

استخدام مجموعة السويات في تحديد حافات الكتل في الثدي ضمن صور الأمواج فوق الصوتية

م. زينة كسرى حدّاد*

د.م. أيمن الصابوني**

الملخص

يساعد الكشف المبكر عن سرطان الثدي الذي يعدّ ثاني أسباب الوفاة عند النساء في العالم في تحسين فرص الشفاء. يسمح التصوير بالأمواج فوق الصوتية لاختصاصي الأشعة التمييز مبدئياً بين أشكال الكتل واعتماداً على هذا التقييم تُؤخَذُ الخزعات. صُمِّمَ في هذا البحث نظام كشف بمساعدة الحاسوب لتحديد حافات الكتل في صور الأمواج فوق الصوتية باستخدام طريقة مجموعة السويات. يتضمن هذا النظام إزالة الضجيج من صور الأمواج فوق الصوتية للثدي باستخدام مرشح وسطي لا محلي له القدرة على إزالة الضجيج النقطي مع المحافظة على معلومات الصورة، ومن خلال واجهة التعامل مع المستخدم تُحدَّدُ الحافات مبدئياً لنقوم بعدها بطريقة مجموعة السويات بتحديد حافات الكتل. أعطت هذه الطريقة نتائج جيدة عند إجراء مقارنة بين الحافات المحددة بالبرنامج والحافات التي رسمها اختصاصي الأشعة ليصل التناظر لنسبة 96%. هذه النتائج الجيدة تفتح الأبواب أمام بحوث مستقبلية للوصول إلى إمكانية تطبيق هذا النظام ضمن العيادات والمراكز الطبية.

الكلمات المفتاحية: سرطان الثدي، تجزئة، ضجيج نقطي، مجموعة السويات، مرشح وسطي لا محلي، حافات أولية، سطوح التضمين.

* أعد هذا البحث في سياق رسالة الماجستير - م. زينة كسرى حدّاد بإشراف د.م. أيمن الصابوني، قسم الهندسة الطبية، كلية الهندسة الكهربائية والميكانيكية، جامعة دمشق.

**دكتوراه في الهندسة الطبية، كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية، جامعة دمشق

1. المقدمة:

يعدُّ مرض السرطان مسبب الوفاة الثاني في البلدان المتقدمة والثالث في البلدان النامية، إذ إنَّ واحداً من كل ثماني وفيات في العالم سببها السرطان. ويمثل سرطان الثدي أكثر أنواع السرطان شيوعاً وتهديداً للحياة عند النساء. وعلى الرغم من ارتفاع معدل انتشار المرض لكن سببه مازال مجهولاً، لذلك فإن الكشف المبكر عنه هو الخطوة الأولى للعلاج. يعدُّ التصوير الطريقة الأساسية للكشف عن سرطان الثدي وهو يتضمن التصوير بأشعة X أو ما يعرف باسم الماموغرام (mammography) والتصوير بالأمواج فوق الصوتية (sonography).

يعدُّ تصوير الثدي بالأمواج فوق الصوتية إجراءً مكملًا للماموغرام في المساعدة على الكشف عن الكتل. ويهدف تسهيل مهمة مختص الأشعة في تقييم الصور الطبية طُورَ نظام الكشف بمساعدة الحاسوب لزيادة دقة الكشف والتشخيص من خلال عملية التجزئة التي تقوم بتحديد حافات الكتل في صور الأمواج فوق الصوتية. فكانت محور البحوث للحصول على الطريقة التي تعطي أفضل النتائج.

2. تجزئة صور الأمواج فوق الصوتية:

تعرف التجزئة (Segmentation) بأنها العملية التي تقسم صورة ما إلى مكوناتها وتعدُّ المرحلة الأساسية في نظم الكشف بمساعدة الحاسوب. تبنى خوارزميات تجزئة الصورة عادة على إحدى الخاصيتين الأساسيتين لقيم السويات الرمادية [1]: الانقطاع (discontinuity) والتشابه (similarity). ولكن إجراء عملية التجزئة الدقيقة مباشرة على صور الأمواج فوق الصوتية يعدُّ صعباً بسبب [2]:

- الضجيج والخيال.
- التباين الضعيف لبني محددة في الثدي.

- تباين التجاوب للأمواج فوق الصوتية للعقد.

لذلك لا بدَّ من دراسة الطرائق المتوافرة لمعرفة إمكانية استخدامها في تجزئة صور الأمواج فوق الصوتية.

3. طرائق تجزئة صور الأمواج فوق الصوتية للثدي:

هناك نوعان من الطرائق المستخدمة في تجزئة الصور الرقمية وهي:

1.3. الطرائق التقليدية:

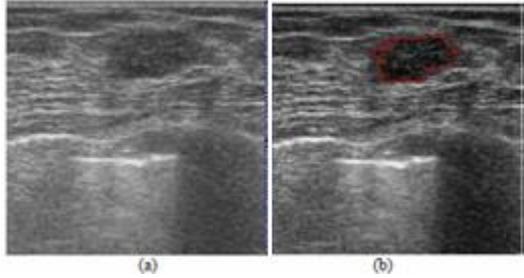
وتتضمن التجزئة المعتمدة على الحافات التي تكشف الحد بين منطقتين لهما خصائص سويات رمادية متميزة نسبياً. لكن هذه الطريقة ليست مصممة لاكتشاف الانقطاعات في كثافة الصورة ومن ثمَّ فهي ليست مناسبة لصور الأمواج فوق الصوتية. [1]

أمَّا طريقة التجزئة المعتمدة على المنطقة التي تُجزئُ صورة ما إلى مناطق إمَّا عن طريق الشطر والدمج (split and merge) أو عن طريق توسيع المناطق (region growing). إن حساسية التجزئة المعتمدة على المنطقة للضجيج والبقع في صور الأمواج فوق الصوتية تجعلها غير قادرة على تحديد الحافات المطلوبة للورم بشكل مرضي. لذلك تمَّ التوصل إلى طرائق أكثر ملاءمة لإجراء عملية التجزئة على صور الأمواج فوق الصوتية ومنها:

2.3. تحويل الحاجز المائي Watershed transformation :

هو نموذج موثوق به مستخدم بشكل واسع لحل عدد كبير من مشكلات تجزئة الصورة [3]. تعدُّ الصورة الرقمية كمخطط طبوغرافي ويقوم هذا التحويل بإيجاد خطوط الحافات المائية ضمن السطح وذلك بمحاكاة مستويات الماء التي تتدرج وصولاً إلى أخفض نقطة [4]. تشير حدة البكسل في الصورة إلى مقدار الارتفاع في المنطقة الموافقة في حين تمثل انخفاض حدة البكسل القسم الأخفض للحوض المائي، وتُرسَّم الحدود المستمرة للصورة بعرض واحد بكسل. كما موضَّح في الشكل (1):

برمجياً أو من قبل المستخدم، كما يمكن إضافة شرط الضغط لجعل النموذج يتسع مثل البالون أو فقاعات الصابون. تُصغَّرُ هذه الطاقة بواسطة التخفيض التدريجي التكراري لتحرك النموذج تبعاً لمعادلات الحركة المشتقة باستخدام التدرج. تتميز هذه الطريقة عن تقنيات التجزئة الأخرى للصورة بأنها تستجيب لحركة ملامح الصورة، وهي مستخدمة بشكل واسع لتحديد حافات العناصر في صور الأمواج فوق الصوتية. كما هو موضح في الشكل (3).

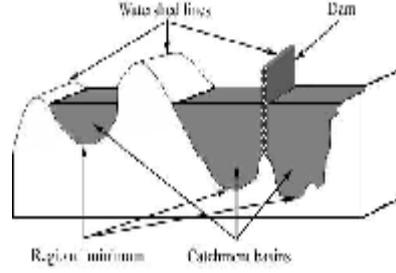


الشكل (3): تجزئة صورة أمواج فوق الصوتية للثدي باستخدام طريقة الحافة الفعالة:

- a- تمثل صورة أمواج فوق الصوتية للثدي
- b- تمثل الصورة الناتجة عن ACM [5]

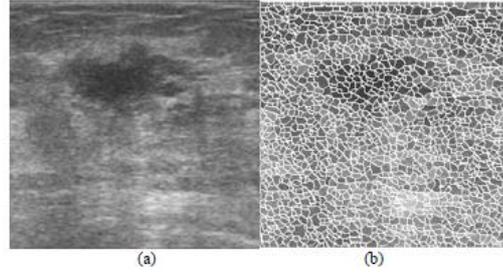
تقتصر الأفعى على تحديد الملامح اعتماداً على قوة الحافات في الصورة متجاهلة الملامح الأخرى أي إنها لا تستفيد من معلومات البنية أو اللون، لذلك من الصعب استخدامها عندما تكون الحافات ضعيفة ومشوشة كما هي الحال في صور الأمواج فوق الصوتية للثدي لأن الأفعى تتوه عن الحافات المطلوبة بالحافات القريبة التي لا تنتمي إلى الملامح المرغوب فيها.

ومن هنا نلاحظ أن طرائق التجزئة السابقة التي دُرِسَتْ كُلُّهَا تتضمن العديد من الميزات لكنها تبقى محدودة القدرة في الكشف عن حافات الكتل في صور الأمواج فوق الصوتية. لذلك فقد إقْتَرِحَتْ طريقة مجموعة السويات التي أثبتت قدرة على تحديد حافات الصور في



الشكل (1): التمثيل الطبوغرافي لتحويل الحاجز المائي [3]

إن مشكلة هذه الطريقة هي زيادة التجزئة (over segmentation) التي تسبب رسم حدود غير صحيحة للصور نتيجة الضجيج والشكل غير المنتظم للنسيج. كما هو موضح في الشكل (2):



الشكل (2): تجزئة صورة أمواج فوق الصوتية للثدي باستخدام تحويل الحاجز المائي [4]:

- a تمثل صورة أمواج فوق الصوتية للثدي
- b- تمثل الصورة الناتجة عن تحويل الحاجز المائي

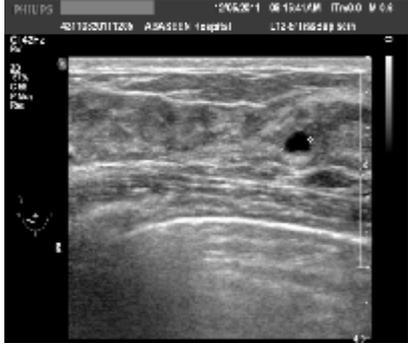
3.3 نموذج الحافة الفعالة Active contour model (ACM):

نموذج الحافة الفعالة المعروفة أيضاً بالأفعى هي عبارة عن منحنيات تخفيض الطاقة التي يعاد تشكيلها لتتلاءم مع معالم الصورة، حيث تلاحق الأفعى القيم الصغرى المحلية للطاقة الكامنة المولدة من عملية تحديد حافات أولية [5]. تؤمن قوى تعميم داخلية الصلابة والتواتر الذين يبقي النموذج ناعماً ومستمراً، في حين تمنع القوى الخارجية تشكل زوايا حادة [6]. تحدد قيم هذه القوى

1.4. تحصيل المعطيات:

تتضمن قاعدة البيانات صور الأمواج فوق الصوتية للثدي لـ 10 مرضى، 5 مصابين بورم حميد و5 مصابين بورم مشتببه بكونه غير حميد تراوح أعمارهم بين 22 و70 عاماً. يتفاوت عدد الصور بحسب وضع كل حالة وفق ما يراه الاختصاصي مناسباً.

أُجْرِيَ التصوير باستخدام جهاز (Philips iU22 xMATRIX) وبميز قدره (1024 X 768). يوضح الشكل (5) نموذجاً عن الصور المستخدمة في الدراسة.



الشكل (5): مثال لصورة أمواج فوق الصوتية لمریضة مصابة بكتلة.

تُقرأ الصورة من نوع (DICOM) ضمن بيئة (Matlab) باستخدام التعليمة (dicomread)، كما يمكن الحصول على معلومات الصورة باستخدام التعليمة (dicominfo).

2.4. المعالجة الأولية:

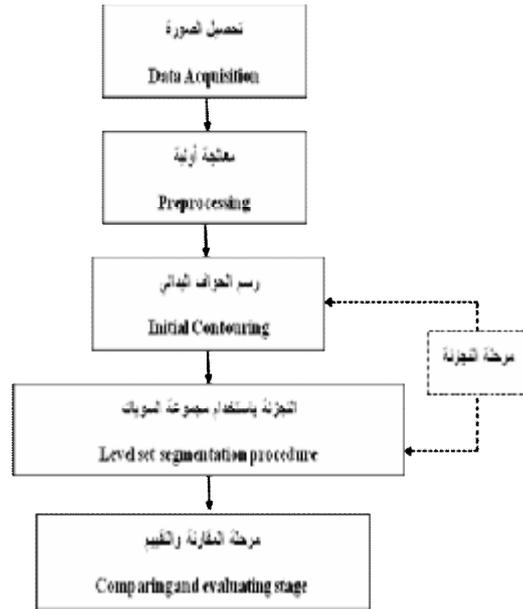
تمثل مرحلة المعالجة الأولية للصور خطوة مهمة قبل القيام بعملية التجزئة، فصور الأمواج فوق الصوتية تتضمن ضجيجاً نقطياً من نموذج الطي الذي يتولد خلال عملية التصوير، لأن قسماً من طاقة الأمواج فوق الصوتية عالية التردد تنعكس وتنتقل بشكل عشوائي عند الحدود بين نسيجين مختلفين في الاستجابة السمعية.

وبهدف الحصول على جودة تشخيص أعلى يفضل إجراء عملية إزالة للضجيج مع المحافظة على المعلومات التشريحية لتحديد المنطقة ذات الاهتمام بشكل دقيق وموثوق به. تركز الطريقة المستخدمة على تحسين

تطبيقات مختلفة، لاستخدامها على صور الأمواج فوق الصوتية للثدي بهدف الحصول على نتائج أكثر دقة في الكشف عن حافات الكتل ولاسيماً الخبيثة منها. وقد لُخِّصَت الطرائق السابقة مع حسناتها وسيئاتها في الجدول (1).

4. خوارزمية البحث:

إن الفكرة الأساسية من البحث هي استخدام طريقة مجموعة السويات (level-set) لتحديد حافات الكتل في صور الأمواج فوق الصوتية للثدي. ولتحقيق هذه الغاية لابد من القيام بعدة خطوات موضحة ضمن مخطط العمل في الشكل (4).



الشكل (4) خوارزمية العمل

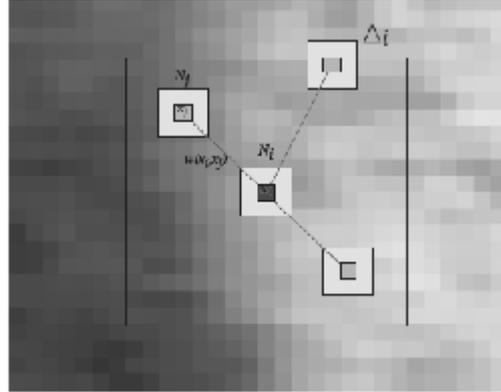
تتضمن مراحل العمل تحصيل صور الأمواج فوق الصوتية للثدي، يليها إجراء المعالجة الأولية للصورة باستخدام المرشح الوسطي اللامحلي (nonlocal means-based filter)، ثم تبدأ مرحلة التجزئة بتحديد الحافات البدائية للمنطقة المراد دراستها لتقوم بعدها الطريقة المقترحة بتحديد الحافات. وقد استُخدمت لغة MATLAB لتطبيق المراحل برمجياً.

$$NL(u)(x_i) = \sum_{x_j \in \Omega^{dim}} w(x_i, x_j) u(x_j) \quad (1)$$

إذ كل من $u(x_i)$ و $u(x_j)$ قيمة السوية الرمادية للعنصرين x_i و x_j على الترتيب في الصورة الأصلية، و $w(x_i, x_j)$ هي الوزن المعطى لـ $u(x_j)$ لتصحيح قيمة العنصر x_i وبذلك نحصل على صورة خالية من الضجيج. وقد كُتِبَ برنامج المرشح المستخدم ضمن بيئة (Matlab) كملف mfile. يوضّح الشكل (7) نموذجاً من ثلاث صور لإحداها الأصلية والضجيج الذي أُزيل من الصورة وأخيراً الصورة الخالية من الضجيج.

الصورة لامحلياً (nonlocal). إذ تُستبدل المقارنة المحلية للعنصر بمقارنة لامحلية للبقع، وبدلاً من أن يقارن السويات الرمادية بين العناصر المتجاورة التي تتأثر بشكل كبير بالضجيج يركز هذا المرشح على النماذج (patterns) حول العناصر، فنقارن عدة بقع (كل بقعة مؤلفة من مجموعة عناصر) لاختيار المواصفات الملائمة لتخفيض الضجيج [7].

فإذا عبّرنا عن صورة ذات سويات رمادية حاوية على ضجيج بالرمز u معرفة ضمن مجال Ω^{dim} (ونظراً إلى أننا نعمل على صور ثنائية البعد فإن $(dim=2)$))، نقوم بإجراء الدراسة ضمن مربع بحث Δ_i يحوي على العنصر المراد حساب السوية الرمادية المصححة له x_i وتقدر مساحته بـ $(2M+1)^{dim}$ ، وضمن مربع البحث هذا ندرس العناصر ضمن مربع صغير موضعي N_i يسمى بالرقعة ومساحته تقدر بـ $(2a+1)^{dim}$. كما موضّح في الشكل (6):



الشكل (6) يوضّح فرضية عمل المرشح الوسطي

[7] اللامحلي

ومن ثمّ فإن قيمة السوية الرمادية الجديدة للعنصر x_i التي نرمز لها بـ $(NL(u)(x_i))$ هي متوسط أوزان السويات الرمادية كلّها للعنصر $u(x_i)$ في الصورة كاملة Ω^{dim} وفق العلاقة الآتية:

المعتمدة في هذا البحث لتحديد حافات الكتل، إذ أثبتت قدرتها على حل مشكلة التجزئة للعديد من الصور المعقدة.

تتضمن عملية التجزئة باستخدام مجموعة السويات تحديد حافات بدائية ضمن الصورة التي أجري عملية المعالجة الأولية عليها ثم تطبيق البرنامج الذي يقوم بتحديث الموقع المحدد بشكل تكراري وفقاً لتابع السرعة المصمم لتحديد حافات المنطقة المرغوب بها.

1.3.4. الطريقة المقترحة مجموعة السويات Level set

: method

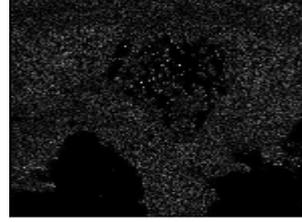
إن مشكلة التجزئة (segmentation) هي أنها تخفض القدرة على إيجاد منحنيات لإغلاق المناطق المهمة، إذ تجري نمذجة المنحنيات مباشرة باستخدام نقاط تحكم. ولكن هناك مشكلات تتعلق بتطوير هذه النقاط.

فإذا كان هناك منحنيان مغلقين وقريبين من بعضهما يجب أن يُدمَجَا في واحد، أو منحنى واحد يجب فصله إلى اثنين عندها لن تستطيع الخوارزميات ونقاط التحكم أن تتجاوب مع هذا الأمر. ولحل هذه المشكلة اعتمدت طريقة مجموعة السويات [8].

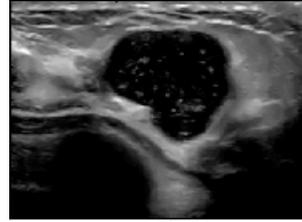
قُدِّمَتْ هذه الطريقة أول مرة من قبل العالمين Osher and Sethian عام 1988 من أجل التوسع الأمامي وطبقت على نماذج أمواج البحر والحمام المشتعلة. وكان العالم Malladi هو من استخدمها في الصور الطبية [9]. تقوم طريقة مجموعة السويات على إضافة ديناميكية إلى سطوح التضمين (implicit surfaces) التي فيها يُضمَّنُ مستوي ضمن مستوي ذي بعد أعلى كما موضَّح في الشكل (8).



(a)



(b)

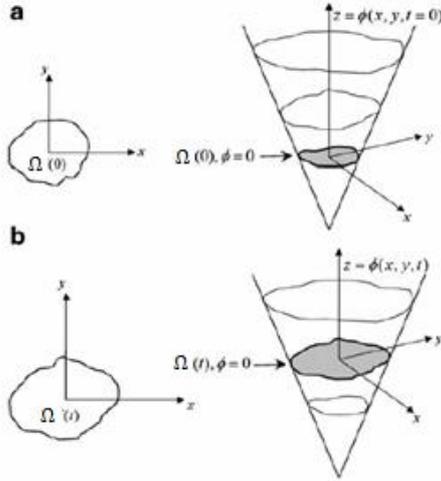


(c)

الشكل (7): إزالة الضجيج من صورة أمواج فوق الصوتية لكيسة ضمن الثدي
(a) الصورة الأصلية
(b) الضجيج الذي أُزيل
(c) الصورة الناتجة بعد الترشيح باستخدام مرشح الوسطي اللامحلي.

3.4. مرحلة التجزئة:

تعدُّ عملية التجزئة المسؤولة عن تحديد حافات الكتل، وقد شُرِّحَتْ بعض التقنيات المستخدمة في تجزئة صور الأمواج فوق الصوتية بشكل عام، وجرى توضيح أن تلك الطرائق غير قادرة على كشف حدود كتلة ما بدقة لأنها لا تستطيع تحديد التفرعات في تلك الحدود، الأمر الذي يؤدي إلى فقدان معلومات مهمة للكشف عن نوع الكتلة في صور الأمواج فوق الصوتية للثدي. لذلك اختيرت طريقة مجموعة السويات (level-set) لتكون الطريقة



الشكل (9) يوضح توسع منحنى مجموعة السويات حيث

(a) يوضح المنحنى الأولي والسطح المتجاوب معه

(b) يوضح المنحنى والسطح المتجاوب معه في اللحظة t . [10]

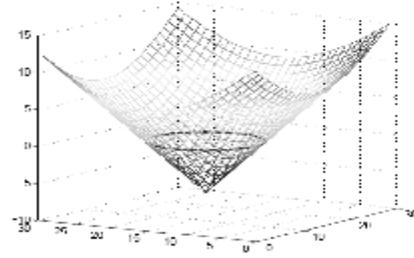
ونظراً إلى أن الفكرة الرئيسية من مجموعة السويات هي إضافة ديناميكية إلى سطوح التضمين، وهذا يتحقق من خلال افتراض أن السرعة عند كل نقطة من سطح التماس أي عندما $\vec{V}(x^*, t) = 0$ هي \vec{V} جهتها نحو الخارج وعمودية على التماس فنحصل على معادلة تحديد تطور تابع التضمين f مع الزمن t :

$$\phi_t + \nabla \cdot (\phi \vec{V}) = 0 \quad (6)$$

وتسمى بمعادلة مجموعة السويات (level set equation). ومن ثمّ يمكن استخدام طرائق رياضية لدراسة تطور f مع الزمن التي تسبب تحريك التماس عبر شبكة الإحداثيات.

2.3.4. آلية تطبيق التجزئة على الصورة:

إن الصورة التي يُزال الضجيج منها تخضع للتجزئة من خلال البرنامج المصمم اعتماداً على طريقة مجموعة السويات عن طريق واجهة تعامل مع المستخدم المصممة والموضحة في الشكل (10). تتألف خوارزمية تجزئة الصورة من مرحلتين، إذ تُطبَّق هذه الخوارزمية عدداً



الشكل (8) مخطط يوضح سطحاً دائرياً مطموراً ضمن

مخروط [8].

إن التمثيل غير المباشر للمنحنى بهذه الطريقة سيحل مشكلات دمج المنحنيات وفصلها دون مصاعب. يتضمن التمثيل الرياضي لمجموعة السويات ما يأتي: يعرف المنحنى المغلق Ω بأنه الجزء من السطح التي يكون عنده مستوى الحافات صفراً موضعاً في الشكل (9) وهو ما يعرف باسم المستوي الصفري (zero level set) لتابع سطح التضمين $f(x)$ إذ [10]:

$$\Omega = \{x : f(x, t=0) = 0\} \quad (2)$$

يعرف تابع سطح التضمين $f(x)$ وفق المعادلة:

$$\{x(t) : f(x(t), t) = 0\} \quad (3)$$

وبتطبيق قاعدة السلسلة نحصل على المعادلة (4):

$$f_t + \vec{N}f(x(t), t) \cdot \vec{x}(t) = 0 \quad (4)$$

إن تدرج سطح التضمين ∇f عمودي على حدود f وفي

اتجاه تزايديه ويعطى بالعلاقة (5):

$$\nabla \phi = \left(\frac{\partial \phi}{\partial x}, \frac{\partial \phi}{\partial y}, \frac{\partial \phi}{\partial z} \right) \quad (5)$$

الصورة. تتطلب طريقة مجموعة السويات إجراء عملية تحديد حافات أولية للمنطقة ذات موضع الاهتمام، وهو ما يكافئ المستوى الصفري الذي شُرح مسبقاً. وهذا ما يَنَحَقُّ بسهولة من خلال هذه الواجهة، لتبدأ عملية تنفيذ التجزئة.



الشكل (10) واجهة المستخدم لتطبيق التجزئة عند رسم الحدود الأولية ضمن الصورة.

تربط الواجهة مع البرنامج المصمم لإجراء خوارزمية التجزئة (Program_Personal.m) بلغة (Matlab)، ويجري التحكم ببارامترات البرنامج بحسب الحاجة. تحدد عدد مرات تكرار تنفيذ التجزئة بـ 200 مرة قابلة للتعديل بحسب الرغبة. كما يُحدَّد عدد مرات تطبيق عملية التضمين للشكل بـ (Nd=30) وعدد مرات تطبيق عملية التنعيم للمنحنى الناتج (Nr=3) باستخدام المرشح الغاوسي الذي حجم نافذته (Nv=1) وتباينه (3σ). ويوضَّح الشكل (11) نتيجة تطبيق عملية التجزئة على الصورة ضمن واجهة المستخدم.



الشكل (11) واجهة المستخدم بعد تطبيق التجزئة على الصورة.

من المرات (iteration) محددة من قبل المستخدم. يجري في المرحلة الأولى التضمين على أساس السرعة (V) المعتمدة على المعلومات من الصورة والمعطاة بالعلاقة (7):

$$V(I(x), \phi(x)) = H(\phi(x))(I(x) - v)^2 + (1 - H(\phi(x)))(I(x) - u)^2 \quad (7)$$

إذ (H) هو (Heaviside function)، (I) تمثل كثافة الصورة في حين (u و v) بارامترات تتغير عند كل دورة تضمين Nd وتعطى بالعلاقين الآتيتين (8) و(9):

$$v = \frac{\int_{\Omega} H(\phi(x)) \cdot I(x) dx}{\int_{\Omega} H(\phi(x)) dx} \quad (8)$$

$$u = \frac{\int_{\Omega} (1 - H(\phi(x))) \cdot I(x) dx}{\int_{\Omega} 1 - H(\phi(x)) dx} \quad (9)$$

في المرحلة الثانية تُجرى عملية التنعيم بواسطة المرشح الغاوسي الموضَّح بالمعادلة (10) ذلك بهدف تنعيم الحافات التي حصلنا عليها من المرحلة الأولى وتُكرَّر هذه العملية بمقدار Nr مرة:

$$G(x) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{1}{2\sigma^2}|x|^2\right) \quad (10)$$

وتُحدَّد قيمة التباين σ وحجم نافذة المرشح Nv من قبل المستخدم.

وتتوقف خوارزمية العمل بإحدى الحالتين الآتيتين:

- إذا بلغ عدد مرات تطبيق التجزئة (iteration) الحد الأعظمي المحدد من قبل المستخدم.
- إذا تحقق الشرط الآتي:

$$\forall x \in \Omega^{in} : \bar{V} > 0$$

$$\forall x \in \Omega^{out} : \bar{V} < 0$$

$$\forall x \in \Omega : \bar{V} = 0$$

وعندها يتم الحصول على حافات الورم المطلوبة في

5. نتائج تطبيق الدراسة وتقييمها:

تتألف قاعدة بيانات من 50 صورة أمواج فوق الصوتية لأنسجة ثدي مصابة بكتل لعشر حالات مرضية.

إن الكتل التي يصاب بها الثدي من الممكن أن تكون حميدة يستطيع الاختصاصي تحديد نوعها عن الطريق النظر (خاصةً الكيبسات) لأن حدودها واضحة وغير متداخلة مع الأنسجة المحيطة. بلغ عدد الصور المصابة بتلك الحالة 25 صورة، وقد استطاع البرنامج تحديدها بوضوح كما في الشكل (12) الذي يظهر حالة مصابة بكتلة حميدة والتحديد الذي أجراه البرنامج للكتلة.

إن الحالات الأكثر صعوبة في التحديد هي الحالة التي تكون فيها الكتلة متداخلة مع الأنسجة المحيطة بشكل كبير لذلك سميت الحالات المشبوهة وبلغ عددها في دراستنا 25 صورة، كما الحالة في الشكل (13) إذ أظهرت قدرة البرنامج على تحديد الحافات على الرغم من التداخل الكبير مع الأنسجة.

إن عملية تقييم الطريقة المقترحة تكون عن طريق مقارنة نتيجة التجزئة التي أجراها البرنامج والتي هي عبارة عن حدود الكتل (Seg)، مع الحدود التي قام برسمها اختصاصي الأشعة (Ref) بقياس المساحة ضمن الحدود في الحالتين وإعطاء نسبة التطابق وفق المعادلة (11):

$$match = \frac{2 * (Ref * nseg)}{(Ref + seg)} \quad (11)$$

وقد أجريت الدراسة على كل من الصور الحاوية على الكتل الحميدة والكتل المشبوهة.

1.5. تقييم الصور ذات الكتل الحميدة:

أُجريت عملية مقارنة بين الحافات التي قام البرنامج بتحديدتها والحافات التي حددها المختص في حالة الكتل الحميدة على عينات عشوائية، ومن ثم تُرست نسبة التطابق بينهما. فالشكل (14) يوضّح صورة أمواج فوق الصوتية لكتلة حميدة مع الحافات التي حددها كل من البرنامج والمختص. أُجريت المقارنة على 12 صورة أمواج فوق

الصوتية لكتل حميدة فكانت النسبة الوسطية للتطابق هي 98.44% مع انحراف معياري قدره 1.209%. واعتماداً على هذه النتائج رُسم المنحنى الموضّح بالشكل (16).

2.5. تقييم الصور ذات الكتل المشبوهة:

أُجريت عملية مقارنة بين الحافات التي قام البرنامج بتحديدتها والحافات التي حددها المختص في حالة الكتل المشبوهة على عينات عشوائية، ومن ثم رُسمت نسبة التطابق بينهما. فالشكل (15) يوضّح صورة أمواج فوق الصوتية لكتلة مشبوهة مع الحافات التي حددها كل من البرنامج والمختص.

أُجريت المقارنة على 12 صورة أمواج فوق الصوتية لكتل مشبوهة فحصلنا على النسبة الوسطية للتطابق وهي 94.79% مع انحراف معياري قدره 4.62%. واعتماداً على هذه النتائج رُسم المنحنى (17).

6. الخلاصة:

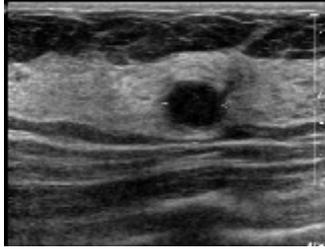
قدم البحث الذي أُجريت طريقة فعالة في تحديد حافات الكتل في صور الأمواج فوق الصوتية للثدي إذ يمكن عدّ طريقة مجموعة السويات المقترحة طريقة جدية وواعدة لمتابعة البحث فيها كونها أعطت نتائج تصل إلى (96.62%) لكتل الحالتين الحميدة والمشبوهة، وهي نسبة أعلى من النسب التي تم الحصول عليها في البحوث التي أُجريت في [4,6] إذ تصل في تحويل الحاجز المائي (81%) وطريقة الحافة الفعّالة (88.50%).

إن نجاح طريقة مجموعة السويات في تحقيق الهدف المطلوب منها في هذا البحث يمكن أن يساعد بشكل كبير في عملية التشخيص من خلال تطوير البرنامج

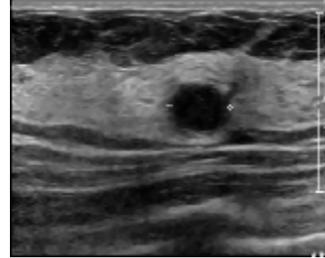
ليصبح قادراً على تحديد نوع الكتلة الورمية من خلال إدراج معاملات تحديد الصورة إلى هذه الطريقة، ومن ثم التأكد من مدى صحة التشخيص بمتابعة حالة المرضى مع المختص من خلال نتائج التحاليل والخزعات.

الجدول (1) مقارنة بين طرائق التجزئة المستخدمة في صور الأمواج فوق الصوتية

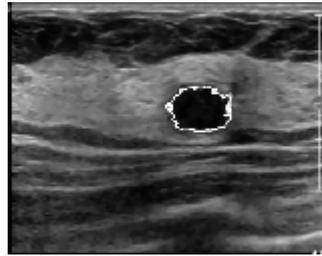
مشكلاتها	ميزاتها	تقنية التجزئة
ليست مصممة لاكتشاف الانقطاعات في كثافة الصورة ومن ثم فهي ليست مناسبة لصور الأمواج فوق الصوتية.	طريقة سهلة لتحليل الصور عن طريق تخفيض البيانات والتركيز على حافات البنى الموجودة في الصورة.	التجزئة المعتمدة على الحافات (edge-based segmentation)
حساسية هذه الطريقة للضجيج والبقع في صور الأمواج فوق الصوتية تجعلها غير قادرة على تحديد الحافات المطلوبة للورم بشكل مرضي.	أفضل من التجزئة المعتمدة على الحافات في اكتشاف الانقطاعات.	الشطر والدمج (split and merge)
زيادة التجزئة التي تسبب رسم حدود غير صحيحة للصور ذلك تحدث نتيجة الضجيج والشكل غير المنتظم للأنسجة.	لها القدرة على الكشف عن الحدود القريبة بسهولة.	توسيع المناطق (region growing)
تستهلك كثيراً من الوقت والجهد فضلاً عن ضعف قدرتها على تحديد التغيرات في الحدود.	يقوم برسم الحدود المستمرة للصورة بعرض واحد بكسل.	تحويل الحاجز المائي (The Watershed transformation)
	له القدرة على تحديد الحافات مباشرة عند حساب القوة بشكل مقبول.	نموذج الحافة الفعالة (Active contour model)



(a)



(b)



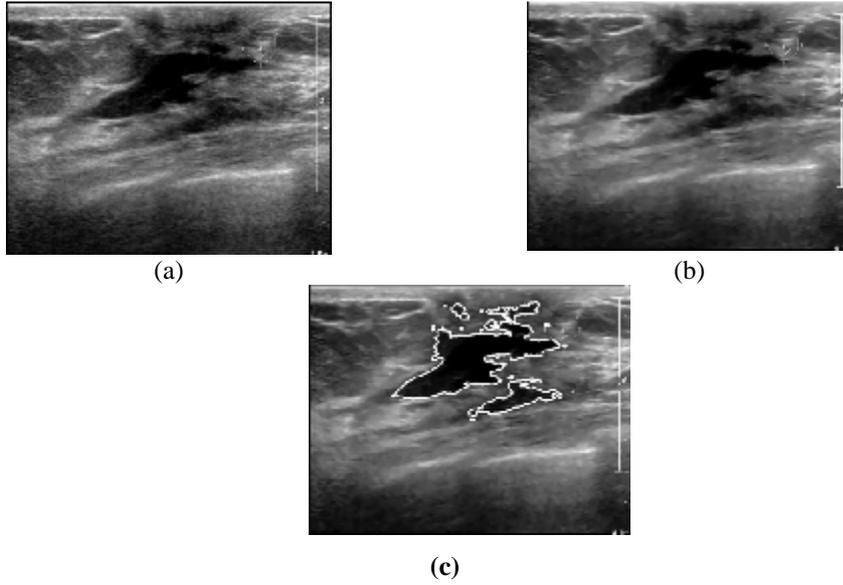
(c)

الشكل (12) نموذج عن التجزئة لصورة أمواج فوق الصوتية للثدي لحالة مصابة بكتلة حميدة

(a) صورة أمواج فوق الصوتية قبل المعالجة الأولية

(b) الصورة الناتجة بعد المعالجة الأولية

(c) الصورة الناتجة بعد التجزئة بالطريقة المقترحة

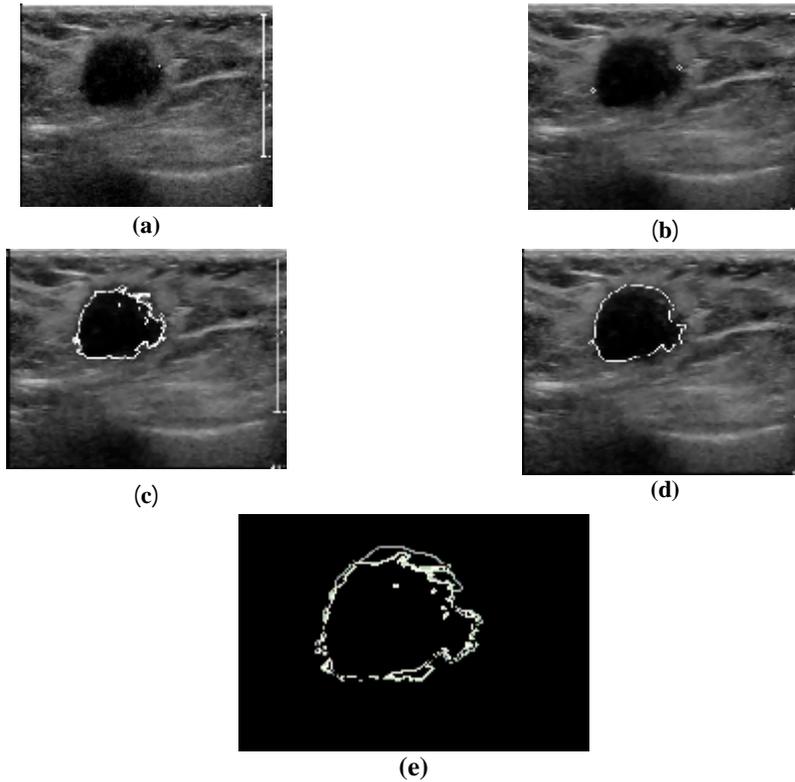


الشكل (13) نموذج عن التجزئة لصورة أمواج فوق الصوتية للثدي لحالة مصابة بكتلة مشبوهة

(a) صورة أمواج فوق الصوتية قبل المعالجة الأولية

(b) الصورة الناتجة بعد المعالجة الأولية

(c) الصورة الناتجة بعد التجزئة بالطريقة المقترحة



الشكل (14) النموذج الثاني لعملية مقارنة نتيجة التجزئة لكتل حميدة

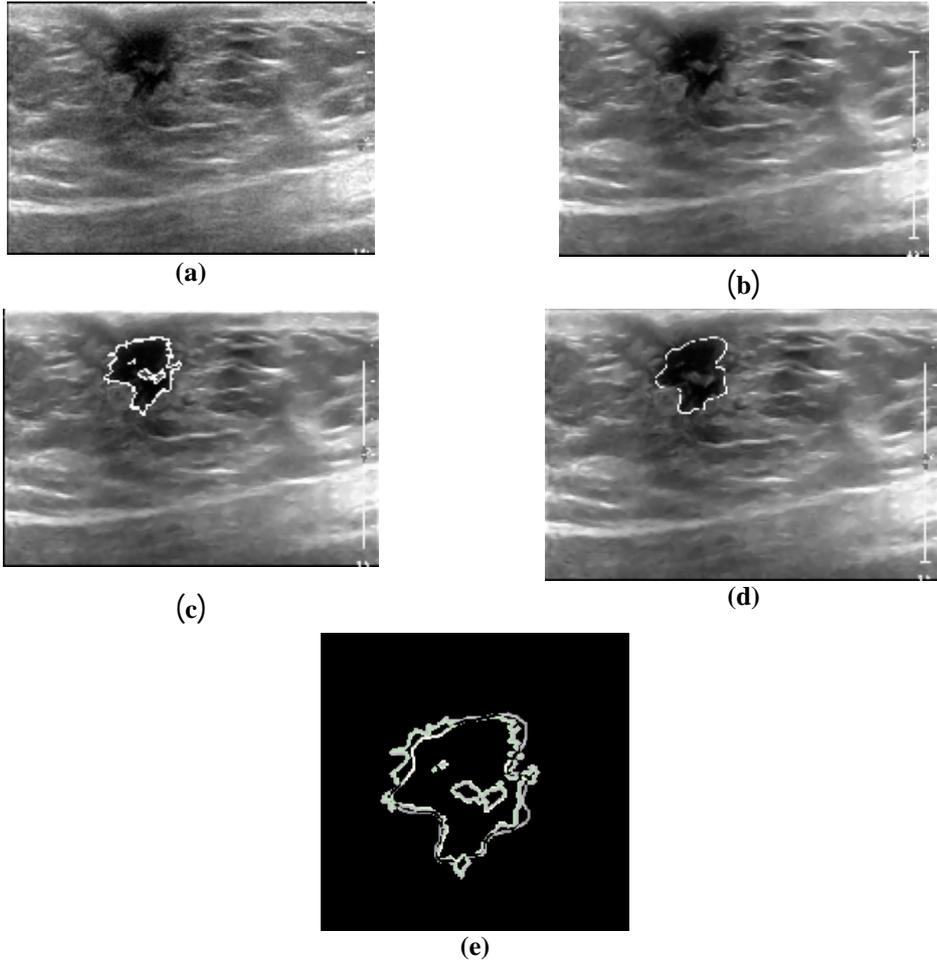
(a) صورة أمواج فوق الصوتية قبل المعالجة الأولية

(b) الصورة الناتجة بعد المعالجة الأولية

(c) الصورة الناتجة بعد التجزئة بالطريقة المقترحة

(d) الصورة الناتجة عن تحديد المختص

(e) نتيجة المقارنة 97.73%



الشكل (15) النموذج الأول لعملية مقارنة نتيجة التجزئة لكتل مشبوهة

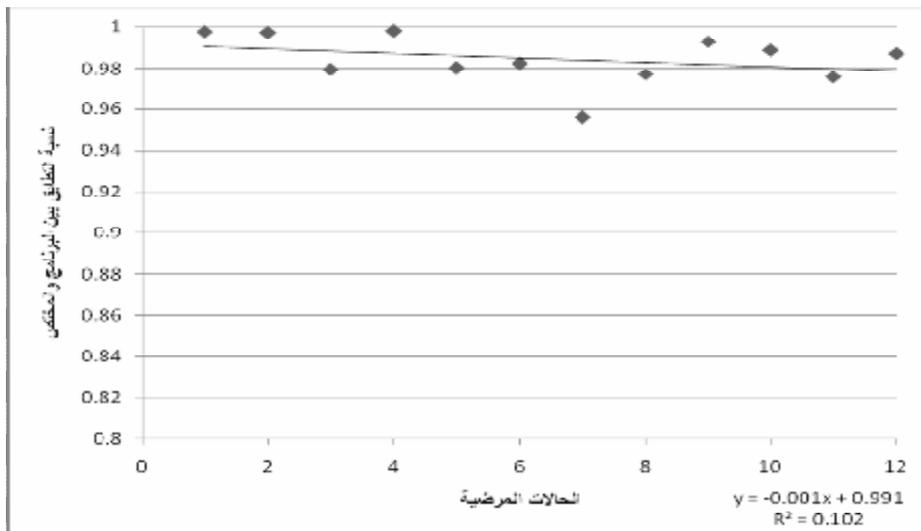
(a) صورة أمواج فوق الصوتية قبل المعالجة الأولية

(b) الصورة الناتجة بعد المعالجة الأولية

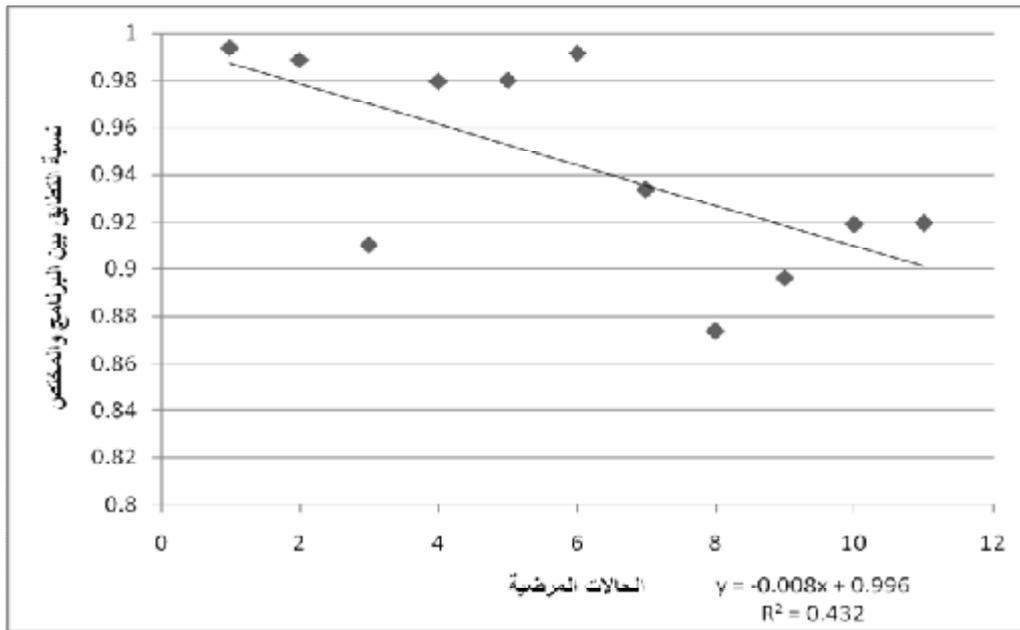
(c) الصورة الناتجة بعد التجزئة بالطريقة المقترحة

(d) الصورة الناتجة عن تحديد المختص

(e) نتيجة المقارنة 98.34%



الشكل (16) يوضح الدقة بين الحافات المرسومة من قبل البرنامج والمختص للكتل الحميدة



الشكل (17) يوضح الدقة بين الحافات المرسومة من قبل البرنامج والمختص للكنت المشبوهة

Glossary المصطلحات

المصطلح	معناه
lesion	كتلة/أذية
Benign	حميد
Malignant	خبيث
Contour	حافات
Level set	مجموعة السويات
Sonography	التصوير بالأمواج فوق الصوتية
Computer aided detection	نظام الكشف بمساعدة الحاسوب
Speckle noise	الضجيج النقطي
Nonlocal means-based filter	المرشح الوسطي اللامحلي
Resolution	الميز
Preprocessing	المعالجة الأولية
Segmentation	التجزئة
Initial countering	الحافات الأولية
Implicit surface	سطح تضمين
Propagation	توسع
Normal	عمودي
Derivative	مشتق
Gradient	تدرج
The Watershed transformation	تحويل الحاجز المائي
Active contour model (ACM)	نموذج الحافة الفعالة
Edge-based segmentation	التجزئة المعتمدة على الحافات
Region-based segmentation	التجزئة المعتمدة على الحافات
Split and merge	التجزئة المعتمدة على المناطق
Region growing	توسيع المناطق
Graphical User Interface (GUI)	واجهة التعامل مع المستخدم

- *المراجع
- [9] Malladi R., Sethian J. A. and Vemuri ,(1995), "Shape Modeling with front propagation :Level set Approach", IEEE Trans. On pattern analysis and machine intelligence , Vol. 17 ,No 2, pages:158-174.
- [10] Osher S. and Fedkiwc R., (2003), "Level Set Methods and Dynamic Implicit Surfaces", Springer-Verlag New York, Implicit methods, Vol.153, pages: 1-95
- [1] Guo Y., (2010), " Computer-aided detection of breast cancer using ultrasound images", Utah state university, Logan, UT ,US,pages:18-258
- [2] Gomez W., Leija L., Pereira W. C. A., Infantosi A. F. C. ,(2009), "Semiautomatic contour detection of breast lesions in ultrasonic images with morphological operators and average radial derivative function " International Congress on Ultrasonics, Universidad de Santiago de Chile, ScienceDirect Physics Procedia Vol:3, No.1 Pages:373-380
- [3] Huang Y. and Chen D. ,(2004), "Watershed segmentation for breast tumor in 2-D Sonography" Department of Computer Science and Information Engineering, Tunghai University, Taichung, Taiwan. Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 30, No. 5, Pages:625-636.
- [4] Grau V. et al,(2004)," Improved watershed transform for medical image segmentation using prior information.", IEEE Transactions Medical Imaging Vol: 23 ,No. 4 ,Pages:447-458
- [5] Shrimali V. , Anand R.S. and Kumar V., (2009), "Current trends in segmentation of medical ultrasound B-mode images :A Review" Image and signal processing lab, department of Electrical engineering, Indian institute of technology. Pages :8-17.
- [6] Das B. and Banerjee S. ,(2004), "Inertial snake for contour detection in ultrasonography images", IEEE proceedings –Vision Image signal processing. Vol. 151, No.3, pages: 235-240.
- [7] Coupe P., Hellier P. Kervrann C. Barillot C.,(2009), "Nonlocal means-based speckle filtering for ultrasound"; IEEE Transactions on Image Processing, Vol.18, No.10, pages: 1-8
- [8] Sethian J. A.,(1999)" Level Set ethods and Fast Marching Methods: Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Materials Science", Cambridge University Press, Pages: 3-13.