

معالجة مشكلة عدم توحد مقاس المربعات الكبيرة للشبكة في صورة ECG

د. ألفت جولحة⁽¹⁾ م. أحمد عيسى⁽²⁾

الملخص

تعبّر إشارة ECG عن التغيرات الكهربائية المرافقة لنشاط القلب كتابع للزمن. تسجّل باستخدام مقياس تخطيط القلب على ورق ميليمتري يحتوي على شبكة مربعات كبيرة وصغيرة. في هذا البحث عولجت صور ECG الملتقطّة، حيث تم التخلص من الضجيج تلاه عملية تجزئة الصورة وترميمها. ولأجل وصف الصورة وتمثيلها كإشارة ببعد واحد، اقترحت طريقة فعالة جديدة لحل مشكلة عدم توحد مقاس المربعات الكبيرة للشبكة في صور ECG الملتقطّة بنتيجة اختلاف بُعد الكاميرا عن الشريط الورقي، إذ تم التمكن من استخراج طول ضلع الشبكة في صور ECG، مهما كانت ظروف التصوير، أو نوع الكاميرا، أو بُعدها العامودي عن الورقة. تم استخراج مربع الشبكة في 97% من عدد الصور المدروسة الكلي. وقد تمكّن النظام المقترح من تحويل الصور المدروسة بنسبة 100% إلى إشارات تعبر عن إشارة ECG. إن الإشارات الناتجة ذات حجم تخزيني أقل من حجم صور ECG، مما يساعد على أتمتة عيادات المختصين بأمراض القلب أو الأمراض الداخلية على نحو واسع. عولجت الصور وطبقت الطريقة المقترحة باستخدام بيئة MATLAB.

الكلمات المفتاحية: إشارة ECG، مرشح وسيط، مرشح وينر، ورق ECG.

(1) مدرسة - قسم هندسة الحاسبات والتحكم الآلي - كلية الهندسة - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.

(2) مهندس - قسم هندسة الحاسبات والتحكم الآلي - كلية الهندسة - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.

Solving the Problem of Unifying the Size of Large Squares of Grid in ECG Images

Dr. Oulfat Jolaha ⁽¹⁾ and Eng. Ahmed Eissa ⁽²⁾

Abstract

ECG signals are electrical changes associated with heart activity as a function of time. These signals are recorded using an ECG acquisition system on special paper containing a grid divided by large and small squares. In this study, ECG images were processed and noise was eliminated, followed by image segmentation and restoration. In order to describe and represent the image as a one-dimensional signal, a new effective method was proposed to solve the problem of unifying the size of the grid squares in the captured ECG images despite of the difference in camera distance from the paper tape. It was possible to extract the length of the grid segments in ECG images, whatever the imaging method, camera type or vertical distance from the paper. The grid square of ECG paper was extracted in 97% of the total number of studied images. The proposed system was able to convert the 100% studied images into ECG signals. The resulting signals are of a storage size less than the size of the ECG images, helping to automate the clinics of specialists in heart disease or internal diseases widely. The images were processed and the proposed method was applied using MATLAB.

Key Wards: ECG, Median filter, Wiener Filter, Paper ECG.

⁽¹⁾Teacher – Department of Computer and Automatic Control Engineering- Faculty of Mechanical and Electrical Engineering –Tishreen University – Lattakia- Syria.

⁽²⁾Engineer- Department Of Computer and Automatic Control Engineering- Faculty of Mechanical and Electrical Engineering –Tishreen University – Lattakia- Syria.

1- المقدمة:

ذاكرة كبيرة، وإن استخدام دقة أقل في المسح الضوئي يعطي دقة إشارة أقل عند المعاينة [4]. طُوّر بعض تقنيات معالجة الصور لاستخراج سمات إشارة القلب الكهربية (ECG)، وإعادة تشكيل الإشارة كإشارة مقطعة زمنياً [4]، [5]؛ واستخدمت تلك الإشارات بعد استخراج سماتها واختبارها لتشخيص عدم انتظام ضربات القلب [4]. في الدراسة [6] حوّلت صور ECG ووُقّرت كتقرير يحتوي على معدل ضربات القلب والمركبات الزمنية وعدم انتظام ضربات القلب. وقد عُرضت خوارزمية فعّالة لاستخراج إشارة ECG على أساس تحويل الموجات Daubechie، وتمكنت من الكشف عن السمات الأساسية جميعها واستخراجها بنجاح [7].

إن إشارة ECG تُخطط على ورق ميليمتري يحتوي على شبكة خطوط، وضمن كل مربع فيها شبكة أصغر مما يؤثر سلباً في عمليات معالجة الصورة واستخلاص الإشارة. طُوّرت خوارزمية باستخدام MATLAB لقراءة صور تخطيط القلب، وخوارزمية أخرى لإزالة الخلفية المتمثلة بالشبكة واستخراج الإحداثيات العددية لكل النقاط في منحنى تخطيط القلب. وكانت البيانات العددية المستخرجة من تخطيط القلب مفيدة جداً في تشخيص عالي الدقة [2]. كذلك أمكن تحويل صور ECG إلى ملفات رقمية على الحاسب عن طريق استخدام "المستطيل النشط". تتطلب تلك الطريقة تدخّل المستخدم في عملية استخلاص الإشارة، وذلك بتحديد منطقة العمل يدوياً، ومن ثم تحسب قيمة ضلع المربع الكبير بالاستعانة بالمعادلة الآتية [8]:

$$\frac{pixels}{grid} = \frac{grid\ time * paper\ speed * dpi}{25.4} \quad (1)$$

اذ $grid\ time$ هو زمن المربع و $paper\ speed$ هي السرعة الممثلة على ورق ECG، و dpi هي دقة المسح الضوئي [8]. ولكن لم تتم معالجة مشكلة عدم

تخطيط القلب الكهربي Electrocardiogram (ECG) هو تمثيل رسومي للنشاط الكهربي للقلب. ويتم الحصول عليه باستخدام أقطاب كهربية توضع على سطح الجسم [1]. وغالباً ما يستخدم هذا الاختبار للمرضى الذين يعانون من مشكلات في القلب، وهو إجراء تشخيصي مهم. تسجّل ECG القياسية على ورقة ECG ذات شبكة من الخطوط [2]. يمكن من خلال إشارة ECG الحصول على معلومات مهمة عن الحالة السريرية للقلب من تشوهات، وأيضاً تستخدم لقياس معدل ضربات القلب وانتظامها [1]، [3]. ونظراً إلى حساسية عضلة القلب من الناحية الصحية للإنسان فإن تحليل النشاطات الشاذة لهذه الإشارات ودراستها من شأنه أن يساعد الطبيب في تشخيص أمراض القلب والبدء بالعلاجات الصحيحة. إلا أنه من المطلوب تفسير ECG بدقة من أجل تقييم المعلومات ذات القيمة من إشارة تخطيط القلب. إن التقنية التقليدية المعتمدة على التحليل البصري لفحص إشارات تخطيط القلب من قبل الأطباء فعّالة إلى حد ما، فعند زيادة ضغط العمل يتطلب ذلك وجود آلية لتأكيد التشخيص، وتقليل الأخطاء الطبية. ولذلك تم إيجاد نظام أوتوماتيكي يستخدم أدوات معالجة الصور والإشارة قادر على استخراج المعلومات من صورة تخطيط القلب أو الفيديو، ومن ثم تحديد معدل ضربات القلب من صورة ECG الملتقطة بدقة [3].

وبشكل عام تسجّل الإشارة على ورقة ECG الحرارية التي لا يمكن تخزينها لفترة طويلة، لأنّ الأثر الحراري يزول مع مرور الوقت تدريجياً. تقوم بعض المستشفيات بحفظ أوراق المسح الحراري لتخطيط القلب كصور مسح في المعدات الإلكترونية (مثل أجهزة الحواسيب) للحفاظ على السجلات الطبية، ولكن هذه الطريقة تحتاج إلى سعة

الأغراض المكونة لها) حسب خاصيتين هما: خاصة طول القطر الأعظم MajorAxisLengh، وخاصة مركز الثقل. وبذلك تم التخلص من الخلفية المتمثلة بالشبكة والأغراض غير المهمة والحصول على صورة إشارة ECG. بعد ذلك أجريت عملية تحويل الصورة إلى إشارة بعدما جرى اختيار خط أساس الإشارة، وإعادة بناء المعنى الفيزيائي للإشارة كإشارة جهد تابعة للزمن وفق الطريقة المقترحة في هذا البحث. وقد استخدم 100 صورة من صور إشارات ECG. فيما يأتي عرضت خطوات معالجة صور ECG لفصل الإشارة بالتفصيل، ونعد الإشارة المبيّنة في الشكل (1) مثلاً عليها.

3-1 تحسين الصورة

يجب تحسين الصورة بهدف التخلص من الضجيج أو المعطيات غير المهمة، واستناداً إلى أن الإشارة في الصورة هي مجموعة بكسلات متصلة تختلف عن الخلفية التي تبدو كتجمعات منفصلة من النقط الحمراء. طبق المرشح الأوسطي الذي يتميز بإزالته لما عدّ مشابهاً للضجيج من نوع salt & pepper. يعدّ هذا المرشح لا خطياً من حيث عمله، فهو يعتمد على استبدال بقيمة البيكسل أحد البيكسلات الموجودة في جواره، وقد طبق على القناة الحمراء للصورة (لمحاولة تعميم الخلفية الحمراء) [10]. ثم تبع ذلك مرحلة ثانية من الترشيح متمثلة بتطبيق مرشح وينر Wiener على ناتج المرحلة السابقة لتنتج صورة بضجيج أقل (الشكل (2)) مع الحرص على عدم تشوه المعلومات الأساسية في الصورة (إشارة القلب). يقوم هذا المرشح بتعميم الضجيج مع المحافظة على الحافات قدر الإمكان (أي الإشارة)، وذلك يعود إلى اعتماده على الانحراف المعياري للصورة المدروسة ضمن نافذة معينة [m n]. ومن ثمّ عندما تكون قيمة الانحراف المعياري كبيرة (الحافات) يقوم بإنجاز عملية تعميم خفيفة، وعلى العكس

توحد حجم المربعات في ورقة ECG بسبب الاعتماد على صور مأخوذة عن طريق مساحة ضوئية ذات قيمة DPI معروفة، وليست ملتقطة بواسطة كاميرا.

لذا اقترحت في هذا البحث طريقة لحل مشكلة وجود تلك المربعات، واختلاف مقاسها من صورة إلى أخرى، واستخلاص الإشارة الزمنية من صور تخطيط القلب. بني نظام معالجة صور ECG المدروس باستخدام بيئة MATLAB [9].

2- أهمية البحث وأهدافه:

الهدف من هذا البحث هو استخلاص إشارة ECG من صور مخططات القلب باقتراح طريقة جديدة تحل مشكلة عدم توحد مقاس المربعات الكبيرة للشبكة في صور ECG الملتقطة بنتيجة اختلاف بعد الكاميرا العامودي عن الشريط الورقي، مما يسهل من عملية تحويل صورة ECG إلى إشارة ذات بعد واحد. فتصبح الإشارة جاهزة لتحديد المركبات الزمنية لإشارة ECG، وأهم السمات الخاصة بها، وذلك لأجل الافادة منها مستقبلاً في تشخيص أمراض القلب وآفاته آلياً.

3- معالجة صور ECG لفصل الإشارة:

تمرّ مراحل معالجة صور مخططات القلب ECG بمرحلة التحسين ثم التجزئة، وأخيراً وصف الصورة وتمثيلها كإشارة. في المرحلة الأولى استعين بالمرشح الأوسطي Median Filter، ومرشح وينر Wiener Filter، وذلك للتخلص من الضجيج مع المحافظة على الحافات المهمة قدر الإمكان، على الترتيب. ومن ثم جرى الاعتماد على عتبة تختار وفق الرسم البياني لهيستوغرام الصورة Histogram للحصول على صورة ثنائية تحتوي بعض الضجيج والأخطاء، لذلك طبقت عمليات مورفولوجيا عدّة من حت وتوسع ألحقت بعنوانة الصورة (أي فصلها إلى

السابقين المذكورين على ناتج تطبيقهما، وذلك للتقليل من ثخانة الخطوط وضياح بعض معالمها بسبب اندماجها.

وخرج هذه المرحلة هو صورة أكثر تحسناً لكنها لا تزال تحوي بعض الضجيج (الشكل (4)) وأغراض غير مرغوب بها، لذلك نقوم بتطبيق مرحلة الثالثة من التجزئة عن طريق عنونة الصورة.

2- عنونة الصورة اعتماداً على بعض خواص الأغراض [8] و[9]، بملاحظة بسيطة وجد أن غالبية الصور تحتوي ضجيجاً يتركز في إطار الصورة، وإن أغلب الضجيج الموجود في باقي الصورة هو على شكل خط مستقيم بسبب أن الخلفية المراد فصلها هي خطوط أفقية وعمودية متقاطعة على شكل شبكة. لذلك نقوم بعنونة الصورة (فصلها إلى الأغراض المكونة لها) حسب خاصيتين هما: خاصية طول القطر الأعظمي (MajorAxisLeng)، وخاصية مركز الثقل.

نفيد من هاتين الخاصيتين بإزالة الخطوط المستقيمة التي تمثل بقايا خطوط الورقة المليمترية (بقايا الشبكة)، فمن خلال الخاصية الأولى نزيل الخطوط التي تقل عن حجم معين مع مراعاة عدم فقدان معلومات في الصورة (لأن الإشارة أغلبها متعرجة وغير مستقيمة)، في حين نفيد من الخاصية الثانية بإزالة الأغراض المتمركزة في إطار الصورة والتي هي بطبيعة الحال معلومات ضجيجية. تحقق الخاصيتان السابقتان تجزئة سليمة إذ يمكن الحصول في خرج هذه المرحلة على صورة تُزعت منها الخلفية، وتحتوي فقط على إشارة القلب، كما في الشكل (5).

4- الخوارزمية المقترحة لإيجاد ضلع المربع الكبير للشبكة بالبكسل

لطول ضلع المربع الكبير في الشبكة دور مهم في تحديد المجالات الضرورية - بشكل قياسي - لاستخلاص

يقوم بإنجاز عملية تنعيم قوية عندما تكون قيمة الانحراف المعياري المحلية صغيرة [9]، [10].

3-2 تجزئة الصورة:

بعد إجراء عملية التحسين يتم الانتقال إلى تجزئة الصور الرقمية، من خلال اقتطاع المنطقة المدروسة بفصل مصفوفة الصورة إلى العديد من الأغراض Objects المستقلة اعتماداً على معايير عدّة (منها: هيستوغرام الصورة - والاتصالية - وحجم الأغراض والخ) إذ يكون خرج هذه المرحلة صورة أخرى تحتوي المناطق المدروسة فقط، وهي في العديد من التطبيقات عبارة عن فصل الخلفية عن الصورة. طبقت ثلاث مراحل من التجزئة هي:

1- تحويل الصورة إلى الصيغة الثنائية من خلال طريقة Otsu thresholding. تقوم هذه الطريقة بعقددة الصورة إلى صنفين - حسب الرسم البياني للصورة Histogram - هما: صنف الخلفية (Background) التي تأخذ بكسلاتها جميعها القيمة الرمادية 0، وصنف الأغراض (Foreground) التي تأخذ بكسلاتها جميعها القيمة 1، وذلك اعتماداً على قيمة عتبة يجري اختيارها أمثلياً باستخدام طريقة Otsu [11]، [12].

تعاني الصور الناتجة عن خرج المرحلة السابقة من بعض الانقطاع في الإشارة، ووجود بعض النقاط المعزولة غير المرغوب فيها كما في الشكل (3). لذلك تطبق سلسلة من العمليات المورفولوجية كالتوسّع والإغلاق بعنصر تشكيل على شكل خط بطول 7 بكسل وزاوية أفقية، وتطبيق عملية توسّع أخرى بعنصر تشكيل على شكل خط بطول 9 بكسل وزاوية 90 درجة، وذلك لوصل بعض الانقطاعات التي تحصل للإشارة بسبب عمليات التنعيم وإزالة الضجيج. تلي عملية التوسّع عملية حثّ بالقناعين

5- القفز بمقدار اختياري ثابت قيمته 20 بكسلاً في عملية المسح.

6- إيجاد المسافات بين الأعمدة المستخلصة من المرحلة السابقة عن طريق طرح مواقع الأعمدة المتتالية وتوضع ضمن مصفوفة المسافات.

7- تؤخذ قيمة المنوال لمصفوفة المسافات السابقة.

8- إذا كان المنوال -الذي يمثل طول ضلع المربع المفترض- صغيراً (هذا يدلّ على وجود خطوط صغيرة بين الخطوط الكبيرة)، نستبعد هذه القيم بوضع قيم كبيرة جداً مكانها، وأخذ القيمة الدنيا لمصفوفة المسافات الجديدة بدلاً من قيمة المنوال.

9- إذا لم يتعرف إلى الأعمدة (الشروط غير محققة)، تعاد العملية ضمن شروط أقل، وتكرر الخطوات من الخطوة 4 حتى نحصل على مصفوفة غير فارغة، لنأخذ أخيراً قيمة المنوال على أنها طول ضلع المربع، نلاحظ في الشكل (7) خرج هذه المرحلة وهي قيمة طول ضلع المربع الكبير للشبكة.

5- وصف الصورة كإشارة ببعد واحد (إعادة صورة الإشارة إلى إشارة)

بعد مرحلة إيجاد طول المربع الكبير بالبيكسل m يجب إعادة وصف الصورة بإشارة ذات بعد واحد، والتعامل مع مركباتها الزمنية على هذا الأساس وفق الخوارزمية الآتية لتحويل الصورة إلى إشارة:

1- تحديد نقطة بداية الإشارة f ، وذلك بتسجيل موقع أول بيكسل يأخذ القيمة 1 في العمود الأول، وفي حال عدم وجوده تبدأ الإشارة من منتصف العمود الأول.

2- تؤخذ إحداثيات البيكسلات ذات القيمة 1 جميعها (التي تعبر عن الإشارة). ولكن هنا توجد مشكلة بسبب أن

المركبات الزمنية فضلاً عن إعادة بناء الصورة كإشارة وتحديد السمات جميعها ولاسيما معدل ضربات القلب ونظمية الإشارة، وذلك دون اللجوء إلى تحويلات أو خوارزميات ذات تعقيد حسابي عالٍ.

إنّ ضلع المربع الكبير هذا ليس له طول ثابت (مقيساً بالبيكسل) في الصور الملتقطة كلّها، إذ يعتمد طوله على بعد الكاميرا أو قريها من الورقة الذي هو بدوره ليس ثابتاً. كما يعتمد على الجزء المصور من شريط ECG الذي قد يكون الشريط كلّهُ أو جزءاً منه فقط. لذا فقد اقترحت الخوارزمية الموضحة بالخطوات الآتية:

1- مساواة الهيستوغرام للصورة الرمادية، ثمّ التعقيب بقيمة عددية صغيرة ولتكن (0.2) بهدف إظهار الخلفية ذات قيم البيكسلات الرمادية المنخفضة التي تمثل الورقة البيانية.

2- تطرح الصورة الثنائية الناتجة من الصورة النهائية (التي فصلت الخلفية فيها) فتنتج صورة تمثل الخلفية مع غياب الإشارة.

3- يتم القيام بعمليات إزالة الخطوط الأفقية والعمودية ذات الثخانة القليلة من أجل الحصول على خطوط عمودية يمثل البعد بينها طول ضلع المربع.

4- بسبب الأخطاء التي تتمثل بفقدان بعض الأعمدة أو ظهور أعمدة ناتجة عن المربعات الصغيرة (الشكل (6)) نختار الأعمدة التي طولها أكبر من نصف ارتفاع الصورة أو يساويه بشرط أن يكون مسبوفاً بعمود أسود يزيد أيضاً على نصف ارتفاع الصورة، وذلك من أجل تحييد ثخانة العمود الأبيض (الأعمدة الثخينة قد تحسب بأكثر من عمود).

ج-أخذ مطال هذا العنصر في a ، ووضعه في مصفوفة القيم المطالية الجديدة (أي اختيار القيمة العظمى من بين القيم المكررة للحظة الزمنية).

د-في حال انتهت الإشارة قبل نهاية المجال الزمني (المقسم إلى 1800 وحدة زمنية) يتم إسناد القيمة 0 (مطال) إلى الوحدات الزمنية اللاحقة حتى نهاية المجال.

بعد إتمام الخطوات الأربع السابقة، ونسب المحور الأفقي إلى قيم زمنية حقيقية، والمحور العامودي إلى قيم مطالية مقدره بالميلي فولت، وذلك اعتماداً على خرج مرحلة اكتشاف طول ضلع المربع الكبير؛ بهذا أمكن الحصول على الإشارة بشكل أكثر قابلية للقراءة من قبل الطبيب، وبذلك نكون قد حصلنا على إشارة ذات بعد واحد، كما هي مبينة في الشكل (9)، وهي تعبر عن إشارة القلب ECG المستخلصة من صورة إشارة ثنائية البعد.

6-النتائج والمناقشة

عالج البحث 100 عينة، عبارة عن صور ملقطة بواسطة كاميرات متنوعة بدقات مختلفة لأوراق ECG من مشفى تشرين الجامعي وعيادات أطباء اختصاصيين بالقلب. وقد اتصفت العينات المدروسة بتنوع مورفولوجي لإشارات ECG، وبظروف التقاط مختلفة. استخدم حاسب محمول Corei3، سرعة معالجه 2.5 GHz، وسعة RAM هي 4GB في معالجة صور ECG لإعادة بناء المعنى الفيزيائي للإشارة وفق الخوارزمية المقترحة لإيجاد طول ضلع المربع الكبير للشبكة، مما سهل من عملية الحصول على إشارة ECG ذات البعد الواحد.

لقياس أداء الخوارزمية المقترحة في استخراج طول ضلع مربع شبكة الإحداثيات اقترح معيار لقياس دقة الخوارزمية المقترحة هو نسبة الخطأ σ ، وهو نسبة القيمة

إحداثيات البكسلات في الصورة تختلف عن الإحداثيات الديكارتيّة العادية، فتظهر الصورة مقلوبة، ولذلك وجب التخلص من هذه المشكلة واقتراح حلها عن طريق حساب الفارق بين مركبة المطال وطول ضلع المربع، وطرح هذه القيمة من حاصل بُعد بداية الإشارة عن مقدار طول ضلع المربع:

$$j_{new}(i) = |j(i) - m| - |f - m| \quad (2)$$

اذ j_{new} هي متجه الإشارة بعد ضبط الإحداثيات، و j هي متجه الإشارة قبل ضبط الإحداثيات. وبذلك يكون قد تم الحصول على الإشارة المبينة في الشكل (8).

3- تكون إشارة ECG قد عادت إلى الشكل الصحيح، ولكنها تعاني من مشكلة ثخانة الإشارة، كما هو واضح من الشكل (8)، التي تتمثل بأن قيم مطالية عدّة تنتسب إلى لحظة (زمنية) واحدة، وهذا ما يصعب من عملية المعالجة ويزيد من تعقيد العمل. لحل هذه المشكلة والتخلص من الثخانة للحصول على الإشارة دون ثخانة نتبع الخطوات الآتية:

أ-إيجاد مجموعة قيم المطال العائدة إلى وحدة زمنية واحدة، ووضعها في المصفوفة وجيدة البعد (متجه) a . وإن انقطعت الإشارة بسبب عمليات التجزئة على سبيل المثال، في هذه الحالة تؤخذ القيمة المطالية السابقة للحظة التي انقطعت فيها الإشارة.

ب-الاحتفاظ بأعلى قيمة من مجموعة القيم السابقة، ومن ثمّ تحديد موقعها Index بالنسبة إلى المصفوفة a أي نجد $a(\text{index})$.

بين المربعات الكبيرة والصغيرة، ممّا أدى إلى ضياع المربعات الكبيرة، ومن ثمّ لم تسجل قيم α و σ لتلك الإشارات.

حوّلت الصور المدروسة كلّها بنسبة 100% إلى إشارات تعبّر عن إشارة ECG التشابهيّة، وهذا ما يثبت فعالية الطريقة المقترحة التي يمكن تطبيقها على صور ECG مختلفة ومأخوذة بواسطة أنواع متعددة من الكاميرات، وقيم مختلفة لبعث الكاميرا العامودي عن الورقة.

7- الاستنتاجات والتوصيات

- قدّم البحث طريقة فعّالة جديدة في استخراج طول ضلع الشبكة في صور إشارة ECG مهما كانت طريقة التصوير أو أسلوبه، أو نوع الكاميرا ممّا يساعد في وصف الصورة كإشارة ذات بعد واحد.

المطلقة لمقدار الفرق بين القيمة الحقيقية لطول ضلع المربع الكبير في شبكة الإحداثيات R_V ، وقيمه المقيسة من الخوارزمية M_V مقسومة على القيمة الحقيقية لطول ضلع المربع الكبير لشبكة الإحداثيات التي تعطي بالعلاقة:

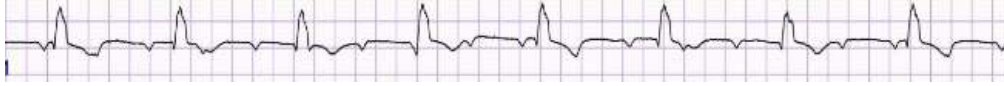
$$\sigma = |R_V - M_V|/R_V \quad (3)$$

ومن ثمّ تكون قيمة البارامتر α الذي يمثل دقة خرج الخوارزمية المقترحة كنسبة مئوية:

$$\alpha \% = (100 - \sigma) * 100 \quad (4)$$

أظهرت مرحلة معالجة الصورة الأولى والتجزئة كفاءة عالية (نجحت على 99% من الصور الكلية) في تحضير الصورة وتخليصها من الضجيج. يظهر الجدول (1) نتيجة تجزئة صور ECG وتحولها إلى إشارة (10 صور فقط) ومن ضمنها الصور التي لم تنجح في عملية التجزئة.

يتضمن الجدول (2) نتائج 10 صور ECG فقط الواردة في الجدول (1)، بما فيها الصورتان اللتان لم يتوصل معهما من خلال النظام والخوارزمية المقترحة إلى نتيجة سليمة. ويلاحظ أن الإشارة في الصورة ذات الرقم 9 قد أخفق النظام في تجزئتها نظراً إلى الدقة المنخفضة إذ أنّ الموجة S تبدو باهتة بحيث تندمج مع الخلفية. ويظهر في الجدول (2) أيضاً نتيجة قياس طول ضلع المربع الكبير (القيمة الحقيقية) للإشارات كلّها والقيمة التي تم الحصول عليها من خرج الخوارزمية المقترحة، وكذلك قيم σ و α التي تحسب وفق العلاقتين (3) و (4) على التوالي، فضلاً عن صورة الشبكة المستخلصة. استخراج طول ضلع المربع الكبير للشبكة بشكل صحيح في 97% من الصور الكلية المدروسة بدقة وصلت إلى 97%. كما نلاحظ أن النظام قد أخفق في استخلاص طول ضلع مربع صحيح للشبكة في إشارات ECG للصورتين 9 و 10 في الجدول (2). لم يتم تجزئة الإشارة في الصورة 9 بالشكل السليم، والصورة 10 يلحظ فيها وجود تباين ضعيف جداً



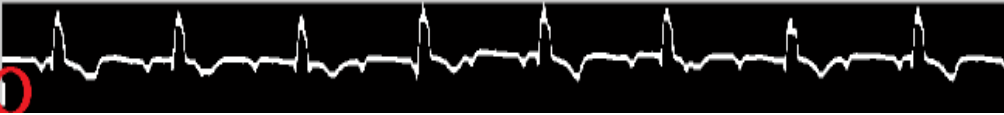
الشكل (1) صورة ECG لمريض يعاني من تباطؤ في دقات القلب.



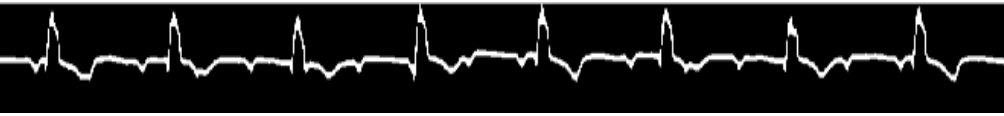
الشكل (2) صورة ECG بعد الترشيح.



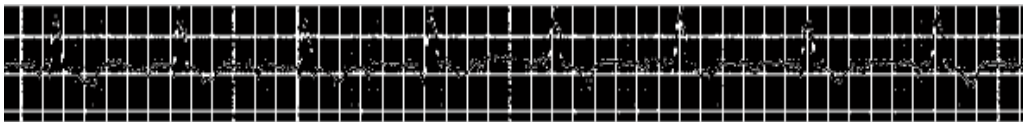
الشكل (3) الصورة بعد تطبيق تعتیب Otsu عليها.



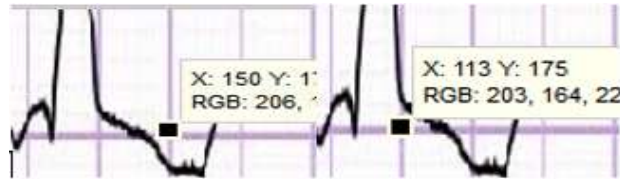
الشكل (4) الصورة بعد تطبيق المعالجة المورفولوجية عليها وعكس الألوان.



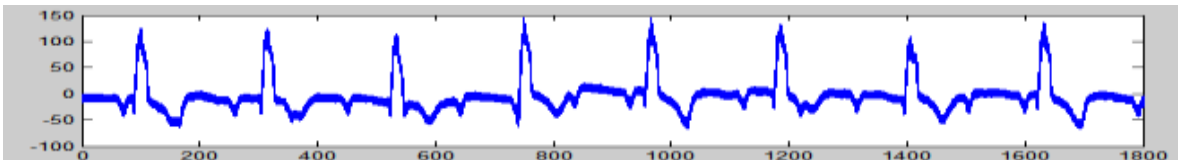
الشكل (5) الصورة بعد تطبيق المرحلة الثالثة من التجزئة عليها، نلاحظ غياب الخلفية تماماً.



الشكل (6) الحصول على الشبكة.

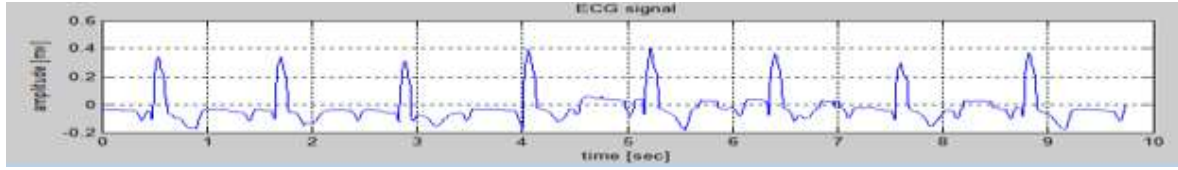


الشكل (7) يظهر طول ضلع شبكة الإحداثيات $150-113=37$



الشكل (8) الصورة بعد تحويلها لإشارة وضبط الإحداثيات، نلاحظ مشكلة ثخانة الإشارة واضحة.

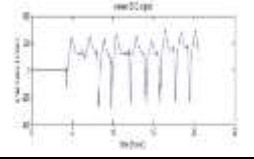
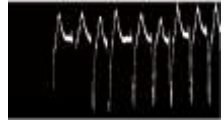
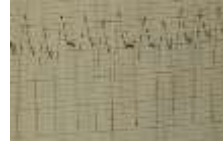
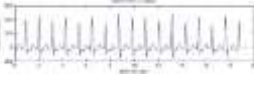


د. جولحة م. عيسى معالجة مشكلة عدم توحد مقاس المربعات الكبيرة للشبكة في صورة ECG



الشكل (9) الصورة بعد التخلص من الشخانة وتقييس الأبعاد إلى أبعاد حقيقية.






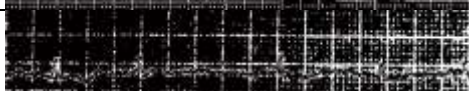

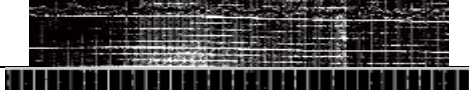
الجدول (1) نتيجة تجزئة صور ECG وتحويلها إلى إشارة (نتائج 10 صور فقط).

| رقم | الصورة الأصلية | حجم مصفوفة الصورة الأصلية أسطر × أعمدة [بيكسل] | الصورة بعد التجزئة | نتائج تحويل الصورة إلى إشارة |
|-----|----------------|---|--------------------|------------------------------|
| 1 | | 2377 × 245 | | |
| 2 | | 259 × 94 | | |
| 3 | | 789 × 155 | | |
| 4 | | 349 × 59 | | |
| 5 | | 1533 × 277 | | |
| 6 | | 961 × 119 | | |
| 7 | | 2128 × 413 | | |
| 8 | | 1502 × 283 | | |


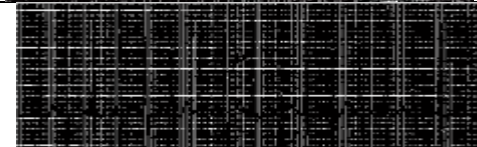
| | | | | |
|---|---|----------|---|----|
|  |  | 2208×400 |  | 9 |
|  |  | 1023×144 |  | 10 |

- استخراج طول ضلع الشبكة في 97% من عدد الصور الكلي.
- تمكن النظام المقترح من تحويل الصور المدروسة بنسبة 100% إلى إشارات تعبر عن إشارة ECG.
- خلص النظام المقترح إلى تحويل فعال للصور الطبيّة المدروسة الملتقطة لعينات إشارات تخطيط القلب ECG إلى إشارات ذات بعد واحد، وبحجم أقل، ممّا يساعد في أتمتة عيادات المختصين بأمراض القلب أو الأمراض الداخلية على نحو واسع. وتتخلص المقترحات المستقبلية لتطوير آفاق هذا البحث وتوسيعه في الآتي:
- تقدير عدد ضربات القلب بالافادة من الخوارزمية المقترحة.

الجدول (2) النتائج المستخلصة من مرحلة استخلاص طول ضلع المربع الكبير للشبكة للصور الواردة في الجدول (1).

| رقم العينة | طول ضلع المربع الكبير الحقيقي [بكسل] | خرج مرحلة استخلاص طول ضلع المربع [بكسل] | نسبة الخطأ σ | دقة الخوارزمية α (%) | صورة الشبكة |
|------------|--------------------------------------|---|---------------------|-----------------------------|---|
| 1 | 37 | 37 | 0 | 100 |  |
| 2 | 130 | 132 | 0.0153 | 98.46 |  |
| 3 | 56 | 56 | 0 | 100 |  |
| 4 | 110 | 108 | 0.018 | 98.18 |  |
| 5 | 72 | 72 | 0 | 100 |  |
| 6 | 102 | 104 | 0.019 | 98 |  |
| 7 | 58 | 58 | 0 | 100 |  |
| 8 | 47 | 47 | 0 | 100 |  |

د. جولحة م. عيسى معالجة مشكلة عدم توّحد مقاس المربعات الكبيرة للشبكة في صورة ECG

| | | | | | |
|---|---|---|-----|----|----|
|  | - | - | 35 | 65 | 9 |
|  | - | - | 376 | 60 | 10 |

- يمكن اعتماد نتائج البحث في استخلاص سمات إشارة ECG بطريقة هندسية فعالة حسابياً ومباشرة من أجل تصميم نظام تشخيص آلي لأمراض القلب.
- يمكن إجراء اختبار لإشارات القلب ECG وتوسيع النظام بحيث يشمل دراسة إمكانية إصابة الأشخاص بأمراض القلب، مع الأخذ بالحسبان معايير إضافية أخرى تتعلق ببارامترات أخرى مثل الجنس والعمر.
- توسيع قاعدة البيانات لتشمل مورفولوجيا أوسع لإشارات القلب ECG.
- معالجة مشكلة ميلان ضلع المربع نتيجة التقاط صورة ECG بشكل غير عمودي على الورقة.

- [6] Jayaraman, S.; Swamy, P.; Damodaran, V.; and Venkatesh, N., (2012). A Novel Technique for ECG Morphology Interpretation and Arrhythmia Detection Based on Time Series Signal Extracted from Scanned ECG Record, *Advances in Electrocardiograms - Methods and Analysis*, PhD. Richard Millis (Ed.), ISBN: 978-953-307-923-3.
- [7] Ashwin, A.; Aamir, Abdullah; and Mohan, H. M., (2017). ECG Signal Feature Extraction Using Discrete Wavelet Technique. *National Conference on Communication and Image Processing (NCCIP- 2017)*, 3rd National Conference by TJIT, Bangalore.
- [8] Badilini, Fabio; Erdem, Tanju; Zareba, Wojciech; J. Moss, Arthur, (2005). "ECG Scan: a method for conversion of paper electrocardiographic printouts to digital electrocardiographic files". *Journal of Electrocardiology*, 38, April pp. 310–318.
- [9] *Image Processing Toolbox*, 6th edition, User' Guide, Math Works Inc, March 2008.
- [10] Gonzalez, Rafael C.; and Woods, Richard E., (2008). "Digital Image Processing", third edition, Pearson Prentice Hall, 2008.
- [11] Otsu, N., (1979). A threshold selection method from gray-level histograms. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. 9, No. 1, 1979, pp. 62-66.
- [12] www.labbookpages.co.uk/software/imgProc/otsuThresholding.html, accessed at December 2017.

| | | |
|--------------------|------------|------------------|
| Received | 2018/05/23 | إيداع البحث |
| Accepted for Publ. | 2019/02/06 | قبول البحث للنشر |

REFERENCES

- [1] Zadawale, Sana S.; and Bakare, Savita, (2017). ECG Signal Based Heart Disease Prediction System using DWT and SVM. *International Journal of Advanced Research in Computer and Communication Engineering*, Vol. 6, Issue 7, July.
- [2] Gurve, Dharmendra; Srivastava, Alok Kumar; Mukhopadhyay, Kingsuk; Prasad, N. Eswara; Shukla, Sachin; and Muthurajan, H., (2016). Electrocardiogram (ECG) Image processing and Extraction of Numerical Information". *International Journal of Engineering Technology Science and Research (IJETS)*, Volume 3, Issue 7 July 2016, pp. 39-44. ISSN 2394 – 3386
- [3] Jaisal, Pradeep Kumar; Kumar, Sushil; and Shukla, S.P., (2012). A Survey of Electrocardiogram Data Capturing System using Digital Image Processing: A Review. *International Journal of Computer Science and Technology*, Vol. 3, Issue 1, Jan. – March, ISSN : 2229-4333 (Print).
- [4] Khleaf, Hussain K.; Bin Gazali, Kamarul H.; Abdalla, Ahmed N.; and Raheema, Mithaq Na'ma, (2015). ECG Trace Digitization Using Image Processing Techniques. *International Journal of Scientific & Engineering Research*, Volume 6, Issue 4, pp. 1113-1116, April, ISSN 2229-5518.
- [5] Kumar, D.; Thakur, D.; Sharma, S.; and Bhardwaj, S., (2012). ECG Paper Records Digitization through Image Processing Techniques. *International Journal of Computer Applications*". Vol. 48, No.13, pp.0975 – 888, June.