

استخدام مرشح المعدل mean في تحسين صور x-ray

Using mean filter inseting image x-ray

Abdown K. Al-Saady

Prof .Dr .lecturer

Auras Muse Omron AL- Hsniue

Asst. Lecturer

Physics Department - College of Science /Kerbala University

E-mail :- Auras . M .Omran

الخلاصة :-

إن أنظمة التصوير بشكل عام لا تعطي صورًا مثالية بالشكل المطلوب غالبًا ماتطغي عليها تشوهات تحدد وضوح الصورة أو ضوضاء ناتجة من الظروف الجوية أثناء التصوير مثل الغبار أو حركة الجسم أثناء التصوير أو من عدم دق آلات التصوير نفسها. حيث إن الصورة الناتجة تكون ذات حافات عريضة وغير حادة وإن أهم معلومات الصورة تكون محتواة في الحافات وحدود مناطق الصورة لذا فإن تخمين جودة الصورة يجب إن لا تأخذ بشكل عام لمستوي الصورة من دون تمييز مناطق الصورة المهمة .
تم في هذا البحث إزالة التشوهات في الصور الرقمية المأخوذة بواسطة الأشعة السينية باستخدام مرشح التنعيم مثل مرشح المعدل (mean) وذلك باستخدام برنامج الحاسوب بلغة visual basic للحصول على صورة بأقل تشوه وأقل ضوضاء فضلاً عن الحصول على قدرة تحليل عالية .
وقد بينت نتائج البحث إمكانية الحصول على صور بأقل ضوضاء وقدرة تحليل عالية.

Abstract

The imaging systems in general do not give an ideal form images is often required by the distortions Mattgi identify and clear image or the noise resulting from weather conditions such as dust in the camera or the object during the photography or the lack of cameras may be the same.

The resulting image, where the edge of a broad and blunt, and the most important information is contained in the image and the borders of areas of Brinks therefore guess the picture quality of the image should not be taken in each year level of a distinction without a copy of the picture task.

To be complete in this seamier processing noise in digital image porter gate x-ray be completed filter soft exempla filter mean and complete program computer language visual basic receive in less noise aside from receive power decompose

المقدمة

يمكن للبعض أن يتصور أن المعالجة الرقمية للصور تعني فقط عمليات تزيين الصور و إدخال بعض الزخارف و الرسوم عليها أو حذفها لتظهر بعد ذلك في مظهر آخر يختلف عن الأصل. إلا أن المعالجة الرقمية للصور تتعدى ذلك بل إنها في الحقيقة تكاد لا تهتم بهذا الجانب من معالجة الصور أصلاً. حيث أنه يتم هنا التركيز على التشفير الرقمي المناسب للصور و إيجاد طرائق لمعالجة هذه البيانات الرقمية حتى تكون هذه الصور أو المعلومات التي تحملها الصور قابلة للاستعمال من قبل الآلة [1].
حيث أن الصورة الناتجة تكون ذات حافات عريضة وغير حادة وإن أهم معلومات الصورة تكون محتواة في هذه الحافات وحدود مناطق الصورة لذا فإن تخمين جودة الصورة يجب أن لا تأخذ بشكل عام لكل مستوي للصورة من دون تمييز مناطق الصورة المهمة [2].

إن الصور الرقمية مكونة من مئات الآلاف أو ملايين المربعات الصغيرة وتدعى عناصر الصورة أو بيكسلات , فعندما يبدأ الحاسوب برسم الصورة فإنه يقوم بتقسيم الشاشة أو الصفحة المطبوعة إلى شبكة من البيكسلات وبعد ذلك يستخدم القيم المخزنة للصورة الرقمية ليعطي كل بيكسل لونه وسطوعه . وتدعى هذه الطريقة توضع الخانات bit mapping وتدعى الصور bit-maps [3].

تعتمد جودة الصورة الرقمية على عدد البيكسلات المكونة لها فكلما ازداد عدد البيكسلات فإنه يؤدي الى نوعية أفضل . إذا ما تم تكبير الصورة الرقمية إلى حد معين (يختلف من صورة لأخرى) يلاحظ ظهور تشوه معين ناتج عن كون الصورة مركبة من بيكسلات , ويدعى هذا التشوه Pixelization وكلما كان عدد البيكسلات كبيراً كلما تأخر ظهور هذا التشوه عند التكبير [4]. يحدد حجم الصورة بطريقتين إما بأبعادها بالبيكسلات أو بعدد البيكسلات المكونة لها . مثلاً الصورة نفسها يمكن أن يقال أن حجمها 1800×1600 بيكسل أو أن حجمها 2.88 مليون بيكسل (1800×1600) [5].

الجزء النظري theoretical part

عملية الرقمنة للصور ينبع من مجالين أساسيين هما :
تحسين المعلومات المصورة لتسهيل تفسيرها وفهمها للبشر و معالجة بيانات الصورة لأغراض (التخزين على أوساط مختلفة ، إرسال الصورة من مكان لآخر بأقل عرض نطاق ممكن ، الإدراك الآلي للصورة ومحتوياتها بدون مساعدة بشرية وهذا قليل من كثير من أغراض المعالجة الرقمية للصور) [6] .

المقصود بالمعالجة الرقمية للصور:

يمكن تعريف أي صورة علي أنها دالة ذات بعدين $f(x, y)$ two dimensional function حيث x, y هما إحداثيات مستوية ، وتسمى قيمة الدالة f عند أي زوج من الإحداثيات بـ "المستوي الرمادي" أو gray level أو الشدة intensity عند هذه النقطة . تسمى الصورة بـ "الصورة الرقمية" عندما تكون قيم f, y, x كلها تنتمي لمجموعة من القيم المحددة discrete quantities . عندما تتم معالجة الصور الرقمية بواسطة الحاسب الرقمي يسمى هذا المجال بـ "المعالجة الرقمية للصور" [4] .
مما سبق نجد أن الصورة الرقمية تتكون من عدد محدود من العناصر لكل منها موقع وقيمة محددتين . تسمى هذه العناصر picture elements أو image elements أو pixels . من المعروف أن الصورة تلعب دوراً هاماً في اكتساب البشر للمعلومات . إلا أن الإدراك البشري للصورة ينحصر في تلك الصور التي تقع في النطاق المرئي من الطيف الكهرومغناطيسي . خلافاً لذلك نجد أن آلات التصوير تستطيع تغطية الطيف الكهرومغناطيسي كله بداية من أشعة جاما وحتى أمواج الراديو . والامتلاء على ذلك الصور المولدة بالموجات فوق الصوتية والصور المولدة بالحاسب والتصوير بالمجهر الإلكتروني و.... الخ [5]

معالجة الصور image processing:

هي عملية يكون دخلها صورة وخرجها صورة أخرى مثل خوارزميات تحسين الصورة [6] .
إلا أنه يمكن تقسيم العمليات التي يستخدم فيها الحاسب هذا المجال إلى ثلاث مستويات [7]
عمليات ذات مستوي منخفض والتي تتضمن إزالة التشوه وتحسين التباين وزيادة حدة الصورة . ويمكن وصف هذه العمليات بأنها تلك العمليات التي يكون دخلها صورة وخرجها صورة .
عمليات ذات مستوي متوسط والتي تتضمن تقسيم الصورة إلى مناطق أو عناصر ثم وصف هذه العناصر لاختزالها إلي تمثيل صالح للمعالجة بالحاسب ، كما تشمل أيضاً عمليات التعرف علي عناصر محددة بالصورة . ويمكن وصف عمليات المستوي المتوسط بكونها عمليات يكون دخلها صورة وخرجها خصائص وسمات مستخلصة من هذه الصورة ، مثال ذلك أطر العناصر وهوية تلك العناصر .
عمليات ذات مستوي عال وهذه تتضمن عملية فهم أو إدراك "making sense" لمجموعة من العناصر التي تم التعرف عليها وفي قمة عمليات هذا المستوي تأتي عمليات التعلم واكتساب المعرفة المرتبطة بالرؤية بالحاسب .
من كل ما سبق نجد أن التداخل بين كل من معالجة وتحليل الصور يتمثل في عمليات التعرف على مناطق أو عناصر معينة تنتمي للصورة . بالتالي يمكن وصف المعالجة الرقمية للصور على أنها العملية التي يكون دخلها صورة بالإضافة إلى عمليات استخلاص خصائص وسمات الصورة وحتى التعرف على العناصر التي تنتمي للصورة . كمثل على ذلك فإن الحصول على صورة لنص ثم إعدادها ثم تقطيع الصورة إلى حروف ثم تمثيل هذه الحروف في تمثيل صالح للمعالجة بواسطة الحاسب ثم التعرف على هذه الحروف ، وهذا ما يطلق عليه التعرف الضوئي على الأحرف Optical character recognition ، كل من هذه العمليات يقع في نطاق المعالجة الرقمية للصور [8] .

النتائج والمناقشة Results and Discussion :

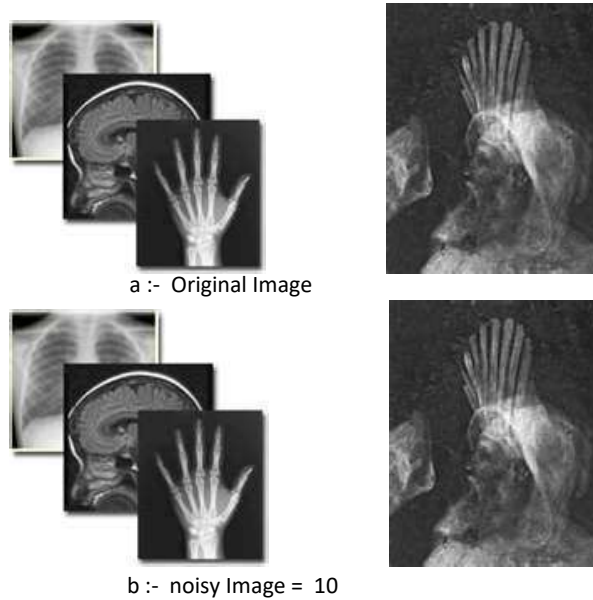
كثيرا ما تتعرض الصورة إلى الضوضاء والتشوه الناتج من مصادر مختلفة منها عملية ترقيم الصورة والأخطاء الناتجة عن عدم تجانس أحجام حبيبات فيلم التصوير الفوتوغرافي وتأثير فيزيائي مثل الاستطارة والتداخل والانعكاس وأخرى ناتجة عن منظومات التصوير الالكترونية .

لذا فإن جودة الصورة الناتجة عادة تعتمد على قدرة المتحسس التحليلية وطبيعة سطح الجسم وعلى الظروف المحيطة بعملية التصوير . تم دراسة التشوهات التي تسببها المرشحات لإزالة الضوضاء الجمعية (الكاوسية) من الصور الرقمية حيث استخدم مرشح التنعيم التقليدي الذي يعمل في المجال الفضائي ذات النافذة المنزلة المربعة .

الصورة المعتمدة في الدراسة

لقد اعتمدت صورتان في الدراسة الحالية وهي صورة الأثار وعظام ومخ الإنسان وهما صورتان حقيقيتان خاليتان من التشوهات بحجم (256×256) عنصر ومستويات الشدة الرمادية لهما تتراوح ما بين (0 → 255) كما في شكل (1) .

لقد اعتمدنا على الضوضاء الكاوسية Gaussian noise في دراستنا هذه بانحراف معياري $\sigma = 10$ وبمعدل $\mu = 0$. حيث تمت إضافة الضوضاء الكاوسية إلى الصورة الأصلية الخالية من الضوضاء للحصول على صور مشوبة بالضوضاء الكاوسية وهذه الصورة موضحة .



الشكل (1)

(a) صورتا الأثار وعظام ومخ الإنسان الأصليتين, (b) صورتا الأثار وعظام ومخ الإنسان المشوبتين بضوضاء كاوسية بنسب مختلفة .

حيث استخدم تأثير المرشح الرقمي التقليدي (مرشح المعدل) لاختزال هذه الضوضاء ودراسة مقدار التشوهات التي يسببها هذه المرشح الناتج كما مبين في الشكلين (3,2) .

نتائج الاختبارات الكمية

نستقطع خمسة مقاطع من مناطق متجانسة من الصورة وذات تدرجات رمادية مختلفة (μ) ويوضح الجدولين (2,1) خصائص هذه المناطق المستقطعة من معدل وانحراف معياري لصورتَي الأثار وعظام ومخ الإنسان على التوالي.

الجدول (2)

	Mean (μ)	STD (σ)
R1	56	6.55
R2	107	7.41
R3	194	6.24
R4	148	29.02
R5	221	16.57

الجدول (1)

	Mean (μ)	STD (σ)
R1	57	5.61
R2	99	6.97
R3	127	6.74
R4	182	10.48
R5	208	6.81

درست خصائص المناطق المتجانسة قبل وبعد إضافة الضوضاء وبعد تطبيق مرشح التنعيم تم أيضا دراسة المعدل μ وقيم نسب الإشارة إلى الضوضاء SNR. لهذه المناطق وتأثير عملية الترشيح وتكرارها إذ تبين أن المعدل μ ثابت مستقر تقريبا في جميع الحالات للمرشح مع عدد تكرارات عملية التنعيم itr في صورة الأثار بينما في صورة العظام والمخ للإنسان يحدث تغير في قيم المعدل (μ) مع عدد التكرارات لعملية التنعيم itr في المناطق المتجانسة كما كم مبين في الشكل (4).

أن معدل مربع الخطأ المعياري للمناطق المستقطعة يلاحظ أن زيادة عدد مرات التنعيم سوف يؤدي إلى ازدياد مقدار NMES2 كما يلاحظ بشكل عام انخفاض هذا الخطأ عند استخدام نافذة $5*5$ وهناك مناطق متجانسة ملحوظة في صورتَي الأثار وعظام والمخ للإنسان كما مبين في الشكل (5).

يحصل تغير بسيط في STD للمناطق المستقطعة لذلك نستنتج عدم وجود ضوضاء تؤثر على صورتَي الأثار والعظام والمخ للإنسان كما مبين في الشكل (6).

إما بالنسبة للتباين لكل صورة فإنه باستخدام مرشح المعدل نلاحظ تغيرا بسيطا في التباين وخاصة في المناطق الحافية في صورتَي الأثار وعظام والمخ للإنسان كما مبين في الشكلين (7,8) على التوالي.

لقد تم في هذا البحث دراسة الانتروبي لكل الصورة حيث نلاحظ تغيرا ملحوظا في قيمة الانتروبي للمناطق الحافية بينما تكون ثابتة في المنطقة المتجانسة في صورة الأثار كما مبين في الشكل (9) بينما تكون ثابتة تقريبا في صورة عظام والمخ للإنسان كما مبين في الشكل (10).

والانتروبي للمناطق المستقطعة لا يتغير تغيرا واضح في الانتروبي ولذلك لعدم تأثير النظام وعدم تشوه ترتيبه لذلك فإنه يكون شبه مستقر في صورتَي الأثار وعظام ومخ الإنسان كما ملاحظ في الشكل (11).

يكون هناك تغيرا واضحا في قيم التباين بالنسبة للمناطق المستقطعة مع زيادة عملية التنعيم نلاحظ في هذه المنطقة المتجانسة في مرشح المعدل لصورتَي الأثار وعظام والمخ للإنسان كما مبين في الشكلين (12,13) على التوالي.

بعد إضافة الضوضاء الكاوسية ذات الانحراف المعياري $\sigma = 10$ إلى صورة عظام والمخ الإنسان و $\sigma = 10$ إلى صورة الأثار لا يتغير المعدل (μ) بالنسبة لعدد التكرارات لعملية التنعيم itr . إما بالنسبة للضوضاء ذات الانحراف المعياري $\sigma = 10$ يكون فيه تغير بسيط في معدل المناطق المستقطعة مما يدل على وجود الضوضاء التي أدت إلى التغير كما مبين في الشكل (14).

إما بالنسبة إلى نسبة الإشارة إلى الضوضاء SNR للمناطق المستقطعة المتجانسة و بإضافة الضوضاء ذات الانحراف المعياري $\sigma = 10$ لصورة عظام والمخ الإنسان أما بالنسبة لصورة الأثار عند إضافة ضوضاء ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ فإنه يحدث تناقص في المرشح عند استخدام نافذة $5*5$ إما بالنسبة إلى صورة عظام والمخ الإنسان فأنا نلاحظ القيم تبدأ بالتناقص في مرشح المعدل في انحراف $\sigma = 10$ ويحدث انخفاض ومن ثم مرتفعا ارتفاعا ملحوظا هذا بسبب وجود المنطقة المتجانسة كما مبين في الشكل (15).

إما الانتروبي بعد إضافة الضوضاء يتغير التباين في مناطق الحافية وغير الحافية بشكل واضح عند تطبيق أول تكرار لعملية التنعيم حيث إن عناصر الصورة بعد أول ترشيح تختزل فيها الضوضاء وتتنخفض فيها العشوائية لذا فإن الانتروبي ينخفض أيضا. أما بعد التكرار الأول فإن الانتروبي تأخذ قيمته بالاستقرار والتباين في المناطق الحافية لذلك يلاحظ بان الانتروبي لمناطق

الصورة الحافية عادة يكون اقل بكثير منه لمنطقة الصورة غير الحافية هذا بالنسبة إلى صورة الأثار والعظام والمخ الأنسان كما مبين في الشكلين (16,17) .

إما التباين لكل الصورة فنلاحظ بان تصميم التباين لكل صورته يكون عدد التكرارات لعملية التنعيم itr والتباين وهذا في المناطق المتجانسة للصورة، بينما ينخفض التباين بشكل واضح مع زيادة عدد مرات التنعيم إما تباين المناطق الحافية فانه يزداد مع زيادة عدد مرات التنعيم في صورتي الأثار وعظام والمخ الأنسان عند إضافة ضوضاء الى صورة عظام والمخ الإنسان حيث استقرارية وظهور مناطق متجانسة ملحوظة إما بالنسبة لصورة الأثار يحدث تغير بسيط في مرشح المعدل كما مبين في الشكل (18). يحدث انخفاض في الانتروبي بشكل بسيط ولجميع المناطق المتجانسة للصورة ويبدأ بالاستقرار عند تكرار المتابعة هذا بالنسبة الى صورة الأثار اما لصورة العظام والمخ الأنسان ذات الانحراف المعياري $\sigma = 10$ يحدث تغير ملحوظ في القيم مما يؤدي الى ظهور هذه النتيجة التي تدل على وجود الضوضاء في المناطق المستقطعة كما مبين في الشكل (19) . في المنطقة الحافية لكل الصورة يكون الانتروبي ثابت لكن هناك اختلاف بسيط عند إضافة الضوضاء ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ لصورة العظام والمخ الإنسان بينما في صورة الأثار يكون شبه مستقر عند إضافة ضوضاء ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ كما مبين في الشكلين (20,21) على التوالي .

عند إضافة الضوضاء في المناطق المستقطعة ينخفض الانتروبي بشكل بسيط ولجميع مناطق الصورة المتجانسة ويبدأ بالاستقرار عند التكرارات المتتالية في صورة الأثار اما في صورة عظام والمخ الإنسان فيوجد تغير ملحوظ في القيم مما أدى إلى ظهور هذه الرسوم التي تشير على وجود الضوضاء في المناطق المستقطعة كما مبين في الشكل (22). إما التباين للمناطق المستقطعة نلاحظ انخفاض في المناطق المستقطعة المتجانسة وينخفض اكبر بعد إجراء التكرار الأول لعملية التنعيم ثم يأخذ بالتباين التدريجي والسبب في ذلك هو انخفاض الضوضاء في الصورة واختلاف مناطق الصورة المتجانسة مما يؤدي إلى انخفاض التباين بشكل عام كما مبين في الشكلين (23,24) على التوالي

2-5 الاستنتاجات

تحت دراسة تأثير عملية التنعيم على الصور الأصلية والمشوبة بالضوضاء الكاوسية ولحالات مختلفة وكانت النتائج كالآتي :- لقد أظهرت النتائج كفاءة المرشح التقليدي في تنعيم الصورة بشكل كبير ولكن يرافق ذلك اختفاء معالم مهمة في المناطق الحافية من الصورة

لقد أعطت المعايير الكمية المستخدمة وهي حفظ المعدل (μ) ونسبة الإشارة إلى الضوضاء (SNR) في مناطق الصورة المتجانسة رصانة عالية في تحديد كفاءة الترشيح للمرشح وأظهرت معايير الجودة الكمية المقترحة NMSE إمكانية عالية في تخمين كفاءة الترشيح في مناطق الصورة الكلية ، والمتجانسة والحافية في الصورة المعالجة .

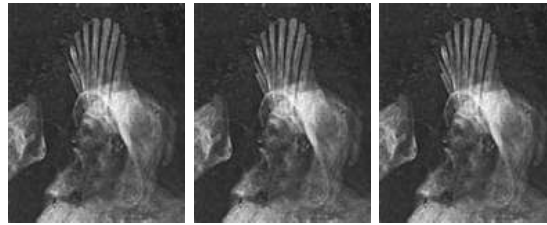
كثيراً ما تتعرض الصورة الى الضوضاء والتداخل من مصادر مختلفة منها الناتجة من ترميز وترقيم والاختفاء الناتجة احجام حبيبات فيلم التصوير بالاشعة وتأثيرات الفيزيائية مثل الاستطارة والتداخل والانعكاس فقد تم في هذا البحث دراسة الضوضاء الكاوسية وتأثيرات و اسباب ظهورها وتأثيرها ومعالجتها باستخدام مرشحات التنعيم الرقمية التي تعمل في المجال الفضائي التقليدي والمحسنة ذات النوافذ المربعة وكانت النتائج كالآتي :-

اظهرت النتائج كفاءة المرشحات التقليدية في تنعيم الصورة بشكل كبير ولكن يرافق ذلك اختفاء معالم مهمة في المناطق الحافية من الصورة في حين تميزت المرشحات المحسنة بقدرتها الجيدة على تنعيم الصورة مع الحفاظ على الحافات والتفاصيل الدقيقة. كما أعطى معيار الجودة الكمي المقترح NMSE إمكانية عالية في تخمين كفاءة الترشيح في مناطق الصورة الكلية ، والمتجانسة والحافية في الصورة المعالجة. وأعطى معيار حساب μ وحساب SNR إمكانية جيدة في تخمين كفاءة الترشيح في المناطق الصورة المعالجة .

Itr = 3

Itr = 2

Itr = 1

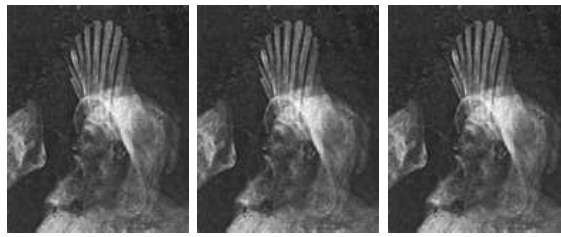


الشكل (2) الصورة الاصلية (الخالية من الضوضاء) المنعمة باستخدام المرشح (المعدل) ونوافذ تنعيم (3*3, 5*5) لتكرارات متعددة .

Itr =3

Itr =2

Itr =1



Mean Filter 5*5



تابع للشكل (2)

Itr =3

Itr =2

Itr =1



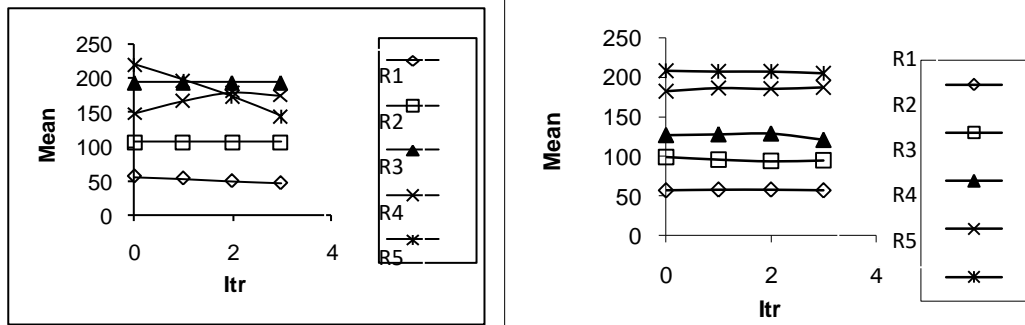
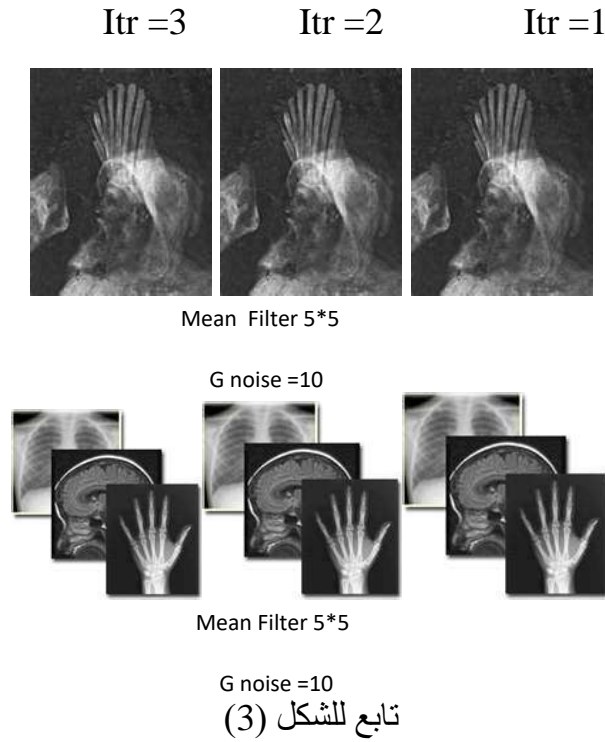
Mean Filter 3*3

G noise=10



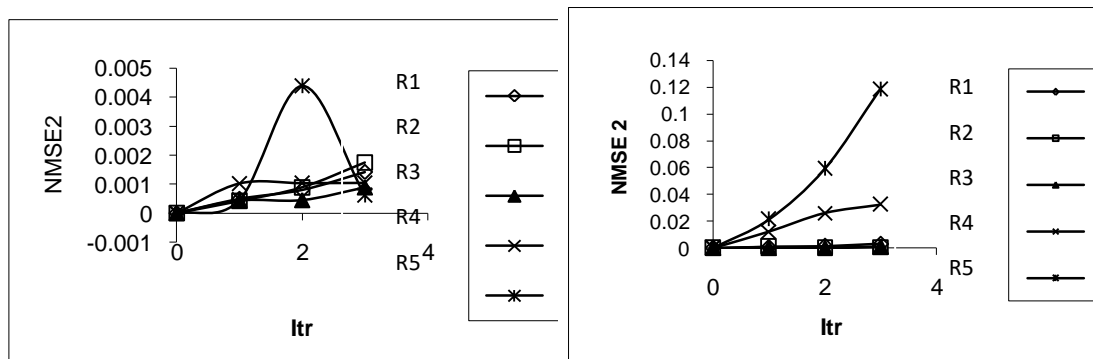
G Mean Filter 3*3
noise=10

الشكل (3) الصورة المشوبة بضوضاء كاوسية ($\sigma = 10$) والمنعمة باستخدام المرشح (المعدل) باعتماد نافذة (5*5) ولتكرارات متعددة .



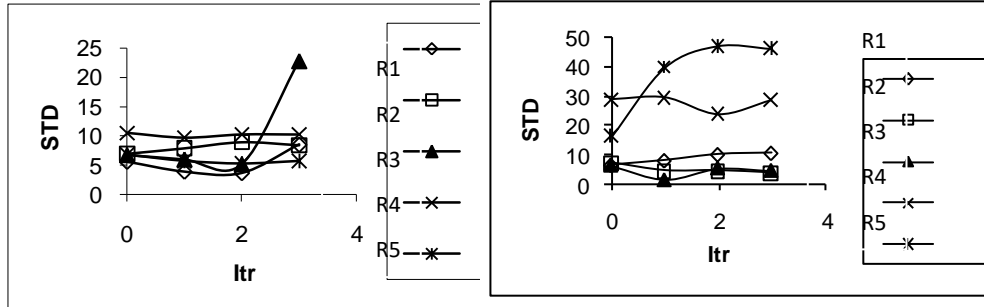
شكل (4)

العلاقة بين عدد تكرارات عملية التنعيم (Itr) مع المعدل للمناطق المتجانسة المستقطعة من صورة الأثار وعظام ومخ الإنسان الأصليتين. لأحجام نوافذ تنعيم مختلفة 5*5.



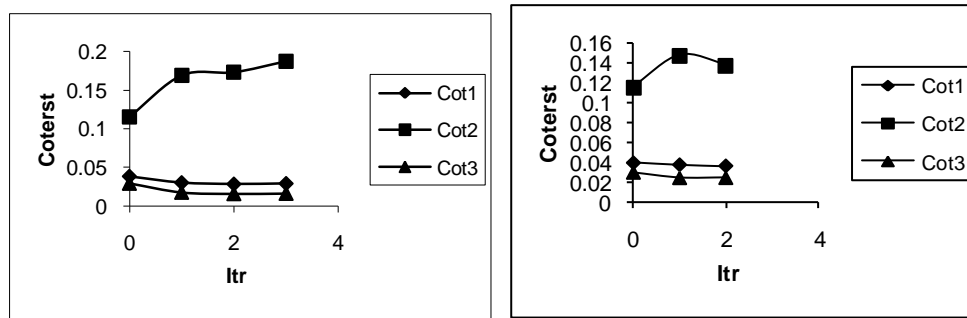
الشكل (5)

العلاقة بين عدد تكرارات عملية التنعيم (Itr) مع NIMSE2 للمناطق المتجانسة من صورة الأثار وعظام والمخ الإنسان. لأحجام نوافذ تنعيم مختلفة 5*5.



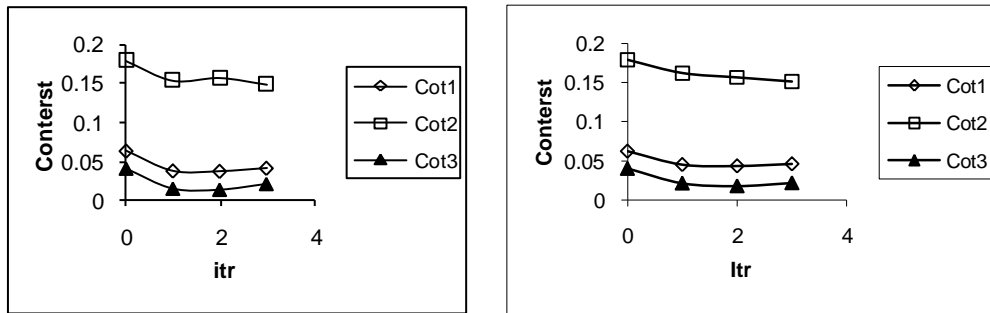
الشكل (6)

العلاقة بين عدد تكرارات عملية التنعيم (Itr) مع STD إلى الضوضاء للمناطق المتجانسة من صورة الأثار وعظام والمخ الإنسان الأصليتين. ولإحجام نوافذ تنعيم 5*5.



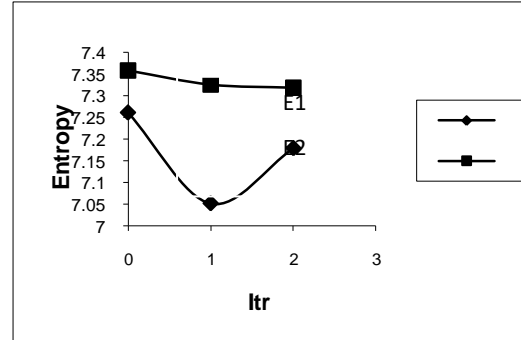
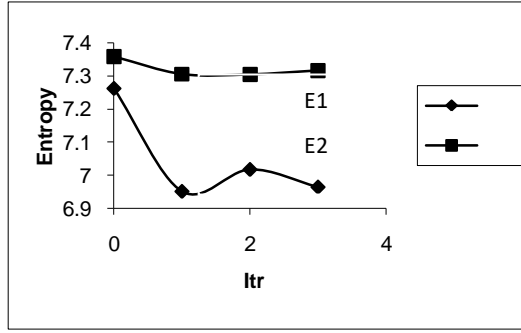
الشكل (7)

العلاقة بين عدد تكرارات عملية التنعيم Itr مع التباينات لكل مستوي الصورة Cot1 وللمناطق الحافية Cot2 وللمناطق غير الحافية Cot3 لصورة الأثار. وباستخدام نوافذ (3*3, 5*5).



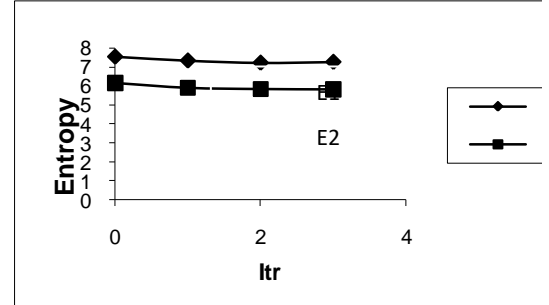
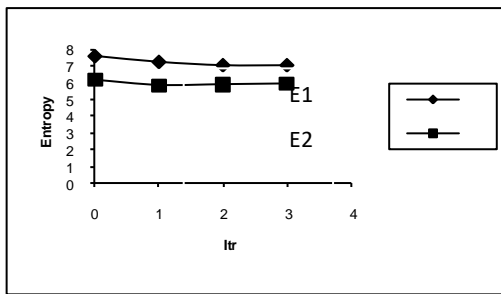
الشكل (8)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم Itr مع التباينات لكل مستوي الصورة Cot1 وللمناطق الحافية Cot2 وللمناطق غير الحافية Cot3 لصورة العظام والمخ الإنسان.. وباستخدام نوافذ (3*3, 5*5).



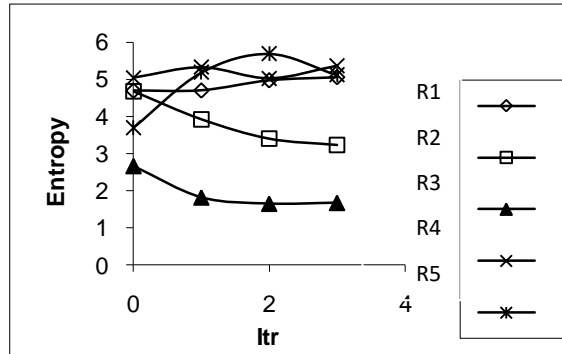
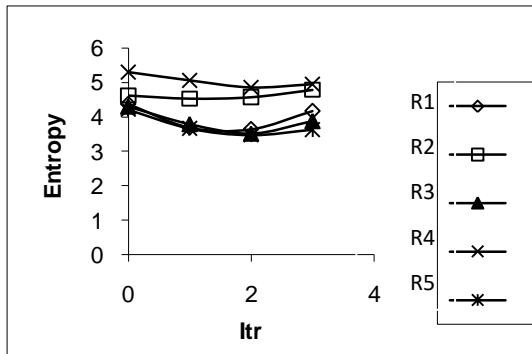
الشكل (9)

العلاقة بين عدد تكرارات عملية التنعيم (Itr) مع إانتروبي للحافان لصورة الأثار ككل. لأحجام نوافذ تنعيم مختلفة (3*3, 5*5).



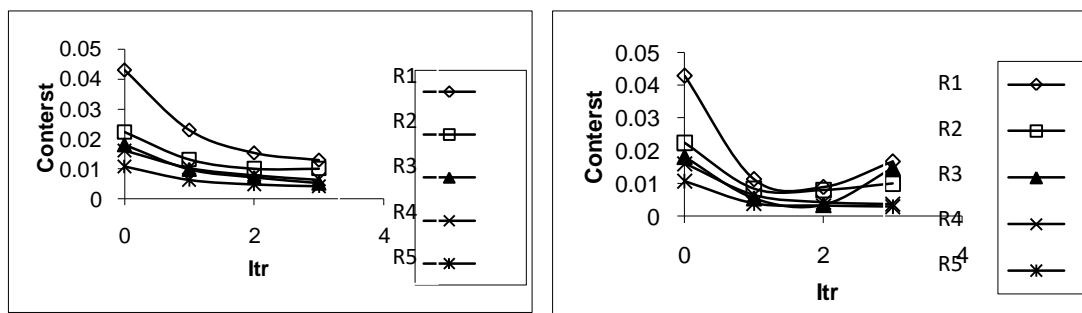
الشكل (10)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (Itr) مع لانتروبي لكل صورة العظام والمخ الإنسان لأحجام نوافذ التنعيم مختلفة (3*3, 5*5).



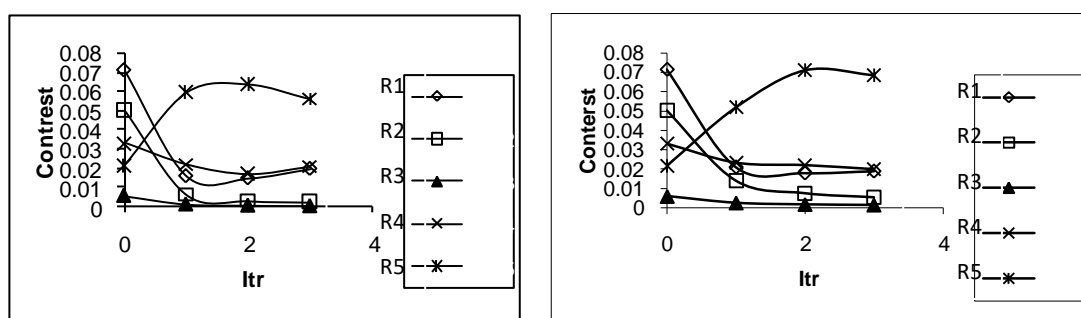
الشكل (11)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (Itr) مع اللانتروبي الناطق المستقطعة من صورة الأثار وعظام والمخ الإنسان. لأحجام نوافذ تنعيم 5*5.



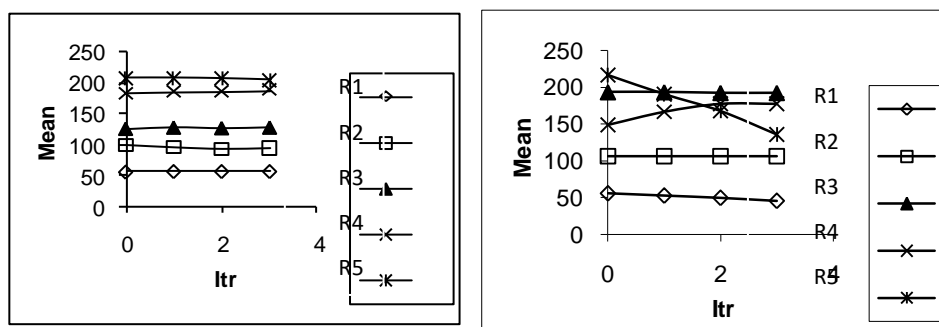
الشكل (12)

العلاقة بين عدد تكرارات عملية التنعيم (Itr) مع التباين للمناطق المستقطعة من صورة الأثار. لأحجام نوافذ تنعيم مختلفة (5*5, 3*3)



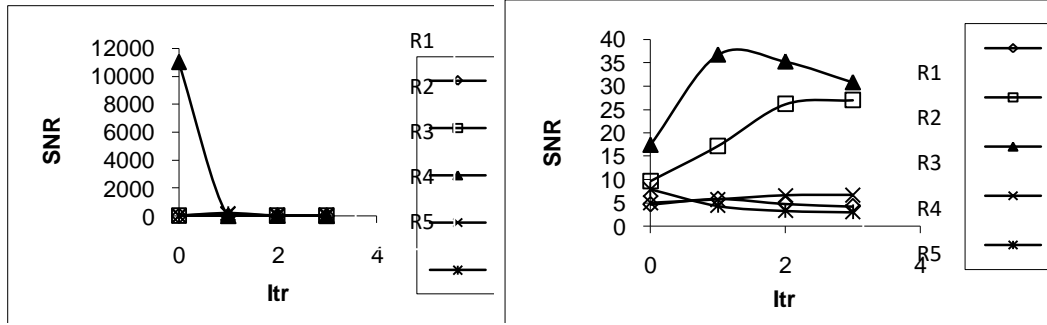
الشكل (13)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (Itr) مع التباين للمناطق المستقطعة لصورة العظام والمخ الإنسان لأحجام نوافذ التنعيم مختلفة (5*5, 3*3).



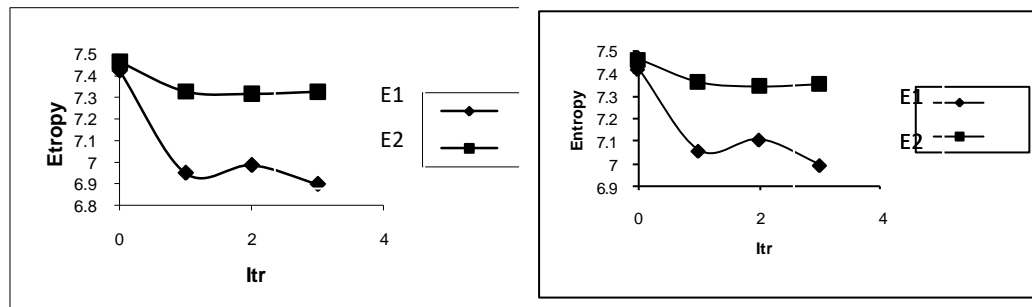
الشكل (14)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (Itr) مع معدل للمناطق المستقطعة لصورة الأثار المشوية بالضوضاء الكاوسية ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ لأحجام نوافذ التنعيم مختلفة (5*5).



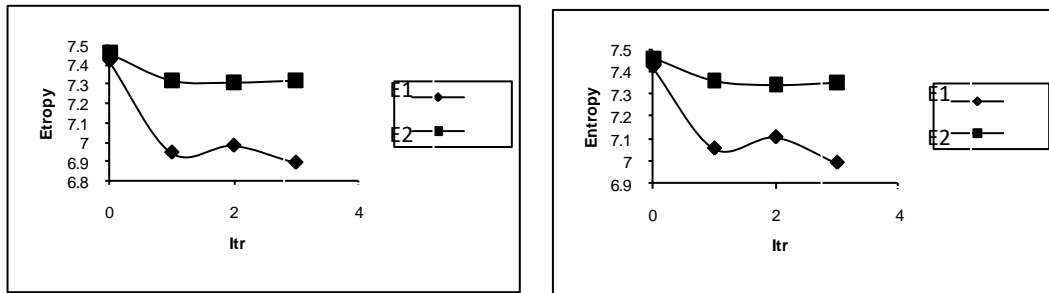
الشكل (15)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (Itr) مع نسبة الإشارة إلى الضوضاء للمناطق المستقطعة المتجانسة لصورة الآثار المشوبة بالضوضاء الكاوسية ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ لأحجام نوافذ التنعيم 5×5 .



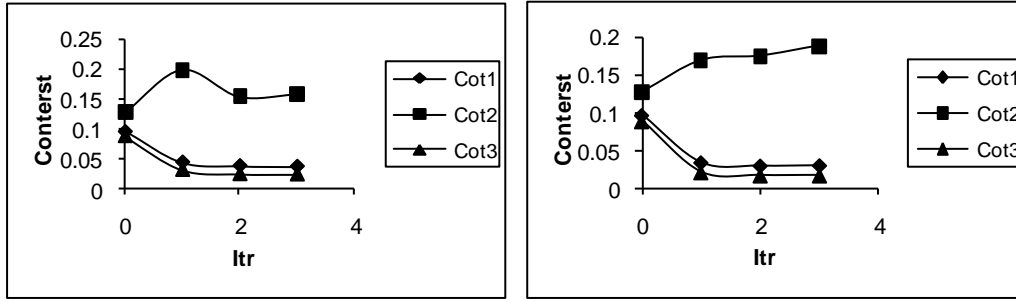
الشكل (16)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (Itr) مع الانتروبي لكل صورة الآثار المشوبة بالضوضاء الكاوسية ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ لأحجام نوافذ التنعيم مختلفة (3×3 , 5×5).



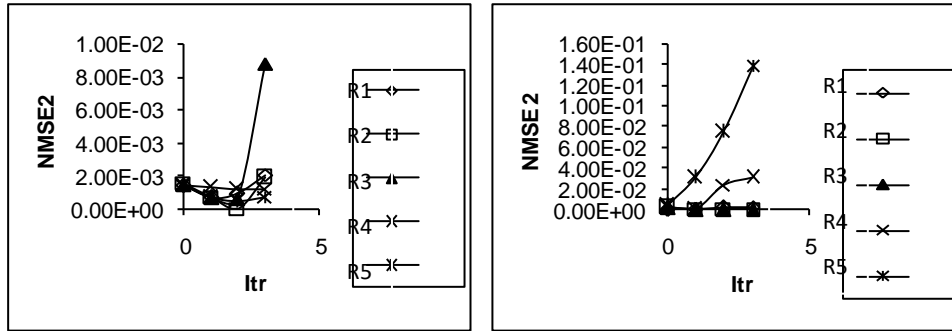
الشكل (17)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (Itr) مع الانتروبي لكل صورة العظام والمخ الإنسان المشوبة بالضوضاء ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ لأحجام نوافذ التنعيم مختلفة (3×3 , 5×5).



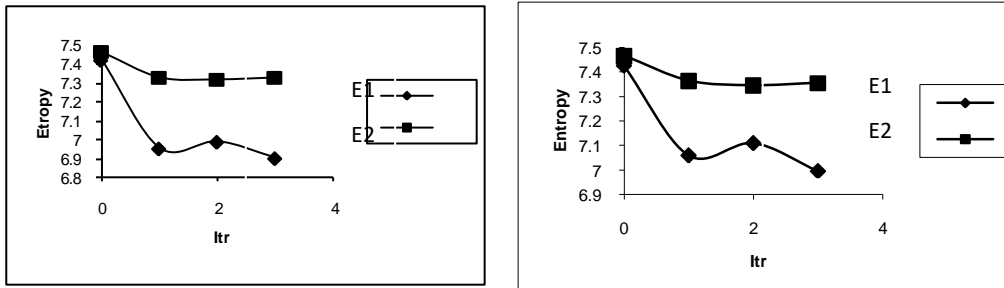
الشكل (18)

العلاقة بين عملية التنعيم ltr مع التباينات لكل مستوي الصورة Cot1 وللmannق الحافية Cot2 وللmannق غير الحافية Cot3 لصورة الأثار وعظام والمخ الإنسان المشوبتين بالضوضاء الكاوسية ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ لأحجام نوافذ التنعيم مختلفة (5*5).



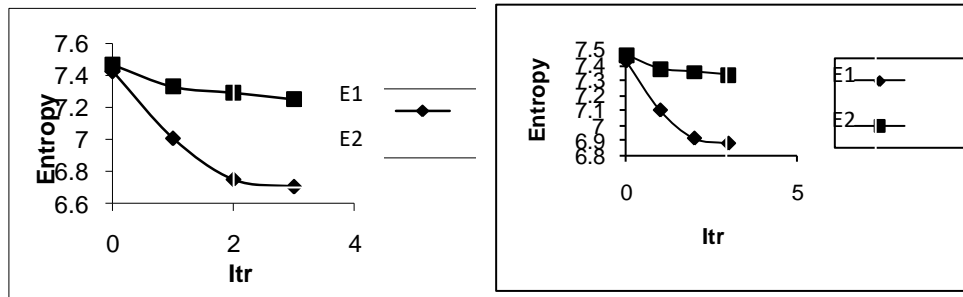
الشكل (19)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (ltr) مع Error للمناطق المستقطعة لصورة الأثار وعظام والمخ الإنسان المشوبتين بالضوضاء الكاوسية ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ لأحجام نوافذ التنعيم مختلفة (5*5).



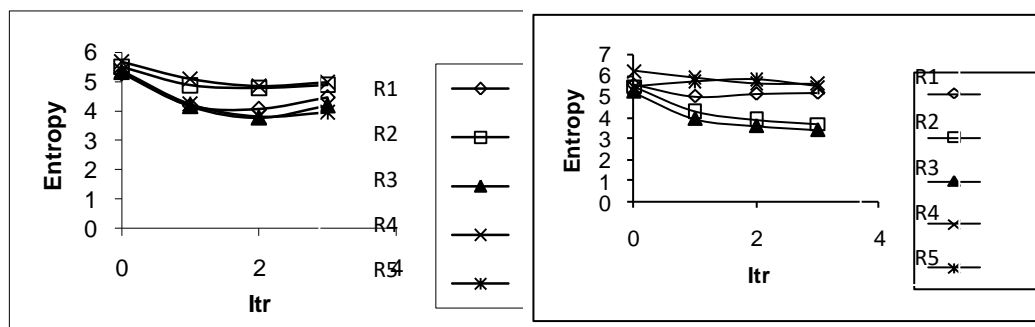
الشكل (20)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (ltr) مع الانتروبي لكل صورة الأثار المشوبة بالضوضاء الكاوسية ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ لأحجام نوافذ التنعيم مختلفة (3*3, 5*5).



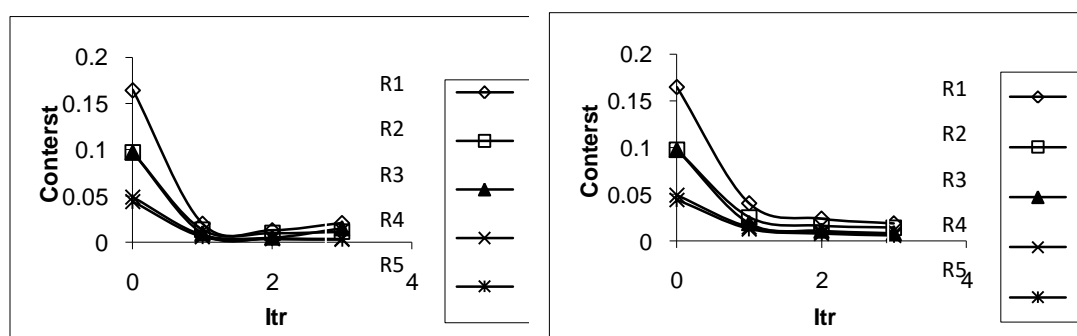
الشكل (21)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (ltr) مع الانتروبي لكل صورة العظام والمخ الإنسان المشوبة بالضوضاء ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ لأحجام نوافذ التنعيم مختلفة (3*3, 5*5).



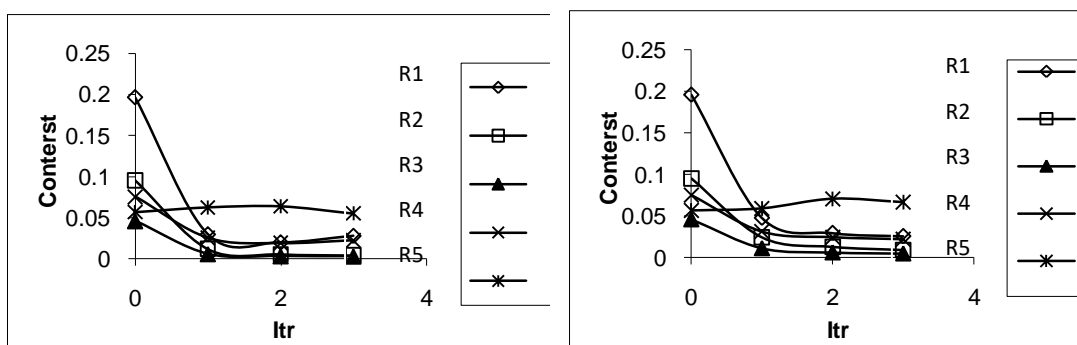
الشكل (22)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (Itr) مع انتروبي المناطق المستقطعة المتجانسة لصورة الآثار المشوبة بالضوضاء الكاوسية ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ لأحجام نوافذ التنعيم مختلفة (5*5).



الشكل (23)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (Itr) مع التباين للمناطق المستقطعة المتجانسة لصورة الآثار المشوبة بالضوضاء الكاوسية ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ لأحجام نوافذ التنعيم مختلفة (5*5, 3*3).



الشكل (24)

العلاقة بين عدد التكرارات عملية التنعيم (Itr) مع التباين للمناطق المستقطعة المتجانسة لصورة العظام والمخ الانسان المشوبة بالضوضاء الكاوسية ذات انحراف معياري $\sigma = 10$ لأحجام نوافذ التنعيم مختلفة (5*5, 3*3).

Reference

- 1 Huda Shawki Khilil AL-Ghrabi, "Quantum analysis of noise in Photonic system", M.Sc. Thesis, physics Dept, College of Education for Woman, Baghdad University, (2001).
- 2 S.J.Sang wine and R.W.Novne, "The colour Image processing Hang. Book, ch apman and Hall, (1998).
- 3 R.C.Gonzalez and P.Wintz, "Digital Image processing", Addison wesly, (1992).
- 4 W.Niblak, "Anintroduction to Digital Image processing", Strancelberg publishing company. 3460 Binkeroad, Den mark, Prentice – Hall, Inc, (1987).
- 5 Nowak, R.D., "Wavelet – Domain filtering for photo Image systems", LEEE Transactions on Image processing, (1997).
- 6 Digital Image processing Dcumentation- [http://documents.Wolfrom.com/applications / digital image / users Guide /7-3.htme](http://documents.Wolfrom.com/applications/digital%20image/users%20Guide/7-3.htm).
- 7 Ali abid Dawood Al-Zukiy, "Quantum analysis of synthetic aperture radar (SAR) images". Ph.D.Thesis, collage of science, Baghdad Univ., (1998).
- 8 Elham J. Mohammed ;"Digital filter for specckle noise reduction ",M. SC. Thesis.physics Dept.,college of science, Al-Mustansiriya Univ.,(2001)
- 9 Suha Hussein Ibraheem Al-A,Adamy. "Ultrsonic", Ultrasonic Report, physics Dept., College of Science, Al-Mustansiriya Univ, (2002).