

## A Comparative Study among Adaptive Spatial Filters for Speckle Filtering in Ultrasound Hip Images

Dr. Iyad Hatem\*

(Received 7 / 10 / 2018. Accepted 10 / 1 / 2019)

### □ ABSTRACT □

This study presents a comparison between a number of well-known filters used in ultrasound speckle removal by applying them to a set of images of the femoral region in ultrasound samples taken to the hip area of children. This step represents an essential process in the initial operations applied to these images in order to build an automated diagnosis system for the early detection of developmental hip dysplasia in children. The filters used are the Frost filter, the middle filter, the Lee filter, the Kwan filter, the Weiner filter, and the symmetrical filter. The comparison of these filters was done using ten performance measurements with time recording to reach a selection of the appropriate filter for the diagnostic system under design.

**Keywords:** Medical Image Processing, Speckle, Adaptive Spatial Filters, Ultrasound Image Processing

---

\*Associate Professor , Department of Mechatronics, Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Tishreen University, Latakia, Syria

## مقارنة أداء مجموعة مرشحات متكيفة مكانية لإزالة ضجيج الرقط على الصور فوق الصوتية الطبية لمنطقة الورك عند الأطفال

الدكتور إياد محمد حاتم\*

(تاريخ الإيداع 7 / 10 / 2018. قُبل للنشر في 10 / 1 / 2019)

### □ ملخص □

يقدم هذا البحث مقارنة بين عدد من المرشحات المعروفة التي تستخدم في إزالة الرقط من الصور فوق الصوتية وذلك من خلال تطبيقها على مجموعة من صور منطقة رأس الفخذ في عينات صور فوق صوتية مأخوذة لمنطقة الورك للأطفال. حيث تمثل هذه الخطوة عملية أساسية في العمليات الأولية المطبقة على هذه الصور بهدف بناء نظام تشخيص مؤتمت للاكتشاف المبكر لحالة العسر التطوري للورك عند الأطفال (الخلع الوركى). المرشحات المستخدمة هي مرشح فروست، المرشح الأوسط، مرشح لي، مرشح كوان، مرشح فاينر، والمرشح متماثل الشكل وقد تمت عملية المقارنة بين هذه المرشحات من خلال استخدام عشرة قياسات أداء مع تسجيل زمن التنفيذ للوصول إلى اختيار المرشح الملائم لنظام التشخيص قيد التصميم.

**الكلمات المفتاحية:** معالجة الصور الطبية، الرقط، المرشحات التكيفية المكانية، معالجة الصور فوق الصوتية

\* أستاذ مساعد - قسم هندسة الميكاترونك - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية

**مقدمة:**

نظرًا لطبيعة نظام النقاط صور الموجات فوق صوتية ، تتأثر هذه الصور بظاهرة الرقط speckle. حيث يسبب تقلب الانتثار العشوائي في هذه الأنظمة شدة غير ثابتة لموجات الصدى المستقبلية مما ينتج صورًا منخفضة التباين وذات مظهر حبيبي. ويعد هذا عادة مصدر التشويش، وقد تم بذل الكثير من الجهد للحد من كثافة الرقط [1].

تؤدي هذه الظاهرة إلى تقليل دقة التباين في الصور فوق الصوتية مما يجعل استخراج معلومات مفيدة من هذه الصور المتأثرة بالرقط من أعقد المهام. بالإضافة إلى ذلك فهي تخفض من دقة مهام أخرى في معالجة الصور فوق الصوتية مثل استنباط المعلومات والتقطيع والتصنيف. ولذلك يعد التقليل من ضجيج الرقط أحد أهم خطوات المعالجة المسبقة لتحليل ومعالجة الصور فوق صوتية الطبية.

قامت العديد من الأبحاث بدراسة خصائص الرقط في الصور [2-9]. وعادة يعتبر الرقط ضجيج مضاعف مترابط ويمكن تحويله إلى ضجيج مضاف من خلال تطبيق خوارزمية. فعلى سبيل المثال قام كاي [2] باستخدام نموذج رياضي لتحليل الرقط المتساوق coherent في الصور فوق الصوتية الطبية وهو يوافق النموذج المعطى بالمعادلة:

$$g(i,j) = f(i,j) + h(i,j) * w(i,j)$$

حيث  $g(i,j)$  صورة الضجيج الحقيقي و  $f(i,j)$  الصورة الأصلية غير القابلة للرصد و  $h(i,j)$  و  $w(i,j)$  هما تابع الانتثار النقطي والضجيج الغاوصي الأبيض على التوالي.

**أهمية البحث وأهدافه**

تكمن أهمية البحث في كونه خطوة هامة وأساسية لإتمام عملية بناء نظام تشخيص مساعد للطبيب باستخدام الحاسوب لإجراء عمليات قياس البارامترات المساعدة في تشخيص حالة العسر التطوري للورك عند الرضع. والهدف الأساسي للعمل المقدم في هذا البحث هو اكتشاف منطقة رأس الفخذ في صور الورك فوق الصوتية للرضع باستخدام معالجة الصور.

في البداية نبين المواد المستخدمة في هذا البحث بما فيها الصور الطبية وبرمجيات الحاسوب. بعد ذلك هناك مقدمة نظرية موجزة تظهر المرشحات المستخدمة في هذا البحث و ثم تعرض مؤشرات الأداء المطبقة لتقييم عمل المرشحات. في الجزء الأخير من الورقة قُدمت نتائج تطبيق المرشحات على الصور مع مناقشة لأداء المرشحات من خلال نتائج المؤشرات وتم الإنتهاء بخاتمة تبين أهمية النتائج ودورها في الانتقال إلى المرحلة الثانية من عمل هذا البحث.

**طرائق البحث ومواده:**

أجري التطبيق العملي لهذا البحث في مخبر الميكاترونك في كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية في جامعة تشرين. وقد تم الحصول على الصور المستخدمة في هذا البحث من مركز تصوير شعاعي في مدينة اللاذقية حيث التقطت باستخدام جهاز تصوير بالأموح فوق صوتية . هذه الصور التقطت لأطفال رضع بوضعية الفحص المخصص لتشخيص الخلع الوركي. استخدمت مساحة من نوع ASTRA لمسح الصور ثم خزنت على الحاسوب بصيغة jpg . وقد استخدم برنامج الماتلاب MATLAB لإتمام عمليات معالجة الصورة اللازمة لتنفيذ المرشحات وحساب القياسات المقيمة لهذه المرشحات. تم انجاز جميع البرمجيات السابقة على جهاز كمبيوتر ذو معالج بنتيوم بسرعة 3.0 جيجاهرتز وضمن نظام تشغيل 7 Microsoft.

### لمحة مختصرة عن المرشحات المستخدمة:

قدمت العديد من الطرق لتقليل تأثير الرقط في الصور فوق الصوتية. يتألف ترشيح الرقط من نافذة تتحرك فوق كل بكسل من الصورة وتطبق عملية حسابية ثم تستبدل البكسل الوسطي تحت النافذة بالقيمة الناتجة. تتحرك النافذة على كامل الصورة بكسل بكسل حتى تغطي كامل الصورة. فيما يلي شرح مختصر لمرشحات تخفيض الرقط المستخدمة في هذا البحث.

#### 1- مرشح فروست:

مرشح فروست [10 و 11] هو مرشح متكيف متقل أسياً ومتكيف يعتمد على معامل التباين وهو نسبة الانحراف المعياري المحلي على المتوسط المحلي للصورة ذات الضجيج. ويقوم باستبدال قيمة البكسل ذو الاهتمام بمجموع متقل للقيم الواقعة ضمن نافذة متحركة وتتناقص عوامل التنقيل بتناقص المسافة وتتنزاد تبعاً للزيادة في تباين النافذة. يفترض هذا المرشح أن الرقط هو ضجيج جدائي وضجيج ثابت والذي يتبع القيم الاحصائية المعطاة بالمعادلة

$$DN = \sum_{n \times n} A \delta e^{|t|}$$

حيث

$$\delta = \left( \frac{4}{n \sigma'^2} \right) \left( \frac{\sigma^2}{I'^2} \right)$$

حيث A يمثل ثابت التوزيع و ' القيمة الوسطية المحلية و  $\sigma$  التباين المحلي و  $\sigma'^2$  معامل الصورة لقيمة  $|t| = |X - X_0| + |Y - Y_0|$  التغير و n هو حجم النافذة المطبق.

#### 2- مرشح العدد الأوسط:

هذا المرشح [11] يمثل مرشح مكاني لاخطي يقوم بإزالة النبضات أو الضجيج النبضي من خلال استبدال قيمة البكسل الوسطى في النافذة بقيمة العدد الأوسط لجيرانها في النافذة.

#### 3- مرشحي لي وكوان:

يعتمد مرشح لي [12 و 13] و كوان [14 و 15] على خطأ مربع القيمة الوسطية الأصغري MMSE والذي ينتج صورة خالية من الرقط ناتجة عن العلاقة المعطاة بالمعادلة التالية

$$U(x, y) = I(x, y)W(x, y) + I'(x, y)(1 - W(x, y))$$

حيث  $I'$  يمثل القيمة الوسطى لشدة السوية الرمادية ضمن نافذة المرشح و  $W(x, y)$  هو معامل المرشح التكيفي وبحسب باستخدام المعادلة التالية

$$W(x, y) = 1 - \frac{C_B^2}{C_1^2 + C_B^2}$$

و

$$W(x, y) = \frac{1 - C_B^2 / C_1^2}{1 + C_B^2}$$

حيث  $1$  هو معامل تغير الصورة ذات الضجيج و  $2$  هو معامل تغير الضجيج. بشكل عام تقترب قيمة  $W(x, y)$  من الصفر في مناطق منتظمة أي تقترب من القيمة الواحدة عند الحواف والذي ينتج تعديل بسيط في قيم البكسل قرب الحواف.

#### 4- مرشح فاينر:

ترشيح فاينر [11] هو طريقة لاستعادة الصور بوجود مناطق الغشاوة بالإضافة إلى الضجيج. يقوم مرشح فاينر بإنجاز تنعيم للصورة اعتماداً على حساب تباين الصورة المحلي وعندما يكون قيمة التباين المحلي للصورة كبيرة يكون التنعيم قليلاً. من ناحية أخرى إذا كان التباين صغيراً يصبح التنعيم أفضل. غالباً تعطي هذه الطريقة نتائج ذات نوعية أفضل من الترشيح الخطي نظراً لأن ترشيح فاينر متكيف وأكثر انتقائية من المرشحات الخطية المشابهة له. وهو يحافظ على الحواف والمعلومات الأخرى ذات التردد العالي في الصورة لكنه يحتاج زمن حسابات إضافي مقارنة بالترشيح الخطي.

#### 5- الترشيح المتماثل الشكل Homomorphic Filtering :

يقوم هذا الترشيح بإنجاز تحسين للصورة من خلال تطبيق تابع المرشح و تحويل فورييه العكسي على صورة مضغوطة لوغاريتمياً [16 و 17]. ويبنى تابع المرشح  $H_{u,v}$  باستخدام إما مرشح عرض حزمة أو مرشح بتروروث Butterworth. في هذه الدراسة استخدمت تقنية بتروروث التي تعطي بالمعادلة التالية:

$$H_{u,v} = \delta_L + \frac{\delta_H}{1 + \left(\frac{D_0}{D_{u,v}}\right)^2}$$

$$D_{u,v} = \sqrt{\left(u - \frac{N}{2}\right)^2 + \left(v - \frac{N}{2}\right)^2}$$

حيث  $0$  يمثل تردد القطع للمرشح و  $\delta_L$  ربح التردد المنخفض و  $\delta_H$  ربح التردد العالي و  $u$  و  $v$  هما الإحداثيات المكانية لصورة التحويل الترددي و  $N$  أبعاد الصورة في الفضاء  $u$  و  $v$ . ومع أن هناك الكثير من المعلومات في الأبحاث المنشورة عن مرشحات إزالة الرقط إلا أن القيام بمقارنة موضوعية ومراجعة منهجية لهذه المرشحات مازال من الأهمية من أجل تسهيل عملية اختيار مرشح إزالة الرقط المثالي للتطبيق السريري المدروس [18]. فعلى سبيل المثال قام باحثون بمقارنة مرشحات إزالة الرقط لتطبيق خاص بهم في صور الشريان السباتي [19]. وفي ورقة أخرى تم مقارنة تقنيات تقليل الرقط لصور تخطيط صدى القلب و صور محاكاة كما تم مناقشة الأداء الحوسبي للمرشحات المختلفة [20]. وسنقوم بهذه الورقة بمقارنة المرشحات المقترحة للوصول إلى المرشح المثالي لتطبيقنا.

#### القياسات المستخدمة لمقارنة المرشحات:

لتقييم أداء خوارزمية مرشح إزالة الرقط تبعاً لفعالية إزالة ضجيج الرقط وتحسين المعلومات المفيدة في الصورة قمنا بإجراء حسابات لمقاييس الأداء التالية المأخوذة من أبحاث منشورة سابقاً [21-28]. سوف نقوم بشرح مختصر للمعادلات الرياضية والتعاريف ومجال الأهمية لهذه المقاييس.

#### فرق المتوسط الحسابي (AD) Arithmetic Difference :

ويمثل الفرق الوسطي بين صورتين (الأصلية والمعالجة) مقسماً على حجم الصورة.

$$AD = \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^N |X_{j,k} - X'_{j,k}|$$

حيث تكون قيمة AD أعظمية حيث تكون الصورتان مختلفتان وأصغرية حين تكونان متشابهتان. مجال قيمة AD هو بين 0 و 255.

#### : الخطأ المربع الوسطي (MSE)

ويمثل متوسط مربع الفرق بين الصورة الأصلية والمعالجة مقسماً على حجم الصورة. ويمثل الفرق الوسطي بين الصورتين.

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^N (X_{j,k} - X'_{j,k})^2$$

القيم العالية للمقياس MSE تدل على اختلافات كبرى والمنخفضة تدل على اختلافات صغرى بين الصورتين. وتساوي قيمته الصفر في الصورتين المتطابقتين. وفي حالة الاختلاف الكامل بين الصورتين تكون قيمة المقياس تساوي 255.

#### :نسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR)

$$SNR = 10 \log_{10} \left( \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (X^2(i,j) + X'^2(i,j))}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (X^2(i,j) - X'^2(i,j))} \right)$$

#### : نسبة الإشارة الذروة إلى الضجيج (PSNR)

$$PSNR = 10 \log_{10} \frac{(2^n - 1)^n}{MSE} = 10 \log_{10} \left( \frac{255^2}{MSE} \right)$$

كلا المقياسين يقيس أداء إزالة ضجيج الرقط. ومثل النسبة بين الطاقة الأعظمية المحتملة للإشارة ومحتوى الضجيج. وعادة تكون قيمته بين 30 و 50 ديسبل. وتدل قيم PSNR العليا على جودة صورة أفضل. وفي حال تطابق الصورتين تكون قيمة MSE معدومة ويكون PSNR غير معرّفاً.

#### : الفرق الأعظمي (MD)

يمثل فرق الخطأ الأعظمي بين الصورة الأصلية والصورة المعالجة:

$$MD = \text{Max}(|X_{i,k} - X'_{i,k}|)$$

وهذا المقياس يعطي قيم الفرق الأعظمي في مستوى البكسلات.

#### :الخطأ المطلق المطبوع (NAE)

يمثل هذا المقياس قياسات لدقة تخمين الخطأ في الصورة:

$$NAE = \frac{\sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^N |X_{j,k} - X'_{j,k}|}{\sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^N X_{j,k}}$$

تتراوح قيمته بين 0 و 1. القيم الصغرى تدل على أن الخطأ بين الصورة الأصلية والمعالجة صغرى.

### المحتوى البنيوي (SC) Structural Content

مقياس للتشابه بين الصورتين الأصلية والمعالجة:

$$SC = \frac{\sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^N X_{j,k}^2}{\sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^N X'_{j,k}{}^2}$$

ويساوي الواحد للصور المتطابقة.

### الارتباط التقاطعي المطبق (NCC) Normalized Cross Correlation

وهو مقياس لجودة الصورة يعتمد على الارتباط .

$$NCC = \frac{\sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^N (X_{j,k})(X'_{j,k})}{\sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^N X_{j,k}^2}$$

وقيمته تساوي الواحد من أجل الصور المتطابقة.

### مؤشر جودة الصورة (IQI) Image Quality Index

ويمثل درجة التشوه بدلالة فقدان الارتباط والتشوه الوسطي وتشوه التباين.

$$Q = \frac{4 \sigma_{xx'} \bar{X} \bar{X}'}{[\sigma_x^2 + \sigma_{x'}^2][\bar{X}^2 + (\bar{X}')^2]}$$

ومجاله الديناميكي يقع بين -1 و 1 . ومن أجل صور متطابقة فإن قيمة مؤشر الصورة تساوي الواحد.

### مقاييس مينكاوسكي (M) Minkowski Metric

وهو مقياس للاختلاف بين الصورة الأصلية والصورة المرشحة ويعرف كما يلي:

$$M_n = \left( \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^N |X(i,j) - X'(i,j)|^n \right)^{\frac{1}{n}}$$

والذي يُحسب من أجل قيم  $n = 1, 2, 3$  ويدعى  $M_1$  بالفرق الوسطي الذي رأيناه سابقاً. والقيم المنخفضة لهذا المؤشر تعبر عن التطابق الجيد.

### الخطأ المربع الوسطي اللاپلاسي (LMSE) Laplacian Mean Squared Error

يعطى بالعلاقة

$$LMSE = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (\nabla^2 X(i,j) - \nabla^2 X'(i,j))^2}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (\nabla^2 X(i,j))^2}$$

حيث  $\nabla^2$  تمثل العملية اللابلاسية وتعطى بالعلاقة:

$$\nabla^2 I = \frac{[X_{i,j+1} + X_{i,j-1} + X_{i+1,j} + X_{i-1,j}] - X(i,j)}{4}$$

في التطابق الكامل يكون  $LMSE = 0$  وإلا تزداد قيمته إلى الواحد.

خريطة مؤشر التشابه البنيوي الوسطي (MSSIM) Mean Structural Similarity Index Metric وخريطة

مؤشر التشابه البنيوي (SSIM) Structural Similarity Index Metric :

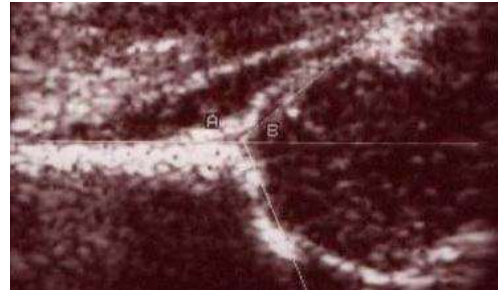
يستخدم هذين المقياسين لمقارنة السطوح والتباين وبنية صورتين مختلفتين. ويمكن اعتبارها كمقياس تشابه لصورتين مختلفتين.

$$MSSIM = \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^N SSIM[(X_{j,k}), (X'_{j,k})]$$

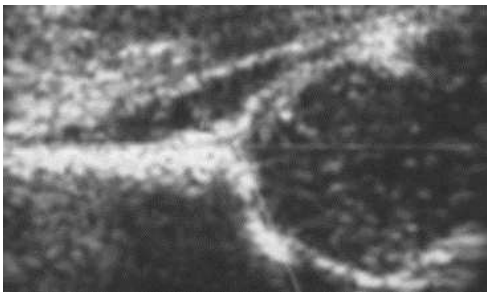
حيث

$$SSIM(X, X') = \frac{(2 \mu_X \mu_{X'} + C_1)(2\sigma_{XX'} + C_2)}{(\mu_X^2 + \mu_{X'}^2 + C_1)(\sigma_X^2 + \sigma_{X'}^2 + C_2)}$$

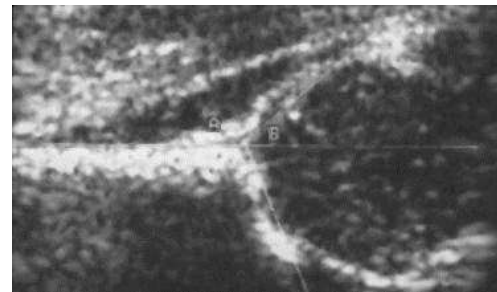
يجب أن تكون قيمة MSSIM قريبة من الواحد في حالة القياس المثالي للتشابه.



الشكل 1. عينة من الصور المستخدمة



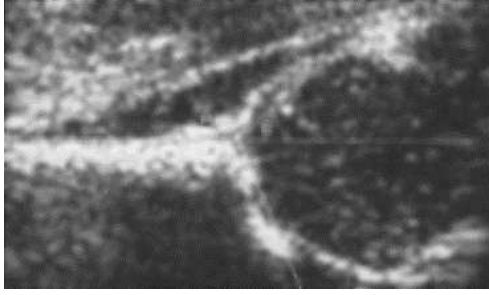
مرشح فروست



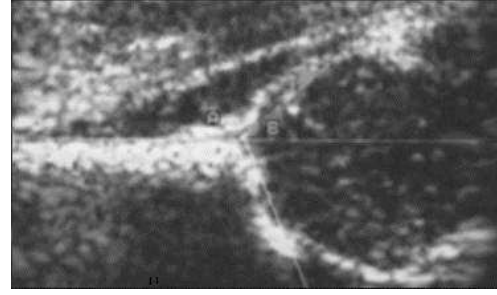
مرشح العدد الأوسط

الشكل 2: ناتج تطبيق مرشحي العدد الأوسط وفروست على الصورة في الشكل 1



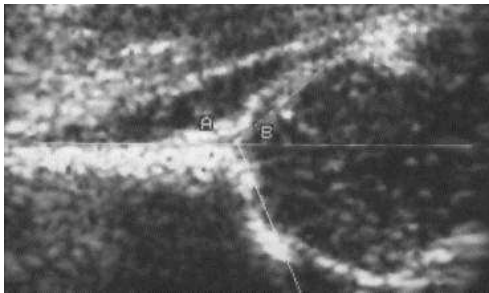


مرشح لي

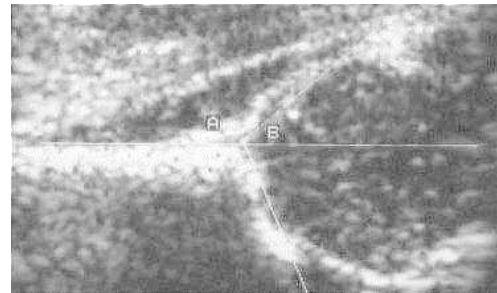


مرشح كوان

الشكل 3: ناتج تطبيق مرشحي كوان و لي على الصورة في الشكل 1



مرشح فاينر

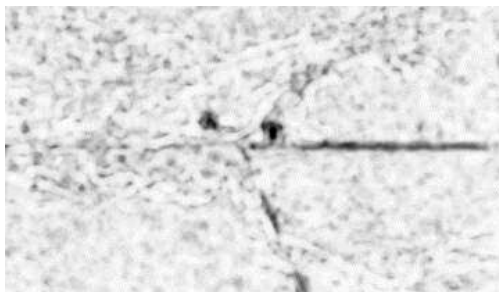


مرشح تماثل الشكل

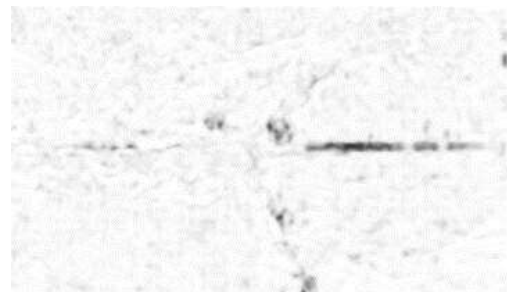
الشكل 4: ناتج تطبيق مرشحي تماثل الشكل و فاينر على الصورة في الشكل 1

## النتائج والمناقشة

في هذه الدراسة قمنا باستخدام بيئة الماتلاب MATLAB لتطبيق المرشحات الستة على الصور العينات و تم لقياس أدائها من خلال المؤشرات الخمسة عشر المذكورة آنفاً. يبين الشكل 1 عينة لإحدى الصور المستخدمة في البحث والأشكال من 2 إلى 4 تبين تطبيق المرشحات على هذه العينة. والأشكال من 5 إلى 7 تبين صور خريطة مؤشر التشابه البنوي بين الصورة الأصلية في الشكل 1 والصور الناتجة عن تطبيق المرشحات الستة. الجدول 1 يقدم نتائج مؤشرات الأداء المحسوبة على عينات صور البحث. القيم المعروضة في هذا الجدول تمثل القيم الوسطية المحسوبة بين الصور لكل مرشح من المرشحات.

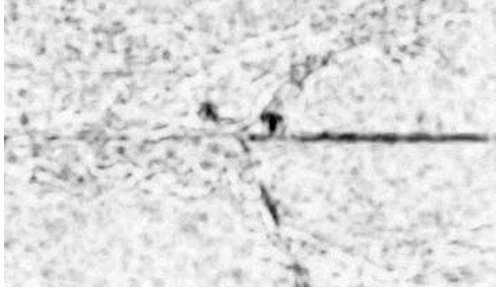


مرشح فروست

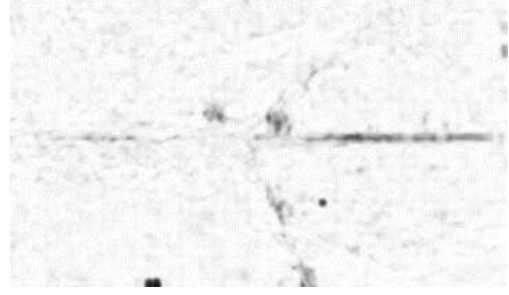


مرشح العدد الأوسط

الشكل 5: صورتي خريطة مؤشر التشابه البنوي بين الصورة الأصلية في الشكل 1 والصورتين الناتجتين عن تطبيق مرشح العدد الأوسط ومرشح فروست

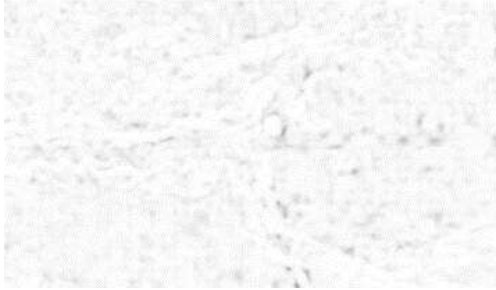


مرشح لي



مرشح كوان

الشكل 6: صورتي خريطة مؤشر التشابه البنيوي بين الصورة الأصلية  
في الشكل 1 والصورتين الناتجتين عن تطبيق مرشح كوان ومرشح لي



مرشح فاينر



مرشح تماثل الشكل

الشكل 7: صورتي خريطة مؤشر التشابه البنيوي بين الصورة الأصلية  
في الشكل 1 والصورتين الناتجتين عن تطبيق مرشح تماثل الشكل ومرشح فاينر

بمعايينة الأشكال يمكننا ملاحظة أن المرشحات الأربع كوان و لي و العدد الأوسط و فروست قد حسنت من الحواف في الصورة المعالجة وخاصة مرشح لي الذي حافظ على حواف الكائنات الظاهرة في الصورة. بالنسبة لإزالة الرقط فيبدو واضح من الصور أن مرشحي كوان وفروست قد قاما بأفضل أداء. وبالمقارنة بين هذين المرشحين اعتماداً على مقاييس الأداء في الجدول 1 فنرى أن مرشح فروست قد أعطى نتائج أفضل من مرشح كوان حيث كانت قيم المؤشرين SNR و SC الخاصة به أعلى. تظهر الصور في الأشكال من 2 إلى 4 أن مرشح تماثل الشكل قد أعطى الصورة الأكثر تبايناً مع ملاحظة قيامه بتمهيد مناطق الرقط وقد انعكس ذلك على قيمة مؤشر القياس MD العالية وقيمة مؤشر القياس SNR المنخفضة جداً. وتؤكد هذه النتيجة صورة خريطة مؤشر التشابه البنيوي الخاصة بمرشح تماثل الشكل المبينة في الشكل 7. أخيراً من خلال معايينة الصور في الأشكال المعروضة هنا ومراجعة قيم مقاييس الأداء في الجدول 1 يمكننا استنتاج أن المرشح الأفضل بين المرشحات الستة المدروسة هنا كان مرشح فاينر. حيث أعطى هذا المرشح القيم الأكبر للمقاييس ( SNR و PSNR و Q و MSSIM و NCC ) والقيم الأصغر للمقاييس ( MSE و M3 و M4 و AD و SC و MD و LMSE و NAE ).

**الاستنتاجات والتوصيات:**

في هذه الورقة تم دراسة ستة طرق لتقليل الرقط في الصور فوق الصوتية وبالتحديد لصور منطقة الورك. استخدمت ثلاثة عشر مؤشر قياس أداء لتقييم هذه الطرق. واعتماداً على نتائج قياسات الأداء استنتجنا أن مرشح فاينر هو الأنسب لاستخدامه في نظام تشخيص مساعد للطبيب باستخدام الحاسوب لإجراء عمليات قياس البارامترات المساعدة في تشخيص حالة العسر التطوري للورك عند الرضع وذلك في مرحلة المعالجة المسبقة للصور. هذا المرشح أعطى أفضل نتائج بالنسبة للصور الخاصة بالبحث الحالي.

**الجدول 1 : نتائج مؤشرات القياس بالنسبة لكل مرشح من المرشحات المستخدمة**

المتماثل الشكل	فاينر	كوان	العدد الأوسط	لي	فروست	
12582.2	<u>8.93422</u>	81.9578	18.5336	59.4912	59.491	MSE
0.050294	<u>34.5518</u>	24.9144	31.5738	26.3012	26.3408	SNR
9.86752	<u>41.3718</u>	31.7562	38.3974	33.1516	33.1848	PSNR
124.064	<u>3.80062</u>	19.0804	7.81774	10.28308	10.68048	M3
134.718	<u>4.6016</u>	30.1674	12.23688	13.0908	14.1382	M4
0.00013505	<u>0.960956</u>	0.940678	0.956574	0.84119	0.848156	Q
0.00694738	<u>0.972886</u>	0.959436	0.96638	0.88091	0.885956	MSSIM
100.0676	<u>0.01852278</u>	0.663506	0.237022	0.202432	0.023697	AD
28557.8	<u>1.006</u>	1.0162	1.00772	1.02042	1.01732	SC
0.00575714	<u>0.996672</u>	0.988802	0.99544	0.987658	0.98916	NCC
245.99	<u>21.6</u>	191	95	71.6	88.6	MD
0.989792	<u>0.289764</u>	2.10188	0.71661	0.802756	0.861048	LMSE
0.99357	<u>0.0210888</u>	0.0339774	0.0190758	0.0527818	0.0511268	NAE

## المراجع

- [1] Burckhart CB. "Speckle in ultrasound B-mode scans". IEEE Trans Sonics Ultrason 1983;30:156–163.
- [2] Kie B. Eom, "Speckle reduction in Ultrasound images using nonisotropic adaptive filtering," Ultrasound in Medicine & Biology, Vol.37, No. 10, pp. 1677–1688, 2011.
- [3] R. Sivakumar, M. K. Gayathri and D. Nedumaran, "Speckle filtering of Ultrasound B-scan images - A comparative study between spatial and diffusion filters," 2010 IEEE Conference on Open System (ICOS 2010), pp. 80–85, 2010.
- [4] Raman Maini, Himanshu Aggarwal, "Performance evaluation of various speckle noise reduction filters on medical images," International Journal of Recent Trends in Engineering. Vol. 2, No. 4, pp. 22–25, 2009.
- [5] Jadwiga Rogowska and Mark E. Brezinski, "Evaluation of the adaptive speckle suppression filter for coronary optical coherence tomography imaging," IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 19, No. 12, pp. 1261–1266, 2000.
- [6] Yongjian Yu and Scott T. Acton, "Speckle reducing anisotropic diffusion," IEEE Transactions on Image Processing, Vol. 11, No. 11, pp. 1260–1270, 2002.
- [7] Karamjeet Singh, Sukhjeet Kaur Ranade, Chandan Singh, "A hybrid algorithm for speckle noise reduction of ultrasound images," Computer Methods and Programs in Biomedicine, Volume 148, September 2017, Pages 55-69
- [8] Simone Balocco, Carlo Gatta, Oriol Pajol, Josepa Mauri, and Petia Radeva, "SRBF: Speckle reducing bilateral filtering," Ultrasound in Medical & Biology, Vol. 36, No. 8, pp. 1353–1363, 2010.
- [9] Ahmet M. Eskicioglu and Paul S. Fisher, "Image quality measures and their performance," IEEE Transactions on Communications, Vol. 43, No. 12, pp. 2959–2965, 1995.
- [10] V. S. Frost, J. A. Stiles, K. S. Shanmugam, J.C.Holtzman, "A model for radar image & its application To Adaptive digital filtering for multiplicative noise", IEEE Transaction on pattern analysis and machine intelligence, Vol.PMAI-4, pp.175-16-1982.
- [11] Raman Maini, and Himanshu Aggarwal, "Performance Evaluation of Various Speckle Noise Reduction Filters on Medical Images," International Journal of Recent Trends in Engineering, Vol.2, No. 4, pp.22-25, November 2009.
- [12] J. S. Lee, "Digital Image Enhancement and Noise Filtering by Use of Local Statistics," IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. PAMI-2, No. 2, pp.165-168, March 1980.
- [13] J. S. Lee, "Refined filtering of image noise using local statistics, Computer Vision," Graphics, and Image Processing. Vol.15, pp.380-389, 1981.
- [14] D. T. Kuan, A. A. Sawchuk, T.C. Strand and P. Chavel, "Adaptive restoration of images with speckle," IEEE Trans. on Acoustics, Speech and Signal Processing, Vol. ASSP-35, No.3, pp.373-383, March 1987.

- [15] Nadia Souag, "Speckle Reduction in Echocardiographic Images," 14 European signal processing conference (EUSIPCO 2006) Proceeding, Florence, Italy, Sept 4-8, 2006.
- [16] J. Saniie, T. Wang, and N. Bilgutay, "Analysis of homomorphic processing for ultrasonic grain signal characterization," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 3, pp. 365–375, 1989.
- [17] S. Solbo and T. Eltoft, "Homomorphic wavelet based-statistical despeckling of SAR images," IEEE Trans. Geosc. Remote Sensing, vol. 42, no. 4, pp. 711–721, 2004.
- [18] Zhang Ju, C. Wang · Y. Cheng, Comparison of Despeckle Filters for Breast Ultrasound Images. Circuits Syst Signal Process. Volume 34, Issue 1, pp 185–208
- [19] C. Loizou, C. Pattichis, C. Christodoulou, R. Istepanian, M. Pantziaris, A. Nicolaidis, Comparative evaluation of despeckle filtering in ultrasound imaging of the carotid artery. IEEE Trans. Ultrason Ferroelectr. Freq. Control 52, 1653–1669 (2005)
- [20] S. Finn, M. Glavin, E. Jones, Echocardiographic speckle reduction comparison. IEEE Trans. Ultrason.Ferroelectr. Freq. Control 58, 82–101 (2011)
- [21] C. I. Christodoulou, C. Loizou, C. S. Pattichis, M. Pantziaris, E. Kyriakou, M. S. Pattichis, C. N. Schizas and A. Nicolaidis, "Despeckle filtering in ultrasound imaging of the carotid artery," Proceedings of the second joint EMBS/BMES Conference, Texas, USA, pp.1027-1028, October 23-26, 2002.
- [22] Sonja Grgic, Mislav Grgic and Marta Mrak, "Reliability of objective picture quality measures," Journal of Electrical Engineering, Vol.55, No.1-2, pp.3-10, 2004.
- [23] Ahmet M. Eskicioglu and Paul S. Fisher, "Image quality measures and their performance," IEEE Trans. on Communications, Vol.43, No.12, pp.2959-2965, Dec.1995.
- [24] Zhou Wang and Alan C. Bovik, "A Universal image quality index," IEEE Signal Processing Letters, Vol.9, pp.81-84, March 2002.
- [25] Rajeev Srivastava J.R.P Gupta and Harish Parthasarthy, "Comparison of PDE based and other techniques for speckle reduction from digitally reconstructed holographic images," Elsevier, Journal of Optics and Lasers in Engineering, Vol.48, pp.626-635, 2010.
- [26] Karunesh K. Gupta and Rajiv Gupta, "Despeckle and geographical feature extraction in SAR images by wavelet transform," Elsevier, ISPRS Journal of Photogrammetry and remote sensing, Vol.62, pp.473-484, July 2007.
- [27] Zhou Wang, Alan Conrad Bovik, Hamid Rahim Sheikh and Eero P. Simoncelli, "Image Quality assessment: from Error visibility to structural similarity," IEEE Trans. on Image Processing, Vol.13, No.4, pp.600-612, April 2004.
- [28] Ismail Avcibas, Bulent Sankur and Khalid Sayood, "Statistical evaluation of Image quality measures," Journal of Electronic Imaging, Vol.11, No.2, pp.206-223, April 2002.