

## تجزئة وقياس منطقة الرأس في الصور فوق الصوتية للجنين بشكل آلي

\* الدكتورة مريم محمد ساعي

\*\* الدكتور عيسى ابراهيم

\*\*\* زيد مدحت قريطم

(تاريخ الإيداع 19 / 10 / 2015. قُبِلَ للنشر في 29 / 6 / 2016)

### □ ملخص □

يقدم البحث طريقة مبتكرة في تجزئة رأس الجنين آلياً في الصور فوق الصوتية *Ultrasound Images* قليلة التباين. حيث تعاني تلك الصور من كمية ضجيج مرتفعة تؤثر على الظهور البصري لمنطقة الرأس، كذلك ضعف الحواف وعدم إحاطتها بالمنطقة المرغوبة بشكل كامل يجعل من عملية التجزئة صعبة ومهمة في نفس الوقت، خصوصاً أن البحث اعتمد التجزئة الآلية *Auto Segmentation* دون الحاجة إلى تدخل المستخدم في أي مرحلة من المراحل. اعتمدنا على تقنية ضبط المستوى *Level-Set* لتجزئة منطقة الرأس، بعد تحديد الإطار الأولي *Initial Contour* بشكل آلي عن طريق تابع خصائص المنطقة *Region Properties*. الطريقة المقترحة أثبتت فعاليتها في اقتطاع منطقة الرأس دون التأثير بالضجيج الموجود أو بالانقطاعات الحاصلة أحياناً للحواف، بالرغم من عدم وجود مرحلة معالجة مسبقة *Pre-Processing* ضمن سلسلة الخطوات المتتالية المطبقة على عدة صور فوق صوتية بأحجام ومصادر مختلفة. ليتم في النهاية حساب القطر الثانوي للقطع الناقص (قطاع رأس الجنين *Head*) الناتج بالاعتماد على تابع خصائص المنطقة، القياس النهائي يمثل المسافة بين الجداريين *Bi Parietal Diameter BPD*، وهو قياس مهم يمكن الطبيب من تقدير عمر الحمل وتحديد تاريخ الولادة للجنين. تمت مصادفة نتيجة التجزئة بالاعتماد على معايير التشابه، أما دقة القياس النهائي فقد تمت مقارنته مع قياسات يدوية قام بها طبيب مختص. وقد أبدت نتائج المقارنة فعالية الخوارزمية المقترحة ونجاحها بنسبة تصل إلى 98%.

**الكلمات المفتاحية:** خوارزمية ضبط المستوى، تابع خصائص المنطقة، صور رأس الجنين فوق الصوتية، التجزئة الآلية.

\* أستاذ مساعد - قسم هندسة الحاسبات - كلية الهيك - جامعة تشرين، اللاذقية - سورية.  
\*\* مدرس - قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الطبية - جامعة دمشق، دمشق - سورية.  
\*\*\* طالب دكتوراه - قسم هندسة الحاسبات - كلية الهيك - جامعة تشرين، اللاذقية - سورية.

## Auto Measurement and Segmentation of Head Region in Fetal Ultrasound Images

Dr. Mariam Saii\*  
Dr. Issa Ibraheem\*\*  
Zaid Kraitem\*\*\*

(Received 19 / 10 / 2015. Accepted 29 / 6 / 2016)

### □ ABSTRACT □

This Paper offers an innovative way for auto segmentation of the fetal head in ultrasound US images. There is high amount of noise in US images, which it affects the visual appearance of the area of head. The research depends on auto segmentation mechanism without the need for user intervention at any stage of proposed method, so this is what makes segmentation process is difficult and important at the same, because the weakness of the edges and not fully enclosed in the desired region. We relied on a Level Set method to segment the head area, after determining the initial contour automatically by the Region Properties Function. The proposed method proves effective in the head area segmentation without being influenced by noise or the existence of discontinuities in the edges of the head, despite the absence of a pre-processing stage in a series of steps applied to several ultrasound images in different sizes and sources. The last step is to calculate the secondary diameter of the output ellipse (the fetal head sector) depending on the properties of the region, and this final measurement represents the Bi Parietal Diameter BPD, an important measure enables the physician to assess gestational age and determine the birth of the fetus date. Segmentation result has been authenticated based on similarity criteria, and the final measurement accuracy has been compared with manual measurements carried out by a specialist. The comparison results showed the effectiveness of the proposed algorithm and its success by up to 98%.

**Keywords:** Level-Set Algorithm, Regionprops Function, Fetal Head, Ultrasound Images, and Auto Segmentation.

---

\* Assistant Lecturer in Department of computer and automatic control Engineering, Faculty of Electronic and Electrical Engineering, Tishreen University, Latakia, Syria.

\*\* Assistant Professor, Department of Medical Engineering, Faculty of Medical Engineering, Damascus University, Damascus, Syria.

\*\*\* Postgraduate Student in Department of Computer Engineering, Faculty of Electronic and Electrical Engineering, Tishreen University, Latakia, Syria.

## مقدمة:

يتعامل البحث مع الصور الطبية الأقل تبايناً ووضوحاً، والذي ينتج من عدة عوامل: أهمها الضجيج الحتمي المرافق لتلك الصور، والذي يظهر على شكل بقع بيضاء وسوداء، ويكون مضروب بإشارة الصورة ويسمى بالضجيج الجدائي Multiplicative Noise، وعوامل أخرى تتعلق بخبرة الطبيب في التقاط تلك الصور والجهاز فوق الصوتي المستخدم وحتى جسم المريض نفسه. اعتمد العديد من الباحثين على تقنيات تجزئة متعددة [17] [4] [3] [2] [1] ولكن معظمها كان إما يدوي أو شبه آلي. فبعض خوارزميات التجزئة تتطلب تدخل المستخدم في بداية عملية التجزئة لتحديد البذرة Seed [7] [6] [5] أو الإطار الأولي [10] [9] [8]، والبعض الآخر يستلزم التدخل بعد انتهاء تطبيق خوارزمية التجزئة لاختيار القطاع Segment أو الجزء المرغوب من بين القطاعات الناتجة [13] [12] [11]. اعتمد البحث على التجزئة الآلية، وطبق خوارزمية ضبط المستوى Level-Set Algorithm لتحديد وكشف حدود الرأس، ليعمل بعد ذلك على حساب القطر الثانوي للقطع الناقص المقابل لمنطقة الرأس، وذلك بالاعتماد على تابع خصائص المنطقة Regionprops Function. يزود القياس الناتج الطبيب بمعلومات هامة تفيد في معرفة مدى نضوج الجنين ومسار نموه.

## أهمية البحث وأهدافه:

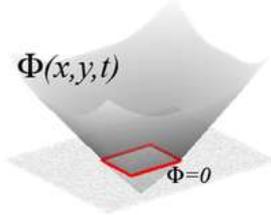
تعد الصور فوق الصوتية من أقل الصور الطبية تبايناً ووضوحاً، لذا فإن عملية اجترأ وكشف عنصر ما ضمن تلك الصور هي عملية صعبة ومهمة في نفس الوقت. تظهر منطقة الرأس المراد تجزئتها آلياً بشكل قطع ناقص في الصور فوق الصوتية للجنين، واجترأ المنطقة المرغوبة (رأس الجنين) وإعطاء القياس المعبر عن المسافة بين الجداريين BPD بشكل آلي أمر مهم جداً يساعد في عملية التشخيص الطبي، فهو يعمل على إبراز تلك المنطقة من خلال تجزئتها واستبعاد جميع المناطق الأخرى المحيطة (جدار الرحم أو المعلومات التي تظهر على أطراف الصورة)، وبالتالي يجعل عملية قياس تلك المنطقة بشكل آلي أمر ممكن. يحصل الطبيب على معلومات مهمة تخص عمر الحمل وتساهم في تحديد تاريخ الولادة، وذلك عن طريق القياس الناتج للمسافة بين الجداريين، ويساعد مع بيانات أخرى في تخمين وزن الجنين Fetal Weight Estimation.

## طرائق البحث ومواده:

اعتمد البحث على تطبيق سلسلة من الخطوات لضمان حصول التجزئة الآلية واقتطاع منطقة الرأس وحساب قياس الـ BPD. استخدم لتحقيق ذلك بشكل رئيسي: خوارزمية تجزئة ضبط المستوى، وتابع خصائص المنطقة. خوارزمية ضبط المستوى Level-Set: تستخدم طرق ضبط المستوى Level-Set لملاحقة الأشكال الديناميكية (المتغيرة). تم اقتراحها في البدء من قبل الباحثين Osher و Sethian في عام 1987. تكمن الفكرة الأساسية لتطبيق طريقة ضبط المستوى في كيفية تمثيل إطار Contour كتابع ضبط مستوى صفري Zero Level-Set، نمثل التطوير أو النمو Evolution لتابع ضبط المستوى عن طريق حركة هذا الإطار. نعبّر عن الإطار النامي (المتطور) Evolving Contour باستخدام تابع مؤشر Signed Function، بحيث يطابق ويشير الصفر إلى الإطار الفعلي Actual Contour. لذا بأخذ معادلة حركة الإطار بالحسبان فإنه من السهولة اشتقاق تدفق مشابه من أجل السطوح الضمنية Implicit Surfaces. إذاً

تستخدم طرق ضبط المستوى (LSM) Level-Set Methods كأداة من أجل التحليل العددي Numerical Analysis للأشكال والسطوح، أي تتجسد الفائدة من استخدام تلك الطرق في إنجاز الحسابات العددية المتضمنة المنحنيات والسطوح على شبكة ثابتة Fixed Grid دون الحاجة إلى الوصف أو التعبير بالحدود Parameterize (وصف سطح أو شكل باستخدام البارامترات) لتلك العناصر (هذا يدعى مفهوم أولر Eulerian). كذلك تساعد طرق الـ LSM وبسهولة في تتبع الأشكال المتغيرة طوبولوجياً. ففي الكثير من الأحيان يصعب علينا وصف نمو أو تحوّل شكل من الأشكال بالطريقة العددية Numerically، وذلك عن طريق ضبط بارامترات Parameterizing حدود الشكل ومراقبة تطوره. لذا نحن بحاجة إلى خوارزمية تكون قادرة على كشف انقسام الشكل لحظياً وتعيد بناء البارامترات الجديدة حديثاً من أجل الشكل الجديد الناتج عن التحوّل Evolution. يتم التعامل مع التغيرات التي تطرأ على الشكل من خلال تابع ضبط المستوى الخاص به وليس مع الشكل نفسه بطريقة مباشرة، وهذا ما يجعل من طرق LS طرق جيدة لأن التعامل مع الأشكال بطريقة مباشرة يحتاج إلى الأخذ بعين الاعتبار أي تشوهات محتملة يمكن أن تحصل للشكل Shape المدروس [14].

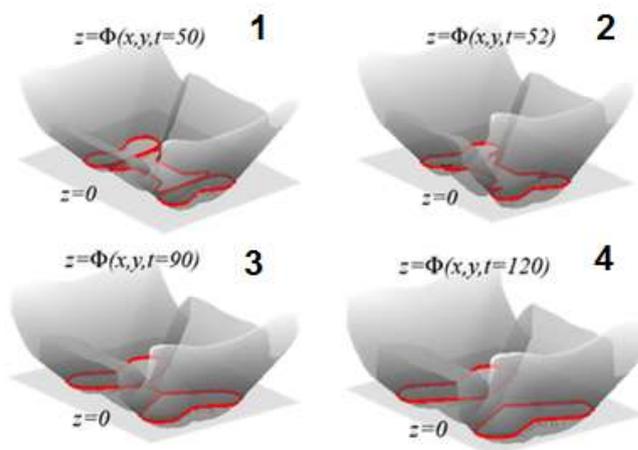
تم اقتراح فكرة السطح المتطور  $\emptyset$  الذي ليس له ارتفاع Height، أي:  $(\emptyset=0)$ ، عندئذ يتم تعريف ضبط المستوى الصفري بشكل ضمني على أنه:  $\emptyset = 0$ . والشكل التالي يبيّن كيفية استخلاص الإطار من السطح المتطور Evolving Surface.



الشكل (1): ضبط المستوى الصفري للسطح المعطى.

عندما يتطور السطح قد تظهر فجوات أو قمم، وربما تضيق لاحقاً أو تختفي، يُظهر مستوى الضبط الصفري إطارات تنقسم Split وتندمج Merge كما يوضّح الشكل (2)، يمثّل المستوي عند  $z=0$  المنطقة الدنيا من السطح. ينتج عن تقاطع السطح  $\emptyset$  مع المستوي Plane إطار ضمني Implicit Contour، أما عمليات الانقسام والدمج يتم معالجتها بشكل طبيعي وفق حركة السطح Surface Motion [15].

نلاحظ أنّ الإطار الأولي هو عبارة عن إطار مربع Square، كما يوضّح الشكل (1). يمثّل ارتفاع السطح المسافة من  $(x, y)$  إلى النقطة الأقرب الموجودة على الإطار، لذلك فإن  $\emptyset(x, y, t = 0) = \pm d$ ، وبالتالي المسافة  $d$  سالبة خارج نطاق الإطار، وموجبة ضمن المنطقة الواقعة داخل الإطار. وبالتالي فإن التابع  $\emptyset$  البدائي يمكن أن يكون أي تابع اعتباطي طالما أن ضبط المستوى الصفري يطابق الإطار الأولي Initial Contour. التابع  $\emptyset$  البدائي معطى في الزمن  $t=0$ ، وبالتالي يمكننا معرفة قيمة هذا التابع في أي زمن  $t$  وفق معادلة الحركة  $\frac{\partial \emptyset}{\partial t}$ .



الشكل (2): عمليات التطور (الانقسام والدمج) بأخذ ضبط المستوى الصفري للسطح  $\emptyset$ . 1- عند  $(t=50)$  بداية الاندماج، 2- عند  $(t=52)$  انتهاء عملية الدمج، 3- عند  $(t=90)$  بداية الانقسام، 4- عند  $(t=120)$  انتهاء الانقسام وتشكل إطارين منفصلين.

من أجل ذلك فإن قاعدة السلسلة Chain Rule تعطينا:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \emptyset(x(t), t)}{\partial t} &= 0 \\ \frac{\partial \emptyset}{\partial x(t)} \cdot \frac{\partial x(t)}{\partial t} + \frac{\partial \emptyset}{\partial t} \cdot \frac{t}{t} &= 0 \\ \frac{\partial \emptyset}{\partial x(t)} x_t + \emptyset_t &= 0 \quad (1) \end{aligned}$$

من المعادلة (1) فإن:  $\frac{\partial \emptyset}{\partial x} = \nabla \emptyset$ ، كذلك السرعة  $x_t$  والتي تعطى من قبل القوة  $F$  المطبقة على السطح، لذا  $x_t = F(x(t))n$ ، حيث  $n = \frac{\nabla \emptyset}{|\nabla \emptyset|}$ ، وبالتالي معادلة الحركة السابقة يمكن أن نعيد كتابتها وتصبح على الشكل الآتي:

$$\begin{aligned} \emptyset_t + \nabla \emptyset x_t &= 0 \\ \emptyset_t + \nabla \emptyset F_n &= 0 \\ \emptyset_t + \nabla \emptyset \frac{\nabla \emptyset}{|\nabla \emptyset|} &= 0 \\ \emptyset_t + F |\nabla \emptyset| &= 0 \quad (2) \end{aligned}$$

المعادلة (2) تمثل معادلة حركة السطح  $\emptyset$ ، وبالتالي أصبح بإمكاننا معرفة قيمة  $\emptyset(x, y, t)$  في أي زمن  $t$ ، وذلك عن طريق تطوير ضبط المستوى الصفري  $\emptyset(x, y, t=0)$  بمرور الزمن. بإمكاننا أيضاً حساب انحنائية السطح Curvature، وهذا مفيد للتحكم بدرجة النعومية Smoothness. كما تظهر المعادلة (3).

$$\begin{aligned} \kappa &= \nabla \frac{\nabla \emptyset}{|\nabla \emptyset|} \\ \kappa &= \frac{\emptyset_{xx} \emptyset_y^2 - 2 \emptyset_{xy} \emptyset_x \emptyset_y + \emptyset_{yy} \emptyset_x^2}{(\emptyset_x^2 + \emptyset_y^2)^{\frac{1}{2}}} \quad (3) \end{aligned}$$

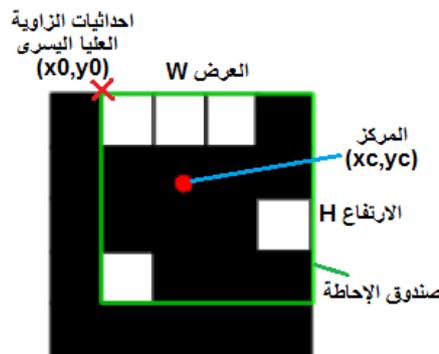
تابع خصائص المنطقة Region Properties Function:

هو أداة تستخدم لقياس خصائص المناطق Regions الموجودة في الصورة. والصيغة الشائعة لهذا التابع ضمن برنامج الماتلاب Matlab هي على الشكل التالي [16]:

**STATS = regionprops(L, Properties)**

من الصيغة السابقة نجد أن التابع regionprops يقيس خصائص المناطق المعنونة Labeled Regions

في المصفوفة المعنونة L. العناصر الصحيحة الموجبة تقابل المناطق المختلفة في الصورة، مثال : في حال كانت مجموعة العناصر في المصفوفة L مساوية للواحد، هذا يعني أنها تطابق المنطقة I. أما القيمة STATS فهي تشير إلى القيمة المعادة وهي مصفوفة بنية Structure Array بطول مساوي لأعظم طول منطقة في المصفوفة L أي:  $max(L(:))$ ، الحقول الموجودة في مصفوفة البنية الناتجة تشير إلى القياسات المختلفة لكل منطقة، كما تم تعريفها ضمن المدخل الثاني للتابع: properties. الخصائص التي يوفرها التابع عديدة وهي سلسلة محارف Strings يفصل بينها فاصلة. في حال تم وضع سلسلة المحارف 'all' كمدخل لتابع الخصائص، هذا يعني أنه سيتم احتساب جميع القياسات للمنطقة، أما في حال لم يتم وضع أي سلسلة محارف أو تم وضع 'basic' فسيتم حساب القياسات التالية فقط، وهي: 'Area' و 'Centroid' و 'Bounding Box'، وهي القياسات المعتمدة في البحث، وسيتم شرحها فيما يلي: خاصية المساحة 'Area': هذه الخاصية تقوم بحساب العدد الفعلي للبكسلات الموجودة ضمن المنطقة المدروسة. خاصية المركز 'Centroid': تعيد هذه الخاصية مركز الكتلة Mass للمنطقة المدروسة، أي تقوم بحساب إحداثيات المركز الأفقية X والعمودية Y. أما خاصية صندوق الإحاطة 'BoundingBox': تقوم هذه الخاصية بإحاطة المنطقة بمستطيل، أي تعيد أصغر مستطيل يحيط بالمنطقة المرغوبة، وبالتالي تقوم بحساب ثلاث بارامترات لهذا المستطيل، وهي الزاوية العليا اليسرى Left Upper Corner للمستطيل الناتج، وعرض Width وارتفاع Height هذا المستطيل. كما يوضح الشكل (3). في حين تعيد خاصية 'MajorAxisLength' طول المحور الرئيسي (واحدة القياس: Pixels عناصر الصورة) للقطع الناقص الموجود في المنطقة المدروسة. خاصية طول المحور الثانوي 'MinorAxisLength': تعيد طول المحور الثانوي (بال Pixels: عناصر الصورة) للقطع الناقص الموجود في المنطقة المدروسة، والخاصيتان السابقتان تدعمان مصفوفات الدخل ثنائية البعد المعنونة Labeled Images فقط.



الشكل (3): تمثيل صندوق الإحاطة Bounding Box.

معايير التشابه Similarity Criterion:

تستخدم معايير التشابه لتقييم أداء الطريقة المقترحة ومدى نجاحها في اقتطاع منطقة الرأس. وأهم تلك المعايير: معيار النرد Dice Criterion: فباختبار A يمثل منطقة القناع المرجعي Reference Mask، و B يمثل منطقة القناع الناتج [19]. عندئذ يمكن حساب هذا المعيار وفق المعادلة:

$$Dice = \frac{2(A \cap B)}{A + B} \quad (4)$$

كذلك معيار PSNR: باعتبار  $d$  هو القيمة العظمى للصورة، و  $MSE(A,B)$  الخطأ المربع المتوسط Mean Square Error بين  $A$  و  $B$  [19]:

$$MSE(A, B) = \frac{1}{M N} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N || A(m, n) - B(m, n) ||^2 \quad (5)$$

عندئذ نعبّر عن هذا المعيار بالعلاقة:

$$PSNR = 10 \text{Log}_{10} \left( \frac{d}{MSE(A, b)} \right) \quad (6)$$

أما معيار مسافة هوسدورف Hausdorff Distance [18]: نعبّر عنه بالعلاقة :

$$\text{Hausdorff} = \max(D_1(A, B), D_1(B, A)) \quad (7)$$

ولدينا:  $D_1(A, B) = \max_{x \in A} (\min_{y \in B} (|| x - y ||))$

ومعيار (Mean Sum of Square Distance) MSSD: يفرض أن  $N$  هي حجم الإطار الناتج، و  $D_2$

يعطى بالعلاقة:  $D_2(A, B(x)) = \min_{y \in A} (|| y - x ||)$ ، عندئذ فإن:

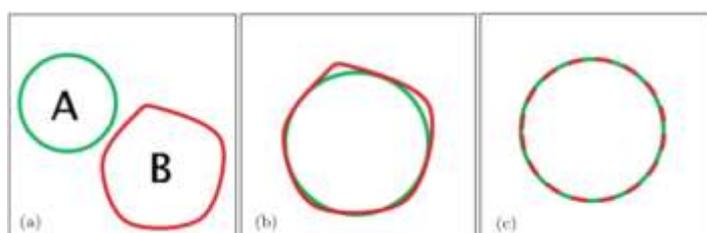
$$MSSD = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N D_2^2(A, B(x_n)) \quad (8)$$

معايير التشابه السابقة تأخذ قيم مختلفة عن بعضها البعض بحسب درجة تقاطع منطقة القناع المرجعي  $A$  مع

منطقة القناع الناتج  $B$ ، كما يوضح الجدول (1)، والشكل (4).

الجدول (1): مجالات القيم التي تأخذها معايير التشابه تبعاً لدرجة التقارب الناتجة.

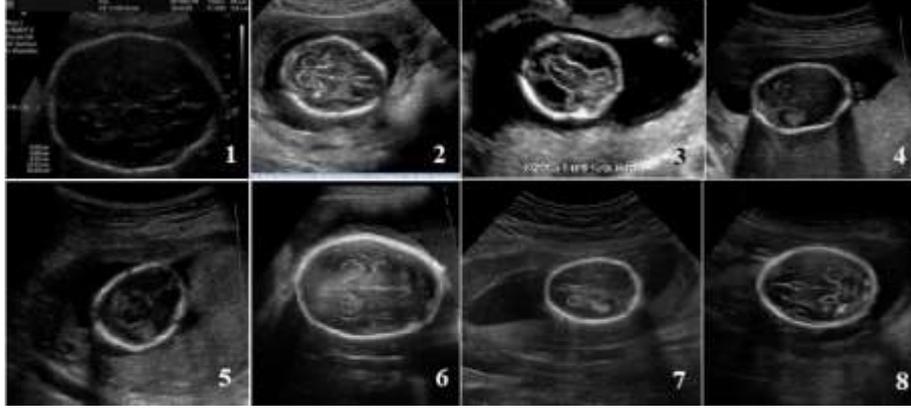
معيار التشابه	$A \cap B = \emptyset$	$A \approx B$	$A = B$
Dice	0	$\geq 0.9$	1
PSNR	0 dB	$\geq 20$ dB	$+\infty$
Hausdorff	$+\infty$	$\geq 15$	0
MSSD	$+\infty$	$\geq 5$	0



الشكل (4): (a)  $A \cap B = \emptyset$ ، (b)  $A \approx B$ ، (c)  $A = B$ .

## صور الرأس فوق الصوتية Head US Images:

تم تجريب الطريقة المقترحة على عدة صور فوق صوتية حصلنا عليها من مصادر مختلفة. قمنا بتحميل بعض الصور من شبكة الانترنت (الصور الثلاثة الأولى في الشكل ( 5 ))، والبعض الآخر تم أخذه من جهاز تصوير فوق صوتي محلي (PHILIPS ClearVue 650) (الصورة الرابعة وحتى الثامنة في الشكل (5)).



الشكل (5): العينات المدخلة للطريقة المقترحة.

## النتائج والمناقشة:

تم تطبيق سلسلة من الخطوات على ثمانية صور فوق صوتية لرأس الجنين بأحجام ومصادر مختلفة. يظهر في الشكل (6) المخطط الصندوقي للخوارزمية المقترحة، وبالتالي خطوات الخوارزمية هي:



الشكل (6): المخطط الصندوقي للطريقة المقترحة.

المرحلة الأولى: يتم تحويل صورة الدخل إلى الشكل الثنائي Binary Image، من خلال إجراء عملية التعتیب Thresholding بعد اختيار عتبة محددة موحدة لجميع العينات المدروسة (قيمة العتبة: 0.3).

المرحلة الثانية: تتم إزالة الحدود Boundary للصورة الثنائية الناتجة حتى نقلل من العناصر غير المرغوبة في الصورة (مثلاً: الكتابات الطرفية التي يظهرها الجهاز Artifacts).

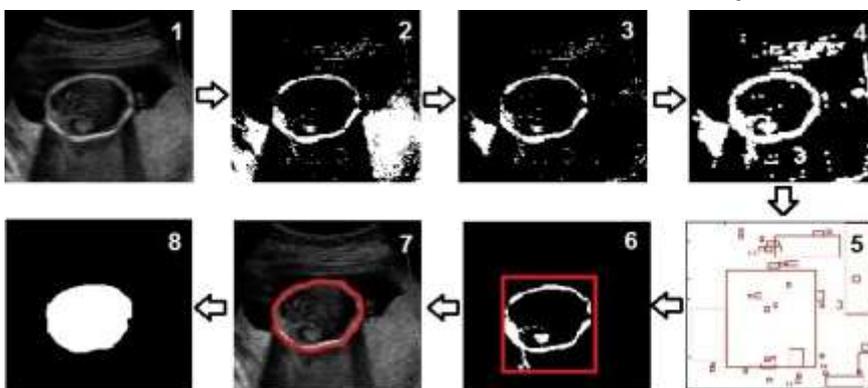
المرحلة الثالثة: نطبق عملية التوسّع Dilation للصورة الناتجة من أجل إغلاق الانقطاعات الحاصلة في حدود العنصر المرغوب، ونستخدم لذلك قناع بشكل قرص disk، ونصف قطره 5.

المرحلة الرابعة: نحيط جميع العناصر الموجودة في الصورة بمستطيلات Rectangles عن طريق خاصية Bounding Box، والتي يوفّرها التابع Regionprops. تظهر لدينا مجموعة مستطيلات تحيط بالعناصر الموجودة في الصورة.

المرحلة الخامسة: نختار الصندوق الأكبر المحيط بمنطقة الرأس، كون تلك المنطقة الموجودة في صور الرأس المقطعية هي أكبر من العناصر الأخرى المحيطة.

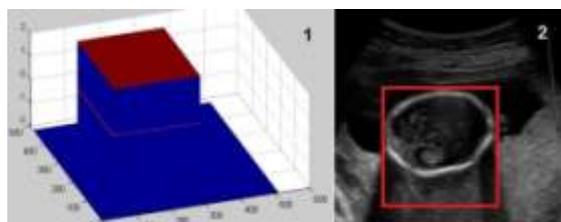
المرحلة السادسة: نجعل احداثيات المستطيل بمثابة بيانات دخل لخوارزمية ضبط المستوى LS، حيث نعتمد موقع هذا المستطيل ونمثله كتابع ضبط المستوى الصفري Zero Level Set، ونقوم بتطبيق خوارزمية التجزئة LS، فنلاحظ انكماش المستطيل أثناء عملية التطور Evolving ليلتصق بحواف الرأس في الصورة فوق الصوتية المدخلة.

المرحلة السابعة: بعد الحصول على منطقة الرأس، والنتيجة عن عملية تجزئة آلية لرأس الجنين دون تدخل المستخدم. يتم حساب قياس BPD آلياً عن طريق التابع Regionprops من خلال استخدام الخاصية MinorAxisLength. قمنا بتطبيق سلسلة الخطوات السابقة والموضحة في المخطط الصندوقي السابق على ثمانية صور لرأس الجنين فوق الصوتية Fetal Head Ultrasound Image، والشكل (7) يبين ناتج كل مرحلة على حدى، وذلك على أحد تلك الصور فوق الصوتية.



الشكل (7): 1- الصورة الأصلية، 2- إجراء التعريب، 3- إزالة الحدود، 4- عملية التوسع، 5- عملية صناديق الإحاطة، 6- عملية اختيار الصندوق الأكبر المقابل للرأس، 7- تطبيق خوارزمية LS، 8- حساب قياس BPD للصورة الثمانية المعنونة الناتجة.

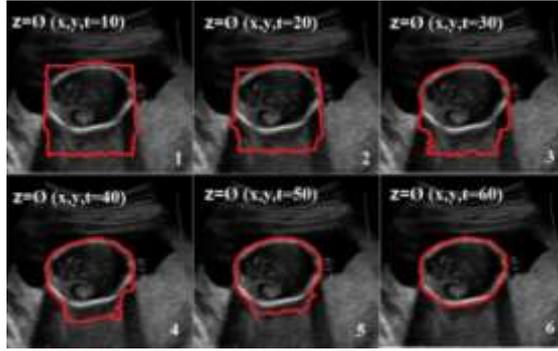
خوارزمية ضبط المستوى تعتمد على تحديد الإطار الأولي أو ضبط المستوى الصفري بشكل دقيق، ليحيط بالمنطقة المراد استخلاصها. يبين الشكل (8) ضبط المستوى الصفري الذي يأخذ شكل مستطيل. حيث نلاحظ وجود القيم الموجبة Positive Values داخل حدود الإطار، وقيم سالبة Negative Values خارجه وتأخذ القيمة (-2)، أما حدود الإطار فتأخذ القيمة صفر، وتظهر بشكل خط أحمر.



الشكل (8): 1- الإطار الأولي (ضبط المستوى الصفري)، 2- تمثيل الإطار الأولي على صورة الدخل.

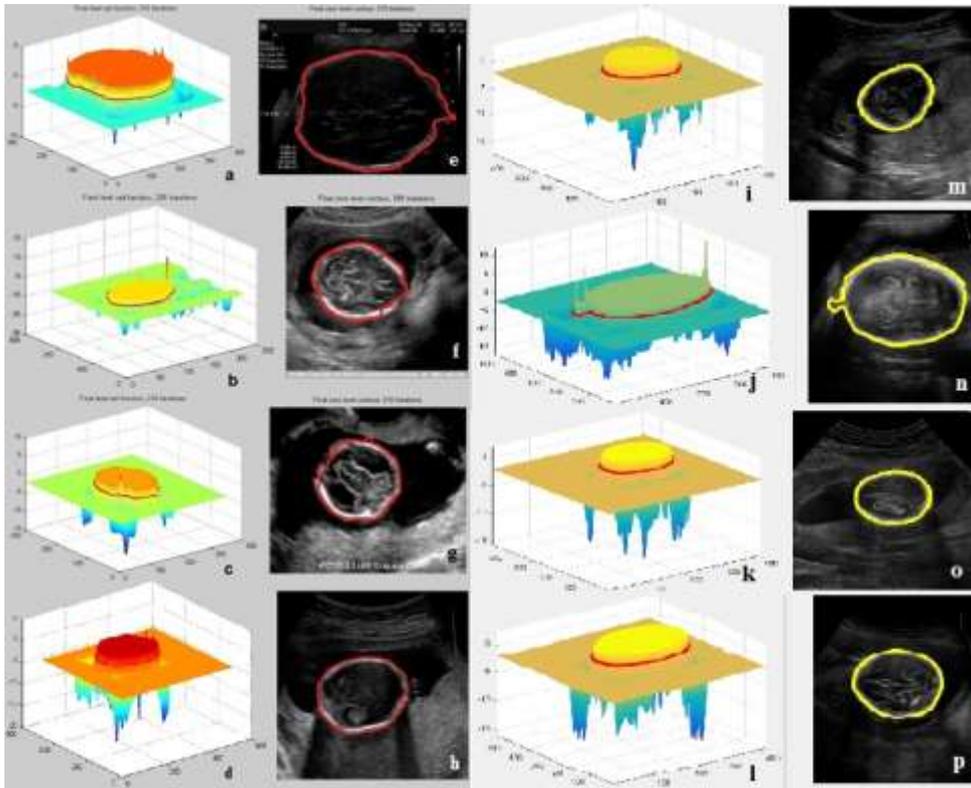
تمت ملاحقة تغيير منحنى ضبط المستوى الصفري وفق أزمنة متعددة خلال عملية التطور، كما يوضح الشكل

(9).



الشكل (9): تطوّر منحنى ضبط المستوى وفق أزمنة مختلفة.

تم تطبيق الطريقة المقترحة على ثمانية صور فوق صوتية، والشكل (10) يوضح نجاح خوارزمية ضبط المستوى في اقتطاع منطقة الرأس بعد تحديد الإطار الأولي بشكل آلي.



الشكل (10): a, b, c, d, e, f, g, h, i, j, k, l, m, n, o, p - نتائج تطبيق خوارزمية LS.

بعد انتهاء عملية التجزئة نلاحظ أن الطريقة المقترحة أبدت أداء متميزاً في اقتطاع منطقة الرأس، فهي لم تستغرق أكثر من دقيقة لإتمام عملية التجزئة (كمعيار زمني). كذلك حققت نسب مقبولة بالنسبة لمعايير التشابه Similarity Criterion التي تأخذ قيم مختلفة عن بعضها البعض بحسب درجة تقاطع منطقة القناع المرجعي (القناع المثالي المحيط بمنطقة الرأس) مع منطقة القناع الناتج B (القناع الناتج عن عملية التجزئة).

الإطار النهائي الناتج عن مرحلة التجزئة يقوم بإحاطة منطقة رأس الجنين، لذا بتحويل الصورة الناتجة عن عملية التجزئة إلى صورة ثنائية معنونة يجعل حساب قياس القطر الثانوي للقطع الناقص أمر ممكناً، كما يوضح الجدول (3). نجاح القياس الآلي يعود إلى التقارب بين القياس اليدوي والقياس الناتج عن الطريقة المقترحة. قمنا

بالقياس اليدوي بشكل مباشر على الصورة المدخلة من خلال تعليمة imtool، والتي يوفرها برنامج الماتلاب، وذلك بالاستعانة برأي طبيب مختص، كما يبيّن الشكل (11).

وتبعاً للجدول (1) فقد حققت الطريقة المقترحة لاقتطاع منطقة الرأس قيم مقبولة، كما يبيّن الجدول (2).

الجدول (2): ناتج تطبيق معايير التشابه على أربع صور لرأس الجنين.

صور رأس الجنين	Dice	PSNR	Hausdorff	MSSD
صورة 1	0.23	34.5	50.23	12.98
صورة 2	0.43	25.55	39.76	25.76
صورة 3	0.31	38.87	28.44	43.22
صورة 4	0.86	15.44	14.34	4.98
صورة 5	0.81	15.02	13.95	4.22
صورة 6	0.75	16.35	12.87	3.93
صورة 7	0.79	18.74	14.65	4.88
صورة 8	0.88	19.66	15.01	4.98



الشكل (11): القياس اليدوي للصور المدخلة (الأولى والثانية والثالثة).

الجدول (3): مقارنة بين قياس خبير بشكل يدوي والقياس الناتج عن الطريقة المقترحة.

نوع القياس	الصورة الأولى	الصورة الثانية	الصورة الثالثة	الصورة الرابعة
قياس يدوي (بالبكسل)	201.09	87.09	116.62	163.21
قياس آلي (بالبكسل)	199.80	87.37	115.78	162.87
نوع القياس	الصورة الخامسة	الصورة السادسة	الصورة السابعة	الصورة الثامنة
قياس يدوي (بالبكسل)	140.07	241.60	138.13	195.55
قياس آلي (بالبكسل)	140.54	242.64	138.06	196.44

### الاستنتاجات والتوصيات:

بما أن الصور فوق الصوتية للجنين تكون غالباً قليلة التباين، لذا فإن عملية تجزئتها معقدة وصعبة. قمنا باقتراح طريقة مبتكرة لتجزئة تلك الصور بشكل آلي دون تدخل المستخدم، ودون إجراء معالجة مسبقة لتلك الصور. تمكنا من عزل منطقة الرأس وتحديدها بشكل يمكن الطبيب من رؤية تلك المنطقة بوضوح، ليتم احتساب القياس المعبر

عن المسافة بين الجداريين BPD بشكل آلي، والذي يدل الطبيب على جملة معلومات مهمة متعلقة بعمر الجنين وموعد الولادة وتاريخ الحمل. رغم فعالية خوارزمية LS إلا أنها ذات حساسية كبيرة للبارامترات الخاصة، كذلك لصورة الدخل ولكمية الضجيج الموجودة، ولكنها تقوم بتجزئة فعالة واقتطاع المنطقة المرغوبة بشكل يضاهي تقنيات التجزئة الأخرى. الخوارزمية المقترحة لاقتطاع وقياس منطقة الرأس أبدت أداءً متميزاً تبعاً لعدة معايير، وحققت نسبة نجاح تصل إلى 98% ( بالرغم من اختلاف مصدر الصور ودقتها، كذلك أعطت قياسات دقيقة لأجنة في مراحل عمرية مختلفة). نسعى لإجراء عملية التجزئة لتشمل صور طبية مختلفة ومتعددة، واختبار النتائج وفق المعايير الموجودة بشكل يضمن الحصول على أفضل النتائج.

### المراجع:

- [1] SHAN, J. A *fully automatic segmentation method for breast ultrasound images*, UTAH STATE UNIVERSITY, Logan, Utah, 2011, Pages 12-63.
- [2] CHEN, Y.; Huang, F.; Tagare, H.; and Rao, M., *A coupled minimization problem for medical image segmentation with priors*, Int. J. Comput. Vis. 71(3), 2007, 259–272.
- [3] KALE, A. and S, AKSOY. *Segmentation of Cervical Cell Images*. 20th International Conference on Pattern Recognition (ICPR), 2010.
- [4] NOBLE, J.A. and BOUKERROUI, D. *Ultrasound image segmentation: A survey*. IEEE Trans. on Medical Imaging 25, 8 , 2006. 987-1010.
- [5] LANDGREN, M.; OVERGAARD, N. CH. and HEYDEN, A. *Segmentation of the Left Heart Ventricle in Ultrasound Images Using a Region Based Snake*. Centre of Mathematical Sciences, Lund University, Sweden, Vol. 8669, 2013.
- [6] FAN, J., ZENG, G., BODY, M., and HACID, M., “*Seeded region growing: an extensive and comparative study*”, Pattern Recognition Letters 26 (2005). 1139–1156.
- [7] MEENALOSINI, S.; JANET, J. and KANNAN, E. “*Segmentation Of Cancer Cells In Mammogram Using Region Growing Method And Gabor Features*”, International Journal of Engineering Research and Applications (IJERA) Vol. 2, Issue 2, Mar-Apr 2012, pp.1055-1062.
- [8] JEFFREE, A. I.; PAHL, CH.; ABDULJABBAR, H. N.; RAMLI, I.; AZIZ, N. B.; MYNT, Y. M.; SUPRIYANTO, E. *Cervical Segmentation in Ultrasound Image Using Level-set Algorithm*, Advances in Biomedicine and Health Science, ISBN: 978-1-61804-190-6. Universiti Technological Malaysia, 2013.
- [9] CHEN, D. R.; CHANG, R. F.; MOON, W.K. *3-d breast ultrasound segmentation using active contour model*. Ultra sound Med. Biol., 29 (2003), pp. 1017–1026.
- [10] RUI, R.; LIO, C.; JORGI, S.; ELSA, A.; ROSA, S. *Segmentation of the carotid intima-media region in B-mode ultrasound images*. Image Vision Comput 28, 2010, 614–625.
- [11] GOMEZ, W.; L. LEIJA, W.C.; PEREIRA, A. and INFANTOSI, A.F. *Segmentation of Breast Nodules on Ultrasonographic images Based on Marker Controlled Watershed Transform*. ISSN 1405-5546, 2009.
- [12] YAN, X.; NISHIMURA, T. *Segmentation of Breast Lesions in Ultrasound Images Using Spatial Fuzzy Clustering and Structure Tensors*, World Academy of Science Engineering and Technology, 3 (2009), pp. 05–20.
- [13] BOYKOV, Y.; FUNKE, G. *Graph cuts and efficient N-D image segmentation*. Int. J. Comput. Vis., 70 (2) (Nov 2006), pp. 109–131.

[14] OSHER, S.; SETHIAN, J.A. *Fronts Propagating with Curvature-Dependent Speed: Algorithms Based on Hamilton-Jacobi Formulations*, Journal of Computational Physics, 79(1), 1988, page 12-49.

[15] KASS, M.; WITKIN, A.; TERZOPOULOS, D. *Snakes - Active Contour Models*, International Journal of Computer Vision, 1(4) , 1987, page 321-331.

[16] ELHABIAN, Sh. *Computer Vision Lab 1: Basics of Image Processing*. University of Louisville, Electrical and Computer Engineering, 2008. PP. 8-10.

[17] ANJUM, SH.; MANJUNATH, T. Efficient Segmentation of the Foetal Ultrasound Image Using Smoothing Algorithm. International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering, Vol. 3, Issue. 4, 2015. PP. 3512-3517.

[18] KRISHNAVENI, M. *Quantitative evaluation of Segmentation Algorithms based on Level set Method for ISL datasets*. International Journal on Computer Science and Engineering (IJCSE), Vol. 3, No. 6, 2011. PP. 2361-2369.

[19] DIETENBECK, T. *CREASEG: A FREE SOFTWARE FOR THE EVALUATION OF IMAGE SEGMENTATION ALGORITHMS BASED ON LEVEL-SET*. International Conference on Image Processing, 2010. PP. 665-668.