

تقطيع صور أورام الدماغ ممثلة بالخوارزميات الجينية

د.ضحى بشير عبدالله

د. منار يونس احمد كشمولة

محمد ناظم داؤد المولى

أستاذ مساعد

أستاذ مساعد

مدرس مساعد

الخلاصة

تم في هذا البحث استخدام الصور الناتجة من جهاز المرفاس الحلزوني (CT) (Computerized Tomography) والرنين المغناطيسي (MRI) (Magnetic Resonance Imaging) للدماغ والتي لا تحوي على تجاويف الدماغ أو أورام مزدوجة وتم العمل على خمسة صور. وتم استخدام هذه الصور لتحديد منطقة الورم في الدماغ وذلك باجراء معالجة أولية للصورة بتحويلها إلى صورة ثنائية ليتم بعد ذلك تقطيع الصورة إلى مقاطع متساوية، وتم إيجاد معاملات الارتباط بين هذه المقاطع واستخدام هذه القيم كدوال لياقة في الخوارزمية الجينية القياسية لاختيار المقاطع المختلفة، وكان إخراج الخوارزمية الجينية هي أرقام المقاطع التي سيتم دمجها وتكوين صورة جزئية والاستمرار بالعملية لحين تحديد موقع الورم التقريبي ، وقد تم استخدام طريقة ثانية بدون استخدام الخوارزمية الجينية حيث تم اختيار المقاطع عبر شرط معين محدد مسبقاً وليس عشوائياً . وقد تم في كليهما تحديد موقع الورم بصورة تقريبية مع اختلاف الزمن التنفيذي حيث كانت الأفضلية لطريقة الخوارزمية الجينية من ناحية التمييز و العمل على نماذج أكثر والعمل بصورة آلية أكثر من الطريقة الثانية. وكانت نسبة نجاح التقطيع لهذه الصور عند استخدام الخوارزمية المقترحة الأولى ٨٠% ، أما عند استخدام طريقة الخوارزمية الجينية فكانت ٨٥% لهذه الصور.

Brain Tumors Segmentation Based On Genetic Algorithms

Mohammad N. D.

Dr. Manar Y. K.

Dr. Dhaha B. A.

Ass.Lec.

Ass.Prof.

Ass.Prof.

Abstract

In this research, the brain images resulting from computerized tomography have been used in order to determine the tumor area in the brain. the steps started by preprocessing operation to the image before inputting it to algorithm .the image was converted to t binary image in order to segment the image, later on into equal segments ,then the correlation coefficient were found among these segments ,these values used as fitness function in the genetic algorithm in order to different segments ,the result of the genetic algorithm was segment numbers which will be merged for form the sub-image ,then continuing these steps till determining the tumor approximate location.

Anther approach of image segmentation has been used without using the genetic algorithm by choosing the segments though a certain condition not randomly.

Satisfying results have been reached in both approaches, but in different execution times. In both approaches tumor location was determined approximately, as a result the genetic algorithm was succeeded in about 85% while the first algorithm determine 80% of tumor locations.

مقدمة:

هناك غرضان لتطبيقات معالجة الصور، يتمثل أحدهما بتحسين الصور والآخر فيختص بتحليل الصور لاستخلاص معلومات معينة لها بهدف فهم الحاسوب لها وتفسيرها (٢) ، ومن المراحل التي تحتل حيزاً مهماً في عملية تحليل الصور ، مرحلة تقطيع الصورة . وقد اقترحت تقنيات عديدة من قبل الباحثين تهدف الى تجزئة أو تقطيع الصورة الى مكوناتها الأساسية ويجاد كيانات ذوات معنى في تلك الصورة حيث ان هذه المرحلة تحدد النجاح أو الفشل لعملية التحليل. وعلى الرغم من وجود تقنيات عديدة لتجزئة الصورة الا انه لا توجد تقنية عامة تعمل على جميع اصناف الصور (٣).

واضافة الى عدم تحقق العمومية في جميع تقنيات التقطيع ، فان من الصعب الحصول على تقييم اداء تلك التقنيات لتطبيق ما، حيث يعود السبب الى عدم وجود مقاييس مناسبة للتحكم على نوعية نتائج التقطيع. اذ يتم حالياً تقييم الاداء مرئياً وبالاعتماد على التجربة وملاحظة النتائج (٦) . بالنظر لقدرة الخوارزمية الجينية الكفوءة في التعامل مع مساحة بحث كبيرة ومعقدة تمثل الصور احدى هذه المساحات ، فقد اقترحتها الباحثون للحصول على اداء جيد في حل مسألة التجزئة للصور الرمادية والملونة على حد سواء .

قدم فرانتني ورفاقه (9) طريقة هجينة (Hybrid) تجمع ما بين الخوارزميات الجينية وتقنية تقليدية معروفة تدعى (K-Means) لحل مسألة العقدة لمجموعة بيانات كبيرة (Large –Scale) ، وقد بينت نتائج كفاءة الخوارزمية الجينية مقارنة بالطرائق التقليدية ولكن على حساب وقت المعالجة الكبير جداً ، كذلك بينت ان للانتقاء والطفرة تأثيراً طفيفاً على اداء طريقته المقترحة .

اقترح كل من (14) طريقة لتجزئة الصور من خلال استخدام وحدة تركيبية متكونة من طبقتين ، يتم تنفيذها لحين انجاز تجزئة عامة للصورة بشرط تطور نتائج التجزئة السابقة في كل تنفيذ . قدم راموس وميوج (13) طريقة هجينة ايضا تجمع ما بين الخوارزمية الجينية والتقنية K-Means لتجزئة صور الخرائط الجغرافية الملونة. مرة اخرى قدم فرانتني طريقة هجينة اخرى حاول بها تحسين طريقته السابقة وقام بتطبيق هذه الطريقة في تكميم المتجه (Vector Quantization) . حيث استعمل تمثيل الحل المعتمد على المراكز والتقسيم معا وقام باستخدام انتقاء النخبة كطريقة للانتقاء. لقد قدم فرانتني في طريقته هذه طريقة تزاوج محددة معتمدة على طريقة تقليدية للعقدة تدعى المجاور الاقرب ذو الأزواج (Pariwise Nearest Neighbour).

وفي العام نفسه طبقت سناء شاكرا (11) الطريقة المقترحة من قبل فرانتني لتجزئة صور ذوات تدرج رمادي. كما قام أحمد خليفة (6) باقتراح طريقة جينية لاجاد التجزؤ الافضل للصور وذلك بحل مسألة العقدة وتطبيقها في تجزئة الصور من خلال تحويل الصورة من المجال المكاني إلى فراغ الواصفات ومن ثم ايجاد العناقيد المناسبة في هذا الفراغ ، بعد ذلك يتم الرجوع إلى المجال المكاني مرة اخرى لتوليد الصورة المجزئة

وقام (4) ببناء نظام مهجن جيني- عصبي يتم فيه تهجين شبكة الترافق المتدرج العصبية بالخوارزمية الجينية المحسنة ليتوصل الى نسبة تمييز ١٠٠% في تشخيص اورام الدماغ، واستخدم الخوارزميات الجينية لتطابق الصور بالاعتماد على قيم خواص الصورة.

يهدف العمل الحالي الى تجزئة الصورة باستخدام طريقة الارتباط (Correlation) لتحديد منطقة الورم في الصور ذات التدرج الرمادي لدماغ الانسان .

مرشحات الصور Images Filters

تستخدم المرشحات في عملية تنعيم الصور ، و ذلك عن طريق استخدام القناع (Mask) الذي يمثل بمصفوفة مربعة ذات ابعاد (3x3) ، (5x5) أو غيرها ، وتتم عملية المعالجة اما باستخدام اللف الرياضي (Convolution) أو باستخدام عملية الارتباط (Correlation)(5) .

التعتيب Thresholding

يتم فيها تأشير للنقاط التي يمكن أن تكون حافة أو جزءاً من حافة حيث يتم ربطها لتكون حداً يميز المكونات و يفصلها عن خلفية الصورة و ذلك عن طريق تحديد قيمة يتم اختيارها اعتماداً على قيم نقاط

الصورة و تدعى بقيمة العتبة (Threshold value) ويكون التمثيل الرياضي لها : (5) (7).

$$f(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{If } (x, y) \geq \text{Threshold} \\ 0 & \text{Otherwise} \end{cases}$$

وبصورة عامة يتم تحديدها عن طريق حساب متوسط قيم بيانات الصورة :

$$\text{Threshold} = \frac{1}{w * h} \sum_{x=1}^h \sum_{y=1}^w f(x, y) \quad [1]$$

حيث ان :

w : عرض الصورة .

h : ارتفاع الصورة .

f(x,y) : شدة اضاءة النقطة في الصورة . (Horn , 2001) .

وقد تم في هذا البحث استخدام هذه الطريقة لايجاد القيمة المطلوبة للعتبة وذلك لظهور الورم في صورة الدماغ الموجودة في الشكل (1) بالاعتماد على كونها تحوي نقاطاً صورية تعطي اضاءة اعلى عتبة من بقية نقاط الصورة .



الشكل (1) صورة ورم في الدماغ

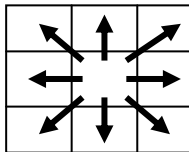
تقطيع الصور :

ان طرائق تقطيع الصورة تتم بالبحث عن الكيانات التي تمتلك بعض مقاييس التجانس (Homogeneity) فيما بينها ، او التي تمتلك بعض مقاييس لتباين (Contrast) الكيانات عن الخلفية (12)، واغلب خوارزميات تقطيع الصور هي تحويل أو امتداد أو دمج هذين المبدئين . حيث يضم مقياس التجانس والتباين معايير او خصائص مثل :

- مستوى الرمادي
- الالوان
- تركيب الصورة Texture
- الشكل Shape وغير ذلك

المتجاورات : Connectivity

بعد تقطيع الصورة يبدأ البحث في المتجاورات عن المناطق المتجانسة لغرض ربطها وتكوين الكيان. ويفترض ان تمتلك النقطة ثماني نقاط متجاورة محتملة . نقطتان أفقيتان و نقطتان عموديتان و أربع نقاط قطرياً حيث يتم فحصها لإيجاد التجانس. كما في الشكل (2) :



الشكل (2) المتجاورات الثمانية

تقنيات تقطيع الصور

بالإمكان تقسيم تقنيات تقطيع الصور إلى ثلاثة أصناف :

(١) تحديد الحواف Bounding Detection : وتعتبر طرائق كشف الحدود امتداداً لتقنيات اكتشاف (الحواف) .

(٢) العنقدة Clustering : يمكن تطبيقها في أي من الفضاءات الاتية :

فضاء الخواص ، فضاء الألوان أو الفضاء المكاني .

(٣) تحديد الأشكال (Region Growing Shrinking) : يستخدم الأعمدة والصفوف في فضاء الصورة (Row Col. Based Image Space).

التقنيات التصويرية الطبية :

لقد لعبت معالجة الصور دوراً مهماً في المجال الطبي إذ أصبحت ذات أهمية متزايدة في التشخيص الطبي (1) من هذه التقنيات :

- COMPUTERIZED TOMOGRAPHY (CT) X-RAY
- ULTRASOUND الامواج فوق الصوتية
- MAGNETIC RESONANCE imaging (MR)
- DIGITAL X-RAY ANGIOGRAPHY (DSA)
- POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY (PET)
- SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY (SPECT)
- Functional MAGNETIC RESONANCE imaging (fMRI)

تقنية الرنين المغناطيسي الوظيفي

ان تقنية الرنين المغناطيسي التصويرية تقيس كثافة الماء او الفوتون في الانسجة (8) وللحصول على التصوير الدماغى يمكن تسجيل صور PET من صور MR لنفس الشكل (الكيان) وذلك للحصول على معلومات فسيولوجية. فيما يتعلق بالتراكيب التشريحية .

الارتباط Correlation: (16)

ان الاستخدام الاساس لعملية الارتباط هو لاجاد التطابق ، فاذا كانت الصورة $f(x,y)$ تحتوي على مجموعة من الكيانات والاشكال وارىد تحديد شكل معين او كيان ضمن تلك الصورة f ولتكن $h(x,y)$ فسيكون الشكل او الكيان موجودا في المنطقة التي تكون فيها اعلى قيمة للارتباط . والتعبير الرياضي لعملية الارتباط بين الدالتين $f(x,y)$, $h(x,y)$ يمثل بالمعادلة

$$F(x,y) \circ H(x,y) = 1/(mn) \sum_{m=0}^{m-1} \sum_{n=0}^{n-1} f * (m,n) h(x+m, y+n) \quad [2]$$

حيث ان $f*$ تمثل مرافق الدالة f ، وفي حالة الصور يكون مساويا لـ f .

$F(x,y)$ الصورة الأولى .

$H(x,y)$:صورة شكل او كيان .

:عملية الارتباط .

ايجاد التطابق باستخدام عملية الارتباط :

لايجاد تطابق جزء معين من صورة وليكن $w(x,y)$ بالابعاد $j*k$ مع الصورة $f(x,y)$ بحجم $m*n$

بحيث ان $0 \leq j \leq M$, $0 \leq k \leq N$ موضح في المعادلة الاتية :

$$c(x,y) = \sum_s \sum_t f(s,t) w(x+s, y+t) \quad [3]$$

$x=0,1,2,\dots,m-1$

$y=0,1,2,\dots,n-1$

مقدار ازاحة المقطع عن بداية الصورة بالاتجاه السيني s_0

حيث أن

مقدار ازاحة المقطع عن بداية الصورة بالاتجاه الصادي $t=0$ على فرض ان نقطة الاصل للدالة F تبدأ من الزاوية العليا اليسرى للصورة ونقطة اصل الدالة w تمثل

منتصف المربع w وتسمى (x_0, y_0) وبتطبيق المعادلة (3) تنتج قيمة واحدة للمتغير c . وبتدوير w على جميع اجزاء الصورة ينتج $c(x,y)$ واعلى قيمة لهذه المصفوفة تعطي موقعاً (مواقع) افضل لتطابق بين w, f مع ملاحظة ان الدقة تضيع عند الحافات الجانبية للمتغيرين x, y في الدالة F وللتغلب على هذه المشكلة يتم الحصول على التطابق عبر معاملات الارتباط والمعرفة كما يأتي :

$$\delta(x, y) = \frac{\sum_s \sum_t [f(s, t) - \bar{f}(s, t)] [w(x+s), y(y+t) - \bar{w}]}{\sqrt{\sum_s \sum_t [f(s, t) - \bar{f}(s, t)]^2 \sum_s \sum_t [w(x-s, y+t) - \bar{w}]^2}} \quad [4]$$

حيث ان

$m : x \dots\dots 2, 1, 0$

$n : y \dots\dots 2, 1, 0$

W : معدل النقاط في W يتم حسابها مرة واحدة فقط . ومعاملات الارتباط $\delta(x, y)$ تكون محصورة بين

القيم -1 و 1 .

الارتباط والتباين: (15)

يمثل التباين مقياساً لدرجة الترابط الخطي بين متغيرين . فاذا كان التباين بين متغيرين عالياً فان أي تغير في احد المتغيرات سيؤدي الى تغيير خطي مشابه للمتغير ذي العلاقة ، اما عندما يكون التباين سلبياً فان علاقة المتغيرين متعكسة خطياً .

و اذا كانت قيمة التباين تساوي صفراً فان ذلك يوحي بانها لا يوجد ترابط خطي بين المتغيرات . حسابياً

يعرف التباين :

$$\text{cov}(x_i, x_j) = \sum (x_i - m_i)(x_j - m_j) \quad [5]$$

حيث أن x_i, x_j متغيران ، يحوي كل منهما عدة قيم و m_i, m_j معدل كل منهما على التوالي . لمجموعة متكونة من بضع متغيرات تحوي مصفوفة التباين قيم التباين لكل زوج من المتغيرات لذا فان الموقع A_{ij} في المصفوفة يضم قيمة التباين بين المتغير i, j . اما الارتباط بين هذين المتغيرين فيمثل تغير التباين ولهذا يقع بين القيمتين $-1, +1$ ، ويحدث التعبير بقسمة التباين على مضروب الانحراف المعياري لكلا المتغيرين.

$$\text{corr}(x_i, x_j) = \text{cov}(x_i, x_j) / \sigma_i \sigma_j \quad [6]$$

x_i : المتغير الاول

x_j : المتغير الثاني

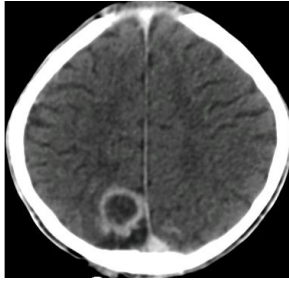
σ_i : الانحراف المعياري للمتغير i

σ_j : الانحراف المعياري للمتغير j

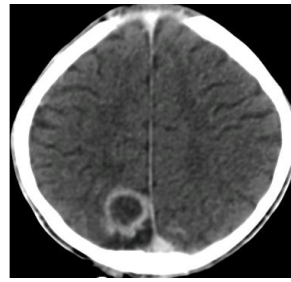
تقطيع الأورام في صور الدماغ

في هذا البحث تم إقتراح طريقتين لتقسيم الصور وتحديد مواقع الأورام في صور الدماغ تتمثل الطريقة الأولى وهي طريقة مقترحة بمجموعة خطوات تكرارية لإيجاد المقاطع المختلفة عن بقية مقاطع الصور ، وذلك من خلال قراءة ملف الصورة ثم إجراء بعض العمليات الأولية لتهيئة الصورة وإدخالها إلى خوارزمية العمل وذلك بتحويل صورة الرنين المغناطيسي المأخوذ للمريض وهي صورة من نوع (BMP)

كما هو موضح في الشكل (٣) :

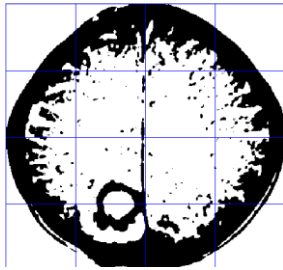


الشكل (٤) صورة من نوع (Gray Level) لدماع الانسان



الشكل (٣) صورة من نوع (BMP) لدماع الانسان

وتحويلها إلى صورة ذات التدرج الرمادي (Gray level) كما موضح في الشكل (٤). ثم إجراء عملية التعتيب على الصورة لتحويلها إلى صورة ثنائية (Binary Image) كما هو موضح في الشكل (٣-٤).



الشكل (٦) ١٦ مقطع لصورة نوع (Binary image) لدماع الانسان



الشكل (٥) صورة من نوع (Binary Image) لدماع الانسان

وتحول الصورة الناتجة إلى 4*4 أي (16) من المقاطع وكما هو موضح في الشكل (٦) ومن ثم تبدأ عملية إيجاد قيم الارتباط (Correlation Values) بين هذه المقاطع ومنها يتم إختيار مجموعة المقاطع التي لها أقل القيم . ثم يتم دمج هذه المقاطع لتكوين صورة جزئية جديدة تضم المقطع الذي يقع الورم ضمنها ، والصورة الجديدة يتم أيضاً تقسيمها إلى (16)مقطعاً ، ويتوالى تطبيق نفس الخطوات لحين إختيار الموقع التقريبي للورم عندها يتم تكوين صورة جزئية نهائية تضم الورم. ومن مزايا هذه الطريقة أنها تعتمد على قيم الارتباط بين مقاطع الصور التي تعتمد بدورها على الإختلاف التركيبي اللوني ومقدار التجانس بين هذه المقاطع .

ولأن الخوارزمية المقترحة الأولى لا تعمل على كل الصور ولا تعمل بصورة آلية لإيجاد وتحديد موقع الورم ولا تقوم بتحديد الموقع الصحيح للورم لكل الصور، فقد تم اقتراح الخوارزمية الثانية على أنها تعتمد على معامل الارتباط بربطها مع الخوارزمية الجينية المستقرة ، حيث تم فيها إختيار المقاطع بصورة عشوائية لتكوين المجتمع الإبتدائي وبعدها تطبق عملياً الخوارزمية الجينية لتكوين الجيل الجديد وتغيير المقاطع ، ونستمر بذلك لحين تحقق شرط التوقف للخوارزمية الجينية ، ثم ناتج الخوارزمية الجينية وهي مجموعة المقاطع سيتم دمجها لتكوين صورة جزئية (Sub-image) تضم الورم .

ومن مزايا هذه الطريقة أنها تعتمد على الخوارزمية الجينية التي لها القابلية على إيجاد الحل المثالي أو القريب للمثالي .

تمثيل الكروموسوم :-

إن إيجاد التمثيل المناسب للكروموسوم هو مسألة مهمة عند إستخدام الخوارزميات الجينية ففي الطريقة المقترحة الثانية تم تقسيم الكروموسوم كما موضح فيما يأتي :-

X1	Y1	X2	Y2	C
----	----	----	----	---

الشكل (٧) تمثيل الكروموسوم

حيث أن :-

X1 :- الإحداثي السيني للمقطع الأول من الصورة .

Y1 :- الإحداثي الصادي للمقطع الأول من الصورة .

X2 :- الإحداثي السيني للمقطع الثاني من الصورة .

Y2 :- الإحداثي الصادي للمقطع الثاني من الصورة .

C :- قيمة الارتباط بين المقطعين الأول والثاني التي تمثل مقدار قيمة اللياقة .

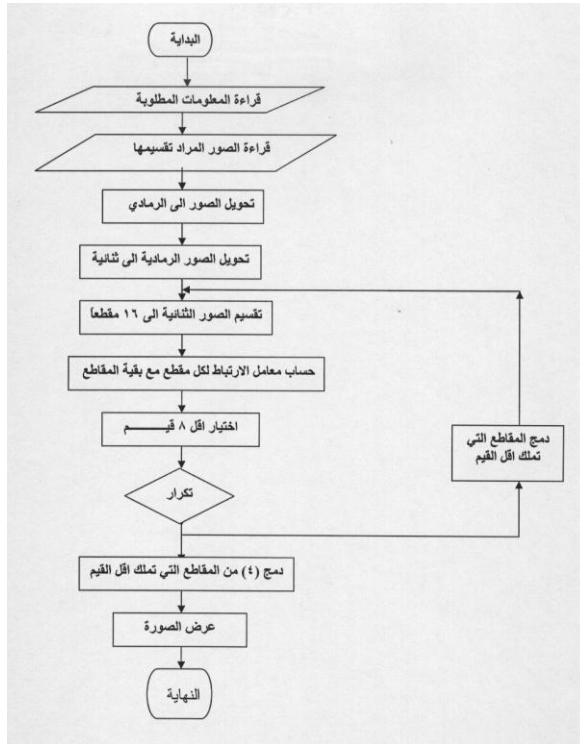
أما بالنسبة للتشفير المستخدم للكروموسوم فقد تم استخدام الثنائي في تشفير إحداثيات المقاطع .

الطريقة المقترحة الأولى

تبدأ هذه الطريقة بحساب قيمة الارتباط بين كل المقاطع التي يتم إيجادها. بعد تقسيم الصورة إلى مجموعة مقاطع متساوية الأبعاد (16) مقطعاً.

ثم تكرار الخطوات التالية :-

1. اختيار أقل (8) قيم من قيم الارتباط المستحصلة سابقاً .
2. حساب مقدار التجاور بين المقاطع التي تملك هذه القيم .
3. دمج هذه المقاطع مع بعضها البعض لتكوين صورة جزئية وبعد تطبيق هذه الخطوات يتم تقسيم الصورة الجزئية مجدداً إلى (16) مقطعاً ، ويتم تطبيق الخطوات المذكورة أنفاً عليها :-
ويتم التكرار لحين الحصول على أقل فرق مابين معدل قيم الارتباط لدورة معينة مع معدل قيم الارتباط للدورة السابقة .
وعندئذ سيتم اختيار (4) مقاطع متجاورة تملك أقل قيمة ، وتدمج هذه المقاطع لتمثل المقطع التقريبي للورم .



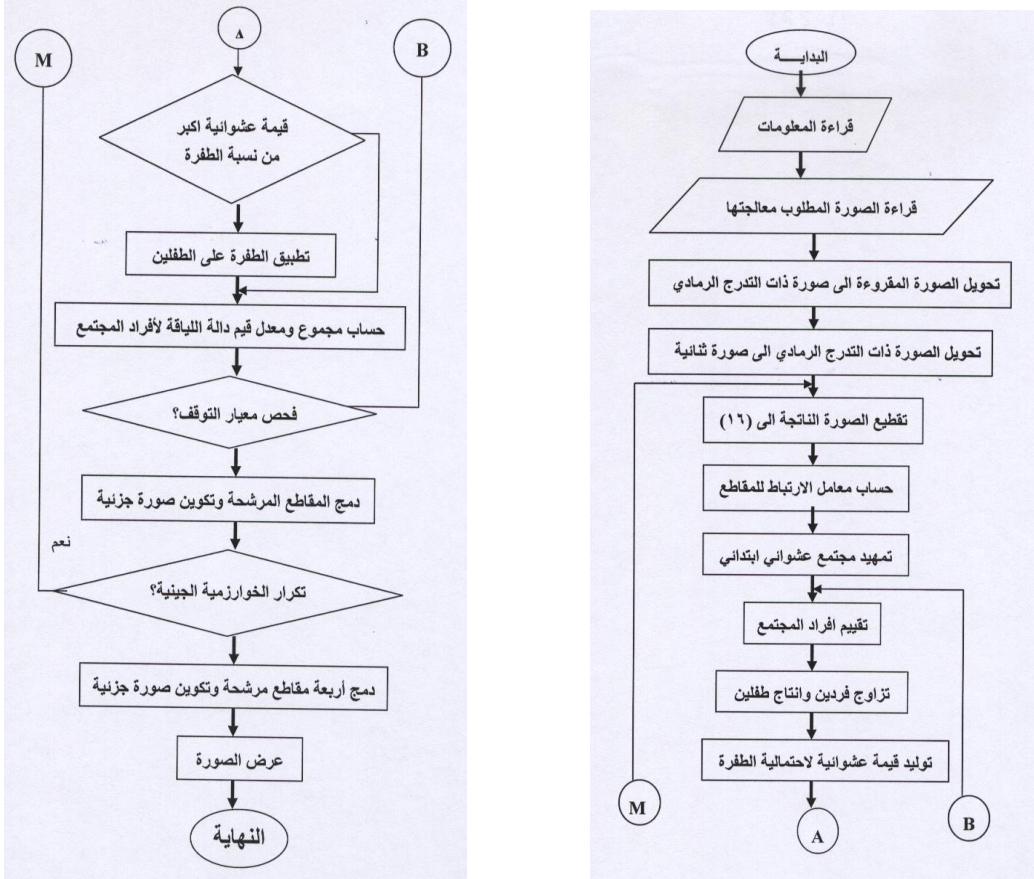
شكل (٨) المخطط الانسيابي للطريقة المقترحة الاولى

الطريقة المقترحة الثانية :-

في هذه الطريقة تم استخدام الخوارزمية الجينية المستقرة (Steady Genetic Algorithm) لإختيار المقاطع بصورة عشوائية ومن ثم تطبيق عمليات الخوارزمية الجينية لتوليد أفراد جدد بعد تطبيق عمليات معالجة مسبقة على الصورة. وبعد أن تتم قراءة الصورة وتحويلها إلى صورة ذات تدرج رمادي ، تحول الصورة الناتجة إلى صورة ثنائية عبر إستدعاء برنامج **thresh** الذي تم بناؤه والذي يقوم باستخدام أحد المرشحات وهو (Mean- Filter) ومن ثم يتم تقطيع الصورة الثنائية إلى (16) مقطعاً حيث يتم تقسيم

الصورة إلى (4) أقسام أفقياً و (4) أقسام عمودياً ، عندها يتم حساب معامل الارتباط بين كل مقطع من هذه المقاطع وبقيّة المقاطع حيث سيتم استخدام هذه القيمة كقيمة دالة لياقة لكل مقطع مع مقطع آخر يمثل مقدار الارتباط بين المقطعين .

ومن ثم يتم خزن معاملات الارتباط في مصفوفة محددة مع إحداثيات زوج من المقاطع. يمثل ذلك المجتمع الابتدائي وبعدها تبدأ عمليات الخوارزمية الجينية ، حيث يتم إختيار أحسن (8) أفراد في المجتمع وتطبيق عملية التزاوج على الأفراد الذين تم إختيارها ومن ثم تطبق الطفرة على الأفراد الناتجة من عملية التزاوج ، بعدها سيتم حساب معدل معاملات الارتباط لهذه الأفراد ثم البدء بدورة جديدة .



الشكل (٩) المخطط الانسيابي للطريقة المقترحة الثانية

النتائج :

لقياس اداء الطريقتين المقترحتين فقد تم اختبارهما على مجموعة صور المفراس المتوفرة التي تحوي كلها على اورام .وقد تم في هذا البحث استخدام طريقتين لتحديد منطقة الورم وبتحديد المنطقة يمكن للاخصائي تحديد ابعاد الورم وحجمه ويتمكن ايضا بالتعرف على نوع الورم من خلال دراسة النسيج المكون لهذا الورم

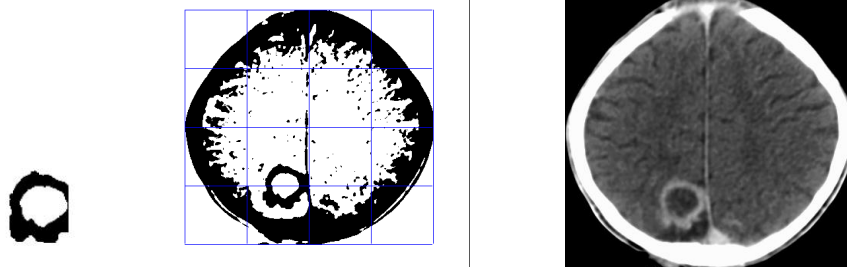
نتائج الطريقة الاولى :

تم استخدام اربع نماذج من صور المفراس والرنين المغناطيسي في هذا البحث وقد تم الوصول الى النتائج الاتية مع اختلاف الوقت التنفيذي لتحديد الورم في كل صورة .وكما هو موضح في الجدول الاتي:

يمثل الشكل (١٠) (أ) الصورة الاصلية والشكل (ب) الصورة الثنائية والشكل (ج) صورة الورم المستقطع.

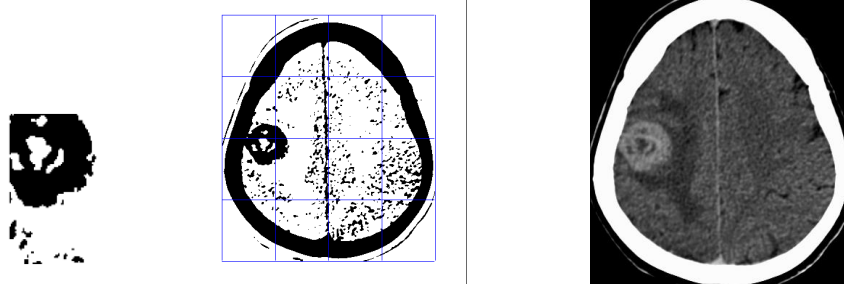
الجدول (١) الوقت التنفيذي للطريقة الاولى لتحديد الورم في كل صورة.

اسم الصورة	الوقت التنفيذي
الصورة a	14.0313 ثانية
الصورة b	20.1719 ثانية
الصورة c	19.7969 ثانية
الصورة d	17.8906 ثانية



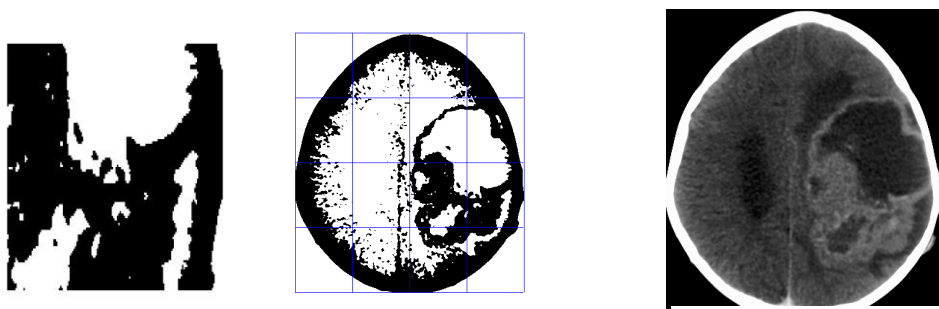
(أ) الصورة الاصلية (ب) الصورة (a) الثنائية (ج) صورة الورم

شكل (١٠) الصورة (a)



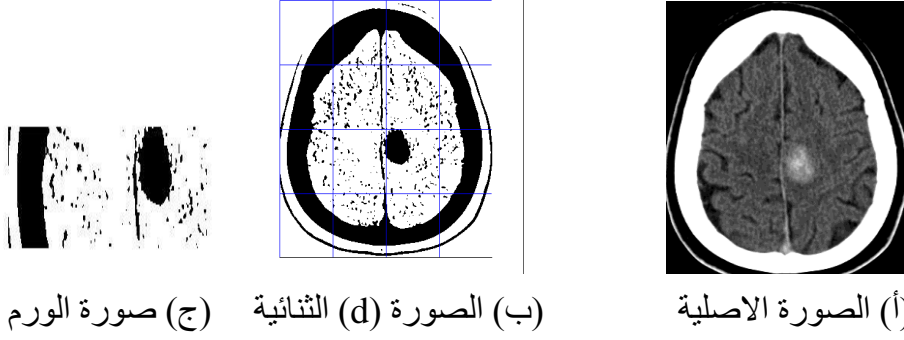
(أ) الصورة الاصلية (ب) الصورة (b) الثنائية (ج) صورة الورم

شكل (١١) الصورة (b)



(أ) الصورة الاصلية (ب) الصورة (c) الثنائية (ج) صورة الورم

شكل (١٢) الصورة (c)



(أ) الصورة الاصلية (ب) الصورة (d) الثنائية (ج) صورة الورم

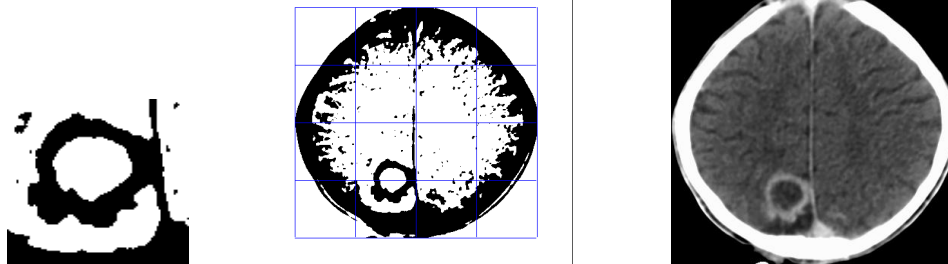
شكل (١٣) الصورة (d)

٤-٥-٢ نتائج الطريقة الثانية:

تم استخدام الخوارزمية الجينية في معالجة صور الاورام في هذه الطريقة وتم استخدام نفس الصور التي استخدمت في الطريقة الاولى وقد تم الوصول الى النتائج التالية موضحة بالجدول والاشكال التالية:

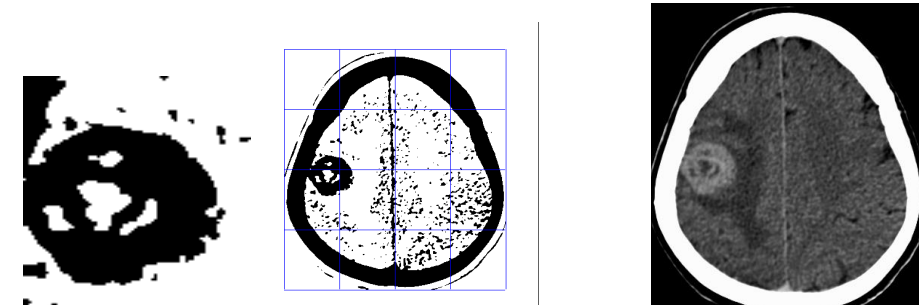
الجدول (٢) الوقت التنفيذي للطريقة الثانية لتحديد الورم في كل صورة.

اسم الصورة	الوقت التنفيذي
الصورة a	24.31458 ثانية
الصورة b	28.5896 ثانية
الصورة c	23.6589 ثانية
الصورة d	20.5712 ثانية



(أ) الصورة الاصلية (ب) الصورة (a) الثنائية (ج) صورة الورم

شكل (١٤) الصورة (a)

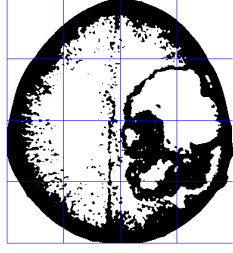


(أ) الصورة الاصلية (ب) الصورة (b) الثنائية (ج) صورة الورم

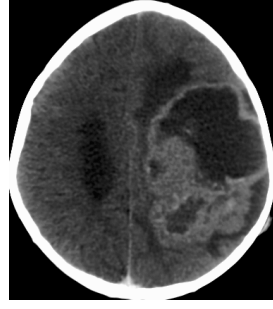
شكل (١٥) الصورة (b)



(ج) صورة الورم



(ب) الصورة (c) الثنائية



(أ) الصورة الاصلية

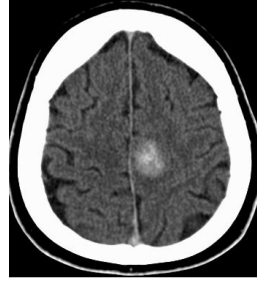
شكل (١٦) الصورة (c)



(ج) صورة الورم



(ب) الصورة (d) الثنائية



(أ) الصورة الاصلية

شكل (١٧) الصورة (d)

الاستنتاجات

تعد معالجة الصور الطبية واحدة من المواضيع المهمة والاساسية في معالجة الصور. كما تعد تجزئة الصور الطبية المهمة الصعبة والرئيسية لاي نظام صوري طبي يساعد المختصين في اتخاذ قرارات طبية صعبة.

ان الصور الطبية المأخوذة من الاجهزة الطبية تحتوي عادة على الضوضاء ولا تكون دقيقة بصورة تامة لذلك تم استخدام مبادئ معالجة الصور لازالة الضوضاء عن الصور التي تمت معالجتها في هذا البحث كانت صور المفراس الحلزوني (CT) للدماغ والرنين المغناطيسي (MRI) والتي لا تحتوي على معلومات وظيفية عن الدماغ.

وكانت نوعية الصور من نوع BMP حيث تم تحويل الصور المأخوذة الى مصفوفات ، وتم التعامل معها رياضياتياً من اجل المعالجة.

ولتسهيل اجراء المعالجة على الصور فقد تم تقطيعها الى مقاطع عديدة ، وتم التعامل مع كل مقطع كمنطقة معالجة منفصلة، ان عملية تقطيع الصورة تسهل من التعامل مع نقاط الصورة ومن معالجة الصورة وتكون بعض هذه المناطق مناطق ذات أهمية

تم استخدام عملية الارتباط الرياضياتي لقياس مقدار التجانس او التباين لمقطع معين مع مقطع اخر وذلك للحصول على المقاطع المختلفة من المقاطع المتشابهة (المتجانسة مع بعضها البعض). وتمثل المقاطع المختلفة مواقع الورم في صورة الدماغ.

المصادر

١. الدباغ، غادة محمد طاهر ، ٢٠٠١ ، : استخدام شبكة عصبية اصطناعية جديدة ذات تنظيم

ذاتي Hamming-Maxnet في التشخيص الطبي. رسالة ماجستير . جامعة الموصل ، كلية علوم

الحاسبات والرياضيات ، قسم علوم الحاسبات.

٢. الطحان ، نجم عبد الله عبد القادر ، ٢٠٠٤ ، " كشف الوجه وتحديده بالصور الملونة " رسالة ماجستير جامعة الموصل ، كلية علوم الحاسبات والرياضيات ، قسم علوم الحاسبات.
٣. العمري ، هدى عبد الله ، ٢٠٠٤ ، كروموسومات جينية لتجزئة الصور ، رسالة ماجستير جامعة الموصل ، كلية علوم الحاسبات والرياضيات قسم علوم الحاسبات .
٤. النعيمي ، جمال صلاح الدين مجيد ، ٢٠٠٦ ، " تشخيص اورام الدماغ باستخدام التقنيات الذكائية المهجنة " ، اطروحة دكتوراه ، جامعة الموصل ، كلية علوم الحاسبات والرياضيات ، قسم علوم الحاسبات .
٥. رافائيل ، ١٩٩٢ ، " معالجة الصور الرقمية " الطبعة الاولى لمركز العربي للتعريب والترجمة والتأليف والنشر، دمشق .

6. A.K. Ubeed, 2002, "A Genetic Clustering for Image Segmentation, Msc. Thesis, University of Babylon .
7. Horn, J., Nafpliotis, N., 2001, "A Gentic Algorithm Search and Optimization Technique",
www.cs.unr.edu/~sushil/papers/conference/newpapers/2001/Physics/atomicprocesses/poster.pdf .
8. Jussi Tohka,2003,"Global optimization –based deformable meshes for surface extraction from medical images".
9. P.Franti ,J Kivijari,T.Kaukoranta,O.Nevalainen,1997,"Genetic Algorithm for Large-Scale Clustering Problems", The computer Journa.
<http://cs.joensuu.fi>
- 10.R.C Gonzalez .R. E Wood, 1992, " Digital Image Processing " , Addison-Wesley Massach_ usettes.
- 11.S.S.Al-Azzawi,2000,"Image Segmentation Using Genetic Algorithm", M.Sc Thesis ,Saddam University.
- 12.Scott E. Umbaugh,1998, Ph .D., " Computer Vision And Image Processing" , Apractical Approach Using CVIP Tools.
- 13.V. Ramos, Fernando Muge, 2000, " Map Segmentation By Colour Cube Genetic K_Mean Clustering " , Proc. of (ECDL 2000) .
<http://alfa.ist.utl.pt/~cvrm/staff/vramos/ref31.html>
- 14.P. Zingaretti, A. Carbonaro, P.Puliti, 1997, "Evolutionary Image Segmentation", Image Analysis and processing 9th International Conference (ICIP'97) Florence, 1247.
- 15.covariance . <http://office.microsoft.com/ar-sa/excel/HP100908421025.aspx>
16. Correlation <http://en.wikipedia.org/wiki/Correlation>