحليل نسيج الصور والمرئية الفضائية باستخدام التقطيع ألكسري"، رسالة ماجستير، قسم علوم الحاسبات ، كلية علوم الحاسبات والرياضيات ، جامعة الموصل

[3] النعيمي، عزالدين محمود، 2009، "استخدام تقنيات الهندسة الكسورية في تحليل نسجات الصور الطبية""، رسالة ماجستير، قسم علوم الحاسبات ، كلية علوم الحاسبات والرياضيات ، جامعة الموصل

[4] جلميران، نغم ثروت سعيد ، 2007، "تمييـز بصمة الأصبع باعتماد البعد الكسري"، رسالة ماجستير، قسم علوم الحاسبات، كلية علوم الحاسبات والرياضيات، جامعة الموصل

المصادر الأجنبية

[5] C P Behrenbruch, S Petroudi, S Bond, J D Declerck, F J Leong and J M Brady, 2004, "Image filtering techniques for medical image post-processing: an overview", The British Journal of Radiology, 77 (2004), S126–S132

[6] Edwin L. Dove, 2004" ,Physics of Medical Imaging – An Introduction," Biomedical Engineering The University of Iowa

[7] E-Liang Chen, Pau-Choo Chung, Ching-Liang Chen, Hong-Ming Tsai, and Chein-I Chang, 1998, "An Automatic Diagnostic System for CT Liver Image Classification", IEEE Transactions On Biomedical Engineering, VOL. 45, NO. 6, 783-794 JUNE 1998

[8] Fei Gao, 2005, "An Efficient Approach To Automated Segmentation In Medical Image Analysis", Requirements for the Degree of Master Of Science In Electrical Engineering, Submitted to the Graduate Faculty of Texas Tech University

[9] Gregory-williams, Justine; Williams, Bill, 2004, "Trading Chaos: Maximize Profits with Proven Technical Techniques", Publisher: John Wiley & Sons

[10] Huajun Ying, Ming Zhang, Jyh-Charn Liu, 2007,"Fractal-based Automatic Localization and Segmentation of Optic Disc in Retinal Images", Department of Computer Science, Texas A&M University College Station, TX, USA,

[11] Jalal Amini and Maryam Rahnemonfar, 2005, "Determination of the fractal dimension in digital terrain model for rough area", Department of Geomatic Engineering, Faculty of Engineering, University of Tehran

[12] Jayaram K. Udupa, Vicki R. LaBlanc, Hilary Schmidt, Celina Imielinska, Punam K. Saha, George J. Grevera, Ying Zhuge, Pat Molholt, Yinpeng Jin and Leanne M. Currie, 2002, "A Methodology for Evaluating Image Segmentation Algorithms", in Proceedings of SPIE: Medical Imaging, San Diego, CA, 4684, 266-277, 2002.

[13] M A Haidekker, R Anderesen, C J G Evertsz, D Banzer,1997, "assessing the degree of osteoprosis in the axial skeleton using the dependence of the fractal dimension on the gray level threshold", The British jurnal of Radiology, 70 (1997), 586-593

[14] Martin Svec, 2001, "Analysis of Sonographic Images of Thyroid Gland Based on Texture Classification", Master’s Thesis, Center for Machine Perception, Department of Cybernetics Faculty of Electrical Engineering, Czech Technical University

[15] Nicu Sebe and Michael S. Lew , "Wavelet Based Texture Classification", Leiden Institute of Advanced Computer Science, Niels Bohrweg 1, 2333 CA, Leiden, The Netherlands

[16] Olivier Tilloy, "Medical Image Segmentation Using Immersive Visualization" being a Thesis submitted for the Degree of Master of Science in the University of Hull 2006

[17] Oulun Yliopisto 2003, "The Local Binary Pattern Approach To Texture Analysis– Extensions And Applications", Infotech Oulu and Department of Electrical and Information Engineering, University of Oulu

[18] Peter Gerl, Carola Schönlieb, Kung Chieh Wang,2004,The Use of "Fractal Dimension in Arts Analysis", HarFA - Harmonic and Fractal Image Analysis (2004), pp. 70 – 73

[19] R. Van Tiggelen, 2001, " Since 1895, Orthopaedic Surgery Needs X-RAY Imaging: A Historical OverView From Discovery To Computed Tomography", JBR–BTR, 2001, 84: 204-213.

[20] Roland Kraft, 1995, "Fractals and Dimensions", Munich University of Technology-Weihenstephan Department of Agricultural and Horticultural Sciences Mathematics Statistics and Data Processing Institute-Germany

[21] Roland Kraft, Josef Kauer, "Estimating the Fractal Dimension from Digitized Images" Munich University of Technology - Weihenstephan Department of Agricultural and Horticultural Sciences Mathematics, Germany

[22] Ruth Bergman, Hila Nachlieli and Gitit Ruckenstein, 2007, "Detection of Textured Areas in Images Using a Disorganization Indicator Based on Component Counts", Copyright 2007 Hewlett-Packard Development Company, L.P.

[23] Sheng-Chih Yang, Chuin-Mu Wang, Yi-Nung Chung, Giu-Cheng Hsu, San-Kan Lee, Pau-Choo Chung And Chein-I Chang, 2005, "A Computer-Aided System For Mass Detection And Classification In Digitized Mammograms", Biomedical Engineeringapplications, Basis & Communications Vol. 17 No. 5 215-228 October 2005

[24] Simon D. Levy, "Neuro-Fractal Composition Of Meaning: Toward A Collage Theorem For Language", Computer Science Department Washington & Lee University, Lexington, Va 24450, Usa

[25] Stefan Jansson, 2006, "Evaluation of methods for estimating fractal properties of intensity images", Master's Thesis in Computing Science, Department of Computing Science, Umea University, Sweden

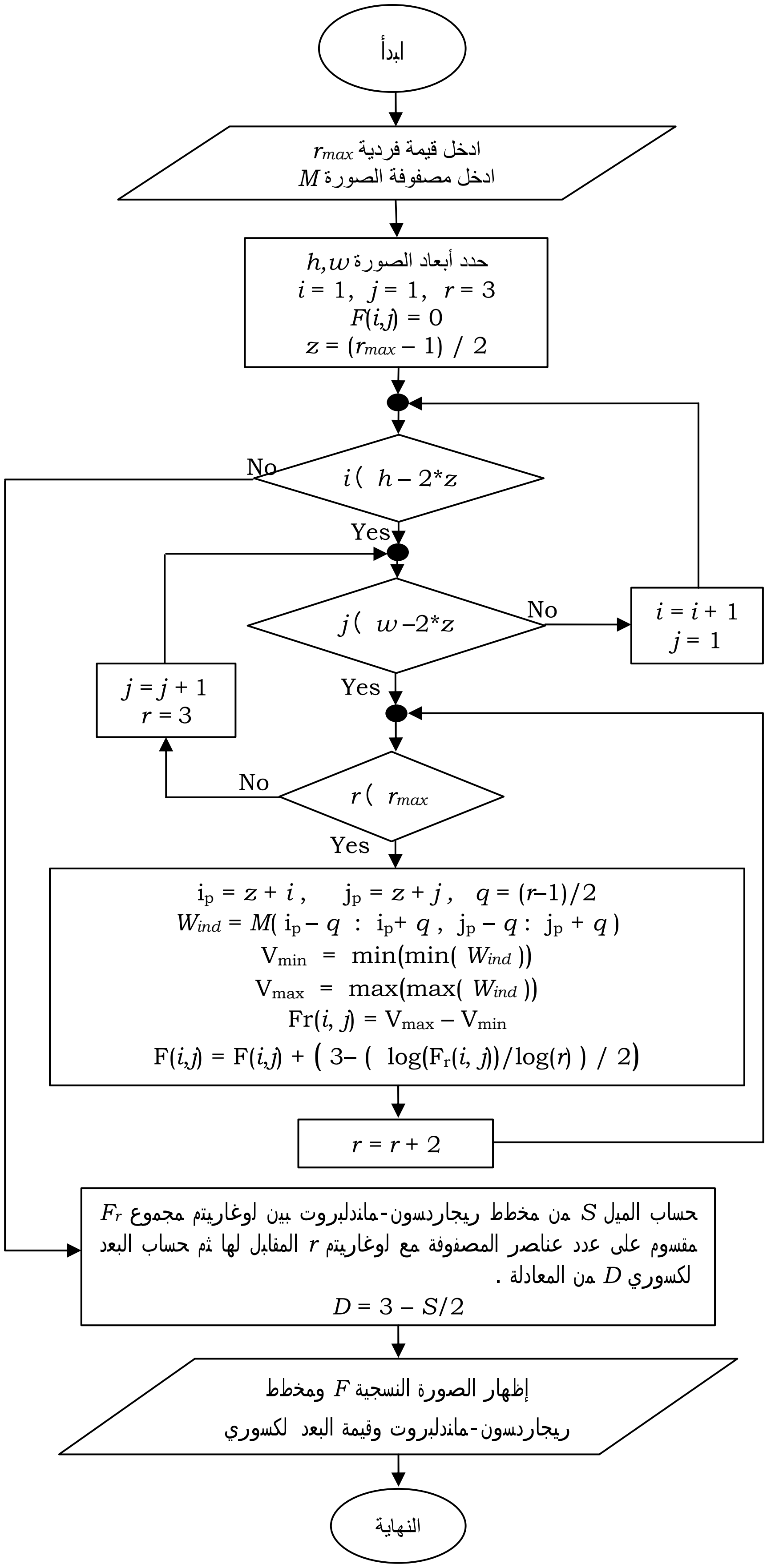
[26] T. Parrinello And R. A. Vaughan, 2002, "Multifractal analysis and feature extraction in satellite imagery", Department of Electrical Engineering and Physics, University of Dundee, DD1 4HN, UK int. j. remote sensing, 2002, vol. 23, no. 9, 1799–1825

[27] Thomas M. Lehmann, Claudia G¨onner, and Klaus Spitzer,1999, "Survey:Interpolation Methods in Medical Image Processing", IEEE transactions on medical imaging, Vol. 18, No. 11, november 1999.IEEE

[28] Tod Policandriotes, 1998, "Surface Characterization and Evolution of Sub-scale Brake Materials", Department of Physics, Southern Illinois University Carbondale. Illinois

[29] W. Sun, G. Xu, P. Gong and S. Liang, 2006, "Fractal analysis of remotely sensed images: A review of methods and applications", International Journal of Remote Sensing Vol. 27, No. 22, 20 November 2006, 4963–4990

الملحق (أ)



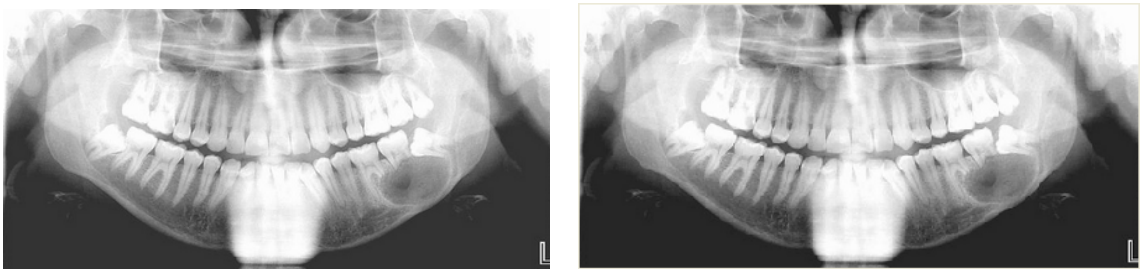
الشكل (أ): المخطط الانسيابي لخوارزمية الطريقة المقترحة الأولى للتقطيع

مثال تطبيقي على تحديد حالة مرضية باستخدام النظام الحاسوبي المقترح:

وفيما يأتي تطبيق عملي على إحد أنواع الصور الخاصة بالوجه والفكين وهـي من نوع OPG حيث أن هذا النوع من الصور يلتقط بواسطة جهاز يدور حول الوجـه من اليسار إلى اليمين ويستخدم أشعة اكس ثم تكون النتيجة عبارة عن صـورة رقميـة بتدرجات رمادية حقيقية.

1) يبين الشكل (2 أ) صورة ملتقطة للوجه والفكين مأخوذة مباشرة من جهاز التقاط صور نوع OPG.

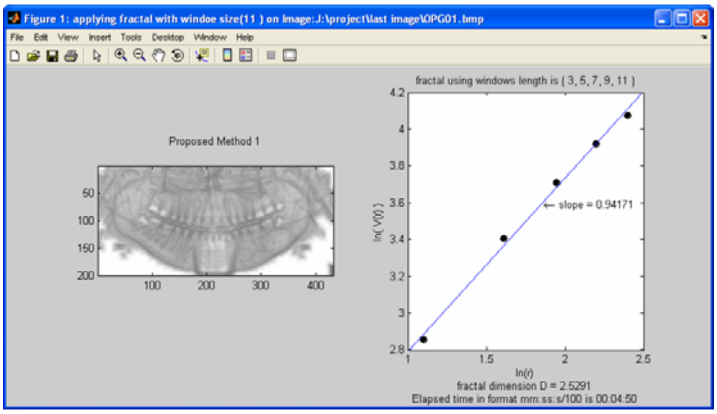
2) يبين الشكل (2 ب) معالجة أولية بتمديد المدرج الإحصائي للصورة على مـدى (0-255).



ب أ

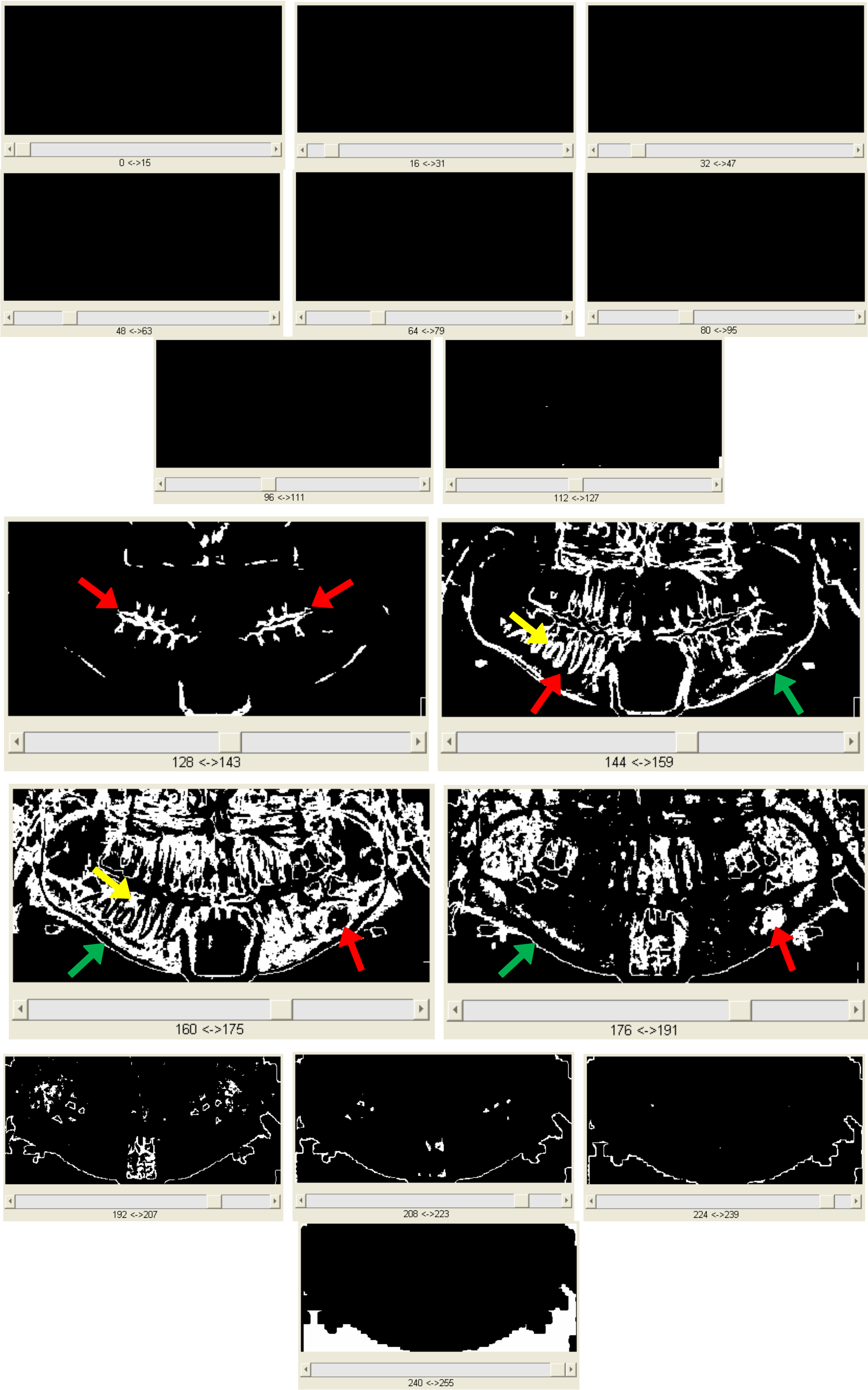
الشكل (2): صورة من نوع OPG (أ) الصورة الأصلية، (ب) بعد المعالجة الأولية

3) بعد تطبيق الطريقة المقترحة للتقطيع على الصورة في الـشكل (2 ب) بأبعـاد نوافـذ {3, 5, 7, 9, 11} . نتجـت الـصورة النـسجية المبينـة فـي الشكل (3).



الشكل (3): ناتج تطبيق الطريقة المقترحة للتقطيع بنوافذ {3، 5، 7، 9، 11}

4) بعد ذلك تتم مشاهدة شرائح الصورة النسجية ، حيث يبين الشكل (4) صور 16 نسجة مقترحة (بمدى 16 نسجة أولية لكل نسجة مقترحة)، اذ أن الرقم الذي هو في أسفل كل صورة يبين بداية المدى للنسجة المقترحة ونهايته.



الشكل (4): يبين 16 نسجة مقترحة بمدى 16 نسجة أولية حصلنا عليها من تطبيق الطريقة المقترحة للتقطيع على الصورة في الشكل (2 ب)

نلاحظ أن بداية ظهور المعلومات النسجية هو في النسجة المقترحة ذات المدى (127↔112) اذ يمكن ملاحظة ما يأتي:-

أ) في الشريحة (143↔128) يشير السهم الأحمر إلى منطقة المينا المغطية للأسنان.

ب) في الشريحة (159↔144) يشير السهم الأخضر لحدود الفك حيث يبين انه لا يوجد كسر فيه، أما السهم الأصفر فيشير إلى منطقة العاج ويشير السهم الأحمر إلى الحدود الخارجية السليمة لشكل الأسنان في الجهة اليمنى ولكن في الجهة اليسرى فإنها غير واضحة.

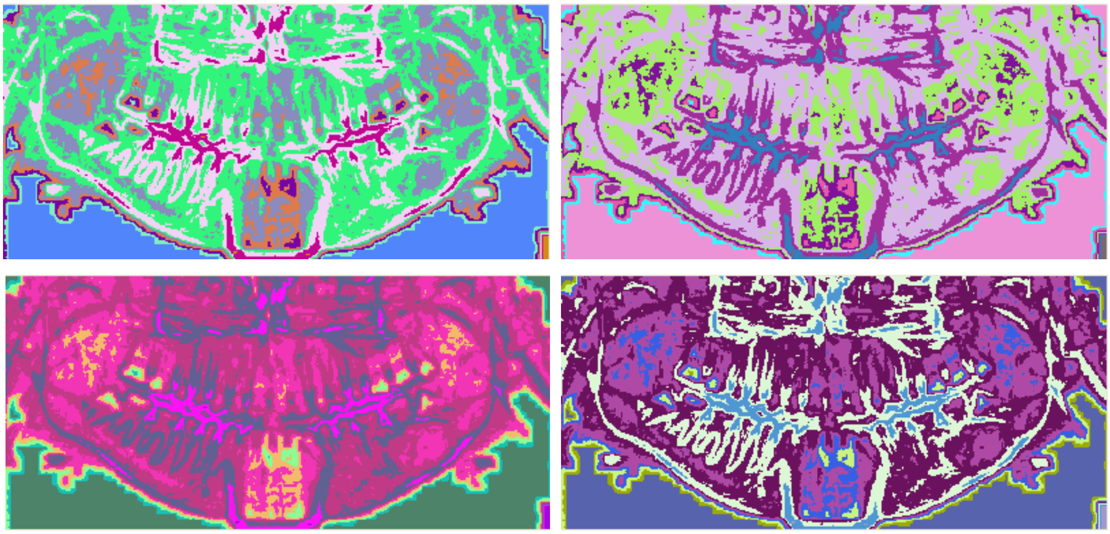
ج) في الشريحة (175↔160) يشير السهم الأصفر إلى منطقة الأعصاب والشعيرات الدموية.

د) في الشريحتين (175↔160 ، 191↔176) يشير السهم الأحمر إلى وجود منطقة التهاب واحتقان ولهذا لم تظهر الحدود الخارجية لشكل للأسنان بوضوح، أما السهم الأخضر فيشير إلى حدود خارجية للفك ولا يوجد فيها أي كسر.

5) عند مشاهدة تلوين النسجات حصلنا على تقطيع ملون واضح كما مبين في الشكل (5) الذي يعرض قسماً من هذه الصور.

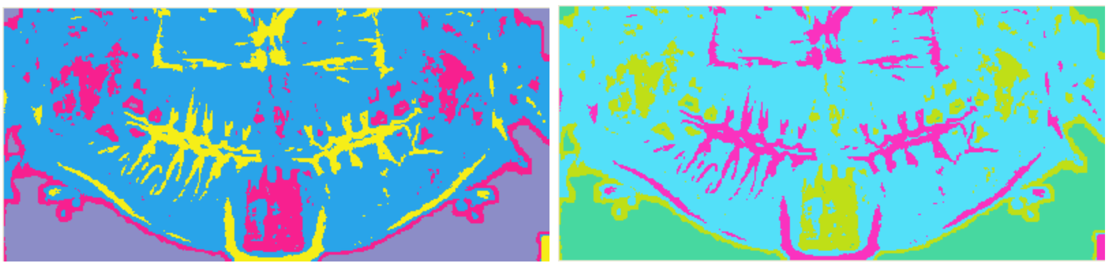
6) نغير مدى النسجات إلى 64 ثم نشاهد التلوينات الشكل (6) فإنها تظهر لونين واضحين فقط بدلا من أربعة ألوان ويعود هذا إلى أن بيانات الصورة النسجية بدأت بالظهور تقريبا عند منتصف المدرج الإحصائي وامتدت إلى نهايته.

7) لكي نقوم بتوزيع البيانات على طول المدرج الإحصائي نقوم بعمل تمطيط خطي للبيانات ، ثم نعرض تلوين النسجات بمدى 64 فتظهر التلوينات في الشكل (7) ذات تقطيع جيد.



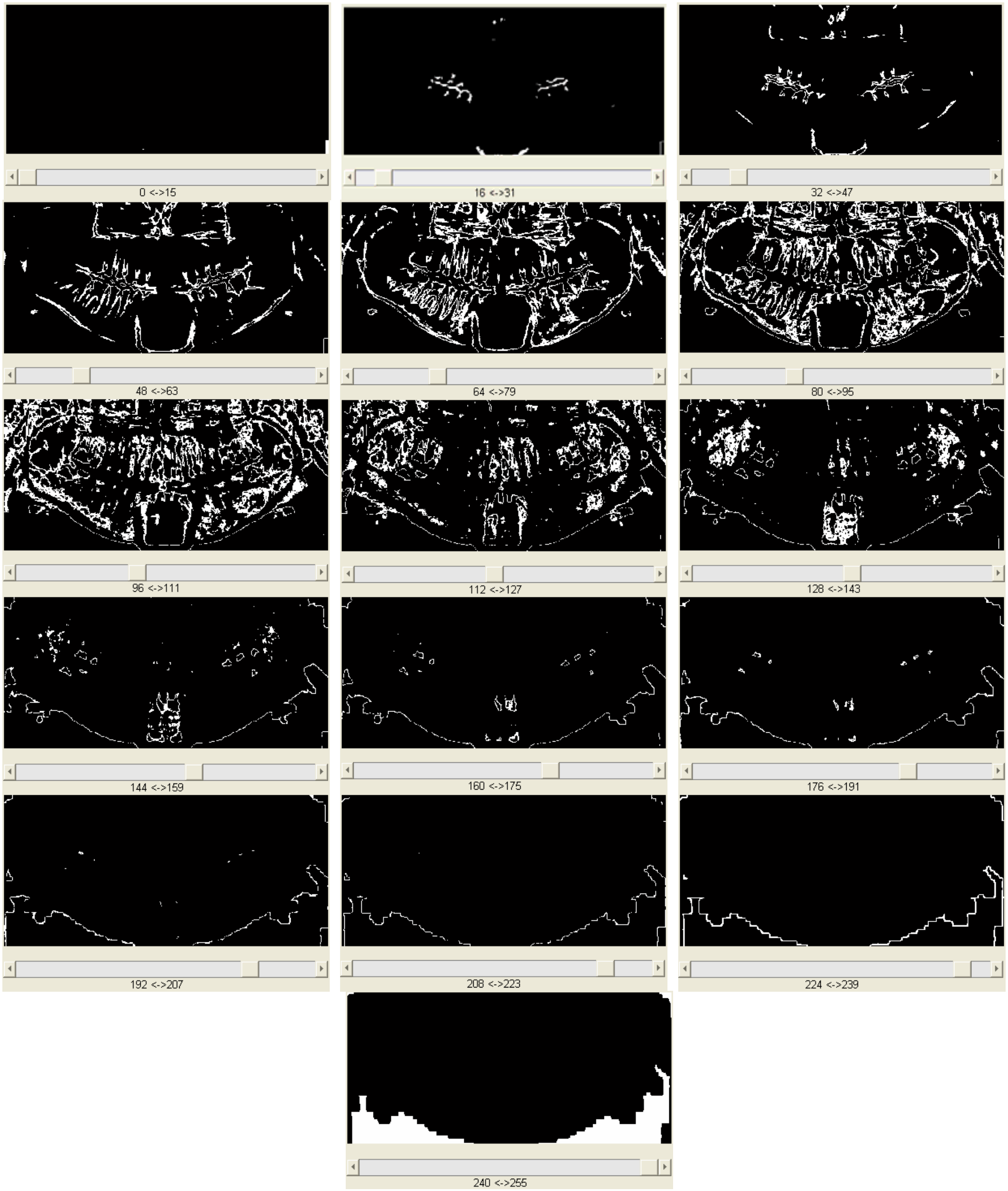
الشكل (5): تلوين النسجات بتلوينات مختلفة يظهر تقطيع جيد للصورة النسجية بمدى لون واحد لكل 16 نسجة متتالية

الشكل (6): تلوين النسجات بمدى لون واحد لكل 64 نسجة متتالية



الشكل (7): تلوين النسجات بمدى لون واحد لكل 64 نسجة متتالية بعد عمل تمديد خطي للبيانات على طول المدرج الإحصائي يظهر تقطيعا جيدا

8) يبين الشكل (8) صور 16 نسجة مقترحة (بمدى 16 نسجة أولية لكل نسجة مقترحة)، وقد تم عمل تمديد خطي للبيانات على طول المدرج الإحصائي حيث أن الرقم الذي في أسفل كل صورة يبين بداية المدى للنسجة المقترحة ونهايته.



الشكل (8): يبين 16 نسجة مقترحة بمدى 16 نسجة أولية حصلنا عليها من تطبيق الطريقة المقترحة للتقطيع على الصورة في الشكل (2 ب) وبعد عمل تمديد خطي للبيانات على طول المدرج الإحصائي للصورة النسجية