

معالجة صور جهاز الصدى القلبي (Echocardiography) باستخدام مرشح فريست (FF)

م.م. غزوة حاتم تكليف
كاظم علي احمد الرشدي (مبرمج)
عباس فاضل الشمري (فيزيائي)

الخلاصة:

تعد الضوضاء المرافقة لأنظمة التصوير بمختلف أنواعها من أعقد المشاكل التي واجهت عملية تطور هذه الأجهزة لأنها تجعل عملية تفسير وتحليل الصور عملية صعبة وتقل الفائدة المرجوة منها، ومن هذه الأنظمة الواسعة الاستعمال في التشخيص الطبي هي أنظمة التصوير بالموجات فوق الصوتية ومن أبرز عيوب هذه الصور هو تلطخها بالضوضاء التشاكسية ذات النمط الضربي. تم التوجه في هذا البحث إلى اعتماد المرشح الرقمي (فريست) لغرض تحسين صور جهاز الصدى القلبي (Echocardiography)، باستخدام الموديلات الرياضية للضوضاء، لقد قمنا ببناء خوارزميه تتضمن عملية فصل المؤثرات وإيجاد التوزيع الاحصائي الموقعي لها عن طريق استقطاع ثلاث مناطق متجانسه مختلفه من الصورة لإزالة الضوضاء حيث تم اعتماد الخصائص الإحصائية الموضعية للصورة في عملية التحسين. كما تم استخدام معايير فحص الجودة العيانية والمعايير الكمية التي تضمنت حساب المعدل ونسبة الإشارة إلى الضوضاء لتحسين كفاءة المرشح المستخدم لمناطق متجانسة (عالية ومتوسطة وواطئة الإضاءة) مستقطعة من الصورة الأصلية، وقد أظهرت النتائج كفاءة المرشح المستخدم في تحسين صور جهاز الصدى القلبي لإزالة تأثير الضوضاء التشاكسية.

Abstract:

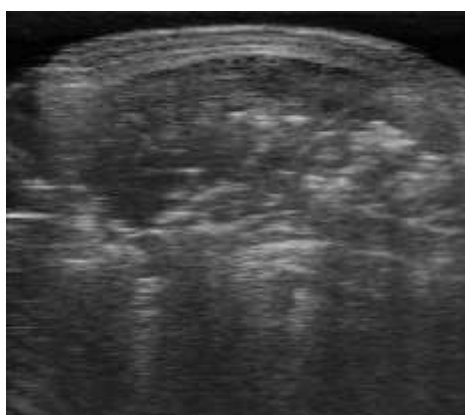
The noise that is associated with the imaging systems (of different types) is considered to be a very important problem that complicates the develop of these systems, because it makes the interpretation and analysis of images information very difficult process, the most common type of these images system especially in the medical field, is the ultrasound imaging systems. The main defect in the images that are produced by these devices , is the degrading by the speckle noise (coherent noise) where this noise is classified as a multiplicative noise. So that we deviated to study the Echocardiography images had been enhanced by using the digital filter (Frost's Filter) , by using the mathematical noise image models, we built an algorithm , contains the noise operator, separation and estimates the statistical distribution from the image to remove the coherent noise from these images where this filter depend on local statistical feature in filtering the images. The image quality tests have been used to estimate the quantitative and visual qualities, where the quantitative measured were done by computing the means (μ) and the signal to noise ratio (SNR) to estimate the filtering process in the homogenous regions (dark, bright, and middle intensities), the results explain to estimate the filter for Echocardiography images processing to remove coherent noise effect.

1. المقدمة Introduction:

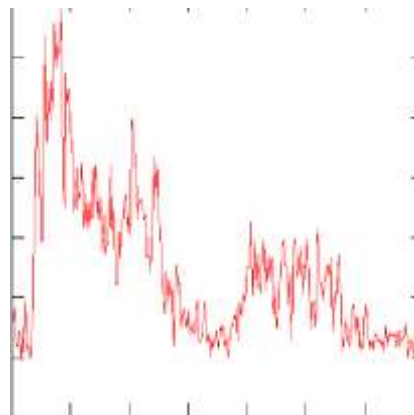
لاكثر من عقدين إعتبرَ التصوير بالموجات فوق الصوتية (ultrasonography) أحد أكثر التقنيات القويّة لتصوير الأعضاء وتراكيب النسيج الناعمة في الجسم الإنساني , و يُفضّلُ في أغلب الأحيان على وسائل التصوير الطبية الأخرى لأنها تعتبر وسيلة امنه خاليه من التأيين الإشعاعي الذي تقتترن به الوسائل الأخرى ,إضافه الى كونه رخيص الثمن نسبيا , على اية حال يعتبر العيب الرئيسي في هذا الجهاز هو تأثيره بضوضاء الرقطه التي تؤثر بشكل كبير على جودة الصور. ويأتي سبب الضوضاء الرقطيه الى طبيعه المتماسكه scatterers للموجات فوق الصوتية التي تزودنا بمعلومات لتشكيل الصورة الفوق سمعيه والتي تستطير على النسيج المتجانس بسبب اصدامها بجزيئات اصغر بكثير من طول الموجه الفوق سمعيه مما يؤدي الى تبعثرها الى موجتين او اكثر. تتصف ضوضاء الرقطه بمظهر حبيبي يعمل على تخفيض القدره على حل التفاصيل والمعلومات التي تعطيها الموجه الفوق صوتية , لهذا السبب قام العلماء بأقتراح العديد من المرشحات محاوله في اخمد الضوضاء والتشوهات التي تكون مرافقه لانظمة التصوير المختلفه لاسيما الطبيه منها اذ تصنف المعلومات الخبريه التي تعطيها انظمة كشف المعلومات او الاهداف : الى اشارات احادية لبعد (One Dimension) مثل الاشارات الصوتيه (Sound Signals) واشارات جهاز تخطيط القلب (ECG) وغيرها . او اشارات ثنائية البعد (Two Dimension) التي غالبا ما تكون عباره عن صور رقميه مثل الصور الفضائيه وصور الاشعه السينيه والصور الفوتوغرافيه وصور الوجات فوق الصوتيه. بالنسبه الى الصور الفوق سمعيه واستنادا الى الطريقه التي تتم

بها عملية التصوير فهي تتضمن نموذجين رياضيين للوضوء هما الضربي والجمعي وتتبع هذه النماذج الرياضيه انماط فيزيائيه او توزيعات احصائيه معينه اعتمادا على الظاهره الطبيعيه التي سببت ظهورها وسنقوم بتلك الدراسه بمعالجة النمط السائد في الصوره الرقميه الصادره من جهاز الصدى القلبي. إن معالجة الصورة الرقميه تعتبر من أكثر وأهم تطبيقات الحاسب انتشاراً، وذلك لاستخدامها في مجالات مختلفه، مثل معالجة الصور الطبيه، إنتاج الأفلام والصور، الاستشعار عن بعد بالإضافة لتطبيقات المراقبة. تتم عملية المعالجة الرقميه للصور على التركيز على التشفير الرقمي المناسب للصور و إيجاد طرائق لمعالجة هذه البيانات الرقميه حتى تكون هذه الصور أو المعلومات التي تحملها الصور قابله للإستعمال من قبل الآلة التي يمكن أن تكون جهاز حاسوب أو رجل آلي أو غيره من الماكينات. تكتسب المعالجة الرقميه للصور أهمية كبيرة في ميدان ادراك الصور أي عندما نحاول مثلاً أن نجعل الحاسوب أو الرجل الآلي يفهم الصورة أو معناها كما أنها مهمة في ميدان التعرف على الانماط أو الأشكال التي لها اهمية كبيرة في المعالجة الآلية للصور التي تلتقطها الاجهزه المختلفه [1]. تقسم معالجة الصورة إلى ثلاث مراحل [2]:

1. **منخفضة Level Low:** وتهتم بمعالجة الصورة على مستوى البكسل، مثل عمليات تخفيف الضجيج Denoising وكشف الحواف EdgeDetection.
2. **متوسطة:** وتستخدم المعلومات المُستخرجة من المستوى المنخفض مثل عملية ربط الحواف Linking Edge.
3. **مرتفعة المستوى:** وهي التي تستخرج المعلومات المفيدة من المستويين السابقين وهي تطبيقات المعالجة مثل التعرف على الخط مثلاً.



(a) B-Mode Ultrasound



(b) A-Mode Ultrasound

شكل(1): انواع صورة الموجه الفوق صوتيه لجهاز الصدى القلبي.

الهدف من الدراسه Aim of the Research:

يهدف البحث الى دراسة الضوضاء المرتبطه بصور(الموجات الفوق صوتيه) الصادره من جهاز الصدى القلبي chocardiology والنماذج الرياضيه لها ثم الاعتماد على احد المرشحات التي تعمل على الاحصائيات الموضوعيه للصوره في أزالتها وقد اختير لهذا لغرض مرشح فروست Frost Filter.

2. النظرية Method:

جهاز الصدى القلبي(Echocardiography):

يتألف جهاز الصدى القلبي من عدة عناصر وهي : الترجام او ناقل الطاقة و وحدة التخطيط والمعالجه وانظمة العرض والتسجيل. ويتألف الترجام من عنصر كهربائي اجهادي عباره عن بلوره piezoelectric element تنقل الدفعه الكهربائيه الى العنصر الكهربائي الاجهادي , وتحرضه على الاهتزاز الالي او الميكانيكي , ثم تنقل هذه الاهتزازات عبر الطبقات المتقابله التي تمثل مواد تغطي العنصر الكهربائي الاجهادي , وهي تقلل من ضياع الطاقه عندما تنتقل الاشاره الصوتيه (الاهتزازات) باتجاه المريض , وذلك بانقاص خلل التوافق او التلاؤم الصوتي وبعد ذلك تنتقل الاشاره الصوتيه عبر صفحة المواجهه (او الصفحه الوجهيه) والعدسه الصوتيه باتجاه المريض عندما تنتقل الاشاره الصوتيه عبر الترجام تضيق الطاقه بشكل حراره , وتنتشر الاشاره نحو المريض الى ان تنعكس عائده الى الترجام . حيث تعبره الى ان تصطدم بالعنصر الكهربائي الاجهادي , فيهتز ويولد اشاره كهربائيه تنتقل الى آلة تخطيط صدى القلب . وعندما تهتز الاشاره الكهربائيه الناشئه عن القطعه الكهربائيه الاجهاديه تدعى اشارة الترددالراديو(RF) وهي تحتاج الى التضخيم والمعالجه . تنقل صورة الصدى المعالجه الى انبوب اشعه مهبطيه (CRT) ليجري تصويرها , وهناك عدة نماذج لتقديم الصوره او عرضها , وتشمل بشكل رئيسي على الطراز A-mode والطراز B-mode بمختلف اشكاله (التصوير احادي البعد او طراز الحركه M-mode والتصوير ثنائي البعد). تعتمد سرعة انتقال الموجه الفوق صوتيه في اي وسط على خواصه كثافه وليونته لذلك فان الصوت الصادر من العظام والتي تعتبر ذات كثافه عاليه تتراوح سرعته بين 2700-4000 م/ ثانيه بينما سرعة الصوت الصادر من الرئه ذات الكثافه الضئيله تتراوح بين 1160-650 م/ثانيه . يتكون جسم الانسان من الماء بصوره عظمى وتكون سرعة الصوت خلاله 1500 م/ثانيه . يمكن معرفة عمل اي جزء داخل الجسم عن طريق معرفة سرعة الموجات فوق الصوتيه , والزمن اللازم لوصول هذه الموجات اليه ورجوعها منه . تمتص جزيئات الوسط

الذي تنتقل من خلاله الموجات فوق الصوتية طاقه هذه الموجات مما يؤدي الى انخفاض مدى الموجه بمقدار يتناسب مع المسافه التي تم الانتقال خلالها. يسمى هذا الانخفاض بالانحلال attenuation ويعبر عنه بالديسيل لكل سنتمتر. بينما يعتمد مقدار الانكسار ومدى الانعكاس على الاختلاف في سرعة الصوت في الوسطين حيث انه عندما يكون الاختلاف بالسرعه كبيراً فان مقدار الموجات المنعكسه ومقدار الانكسار يكون كبيراً ايضاً. لذلك فان الصدى العالي ينتج عندما تكون الموجات عموديه على الجزء المصور وعندما يكون الاختلاف على السطح البيني كبيراً مثل الاختلاف في الوسط البيني بين الاغشيه اللمفيه وعظام الجمجمه. تحدث عظام الجمجمه انعكاساً كبيراً للموجات مما يؤدي الى انخفاض الطاقه للموجات وبالتالي صعوبة تصوير الاجزاء الداخليه للجمجمه. يكون الاختلاف في السطح البيني بين الغاز والاغشيه اللمفيه كبيراً مما يؤدي الى انعكاس جميع الموجات لذلك فإنه من الاستحالة التصوير خلال الرئه والامعاء [3].

1 الضجيج والموجات الاخرى غير المرغوبه:

يمكن التعبير بشكل عام عن اي موجات غير مرغوبه على انها ضجيج , ويوجد من الناحيه العمليه مصدران اساسيان للموجات الغير المرغوبه:

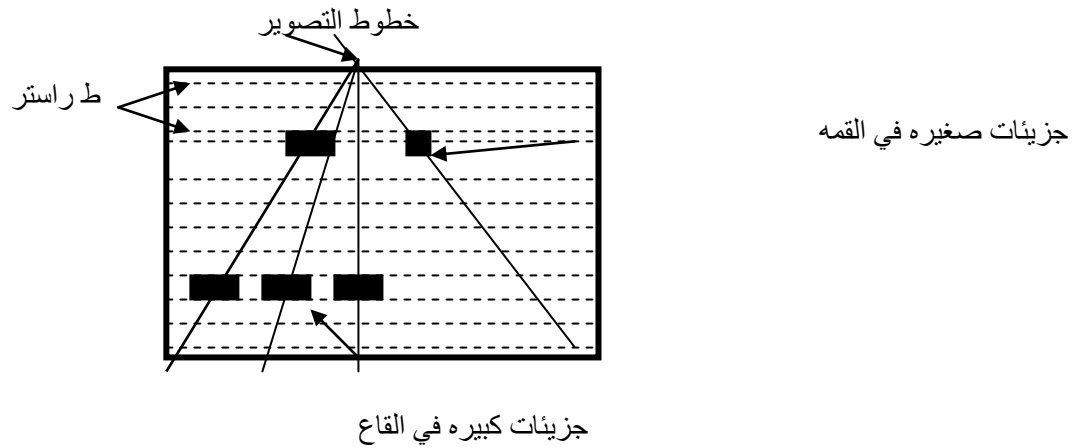
1- الموجات الاخرى المنبعثه من السطوح البينيه الخارجيه والتي لا تزيد في جودة الصوره ويمكن التخلص منها باستخدام تراجام (ناقل الموجه الفوق صوتيه) ذو تركيز جيد والتصوير بشكل جيد .

2- الضجيج Noise: تصدر الاجهزه الالكترونيه ضجيجاً ابيض على شكل موجات عشوائية تظهر على طول نطاق التردد لاي حلقة كهربائية. يصدر ايضاً الضجيج من الموجات فوق الصوتية المبعثرة في الأغشيه (مثل الكبد) يمكن تمييز الضجيج الحقيقي من الصدى المرغوب فيه حيث ان له مميزات واضحه وبالتالي فانه عند مقارنة الصور الحيه بصور سابقه يظهر الصدى المرغوب فيه بنفس الطريقه في صورتين بينما لا يظهر الضجيج.

يمكن خفض الضجيج الكترونياً بواسطة طرد الصدى غير المتكرر ويعرف ذلك بربط الصور (Image correlation). تستخدم الطرق الاخرى مثل الترشيح او الحدود او العتبات لزيادة الموجات المرغوبه بالنسبه للضجيج . كما ينتج تشويش في الصوره من الاصداء التي تصدر في نفس الوقت متزامنه مع الموجه الصوتيه الرئيسيه التي تصدر في نفس الوقت متزامنه مع الموجه الصوتيه الرئيسيه ولكنها تسير في زاويه مختلفه وينتج عن ذلك صدى قوي يظهر على شكل سلسله من النقاط الساطعه المنحنيه تظهر من اجزاء ذات مقاومه عاليه مثل السطح البيني بين العظام والانسجه اللينه . يمكن التقليل من حجم هذا التشويش باستخدام عدد اكبر من البلورات في النظام ووظعتها بصوره مقاربه. كما يمكن ذلك ايضاً عند محاوله تصوير الجزء المعني بزاوية 45 درجه بدلا من زاوية قائمه [4][5] .

محول التصوير:

يعتبر محول التصوير من اهم التطورات في اجهزة التصوير بالموجات فوق الصوتيه حيث يتم تخزين الصور الكترونياً ثم اظهارها على الشاشة المرئيه. تستخدم معظم الاجهزه الحديثه تقنيه التخزين الرقمي الذي يتم التحكم فيه بواسطه زر صغير حيث تتكون الصوره الواحده من عدة الاف من الصور الصغيره المتتاليه (pixels) يتم تخزين المعلومات عن كل بكسل على شكل رقم يتناسب مع قوة الصدى وكثافه الصوره الظاهره . يحدد حجم الذاكره الرقمية عدد الظلال الرماديه , وبالتالي فان النظام ذا قوه 4 بيت يصدر 16 ظلاً رمادياً (4 بيت = $2 \times 2 \times 2 = 16$ ظل رمادي) , بينما 8 بيت يصدر 256 ظلاً . يمكن للأجهزه الحديثه ان تظهر 256×256 بكسل (اي 65000) ويحتوي كل بكسل على 8 بيت تصدر 256 ظلاً رمادياً. يمكن للعين البشريه رؤيه عدد محدود من الظلال الرماديه خصوصاً عندما تظهر على الشاشة المرئيه , لذلك يجب ضغط النطاق الديناميكي لسعه الصدى من 1:265 او 24 ديسيل الى 1:16 او 12 ديسيل . ويعرف هذا الضغط بقبل التحضير ويؤدي هذا الى منع الاصداء القويه من التغطيه على الاصداء الضعيفه مثل الاصداء الناتجه من داخل الاعضاء . تعني عملية الضغط هذه ان عدد 4 بيت كاف لاي جهاز موجات فوق صوتيه ولكن لتفادي الاخطاء واحتمال ضياع الاشارات تستخدم معظم الاجهزه محول قوته 8 بيت. يتم بعد ذلك الدخول في مرحله تسمى التصحيح الجيمي Gamma correction ويتم فيها التكيف مع الخصائص غير المستقيمه للشاشه المرئيه التي تشاهد بواسطه العين المجرده . يعتبر اسقاط البكسل pixel dropout من اهم مساوئ محول التصوير الرقمي حيث يظهر البكسل الخالي بداخل او بقرب الصوره على شكل تشويش. يمكن التغلب على هذا باستخدام الحاسوب للتحكم في حجم البكسل. تظهر خطوط اكثر للموجات الفوق صوتيه في قمة الصوره عند نهايتها عند استخدام الجهاز الناقل للموجه الفوق صوتيه. يوضح شكل (2) كيفية التغلب على هذا بزيادة حجم البكسل ومنع اسقاط البكسل مما يؤدي الى زيادة كثافة البكسل وبالتالي تحديد حافة الصور وتحسين الثبات [6] [7] .



شكل (2): رسم توضيحي لكيفية تكيف الجزئيات لتعبئة المساحات بين خطوط الموجات فوق الصوتية.

الصورة الرقمية Digital Image:

الصورة هي عبارة عن مجموعة من النقاط pixel وكلمة pixel هي اختصار لـ picture element والذي تم تكميته Quantized على مجال محدد من القيم. طول وعرض الصورة يعبر عن عدد الـ pixels أفقياً ورأسياً، فمثلاً الصورة 600x800 تعني أن عدد الـ pixels أفقياً 800 pixel، ورأسياً 600 pixel، والعدد الكلي للـ pixels في هذه الصورة يساوي حاصل ضرب الطول في العرض. يتحدد موقع الـ pixel في الصورة عن طريق الإحداثي X والإحداثي Y، ولاحظ أن نقطة (0,0) تكون في أعلى يسار الصورة، وكلما اتجهنا يميناً زادت قيمة الإحداثي X وكلما اتجهنا إلى أسفل زادت قيمة الإحداثي Y. مثلاً في صورة حجمها 600x800 تتراوح قيمة الإحداثي X من 0 إلى 799، وتتراوح قيمة الإحداثي Y من 0 إلى 599. ولكل Pixel لون، وهو اللون الذي يظهر عند عرض الصورة. يتم تكوين اللون على شاشات الكمبيوتر أو التلفزيون باستخدام ثلاث أنابيب للالكترونات ((أنبوبة طومسون))، وكل أنبوب من الثلاثة يصدر لوناً مختلفاً، وهذه الألوان هي الأحمر والأخضر والأزرق، و RGB هي اختصار لـ Red Green Blue، أما الصورة الرمادية Gray scale فهي صورة رقمية ناتجة من قياس شدة الإضاءة فقط وليس الألوان، حيث قيمة البكسل تتناسب مع شدة الإضاءة. أقل قيمة هي اللون الأسود وأكبر قيمة هي الأبيض ويمكن تكوين الألوان المختلفة باستخدام خليط من الألوان الثلاثة بدرجات مختلفة. وتتراوح شدة اللون التي يصدرها كل أنبوب من 0 إلى 255. ومن الأمثلة على بعض الألوان (R, G, B): اللون الأسود (0, 0, 0)، اللون الأبيض (255, 255, 255)، اللون الرمادي (128, 128, 128)، اللون الأحمر (255, 0, 0)، التدرجات الرمادية تكون قيم الأحمر والأخضر والأزرق فيها متساوية وتبدأ من الأسود (0, 0, 0) مروراً بالرمادي (128, 128, 128)، وانتهاءً بالأبيض (255, 255, 255). عندما يبدأ الحاسب برسم الصورة فإنه يقوم بتقسيم الشاشة أو الصفحة المطبوعة إلى شبكة من البيكسلات ثم يقوم باستخدام القيم المخزنة للصورة الرقمية ليعطي لكل بيكسل لونه وسطوعه، وتدعى هذه الطريقة بوضع الخانات bit mapping وتدعى الصور bit-maps. تعتمد جودة الصورة الرقمية على عدد البيكسلات المكونة لها فكلما ازدادت عدد البيكسلات كلما حصلنا على نوعية أفضل. إذا ما تم تكبير الصورة الرقمية إلى حد معين (يختلف من صورة لأخرى) نلاحظ 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 أي كلما استطعنا تكبير الصورة أكثر. بينما يحدد حجم الصورة بطريقتين إما بأبعادها بالبيكسلات أو بعدد البيكسلات المكونة لها. مثلاً الصورة نفسها يمكن أن يقال أن حجمها 1600 × 1800 بيكسل أو أن حجمها 2.88 مليون بيكسل (1600 × 1800) [8].

معالجة الصورة Image Processing:

أحد فروع علم الحاسوب (المعلوماتية)، تهتم بإجراء عمليات على الصور بهدف تحسينها طبقاً لمعايير محددة أو استخلاص بعض المعلومات منها. نظام معالجة الصور التقليدي يتألف من ستة مراحل متتالية وهي على الترتيب [9]:

1. استئصال الصورة (image acquisition) بواسطة حساس ضوئي (على سبيل المثال آلة تصوير، حساس ليز وغير ذلك).
2. المعالجة المبدئية (pre-processing) كتصفية الصورة من التشويش.
3. تقطيع الصورة (segmentation) لفصل المعلومات المهمة (على سبيل المثال أي جسم في الصورة) عن الخلفية.
4. استخلاص المميزات (features extraction) أو الصفات.
5. تصنيف المميزات (classification) وربطها بالنمط الذي تعود إليه والتعرف على الأنماط.
6. فهم الصورة (image understanding).

تطورت أغلب تقنيات ووسائل معالجة الصورة استجابة لثلاث مشاكل رئيسية:

1. رقمنة وترميز الصورة Image Digitizing and Coding.
2. تحسين وإصلاح الصورة Image Enhancement and Restoration.
3. تجزئة ووصف الصورة Image Segmentation and Description.

استطاع علم الحاسوب تطبيق المعالجة على الصور الرقمية عن طريق المصفقات الرقمية أو الفلتر الرقمي (بالإنجليزية: digital filter) هي النظر المتقطع للمصفقات المتصلة. يتم إستعمالها في العديد من المجالات التي تحتاج لفلتر وتعمل على حاسوب مثل استخراج إشارة معينة من إشارة أخرى أو الحد من الضجيج أو ما شابه ذلك من التطبيقات. يمكن تقسيم الفلترات على عدة أسس إلا أن أشهر تقسيم يقوم على التمييز بين إجابة الفلتر بالتصنيف إلى فلترات ذات إجابة منتهية response filter finite أو إختصاراً FIR و فلترات ذات إجابة لا منتهية. filter infinite response.

تقنيات معالجة الصورة Image Processing Techniques:

أولاً: النمذجة والتكمئة Sampling and Quantization:

لأجل معالجة الصورة حاسوبياً يجب رقمنتها Digitizing والتعامل معها كمصفوفات من الأرقام محددة الأطوال. وتحصل هذه الرقمنة بواسطة نمذجة Sampling الصورة على شبكة متقطعة Discrete ، ومن ثم تكمئة Quantization هذه العينات باستخدام عدد محدد من البتات . حيث ان الطريقة المألوفة للنمذجة هي استخدام مصفوفات مربعة من النقاط، وبتطبيق عملية التكمئة على تلك العينات نحصل على مجموعة متقطعة من المستويات الرمادية Gray Levels متساوية المسافة وقيمها صحيحة .

ثانياً: تحسين الصورة Image Enhancement:

إن الهدف الرئيسي من تقنيات التحسين هو معالجة صورة ما، بحيث تكون النتيجة أكثر ملائمة من الصورة الأصلية لتطبيق معين، على سبيل المثال الطريقة التي تصلح لتحسين صورة قمر صناعي قد لا تكون مناسبة لتحسين صورة طبية، أي إن تقنيات التحسين صممت حسب خصائص نظام الرؤية البشري في معالجة الصور.

يمكن تقسيم طرق تحسين الصورة إلى قسمين: طرائق المجال الترددي Frequency Domain أي الأساليب المعتمدة على تحويلات فوريير Fourier Transform للصورة المراد معالجتها. وطرائق المجال الحيزي Spatial Domain أي الأساليب المعتمدة على معالجة عناصر الصورة (النقاط) مباشرة، أي تعمل في مستوى الصورة نفسه ومن هذه الطرائق [10]:

تنعيم الصورة Image Smoothing:

هو أحد أساليب المجال الحيزي في تحسين الصورة وتستخدم عمليات التنعيم لتقليل الضوضاء Noise التي يمكن أن تكون موجودة في الصورة الرقمية وهي نتيجة لنظام نمذجة رديء أو قناة اتصال رديئة.

أ. ترشيح الإمرار الواطيء Low Pass Filtering:

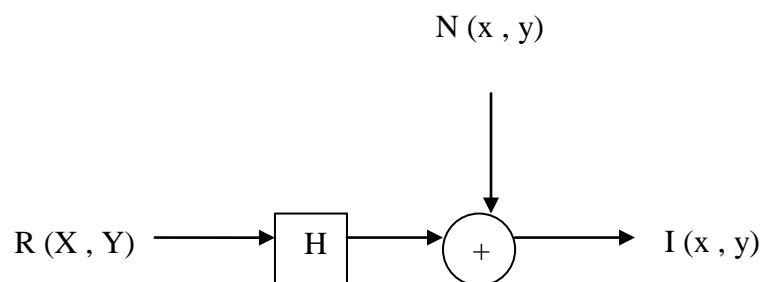
يستخدم هذا الترشيح للتشذيب وإزالة الضوضاء لصورة ما حيث يعمل التشذيب على إزالة التفاصيل التي تعتبر صغيرة بالنسبة إلى الصورة ككل، وبذلك فإن ترشيح الإمرار الواطيء لا يظهر حواف الصورة وكذلك التفاصيل الحادة الأخرى ويسمى هذا الترشيح معدل المجاورات Neighborhoods Averaging لأنه يأخذ قيمة معدل المجاورات للسوية الرمادية في كل نقطة.

ب. الترشيح الأوسطي Median Filtering:

إن أحد الصعوبات الأساسية لطريقة التنعيم السابقة إنها لا تظهر التفاصيل الحادة Sharp ، ولتقليل الضوضاء تستخدم طريقة الترشيح الأوسطي التي تقوم بتبديل السوية الرمادية في كل نقطة بوسيط Median السويات المجاورة بدلاً من المعدل، أن الوسيط لمجموعة قيم يقسمها بحيث تكون نصف القيم أقل منه والنصف الآخر أكبر منه، ولانجاز هذا الترشيح يجب أولاً ترتيب قيم النقطة ومجاوراتها ومن ثم تحديد الوسيط، والوظيفة الأساسية للترشيح الأوسطي هي إجبار النقاط ذات الإضاءة المختلفة لتكون أكثر شبيهاً لمجاوراتها .

ثالثاً: استعادة الصورة Image Restoration :

على الرغم من تشابه أهداف التحسين والاستعادة لصورة ما إلا إنهما يختلفان في الطريقة التي يواجه بها كل منهما المشكلة، تحاول طرائق التحسين استخدام معرفة استجابة أنظمة الرؤية البشرية لتحسين صورة ما، بينما تحاول طرائق الاستعادة نمذجة تشويه الصورة وعكس التدهن في النوعية. تعتبر الاستعادة عملية إعادة بناء أو استرجاع صورة تدهنت نوعيتها Degraded نتيجة تأثير معين وذلك باستخدام معرفة مسبقة بالآثر الذي أدى إلى تدهن الصورة. أي نمذجة التدهن Modeling of Degradation وتطبيق العملية المعاكسة لاسترجاع الصورة الأصلية، ويبين الشكل رقم (3) عملية التدهن (H) التي تعمل مع الضوضاء الجمعية $N(x, y)$ للتأثير على الصورة المدخلة $R(x, y)$ وتنتج صورة متدهنة $I(x, y)$. إن مسألة استعادة الصورة الرقمية هي الحصول على تقريب للصورة $R(x, y)$ إذا أعطيت الصورة $I(x, y)$ والتدهن (H) [10].



الشكل رقم (3) نموذج لعملية التدني

بعض استخدامات الاستعادة في مجال التصوير الفوتوغرافي أو النشر حيث تتدني نوعية الصورة بدرجة ما وتحتاج للإصلاح قبل طبعتها.

إزالة الضوضاء Noise Removal:

تؤدي عملية رقمنة الصورة إلى إدخال بعض الاختلافات العشوائية على قيم النقاط Pixels ، وهذه تسمى الضوضاء، فإذا كانت ضوضاء الصورة قليلة فإنها عادة ليست مشكلة وإذا كانت كثيرة ستكون الصورة خشنة Rough ، أما إذا كانت الضوضاء أكبر من الصورة نفسها فلا يمكن تمييز الصورة ولتقليل الضوضاء تستخدم عملية تحسين الرقمنة، وعادة تكون باستخدام المعدل الموضعي Local Averaging والذي يكون تأثيره الجانبي تنعيم الصورة الناتجة. تكمن الصعوبة في تحديد أي الصفات لصورة ما، هل هي أصلية أو ناتجة من ضوضاء وبصورة عامة فإن الاختلافات في شدة الإضاءة (اللمعان) واللون ستكون تدريجية في الصورة الأصلية، لذا فإن التباين لأي من النقاط عن مجاوراتها يمكن أن يعزى إلى الضوضاء، وأن الفكرة الأساسية لخوارزميات إزالة الضوضاء هي إبدال النقاط الشاذة أو المغايرة بقيم مشتقة من النقاط المجاورة [11].

نماذج الضوضاء Noise Models:

إن أبسط نموذج ضوضاء هو الضوضاء الجمعي Additive Noise حيث إن كل نقطة في الصورة المنظورة $I(x, y)$ هي نموذج لجمع الصورة الأصلية $R(x, y)$ مع الصورة ذات الضوضاء $N(x, y)$ وفي أغلب الحالات تكون الضوضاء متغيراً عشوائياً ذا وسط حسابي يساوي صفراً وتوزيع كاس Gaussian Distribution . يمكن توضيح مستوى الضوضاء وذلك بوساطة التباين، على سبيل المثال إذا تم رقمنة الصورة بقيم في المدى 0 - 255 فإن ضوضاء كاس الجمعي $\sigma_n^2 = 1$ غالباً ما يصعب الكشف عنه بشكل منظور، بينما في مستويات الضوضاء المعتدلة ذات $\sigma_n^2 = 100$ سوف تكون الصورة خشنة، وفي المستويات العالية $\sigma_n^2 = 10000$ فستحجب الصورة الواضحة [12].

الأنماط الفيزيائية للضوضاء في الصور فوق السمعية Physical Noise In Ultrasound Images:

تكون الضوضاء التي تشوه الصور الناتجة عن أنظمة التصوير المختلفة خاضعة لنموذج رياضي واحد أو أكثر حسب نوع النظام والظروف المحيطة بعملية التصوير، وهي تسهم جميعاً في إحداث تردّي في نوعية الصورة التي ينتجها نظام التصوير، بالنسبة إلى صور الموجات فوق السمعية واستناداً إلى الطريقة التي تتم بها عملية التصوير فهي تتضمن نموذجين رياضيين للضوضاء هما الجمعي والضربي وتتبع هذه النماذج الرياضية أنماط فيزيائية أو توزيعات إحصائية معينة اعتماداً على الظاهرة الطبيعية التي سببت ظهورها، إذ تخضع الضوضاء ذات النموذج الرياضي الجمعي إلى التوزيع الكاوسي بينما يكون النموذج الضربي على شكل ضوضاء تشاكهية. في هذه الدراسة سنقوم بتحليل ومعالجة الضوضاء في الصور فوق السمعية الخاصة بجهاز الصدى القلبي (Echocardiography). وحسب ما تم بحثه في هذا المجال من بحوث سابقة، وجد أن الضوضاء الرقطية التشاكهية غالباً ما تكون مرافقة لصور أجهزة الموجات فوق الصوتية. لذا سوف يتم استخدام مرشح فروست (FF) لغرض المعالجة [13].

الضوضاء الرقطية Speckle Noise:

تعاني أنظمة التصوير بالموجات فوق الصوتية من ظاهرة الضوضاء البقعية Speckle Noise ، وهي ضوضاء ملازمة للصور التي تنتجها هذه الأجهزة ذات أنظمة التصوير التشاكهية التي تسجل كل من السعة (Amplitude) والطور للموجات المنعكسة (Back-Scattered). فعند تصوير جسم ذو تفاصيل خشنة أبعادها مقاربة للطول الموجي للموجة المستخدم في التصوير وخلال المسافة بين السطح العاكس والمستلم تتداخل هذه الانعكاسات فيما بينها منشئة نمطاً بقعياً عشوائياً يدعى الضوضاء التشاكهية ، ويتكون نمط البقعة غالباً من بقع داكنة Dark Spots ناتجة عن التداخل الهدام، وبقع براقّة ناتجة عن التداخل البناء، أما مستويات الشدة الرمادية فسوف تتراوح قيمتها ما بين هاتين القيمتين. يخضع هذا النوع من الضوضاء إلى عدة توزيعات إحصائية وفقاً لنوعية الصورة وبالنسبة للصور فوق السمعية تخضع الضوضاء التشاكهية فيها إلى توزيع رايلي والذي يمتلك كثافة احتمالية تعطى بالصيغة الآتية [14],[15]:

$$p(x) = \left[\frac{2Z}{\alpha} \right] e^{-\frac{x^2}{\alpha}} \quad (1)$$

حيث Z يمثل متغير عشوائي، x القيم الموقعية للاحداثي المحدد.

ويمكن تعيين المعدل μ والتغاير σ^2 بالاعتماد على عامل واحد هو α وكما هو موضح بالعلاقتين التاليتين:

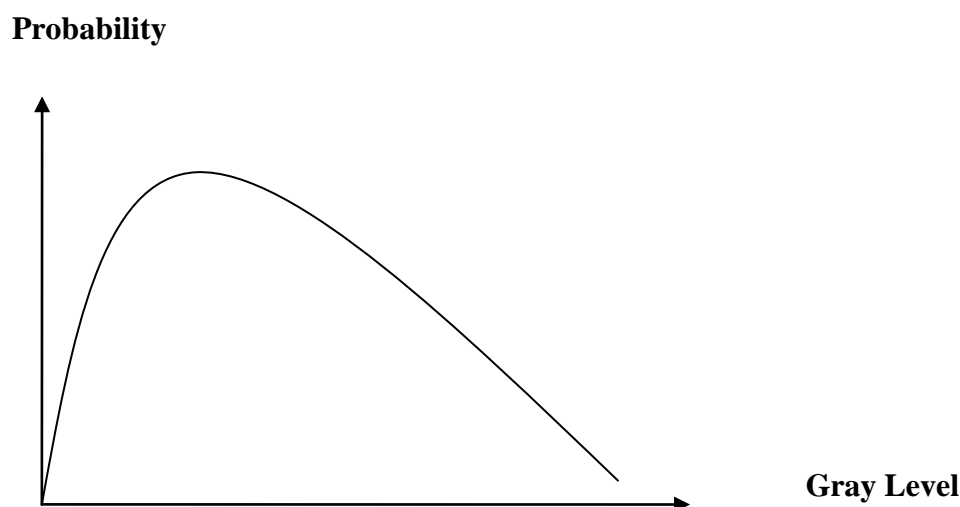
$$\mu = \sqrt{\frac{\pi \alpha}{4}} \quad (2)$$

$$\sigma^2 = \frac{\alpha(4 - \pi)}{4} \quad (3)$$

ومن الخواص الأساسية لهذا الإحصاء أن المعدل μ والانحراف المعياري σ متساويان، وان قيمة التباين C (Contrast) يكون مساوي إلى الواحد ويعطى بالعلاقة التالية:

$$C = \frac{\sigma}{\mu} \quad (4)$$

والشكل (7) يمثل توزيع رايلي المتمثل بالمعادلة (1).



الشكل (4): توزيع رايلي.

Noise Diagnostic In Images

عملية تشخيص الضوضاء في الصورة

بواسطة اختبار الخصائص الاحصائية لمناطق مستقطعة من الصورة المعالجة يمكن معرفة نوع الضوضاء السائد في الصورة حيث يمكن استقطاع مناطق مختلفة في مستويات الشدة الرمادية . ثم يتم حساب القيمة المتوسطة لمعدل اشارة الصورة . يتم تشخيص الضوضاء في الصورة عن طريق معرفة النموذج الرياضي للضوضاء في الصورة Determination of Noise Model والخصائص الاحصائية لها Statistical Characteristics , ثم تتم عملية المعالجة عن طريق فصل هذه الخصائص الاحصائية للصورة حيث تعتمد رداءة الصورة على نوع الضوضاء السائدة فيها من حيث التغاير Variance والمدى الديناميكي Dynamic Range والتوزيع الاحصائي Distribution Histogram , وخلفية الصورة Back ground image. توجد عدة نماذج للضوضاء في الصور:

- الضوضاء الجمعيه او المضافه Additive Noise
- الضوضاء الضريبيه Multiplicative Noise
- ضوضاء الملح والبهار Salt and Pepper Noise

ان النموذج الرياضي السائد في صور اجهزة الموجات فوق الصوتية اما ان تكون ضوضاء ضربيه او جمعيه وذلك حسب النظام المستخدم في التصوير والضروف المحيطه بعملية التصوير, علما ان الضوضاء ذات النموذج الجمعي تخضع للتوزيع الكاوسي بينما تخضع الضوضاء ذات النموذج الضربي لتوزيع رايلي. ولهذا الغرض قمنا بتحديد ثلاث مناطق متجانسه مختلفه في مستويات توزيع الشده الرماديه (R1,R2,R3) من صورتان للقلب اخذتا بواسطة جهاز الصدى القلبي ولغرض المعالجه تم حساب المعدل لكل منطقة μ_R من المناطق المستقطعة باستخدام المعادلة التالية [16]:

$$\mu_R = \frac{1}{N_R} \sum_{i=1}^{N_R} F_{Ri} \quad \dots\dots\dots (5)$$

FRi مستويات الشدة الرمادية في المنطقة R .
NR عدد عناصر المنطقة المتجانسة R.

$$a_{Ri} = F_{Ri} - \mu_R \quad \dots\dots\dots (6)$$

$$M_{Ri} = \frac{F_{Ri}}{\mu_R} \quad \dots\dots\dots (7)$$

حيث ان a_R مؤثر جمعي و m_R مؤثر ضربي.
 $i = 1, 2, 3, \dots\dots\dots, N_R$

وباستخدام قيم المؤثرات الضوضائية الجمعية a_R والضربية m_R يتم ايجاد المنحني التكراري لقيم a_R و m_R لكل منطقة حيث تحسب التكراريات للمؤثرات باستخدام الخوارزمية التالية:

Start algorithm
Set dimension for arrays p1(), p2()
Put p1() & p2() equal zero
For I=1 To NR Do
Begin
P1 (aRi) = P1 (aRi) + (1/ NR)
P2 (mRi) = P2 (mRi) + (1 / NR)
END (for)
End algorithm

P1 و P2 الاحتمالات (Probability) الناتجة للمؤثرين الجمعي والضربي للضوضاء, يتم بعد ذلك استخدام طريقة تقريب المربعات الصغرى لإيجاد أفضل دالة كاوسية لتمثيل كل من P1 و P2.

$$P(x) = A \ell^{(-b X^2)} \quad \dots\dots\dots (8)$$

وتنجز عملية تقريب المنحنيات أي إيجاد أفضل منحنى كاوسي يمر بنقاط المنحني التكراري باستخدام الخوارزمية السابقة المعادلة التالية:

$$P(x) = a \ell^{-b X^2} \quad \dots\dots\dots (9)$$

ولغرض إيجاد قيم الثوابت a و b نقوم بتحويل المعادلة الأسية إلى معادلة خط مستقيم:

$$\ln y = \ln a + b X^2 \quad \dots\dots\dots (10)$$

$$y1 = A + b X1 \quad \dots\dots\dots (11)$$

حيث تمثل المعادلة السابقة معادلة الخط المستقيم.
ويتم ايجاد قيم الثوابت باستخدام المعادلتين التاليتين [16],[17]:

$$a = \frac{\sum_{i=1}^{N_R} y_1(i) - b \sum_{i=1}^{N_R} X_1(i)}{n} \quad \dots\dots\dots (12)$$

$$b = \frac{\sum_{i=1}^{N_R} X_1 y_1(i) - \sum_{i=1}^{N_R} X_1 y_1(i)}{\sum_{i=1}^{N_R} X_1^2 - \left[\sum_{i=1}^{N_R} X_1 \right]^2} \quad \dots\dots\dots (13)$$

وبعد إيجاد قيم كل من a و b يمكن أن نستنتج قيمة A من المعادلة:

$$A = e^a$$

وهنا نكون قد استنتجنا المعادلة الكاوسية التي تمثل أفضل تقريب للبيانات الموضعية للصورة نجعل P1 (a) تمثل قيم y وقيم X تمثل a للمؤثر الجمعي، أما P2 (m) فتتمثل y و m تمثل X للمؤثر الضربي.

مرشحات التنعيم المحسنة Adaptive Smoothing Filters:

أعتمدت مرشحات التنعيم المحسنة لأغراض إزالة الضوضاء وتحسين الصور دون إحداث تشوهات في مناطق الحافات والحدود التي تحدث بسبب استخدام الطرائق التقليدية كما وتعرف بقدرتها على المحافظة على التفاصيل الدقيقة Faint Details . وتعمل هذه المرشحات في الأغلب باستخدام نافذة متحركة لسهولة عملها، إذ يتم إدخال حجم النافذة المختارة حسب أساسيات مهمة تدخل في عمل هذه المرشحات . مثلاً الإحصائيات الموضعية لكل من المعدل μ والتغاير σ^2 ومعامل التغاير Cv وتحسب هذه القيم في النافذة المتحركة وفقاً للمعادلات التالية [17],[18]:

$$\bar{I}(x, y) = \frac{1}{N * N} \sum_{K=-\frac{N-1}{2}}^{\frac{N-1}{2}} \sum_{i=-\frac{N-1}{2}}^{\frac{N-1}{2}} I(x+k, y+i) \quad \dots\dots\dots (14)$$

$$S(x, y) = \frac{1}{N * N} \sum_{K=-\frac{N-1}{2}}^{\frac{N-1}{2}} \sum_{i=-\frac{N-1}{2}}^{\frac{N-1}{2}} I(x+k, y+i) \quad \dots\dots\dots (15)$$

$$\sigma_I^2(x, y) = S(x, y) - \bar{I}^2(x, y) \quad \dots\dots\dots (16)$$

$$Cv(x, y) = \frac{\sigma v(x, y)}{\bar{v}(x, y)} \quad \dots\dots\dots (17)$$

حيث أن:

$S(x, y)$ مربع معدل الشدة الرمادية الموضعي.
 $\sigma v(x, y)$ الانحراف المعياري للمتغير العشوائي.
 $\bar{v}(x, y)$ المعدل للمتغير العشوائي.
 $\bar{I}(x, y)$ المعدل العام.

مرشح فروست Frost Filter:

باستخدام نموذج الصورة المشوبة بالضوضاء الضربية المبينة بالمعادلة التالية :

$$I(x, y) = R(x, y) \cdot F(x, y) \quad \dots\dots\dots (18)$$

حيث أن:

$I(x, y)$ الصورة المشوبة (المشاهدة).
 $R(x, y)$ الصورة الأصلية الخالية من الضوضاء.

$F(x,y)$ الإشارة العشوائية الضريبية التي ممكن أن تكون بهيئة ضوضاء متشاكهة. أعتد (Frost) هذه المعادلة في اشتقاق مرشحه المحسن لتحسين الصور المضطربة بالضوضاء الضريبية، لتقدير الإشارة الأصلية من الإشارة المشوبة $I(x,y)$ وذلك باستخدام نوافذ التنعيم المتحركة Smoothing Window كما يمكن تقدير الإشارة الأصلية بالصيغة الآتية [19],[20]:

$$\hat{R}(x,y) = \sum_{K=X-\frac{N-1}{2}}^{X+\frac{N-1}{2}} \sum_{L=Y-\frac{N-1}{2}}^{Y+\frac{N-1}{2}} k_1 k_2 C_1^2(x,y) I(x,y) * e^{-K_2 C_1^2(X,Y) (|X-Y| + |Y-L|)} \quad \dots (19)$$

حيث:

C12 يمثل معامل التغاير في الموقع (X,Y).

I(K,L) يمثل عناصر الصورة المحتواة في النافذة في الموقع (K,L).

K1 يمثل ثابت المعايرة.

K2 يمثل ثابت السيطرة على نسبة التوهين.

يتضح من المعادلة (19) أن أداء المرشح يعتمد فقط على معامل التغاير $C1(x,y)$:

$$C_1(x,y) = \frac{\sigma_1(x,y)}{\bar{I}(x,y)} \quad \dots (20)$$

النتائج والمناقشة Results and Discussion :

تضمنت نتائج تحليل ومعالجة الضوضاء عدة اختبارات أجريت للصورة تم بها المقارنة بين منحنيات التوزيع الاحصائي لكل من المؤثرين الضريبي والجمعي بعد استقطاع ثلاث مناطق متجانسة من أماكن مختلفة (عالية ومتوسطة وواطئة) الاضاءة من الصورة الأصلية. تم رسم العلاقة بين كل من المعدل μ والثوابت المحسوبة a_a, b_a للضوضاء الجمعية و a_m, b_m للضوضاء الضريبية لغرض معرفة السلوك العام لهذه الثوابت مع قيم المعدل للمناطق المتجانسة المستقطعة من الصورة. كما تم رسم العلاقة بين كل من المعدل μ والانحراف المعياري σ عن طريق استقطاع عدد من المناطق المتجانسة من أماكن مختلفة من الصورة الأصلية وبحجم (20*20) عنصر. ومن خلال تلك العلاقة تم الاستنتاج أن الضوضاء ضريبية لأغلب الحالات حيث تتزايد قيمة الانحراف المعياري مع قيم المعدل، لذا تم في هذه الدراسة استخدام مرشح فروست لإزالة الضوضاء من صور الموجات فوق الصوتية باعتباره إحدى المرشحات التي ثبتت كفاءته في إزالة الضوضاء الضريبية. كانت أبعاد النوافذ المستعملة (5*5) كما تم تقييم واختبار النتائج باستخدام معايير الجودة التي هي عبارة عن اختبارات تجري على الصورة الأصلية والصورة المحسنة لأغراض المقارنة ومعرفة مدى التحسن الذي طرأ عليها. وفي هذه الدراسة تم اعتماد المعايير التالية:

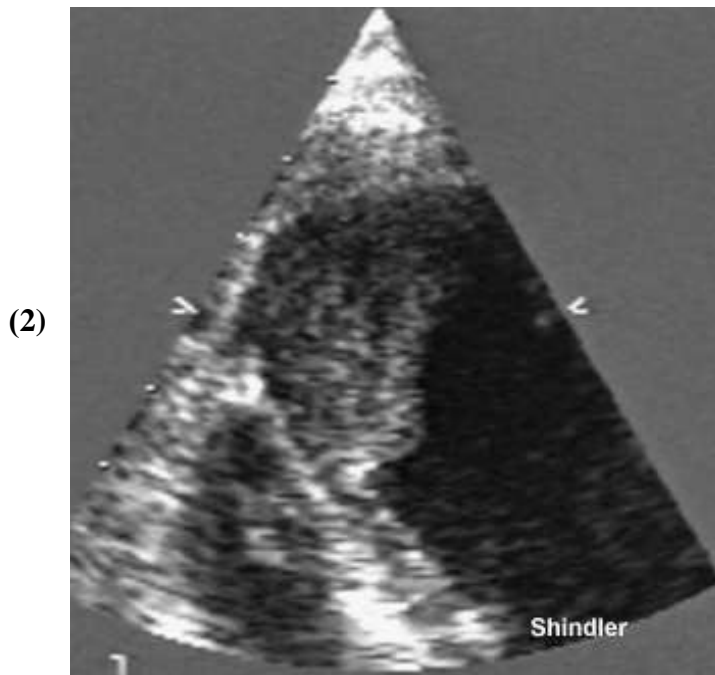
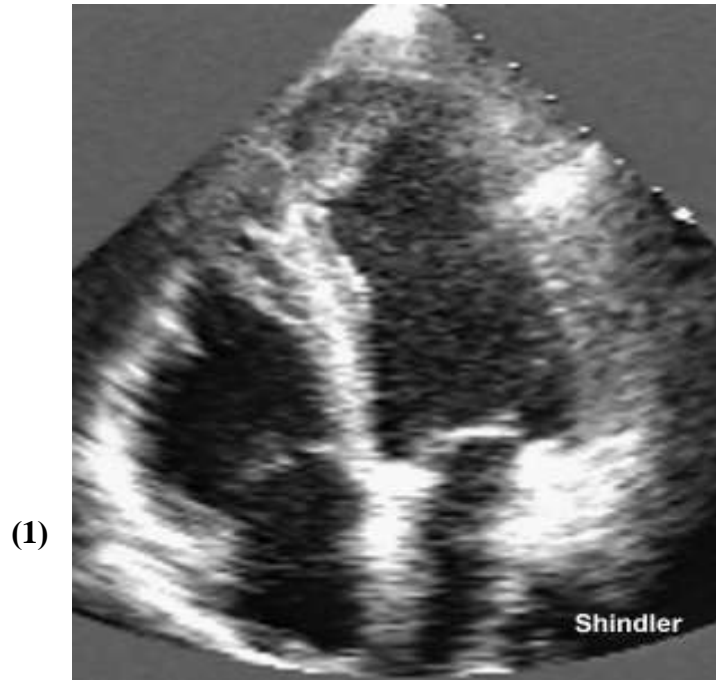
1. معيار الاختبار العياني: هنا يكون المشاهد هو الحكم النهائي لتحديد جودة المرشح المستخدم للمعالجة، وبما أن عملية التقييم هذه تختلف من شخص لآخر لذا تم اعتماد المعايير الكمية لتحديد كفاءة المرشح وجودة الصور.
2. معايير الجودة الكمية: تشمل على طرائق رياضية يتم بواسطتها حساب مدى التحسن في الصورة المعالجة بشكل كمي ومن هذه المعايير:

- حفظ المعدل: المعدل هو صفة من صفات الصورة ويعطي وصفا لطبيعة الإضاءة في الصورة ويعتبر المرشح جيد اذا نجح في الحفاظ على قيمة المعدل مقاربا للصورة الأصلية للحفاظ الموقعي على قيم الشدة في الصورة.

- نسبة الإشارة إلى الضوضاء SNR: تحسب هذه النسبة لكل منطقة متجانسة مستقطعة للصورة الأصلية والمعالجة من خلال

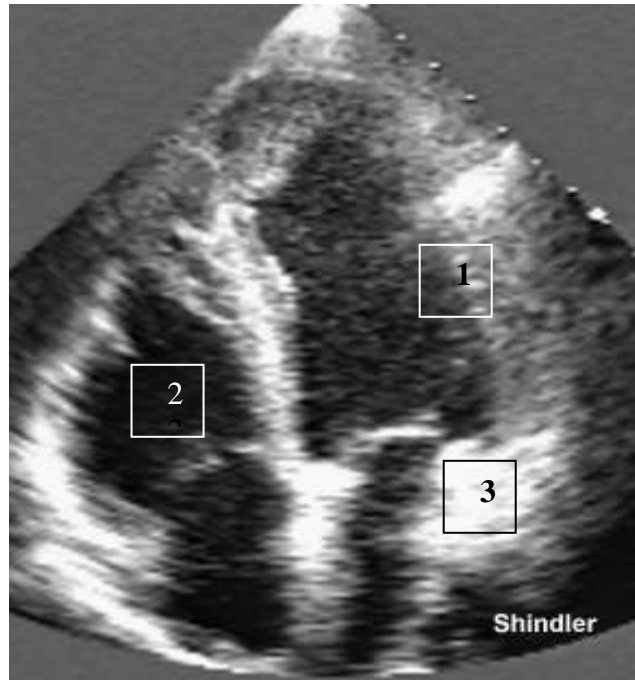
$$SNR = \frac{\mu}{\sigma} \quad \text{العلاقة:}$$

حيث μ و σ تمثلان المعدل والانحراف المعياري للمنطقة المستقطعة وأن ارتفاع هذه النسبة يشير إلى جودة المرشح المستخدم. لقد تم عرض النتائج بطريقتين الأولى عن طريق رسم منحنيات الاحتمالية التراكمية، والثانية باستخدام الجداول لغرض تقييم النتائج. أعتدت في هذه الدراسة صورة للجانب الأيسر من القلب أنقطت بواسطة جهاز الصدى القلب (Echocardiography) في مستشفى (مرجان التعليمي) لأمراض القلب: توضح الصورة الأولى (1) تضخم البطين الأيسر مع تكلس وتري تاجي. بينما توضح الصورة الثانية (2) وجود تجلط في الجانب الأيسر من القلب. والشكل (6) يبين الصور الأصلية والمناطق الثلاث المستقطعة ($R1, R2, R3$) وهي ذات مستويات شدة رمادية تتراوح بين (255 - 0) وبحجم (300*302).

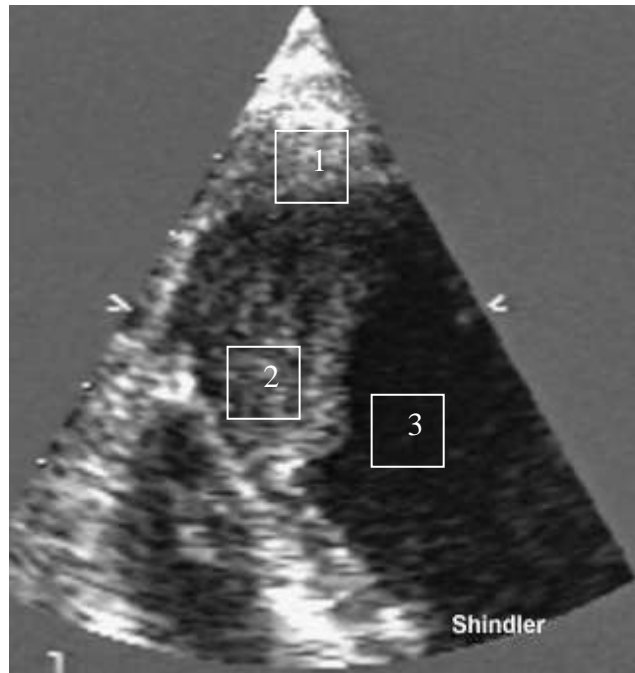


شكل (5) : (1) صورته للقلب بواسطة جهاز الصدى القلبي Echocardiography نموذج (2D- Mode) توضح وجود تضخم بالبطين الايسر مع تكلس وتري تاجي. (2) صورته نموذج (2D- Mode) توضح وجود تجلط في الجانب الايسر من القلب

(1)

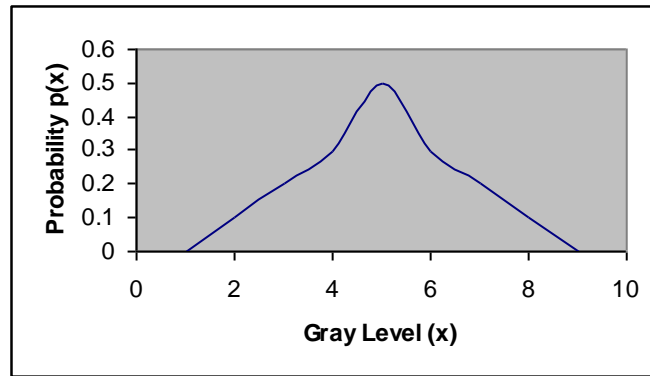


(2)

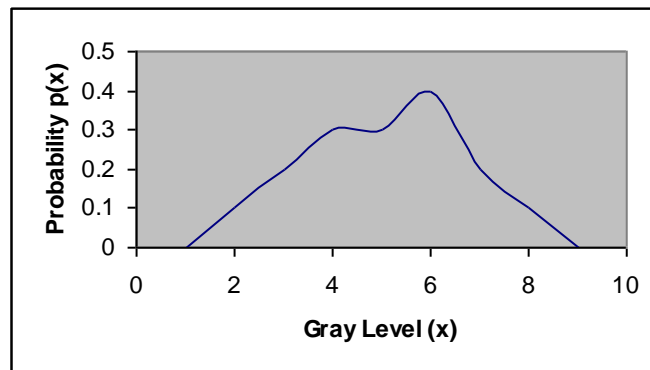


شكل (6) : صورتا القلب الاصيلتان اعدتا للمعالجه حيث استقطعت من كل صورته ثلاث مناطق متجانسه ومختلفه في مستويات الشده الرماديه (R1,R2,R3).

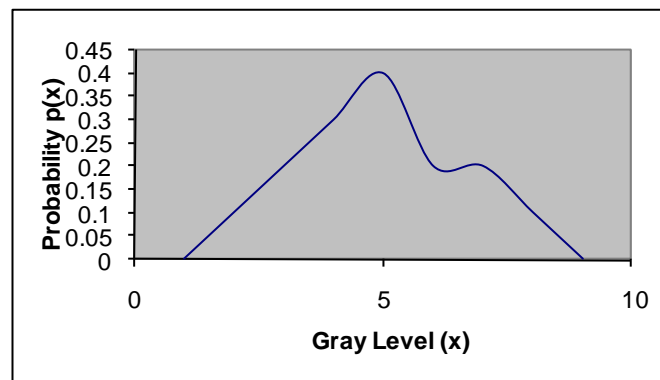
(R1)



(R2)



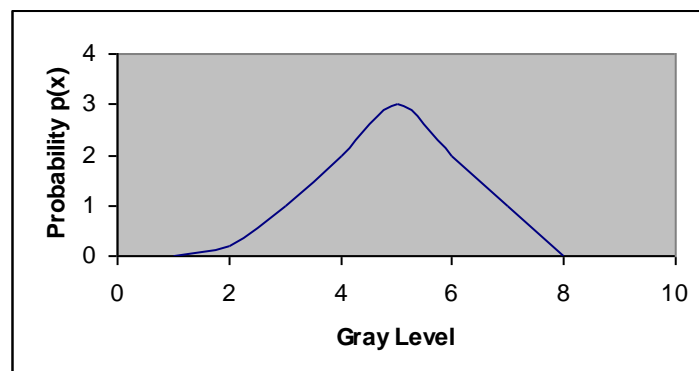
(R3)

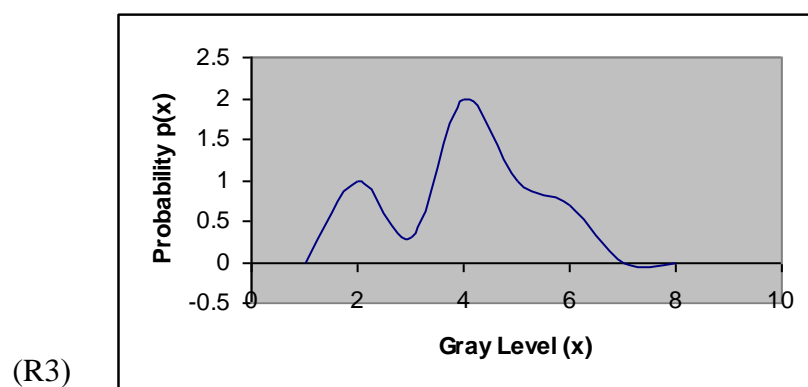
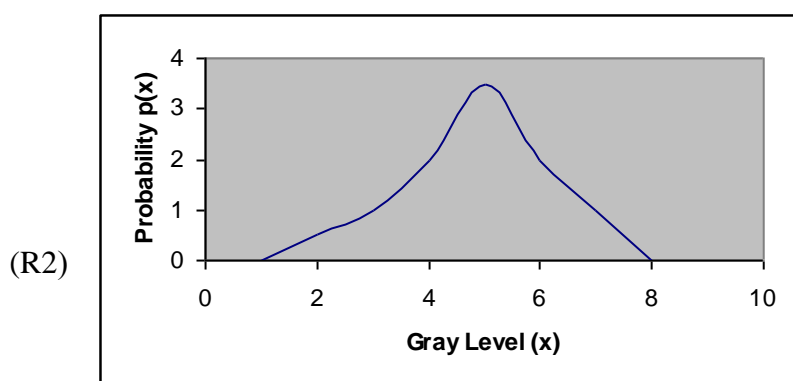


A3

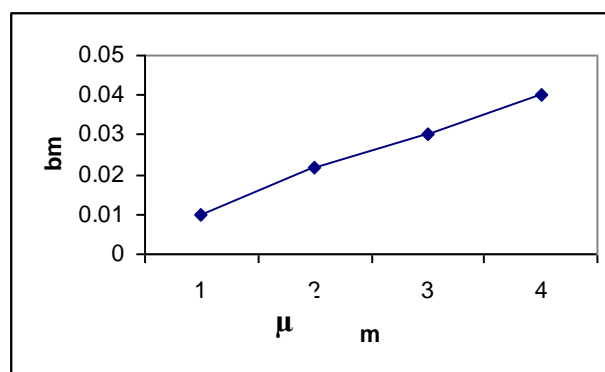
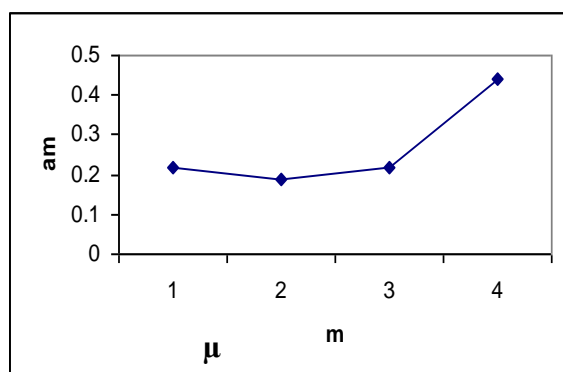
شكل (7) : المخطط التكراري لتوزيع مستويات الشدة الرمادية للمناطق (R1,R2,R3) للصورة (1).

(R1)

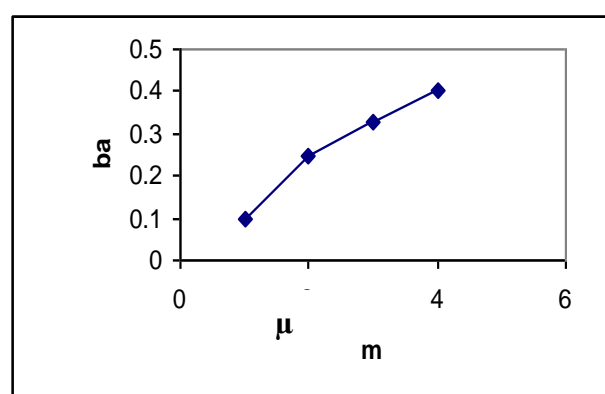
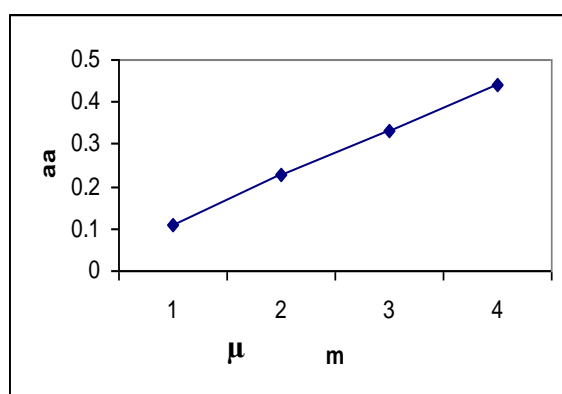




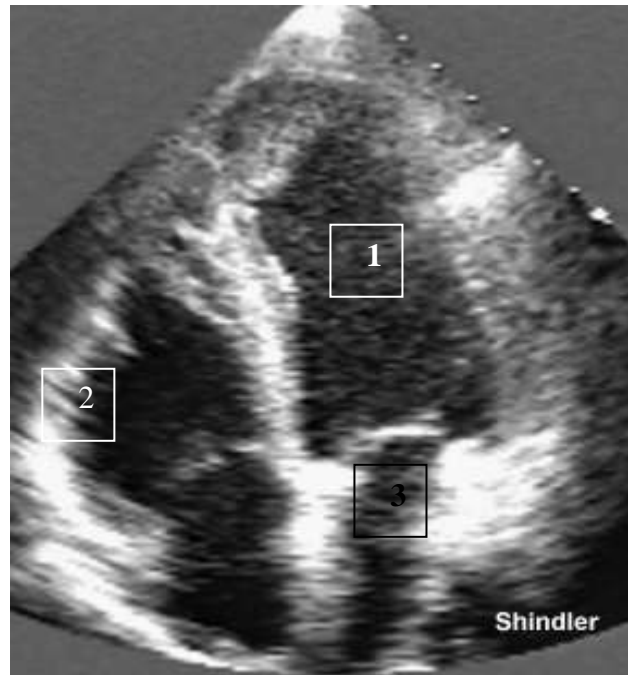
شكل (8): المخطط التكراري لتوزيع مستويات الشدة الرمادية للمناطق (R1,R2,R3) للصوره (2).



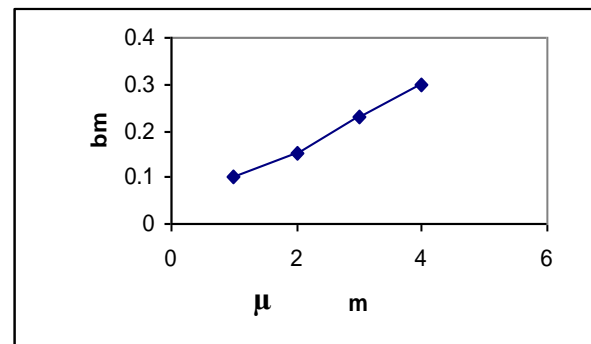
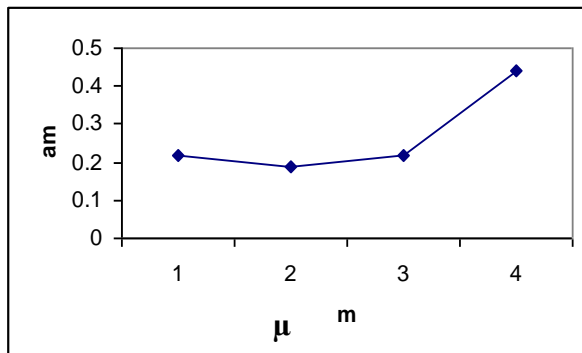
(a)



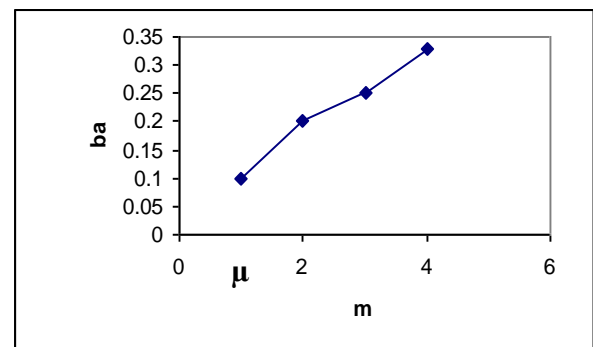
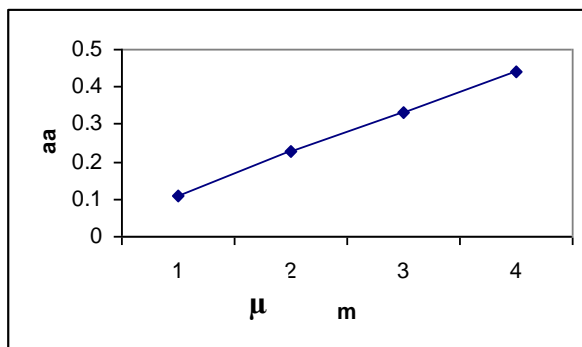
(b)



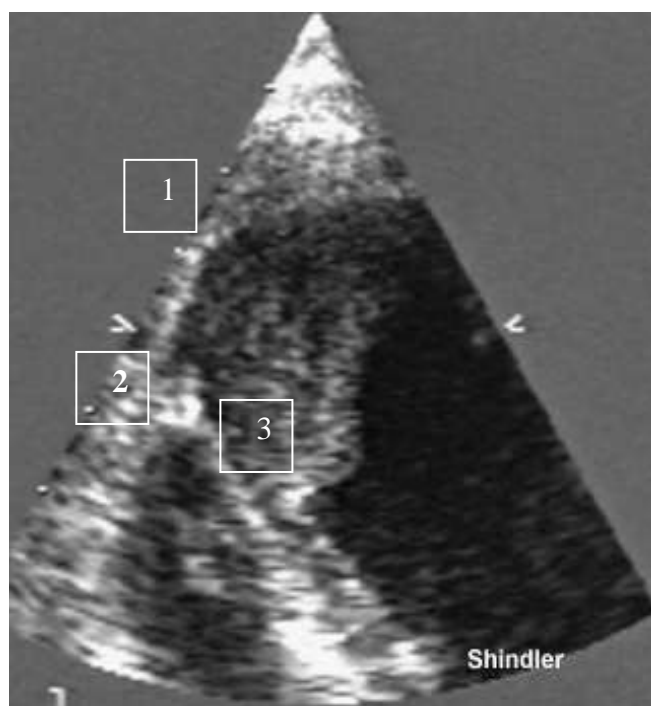
شكل (9): (a) العلاقة بين المعدل والثابت المحسوبة للمؤثر الضربي للمناطق الثلاث المستقطعة من صورة القلب الاصيليه (1) (b) . العلاقة بين المعدل والثابت المحسوبة للمؤثر الجمعي للمناطق الثلاث المستقطعه .



(a)



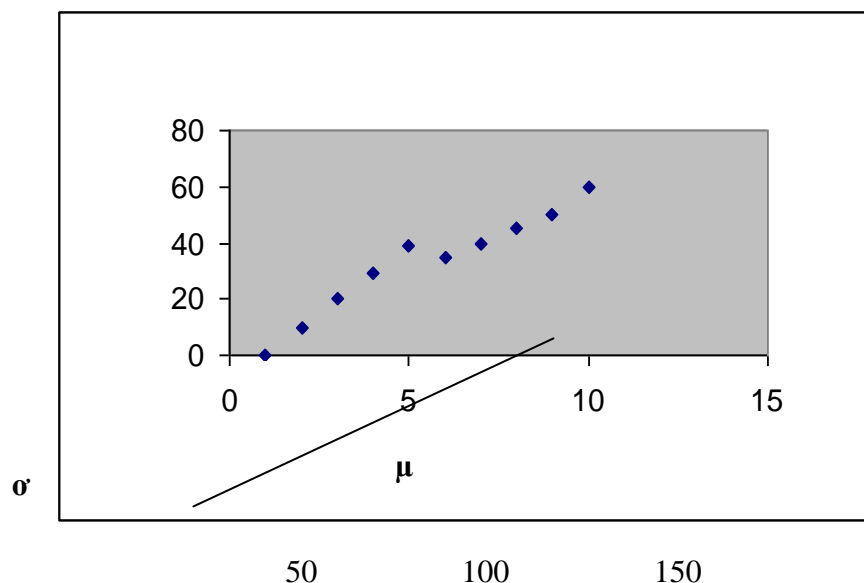
(b)



شكل (10): (a) العلاقة بين المعدل والثوابت المحسوبة للمؤثر الضربي للمناطق الثلاث المستقطعة من صورة القلب الاصيليه (2) . (b) العلاقة بين المعدل والثوابت المحسوبة للمؤثر الجمعي للمناطق الثلاث المستقطعة .

جدول(1): يبين المعدل μ والانحراف المعياري σ لعدد من المناطق المتجانسه والمستقطعة من الصوره الاصيليه رقم(1).

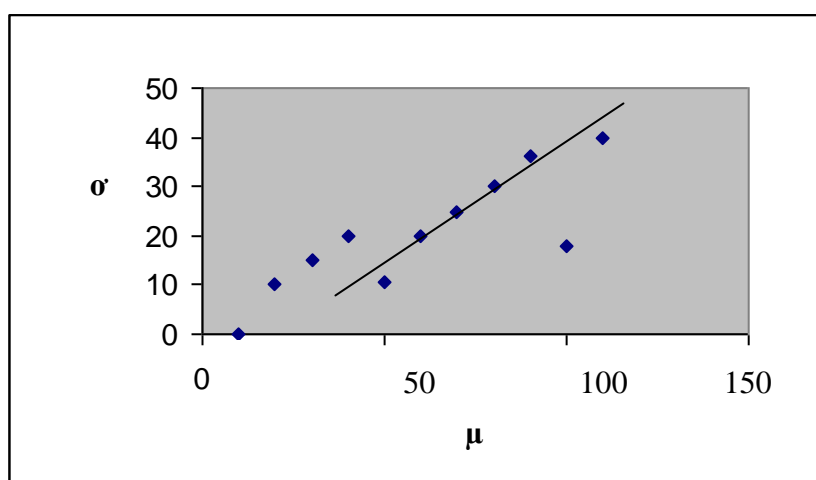
No of Regions	μ	σ
R1	10.123	0.332
R2	22.103	10.323
R3	34.101	20.301
R4	40.343	26.731
R5	50.121	41.102
R6	60.431	37.412
R7	70.676	38.101
R8	80.556	40.222
R9	92.234	42.204
R10	111.121	60.267



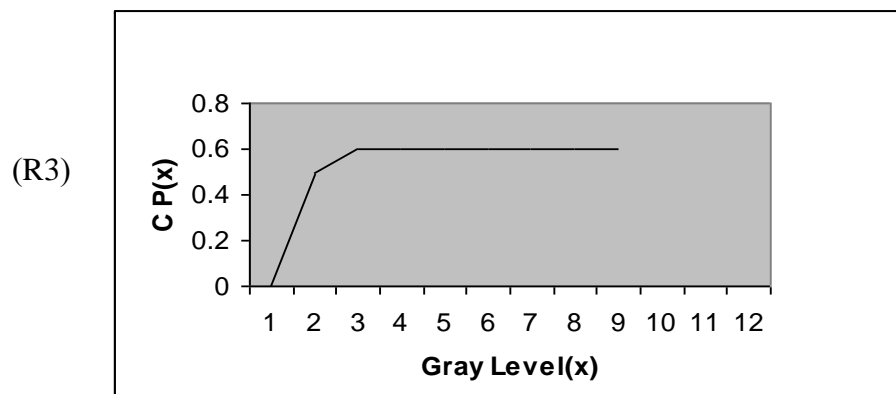
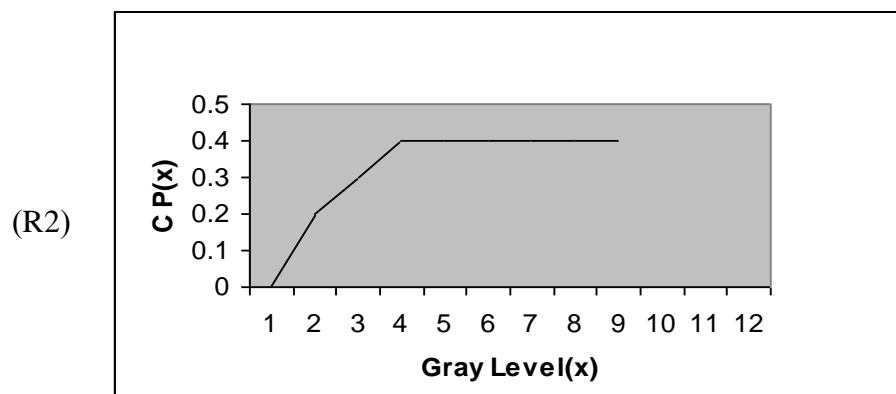
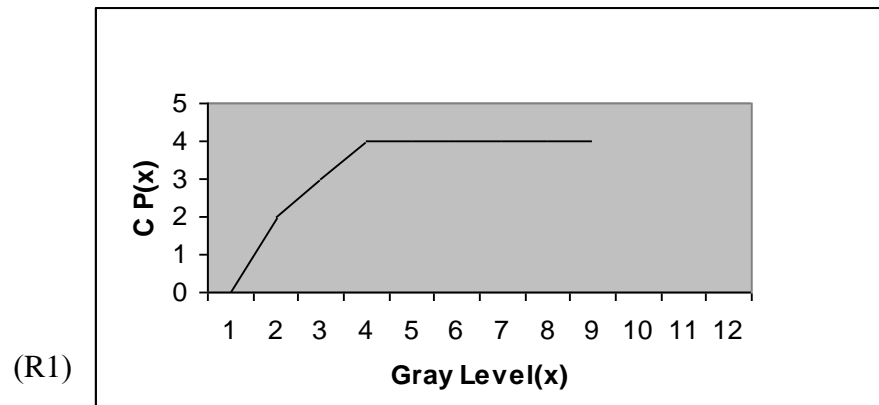
شكل (11) : يوضح العلاقة بين المعدل (μ) والانحراف المعياري (σ) لعدد من المناطق المتجانسة والمستقطعه من صورة القلب الاصليه رقم (1).

جدول (2): يبين المعدل μ والانحراف المعياري σ لعدد من المناطق المتجانسة والمستقطعه من الصورة الاصليه رقم (2).

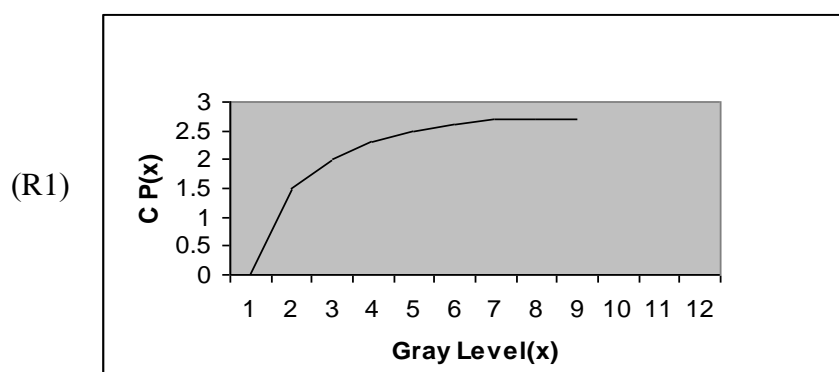
No of Regions	μ	σ
R1	10.333	0.121
R2	20.632	10.234
R3	39.231	15.554
R4	41.108	20.102
R5	50.111	11.765
R6	59.542	22.211
R7	66.351	30.109
R8	70.121	38.301
R9	88.321	40.124
R10	100.121	16.107

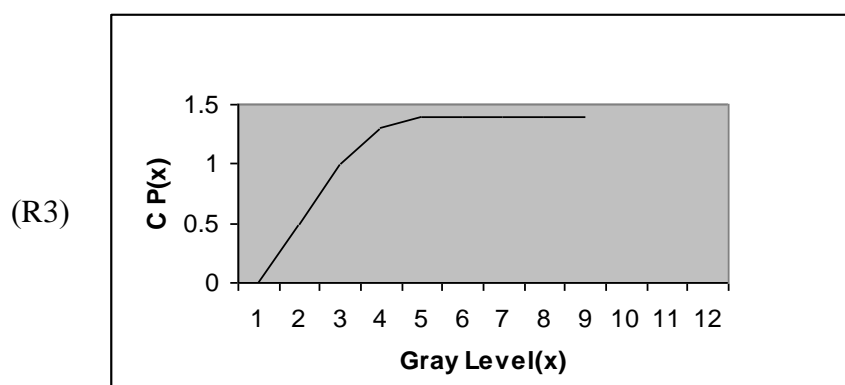
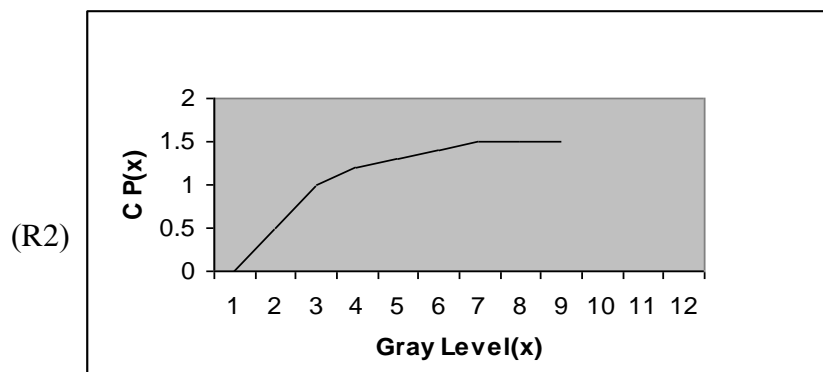


شكل (12) : يوضح العلاقة بين المعدل (μ) والانحراف المعياري (σ) لعدد من المناطق المتجانسة والمستقطعه من صورة القلب الاصليه رقم (2).

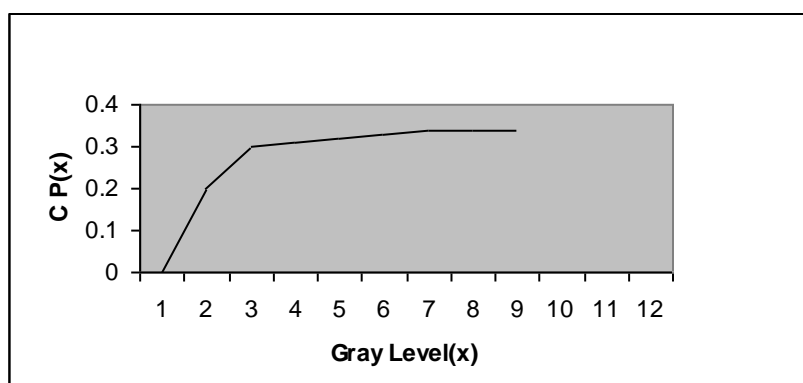
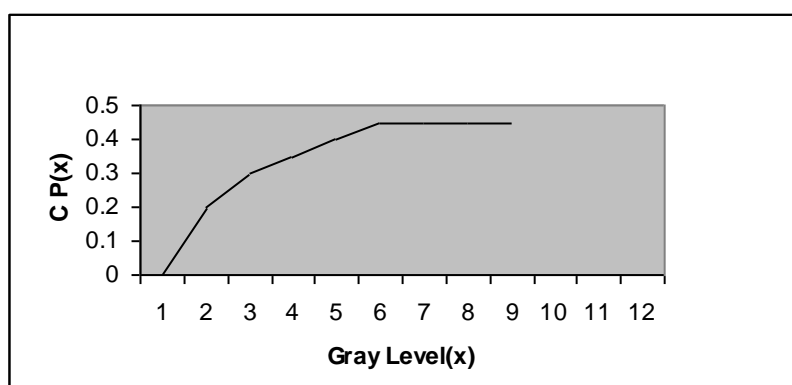


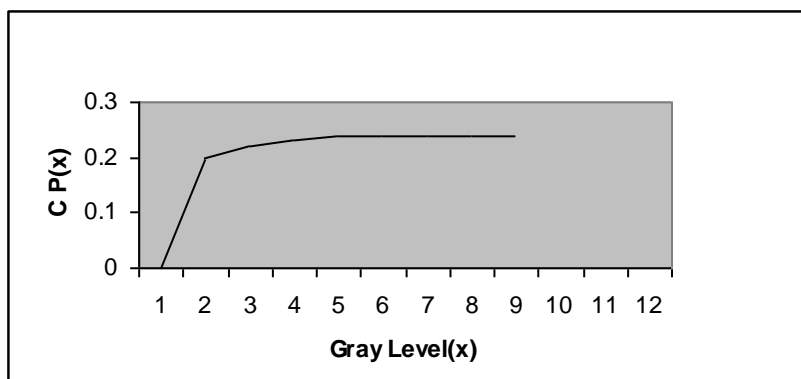
شكل (13): يوضح مخطط الاحتماليه التراكميه للمناطق (R1,R2,R3) المتجانسه للصوره الاصليه رقم (1).





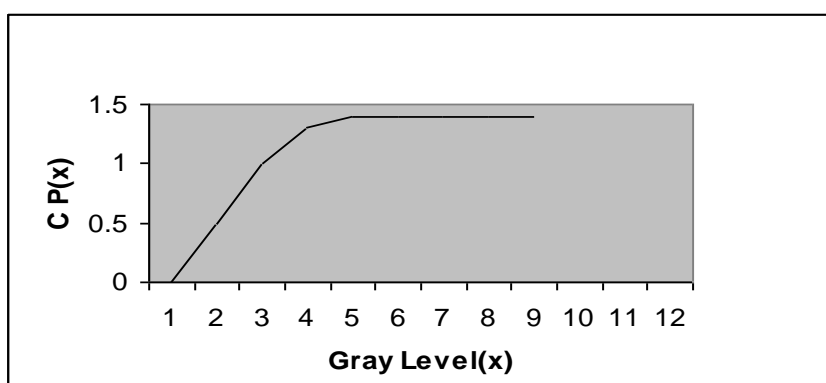
شكل (14): يوضح مخطط الاحتماليه التراكميه للمناطق (R1,R2,R3) المتجانسه للصورة رقم (1) المحسنه باستخدام مرشح فروست (FF).



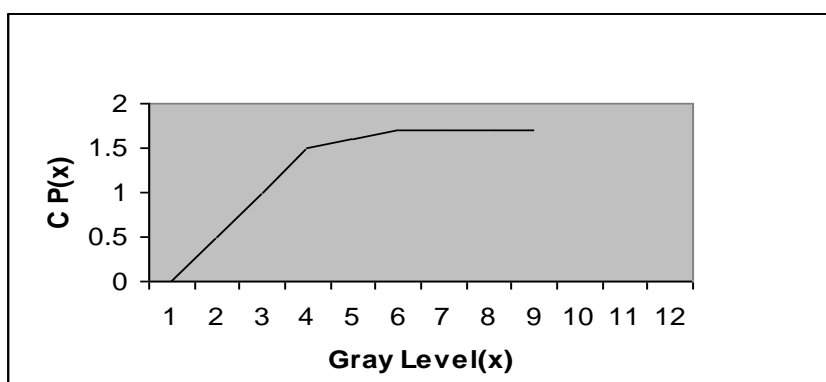


(R3)

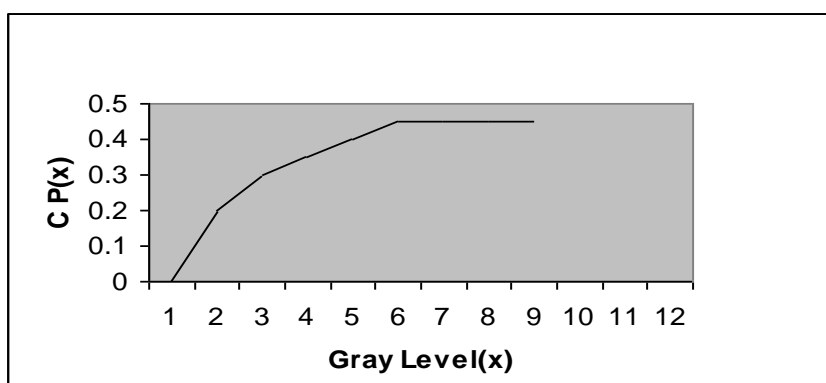
شكل (15): يوضح مخطط الاحتماليه التراكميه للمناطق (R1,R2,R3) المتجانسه للصوره الاصليه رقم (2).



(R1)



(R2)



(R3)

شكل (16): يوضح مخطط الاحتماليه التراكميه للمناطق (R1,R2,R3) المتجانسه لصورة القلب رقم (2) المحسنه باستخدام مرشح فروست (FF).

جدول (3): نتائج حساب (μ) و (σ) و SNR للمناطق الثلاث المتجانسه (R1,R2,R3) والمستقطعه من صورة القلب الاصليه (1)

Original Image (1)	No.Of Regions	μ	σ	SNR
	R1	33	20	1.65
	R2	89	25	3.56
	R3	120	40	3

جدول (4): نتائج حساب (μ) و (σ) و SNR للمناطق الثلاث المتجانسه (R1,R2,R3) والمستقطعه من صورة القلب (1) المحسنه باستخدام مرشح فروست (FF).

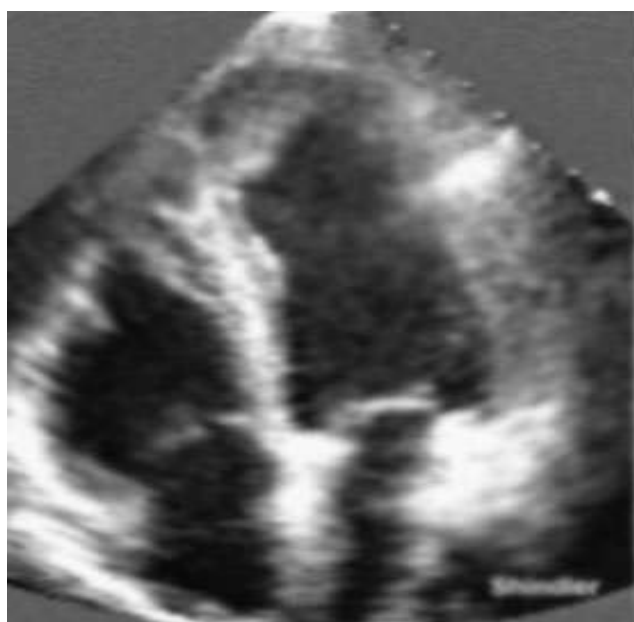
Frost,s Filter	No.Of Regions	μ	σ	SNR
	R1	35	15	2.333
	R2	84	18	4.666
	R3	120	20	6

جدول (5): نتائج حساب (μ) و (σ) و SNR للمناطق الثلاث المتجانسه (R1,R2,R3) والمستقطعه من صورة القلب الاصليه (2).

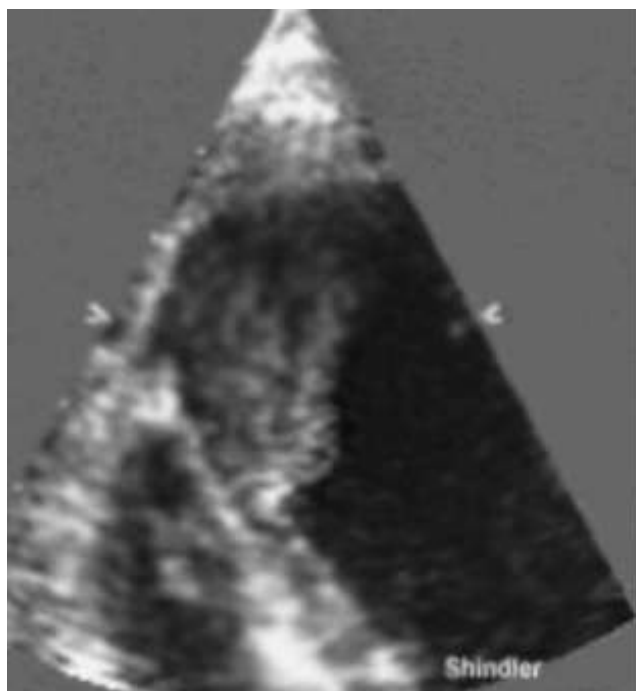
Original Image (2)	No.Of Regions	μ	σ	SNR
	R1	37	21	1.761
	R2	90	19	4.736
	R3	99	39	2.538

جدول (6): نتائج حساب (μ) و (σ) و SNR للمناطق الثلاث المتجانسه (R1,R2,R3) والمستقطعه من صورة القلب (2) المحسنه باستخدام مرشح فروست (FF).

Frost,s Filter	No.Of Regions	μ	σ	SNR
	R1	37	12	3.083
	R2	92	15	6.133
	R3	100	20	5



(1)



(2)

شكل (17): صورنا الصدى القلبي (Echocardiography) بعد استخدام مرشح فروست (FF) للمعالجة.

نتائج تحليل وتحسين وإزالة الضوضاء باستخدام مرشح فروست:

من خلال مشاهدة الصورة الأصلية شكل (5) صور 1 و 2 نلاحظ وضوح ظاهرة التبقع الناتجة عن الضوضاء التشاكهية والتي هي من أهم سمات الصورة فوق السمعية، وهذا يعني أن الضوضاء الضريبية تسيطر على المظهر العام للصورة. في الشكل (7) و (8) الذي يوضح المخطط التكراري لمستويات توزيع الشدة الرمادية للمناطق الثلاث المستقطعة من الصورتين الأصليتين (R1,R2,R3) ونلاحظ أن الضوضاء التشاكهية السائدة في الصور فوق السمعية تخضع لتوزيع (رايلي). نلاحظ من خلال رسم العلاقة بين المعدل μ وكل من الثوابت (a_m, b_m) للضوضاء الضريبية و (a_a, b_a) للضوضاء الجمعية، أن العلاقة المرسومة بين المعدل μ والثابت a_m يتخذ سلوكا يختلف عن باقي الأشكال وتظهر مثل هذه الحالة عندما يسود تأثير أحد المؤثرين احصائيا على الصورة كما في الشكل (9) و (10)، أما في شكل (11) و (12) الذي يوضح العلاقة بين المعدل μ والانحراف المعياري σ الذي يتم حسابه من معادله (4) لعدد من المناطق المتجانسة والمستقطعة من الصورة الأصلية إلى أن الضوضاء الظاهرة في الصورة هي من النمط الضربى و الجدول (1) و (2) يبين قيم المعدل والانحراف المعياري المحسوبة للمناطق المستقطعة. كما نلاحظ عند مقارنة الصورة الأصلية مع الصورة المحسنة باستخدام مرشح فروست حدوث تحسن في مظهر الصورة حيث أدى استخدام هذا المرشح إلى اختزال التبقع وتقليل هذه الظاهرة لكون الضوضاء التي كانت سائدة في الصورة من النمط التشاكهي شكل (17). كما أظهرت نتائج الاختبار الكمي من خلال مخطط الاحتمالية التراكمية في الشكل (13,14,15,16) جودة مرشح فروست FF لإزالة ظاهرة الضوضاء التشاكهية في الصورة إذ يلاحظ أنه تم الحصول على أكبر انحسار لمدى منحنيات الاحتمالية التراكمية للشدة الرمادية حول قيم المعدل للمناطق الثلاث المستقطعة مع ملاحظة أن المنحنى متجانس ولا يحتوي على تعرجات حادة، كما يلاحظ أن عملية الترشيح قد أدت بشكل عام إلى زحف المناطق ذات الإضاءة العالية إلى مناطق ذات إضاءة قليلة وبالعكس وهذا يحدث بسبب التنعيم (Smoothing) الذي يقوم به المرشح على قيم مستويات الشدة الرمادية (العالية جدا والواطنة جدا) في الصورة أما بالنسبة إلى نتائج الاختبار الكمي الخاص بنسبة الإشارة إلى الضوضاء SNR نلاحظ ارتفاع هذه النسبة وهو ناتج عن انخفاض قيمة الانحراف المعياري σ مع بقاء قيمة المعدل μ ثابتة لاحظ جدول (3,4,5,6).

الاستنتاجات Conclusion:

1. كانت نتائج تمييز وتحليل الضوضاء باستخدام طريقة فصل المؤثرات الضوضائية ناجحة في تمييز النمط الضوضائي السائد في صور جهاز الصدى القلبي Echocardiography.
2. اثبتت النتائج كفاءة مرشح فرست (FF) في ازالة نوع الضوضاء السائد في الصور وهو مرشح يستخدم في ازالة الضوضاء التشاكهية مما يؤكد على انها هي السائدة في صور الجهاز المستخدم للدراسة.

التوصيات:Recommendations

1. استخدام تقنيات اخرى في عملية فصل الضوضاء من صور جهاز الصدى القلبي وتحديد كفاءة المرشح المستخدم.
2. استخدام مرشحات اخرى تعتمد الاحصائيات الموضوعية للصورة ومقارنة النتائج.

Reference:

1. Booth, B., Neighbour, R., and Li, X. (2006). **On agricultural ultrasound imagesegmentation. In Proceedings of IEEE International Conference on Signal Processing**, (2006).
2. Michailovich O. V. and Tannenbaum .A. :**“Despeckling of medical ultrasound images,”** IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectricsand Frequency Control, vol. 53, no. 1,(2006).
3. Armstrong,W.F. and Feigenbaum , H.:**“ Echocardiography”** . 6th ed . In : Braunwald E. and Zipes D.P. , eds . Heart Disease . New York . W.B. Saunders Company, (2001) .
4. Kertztechnik , A.G.: **"Voluson 530 d"** Cataloge of the Instrument (1997).
5. Mitsubishi,: **"Video Copy Processor "** Catalog of the instrument (1997).
6. Palmer, P.E.S.: **"Basic of Ultrasound"** in Manual of Diagnostic Ultrasound Geneva , World healthy organization. (1998).
7. Francis, , J.F.: **“ Ultrasound ”** . In : it's application in Medicine an Biology .vol 3 .New York Elsrevier Scientific Publishing Company (1978).
8. Gonzales ,R.C and Wood ,R.E.: **"Digital Image Processing"** Addison-Wesley ,Reading (1992)
9. Frost, V.S., Stiles, J.A., Josephine, A., Shanmugan, K. S., and Holtzman, J.C., **A Model for Radar Images and Its Application to Adaptive Digital Filtering of ltiplicative Noise. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, Vol. PAMI-4, No. 2, (1982).
10. Jain, A.K.: **"Fundamentals of Digital Image Processing"**, University of California Davis , Prentice-Hall of India Private Limited, New Delhi, (2000).
11. Starck, J.L., Murtagh, F., Bijaoui, A.,: **"Image Processing and Data Analysis"**, The multiscale approach. Cambridge University Press. 1998.
12. Andrews, H.C., Hunt, B.R.,: **"Digital Image Resstoration"**, Prentice-Hall, Engle-Wood Cliffs. 1977
13. Lopes, A ., Touzi, R., and Nezey, E., **"Adaptive Speck Filter and Scene Hetreogeneity' Computer Trans"** , GE-28, No.6. (1990).
14. Sangwin S. J. , and Horn R. E. .: **"The Color Image Processing"**, Hand Book, WCB / MC Grow-Hill, New York, (1998).
15. Pandit S. M. and Joshi G. A. .: **"Journal of Engineering for Industry"**, v: 116, (1994).
16. Phillips D.,: **"Image Processing in C"**, BPB Publication, New Delhi, (1995).
17. Starck J. L. . Murtagh, F. and Bijaoui A. : **"Image Processing and Data Analysis"**, Cambridge University Press, Cambridge,(1998).
18. Kurz. L,m and Benteftifa, M. H.: **"Analysis of Variance in Statistical Image Processing"**, First Published, Cambridge University press, Cambridge, (1997).
19. Umbaught .S. E. : **"Computer Vision and Image Processing: A Partial Approach Using CVIP Tools"**, Prentice Hall, PTR. Upper Saddle River, Nj 07458, 1998.
20. Goodman .J. W. : **"Some Fundamental Properties of Speckle"**, Vol. 66, No. 11, (1976).