

A Comparison of the Application of Five Nonlinear Filters to Remove Speckle Noise in Ultrasound Hip Images of Children

Dr. Iyad Hatem*

(Received 18 / 3 / 2020. Accepted 1 / 7 / 2020)

□ ABSTRACT □

In this study, a comparison was made among the performances of five nonlinear image denoising filters: two types of wavelet filter, two types of and Perona-Malik filter and Bayesian estimation filter. These filters were applied on ultrasound images taken for hip area of children as an initial pre-image process to assess the hip dislocation in children. The results indicated that the Perona-Malik filters performed better than the two wavelet filters based on mean squared error, signal-to-noise ratio and the similarity scale. However, the Bayesian Estimation filter gave the best performance compared to other filters. The only measure that showed variance between Wavelet filters was the homogeneity scale, which is known for its ability to assess noise removal performance separately from improved contrast.

Keywords: Medical image processing, image noise removal, wavelet filter, Perona-Malik filter, Bayesian estimation filter, ultrasound image processing.

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

مقارنة لنتائج تطبيق مرشحات لاختية لإزالة ضجيج الرقظ على صور فوق صوتية لمنطقة الورك عند الأطفال

د. إياد حاتم*

(تاريخ الإيداع 18 / 3 / 2020. قُبل للنشر في 1 / 7 / 2020)

□ ملخص □

في هذا البحث أجريت عملية مقارنة بين أداء مرشحات تحويل الموجة وبيرونا-مالك والتقدير البايزي وذلك لتقليل ضجيج الرقظ على صور فوق صوتية مأخوذة لمنطقة كعميلة أولية تسبق عملية تقطيع الصور ضمن منظومة قياس بارمترات لتقييم الخلع الوركي عند الأطفال. بينت النتائج أن مرشحي بيرونا-مالك قد أعطيا أداء أفضل من مرشحي ويفلت بناء على مقياس متوسط الخطأ التربيعي ومقياس نسبة الإشارة للضجيج ومقياس التماثل. لكن مرشح التقدير البايزي أعطى الأداء الأفضل مقارنة مع المرشحات الأخرى. المقياس الوحيد الذي أظهر تباينا بين مرشحي ويفلت كان مقياس التجانس الذي يعرف بقدرته على تقييم أداء إزالة الضجيج بمعزل عن تحسين التباين.

الكلمات المفتاحية: معالجة صور طبية، إزالة ضجيج الصور، مرشح الموجة ، مرشح بيرونا-مالك، مرشح التقدير البايزي، معالجة الصور فوق الصوتية.

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

مقدمة:

يعتبر ضجيج الرقط أحد أهم أنواع الضجيج التي تنتج أثناء الحصول على صور في المجال الطبي مثل الصور فوق صوتية وصور المرنان. وهذا الضجيج يؤثر على جودة الصورة ويجعل عمليات المعالجة مثل التقطيع و استنباط المعالم وإجراء قياسات نوعية أمراً صعباً [1]. لذلك من الضروري العمل على إزالة هذا الضجيج أو التقليل منه قدر الإمكان مع الحفاظ على معالم الصور الأصلية وذلك قبل القيام بأي عملية معالجة في تطبيقات معالجة الصور الطبية. وقد كان هذا الموضوع اي إزالة الضجيج محور لكثير من الأبحاث في العقدين الآخرين من خلال العمل على تقنيات معالجة الإشارة بشكل عام أو على معالجة الصورة أو الصوت [2-5].

هذا البحث يهتم بالتصوير بالموجات فوق الصوتية وهو أسلوب شائع غير جراحي ومنخفض التكلفة لمراقبة السلوك الديناميكي لأعضاء جسم الإنسان. تستخدم هذه التقنية الموجات فوق الصوتية التي يتم إنتاجها من محول طاقة وتنتقل عبر أنسجة الجسم. تهتز الموجة الصوتية العائدة للمحول التي تتحول إلى نبضات كهربائية تنتقل إلى الماسح الضوئي بالموجات فوق الصوتية حيث يتم معالجتها وتحويلها إلى صورة رقمية [4]. ضجيج الرقط speckle هو نوع معين من الضجيج الذي يدهور التفاصيل الدقيقة والحواف ويحد من دقة التباين مما يجعل من الصعب اكتشاف الآفات ذات التباين الصغيرة والمنخفضة في الجسم. يكمن التحدي في تصميم تقنيات يمكنها تقليل الضجيج بشكل انتقائي دون تغيير الحواف وفقدان الميزات المهمة. تم اقتراح العديد من الطرق لإزالة ضجيج الرقط بما في ذلك مرشح فينر المتماثل [8] ومرشح القيمة الأوسط [9] و تعريب الموجات [10]. وقد انتشر في السنوات القليلة الماضية استخدام طرق المعادلات التفاضلية الجزئية PDE غير الخطية التي تتطوي على انتشار متباين الخواص بشكل ملحوظ وأصبح أداة مهمة في معالجة الصور المعاصرة. الفكرة الرئيسية وراء الانتشار متباين الخواص هي دمج قيود النوعية على التكيف في عملية إلغاء الضوضاء. أي ، يتم تقوية النوعية في المناطق المتجانسة وتثبيطها عبر الحدود وذلك من أجل الحفاظ على انقطاعات الصورة. أحد أكثر الأدوات نجاحاً في إزالة الصور كان نموذج التعيم المتغاير الذي اقترحه بيرونا ومالك [11]، والذي تم توسيعه منذ ذلك الحين وتحسينه بعدة أبحاث مثل [12].

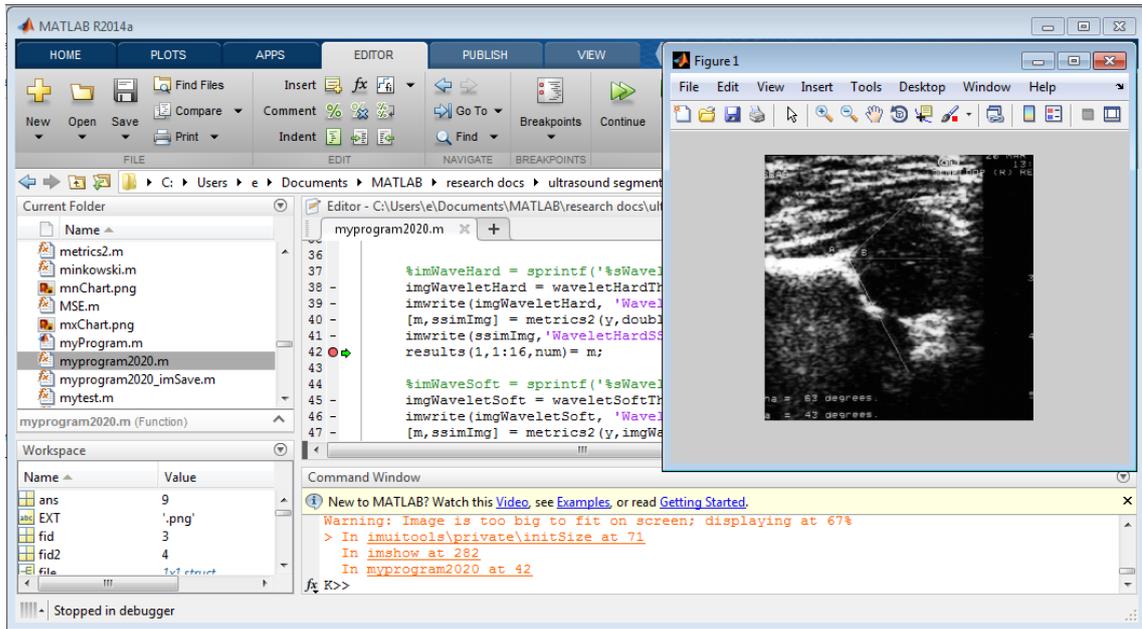
أهمية البحث وأهدافه:

في دراسة سابقة [] تم دراسة مجموعة من المرشحات الخطية لإزالة الضجيج وهذا البحث هو تكملة لتلك الدراسة وذلك في سبيل الحصول على أفضل مرشح يمكن استخدامه كعملية معالجة صورة مسبقة وذلك كخطوة تسبق اكتشاف منطقة رأس الفخذ في صور الورك فوق الصوتية للرضع. وتكمن أهمية البحث في كونه يمثل خطوة هامة لإتمام عملية بناء نظام تشخيص مساعد للطبيب باستخدام الحاسوب لإجراء عمليات قياس البارامترات المساعدة في تشخيص حالة العسر التطوري للورك عند الأطفال الرضع.

هذه المقالة مقسمة إلى عدة فقرات وهي بالترتيب كما يلي: في الفقرة الأولى نقدم طرق إزالة الضجيج التي تم اختيارها ليتم اختبارها على عينات الصور المستخدمة في البحث. ثم تحتوي الفقرة الثانية على شرح لأدوات القياس المستخدمة لتقييم نتائج تطبيق طرق إزالة الضجيج. الفقرة الثالثة تتضمن مناقشة لنتائج البحث والاستنتاجات المنبثقة من هذه النتائج. والفقرة الأخيرة خاتمة لهذه المقالة.

طرائق البحث ومواده:

أجري التطبيق العملي لهذا البحث في قسم الميكاترونك في كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية في جامعة تشرين. وعينات الصور المستخدمة في هذا البحث مأخوذة ضمن مركز تصوير شعاعي في مدينة اللاذقية لأطفال رضع بوضعية الفحص المخصص لتشخيص الخلع الوركي باستخدام جهاز تصوير بالأموح فوق صوتية . ومن أجل إنجاز خوارزميات المرشحات وتقييم أداء هذه المرشحات فقد استخدم برنامج ماتلاب MATLAB نسخة Intel® Core™ i5-2450M CPU @ R2014a(8.3.0.532) (الشكل 1) على جهاز كمبيوتر ذو معالج $2.50\text{GHz} \times 4$ وضمن نظام تشغيل Microsoft Windows 7.



الشكل (1) برنامج MATLAB

تقنيات إزالة الرقط المستخدمة

1- مرشح تعريب الموجة WAVELET THRESHOLDING

تعريب الموجة هو تقنية لاختبية بسيطة جدا تعمل على معامل موجة وحيد في وقت واحد. في أبسط أشكاله يتم تعريب المعامل من خلال مقارنته مع عتبة فإذا كان المعامل اصغر من العتبة يعطى قيمة الصفر وإلا يتم الاحتفاظ به أو تعديل قيمته. من خلال استبدال معاملات الضجيج الصغيرة بالصفر ثم تطبيق تحويل الموجة العكسي على النتيجة قد يؤدي إلى إعادة بناء بخصائص إشارة أساسية ويضجيج أقل [13].

يتضمن تعريب الموجة ثلاث خطوات: تحويل موجة منقطع خطي وتعريب لاخطي وتحويل موجة عكسي خطي. لتكن لدينا إشارة $\{x_{ij}, i, j = 1, 2, \dots, N\}$ تمثل مصفوفة الصورة الأصلية $N \times N$ والمطلوب استعادتها حيث N قيمة صحيحة من مرتبة 2. خلال عملية نقل الإشارة تتأثر بتشويش غاوسي أبيض مستقل وموزع بشكل متمثل وذو قيمة متوسطة تساوي الصفر وانحراف معياري $Z_{ij} \sim M(0, \sigma^2)$ كما يلي:

$$y_{ij} = x_{ij} + Z_{ij} \quad (1)$$

من هذه الإشارة المشوشة y نريد إيجاد تقريب x_{ij} . والهدف هو تقدير الإشارة x_{ij} من قيم مسجلة مشوشة بحيث يكون خطأ المربعات المتوسط (MSE) اقل ما يمكن أي:

$$\|X - \bar{X}\|^2 = \frac{1}{M} \sum_{i=0}^{N-1} (X_i - \bar{X}_i)^2 \quad (2)$$

لنكن W و W^{-1} تشيران إلى مصفوفة تحويل الموجة المتقطع المتعامد الثنائي البعد ومصفوفة تحويله العكسي. يمكن كتابة العلاقة كما يلي:

$$d_{ij} = c_{ij} + \varepsilon_{ij}$$

حيث $d = Wy, c = Wx, \varepsilon = Wz$ وبما أن ε_j هو تحويل متعامد بالتالي تكون أيضا متحول عشوائي غاوصي ذو توزيع $T(.)$. الآن ليكن $\varepsilon \approx (0, \sigma^2)$ تابع تعتيب الموجة عندئذ يمكننا التعبير عن طريقة إزالة الضجيج التي تعتمد على تعتيب الموجة من خلال $X = W^{-1}(T(Wy))$. يجب أخذ تحويل الموجة لإشارة الضجيج أولاً ثم تطبيق تابع التعتيب على الناتج. وفي النهاية يجب تمرير الخرج على تحويل الموجة العكسي للحصول على القيمة التقديرية λ . يوجد قيمتين للتعتيب مستخدمتان بشكل متكرر عتبة قاسية وعتبة طرية. يعطى تابع التعتيب القاسي كما يلي

$$f_h = \begin{cases} x & \text{if } x \geq \lambda \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

يقوم تابع التعتيب القاسي باختيار كل معاملات الموجة التي هي أكبر من عتبة معطاة λ وإعطاء قيمة الصفة للمعاملات الأخرى. ويتم اختياراً تبعاً لطاقة الإشارة وتباين الضجيج (σ^2) .

لتابع التعتيب الطري قاعدة مختلفة إلى حد ما عن تابع التعتيب القاسي. فهو يقوم بتقليص معاملات الموجة بمقدار باتجاه الصفر:

$$f(x) = \begin{cases} x - \lambda & \text{if } x \geq \lambda \\ 0 & \text{if } x < \lambda \\ x + \lambda & \text{if } x \leq -\lambda \end{cases} \quad (4)$$

وقد اعتمدت قاعدة التعتيب الطري مقارنة بالتعتيب القاسي لأن طريقة التعتيب الطري تنتج صور مرضية أكثر بصريا من التعتيب القاسي.

2- طريقة انتشار بيرونا-مالك Perona-Malik diffusion:

أول عمل قدم نموذج المعادلات التفاضلية الجزئية اللامتائل كان عام 1990 من قبل بيرونا ومالك [11] . ومشكلة هذا النموذج عندما يكون التدرج الناتج عن الضجيج قريب من تدرج حواف الصورة. لذلك قدم نموذج معدل من قبل Catte عام 1992 [14]. في هذا النموذج يتم تعيم الصورة أولاً من خلال تطبيق مرشح غاوصي ثم يتم حساب التدرج. كما اقترح Lindenbaum ورفاقه معادلة الحرارة العكسية [15]. وهنا تولد صورة محسنة من خلال طرح لابلاس الصورة من الصورة المعطاة. وبعد ذلك قدمت العديد من التقنيات لتطوير هذا النموذج [16-24].

فيما يلي نقدم شرح للخوارزمية المستخدمة هنا مأخوذ من Kamalaveni ورفاقه [25] . تعتمد هذه الطريقة على استخدام الانتشار غير المتماثل لإزالة الضجيج. في الانتشار المتماثل يكون معدل الانتشار منتظماً بكل الاتجاهات. وقد تمت نمذجة الانتشار المتماثل كمعادلة تفاضلية جزئية ثنائية البعد تعرف بمعادلة الحرارة. وإزالة الضجيج نقوم بحل معادلة الحرارة عند قيم مختلفة من الزمن t . وتعطى معادلة الحرارة بالمعادلة

$$u_t = k\Delta u = k\left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial xy^2}\right) \quad (5)$$

$$u(x, y, 0) = \theta(x, y)$$

حيث $\theta(x, y)$ هي الصورة المشوشة و $k=1$.

معامل الانتشار $c(|\nabla I|)$ في نموذج بيرسون-مالك هو تابع لتدرج الصورة المحلي. وقيمته تتناسب عكساً مع طولية التدرج. وبما أن طولية التدرج تكون ضعيفة ضمن مناطق منتظمة أو داخلية، معامل الانتشار تقريبا يساوي 1، لذلك تسلك سلوك معادلة الحرارة فتتعم المنطقة الداخلية وتزيل الضجيج. عند الحواف تكون طولية التدرج قوية، أي معامل الانتشار تقريبا 0، وبالتالي يوقف الانتشار عبر الحدود وبالتالي يحافظ على الحواف. يمكن توصيف نموذج بيرسون-مالك بالمعادلة:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \text{div}(c(|\nabla u(x, y, t)|) \nabla u(x, y, t)) \quad (6)$$

$$u(x, y, 0) = \theta(x, y)$$

حيث $u_t = u(x, y, t)$ الصورة الناتجة عن الانتشار عند الزمن t و div هو عملية التباعد و ∇ عملية التدرج بالنسبة للمتولين المكانية x و y . $|\nabla|$ هو طولية التدرج المحلية. و $c(\cdot)$ يدعى بمعامل الانتشار أو تابع إيقاف الحواف. يتم اختيار تابع توقف الحواف $c(s)$ نظرياً بحيث يحقق شرطين. الأول $\lim_{s \rightarrow 0} c(s) = 0$ بحيث معدل الانتشار مرتفع ضمن مناطق منتظمة أو داخلية والشرط الآخر هو $\lim_{s \rightarrow \infty} c(s) = 0$ بحيث يكون الانتشار مساوياً للصفر عند حدود العبور بين المناطق. الخاصية الهامة بالنسبة لتابع الحافة أنه يجب أن يساوي قيمة الصفر أو قيمة صغيرة لتلك التدرجات التي توافق الحواف.

لقد اقترح بيرسون ومالك تابعي توقف حواف وهما مبينين بالمعادلتين

$$c_1(|\nabla I|) = \exp\left(-\left(\frac{|\nabla I|}{K}\right)^2\right) \quad (7)$$

$$c_2(|\nabla I|) = \frac{1}{1 + \left(\frac{|\nabla I|}{K}\right)^2} \quad (8)$$

حيث K هو بارامتر عتبة طولية التدرج الذي يحدد مقدار الانتشار الحاصل. اقترح بلاك وزملاءه [26] تابع توقف حواف يدعى Tukey's biweight function معطى بالعلاقة

$$c_3(|\nabla I|) = \begin{cases} \frac{1}{2} \left(1 - \left(\frac{|\nabla I|}{S}\right)^2\right)^2, & |\nabla I| \leq S \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (9)$$

حيث $S = K\sqrt{2}$

واقترح زيتشانغ غاو [19] وزملاءه تابع توقف حواف مختلف معطى بالمعادلة

$$c_4(|\nabla I|) = \frac{1}{1 + \left(\frac{|\nabla I|}{K}\right)^{\alpha(|\nabla I|)}} \quad (10)$$

$$\alpha(|\nabla I|) = 2 - \frac{2}{1 + \left(\frac{|\nabla I|}{K}\right)^2} \quad (11)$$

كما اقترح فيكيرت [27] تابع توقف حواف معطى بالعلاقة

$$c_5(|\nabla I|) = 1 - \exp\left(-3.31488 \times \frac{K^8}{(|\nabla I|)^8}\right) \quad (12)$$

وجد Kamalaveni [25] أنه من بين جميع توابع الحواف، فإن c_3 هو الأفضل في الحفاظ على الحواف الحادة والتفاصيل الدقيقة. يتبعها c_1 و c_5 الجيدة في الحفاظ على الحواف الحادة والتفاصيل الدقيقة.

3- طريقة التقدير البايزي Bayesian Estimation Denoising :

ينشأ الرقط في الصور من التداخل البناء والمدمر للإشارة المنتشرة العائدة من الأنسجة الحيوية [28] ، ويمكن نمذجتها على أنها ضجيج جدائي يعتمد على الطول الموجي لحزمة التصوير والتكوين الهيكلي للكائن المصور [29] ، إن الطبيعة المعتمدة على البيانات لضجيج الرقط ، وكذلك حقيقة أن توزيع ضجيج الرقط يمكن أن يختلف اعتماداً على التصميم البصري لنظام التصوير ، فإن ذلك يجعل مشكلة فصل البيانات الخالية من الضجيج $a(s)$ عن ضجيج الرقط $n(s)$ صعبة للغاية. اقترح wong وزملائه [30] معالجة هذه المشكلات المرتبطة بالحد من ضجيج الرقط من خلال تقدير البيانات الخالية من الضجيج في الفضاء اللوغاريتمي باستخدام طريقة تقدير المربعات الصغرى البايزية العامة بناءً على اعتيان خلفي شرطي.

نبين فيما يلي خوارزمية العمل اعتماداً على طريقة التقدير البايزي:

1. قم بقراءة المعطيات المقاسة $m(s)$

2. قم بإسقاط $m(s)$ على الفضاء اللوغاريتمي

$$(13) \quad m_l(s) = \log(m(s))$$

3. اختر عينات جديدة s' من $Q(s'|s)$ بناءً على المعادلة

$$(14) \quad \hat{a}_l(s) = \int p(a_l(s)|m_l(s)) a_l(s) da_l(s)$$

4. إذا كان الشرط $|\mu(s) - \mu(s')| < 2\sigma$ محققاً

- احسب التثقيل من المعادلة

$$(15) \quad w(s'_i|s) = \exp\left[-\left(\frac{|\mu(s'_i) - \mu(s)|}{2\sigma^2}\right)\right]$$

- وإلا ارجع الى الخطوة 3

5. إذا وصل عدد العينات إلى القيمة الأعظمية

- احسب الهستوغرام المثقل المطبق h الذي يمثل $p(a_l(s)|m_l(s))$

- وإلا ارجع الى الخطوة 3

6. احسب تقدير المربعات الأقل البايزي العام من المعادلة

$$(16) \quad \hat{a}_l(s) = \int p(a_l(s)|m_l(s)) a_l(s) da_l(s)$$

7. قم بإجراء إسقاط معاكس للقيمة المقدرة $a_l(s)$ من الفضاء اللوغاريتمي

$$(17) \quad a(s) = \exp[a_l(s)]$$

8. أخرج القيمة التقديرية للإشارة الأصلية $a(s)$

المقاييس المستخدمة لتقييم أداء مرشحات إزالة الضجيج:

يوجد نوعان من المقاييس المستخدمة لتقييم أداء المرشح النوع الأول يقوم بقياس حساسية الخطأ والنوع الثاني يقوم بقياس تقييم جودة الصورة (QA). يعتبر مقياس الخطأ التربيعي (MSE) ونسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR) ونسبة

الإشارة الذروة إلى الضجيج [31] PSNR أكثر مقاييس حساسية الخطأ استخدامًا. تحسب قيمة MSE عن طريق حساب متوسط الكثافة المربعة للصورة الأصلية وبيكسلات الصورة الناتجة بعد إزالة الضجيج كما في المعادلة هنا:

$$MSE = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (\hat{I}_{ij} - I_{ij})^2 \quad (18)$$

حيث / و \hat{I} هما الصورة المرجعية والصورة الناتجة عن الترشيح بأبعاد $M \times N$ على التوالي [32].

يعتبر SNR و PSNR مفيدان جدًا في تحديد تباين الصورة ، لكن PSNR أكثر فائدة عند التعامل مع تعديل التباين في منطقة الاهتمام. تم تعريف SNR بشكل سيئ للصور المتجانسة ، لذلك من أجل تقييم إعادة البناء ، يفضل استخدام PSNR في هذه الدراسة. من ناحية أخرى ، فإن هذين المقياسين شائعين وبسيطين وسهلا التقييم [32]. يعرف PSNR على أنه نسبة لذروة النطاق الديناميكي ، أي 255 لصورة 8 بت. ويستخدم لقياس جودة الصورة بعد إعادة البناء حيث يشير ارتفاع قيمته إلى إعادة بناء جيدة ، وبالتالي ضمان تحسين عالي للصورة. يقاس PSNR بالديسيبل وتعطى صيغته كما في المعادلة التالية

$$PSNR = 10 \log_{10} \left[\frac{L^2}{MSE} \right] \quad (19)$$

حيث L هو النطاق الديناميكي لشدة البكسل.

بعد مؤشر التشابه الهيكلي structural similarity SSIM طريقة للتنبؤ بالجودة المدركة للتلفزيون الرقمي والصور السينمائية ، بالإضافة إلى أنواع أخرى من الصور ومقاطع الفيديو الرقمية [33]. تم تطوير النموذج الأساسي في مختبر هندسة الصور والفيديو Laboratory for Image and Video Engineering في جامعة تكساس في أوستن وتم تطويره بالاشتراك مع مختبر الرؤية الحاسوبية Laboratory for Computational Vision في جامعة نيويورك. تم تطوير المزيد من المتغيرات للنموذج في مختبر الصور والحوسبة المرئية image and Visual Computing Laboratory في جامعة واترلو وتم تسويقها تجاريًا.

يستخدم SSIM لقياس التشابه بين صورتين. دليل SSIM هو مقياس مرجعي كامل. بمعنى آخر ، يعتمد قياس جودة الصورة أو التنبؤ بها على صورة أولية غير مضغوطة أو خالية من التشويه كمرجع. صُمم SSIM لتحسين الطرق التقليدية مثل نسبة الذروة للإشارة إلى الضوضاء (PSNR) ومتوسط الخطأ التربيعي (MSE).

تحسب قيمة دليل SSIM على النوافذ المختلفة للصورة. وتساوي قيمته بين نافذتين ذات حجم $N \times N$:

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y+c_1)(2\sigma_{xy}+c_2)}{(\mu_x^2+\mu_y^2+c_1)(\sigma_x^2+\sigma_y^2+c_2)} \quad (20)$$

حيث:

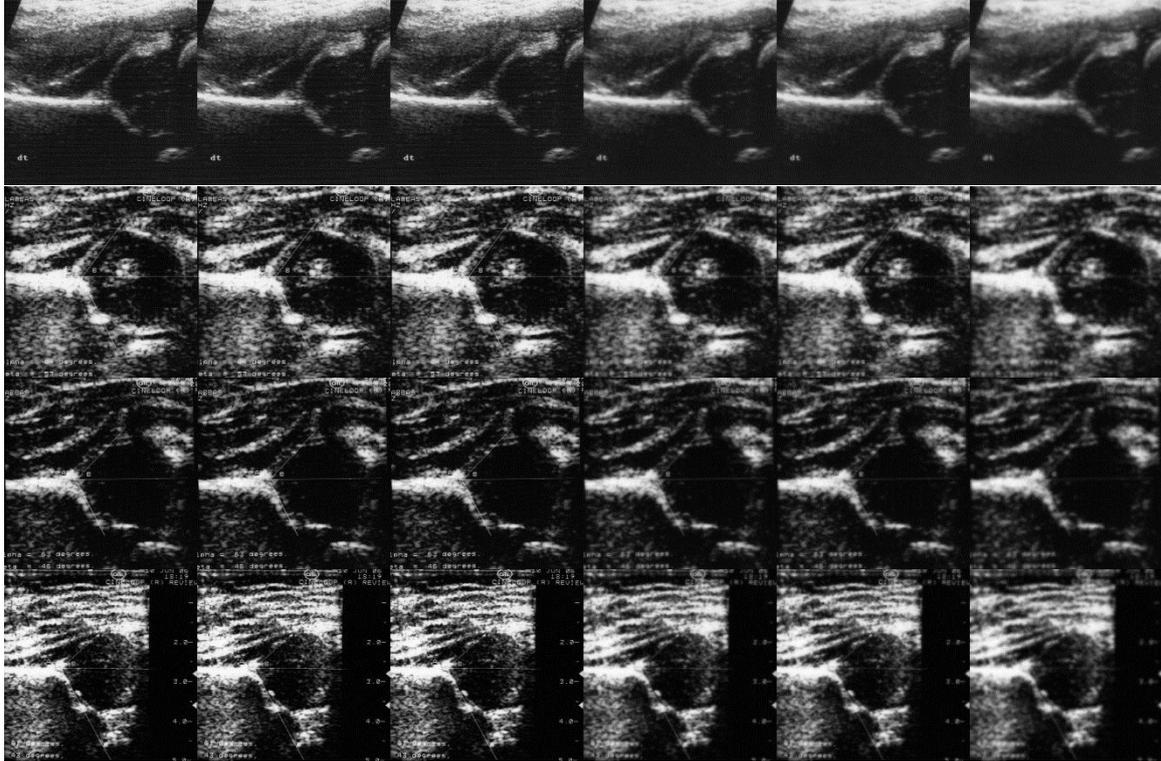
- μ_x القيمة المتوسطة لـ x
- μ_y القيمة المتوسطة لـ y
- σ_x تباين x
- σ_y تباين y
- σ_{xy} التغاير بين x و y
- $c_2 = (k_2L)^2$ ، $c_1 = (k_1L)^2$ متحولان لموازنة عملية القسمة على مقام ضعيف القيمة

- المجال الديناميكي لقيم البكسل (عادة يساوي $2^n - 1$ حيث n عدد البتات لكل بكسل)
- $k_1 = 0.01$ و $k_2 = 0.03$ بالفرض.

المقياس الاخير المستخدم يدعى بفرق متوسط التجانس Homogeneity mean difference (HMD) تم اقتراحه من قبل Zhang [34] كمقياس موضوعي وفعال يعتمد على التجانس. الفكرة الأساسية هي اقتراح مقياس لتقييم أداء المرشحات مع تعزيز التباين ؛ أي أن يكون غير حساسا لتحسين التباين ، ولكنه حساس للضجيج. يتميز التجانس بثلاثة مكونات: قيمة الحافة والانحراف المعياري والانتروبيا. وتعطى معادلة هذا المقياس كما يلي:

$$HMD(I, \hat{I}) = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} |HO_{ij}^I - HO_{ij}^{\hat{I}}| \quad (21)$$

حيث HO_{ij}^I و $HO_{ij}^{\hat{I}}$ هما قيمتي التجانس للبكسل عند الموضع (i, j) في الصورة المرجعية والصورة المعالجة على التوالي. وتحسب هاتين القيمتين من قيم الحافة والانحراف المعياري والانتروبي للصورتين. هذا المقياس حساس للتشوهات التي تكسر الارتباط المكاني الطبيعي للصورة ، مثل التغبيش ، والتشويش الناتج عن ضغط الصور والضوضاء. من ناحية أخرى ، HMD غير حساس تقريباً للتغيرات التي تسببها الإضاءة وتحسين التباين .



الشكل (2) : نتائج تطبيق المرشحات الخمسة المستخدمة لإزالة الضجيج على أربعة عينات من الصور (الصورة الأصلية على اليسار ثم الصور الناتجة عن تطبيق مرشحات الموجة القاسي ثم الموجة الطري ثم بيرونا-مالك مع التابع العقدي ثم بيرونا-مالك مع تابع tucky ثم مع التقدير البايزي).

النتائج والمناقشة:

1- تحليل النتائج النوعي Quantitative Analysis

الشكل (2) يبين صور لنتائج تطبيق تقنيات إزالة الضجيج الخمسة على أربعة عينات تم اختيارها بشكل عشوائي من العينات الثلاثة والثلاثين المستخدمة في هذا البحث. في أقصى اليسار تبدو الصورة الأصلية قبل الترشيح والصورة الخمسة التي تليها من اليسار إلى اليمين تمثل ناتج تطبيق التقنيات الخمسة على التوالي: مرشح الموجة القاسي ومرشح الموجة الطري ومرشح بيرونا-مالك مع التابع العقدي ومرشح بيرونا-مالك مع تابع tucky وأخيراً مرشح التقدير البايزي.

من خلال المعاينة البصرية لهذه الصورة يمكننا ملاحظة أن مرشحي الموجة القاسي والطري قد حافظا على حدة التباين في الصور كما كان تأثيرهما ضعيفا في التأثير على الحواف مع إزالة خفيفة لضجيج الرقط. وتخف حدة التباين في مرشحي بيرونا-مالك مع المحافظة على الحواف وإزالة افضل لضجيج الرقط. وييدي مرشح التقدير البايزي تأثير تتعيم على الصور مع إزالة للضجيج واضحة ولكن على حساب طمس الحواف.

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

	MSE	SNR	PSNR	SSIM	HMD
WaveletHard	0.0099	62.4928	71.6407	0.9999	0.0035
WaveletSoft	0.1271	50.7223	59.8732	0.9991	0.0203
PeronaMalik-Complex	104.1005	21.8382	31.1016	0.8724	0.0724
PeronaMalik-Anisotropic	109.3561	21.6168	30.8873	0.8682	0.0729
bayesEstimateDenoise	248.3804	18.1125	27.4274	0.7307	0.0924

2- تحليل النتائج الكمي Qualitative Analysis

يبين الجدول (1) قيم مقاييس تقييم الأداء للمرشحات المختبرة : الموجة القاسي والموجة الطري وبيرونا-مالك العقدي وبيرونا-مالك اللامتائل والتقدير البايزي . هذه القيم محسوبة من خلال أخذ القيم المتوسطة لنتائج تطبيق المرشحات على الصور الثلاثة والثلاثين المستخدمة في البحث.

نلاحظ من جدول النتائج أن قيمة خطأ المربعات الأقل MSE صغيرة بالنسبة لمرشحي الموجة وكبيرة بالنسبة لمرشحي بيرونا-مالك وتزيد أكثر عند مرشح التقدير البايزي وهذا يدل على مدى تأثير كل من هذه المرشحات على تفاصيل الصور ويتوافق مع الملاحظة المذكورة سابقا هنا عن المعاينة البصرية للصور الناتجة عن الترشيح. ويؤكد مقاييس نسبة الإشارة إلى الضجيج SNR و PSNR هذه النتيجة حيث تكون قيمتهما كبيرة مع مرشحي الموجة وتزيد مع مرشحي بيرونا-مالك وتصل الى قيمتها العظمى مع مرشح التقدير البايزي.

كما ذكرنا سابقا فإن مقياس SSIM يقدم تقييم لمقدار التشابه بين صورتين وكما يوضح الجدول فإن نسبة التشابه تصل إلى 99% في مرشحي الموجة وتقل إلى حوالي 87% مع مرشحي بيرونا-مالك وتصل إلى حوالي 73% مع مرشح التقدير البايزي وهذه القيم تؤكد ما ذكرناه في المقطع السابق عن أداء هذه المرشحات وتأثيرها على الصور المستخدمة هنا.

المقياس الأخير المستخدم وهو مقياس التجانس HMD والذي يتميز بقدرته على تقييم إزالة الضجيج وتفوقه على مقاييس نسبة الإشارة للضجيج ومقياس SSIM كونه حساس للضجيج وغير حساس لتحسين التباين. تبين نتائج هذا المقياس فرقا واضحا بين أدائي مقاييس تحويل الموجة حيث أبدى مرشح الموجة الطري تحسنا عن مرشح الموجة

القاسي. وهذا شيء لم يظهر في المقاييس الأخرى. وهذا التحسين ناتج عن إزالة الضجيج لوحده معزولاً عن تحسين التباين. وفي نفس الوقت نرى أن هذا المقياس أعطى علامة متساوية لمرشحي بيرونا-مالك مما يظهر أن أدائهما متساو في إزالة الضجيج. والقيمة العظمة لهذا المقياس تظهر مع مرشح التقدير البايزي الذي يؤكد أنه يعطي الأداء الأفضل لإزالة الضجيج على العينات المستخدمة في البحث.

الاستنتاجات والتوصيات:

في هذه المقالة قمنا بدراسة أداء خمسة مرشحات مختلفة على صور فوق صوتية مأخوذة لمنطقة الورك عند الأطفال. أظهرت النتائج أن مرشح التقدير البايزي أعطى الأداء الأفضل مقارنة مع المرشحات الأخرى. وباستخدام مقياس تقييم مختلفة لأداء هذه المرشحات تبين أن أداء مرشحي بيرونا-مالك أفضل من مرشحي ويفلت اعتماداً على مقياس متوسط الخطأ التريعي ونسبة الإشارة للضجيج ومقياس التماثل. المقياس الوحيد الذي أظهر تبايناً بين مرشحي ويفلت كان مقياس التجانس الذي يعرف بقدرته على تقييم أداء إزالة الضجيج بمعزل عن تحسين التباين. هذه النتائج ستفيد في عملية إزالة الضجيج للصور المستخدمة في البحث وذلك قبل تطبيق عمليات لاحقة تهدف لاستنباط معالم تساهم في بناء نظام تشخيص الخلع الوركي عند الأطفال.

References:

- 1- M. H. C. Lakshmi Devasena, "Noise Removal in Magnetic Resonance Images using Hybrid KSL Filtering Technique," Int. J. Comput. Appl., vol. 27, no. 8, pp. 1-4, 2011.
- 2- M. a. Yousuf and M. N. Nobl, "A New Method to Remove Noise in Magnetic Resonance and Ultrasound Images," J. Sci. Res., vol. 3, no. 1, pp. 81-88, Dec. 2010.
- 3- D. Ray, D. Dutta Majumder, and A. Das, "Noise reduction and image enhancement of MRI using adaptive multiscale data condensation," 2012 1st Int. Conf. Recent Adv. Inf. Technol., pp. 107-113, Mar. 2012.
- 4- M. R. Jose V. Manjon, Pierrick Coupe, Antoni Buades, D Louis Collins, "New methods for MRI denoising based on sparseness and self-similarity," Med. Image Anal., vol. 16, pp. 18-27, 2012.
- 5- J. M. Waghmare and B. D. Patil, "Removal of Noises In Medical Images By Improved Median Filter," Int. J. Eng. Sci., vol. 2, no. 7, pp. 49-53, 2013.
- 6- T. Rajeesh, J., Moni, R. S., Palanikumar, S., & Gopalakrishnan, "Noise Reduction in Magnetic Resonance Images using Wave Atom Shrinkage," Int. J. Image Process., vol. 4, no. 2, pp. 131-141, 2010.
- 7- Ragesh. N. K, Anil A.R, Rajesh R.: Digital image denoising in medical ultrasound images: a survey, ICGST AIML-11 Conference, Dubai, UAE, 2011, pp 12-14.
- 8- Garg. A, Goal J., Malik S., Choudhary K., Deepika: Despeckling of Medical Ultrasound Images using Wiener Filter and Wavelet Transform" IJECT, 2011.
- 9- Sudha S., Suresh G.R, Sukanesh R: Speckle Noise Reduction in Ultrasound Images by Wavelet Thresholding based on Weighted Variance "International Journal of Computer Theory and Engineering, 2009, Vol 1, pp 1793-8201.
- 10- Taya P.C., Acton S. T., Hossack J. A.: A wavelet thresholding method to reduce ultrasound artifacts" Computerized Medical Imaging and Graphics 35, 42-50 (2011).
- 11- Perona P., Malik J.: Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion, IEEE Trans. Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, PAMI, 1990, Vol 12(7), pp 629-639 .

- 12- Tschumperlé D.: Anisotropic diffusion PDE's for image regularization and visualization. Handbook of Mathematical Methods in Imaging, 1st Edition, Springer, 2010.
- 13- Hedao, Pankaj & Godbole, Swati. (2011). Wavelet Thresholding Approach For Image Denoising. International Journal of Network Security & Its Applications. 3. 10.5121/ijnsa.2011.3402.
- 14- F. Catte, P.L.Lions, J.M.Mortel, et al., Image selective smoothing and edge detection by nonlinear diffusion,.SIAM J, Numerical Analysis, vol.29,no. 1,pp. 182-193, Feb. 1992.
- 15- M. Lindenbaum, M.Fischer, and A.M.Bruckstein, On gabor's contribution to image enhancement, Pattern Recognition, vol. 27, no.1, pp 1-8, Jan. 1994.
- 16- S.Osher and L.I. Rudin, "Feature-Oriented image enhancement using shock filter, SIAM J , Numerical Analysis, vol.27, no.4, pp 919-940, Aug.1990.
- 17- H P Kramer and J.B.Bruckner,Iterations of a non-lineartransformation for enhancement of digital images, Pattern Recognition, vol.7, no 1-2, pp 53-58, June.1975.
- 18- Guo W. Wei, Generalized Perona–Malik Equation for Image Restoration, , IEEE Signal Processing Letters, JULY 1999, VOL. 6, NO. 7.
- 19- Zhichang Guo, Jiebao Sun, Dazhi Zhang and Boying Wu, Adaptive Perona–Malik Model Based on the Variable Exponent for Image Denoising , , IEEE Transactions On Image Processing, Vol. 21, No.3, March 2012.
- 20- Joachim Weickert, Coherence Enhancing diffusion Filtering, International journal of Computer Vision, 1999, 31(2-3): 111-127. th[9] H. Tian, H. Cai, J.H. Lai, et al. Effective image noise removal based on difference eigen value, In 18 IEEE International Conference on Image Processing 2011,3357-3360. .
- 21- Wang Y.Q., JichangGuo, WufanChen and Wenxue Zhang, Image denoising using Modified Perona–Malik Model based on Directional Laplacian, Signal Processing 93 (2013) 2548–2558.
- 22- Risheng Liu, Zhouchen Lin, Wei zhang, Kewei Tang and Zhixun Su, Toward desgining intelligent PDEs for computer vision: An optimal control approach, , Image and Vision Computing (2013) 43-56.
- 23- L.I.Rudin, S.Osher, E.Fatemi, Nonlinear total variation based noise removal algorithms, Physica D: Nonlinear Phenomena, 1992, 60(1), 259-268.
- 24- Kui Liu, Jieqing Tan, Benyue Su, Adaptive anisotropic diffusion for image denoising based on structure tensor, International Conference on Digital Home, 2014..
- 25- V. Kamalaveni, R Rajalakshmi, A., and Narayanankutty, K. A., "Image Denoising Using Variations of Perona-Malik Model with Different Edge Stopping Functions", Procedia Computer Science, vol. 58, pp. 673–682, 2015.
- 26- Black M.J., G.Sapiro, D.Marimont, D.Heeger, Robust anisotropic diffusion, IEEE Transactions On Image Processing, March 1998, Vol 7,
- 27- No 3.
- 28- J.Weickert, Anisotropic diffusion in image processing, ser. ECMI Series. Stuttgart, Germany:Teubner-Verlag. 1998.
- 29- W. Drexler, "Ultrahigh-resolution optical coherence tomography," J. Biomed. Opt. 9, 47–74 (2004).
- 30- J. Schmitt, S. Xiang, and K. Yung, "Speckle in optical coherence tomography," J. Biomed. Opt. 4, 95–105 (1999).

- 31- Alexander Wong, Akshaya Mishra, Kostadinka Bizheva, and David A. Clausi, "General Bayesian estimation for speckle noise reduction in optical coherence tomography retinal imagery," *Opt. Express* 18, 8338-8352 (2010)
- 32- Y. Zhang, H. D. Cheng, J. Huang, and X. Tang, "An effective and objective criterion for evaluating the performance of denoising filters," *Pattern Recognit.*, vol. 45, no. 7, pp. 2743–2757, Jul. 2012.
- 33- Y. a Y. Al-najjar and D. C. Soong, "Comparison of Image Quality Assessment: PSNR, HVS, SSIM, UIQI," *Int. J. Sci. Eng. Res.*, vol. 3, no. 8, pp. 1–5, 2012.
- 34- Wang, Z., Bovik, A. C., Sheikh, H. R., & Simoncelli, E. P. (2004). Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. *IEEE Transactions on Image Processing*, 13(4), 600–612. doi:10.1109/tip.2003.819861
- 35- Zhang, Y., Cheng, H. D., Huang, J., & Tang, X. (2012). An effective and objective criterion for evaluating the performance of denoising filters. *Pattern Recognition*, 45(7), 2743–2757.