

**دراسة وتقييم مرشحات المجال المكاني في تحسين جودة الصور المقطعية (CT Scan)**

*مفيدة بشير الهادي و امحمد محمد صفور

قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة سبها، ليبيا

للمراسلة: Amh.saffor@sebhau.edu.ly

الملخص تحسين الصور الطبية اصبح عاملا مهما لزيادة وضوح الصورة و تقليل الأخطاء الطبية التشخيصية. اقترحت هذه الورقة برنامج بلغة ال MATLAB لتحسين جودة الصور المقطعية (CT Scan) باستخدام ثلاث مرشحات (Average, Median and Gaussian filters)، حيث تم تطبيق هذا البرنامج على ثلاث اجزاء للجسم (الرأس و الرئة و البطن) لإظهار اختلاف التحسين فيما بينها. ايضا من خلال البرنامج المستخدم تم تقييم جودة الصور المحسنة باستخدام ثلاث مقاييس لقياس جودة الصور المحسنة وهي (MAE, MSE and PSNR). النتائج المتحصل عليها من هذه الدراسة اوضحت ان قيم PSNR للمرشح Gaussian filter كانت اعلي قيم لكل الصور مقارنة بالمرشحات الأخرى. هذا يعكس ان جودة الصور المحسنة بهذا المرشح ذات جودة عالية حيث كانت هذه القيم هي 34dB و 35 dB و 39dB لكل من المخ والرئة و البطن علي التوالي. هذه النتائج اوضحت ان الخصائص الأساسية لهذه الصور مختلف وهذا انعكس علي وظيفة المرشح. كذلك المرشح المتوسط (Average filter) نتائجه افضل مقارنة بمرشح الوسيط (Median filter) حيث كانت نتائجه 26dB و 25 dB و 30dB لكل من المخ والرئة و البطن علي التوالي.

الكلمات المفتاحية: الأشعة السينية، التصوير المقطعي المحوسب، الصور الطبية، لغة ال MATLAB، المرشحات في المجال المكاني.

A study and Evaluation of the Spatial Domain Filters for Enhancement the Quality of CT Scan Images

*Mofeeda. B. Alhade, Emhimed .M. Saffor

Department of Physics, Faculty of Sciences, Sebha University, Libya

*Corresponding author: Amh.saffor@sebhau.edu.ly

Abstract Medical image enhancement has become an important factor to increase image clarity and reduce diagnostic medical errors. This paper proposed a MATLAB program to improve the quality of CT scan using three filters (Average, Median, and Gaussian filters). This program was applied to three parts of the body (head, lung and abdomen) to show the difference in improvement between them. Also through the software used, the improved image quality was evaluated using three measures to measure the improved image quality (MAE, MSE and PSNR). The results obtained from this study showed that PSNR values for the Gaussian filter were the highest values for all images compared to other filters. This shows that the quality of the images improved by this filter is of high quality, where these values are 34dB, 35dB and 39 dB for the brain, lung and abdomen, respectively. These results showed that the basic characteristics of the various images were reflected in the filter function. The average filter results are better than the Median filter with 26dB, 25dB and 30dB for brain, lung and abdomen, respectively.

Keywords: x-ray, computed tomography, medical images, MATLAB language, filters in the spatial field.

1. المقدمة

التصوير بالأشعة السينية مع تقنية الحاسوب لغرض الحصول على صور دقيقة و ذات وضوح عال و هو ما يعرف بالتصوير المقطعي [2].

• التصوير المقطعي المحوسب

الأشعة المقطعية أو التصوير المقطعي المحوسب (CAT) Computed Axil Tomography هو فحص يستخدم الأشعة السينية مع تقنية الحاسوب للالتقاط صور لجسم الإنسان. تعود تسميتها بهذا الاسم كونها تعطي صوراً على شكل مقاطع للجسم، و تتميز صور الأشعة المقطعية بوضوح عالي جداً مقارنة بالأشعة السينية خاصة في تصوير العظام، كما تعتبر الأشعة

اكتشفت الأشعة السينية من قبل العالم الألماني رونتجن عام 1895 تزايدت منذ اكتشاف الأشعة السينية تقنيات التصوير؛ و أصبحت أكثر وضوحاً بعض الشيء؛ وكانت معاينة هذه الصور تتم بالعين البشرية أو بمساعدة مجاهر لتكبيرها وهذا ما يسمى بالمعالجة الضوئية وهي معالجة تمثيلية و محدودة تفتقر المرونة؛ حيث ظهرت مشاكل متعددة تستدعي توفر تقنيات متطورة لمعالجة الصور؛ و من هذه المشاكل تراكم الأشعة فوق بعضها مع العظام في صور الأشعة السينية الشيء الذي يعيق رؤية تفاصيل الأشعة المختلفة بوضوح في تلك الصور [1].، للحصول على صور طبية عالية الدقة تم تطوير

تعد مرحلة تحسين الصورة من أهم تقنيات المعالجة الأكثر شيوعاً في حقل معالجة الصور الرقمية. وتستخدم تقنيات تحسين الصور من خلال حذف الضوضاء أو تعديل الألوان أو تعديل شدة الإضاءة أي تعديل قيم العامل الفيزيائي (شدة أو طاقة أو تردد الفوتون الساقط) بواسطة الحاسوب و الهدف الرئيسي من تقنيات تحسين الصور هو معالجة أي صورة بحيث تكون الصور الناتجة أفضل من الصورة الأساسية لتطبيق معين [4,5].

تنقسم تقنيات تحسين الصورة إلى قسمين أساسيين هما:

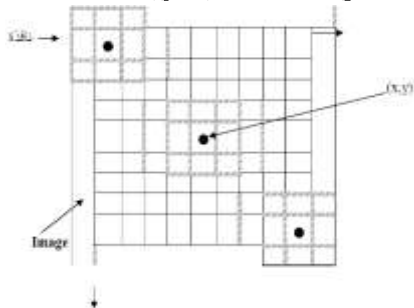


يشير مصطلح الفضاء المكاني الي نقاط متجاورة مكونة للصورة، وطرق تحسين المجال المكاني تعمل مباشرة علي تلك النقاط ويمكن التعبير عن المجال المكاني حسب المعادلة الآتية:-

$$G(x,y) = T[F(x,y)] \quad (2)$$

$F(x,y)$ يمثل الصورة المدخلة، $G(x,y)$ الصورة المحسنة، T عامل علي $F(x,y)$ يعرف بعض المتجاورات [6]. طريقة عمل تحسين المجال المكاني بصورة عامة أولاً نقوم بتعريف المتجاورات للموقع (x,y) وذلك باستخدام نافذة مربعة أو مستطيلة اي قناع (mask) مركزها (x,y) كما هو واضح بالشكل (3.2). يتحرك مركز النافذة من نقطة لأخرى بداية من الزاوية العليا اليسرى ويطبق العامل T علي كل موقع (x,y) لينتج G لذلك الموقع.

حيث $F'(X,Y)$ الصورة النهائية بعد الترشيح، $F(X,Y)$ هي الصورة الأصلية، (s) ، (t) هي عناصر نافذة المرشح. الشكل (3) يوضح عمل النافذة (القناع) على الصورة



الشكل (3) يوضح عمل النافذة (القناع) على الصورة

• تحسين الصور الرقمية في المجال المكاني

يمكن تحسين الصورة مكانياً باستخدام عدة مرشحات منها :-

المقطعية فحص سريع ودقيق ولذلك تستخدم بشكل واسع في أقسام الطوارئ لتقييم حالة المرضى بعد الحوادث وعند الشك بوجود جملات خطيرة [3]. الشكل (1) يوضح أول جهاز للتصوير المقطعي المحوسب سنة 1971.



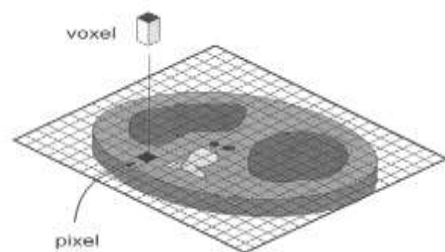
الشكل (1) يوضح أول جهاز للتصوير المقطعي

• مكونات الصورة المقطعية

يعتمد مبدأ التصوير المقطعي على النقاط شدة الأشعة الخارجة من مختلف مناطق المقطع هذه الأشعة تقل شدتها بسبب اختلاف الكثافة، و العدد الذري لمناطق المقطع المختلفة، يقوم الحاسوب بعد ذلك بتحليل البيانات و رسم توزيع الكثافة الضوئية للمقطع و عرض الصورة المقطعية على الشاشة. تتألف البنية الأساسية للصورة المقطعية من مجموعة من خلايا المعلومات ذات بعدين تسمى بخلايا الصورة (pixel) وتعني (picture element) و كل منها يعطي رقماً مقطعيًا صحيحاً (CT-number) يتم عرضه على شكل كثافة ضوئية على الشاشة، و يمثل حجم العضو بواسطة خلايا الصورة المجسمة (Voxel) وتعني (Volume element) ويعطي تمثيلاً للصورة في ثلاث ابعاد حيث :

$$X \text{ pixel} = \text{Voxel} \quad (1)$$

حيث (X) سمك المنطقة. الشكل (2) يمثل بنية الصورة المقطعية في ثلاث ابعاد [3].



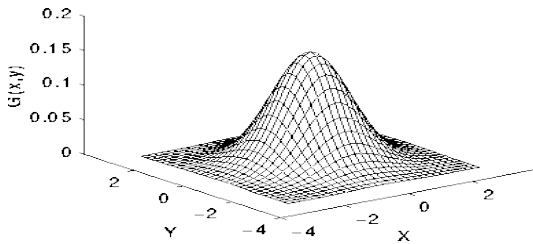
الشكل (2) يوضح بنية الصورة المقطعية في ثلاث ابعاد

2. تقنيات تحسين الصور الرقمية

تفاصيل الصور بتمرير التردد المنخفض ليكسل الصورة
المعادلة (6) توضح دالة المرشح الجاوسي في بعدين [5,7]

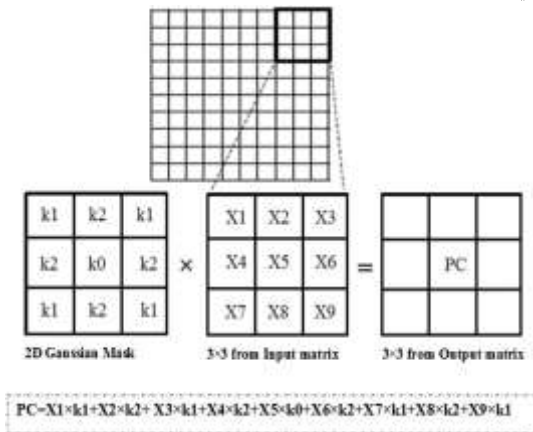
$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (6)$$

(σ) يمثل الانحراف المعياري ، تكون نواة المرشح (مركز القناع
) كبيرة مقارنة ببقية المعاملات و يجب ان تزيد قيمة النواة
بزيادة الانحراف المعياري ، يظهر هذا المرشح نجاحا كبيرا في
ازالة الضوضاء و خاصة من نوع (salt and pepper) ،
الشكل (5) يظهر توزيع جاوس بمتوسط (0,0) وانحراف
= [8], 1.



الشكل (5) يوضح توزيع جاوس في بعدين .

الشكل (6) يمثل الرسم التخطيطي التالي عمل المرشح
الجاوسي



الشكل (6) يوضح عمل المرشح الجاوسي [9]

في هذه الدراسة سيتم تطبيق هذه المرشحات علي ثلاثة انواع
من الصور المقطعية وهي (الرئة والمخ والبطن) وذلك لدراسة
الاختلاف والتباين في عملية تحسين جودتها وكذلك الاختلاف
في اداء هذه المرشحات.

3. المنهجية

• الصور الطبية المستخدمة

الصور الطبية المستخدمة في هذا البحث صور مقطعية

• المرشح المتوسط:

يتم استخدام المرشح المتوسط بواسطة استبدال كل بيكسل في
الصورة بمتوسط البيكسلات الموجودة في النافذة (Mask) والتي
تكون محاطة بهذا البيكسل ، مثال لذلك مرشح 3*3 يعطي
بالمعادلة الآتية [7]:

$$F'(x, y) = \frac{1}{9} \sum_{s=-1}^1 \sum_{t=-1}^1 f(x-s, y-t) \quad (3)$$

عمل هذا المرشح إنه سيمر علي كل نقاط الصورة أي ان النافذة
ستكون ثابتة لكل القيم ، الشكل العام لهذا المرشح يوضح بالشكل
(4) الآتي [8] :

$$W(x, y) = \frac{1}{N^2} \begin{bmatrix} 1 & \dots & 1 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & \dots & 1 \end{bmatrix}$$

يوضح

الشكل (4)

الشكل العام لمرشح الوسيط

• المرشح الوسيط

يعد المرشح الوسيط مرشحا لا خطي واسع الاستعمال في
معالجة الصور الرقمية لتقليل الضوضاء و تتم طريقة عمله
بتعويض النقطة الجديدة لكل موقع (x,y) بقيمة محددة . و تنتج
هذه القيمة من ترتيب النافذة تصاعديا أو تنازليا وتختار القيم
ذات الموقع الوسيط إذا استبدلت كل نقطة في الصورة المشوهة
بالقيمة الجديدة للنافذة (N*N) المرشحة فإن الصورة ستتم
(smoothed) لأن عناصر المرشح ستقلل متوسط الضوضاء
باتجاه الصفر، حيث يتم قراءة الصورة الأصلية ومن ثم
استخراج القيمة الوسيطة من بين جميع نقاط الصورة بعمل
ترتيب تصاعدي بجميع نقاط الصورة ثم أخذ القيمة الوسيطة من
بينها. خطوات عمل المرشح [7,8] :-

حساب الانحراف المعياري (SD) للصورة بحسب المعادلة

$$SD = \sqrt{\frac{1}{m \times n - 1} \sum (i(m, n) - \text{median})^2} \quad (4)$$

حساب معادلة تحسين التباين (Global Ace_medin
Adaptive contrast enhancement) لكل نقطة من نقاط

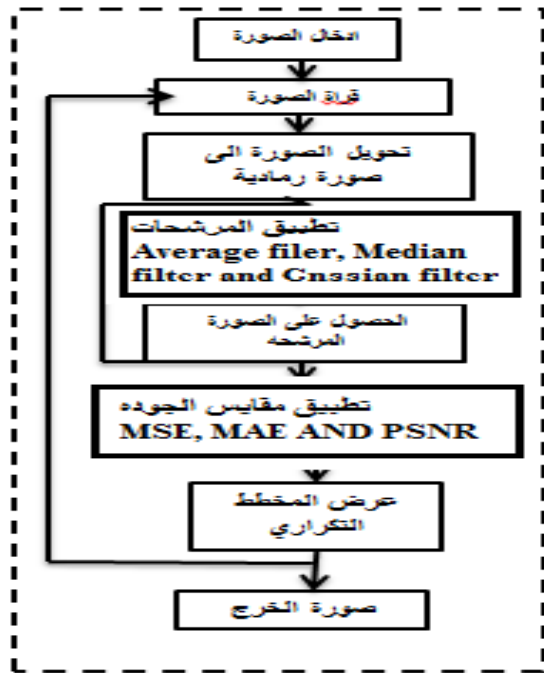
الصورة بحسب المعادلة الآتية :

$$Ace_medin(m, n) = k_1 \left[\frac{\text{median}}{sd} \right] |i(m, n) - medin| + k_2 * medin \quad (5)$$

• مرشح الإمرار المنخفض المكاني

يعد المرشح الجاوسي من مرشحات التنعيم التي لها أساس في
النظام الإدراكي البصري وهو فعال في إزالة الضوضاء من

المخطط الانسيابي لهذا البرنامج موضح بالشكل (8). المخطط بين الخطوات التي يستند عليها البرنامج للوصول الي النتائج المطلوبة. البرنامج تم كتابته باستخدام لغة ال MATLAB اصدار (R 2013 a)



شكل (8) المخطط الانسيابي للبرنامج المستخدم

باستخدام لغة ال MATLAB تم تصميم برنامج لمعالجة الصور المقطعية المقترحة و كذلك حساب جودة الصور المحسنة من خلال تطبيق عدة مرشحات وذلك بتطبيق المخطط الانسيابي الموضح بالشكل (8).

4. حساب جودة الصور المحسنة

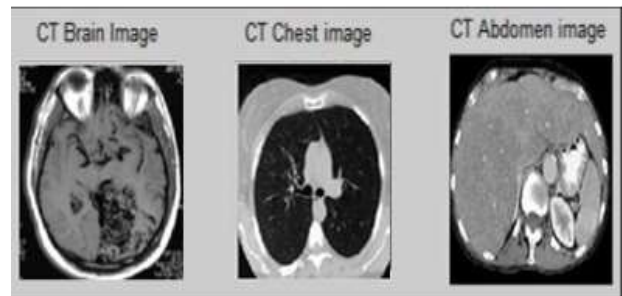
لكل صورة اصلية وصوره محسنة الفرق او الاختلاف بينهما تم حسابه. من معلومات الخطاء تم حساب اكبر قيمة الخطاء المطلق وذلك باستخدام معادلة (MAE) , وايضا متوسط مربع الخطاء (MSE) وكذلك اكبر نسبة الإشارة الي الضوضاء (PSNR) اكبر قيمة الخطاء المطلق (MAE) يحسب بالمعادلة الأتية [12, 10]:

$$MAE = \max f(x, y) - f^*(x, y) \dots \dots \dots (7)$$

$f(x, y)$ تمثل الصورة الأصلية بينما $f^*(x, y)$ تمثل الصورة المحسنة اما MSE متوسط مربع الخطاء (MSE) يعطي بالمعادلة الأتية:

$$MSE = \frac{1}{N.M} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{M-1} [f(x, y) - f^*(x, y)] \quad (8)$$

(CT scan) لثلاثة انواع وهي (البطن والرئة والمخ) بواقع 10 صور لكل نوع و بحجم (215x215) لكل صور. هذه الصور تم تجميعها من مركز سبها الطبي مدينه سبها/ليبيا (قسم الأشعة الطبية) . هذا القسم يحتوي علي نظامين لتصوير المقطعي الاول يسمى Hitachi CT system, اما النظام الاخر فيعتبر اكثر تطورا ويعتبر ملائم للعديد من التطبيقات المتطورة والتشخيص الدقيق هذا النظام منتج من شركة Philips CT system. الشكل (7) يوضح نموذج من هذه الصور.



الشكل (7) يوضح نموذج للصور المستخدمة

• البرنامج المستخدم لتحسين جودة الصور المقطعية

تم معالجة الصور المقطعية بالاعتماد علي تحسين جودة الصور مكانيا، من خلال برمجة المتغير الفيزيائي المسؤول عن تكوين الصورة في معادلات تحسين الجودة. الصورة المقطعية تكونت نتيجة سقوط فوتونات الأشعة السينية علي مقطع من جسم المريض ، فتكونت صورة متباينة الإضاءة بسبب تشتت و نفاذ و امتصاص تلك الفوتونات. تباين إضاءة الصور وانتشار المناطق المظلمة يقلل من وضوح وجوده الصور المقطعية. للتغلب علي هذه المشكلة تم كتابة برنامج بلغة ال MATLAB والتي تؤمن مكتبة كبيرة تحوي عدة دوال لمعالجة الصورة اعتمادا علي متغيرات تكوين تلك الصور [10, 11] في هذه الدراسة تم الاستعانة بعدة دوال من مكتبة معالجة الصور Image Processing Toolbox (IPT). كذلك في هذه الدراسة تم تطبيق مجموعة من المرشحات وهي :

المرشح المتوسط Average Filter حيث استخدمت في ذلك المعادلة (3) ، المرشح الوسيط Median Filter استخدم في تطبيقه المعادلة (5) وكذلك مرشح الإمرار المنخفض المكاني (Gaussian low pass Filter) حسب القناع استخدم في تطبيقه المعادلة (6) وذلك لغرض معالجة الصور المقطعية المقترحة لتحديد اهمية هذه المرشحات .

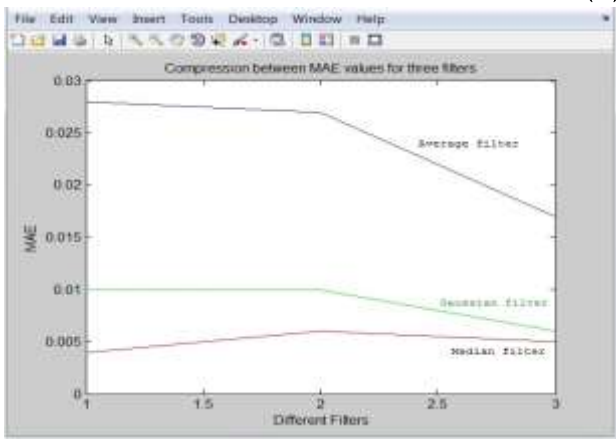
• المخطط الانسيابي للبرنامج المستخدم

استخدمت لحساب كل (MAE , MSE and PSNR) لكل المرشحات التي طبقت علي الانواع الثلاثة للصور المقترحة. النتائج المتحصل عليها لخصت في الجدول رقم (1).

جدول (1) مقاييس مختلفة لحساب جودة الصور المقطعية

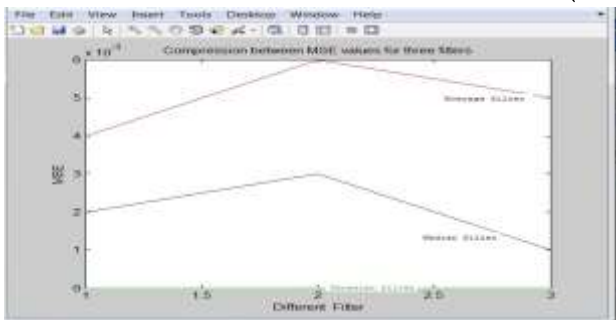
Image type	Average Filter			Median Filter			Gaussian Filter		
	MAE	MSE	PSNR (dB)	MAE	MSE	PSNR (dB)	MAE	MSE	PSNR (dB)
Brain CT Image	0.028	0.002	26.088	0.022	0.004	23.521	0.010	0.00	34.856
Chest CT image	0.027	0.003	25.883	0.022	0.006	21.984	0.010	0.00	35.200
Abdomen CT Image	0.017	0.001	30.675	0.016	0.005	23.057	0.006	0.00	39.769

النتائج المتحصل عليها MAE لكل من صور (المخ ، الرئة وكذلك البطن) للمرشحات المستخدمة وضحت في الشكل (9).



شكل (9) يوضح مقارنه نتائج MAE للمرشحات المستخدمة

اما النتائج المتحصل عليها MSE لكل من صور (المخ ، الرئة وكذلك البطن) للمرشحات المستخدمة وضحت في الشكل (10).



شكل (10) يوضح مقارنه نتائج MSE للمرشحات المستخدمة بالنسبة الي النتائج المتحصل عليها PSNR لكل من صور (المخ ، الرئة وكذلك البطن) للمرشحات المستخدمة وضحت في الشكل (11).

حيث

M , N تمثل ابعاد المصفوفة لكل من x , y بالترتيب، كذلك اكبر نسبة الإشارة الي الضوضاء (PSNR) تعطي بالمعادلة الآتية [13,10]:

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{(255)^2}{MSE} \right) \quad (9)$$

• المخطط التدرجي للصور (Histogram)

المخطط التدرجي للصور يعطي وصف عام وكامل عن وضوح الصورة. هذا المخطط يرسم العلاقة بين التكرار الذي يحدث لتدرج الالوان المختلفة داخل الصورة [9,10]. من خلال رؤيه هذا المخطط يتم الحصول علي العديد من المعلومات. هذا المخطط يمكن رسمه بطريقتين ، الطريقة الاولى المحور السيني يمثل التدرج الرمادي (grey level) اما المحور الصادي يمثل عدد البكسلات لكل (grey level). المعادلة الآتية توضح ذلك [12,14]:

$$h(r_k) = n_k \quad (10)$$

حيث k r قيمة شدة

الإضاءة و n k عدد البكسلات في الصورة. اما الطريقة الثانية المحور السيني يمثل (grey level) والمحور الصادي فيمثل احتمال عدد التكرار لي (grey level)، حيث يعطي من خلال المعادلة الآتية:

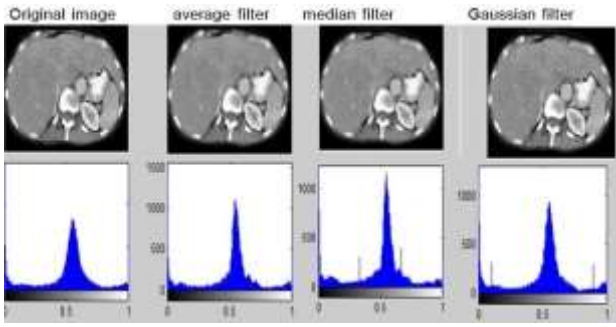
$$p(r_k) = n_k / MN \quad (11)$$

علما بان k = 1, 2, ..., L-1

حيث M and N تمثل صف وعمود للصورة مميزات هذه الطريقة اقصي قيمه للرسم دائما تكون 1.

5. النتائج و المناقشة

النتائج التي تم الحصول عليها تمت بتطبيق تقنيه تحسين الصور الرقمية والتي طبقت علي ثلاثة انواع لصور مقطعية وهي (المخ والرئة وكذلك البطن) بواقع 10 صور لكل نوع . البرنامج المستخدم في هذه الدراسة باستخدام لغة ال MATLAB استخدمت لدراسة ثلاثة مرشحات علي هذه الصور لتبيان تأثير هذه المرشحات وكذلك حساب جوده الصور المحسنة بعدة مقياس للجودة من اهمها MSE , MAE ، PSNR. المعادلات (7 ، 8 و 9)



شكل (14) يوضح المخطط التدرجي لصورة البطن الأصلية مع الصور المحسنة .

من خلال الاشكال (9,10,11) نلاحظ ان قيم PSNR للمرشح Gaussian filter كانت اعلي قيم لكل الصور مقارنة بالمرشحات الأخرى. هذا يعكس ان جوده الصور المحسنة لهذا المرشح ذات جوده عالية حيث كانت هذه القيم علي التوالي هي 34dB و 35 dB و 39dB لكل من المخ والرئة والبطن علي التوالي. هذه النتائج اوضحت ان الخصائص الأساسية لهذه الصور مختلف وهذا انعكس علي وظيفة المرشح . كذلك الاشكال (9,10,11) بين ان المرشح المتوسط نتائجه افضل مقارنة بمرشح الوسيط حيث كانت نتائجه 26dB و 25 dB و 30dB لكل من المخ والرئة والبطن علي التوالي . هذا الاختلاف راجع لعمل ال (Mask) المستخدم لهذا المرشح.

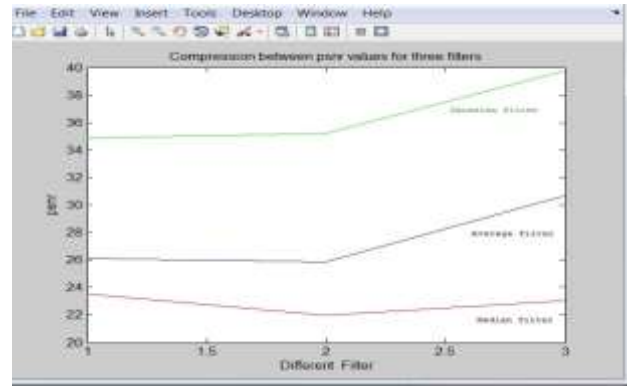
6. الاستنتاج

تحسين جودة الصور المقطعية من الأبحاث المهمة لغرض الوصول للتشخيص الطبي السليم والكشف المبكر للأمراض او الاورام الدقيقة . النتائج المتحصل عليها من هذه الدراسة بينت الاتي:

المرشحات المطبقة لغرض تحسين الصور المقطعية المقترحة بينت هناك تباين من حيث تحسين هذه الصور. هذا التباين يرجع لخصائص كل صورة من حيث توزيع الألوان داخل الصورة، و كذلك طريق عمل كل مرشح تختلف عن الاخر وهذا الاختلاف يعطي تفاوت من حيث جودة الصورة المحسنة. PSNR لكل من صور المخ والرئة وكذلك البطن كانت اعلي قيم للمرشح Gaussian مقارنة بالمرشحات الأخرى. كذلك مرشح المتوسط اوضحت قيم PSNR افضل النتائج مقارنة بالمرشح الوسيط لكل من صور المخ والرئة والبطن المستخدمة في هذه الدراسة.

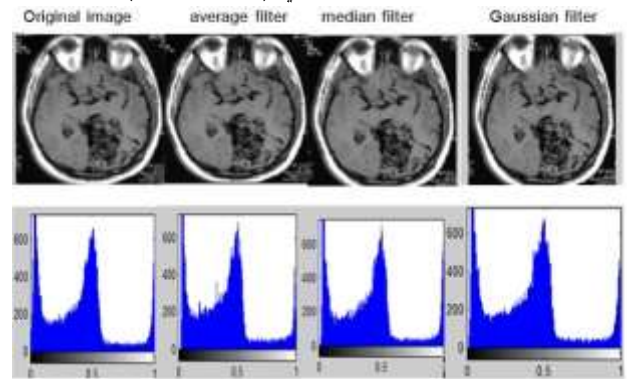
7. المراجع

[1]- F.M.Khan,(2010), "The physics of Radiation Therapy", chapter3 : production of X-rays 4th edition, Lippincott willaiams & wilkins.



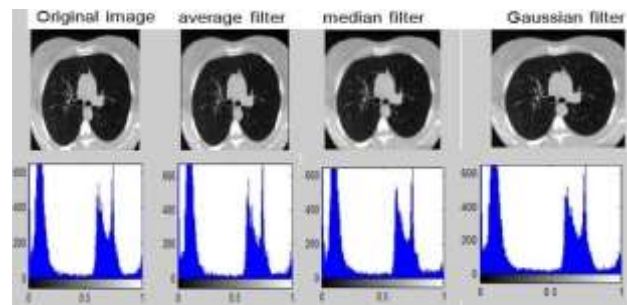
شكل (11) يوضح مقارنه نتائج PSNR للمرشحات المستخدمة

النتائج المدرجة في الجدول رقم (1) بينت الاختلاف المتباين بين هذه المرشحات من خلال تطبيق المخطط التدرجي للصور. الشكل (12) يوضح الاختلاف الناتج بيبين الصورة الأصلية والصور المحسنة لصوره المخ باستخدام المرشحات المقترحة من خلال المخطط التدرجي (Histogram).



شكل (12) يوضح المخطط التدرجي لصورة المخ الأصلية مع الصور المحسنة .

بنفس الطريقة الاشكال (13 ، 14) وضحت المخطط التدرجي لكل من صورة الرئة والبطن علي التوالي مقارنة بالصور المحسنة.



شكل (13) يوضح المخطط التدرجي لصورة الرئة الأصلية مع الصور المحسنة.

- Equalization", inter-national Journal of computer & Business Research ISSN (online):2229-6166, MabPreet singh-mogapunjab-india.
- [11]- Uday Kumbhar, vishal patil, (2013), "Enhancement of medical images using Image Processing in Matlab", inter-national Journal of Engineering & Technology, (IJERT) ISSN:2278-0181, 4April 2013.
- [12]- Emhimd Saffor and Abdelkader Salama, (2013), "objective Evaluation of Mathematical Morphology Edge Detection on computed Tomography(CT) Images, "world Academy of science, Engineering and Technology international Journal of Medical, Pharmaceutical science and Engineering, vol:7,NO:9, 2013.
- [13]- Shailendra Singh Negi, Bhum-ika Guota,(2014), "survey of various image Enhancement Technologies in SPATI AL Domain using Matlab", international conference on Advances in computer Engineering & APPL ications (icA cEc -2014) at IMSE,EZB.
- [14]- Poonam Kvmari, Sanjeev Kvmarcupta,(2015), "Image Enhancement GUI using Matlab", international Journal of Imitative Research in computer and communication Engineering, vol3, Issue8, August 2015.
- [2]- Fifth Edition,(1976), "university physics By Sers Zemausky Xoung", Addison-westey publishing company, USA.
- [3]- Varun Sharma,(2014), " object counting using MATLAB, International Journal of scientific & Engineering Research, volume 5, Issus 3, march – 2014-614 IssN2229-5518.
- [4]- Vmbaugh, S-E, (1998),"computer vision and Image Processing", prentice Hall-PTP,USA.
- [5]- Gonzales, R.c. and woods R.F. (2002), "Digital Image Processing", second Edition, Prentice-Hall, Lnc, New Jersey.
- [6]- Acharya, T and pay A.K.,(2005) "Image Processing Principles and Applications", wiley & sons Inc.,Hoboken. New Jersey.
- [7]- Ms.joti Kumar, Asst. professor, (2009), "ANALY sisof Image Enhancement Techniques using Matlab", Department of computer science, Acharya institute of Graduate studies.
- [8]- Raman Maini, Himanshu Aggarwal, (2010), "A comprehend review of Image Enhancement Techniques", submitted on 22Mar 2010.
- [9]- Krishan Kanl, lavania, shivali, Rajivkumar, (2012), "Image Enhancement using Filtering Techniques", international Journal on computer science and Engineering (IJCSE).
- [10]- Mnvi, Rajdeep singh chanhan,(2012) "Image contrast Enhancement using Histogram