

الكشف الآلي عن نقص التروية القلبية في تخطيط القلب الكهربائي باستخدام ANN و ANFIS

بسام لالا^{1,2} و حنان أبو هايلة^{3,4}

المخلص:

يحدث مرض نقص التروية القلبية نتيجة لعدم وصول كمية كافية من الأوكسجين إلى عضلة القلب، يساعد التشخيص المبكر بشكل كبير في علاجه ومنع تطوره لحالة احتشاء قلبي. هدَفَ البحث إلى إيجاد طريقة آلية تساعد الأطباء في كشف السلاسل الإسكيمية في تخطيط القلب الكهربائي طويل الأمد.

استخدمت البيانات من قاعدة البيانات الأوربية European ST-T Database لإنجاز البحث، أجريت معالجة أولية للإشارات تمثلت بإزالة الضجيج المرافق لإشارة القلب وكشف المركب QRS، تلاها مرحلة استخلاص الخصائص باستخدام تحليل المركبات الأساسية PCA، وأخيراً بناء مصنفين أحدهما بالاعتماد على الشبكات العصبونية الصناعية، والآخر من النوع الهجين ANFIS لكشف النبضات الطبيعية والمرضية، بهدف المقارنة بينهما واختيار المصنف الأفضل.

بلغت نتائج النظام لكل من الحساسية 91.4% والدقة 91.3% على الترتيب لمصنف الشبكات العصبونية، في حين بلغت 85.2% و96.2% للمصنف الهجين ANFIS. وعند اختبار نظام ANFIS المقترح على عدد من الإشارات المنتقاة من قاعدة البيانات كل منها بطول 10 دقائق، كانت الدقة في كشف الحالات الطبيعية 90%، في حين بلغت 94% لكشف حالات نقص التروية.

الكلمات المفتاحية: تخطيط القلب الكهربائي ECG، المركب ST-T، نقص التروية القلبية، السلسلة الإسكيمية، تحليل المركبات الأساسية PCA، الشبكات العصبونية الصناعية ANN، نظام الاستلال العائم العصبي التكيفي ANFIS.

¹ مدرس في قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة دمشق.

² مدرس في كلية الهندسة المعلوماتية - الجامعة العربية الدولية.

³ مهندسة طبية - قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة دمشق.

⁴ مهندسة في كلية الهندسة المعلوماتية - الجامعة العربية الدولية.

Automatic Detection of Myocardial Ischemia in ECG Using ANN and ANFIS

Hanan Abu Hayleh

Bassam

lala⁽¹⁾

Abstract:

Myocardial Ischemia occurs when heart muscle does not receive enough oxygen supply, the early detection of Ischemia helps the treatment process and preventing the progress of myocardial infarction. The objective of this work is to find an automatic method to help Cardiologists detecting ischemic episodes in ECG in order to diagnose Myocardial Ischemia.

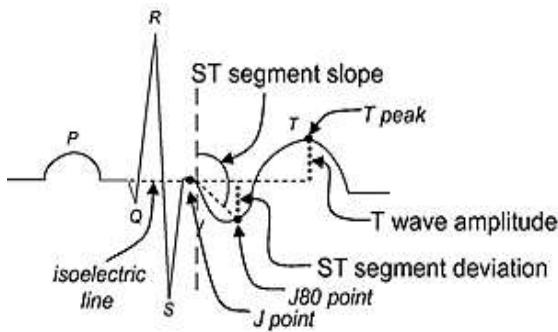
Data from the European Database ST-T was used in this research, the signals were preprocessed for noise reduction and QRS complexes detection, followed by feature selection using Principle Component Analysis (PCA). Finally, two types of classifiers based on Artificial Neural Network (ANN) and Adaptive Nero-Fuzzy inference system (ANFIS).were built to diagnose each pulse as normal or Ischemic, for comparing and choosing the best classifier.

The results of the system were 91.4% for sensitivity and 91.3% for accuracy for ANN classifier and 85% and 96% for ANFIS classifier respectively. When testing the proposed ANFIS system on some of chosen signals from the European Database, each one has duration of 10 minutes, the accuracy of detection was 90% of normal cases and 94% of ischemic cases.

Keywords: Electrocardiogram (ECG), ST-T complex, Myocardial Ischemia, Ischemic Episode, Principle Component Analysis (PCA), Artificial Neural Network (ANN), Adaptive Nero-Fuzzy inference system (ANFIS).

⁽¹⁾Biomedical Engineering Department, Faculty of Electrical &Mechanical Engineering, Damascus University.⁽¹⁾
Arab International University, Faculty of Information & Communication Engineering.

والاسكيمية، طبقت الخوارزمية ضمن نافذة عرضها دقيقة واحدة واعتبرت أنها جزء من السلسلة الإسكيمية إذ بلغ عدد النبضات الاسكيمية فيها 90% من عدد النبضات الكلي [1]. بينما استخدم Vasudha وزميله عام 2014 تحويل الموجات المتقطع Discrete Wavelet Transform (DWT) لكشف المركب QRS والموجة T بهدف تحديد نقاط قياس انحراف الجزء ST للكشف عن مرض نقص التروية [2]. أما Lee وزملاؤه سنة 2013 فعملوا على كشف السلاسل الإسكيمية من الجزء ST حيث قام بحساب المطال عند النقطة J80 و J60 (تمثل النقطة J بداية القطعة ST أما J60 و J80 هي النقاط التي تبعد عن J مقدار 60 ms و 80 ms على الترتيب) نسبة للخط الصفري الذي يمثل الجزء PQ من النبضة كما يوضح الشكل (1)، حيث لا يظهر أي فرق بين النقطتين في التخطيط الطبيعي، فضلاً عن تكامل الجزء ST من بعد النقطة J [3]. قارن Skřížala عام 2008 بين طريقتي تدريب للشبكات العصبونية وهي Back-Propagation And Self-Organizing Map حيث استخدم أيضاً تحليل المركبات الأساسية Principle Component Analysis (PCA) لتكون دخلاً للشبكة العصبونية [4].



الشكل (1). مخطط النبضة القلبية موضحاً

النقاط المهمة في الكشف عن مرض نقص التروية [5].

1. المقدمة:

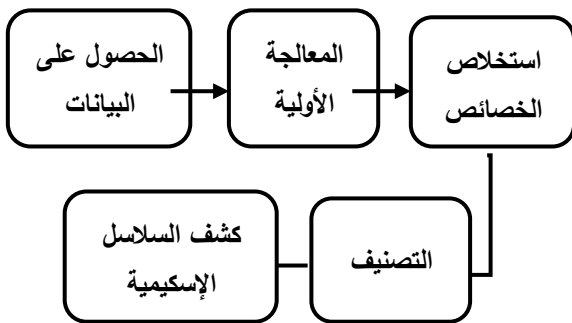
يعدُّ مرض نقص التروية القلبية Myocardial Ischemia من أكثر الأمراض انتشاراً والمسبب للموت في العالم، ويحدث لعدم وصول كمية كافية من الأوكسجين إلى عضلة القلب نتيجة تضيق الشرايين الإكليلية المسؤولة عن ترويته. يساعد التشخيص المبكر بشكل كبير في علاجه ومنع تطوره لحالة احتشاء قلبي Myocardial Infarction. يتم التشخيص على أساس التغيرات الديناميكية في تخطيط القلب الكهربائي Electrocardiograph (ECG) للجزء ST أو الموجة T أو كليهما؛ وذلك في نافذة زمنية تراوح من 30 ثانية إلى دقيقتين، تسمى سلسلة النبضات المتتالية التي تحمل علامات نقص التروية بالسلاسل الإسكيمية.

تشير التجارب السريرية إلى أنَّ عملية التشخيص اليديوي من قبل الطبيب المختص تستغرق الكثير من الوقت؛ ممَّا يجعل استخدام هذا الإجراء محدوداً جداً، يهدف البحث إلى تطوير طريقة آلية للكشف عن هذا المرض تدعم قرار الطبيب وترفع دقة تشخيصه لمرض نقص التروية من تسجيلات تخطيط كهربائية القلب ECG طويلة الأمد (مثل تسجيلات هولتر Holter recording، والمراقبة المستمرة لإشارة ECG في وحدة العناية القلبية)، كما لها دور في تدريب الأطباء المتدربين وتطوير مهاراتهم في تحليل التخطيط الكهربائي للقلب.

2. الدراسات السابقة:

بنى الباحث kumar وزميله عام 2016 خوارزمية لكشف مرض نقص التروية في تخطيط القلب الكهربائي بالاعتماد على تابع isoelectric energy للجزء ST من الإشارة ووضع قيمة حدية للتصنيف بين الحالات الطبيعية

استخدمت البيئة البرمجية MatLab لإنجاز البحث. تتلخص منهجية الكشف الآلي عن مرض نقص التروية القلبية في تخطيط ECG كما هو متبع في الدراسات المشابهة إلى المراحل الرئيسية الآتية: الحصول على البيانات، المعالجة الأولية، استخراج الخصائص، التصنيف، كشف السلاسل الإسكيمية، وفق للمخطط الصندوقي المبين في الشكل (2).



الشكل (2) المخطط الصندوقي للخوارزمية المقترحة.

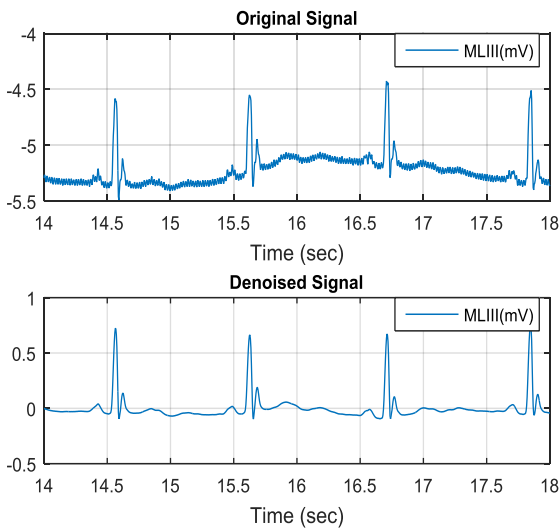
3-1. الحصول على البيانات:

جمعت البيانات المستخدمة في البحث من قاعدتي بيانات تابعة لبنك البيانات PhysioNet المتوفر على الانترنت، اعتمدت قاعدة البيانات الخاصة بمرض نقص التروية European ST-T Database [9] وهي المصدر المعتمد في العديد من الدراسات السابقة [8- 3, 1] التي تحوي على 90 تسجيل ECG بمسريين لـ 79 مريضاً تراوح أعمارهم بين 30 والـ 80 سنة (70 ذكراً و9 إناث) بتردد اعتيادي 250 Hz وبطول ساعتين لكل تسجيل. كما تم الحصول على التسجيلات الطبيعية من قاعدة البيانات MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database [10] التي تحوي على 18 تسجيلاً بمسريين لأشخاص طبيعيين راوحت أعمارهم من 20 إلى 50 سنة (5 ذكور و13 أنثى)، مأخوذة بتردد اعتيادي 128 Hz، وأعيد اعتيادي الإشارات ليصبح تردد الاعتيادي 250 Hz للتسجيلات جميعها السليمة والمرضية.

اقترح Exarchos وزملاؤه عام 2007 منهجية تستعمل شجرة القرار c4.5 والأنظمة العائمة لتصنيف النبضات الإسكيمية في تسجيلات ECG باستخدام خصائص من الجزء QT والمركب ST-T مثل الانحراف والميل [5]. أما Pang وزملاءه فقد طوروا عام 2005 خوارزمية لتحديد مرض نقص التروية معتمدة على خمس خصائص أربع منها مستخلصة بالاعتماد على Karhunen- (KLT) Loeve Transform والميزة الخامسة انحراف الجزء ST. تصنف النبضات بالاعتماد على نظام الاستلال العائم العصبي التكيفي (ANFIS) [6]. في حين طورَ Andreao وزملاؤه عام 2004 طريقة للتشخيص الآلي لحالة نقص التروية مؤلفة من مرحلتين أساسيتين، تتمثل المرحلة الأولى بتحديد النبضات القلبية آلياً ونمذجتها باستخدام Hidden Markov Models (HMM)، حيث اعتمد Discrete Wavelet Transform (DWT) في استخراج الخصائص، واعتمد على مطال انحراف الجزء ST لكشف النبضة الإسكيمية، عمل في المرحلة الثانية على كشف السلاسل الإسكيمية التي لا تقل مدتها عن 30 ثانية، على أن يفصل بين السلسلتين المتتاليتين مدة زمنية لا تقل عن 120 ثانية لاعتبارهما منفصلتين [7]. طور Papaloukas وزملاؤه عام 2002 تقنية لكشف مرض نقص التروية بالاعتماد على التغيرات في الجزء ST والموجة T باستخدام الشبكات العصبونية ذات التغذية الأمامية، واستخدم تحليل المركبات الأساسية Principal Component Analysis (PCA) لتقليل عدد المدخلات [8].

سعى هذا البحث إلى رفع الدقة في كشف مرض نقص التروية في تخطيط القلب الكهربائي واختبار نوعين من المصنفات وتحديد المصنف الأفضل.

3. الطرائق المستخدمة:



الشكل (3) نتيجة إزالة الضجيج بنوعيه (منخفض ومرتفع التردد) من أحد التسجيلات المدروسة.

3-2-2. كشف المركب QRS وتجزئة النبضات:

اعتمدت خوارزمية Pan&Tompkin الخاصة بكشف المركب QRS وفق مجموعة من المراحل [12] وهي: ترشيح الإشارة باستخدام مرشح تمرير نطاق [5-15] Hz، ثم تمرير الإشارة عبر مرشح مفاضل للحصول على ميل المركب QRS، يليه تربيع الإشارة الناتجة، ومكاملتها بهدف الحصول على غلاف الإشارة، وأخيراً تحديد موقع المركب QRS مع كل جبهة صاعدة في الإشارة الناتجة اعتماداً على عتبتين قابلتين للتعديل، بلغت دقة خوارزمية Pan&Tompkin 99.3%.

يمكن حساب معدل النبض بعد الحصول على مواقع قمم المركبات QRS وذلك بحساب المسافة RR بين قمتين متتاليتين، أما لتجزئة النبضات وباعتبار أن عرض كل نبضة مساوٍ للمسافة RR، وأن قمة المركب QRS تقع في الثلث الأول من النبضة [11]، بنيت نافذة اقتطاع متغيرة العرض معتمدة على موقع قمة المركب QRS في

3-2. المعالجة الأولية للبيانات:

قسمت هذه المرحلة إلى خطوتين أساسيتين وهي: إزالة الضجيج من إشارات القلب الكهربية ECG، كشف المركب QRS وتجزئة النبضات.

3-2-1. إزالة الضجيج من إشارات ECG:

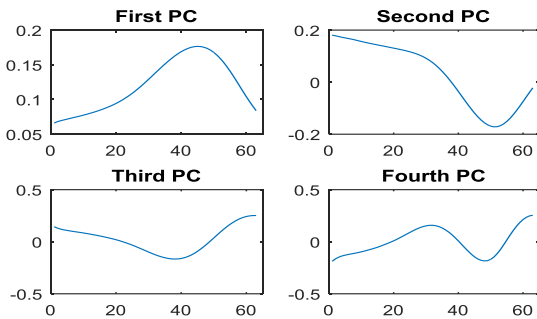
تم العمل في البداية على إزالة الضجيج بنوعيه منخفض التردد المتمثل بالانزياح عن الخط الصفري، ومرتفع التردد الناتج عن التداخل مع إشارة العضلات، وذلك بالاعتماد على تحويل الموجات عبر تحليل الإشارة إلى عواملها التقريبية والتفصيلية، وحذف المركبات العائدة للضجيج ومن ثم إعادة بناء الإشارة مجدداً باستخدام تحويل الموجات العكسي.

اعتمدت الموجة الأم db11 من عائلة الموجات Daubechies والتحليل إلى المستوى $n = 8$ وفق تحويل الموجات المتقطع DWT، وحذف المركبات التقريبية في المستوى الثامن للحصول على إشارة خالية من الضجيج منخفض التردد، في حين اعتمدت الموجة الأم Symlet2 والتحليل إلى المستوى $n=3$ وفق تحويل الموجات المستقر Stationary Wavelet Transform (SWT)، وترشيح المركبات التفصيلية للمستويات الأولى للحصول على إشارة خالية من الضجيج مرتفع التردد [11]. يبين الشكل (3) نتيجة إزالة الضجيج وفق المرحلتين بشكل متعاقب لأحد التسجيلات من قاعدة البيانات المدروسة.

الحسابي والانحراف ومصفوفة التباين لها، ثم حساب القيم الخاصة والمتجهات الذاتية لمصفوفة التباين، ومنها الوصول إلى المركبات الأساسية [11].

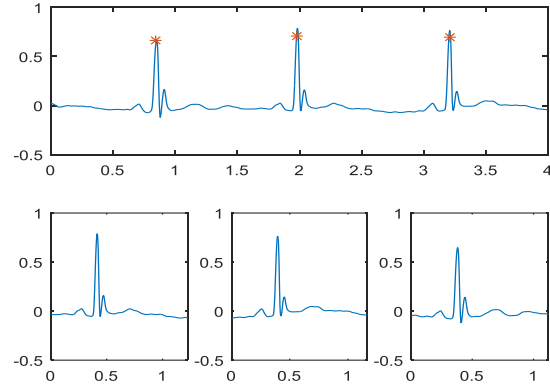
عند التطبيق العملي لخوارزمية PCA، بنيت مصفوفة خاصة بالمركبات ST-T الممثلة للبيانات، تحوي على 40,000 سطر كل منها يمثل المركب ST-T العائد لنبضة واحدة بحيث تشتمل المصفوفة على جميع الأشكال الممكنة للمركب ST-T، أخذت من 30 تسجيل كل منها بطول 500 نبضة لإشارات مرضية و 5 تسجيلات كل منها بطول 1000 نبضة لإشارات طبيعية، علماً أن كل تسجيل يحوي إشارات مسريين متخلفين.

وبإيجاد المركبات الأساسية للمصفوفة السابقة ينتج 63 منتجاً مؤلف من 63 عينة، يقابل كل منتج أحد المركبات الأساسية، التي تكون مرتبة تنازلياً حسب مقدار التباين، وجد أن المركبات الأربعة الأولى تحوي على 99.4% من الطاقة الكلية، لذلك اعتمدت لتمثيل خصائص المركب ST-T. يتم الحصول على خصائص كل نبضة عبر ضرب المركب للنبضة المدروسة بالمتجهات المقابلة للمركبات الأساسية الأربعة المختارة، بذلك يُستبدل بكل مركب ST-T بأربع خصائص، يبين الشكل (5) المتجهات المقابلة للمركبات الأساسية الأربعة الأولى المعتمدة والنتيجة بعد تطبيق خوارزمية PCA.



الشكل (5) المتجهات المقابلة للمركبات الأساسية الأربعة الأولى المعتمدة والنتيجة بعد تطبيق PCA على مصفوفة المركبات ST-T.

الاقتطاع. يبين الشكل (4) إشارة مقتطعة ومجزئة إلى نبضات منفصلة بناءً على موقع القمة R.



الشكل (4) النبضات المقتطعة من كامل الإشارة.

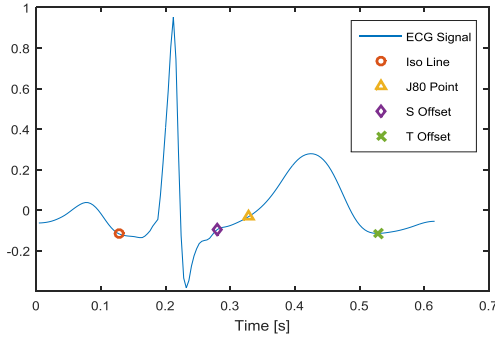
3-3. استخلاص الخصائص:

نظراً إلى أن التغيرات الموافقة لمرض نقص التروية تظهر على المركب ST-T من إشارة القلب، لذلك فصلت من الإشارة واعتمدت للحصول على الخصائص، يبدأ هذا المركب من نهاية الموجة S وينتهي بنهاية الموجة T، يمكن الحصول على بدايته من العلاقة [6]:

$$STT_{onset} = R_{peak} + (40 (ms) + 1.3\sqrt{RR(ms)}) \dots (1)$$

بينما أخذت نهايته على بعد 250 ms من نقطة البداية بحيث تضم كامل المركب ST-T، فيكون طول الجزء المختار من الإشارة 63 عينة.

استخدمت خوارزمية تحليل المركبات الأساسية PCA لتمثيل المركب ST-T بأقل عدد من البارامترات، حيث تسمح هذه الخوارزمية بتعريف البيانات المدخلة في جملة إحداثيات جديدة بالاعتماد على قيم التباين بين البيانات دون التضحية بالمعلومات المتاحة، وتسمى النتائج بالمركبات الأساسية، يتم بعد ذلك الاحتفاظ بالمركبات ذات أعظم تباين والتي تحوي على معلومات مهمة وإهمال المركبات التي لها أقل تباين. أما تطبيق الخوارزمية وفق المراحل: الحصول على البيانات، وحساب المتوسط



الشكل (6) نبضة ECG مبين عليه المعالم الأساسية وهي نقطة تساوي الكمون، نهاية الموجة S والنقطة J80، ونهاية الموجة T.

3-4. التصنيف:

تصنف كل نبضة إلى إحدى حالتين بعد الحصول على خصائصها الخمس وهي إما نبضة طبيعية أو نبضة مصابة بنقص التروية (إسكيمية)، تنتوع الخوارزميات الممكن اعتمادها لهذا الهدف، الأمر الذي دعا إلى اختراع مصنفات عدة واعتماد المصنف الأفضل، وهما الشبكة العصبونية الصناعية ANN ونظام الاستلال العائم العصبي التكيفي ANFIS.

اختيرت عشوائياً مجموعة من النبضات من قاعدتي البيانات لتستخدم في تدريب المصنف واختباره باختلاف نوعه، اختير 1160 نبضة مرضية من 30 تخطيط قلب لحالة نقص تروية بنوعيهما (ارتفاع أو انخفاض الجزء ST)، كما اختير 300 نبضة طبيعية من 5 تخطيطات سليمة. لتشكل بالمجمل 1460 نبضة، ونظراً إلى أن المصنفات المختارة هي من النوع الموجه كان لا بد من تحديد التصنيف لكل نبضة بعد استشارة طبيب مختص في الأمراض القلبية الذي عمل على تصنيف النبضات كل على حدة.

أخذت خاصية إضافية إلى جانب المركبات الأربعة الأساسية، وهي مطال انحراف الجزء ST، وهو الفرق بين مطال النقطة J80 (التي تكون على بعد 80 ms من النقطة J الممثلة لبداية الجزء ST)، ومطال الإشارة في خط تساوي الكمون (المقاس في الجزء PQ من الإشارة)، قد يكون الانحراف موجباً أو سالباً. يحسب الانحراف من العلاقة التالية [7]:

$$ST_{deviation} = J80_{amp} - Iso Line_{amp} \dots (2)$$

يتغير موقع نقطة قياس الانحراف بتغير معدل النبض؛ لذلك تحدد نقطة القياس وفق الجدول (1):

الجدول (1) اختيار نقطة قياس انحراف الجزء ST [16].

نقطة قياس الانحراف J80 بالنسبة إلى موقع القمة R	معدل النبض
$R + 120 \text{ ms}$	< 100
$R + 112 \text{ ms}$	$100 \sim 110$
$R + 104 \text{ ms}$	$110 \sim 120$
$R + 100 \text{ ms}$	> 120

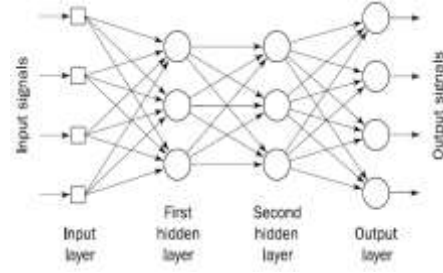
يحدد موقع خط تساوي الكمون لكل نبضة من العلاقة [13]:

$$Iso Line = R_{peak} - 80 \text{ ms} \dots (3)$$

يبين الشكل (6) إحدى النبضات محدداً عليها موقع خط تساوي الكمون، والنقطة J الممثلة بنهاية الموجة S، والنقطة J80 الممثلة لنقطة قياس الانحراف، ونهاية الموجة T.

3-4-1. الشبكة العصبونية الصناعية:

تعدُّ خوارزمية الشبكات العصبونية الصناعية (ANN) Artificial Neural Network إحدى خوارزميات الذكاء الصناعي المستخدمة في التصنيف، تتألف من مجموعة من العصبونات المرتبة وفق بنية هندسية محددة، تختلف باختلاف نوع الشبكة العصبونية ووظيفتها. يبين الشكل (7) البنية المعمارية العامة لشبكة عصبونية متعددة الطبقات، التي تعدُّ إحدى بنى الشبكات المستخدمة في التصنيف، تتألف من طبقة دخل وطبقة خرج وبينهما مجموعة من الطبقات الخفية، تحدد معاملات الشبكة بعدد العصبونات في كل طبقة وتابع التنشيط لكل عصبون [14].



الشكل (7) شبكة متعددة الطبقات ذات طبقتين

خفيتين [14].

اعتمدت الشبكة العصبونية متعددة الطبقات ذات الانتشار العكسي Back Propagation لكفاءتها في التصنيف [4]، تألفت الشبكة المصممة من خمسة عصبونات في طبقة الدخل وعصبونين في طبقة الخرج، بنيت مصفوفتا الدخل، والخرج بهدف تدريب الشبكة العصبونية، تتألف مصفوفة الدخل من 5 أعمدة الممثلة للخصائص المستخلصة في المرحلة السابقة، أما الأسطر فتمثل النبضات المستخدمة في تدريب المصنف وهي 1000 نبضة، منها 420 نبضة طبيعية والمتبقية لنبضات مصابة بنقص التروية، ليتبقى 460 نبضة للاختبار النهائي. في حين تألفت مصفوفة الخرج من عمودين و1000 سطر، يقابل كل نبضة طبيعية في مصفوفة

الدخل القيمة [0 1] في مصفوفة الخرج، في حين تعبر القيمة [0 1] عن النبضات المرضية.

يعدُّ عدد العصبونات في الطبقة الخفية أحد محددات بنية الشبكة، بُنيت شبكات عدّة يتغير عدد العصبونات في طبقتها الخفية من 5 إلى 10 عصبونات، وتابع التنشيط لها هو Sigmoid. يتغير عدد تكرارات عملية التدريب في كل مرة بالاعتماد على قيمة الخطأ، قسمت البيانات إلى ثلاث مجموعات، 70% للتدريب و15% للتحقق من الصحة و15% للاختبار.

3-4-2. نظام الاستلال العائم العصبي التكيفي:

نظام الاستلال العائم العصبي التكيفي Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System (ANFIS) ناتج عن دمج ميزات المنطق العائم مع الشبكات العصبونية، يتألف النظام ANFIS في شكله المعياري من 6 طبقات، تمثل الطبقة الأولى طبقة الدخل ويكون عدد العصبونات فيها مساوياً لعدد المداخل، يليها طبقة التضبيب Fuzzification، تقوم عصبونات هذه الطبقة بعملية تحويل القيم الحقيقية إلى قيم عائمة، يمثل تابع التنشيط لعصبونات هذه الطبقة تابع العضوية للنظام العائم وله شكل التابع الغاوسي، أما الطبقة الثالثة فهي طبقة القواعد حيث يستجيب كل عصبون من هذه الطبقة مع قاعدة واحدة من قواعد النظام، يتم تقييس قوة القواعد المختلفة عبر الطبقة الرابعة، الطبقة الخامسة هي طبقة إزالة التضبيب، وفي النهاية طبقة الخرج المتمثلة بعصبون وحيد يعطي ناتج جمع خرج عصبونات الطبقة الخامسة، يبين الشكل (8) بنية نظام ANFIS بسيط ذي دخلين وتابعي عضوية لكل دخل [14].

$$[+2.5, +7.5] \rightarrow +5$$

تعتبر حالتى ارتفاع وانخفاض الجزء ST ضمن مجموعة واحدة عند تقييم المصنفات، قسمت بهذا الشكل لجعل القواعد المبنية في نظام ANFIS أكثر انسيابية.

3-4-3. تقييم المصنفات:

تم حساب كل من الحساسية Sensitivity والخصوصية Specificity والدقة Accuracy والدقة التنبؤية الإيجابية Positive Predictive Accuracy لتقييم المصنف الأفضل بين المصنفات المختلفة الناتجة عن مرحلة بناء المصنفات، سواء بين مصنفات النوع نفسه أو بين مصنفات النوعين المدروسين، تعطى بالعلاقات التالية [1, 7]:

$$Se = \frac{Tp}{Tp + Fn} \times 100\% \dots (4)$$

$$Acc = \frac{Tp + Tn}{Tp + Tn + Fp + Fn} \times 100\% \dots (6)$$

$$PPA = \frac{Tp}{Tp + Fp} \times 100\% \dots (7)$$

حيث: Tp: عدد النبضات المرضية التي كشفت أنها مرضية.

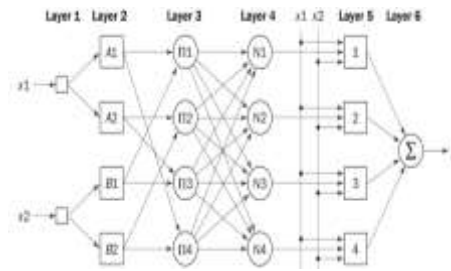
Fp: عدد النبضات الطبيعية التي كشفت أنها مرضية.

Tn: عدد النبضات الطبيعية التي كشفت أنها طبيعية.

Fn: عدد النبضات المرضية التي كشفت أنها طبيعية.

3-5. تشكيل السلاسل المرضية:

ينتج عند تطبيق نظام التصنيف النهائي على إشارة ما لمعرفة إذا ما كانت طبيعية أو مصابة بنقص التروية، نتيجة تصنيف كل نبضة بشكل مستقل عن النبضات الأخرى، وهذا غير كاف للحكم على الإشارة كلاً، ونظراً إلى أن مرض نقص التروية لا يشخص بالاعتماد على



الشكل (8). بنية نظام الاستلال العائم العصبي التكيفي

ANFIS [14].

قسمت النبضات بشكل عشوائي إلى مجموعتين للتدريب والاختبار، 730 نبضة منها 580 نبضة مرضية للتدريب، (يهدف جعل عدد النبضات في التدريب متقارب في مصنفي ANN و ANFIS وهو 700 نبضة تقريباً) و 730 نبضة للاختبار. أما أعمدة المصفوفة فهي 6 أعمدة، الخمسة الأولى هي الخصائص الخمسة المستخلصة من كل نبضة، والعمود الأخير هو نتيجة التصنيف لكل نبضة، وضعت القيمة 0 للنبضات الطبيعية، والقيمة +5 للنبضات الإسكيمية المصابة بارتفاع الجزء ST، والقيمة -5 للنبضات الإسكيمية المصابة بانخفاض الجزء ST.

أحد أهم المحددات لنظام ANFIS هو عدد توابع العضوية الموافقة لكل دخل، ولتحديد عدد التوابع الأفضل بني 50 مصنف مختلف، يتغير عدد توابع العضوية فيها من 1 إلى 50 تابع عضوية لكل دخل. وبعد تطبيق أي نبضة على نظام التصنيف المختار كان لابد من عملية تقييم للناتج ضمن ثلاثة مجالات ليكون الناتج النهائي أحد الحالات (0 أو +5 أو -5)، وفي حال لم يقع الخرج ضمن أحد هذه المجالات فإن هذا يوافق نبضة غير قابلة للتصنيف

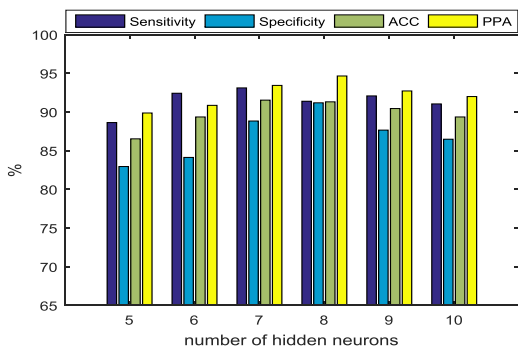
$$[-7.5, -2.5] \rightarrow -5$$

$$[-2.5, +2.5] \rightarrow 0$$

واختبارها، أُجري في مرحلة المعالجة الأولية للبيانات إزالة الضجيج بالاعتماد على تحويل الموجات، اعتمدت الموجة الأم db11 لإزالة الضجيج منخفض التردد، والموجة الأم symlet2 لإزالة الضجيج مرتفع التردد.

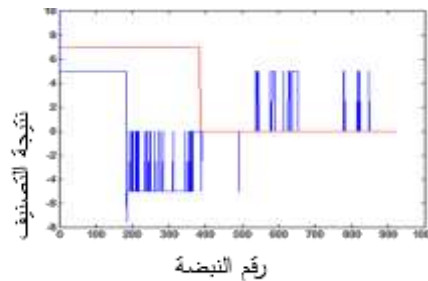
كشفت المركب QRS بهدف تجزئة الإشارة إلى مجموعة نبضات باعتماد خوارزمية Pan&Tompkan. كشفت في المرحلة التالية نهاية الموجة S من كل نبضة واقتطاع جزء من النبضة طوله 250 ms الحاوي على المركب ST-T لاستخلاص الخصائص المطلوبة منه، اعتمد تحليل المركبات الأساسية PCA في استخلاص المركبات الأربعة الأولى لكل نبضة، كما حسب مطال انحراف النقطة J80 عن خط تساوي الكمون، وبذلك مثلت كل نبضة بخمس خصائص.

أما لتصنيف النبضات إلى نبضات طبيعية أو نبضات مصابة بمرض نقص التروية، فأجريت مقارنة بين نوعين من المصنفات لاختيار المصنف الأفضل، النوع الأول هو شبكة عصبونية ذات الانتشار العكسي، تألفت من خمسة عصبونات في طبقة الدخل وعصبونين في طبقة الخرج، أما عدد العصبونات في الطبقة الخفية فتغير من 5 إلى 10 عصبونات لاختيار العدد الأفضل، يبين الشكل (10) نتائج الحساسية والخصوصية والدقة والدقة التنبؤية الإيجابية على الترتيب لمصنفات الشبكات العصبونية تبعاً لعدد عصبونات الطبقة الخفية في الشبكة.



نبضة واحدة، وإنما يكشف في حال وجود نبضات مرضية استمرت من 30 ثانية إلى 30 دقيقة، أو ما يعرف بالسلسلة الإسكيمية.

عرفت السلسلة الإسكيمية باستخدام تابع نافذة بعرض 60 نبضة متتالية، إذا تجاوز عدد النبضات المريضة في النافذة 60% من النبضات الكلية أمكن القول: إن النبضات جميعها في النافذة جزء من السلسلة الإسكيمية في الإشارة. يبين الشكل (9) نتيجة تطبيق تابع النافذة على إشارة مريضة لكشف السلسلة الإسكيمية فيه.



الشكل (9) نتيجة تطبيق تابع النافذة لكشف السلاسل الإسكيمية في إحدى الإشارات المدروسة، يمثل المحور الأفقي النبضات المتعاقبة من الإشارة، يمثل المحور الشاقولي نتيجة التصنيف المقابلة لكل نبضة.

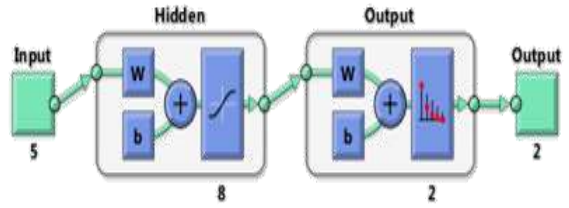
الخط الأزرق يبين نتيجة التصنيف لكل نبضة على حدة لإشارة بطول 10 دقائق تحوي 930 نبضة تقريباً بحيث تقابل النبضة الطبيعية القيمة 0 من المحور الشاقولي، والقيمة 5 أو -5 للنبضات المريضة، الخط الأحمر يبين السلسلة المكشوفة نتيجة تطبيق تابع النافذة بحيث تقابل القيمة 7 على المخطط النبضات المشكولة لسلسلة إسكيمية.

4. مناقشة النتائج:

طور في البحث خوارزمية آلية لكشف مرض نقص التروية في إشارة القلب ECG، جمعت البيانات من بنك البيانات العالمي physionet اعتمدت 5 تسجيلات طبيعية و30 تسجيلاً مرضياً في بناء الخوارزمية المقترحة

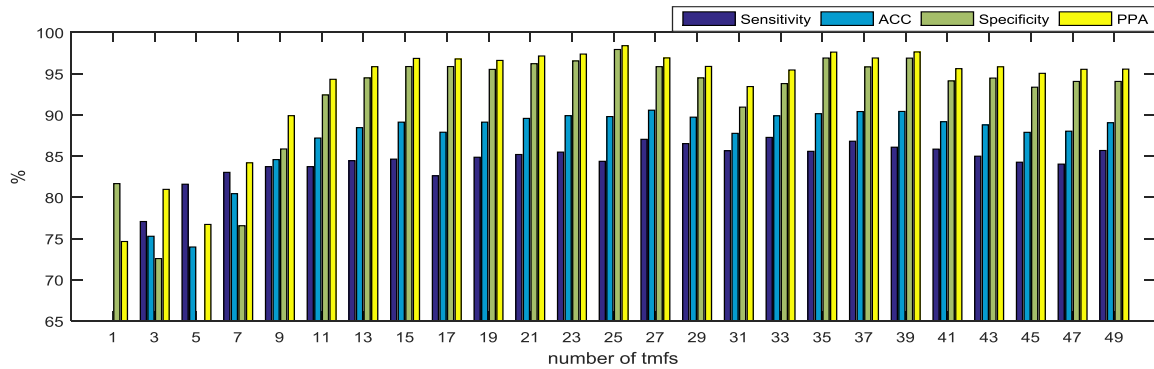
الشكل (10) الحساسية والدقة والخصوصية والدقة التنبؤية الإيجابية لمصنفات ANN تبعاً لعدد عصبونات الطبقة الخفية.

مع تقارب النتائج إلا أنه تبين أن ثمانية عصبونات في الطبقة الخفية يعطي النتائج الفضلى، حيث بلغت الحساسية 91.4%، والخصوصية 91.2% والدقة 91.3% والدقة التنبؤية الإيجابية 94.6%، يبين الشكل (11) بنية الشبكة العصبونية المعتمدة.

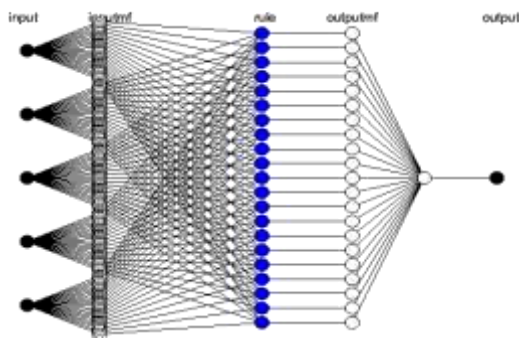


الشكل (11) بنية الشبكة العصبونية المعتمدة المؤلفة من 5 عصبونات في طبقة الدخل و 8 عصبونات في الطبقة الخفية وعصبونين في طبقة الخرج.

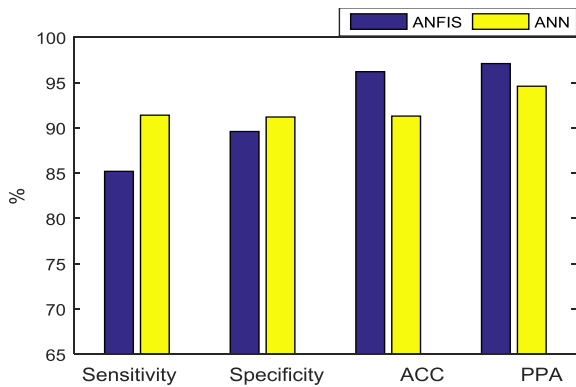
أما النوع الثاني من المصنفات فهو نظام الاستلال العائم العصبي التكيفي، احتوى في طبقة الدخل 5 عصبونات، وعصبون وحيد في طبقة الخرج، تم تقبيل قيمة الخرج لتتبع إحدى الحالات المفترضة (0 أو +5 أو -5)، يغير عدد توابع العضوية المقابل لكل دخل من 1 إلى 50 تابع لتحديد عدد التوابع الفضلى، يظهر الشكل (12) النتائج الخاصة بمجموعة مصنفات ANFIS ذات توابع العضوية المتزايدة من 1 إلى 50 تابع عضوية.



الشكل (12). الحساسية والدقة والخصوصية والدقة التنبؤية الإيجابية لمصنفات ANFIS تبعاً لتغير عدد توابع العضوية.



الشكل (13) بنية نظام الاستلال العائم العصبي التكيفي المعتمد المؤلف من 5 عصبونات في طبقة الدخل و 21 تابع عضوية لكل دخل وعصبون وحيد في طبقة الخرج.



الشكل (14). مقارنة بين مصنف ANN ومصنف

ANFIS من حيث الحساسية والخصوصية والدقة والدقة التنبؤية الإيجابية.

اختبر المصنف الهجين على مجموعة من الإشارات المختارة من قواعد البيانات المعتمدة في البحث عشوائياً، وذلك لحساب دقة الخوارزمية في كشف السلاسل الإسكيميا المشككة باستخدام تابع نافذة بعرض 60 نبضة،

يلاحظ من النتائج السابقة التأثير الكبير لعدد توابع العضوية في أداء المصنف، فمن أجل عدد توابع عضوية يتراوح بين (18-28) يكون أداء المصنفات أكثر استقراراً في حين يكون متذبذباً خارج هذا المجال، والسبب في ذلك أن التدريب يكون غير كافٍ لتوابع العضوية الأقل، ويكون زائداً (Over fitting) لعدد توابع العضوية الأكثر مما يؤثر على إمكانية تعميم المصنف. تم اختيار أحد المصنفات من المجال المستقر وهو المصنف ذو 21 تابع عضوية الذي أعطى أفضل النتائج، حيث بلغت الحساسية 85.2% والخصوصية 89.6% والدقة 96.2% والدقة التنبؤية الإيجابية 97.1% كما أن عدد النبضات الغير قابلة للتصنيف كان أصغري (نبضة واحدة فقط). اعتمد النظام الهجين ANFIS ذو 21 تابع عضوية المبين في الشكل (13) في خوارزمية الكشف النهائية حيث بلغت الدقة النهائية 96.2% مقارنة مع الشبكة العصبونية ذات 8 عصبونات في الطبقة الخفية التي بلغت دقتها 91.3%. يبين الشكل (14) مقارنة بين نتائج مصنفي ANN و ANFIS.

ST_T باستخدام خوارزمية PCA بشكل كبير بالضجيج المتراكب على الإشارة.

الجدول (2) مقارنة نتائج البحث الحالي بالدراسات السابقة.

الخوارزمية	PPA %	SE %
Isoelectric Energy Function [1]	-	98
Artificial Neural Network [4]	-	91
Fuzzy Logic [5]	-	91
ANFIS [6]	75	81
Hidden Markov Model [7]	85	83
Artificial Neural Network [8]	87	86
current work	ANFIS	97
	ANN	95

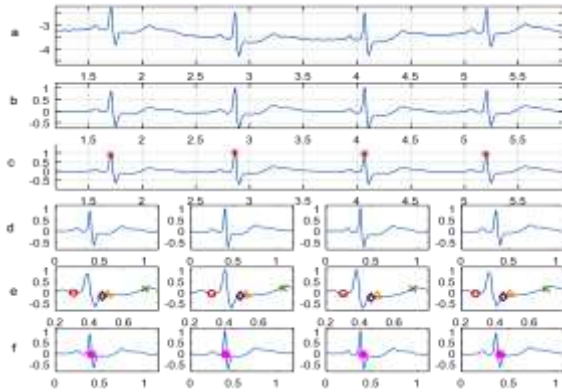
5. الخلاصة:

في نهاية البحث طُوِّرت خوارزمية آلية لكشف مرض نقص التروية من إشارة القلب ECG، يمكن تلخيص خطواتها بمجموعة من المراحل: جمع البيانات من قواعد البيانات المتاحة في موقع Phesionet، والمعالجة الأولية للإشارات المتمثلة بإزالة الضجيج باستخدام تحويل المويجات، وكشف المركب QRS بالاعتماد على خوارزمية Pan&Tompkin وتجزئة النبضات، واستخلاص الخصائص من المركب ST-T لكل نبضة وهي؛ المركبات الأساسية الأربعة الأولى ومطال انحراف النقطة J80 عن خط تساوي الكمون، تصنيف النبضات باعتماد مصنف من النوع الهجين ANFIS ذي 21 تابع عضوية، حيث

على أن تكون 60% من النبضات في النافذة هي نبضات مرضية، إذ إنَّ النتائج المذكورة تعبر عن دقة المصنف في كشف النبضة الإسكيمية فقط. اختير عشرة تسجيلات لأشخاص طبيعيين و68 تسجيل لمرضى مصابين بنقص التروية، وذلك بطول 10 دقائق متواصلة، وفُورنت نتيجة الخوارزمية المقترحة على هذه الإشارات مع تشخيص الطبيب المختص. كانت النتائج كما يلي: بلغت دقة تحديد الإشارات الطبيعية 90% حيث كشفت 18 من أصل 20 إشارة طبيعية، أما بالنسبة إلى الإشارات المرضية كشفت السلاسل الإسكيمية منها جميعاً، إلا أن هناك مجموعة من النبضات التي أخفقت الخوارزمية في تصنيفها، عدَّ وجود أكثر من 8% من النبضات غير قابلة للتصنيف في الإشارة سبب كافي لإخفاق الخوارزمية في تحديد السلاسل الإسكيمية بشكل مقبول، ومن ثمَّ بلغت دقة كشف السلاسل الإسكيمية 94% إذ إنَّ 6 من أصل 136 إشارة تجاوزت الحد المسموح من النبضات غير القابلة للتصنيف.

يبين الجدول (2) مقارنة نتائج البحث الحالي بما سبقه من بحوث في المجال نفسه من حيث الحساسية SE، والدقة التنبؤية الإيجابية PPA، وهي القيم الإحصائية الأكثر وروداً في الدراسات المرجعية. مع استخدام البحوث المذكورة جميعها للبيانات من قاعدة البيانات الأوربية إلا أنَّ المقارنة فيما بينها لا تكون ممكنة لاختلاف التسجيلات المختارة من قاعدة البيانات في كل بحث ولاختلاف المؤشر الإحصائي المعتمد في تقييم البحث، يلاحظ من المقارنة بين أنظمة الشبكات العصبونية المختلفة تقارب النتائج في حين تحسن نتائج مصنفات ANFIS بشكل كبير، وذلك بفضل عمليات المعالجة الأولية المستخدمة في إزالة الضجيج حيث تتأثر الخصائص المستخلصة من المركب

- (b) الإشارة بعد مرحلة إزالة الضجيج بنوعيه منخفض التردد ومرتفع التردد
 (c) كشف قمم المركب QRS باستخدام خوارزمية Pan&Tompkin
 (d) تجزئة النبضات بالاعتماد على قمم المركب QRS
 (e) استخلاص الخصائص من النبضات، وهي كشف الجزء ST، ومطال الانحراف عند النقطة J80، (f) نتيجة تصنيف كل نبضة باستخدام المصنف الهجين ANFIS. (يدل الرمز * على النبضات الطبيعية، يدل الرمز * على النبضات المصابة بنقص التروية القلبية).

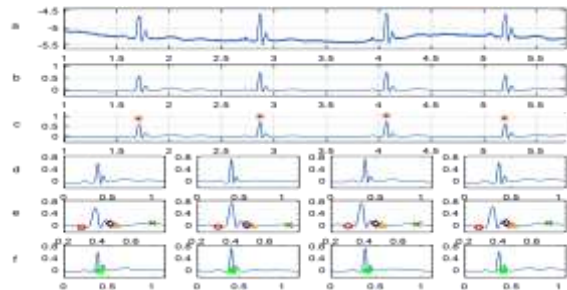


الشكل (16).

- (a) إشارة مريضة تحمل علامات نقص التروية
 (b) الإشارة بعد مرحلة إزالة الضجيج بنوعيه منخفض التردد ومرتفع التردد
 (c) كشف قمم المركب QRS باستخدام خوارزمية Pan&Tompkin
 (d) تجزئة النبضات بالاعتماد على قمم المركب QRS
 (e) استخلاص الخصائص من النبضات، وهي، كشف الجزء ST، ومطال الانحراف عند النقطة J80، (f) نتيجة تصنيف كل نبضة باستخدام المصنف الهجين ANFIS (يدل الرمز * على النبضات الطبيعية، يدل الرمز * على النبضات المصابة بنقص التروية القلبية).

بلغت نتائج الحساسية 85.2%، والخصوصية 89.6% والدقة 96.2% والدقة التنبؤية الإيجابية 97.1% ووجود نبضة واحدة فقط غير قابلة للتصنيف، وفي المرحلة الأخيرة من العمل طُبِقَ تابع نافذة عرضه 60 نبضة لتحديد هل كانت النبضات في النافذة هي جزءاً من السلسلة الإسكيمية؛ أم لا، وذلك إذا بلغ عدد النبضات المريضة في النافذة أكثر من 60% من عدد النبضات. بلغت دقة خوارزمية التصنيف النهائية 90% في تحديد الإشارات الطبيعية، و94% في كشف السلاسل الإسكيمية وذلك عند اعتماد المصنف الهجين الذي أظهر الدقة العليا في نتائجه. يبيّن الشكلان (15 و 16) نتيجة تطبيق الخوارزمية المقترحة على إشارتين طبيعيتين ومريضة.

تلخص الصعوبات التي واجهت البحث بأن الخوارزمية المقترحة تعتمد على تحليل إشارة ECG لأحد المسربين الموجودين في التسجيلات المتوفرة في قاعدة البيانات وتحديد فيما إذا كان التسجيل لمريض أو لشخص سليم، الأمر الذي قد يسبب خطأ في تشخيص الحالات المرضية إذ من الممكن ظهور أثر مرض نقص التروية على أحد المساري دون غيرها، كما أن اختلاف الشكل السوي لإشارة ECG بين المساري قد يسبب عملية تشخيص مغلوطة فيها لمرض نقص التروية في التسجيل، الأمر الذي يدعو إلى تطوير خوارزمية تحليل آلي لإشارة ECG حساسة للمساري المختلفة، لمنع حالات الاختلاط الناتجة عن اختلاف الشكل السوي للإشارة باختلاف المسرى المدروس.



الشكل (15).

- (a) إشارة طبيعية لا تحمل علامات نقص التروية

networks. Artificial intelligence in medicine, 24(2), 167-178.

- [9] Taddei, A., Distanto, G., Emdin, M., Pisani, P., Moody, G. B., Zeelenberg, C., & Marchesi, C. (1992). The European ST-T database: standard for evaluating systems for the analysis of ST-T changes in ambulatory electrocardiography. *European heart journal*, 13(9), 1164-1172. <https://physionet.org/physiobank/database/ltst/db/>
- [10] Goldberger, A. L., Amaral, L. A. N., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G., ... & Stanley, H. E. (2000). Components of a new research resource for complex physiologic signals. *PhysioBank, PhysioToolkit, and Physionet*. <https://physionet.org/physiobank/database/nsr/db/>
- [11] Khawaja, K. (2006). Automatic ECG analysis using principal component analysis and wavelet transformation. Institute of Biomedical Engineering, PhD Thesis. Germany, Univ.-Verlag Karlsruhe, pp. 214.
- [12] Pan, J., & Tompkins, W. J. (1985). A real-time QRS detection algorithm. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, (3), 230-236.
- [13] Mitra, S., Mitra, M., & Chaudhuri, B. B. (2007, December). Computation of QRS Vector of ECG Signal for Observation of It's Clinical Significance. In *International Conference on Pattern Recognition and Machine Intelligence* (pp. 439-446). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [14] Negnevitsky, M. (2005). *Artificial intelligence: a guide to intelligent systems*. Pearson Education.

Received	31/3/2019	إيداع البحث
Accepted for Publ.	24/10/2019	قبول البحث للنشر

Refernces المراجع

- [1] Kumar, A., & Singh, M. (2016). Ischemia detection using isoelectric energy function. *Computers in biology and medicine*, 68, 76-83
- [2] Vasudha, N., & Sundararajan, N. (2014). Early detection of ischemia from ECG by Wavelet analysis. In *Computer and Communications Technologies (ICCT), 2014 International Conference on* (pp. 1-4). IEEE.
- [3] Lee, D. H., Park, J. W., Choi, J., Rabbi, A., & Fazel-Rezai, R. (2013). Automatic Detection of Electrocardiogram ST Segment: Application in Ischemic Disease Diagnosis. *Int. J. Advan. Comput. Sci. Appli*, 4, 150-155.
- [4] Skřížala, M., (2008). Use of neural networks in classification of heart diseases, *Biomedical and Ecological Engineering, Diploma thesis*, Czech, Faculty of Electrical Engineering and Communication, Brno University of Technology, pp. 59.
- [5] Exarchos, T. P., Tsipouras, M. G., Exarchos, C. P., Papaloukas, C., Fotiadis, D. I., & Michalis, L. K. (2007). A methodology for the automated creation of fuzzy expert systems for ischaemic and arrhythmic beat classification based on a set of rules obtained by a decision tree. *Artificial Intelligence in Medicine*, 40(3), 187-200.
- [6] Pang, L., Tchoudovski, I., Bolz, A., Braecklein, M., Egorouchkina, K., & Kellermann, W. (2005). Real time heart ischemia detection in the smart home care system. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference on* (pp. 3703-3706). IEEE.
- [7] Andreao, R. V., Dorizzi, B., Boudy, J., & Mota, J. C. M. (2004). ST-segment analysis using hidden Markov Model beat segmentation: application to ischemia detection. In *Computers in Cardiology, 2004* (pp. 381-384). IEEE.
- [8] Papaloukas, C., Fotiadis, D. I., Likas, A., & Michalis, L. K. (2002). An ischemia detection method based on artificial neural