

## تطوير نموذج رياضي لتوليد إشارة الفعالية الكهربائية القلبية (ECG) بكافة اقتباساتها

محمد باكير\*، عبد الإله ناولو\*\*

\*طالب دراسات عليا (ماجستير)، قسم الهندسة الالكترونية، كلية الهندسة الكهربائية والالكترونية، جامعة حلب  
\*\*أستاذ مساعد، قسم الهندسة الالكترونية، كلية الهندسة الكهربائية والالكترونية، جامعة حلب

### المُلخَص:

يقدم هذا البحث دراسة تحليلية مُفصّلة لتطوير نموذج ديناميكي لمحاكاة إشارة الفعالية القلبية (ECG) بكافة اقتباساتها باستخدام طريقة المربعات الصغرى انطلاقاً من اثنتي عشرة إشارة تخطيط كهربائي حقيقيّة، كما تمت دراسة مختلف أنواع الضجيج التي من الممكن أن تتداخل مع إشارة ECG أثناء التسجيل، وأضيفت نماذج لإشارات الضجيج الأربع الأساسية (الحقل الكهربائي لخطوط التغذية، الانزياح عن الخط الأساسي، الأدوات المُستخدمة، جهد الإزاحة المستمر) إلى نموذج ECG المُقترح بُغية الحصول على إشارة أقرب ما يُمكن إلى الواقع.

وقد استُخدمَ النموذج المُطوّر لبناء منظومة تفاعلية ضمن بيئة MATLAB GUI لمحاكاة إشارة ECG وكافة اقتباساتها القياسية بالإضافة لسبعة حالات مرضية، حيث تُوفر المنظومة محاكاة هذه الإشارات مع إمكانية الضبط والتعديل لمعدل ضربات القلب وللبارامترات الأساسية (تردد عينات، مطال، الفترة الزمنية، الموقع الزمني) للمركبات (P,Q,R,S,T) لكل إشارة، وإمكانية إضافة مختلف أنواع الإشارات الضجيجية التي من المُحتمل أن تتراكب مع الإشارات القلبية أثناء عملية التخطيط لأسباب تقنية أو فيزيولوجية، و بالمُقارنة مع القيم المعيارية وصلت الدقة إلى 98%.

الكلمات المفتاحية: إشارة الفعالية القلبية، النموذج الغوصي، مُلائمة المنحني، طريقة المربعات الصغرى، الواجهة الرسومية في MATLAB

ورد البحث للمجلة بتاريخ 2021/7/7

قبل للنشر بتاريخ 2021/8/22

## **Development of a Mathematical Model for Generating ECG Signal with All Its Leads**

**Mohammad Bakir\*, Abdulelah Naoulou\*\***

\*Postgraduate Student (MSc), Dept. of Electronic Eng., Faculty of Electrical and Electronic Engineering, University of Aleppo

\*\*Assistant Prof., Dept. of Electronic Eng., Faculty of Electrical and Electronic Engineering, University of Aleppo

### **Abstract**

This paper presents a detailed analytical study to develop a dynamic model for simulating the electro cardio graph (ECG) signal and all its leads using the least squares method, based on twelve real ECG signals. Various types of noise that can interfere with the ECG signal during recording are studied. Models for the four basic noise signals (50Hz, Base line wander, Dc offset, White noise) have been added to the proposed ECG model for obtaining a signal close to the reality.

The developed model was used to build an interactive system by MATLAB GUI to simulate the ECG signal and all its standard leads in addition to seven ECG arrhythmia types. This system provides the simulation of these signals with the ability to adjust the heart rate and its parameters (sampling rate, amplitude, time period, time position) of the segments (P, Q, R, S, T) for each signal. In addition, it provides the possibility of adding many types of noise signals that probably interfere with the cardiac signals during the electrocardiogram for technical or physiological reasons. As a result of the comparison with standard values, the accuracy could reach 98%.

**Key words:** ECG signal, Gaussian model, Curve fitting, LMS algorithm, MATLAB GUI.

Received 7/ 7 /2021

Accepted 22/ 8/2021

## 1. مقدمة:

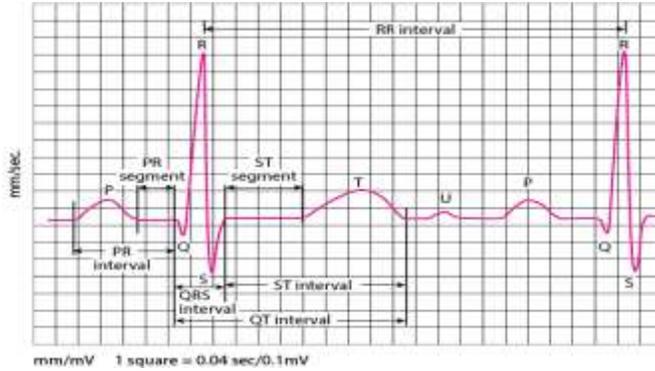
يتزايد الاهتمام بالأبحاث المتعلقة بالعضلة القلبية نظراً لأهمية الموضوع في المجال الطبي والأكاديمي من الناحيتين التعليمية والبحثية.

تُترجم إشارة الفعالية القلبية النشاط الفيزيولوجي لعضلة القلب حيث تتكون كما هو معروف من خمسة مركبات (P,Q,R,S,T) شكل (1) تُمثل انتشار إشارات التنبيه الذاتية التي تنشأ من العقدة الجيبية الأذينية والتي بدورها تُسبب نشاط القلب الميكانيكي وبالتالي إتمام دورة الدم في أنحاء الجسم.

ونظراً لأهمية هذه الإشارة فإنّ العمل مُستمر لتقديم نماذج رياضية لتمثيلها واستثمار هذه النماذج في العملية التعليمية في الكليات الطبية أو الأبحاث العلمية لناحية معالجة هذه الإشارة، حيث قدم البحث [1] نموذج خطي لسلسلة من كثيرات الحدود من المرتبة الثانية تُمثل الإشارة القلبية بالاقتراس II في حين قدم البحث [2] نموذج سلوكي مُكوّن من معادلات تفاضلية جزئية تصف الإشارة القلبية باقتباساتها الاثنيتي عشرة نتيجة تغيّر الناقلية الحجمية لوسط انتشار كمن عضلة القلب، كما يتيح النموذج إمكانية التعديل في الناقلية الكهربية لأغشية الاتصال وكمن نقاط الوسط أما البحث [3] فقد قدم طريقة لتشكيل الاقتراس II لإشارة ECG تحاكي انتقال كمن العمل من العقدة الجيبية الأذينية إلى باقي أجزاء العضلة القلبية بواسطة مجموع إشارات هزازات فان دير بول تختلف بالمطال والصفحة كما قدم البحث [4] نموذج ديناميكي للوصلة II يعتمد ملائمة منحنى تابع التوزع الطبيعي عن طريق مُعايرة بارامترات المنحنى  $(A, \sigma, \mu)$  لمركبات ECG الخمسة في حين قدم البحث [5] النموذج الغوصي بتركيبية مكونة من ثلاث معادلات تفاضلية مستند على معادلات منحنى Rossel [6] تحاكي المعادلات الاقتراس II للإشارة القلبية نتيجة تغيّر شعاع الكمن القلبي في الفراغ  $(x,y,z)$  أثناء الدورة القلبية يمكن من خلاله التعديل في ضربات القلب ومُعدل التنفس وطور الموجة، وقد اعتمد البحث [7] النموذج الغوصي كما في البحث [4] لتمثيل جميع الاقتراسات الاثنا عشر في حين قدم البحث [8] نماذج ديناميكية أسية وكسرية لتمثيل الاقتراس II وبعض الحالات المرضية، كما أن

بيئة LABVIEW تحتوي على مكتبة لمحاكاة الإشارات الحيوية التي من بينها إشارة ECG حيث تعتمد النموذج في البحث [5].

وجدنا في تلك الأبحاث أن بعض النماذج غير ديناميكية وبعضها أغفل الحالات المرضية، وبعضها توجه لإيجاد النموذج لوصلة وحيدة، والآخر عالج النموذج جميع الاقتباسات ولكنه لم يعالج الحالات المرضية ولم يدرس نموذج الضجيج، لذا سيتم في هذا البحث إيجاد نموذج ديناميكي لإشارة ECG بكافة اقتباساتها مع الأخذ بعين الاعتبار الضجيج ودراسة سبع حالات مرضية لعدم الاتساق القلبي، ومن ثم استثماره في بناء واجهة تفاعلية تُشابه تلك الموجودة في بيئة LABVIEW.



الشكل(1) إشارة الفعالية القلبية ECG بمركباتها الخمس

## 2. أهمية البحث وأهدافه:

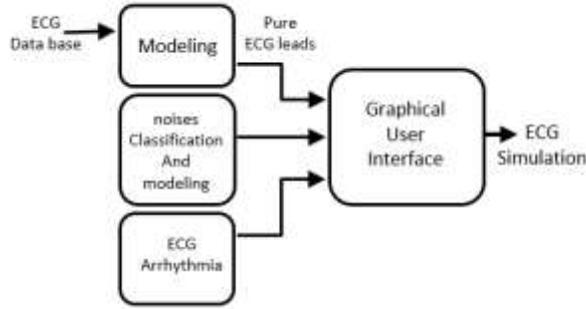
تأتي أهمية البحث كونه يُقدّم نموذج مُبسّط وفعال لمحاكاة الإشارة القلبية بكافة اقتباساتها، اعتمدَ هذا النموذج في بناء منظومة تفاعلية سهلة الاستخدام، تتميز بشمولها كافة اقتباسات تسجيل الفعالية القلبية مع إمكانية إضافة مختلف أنواع الضجيج.

وقد كان هدف المنظومة بشكل أساسي هو دعم العملية التعليمية في الكليات الطبية والأبحاث الأكاديمية المتعلقة بمعالجة الإشارة القلبية في الكليات التقنية.

### 3. طريقة البحث:

تتلخص المنهجية التي اقترحناها بالمخطط الموضح في الشكل (2) ويمكن تفصيلها بالخطوات التالية:

- إجراء دراسة رياضية لإيجاد نموذج للإشارة القلبية بكافة اقتباساتها.
- دراسة وتصنيف أنواع الضجيج المؤثرة على تسجيل الفعالية القلبية وإيجاد نماذج لها.
- إدراج بعض حالات عدم الاتساق القلبي.
- بناء واجهة رسومية تفاعلية بواسطة البيئة (GUI) لبرنامج MATLAB.



الشكل (2) مخطط المنهجية المقترحة في البحث

### 1.3 إيجاد نموذج الرياضية لإشارة ECG بكافة اقتباساتها:

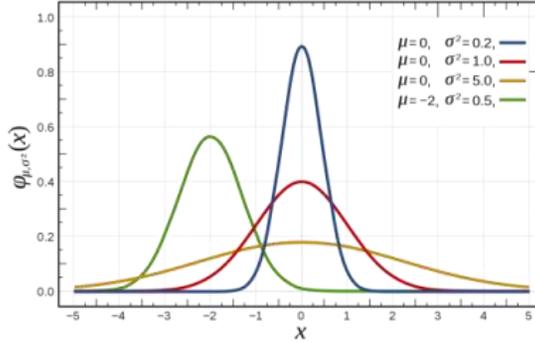
اعتمدنا في بناء نموذج اقتباسات تسجيل الإشارة القلبية على النموذج الرياضي المتمثل بتابع التوزيع الطبيعي الذي يُشابه في شكله مركبات الإشارة القلبية

(شكل (3)) والذي تُعطى مُعادلته بالعلاقة (1)

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (1)$$

$\mu$ : القيمة المتوسطة

$\sigma$ : الانحراف المعياري



الشكل (3) منحنى تابع التوزيع الطبيعي

ومنه سيأخذ النموذج العام المقترح لكل مركبة من مركبات الإشارة القلبية شكل العلاقة (2):

$$f(t) = Amp \cdot e^{\frac{-(t-Pos)^2}{Wid^2}} + B \quad (2)$$

حيث،

$Amp$ : مطال المركبة يُقدر ميلي فولت

$Pos$ : الموقع الزمني للمركبة بالنسبة للإشارة ككل

$Wid$ : الفترة الزمنية للمركبة وواحدتها الثانية

$B$ : ثابت لمُعابرة المنحنى لينطبق على الخط الصفري

وبالتالي سيكون لدينا خمسة توابع لكل اقتباس من الاقتباسات الاثنا عشر كما في العلاقات (3-4-5-6-7)

$$f_p(t) = Amp_p \cdot e^{\frac{-(t-Pos_p)^2}{Wid_p^2}} + B_p \quad (3)$$

$$f_Q(t) = Amp_Q \cdot e^{\frac{-(t-Pos_Q)^2}{Wid_Q^2}} + B_Q \quad (4)$$

$$f_R(t) = Amp_R \cdot e^{\frac{-(t-Pos_R)^2}{Wid_R^2}} + B_R \quad (5)$$

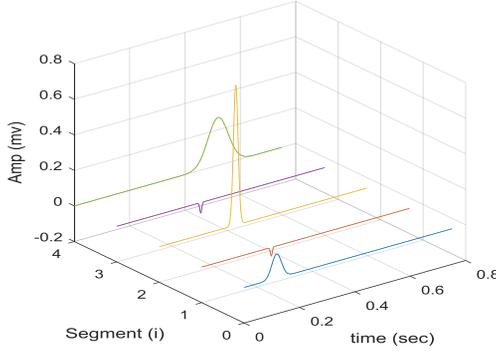
$$f_S(t) = Amp_S \cdot e^{\frac{-(t-Pos_S)^2}{Wid_S^2}} + B_S \quad (6)$$

$$f_T(t) = Amp_T \cdot e^{\frac{-(t-Pos_T)^2}{Wid_T^2}} + B_T \quad (7)$$

وبالتالي يكون الاقتباس المطلوب هو مجموع التتابع الخمسة المذكورة أعلاه لنحصل على العلاقة (8) .

$$Lead_{ECG} = \sum_{i=1}^5 f_i(t) \quad (8)$$

يُبين الشكل(4) إشارة ECG المُنمذجة والتي هي عبارة عن مجموع المركبات الخمس



الشكل(4) إشارة ECG المُنمذجة المُشكلة من مجموع خمس مركبات

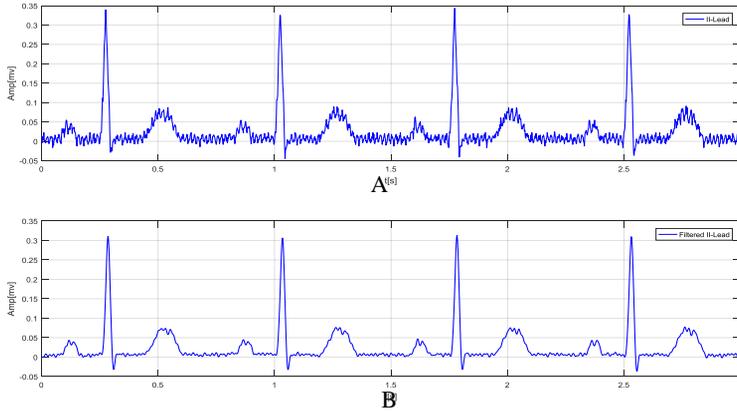
وبالتالي تتم عملية إيجاد النموذج من خلال اعتماد قاعدة بيانات يتم بواسطتها معايرة ثوابت النموذج (Amp,Pos,Wid) للمركبات الخمسة لكل من الاقتباسات القياسية الاثنا عشر.

### 1.1.3 اعتماد قاعدة البيانات وإجراء المعالجة الأولية: تم اعتماد قاعدة البيانات

[9] من موقع physionet المتخصص بالإشارات الحيوية، حيث احتوت العينة المُعتمدة على إشارات مُسجلة لحالات طبيعية ومرضية بتردد تقطيع 0.5KHz وقد اعتمدت إشارات اثنتي عشرة لحالة طبيعية بمعدل نبض 80 نبضة في الدقيقة وسبعة حالات مرضية حيث تم ضبط واقتطاع الإشارات بالإضافة إلى الترشيح.

- **ضبط واقتطاع الإشارة:** بعد تحميل الإشارات إلى بيئة MATLAB قمنا بإعادة ضبط مطالاتها (Normalization) لتصبح ضمن المجال [-1 +1] وذلك لجعل مطالاتها قياسية ومناسبة لعملية النمذجة، ثم قمنا باقتطاع دورة قلبية واحدة لكل الإشارات بشكل متزامن.

- **الترشيح:** بالرغم من أنّ إشارات قاعدة المعطيات قياسية إلا أنّه بالتحليل ضمن برنامج MATLAB تبين أنّ بعضها احتوى على ضجيج الحقل الكهربائي نوع (60Hz كون أجهزة التسجيل تعمل بهذا التردد) لهذا الغرض قمنا بتصميم مرشح ذو الشق (notch filter) بتردد مركزي 60 Hz لترشيح بعض الإشارات التي احتوت على الضجيج، وذلك ضمن بيئة MATLAB



الشكل (5) إشارة الاقتباس II قبل الترشيح، B الإشارة بعد الترشيح.

حيث قمنا بإجراء اختبار لهذا المرشح ضمن بيئة MATLAB وكمثال لإشارة مرشحة حصلنا على النتائج المبينة بالشكل (5). حيث نلاحظ من الشكل (5) أنّ الإشارة المرشحة أقل ضجيجاً.

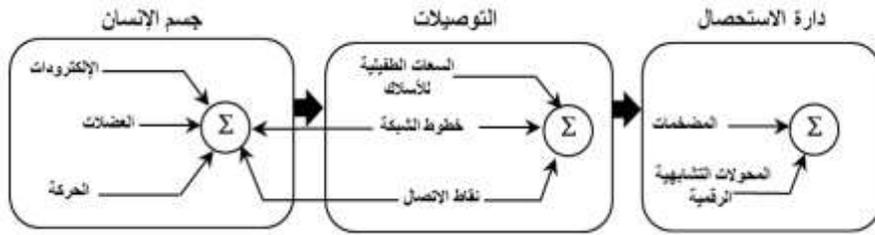
### 2.1.3 النمذجة الرياضية بطريقة المربعات الصغرى: تتلخص مراحل إيجاد

نموذج باستخدام هذه الطريقة بالخطوات التالية:

1. إعطاء قيم بدئية لثوابت النموذج المقترح.
2. حساب قيمة النموذج الرياضي.
3. تقييم دقة النموذج بحساب قيمة الخطأ بين القيم الحقيقية للإشارة والقيم الناتجة عن النموذج المقترح (SSE, RMSE) أقرب ما يكونا إلى الصفر R-Square أقرب ما يكون إلى الواحد).
4. تعديل قيم الثوابت وفق إحدى خوارزميات التعديل.

تكرار العملية بالعودة إلى الخطوة الثانية حتى الحصول على منحنى يمر بمعظم نقاط الإشارة الحقيقية (حتى الحصول على قيم مقبولة للخطأ) [10].

2.3 دراسة تصنيف ومحاكاة أنواع الضجيج المؤثرة على تسجيل الفعالية القلبية: تتعرض إشارة الفعالية القلبية لعدة أنواع من الضجيج أثناء عملية الاستحصال، يبين الشكل (6) مخطط صندوقي يلخص مصادر هذه الأنواع [11]:



الشكل (6) المخطط الصندوقي لمصادر الضجيج التي تؤثر على تسجيل ECG

حيث يمكن تصنيف الضجيج لنوعين رئيسيين [12]:

• ضجيج عابر:

فقدان اتصال أحد الإلكترونيات

حركة الإلكترونيات

ظهور قفزات مفاجئة

تقلص العضلات

• ضجيج مستمر:

خطوط التغذية الكهربائية

انزياح خط الأساس

ضجيج الأدوات المحيطة

جهد الإزاحة المستمر

سنتعامل في بحثنا مع الضجيج المستمر لأنه الضجيج المترافق دوماً أثناء التسجيل،

وفيما يلي إيجاز لمصادر الضجيج المستمر والنماذج المعتمدة لمحاكاتها:

• ضجيج الحقل الكهربائي لخطوط التغذية: يمتد طيف إشارة ECG على المجال

[0.15-250]Hz، المجال الذي يتضمن تردد التغذية الكهربائية (50-60)Hz،

التي تتداخل أثناء عملية الاستحصال، حيث يمكن أن تؤثر بشكل كبير على شكل الإشارة المُستحصلة. ينتج هذا النوع من الضجيج من مصادر عديدة أهمها خطوط نقل الطاقة الكهربائية والأجهزة الكهربائية المحيطة والتأريض غير الصحيح لجهاز تخطيط القلب.

تمت محاكاة إشارة الضجيج الكهربائي بالمعادلة (9)[12]:

$$N_{50\text{Hz}}(t) = A \cdot \sin(2\pi \cdot f_{no} \cdot t + \Omega) \quad (9)$$

A: مطال الضجيج.

$f_{no}$ : تردد الضجيج تقع قيمته ضمن المجال [50 60]Hz.

$\Omega$ : متغير عشوائي تتراوح قيمته ضمن المجال  $[-\pi +\pi]$ .

- **الانزياح عن الخط الأساسي:** ضجيج بتردد منخفض (أكبر من 1Hz) ناتج عن حركة المريض يسبب انزياح في إشارة ECG عن الخط الأساسي وبالتالي مشاكل في كشف القمم حيث تصبح T أعلى بكثير من R ويتم كشفها على أنها R.

تمت محاكاة ضجيج الانزياح عن الخط الأساسي بالمعادلة (10):

$$N_{BaseLine}(t) = A \cdot \sin(2\pi f_{Ba}t + \Omega) \quad (10)$$

A: مطال الضجيج.

$f_{Ba}$ : تردد الضجيج تقع قيمته ضمن المجال [1 2.5]Hz.

- **ضجيج الأدوات المُستخدمة:** ضجيج يمتد على طيف واسع من الترددات ناتج عن الأدوات المُستخدمة في استحصال ECG من إلكترونيات ونقاط توصيل ودارة الاستحصال بما فيها من مضخات ومحول تشابهي رقمي ويُعبر عنه بالضجيج الأبيض الغوسي [12] بقيم عشوائية ضمن المجال [0 1].
- **ضجيج جهد الإزاحة المستمر:** جهد مستمر يضاف لمطال إشارة ناتج عن كمون الخلية النصفية للإلكترونيات بالإضافة لجهد الإزاحة لدارات التضخيم في دارة الاستحصال.

كما تم حساب نسبة مطال الإشارة (المركبة R) لمطال الضجيج وفقاً للعلاقة (11):

$$\text{SNR} = 20 \log_{10} \frac{\text{Amplitude}(R)}{\text{Amplitude}(noise)} \quad (11)$$

#### 4. النتائج والمناقشة:

قمنا باستخدام طريقة المربعات الصغرى بإيجاد وحساب دقة ثوابت النموذج الرياضي لإشارة الفعالية القلبية باقتباساتها الاثني عشر من خلال الاعتماد على إشارات معيارية من موقع مُتخصص بالإشارات الحيوية، وقد تمت عملية النمذجة لكل

مركبة من المركبات الخمس لكل اقتباس ضمن بيئة MATLAB .

يبين الجدول (1) قيم ثوابت النموذج لكافة الاقتباسات.

الجدول (1) قيم ثوابت النموذج للاقتباسات الاثني عشر:

	P			Q			R		
	Amp	Pos	Wid	Amp	Pos	Wid	Amp	Pos	Wid
I	0.09773	0.117	0.02208	-0.06059	0.2517	0.005937	0.4742	0.2773	0.01187
II	0.1371	0.1172	0.02462	-0.049	0.25	0.004717	0.7892	0.2766	0.01192
III	0.04021	0.04021	0.03189	0	0	0	0.3122	0.3122	0.0125
AVR	-0.1159	0.2511	0.02335	0.05946	0.2769	0.005176	-0.628	0.302	0.01198
AVL	0.02807	0.2166	0.01799	-0.02897	0.3493	0.01102	0.07264	0.3809	0.01317
AVF	0.08591	0.217	0.02708	-0.01808	0.35	0.004237	0.5488	0.3761	0.0121
V1	0.03781	0.2174	0.02027	0.1646	0.3648	0.01084	-0.6099	0.3905	0.009985
V2	0.07946	0.1171	0.02284	0.3767	0.2677	0.008416	-0.9922	0.292	0.009396
V3	0.09483	0.1179	0.02516	-0.06768	0.2453	0.007105	0.899	0.2698	0.009702
V4	0.1045	0.1045	0.02603	-0.08034	0.08034	0.005335	1.012	0.2727	0.01101
V5	0.1068	0.1174	0.02814	-0.09885	0.2515	0.004313	0.8581	0.2751	0.01146
V6	0.07743	0.1177	0.0227	-0.09964	0.2516	0.005686	0.6986	0.2763	0.01196
S			T						
	Amp	Pos	Wid	Amp	Pos	Wid			
I	-0.04642	0.301	0.002994	0.1958	0.5182	0.04837			
II	-0.05897	0.3012	0.0049	0.2693	0.5185	0.05162			
III	-0.02521	0.02521	0.004062	0.07505	0.07505	0.003891			
AVR	0.05449	0.5183	0.05866	-0.2323	0.1171	0.04933			
AVL	-0.01321	0.4128	0.009319	0.05908	0.6184	0.0448			
AVF	-0.03626	0.4024	0.005214	0.1717	0.6183	0.05204			
V1	0	0	0	0.07199	0.6182	0.04642			
V2	0	0	0	0.2226	0.5217	0.04716			
V3	-0.7552	0.2929	0.007444	0.436	0.5168	0.04763			
V4	-0.2819	0.2819	0.007008	0.3729	0.3729	0.04679			
V5	-0.08004	0.3003	0.006403	0.2245	0.5222	0.04816			
V6	-0.04749	0.3035	0.006508	0.1577	0.5195	0.04798			

ولتقييم دقة النموذج  $\hat{y}$  لمدى تمثيله للإشارة  $y$  فقد استخدمنا ثلاثة معايير

هي مجموع مربعات الأخطاء SSE ومعيار عامل الارتباط R-Square ومعيار الجذر

التربيعي للقيمة الوسطية لمجموع مربعات الأخطاء RMSE [13] والتي تعطى بالعلاقات (16-13-12)

$$SSE = \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2 \quad (12)$$

$$R_{\text{Square}} = \frac{SSR}{SST} = 1 - \frac{SSE}{SST} \quad (13)$$

حيث SSR (Sum of Squares of the Regression)

SST (Total Sum of Squares) تُعطى بالعلاقات (15-14)

$$SSR = \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{y})^2 \quad (14)$$

$$SST = \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 \quad (15)$$

$$RMSE = \sqrt{MSE} = \sqrt{\frac{SSE}{n}} \quad (16)$$

وبيين الجدول (2) قيم هذه المعايير لثوابت النموذج لكل اقتباس

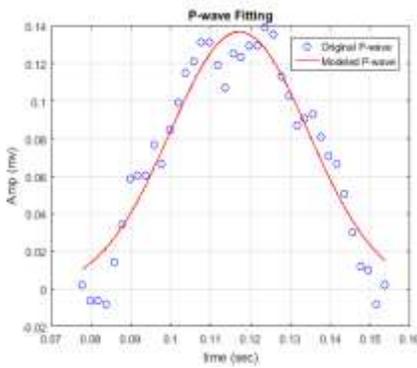
الجدول (2) قيم معايير حساب دقة ثوابت النماذج للاقتباسات الاثني عشر:

	P			Q			R		
	SSE	R-square	RMSE	SSE	R-square	RMSE	SSE	R-square	RMSE
I	0.003232	0.9538	0.008292	0.0003228	0.9511	0.005681	0.00564	0.9887	0.01822
II	0.007154	0.9153	0.0143	0.001249	0.8331	0.01117	0.01901	0.9887	0.03163
III	0.001798	0.8229	0.006058	-	-	-	0.002434	0.9904	0.01132
AVR	0.004306	0.9561	0.009375	0.0003696	0.9455	0.006408	0.006891	0.9911	0.02075
AVL	0.0003349	0.9106	0.003341	5.85e-05	0.9566	0.002208	0.0009394	0.9308	0.007224
AVF	0.001701	0.9152	0.007408	0.0003985	0.7123	0.006019	0.00683	0.9897	0.02004
V1	0.001056	0.8601	0.005416	0.002105	0.9751	0.01113	0.02019	0.9807	0.03349
V2	0.00501	0.8852	0.01119	0.0113	0.9762	0.02439	0.05159	0.9842	0.04736
V3	0.01403	0.8192	0.01786	0.0005079	0.9254	0.007968	0.04712	0.9693	0.06021
V4	0.01035	0.8757	0.01516	0.002913	0.7971	0.01707	0.02108	0.988	0.03881
V5	0.006595	0.8888	0.013	0.008064	0.6682	0.02592	0.04832	0.9708	0.05495
V6	0.005081	0.8803	0.01127	0.002266	0.8463	0.01505	0.02999	0.9744	0.042

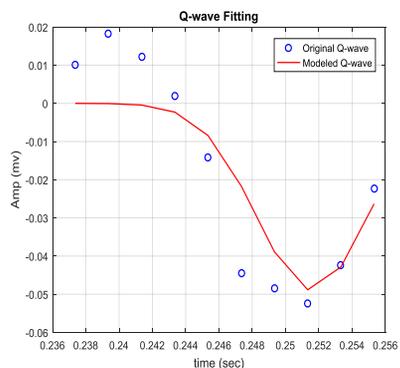
	S			T		
	SSE	R-square	RMSE	SSE	R-square	RMSE
I	0.005063	0.7887	0.02516	0.01384	0.9653	0.01307
II	0.002733	0.7311	0.01397	0.01938	0.9654	0.01618
III	0.004725	0.7549	0.01984	0.003381	0.9288	0.006421
AVR	0.01009	0.7765	0.03176	0.01835	0.9719	0.01428
AVL	0.0001342	0.8035	0.003213	0.001545	0.9493	0.004732
AVF	0.00277	0.7682	0.01407	0.008669	0.973	0.009925
V1	-	-	-	0.005445	0.9089	0.008199
V2	-	-	-	0.03893	0.9331	0.02179
V3	0.06527	0.9584	0.05713	0.08589	0.9574	0.03277
V4	0.01417	0.9304	0.02805	0.0592	0.9641	0.02639
V5	0.004093	0.7311	0.01929	0.03064	0.9396	0.01995
V6	0.0005483	0.8497	0.007805	0.01376	0.9371	0.01382

من الجدول (2) نلاحظ أن قيمة معيار عامل الارتباط كانت مرتفعة في المركبات P,R,T بينما انخفضت في المركبات Q,S لبعض الاقتباسات ويعود السبب في ذلك إلى صغر قيمة مطال المركبتين نسبياً وعدم وضوحهما في التسجيل أو تشوهها بسبب الضجيج في هذه الاقتباسات.

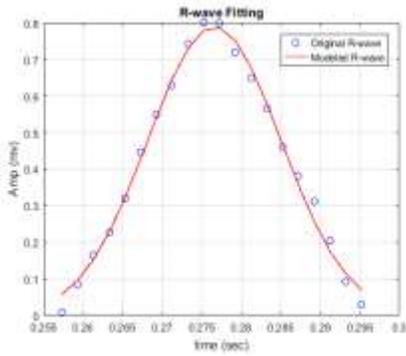
تبين الأشكال (7) و (8) مدى ملائمة المنحنيات للاقتباس II، حيث كانت قيمة عامل الارتباط محصورة بين [ 0.731 0.988 ] وهذا يدل بأن منحنى النموذج استطاع تمثيل إشارة الهدف بدقة.



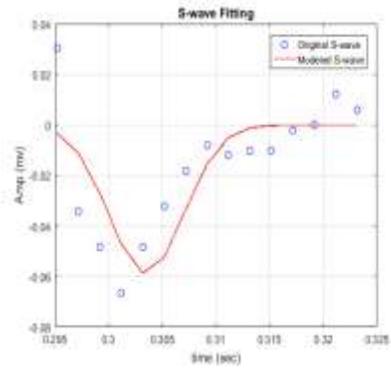
A



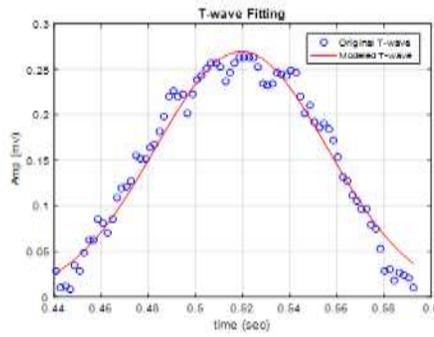
B



C

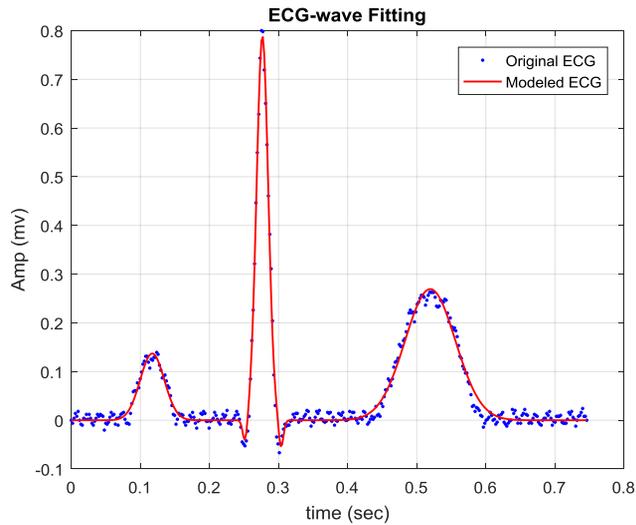


D



E

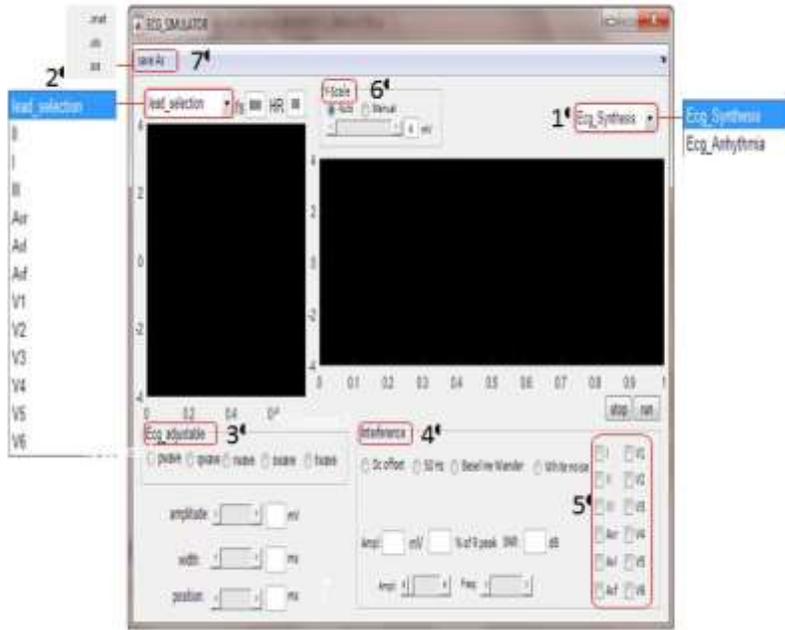
الشکل (7) E،D،C،B،A ملائمة المنحنيات الاقتباس II للمركبات T،S،R،Q،P على التوالي



الشکل (8) ملائمة منحنى الاقتباس II لإشارة ECG

أما الإشارات المرضية فقد تم إدراج الاقتباسات الاثنا عشر لسبعة حالات مرضية كمصفوفات ثابتة (LUT) نظرا لمرونتها في بناء واجهة تفاعلية يستطيع المُستخدم من خلالها تشكيل الإشارات الطبيعية والمرضية بكافة اقتباساتها. ولدى المنظومة القدرة على توليد أي إشارة مرضية بمعرفة خصائص إشارة المرض وتغيير البارامترات وفقاً لهذه الخصائص.

**5.3 تصميم واجهة برمجية GUI:** قمنا ببناء واجهة برمجية تفاعلية GUI في بيئة MATLAB[14] موضحة في الأشكال (9) و (10) تؤمن الخيارات التالية:



الشكل (9) واجهة المحاكاة باختيار الإشارات القياسية



الشكل (10) واجهة المحاكاة باختيار الإشارات المرضية

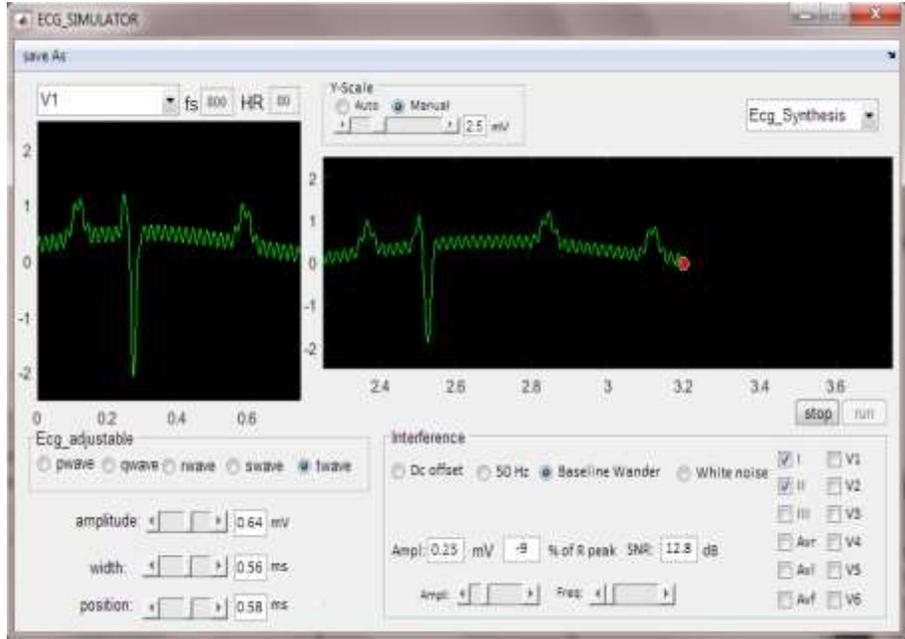
1. الاختيار بين محاكاة الإشارات الطبيعية والمرضية.
2. اختيار الاقتباس المطلوب للمحاكاة ومعدل ضربات القلب وتردد العينات حيث يظهر مباشرة بقيمه القياسية في واجهة الإظهار 1.
3. ضبط بارامترات المركبات (P,Q,R,S,T): يستطيع المستخدم بعد اختيار الاقتباس المطلوب اختيار مركبة من مركبات الإشارة الخمسة بتفعيل زر button الخاص به ثم ضبط مطال وموقع وعرض هذه المركبة باستخدام زر slider ضمن مجالات محددة تم ضبطها وفقاً للنماذج المبنية، وتظهر التغيرات على الإشارة المعدلة في واجهة الإظهار 1 مع كل عملية تعديل.
4. إضافة أربع أنواع من الضجيج لإشارة المحاكاة بإمكانية ضبط مطال وتردد كل نوع من أنواع الضجيج ويظهر الضجيج المضاف على الإشارة في الشاشة رقم 1.
5. إضافة الضجيج المُولد للاقتباسات الاثنا عشر عبر تفعيل رقم الاقتباس فإن الضجيج المُولد سيضاف للاقتباس.
6. ضبط ومعايرة مطال واجهتي الإظهار.

7. تصدير نتائج المحاكاة بإمكانية حفظ عينات إشارة المحاكاة بثلاث صيغ مختلفة (Exel,txt,mat) لاستخدامها في برامج محاكاة أخرى.

8. واجهة إظهار 2 لمحاكاة الإشارة وكأنها في الزمن الحقيقي.

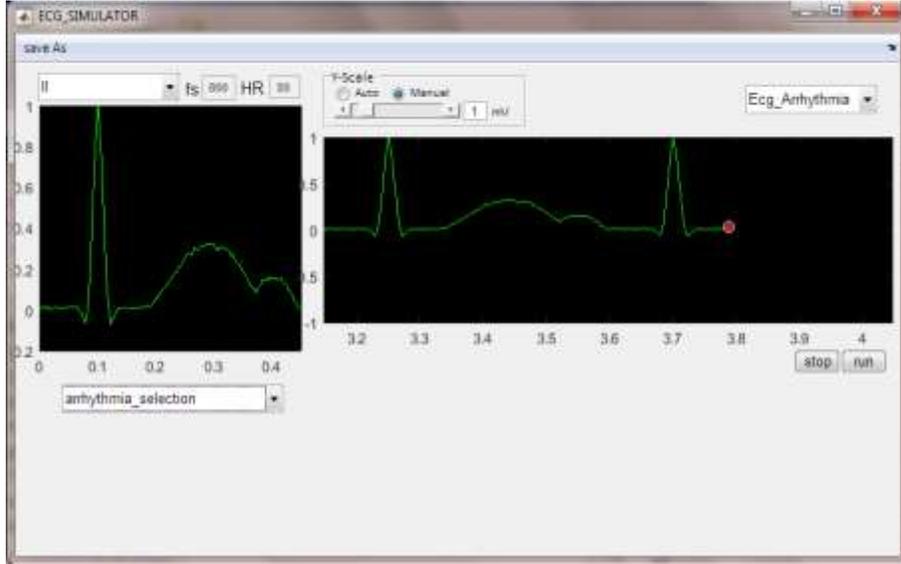
9. محاكاة سبعة أنواع من الإشارات المرضية [15] وهي التسرع الأذيني، التسرع البطيني، التسرع فوق البطيني، الحصار القلبي من الدرجة الأولى، الحصار القلبي من الدرجة الثانية الحصار القلبي من الدرجة الثالثة، حصار العقدة اليسرى.

يُبين الشكل (11) محاكاة الاقتباس V1 مع تعديل بارامترات المركبة T وإضافة ضجيج الإزاحة والحقل الكهربائي والانزياح عن الخط الأساسي وإضافة الضجيج للاقتباس المذكور وكل من الاقتباسين I و II



الشكل(11) محاكاة الاقتباس V1 ببارامترات مُعدلة وتراكب ثلاثة أنواع من الضجيج

يُبين الشكل(12) محاكاة الاقتباس II لمرض التسرع الأذيني.



الشكل (12) محاكاة الاقتباس II لمرض التسرع الأديني

### 5. مقارنة مع الأبحاث السابقة:

نلخص في الجدول (3) دراسة مقارنة للبحث مع الأبحاث الواردة في الدراسة المكتبية:  
الجدول (3): مقارنة بحثنا مع الأبحاث الواردة في الدراسة المكتبية.

الطريقة	قابلية المُعايرة لبارامترات الإشارة	البارامترات الممكنة مُعايرتها	الاقتباس	الحالات المرضية	الإشارات الضجيجية	واجهة تفاعلية	
كثيرات حدود	×	×	وحيد (II)	×	×	×	البحث [1]
معادلات تفاضلية جزئية	×	الناقلية الكيونية لأغشية الاتصال وكمون النقاط	جميع الاقتباسات	×	×	×	البحث [2]
مجموع ثلاث هزازات	×	معدل ضربات القلب	وحيد (II)	×	×	×	البحث [3]
النموذج الغوصي	√	مطالات وعرض وموقع جميع مركبات ECG	وحيد (II)	×	×	×	البحث [4]

×	×	×	وحيد (II)	معدل التنفس وطور الموجة معدل ضربات القلب	√	ثلاث معادلات تفاضلية	البحث [5]
×	×	×	جميع الاقتباسات	مطالات وعرض وموقع جميع مركبات ECG	√	النموذج الغوصي	البحث [7]
×	×	8	وحيد (II)	معدل ضربات القلب ومطالات وعرض وموقع جميع مركبات ECG	√	نماذج ديناميكية	البحث [8]
√	√	3	وحيد (II)	معدل ضربات القلب ومطالات وعرض وموقع جميع مركبات ECG	√	ثلاث معادلات تفاضلية	LABVI EW
√	√	7	جميع الاقتباسات	معدل ضربات القلب ومطالات وعرض وموقع جميع مركبات ECG	√	النموذج الغوصي	البحث المُقترح

نُلاحظ من جدول المُقارنة أن البحث المُقترح تميز ببنية ديناميكية مُبسّطة وفعّالية عالية لتمثيل الاقتباسات الاثني عشر للحالة الطبيعية والمرضية واستثمار هذه البنية بواسطة الواجهة التفاعلية في حين أن الأبحاث السابقة اقتصر بعضها على بناء النموذج على وصلة وحيدة، وفي حالة جميع الوصلات كانت النماذج مُعقدة غير مرنة من ناحية التعديل في بارامترات الإشارات أو أن العمل اقتصر على إيجاد

النموذج دون دعم العمل بواجهة للمحاكاة بما تحويه من ميزات كالحالات المرضية أو إضافة أنواع مختلفة من الضجيج.

## 5. الخاتمة والتوصيات:

قدمنا في هذا البحث دراسة تفصيلية لتطوير نموذج ديناميكي لمحاكاة الإشارة القلبية بكافة اقتباساتها باستخدام طريقة المربعات الصغرى انطلاقاً من اثنا عشرة إشارة تخطيط كهربائي حقيقية رُشح بعضها بمرشح مناسب للتخلص من الضجيج المترابك أثناء عملية التسجيل، حيث تمت عملية النمذجة ضمن بيئة MATLAB.

وقد أجرينا دراسة لمختلف أنواع الضجيج التي تؤثر على تسجيل الفعالية القلبية، واعتمدت نماذج لإشارات الضجيج الأربعة الأساسية (الحقل الكهربائي لخطوط التغذية، الانزياح عن الخط الأساسي، الأدوات المستخدمة، جهد الإزاحة المستمر) لتوفير إمكانية إضافتها للإشارات المؤلدة، واستخدمت النماذج السابقة لبناء واجهة تفاعلية ضمن MATLAB GUI لمحاكاة الإشارة القلبية (ECG) وكافة اقتباساتها بالإضافة لإشارات سبعة حالات مرضية حيث تُوفر المنظومة محاكاة للإشارات القياسية مع إمكانية الضبط والتعديل في معدل ضربات القلب وللمبارمترات (تردد عينات، مطال، الفترة الزمنية، الموقع الزمني) للمركبات (P,Q,R,S,T) لكل إشارة، وإمكانية إضافة مختلف أنواع الإشارات الضجيجية، وقد وصلت دقة الإشارات المُمنذجة إلى 98%.

ونعمل حالياً على تصميم دارة قابلة للربط مع الحاسب عبر أحد منافذ الاتصال تعمل على تلقي إشارات المحاكاة ومن ثم تقوم بتوليد إشارات تشابهية حقيقية.

## المراجع

1. Zhang Jun-an "The Design of ECG Signal Generator using PIC24F" ELSEVIER Procedia Engineering 24 (2011) 523 – 527
2. Muriel Boulakia, Serge Cazeau, Miguel A. Fern´andez, Jean-Fre´ric Gerbeau, Nejib Zemzemi "Mathematical Modeling of Electrocardiograms: A Numerical Study", Annals of Biomedical Engineering (2009).

3. E. Ryzhii, M. Ryzhii "A heterogeneous coupled oscillator model for simulation of ECG signals" ELSEVIER, Computer Methods and Programs in Biomedicine, April 2014.
4. M. Saad Billah, T. Binte Mahmud, F. Sharmin Snigdha, M. Abdullah Arafat "A Novel Method to Model ECG Beats using Gaussian Functions" BMEI, October 2011.
5. Patrick E. McSharry, Gari D. Clifford, Lionel Tarassenko, Leonard A. Smith "A Dynamical Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals", IEEE Transactions On Biomedical Engineering G, Vol. 50, No. 3, March 2003.
6. Eugene N. Bruce "Biomedical Signal processing and Signal Modeling", Wiley series in telecommunications and signal processing, 2001.
7. T. Tabassum, M. Ahmed "A Simplified Cardiac Conduction Model and Twelve-Lead ECG Generation", ICCECE IEEE, November 2020.
8. الزير محمد، استانبولي ياسر، أسامة علبي "بناء نموذج محاكاة لمنظومة التحكم القلبية"، أطروحة ماجستير، جامعة حلب 2015.
9. physionet, physiobank, Challenge 2011 Simulated Data <https://archive.physionet.org/challenge/2011/sim/index.shtml>.
10. G. Chavent, "Nonlinear least squares for inverse problems: theoretical foundations and step-by-step guide for applications". Springer Science & Business Media, 2010.
11. R.Suja, J.Ashok kumar, V.Rajeshkumar "An Efficient Noise Reduction Technique for ECG Signal Using Model SIM", India, IJIRSET, March 2016.
12. Hrishikesh Limaye<sup>1</sup>, V.V. Deshmukh<sup>2</sup> "ECG Noise Sources and Various Noise Removal Techniques: A Survey", India, IJAIEM, February 2016.
13. Mathworks, "Curve Fitting ToolBox User's Guide", 2016.
14. www.mathworks.com
15. Mike Muir, Kevin McNab, "E.C.G. RHYTHM INTERPRETATION" Ontario Base Hospital Group, 2007.