

## تصميم وتنفيذ نظام إلكتروني مدمج لاقتطاع دورة من إشارة أصوات

### القلب بالاعتماد على Raspberry Pi

عبادة الباشا\*، لؤي شاشاتي\*\*، محمد المحمد\*\*

\* طالب دراسات عليا (دكتوراه)، قسم الهندسة الالكترونية، كلية الهندسة الكهربائية

والالكترونية، جامعة حلب

\*\* قسم الهندسة الالكترونية، كلية الهندسة الكهربائية والالكترونية، جامعة حلب

### الملخص

يقدم هذا البحث دراسة لتصميم وتنفيذ نظام إلكتروني مدمج بالاعتماد على Raspberry Pi لاقتطاع دورة قلبية واحدة من إشارة أصوات القلب لسبع حالات (حالة طبيعية وست حالات مرضية للصمامات القلبية) وذلك من خلال تنفيذنا لخوارزمية اقتطاع آلية (قد اقترحناها في بحثنا السابق [1] ضمن الحاسب فقط). حيث سوف نقوم بتنفيذ تلك الخوارزمية ضمن النظام الإلكتروني المدمج المؤلف من لوحة Raspberry Pi 3B+ وشاشة إظهار لعرض النتائج واختباره وذلك بعد برمجتها باستخدام لغة بايثون (Python)، وبناء تابع فرعي لتتبع الإشارة، ومن ثم محاكاتها ضمن بيئة Spyder. نتيجة اختبار نظامنا الإلكتروني المدمج على إشارات مرجعية لأصوات القلب للحالات السبع وذلك من خلال واجهة برمجية قمنا ببنائها حصلنا على دقة اقتطاع (96.14%) مطابقة لتلك التي حصلنا عليها حاسوبياً في بحثنا السابق [1].

**كلمات مفتاحية:** معالجة إشارة أصوات القلب (PCG)، اقتطاع دورة قلبية، Raspberry Pi، لغة بايثون (Python).

ورد البحث للمجلة بتاريخ 2019/5/21

قبل للنشر بتاريخ 2019/ 7 / 2

## **Designing and Implementation of an Embedded System for One Cycle Segmentation from phonocardiography Signal Based on Raspberry Pi**

**Obada Al Basha\***, **Louai Chachati\*\***, **Mohammed al Mohammed\*\***

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

\*\*Dept. of Electronic Engineering, Faculty of Electrical and Electronic Engineering, University of Aleppo, Aleppo, Syria.

### **Abstract**

This paper presents a study for designing and implementation of an embedded system based on Raspberry Pi for one cycle segmentation from phonocardiography (PCG) signal comprising seven cases (a normal one and six pathological heart valvular ones), by implementation of an automatic segmentation algorithm (which we proposed in our previous paper [1] within the computer only). We will implement that algorithm by an embedded system based on a Raspberry Pi 3B+ board and a display for showing results. Prior to this, the algorithm was programmed by Python language and simulated in Spyder environment. Our proposed embedded system is tested on formal standard PCG signals comprising the seven cases using the GUI we designed. Results showed segmentation accuracy of (96.14%) which is identical to that obtained by computer in our previous paper [1].

**Key words:** processing of phonocardiography (PCG) signal, heart cycle segmentation, Raspberry Pi, Python language.

Received 21/5/2019

Accepted 2 / 7 /2019

**1. مقدمة:**

انتشرت في العقود الأخيرة الكثير من الأبحاث التي تناولت طرق وخوارزميات آلية لاقتطاع الدورة القلبية من إشارة أصوات القلب (PCG) والتي تعتبر المرحلة الأولى والأساسية قبل مرحلة التشخيص، حيث اقتصر أغلب الأبحاث السابقة في تنفيذ الخوارزميات على الحاسب فقط ولعدة حالات من الإشارة، فالبحت [2] اقتصر على تنفيذ خوارزمية آلية ضمن الحاسب تعالج اقتطاع الإشارة ذات الحالة الطبيعية، بينما البحث [3] اقتصر على الحاسب في تنفيذ خوارزمية اقتطاع آلية تعالج ثلاث حالات من الإشارة، أما البحثان [4]، [5] فتناولوا خوارزمية اقتطاع آلية ضمن الحاسب وذلك لخمس حالات من الإشارة.

قمنا في بحثنا السابق [1] بتطوير خوارزمية اقتطاع آلية ضمن الحاسب لاستخلاص الدورة القلبية الواحدة من إشارة أصوات القلب (PCG) وذلك لسبع حالات للصمامات القلبية (حالة طبيعية (N)، حالة تضيق الصمام الأبهري (AS)، حالة قصور الصمام الأبهري (AR)، حالة تضيق الصمام التاجي (MS)، حالة قصور الصمام التاجي (MR) حالة تضيق الصمام الرئوي (PS)، وحالة قصور الصمام الرئوي (PR)). حيث تناولت تلك الخوارزمية معالجة إشارة PCG من خلال ترشيحها، وكشف غلافها من خلال حساب غلاف طاقة شانون وتعيمه باستخدام المتوسط المتدرج (Rolling Average)، ومن ثم تحديد زمن الدورة القلبية (T) في الإشارة من خلال تحليلها وفق طريقة القيمة المتوسطة المتحركة المقترحة وذلك من خلال معالجة قطعة زمنية لغلاف الإشارة بعرض  $4\text{sec}$  ( $S(t)$ )، حيث اعتمد مبدأ تلك الطريقة في تحديد الدور على حساب القيمة المتوسطة للإشارة  $S(t)$  ضمن نافذة زمنية متحركة ومتغيرة العرض  $W$  بحيث يتم تغيير ذلك العرض ضمن نفس مجال دور القلب [0.5-1.5sec] حتى يضمن المساواة التقريبية للقيمة المتوسطة  $M1$  للإشارة ضمن النافذة قبل تحريكها مع القيمة المتوسطة  $M2$  للإشارة ضمن النافذة المجاورة نتيجة تحريكها فإذا تحقق  $M1 \cong M2$  هذا يعني أن الإشارة هي ذاتها في كلتا النافذتين المتجاورتين وبالتالي يكون الدور  $T$  هو عرض النافذة  $W$ . كما قمنا باختبار

تلك الخوارزمية على قاعدة بيانات مرجعية لإشارات أصوات قلب تشمل الحالات السبع وحصلنا على دقة اقتطاع بلغت 96.14%، ولكن اقتصر العمل على تطبيق الخوارزمية واختبارها ضمن الحاسب في بيئة MATLAB. وبالتالي فإن الهدف من هذا البحث هو تنفيذ تلك الخوارزمية المقترحة بواسطة نظام إلكتروني مدمج يعتمد على Raspberry Pi من خلال إنشائها لبرامج فرعية بلغة بايثون، حيث تعتبر نتائج بحثنا السابق [1] ضمن بيئة MATLAB قيماً مرجعية للمقارنة معها لتقييم أداء ووثوقية النظام المدمج المراد بناؤه بهدف اقتطاع دورة قلبية واحدة من خلال اختباره على نفس قاعدة البيانات المرجعية المستخدمة في البحث السابق.

## 2. أهمية البحث:

تكمن أهمية البحث في تصميم وتنفيذ نظام إلكتروني مدمج لاقتطاع دورة قلبية واحدة من إشارة أصوات القلب تتضمن معظم الحالات المرضية للصمامات القلبية بالإضافة للحالة الطبيعية وبدقة عالية، حيث تعد هذه المرحلة خطوة أولية في بناء نظام إلكتروني كامل لتشخيص أمراض صمامات القلب.

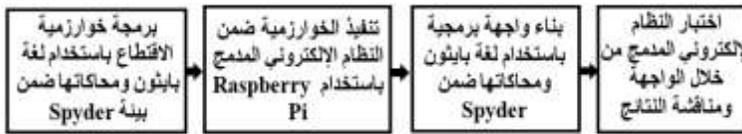
## 3. طريقة البحث:

سوف نقوم ببناء نظام إلكتروني مدمج لاقتطاع إشارة أصوات القلب والذي يتكون من لوحة Raspberry Pi بالإضافة إلى شاشة إظهار لعرض النتائج، كما هو مبين بالمخطط الصندوقي في الشكل (1).



الشكل (1) المخطط الصندوقي للنظام الإلكتروني المدمج لاقتطاع إشارة أصوات القلب

وبالتالي تتلخص خطوات البحث وفق المخطط الصندوقي المبين بالشكل (2).

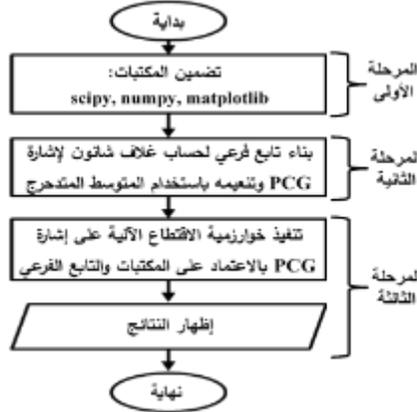


الشكل (2) المخطط الصندوقي لخطوات البحث

وسوف نقوم بتوضيح كل مرحلة على حدة.

### 1.3. برمجة خوارزمية الاقتران باستخدام لغة بايثون ومحاكاتها ضمن Spyder:

تعتبر هذه المرحلة خطوة أولى قبل تنفيذ الخوارزمية ضمن النظام الإلكتروني المدمج، حيث قمنا باختيار لغة بايثون كونها إحدى لغات البرمجة المستخدمة في برمجة الأنظمة المدمجة. كما أن مؤسسة Raspberry Pi تتصح باستخدام هذه اللغة كونها لغة مفتوحة المصدر ويشارك في تطويرها عدد كبير من المبرمجين حول العالم أكثر من أي لغة أخرى. واعتمدنا في المحاكاة على برنامج Spyder الذي تم تصميمه بغرض البرمجة العلمية بلغة بايثون والذي يدعم العديد من الحزم والمكتبات العلمية فضلاً عن تميزه بمزايا عديدة مقارنةً مع البرامج الأخرى التي تحاكي لغة Python [6],[7]. ونبين في الشكل (3) المخطط التدفقي لتنفيذ خوارزمية الاقتران الآلية باستخدام لغة بايثون ضمن بيئة Spyder والذي يتضمن عدة مراحل.



الشكل (3) المخطط التدفقي لمراحل تنفيذ خوارزمية الاقتران الآلية باستخدام لغة بايثون ضمن بيئة

#### Spyder

#### • مرحلة تضمين المكتبات:

قمنا بتضمين مكتبات البايثون العلمية اللازمة لتنفيذ الخوارزمية والمتمثلة بـ:  
 (1) مكتبة scipy: قمنا باستخدامها لأنها تتيح التعامل مع الإشارات الصوتية بامتداد (wav) كما استفدنا منها في تصميم المرشحات الرقمية اللازمة لترشيح الإشارة، (2) مكتبة numpy: استفدنا منها في التعامل مع المصفوفات وفي تنفيذ التوابع الرياضية الإحصائية كالانحراف المعياري وغيره، (3) مكتبة matplotlib: استفدنا منها في رسم المنحنيات.

### • مرحلة بناء التابع الفرعي:

قمنا ببناء تابع فرعي بلغة بايثون وذلك لعدم توفره ضمن المكتبات التي قمنا بتضمينها. يقوم ذلك التابع بحساب غلاف طاقة شانون لإشارة PCG وفق العلاقة التالية [1]:

$$SEE = -x^2[n]\log(x^2[n]) ; n = 1, \dots, N \quad (1)$$

حيث  $N$  عدد عينات إشارة PCG (X).

ومن ثمّ تعميمه باستخدام المتوسط المتدرج (Rolling Average RA)، وهو عبارة عن سلسلة من المتوسطات للمجموعات الفرعية التي تشكل مجموعها الإشارة كاملةً، ويعطى من أجل مجموعة فرعية بالعلاقة التالية [1]:

$$RA = \frac{X_i + X_{i+1} + X_{i+2} \dots + X_p}{p} \quad (2)$$

حيث  $X_i$  العينة التي ترتيبها  $i$ ،  $p$  عدد عينات المجموعة الفرعية.

حيث يبين الشكل (4) المخطط التدفقي لبرمجة التابع الفرعي بلغة بايثون.



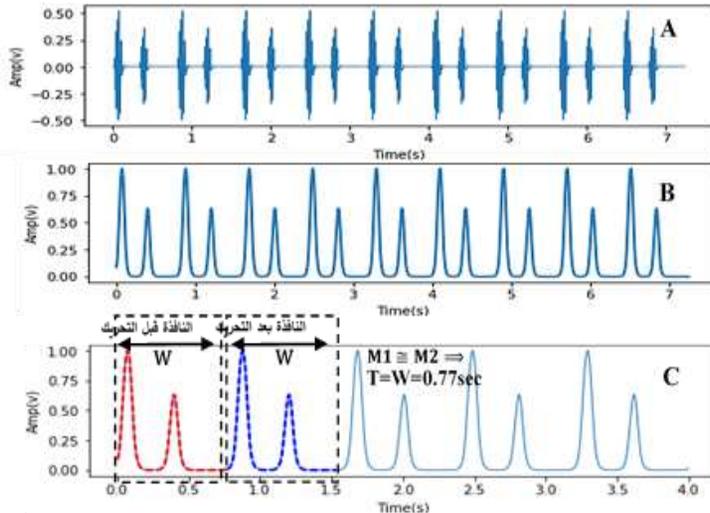
الشكل (4) المخطط التدفقي لبرمجة التابع الفرعي بلغة بايثون

حيث يستقبل هذا التابع الإشارة  $x$  بالإضافة إلى طول عينات النافذة  $n$  اللازمة لإجراء التعميم، بعدها يقوم بحساب غلاف طاقة شانون (y) للإشارة  $x$ ، ومن ثمّ يقوم بتعميمه بطريقة المتوسط المتدرج من خلال حساب القيم المتوسطة للغلاف

ضمن نافذة زمنية بطول عينات  $n$ ، حيث يتم إزاحة النافذة بمقدار عينة واحدة وهكذا حتى يتم تمريرها على كامل الغلاف، فإذا كان  $n$  فردياً فإن النافذة تتمركز حول العنصر ذي الدليل  $i$  المراد حساب القيمة المتوسطة عنده، في حين إذا كان  $n$  زوجياً عندها تتمركز النافذة حول العنصرين ذوي الدليلين  $(i, i+1)$  وذلك من خلال حساب كل من دليل بداية النافذة  $L$  ودليل نهاية النافذة  $H$  في كل عملية حساب مع اعتبار أن القيمة الدنيا  $L_{\min}=0$  والقيمة العظمة  $L_{\max}=\text{length}(y)$ ، وأخير يعيد التابع الغلاف المنعم المتمثل بـ `out`.

### • مرحلة تنفيذ خوارزمية الاقتطاع وإظهار النتائج:

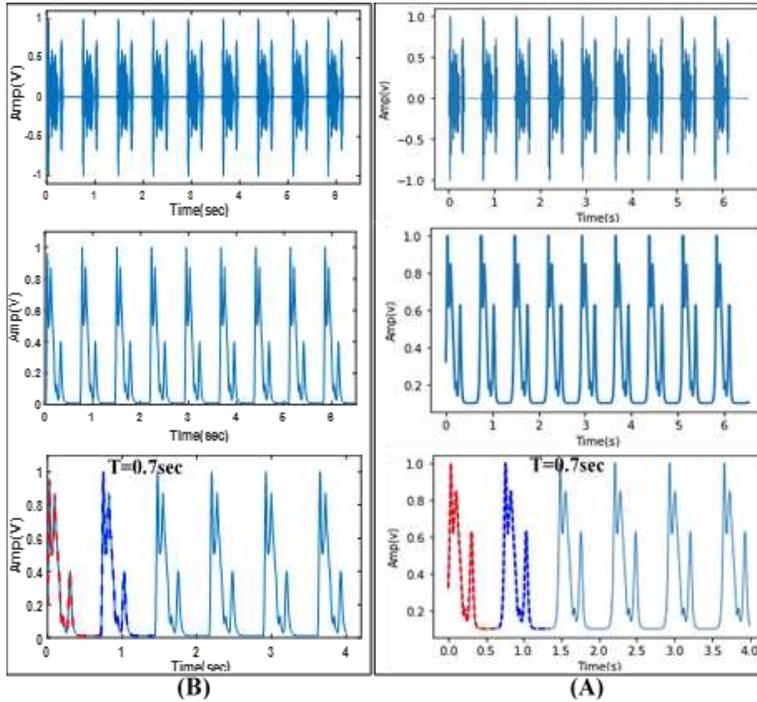
قمنا ببرمجة خوارزمية الاقتطاع الآلية بالاعتماد على مكتبات بايثون وبالإستفادة من التابع الفرعي الذي قد بنيناه، ومن ثم قمنا بمحاكاتها ورسم نتائجها ضمن بيئة Spyder، حيث يبين الشكل (5) نتائج الخوارزمية لدى تطبيقها على إشارة PCG لحالة طبيعية ضمن بيئة Spyder.



الشكل (5) نتائج الخوارزمية لدى تطبيقها على إشارة PCG لحالة طبيعية ضمن بيئة Spyder، إشارة A إشارة PCG الأولية، B غلاف الإشارة، C تحديد دور الإشارة

حيث نلاحظ من الشكل السابق أن الخوارزمية قامت بمعالجة إشارة PCG الأولية (الشكل 5-A) وقامت برسم غلاف الإشارة (الشكل 5-B) باستخدام التابع الفرعي الذي قمنا ببنائه وفق العلاقتين (1) و (2)، أما الشكل (5-C) فيمثل نتيجة

طريقة القيمة المتوسطة المتحركة لتحديد دور الإشارة بدقة والذي يتحقق عند تساوي القيمتين المتوسطتين (M1,M2) للإشارة ضمن نافذتين متجاورتين بعرض  $W$ . بعدها قمنا بمقارنة نتائج الخوارزمية ضمن بيئة Spyder مع النتائج التي حصلنا عليها ضمن بيئة MATLAB في بحثنا السابق [1]. يبين الشكل (6) نتائج الخوارزمية في كل من بيئة Spyder وبيئة MATLAB لدى تطبيقها على نفس إشارة PCG (لمرض AS).



الشكل (6) نتائج الخوارزمية لدى تطبيقها على إشارة PCG (لمرض AS)، (A) النتائج ضمن بيئة

Spyder، (B) النتائج ضمن بيئة MATLAB

حيث نلاحظ من الشكل السابق أن نتائج خوارزمية الاقتران الآلية التي قمنا بمحاكاتها بالاعتماد على لغة بايثون ضمن بيئة Spyder (الشكل A-6) مماثلة لنتائج المحاكاة التي حصلنا عليها في بحثنا السابق [1] ضمن بيئة MATLAB (الشكل B-6) حيث استطاعت الخوارزمية تحديد دور إشارة PCG في كلتا الحالتين بدقة ( $T=0.7sec$ )، وكذلك كانت النتائج مطابقة لبقية حالات الإشارة مما يدل على عمل

المنظومة بشكل صحيح، وبالتالي سوف ننقل لمرحلة تنفيذها ضمن النظام الإلكتروني المدمج.

### 2.3. تنفيذ الخوارزمية ضمن النظام الإلكتروني المدمج (Raspberry Pi):

قمنا ببناء نظام إلكتروني مدمج لاقتطاع دورة قلبية واحدة من إشارة أصوات القلب من خلال تحميل برنامج الخوارزمية المكتوبة بلغة بايثون والتي تم شرحها سابقاً على ذلك النظام. حيث يتكون ذلك النظام من لوحة راسبيري وشاشة إظهار. استخدمنا أحدث إصدار من لوحة راسبيري وهو (3B+) حيث تحتوي هذه اللوحة على معالج ARM-64 Bit الذي يمتاز بالسرعة العالية والسعر المنخفض والحجم الصغير مما يجعلها تتفوق على كثير من المتحكمات الدقيقة، كما تدعم هذه اللوحة العديد من المنافذ كمنافذ USB ومنفذ HDMI وغيرها، وتعمل هذه اللوحة بنظام تشغيل Linux [8]. ويبين الشكل (7) لوحة Raspberry Pi ذات إصدار (3B+) التي قمنا باستخدامها.



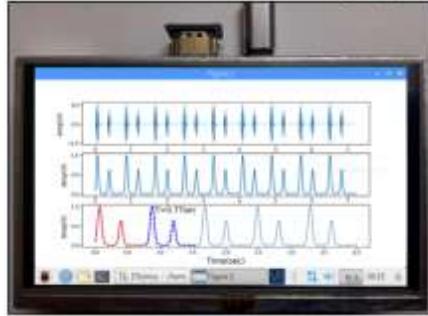
الشكل (7) لوحة Raspberry Pi 3 B+ التي قمنا باستخدامها

كما قمنا باستخدام شاشة إظهار لعرض نتائج الخوارزمية من نوع (Touch TFT) وقياس (5inch) مما يجعلها ذات حجم مقبول ضمن النظام الإلكتروني، حيث قمنا بوصلها مع لوحة الراسبيري عن طريق منفذ HDMI، ويبين الشكل (8) النظام الإلكتروني المدمج لاقتطاع إشارة أصوات القلب والذي يتكون من لوحة Raspberry Pi 3 B+ وشاشة الإظهار (5inch Touch TFT).



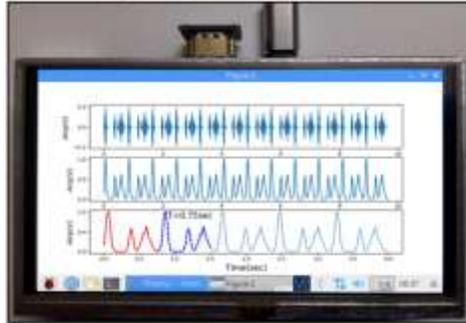
الشكل (8) النظام الإلكتروني المدمج لاقتطاع إشارة أصوات القلب

حيث قمنا ببرمجة الخوارزمية ضمن النظام الإلكتروني المدمج واختبرناها على حالات إشارة PCG وكانت نتائج الخوارزمية ضمن النظام المدمج مطابقة لنتائج المحاكاة ضمن بيئة Spyder، ويبين الشكل (9) نتائج تنفيذ خوارزمية الاقتران الآلية ضمن النظام الإلكتروني المدمج لدى تطبيقها على إشارة PCG لحالة طبيعية.



الشكل (9) نتائج تنفيذ خوارزمية الاقتران الآلية ضمن النظام الإلكتروني المدمج لدى تطبيقها على إشارة PCG لحالة طبيعية

كما يبين الشكل (10) نتائج تنفيذ خوارزمية الاقتران الآلية ضمن النظام الإلكتروني المدمج لدى تطبيقها على إشارة PCG لمرض تضيق صمام تاجي.



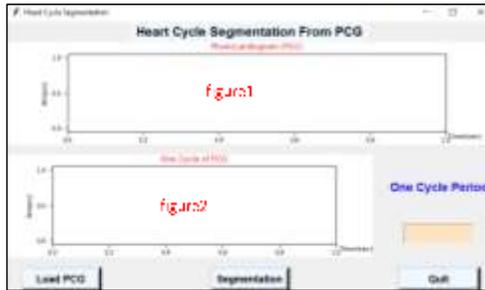
الشكل (10) نتائج تنفيذ خوارزمية الاقتران الآلية ضمن النظام الإلكتروني المدمج لدى تطبيقها على إشارة PCG لمرض تضيق صمام تاجي

حيث نلاحظ من الشكلين السابقين نجاح خوارزمية الاقتران الآلية ضمن النظام الإلكتروني المدمج في تحديد دور الإشارة بدقة، وهكذا بالنسبة لبقية الحالات.

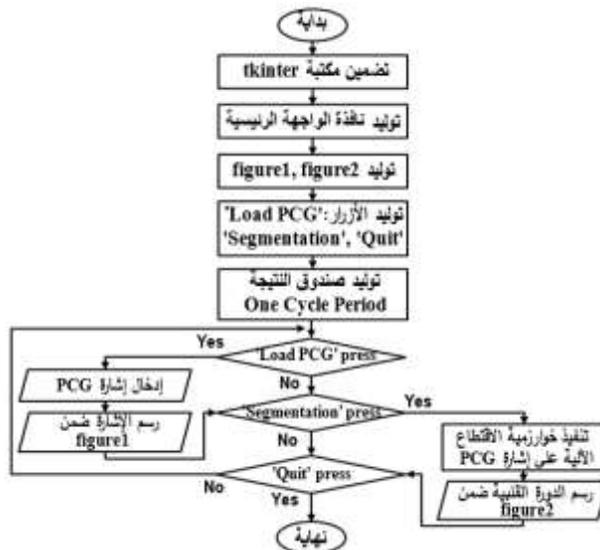
### 3.3. بناء واجهة برمجية باستخدام بايثون ومحاكاتها ضمن Spyder:

لسهولة اختبار وتطبيق منظومتنا قمنا ببناء واجهة برمجية GUI باستخدام لغة بايثون ومحاكاتها ضمن بيئة Spyder كخطوة أولى قبل تنفيذها ضمن النظام

الإلكتروني المدمج. حيث تسمح تلك الواجهة برسم الدورة القلبية الواحدة المقتطعة وحساب زمنها، ويبين الشكل (11) الواجهة البرمجية التي قمنا بتصميمها باستخدام لغة بايثون، حيث تحتوي هذه الواجهة على العناصر التالية: زر Load PCG (لتحميل إشارة PCG)، زر Segmentation (لتنفيذ خوارزمية الاقتطاع)، زر Quit (للخروج)، figure1 (لرسم إشارة PCG الأولية)، figure2 (لرسم الدورة القلبية الواحدة)، صندوق نصي One Cycle Period (لإظهار قيمة دور الإشارة).

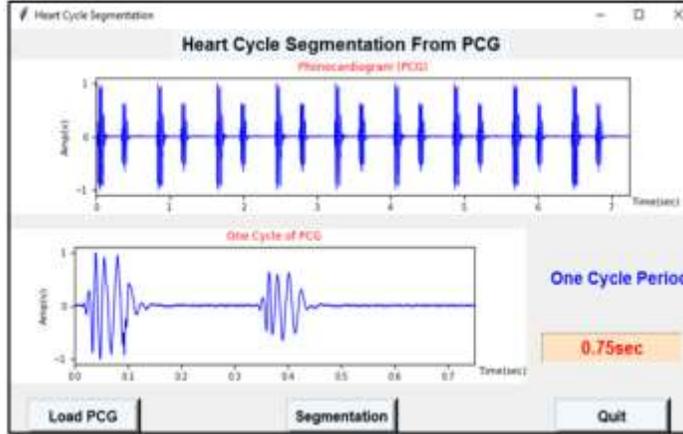


الشكل (11) الواجهة البرمجية GUI لاقتطاع الدورة القلبية من إشارة PCG ضمن بيئة Spyder ويبين الشكل (12) المخطط التدفقي لعمل الواجهة البرمجية التي قمنا ببرمجتها باستخدام لغة بايثون.



الشكل (12) المخطط التدفقي لعمل لبرمجة الواجهة البرمجية باستخدام لغة بايثون حيث اعتمدنا على المكتبة tkinter [9] لتوليد شكل الواجهة الرئيسية وما تحويه من

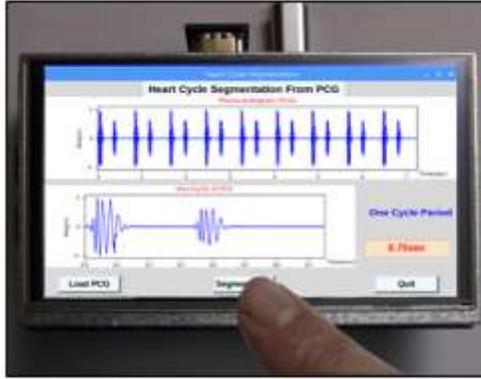
عناصر (الأزرار، الأشكال...) بالمواصفات المطلوبة من حيث شكل العنصر وأبعاده ومكان توضعه ضمن الواجهة وغيرها من مواصفات. وبعد برمجة الواجهة قمنا بمحاكاتها ضمن بيئة Spyder، ويبين الشكل (13) نتائج محاكاة الواجهة البرمجية ضمن بيئة Spyder لدى تطبيق إشارة PCG لحالة طبيعية.



الشكل (13) نتائج محاكاة الواجهة البرمجية ضمن بيئة Spyder لدى تطبيق إشارة PCG لحالة طبيعية حيث نلاحظ من الشكل السابق أن الواجهة البرمجية استطاعت بالاعتماد على خوارزمية الاقتران تحديد الدورة القلبية وحساب زمنها بدقة  $T=0.75\text{sec}$ .

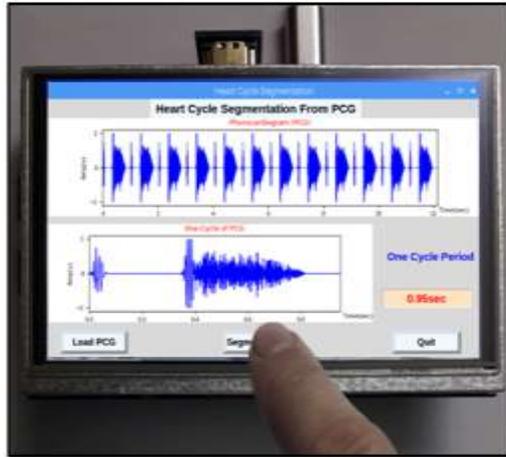
#### 4.3. اختبار النظام الإلكتروني المدمج من خلال الواجهة ومناقشة النتائج:

قمنا بتنفيذ الواجهة البرمجية من خلال تحميل برنامجها (المكتوب بلغة بايثون) ضمن النظام الإلكتروني المدمج ومن ثم قمنا باختباره على الحالات السبع لإشارة PCG. حيث يبين الشكل (14) نتائج اختبار النظام الإلكتروني المدمج من خلال الواجهة البرمجية لدى تطبيقه على نفس إشارة PCG السابقة (ذات الحالة الطبيعية)، ونلاحظ من الشكل أن نتائج اختبار التنفيذ العملي ضمن النظام الإلكتروني المدمج من خلال الواجهة مطابقة لنتائج محاكاة الواجهة ضمن بيئة Spyder، حيث استطاع النظام الإلكتروني اقتران الدورة القلبية من الإشارة وتحديد زمنها بدقة  $(T=0.75\text{sec})$ .



الشكل (14) نتائج اختبار النظام الإلكتروني المدمج من خلال الواجهة البرمجية لدى تطبيقه على إشارة PCG لحالة طبيعية

أما الشكل (15) فيبين نتائج اختبار النظام الإلكتروني المدمج من خلال الواجهة البرمجية لدى تطبيقه على إشارة PCG لمرض قصور صمام أبهري.



الشكل (15) نتائج اختبار النظام الإلكتروني المدمج من خلال الواجهة البرمجية لدى تطبيقه على إشارة PCG لمرض قصور صمام أبهري

لتقييم نظامنا الإلكتروني المدمج (الذي يعتمد على خوارزمية الاقتران الآلية) قمنا باختباره من خلال الواجهة البرمجية على نفس قاعدة البيانات التي اعتمدناها في بحثنا السابق [1] والتي تتألف من 100 إشارة PCG معيارية تشمل سبع حالات (حالة طبيعية (N)، حالة تضيق الصمام الأبهري (AS)، حالة قصور الصمام الأبهري (AR)، حالة تضيق الصمام التاجي (MS)، حالة قصور الصمام التاجي

(MR)، حالة تضيق الصمام الرئوي (PS) وحالة قصور الصمام الرئوي (PR). تم الحصول على قاعدة البيانات تلك من كلية الطب في جامعة حلب ومن موقع جامعة ميشيغان [10] ومن عدة مواقع إلكترونية مختصة في مجال إشارات أصوات القلب [11,12,13].

قمنا بحساب الدقة وفق العلاقة التالية:

$$(3) \quad \text{الدقة} = \frac{\text{عدد الإشارات التي تم اقتطاع الدورة القلبية منها بشكل صحيح}}{\text{عدد الإشارات الكلي}}$$

وحصلنا على القيم المبينة بالجدول (1) الذي يعطي الدقة لكل حالة من الحالات السبع على حدة بالإضافة إلى الدقة الكلية للحالات جميعها، كما يبين الزمن الذي استغرقته المنظومة لاقتطاع الدورة القلبية الواحدة لكل حالة.

الجدول (1) تقييم أداء النظام الإلكتروني من خلال قيم الدقة وزمن التنفيذ

الحالة	الدقة	زمن تنفيذ المنظومة لاقتطاع الدورة القلبية الواحدة
الطبيعية (N)	%100	1.98 sec
تضيق الصمام أبهري (AS)	%100	2.9 sec
قصور الصمام الأبهري (AR)	%100	2.7 sec
تضيق الصمام التاجي (MS)	%93	2.78 sec
قصور الصمام التاجي (MR)	%100	2.2 sec
تضيق الصمام الرئوي (PS)	%80	2.16 sec
قصور الصمام الرئوي (PR)	%100	2.15 sec
جميع الحالات السبعة	%96.14	---

وكانت نتائج الدقة لدى اختبار النظام الإلكتروني المدمج مطابقة لتلك التي

حصلنا عليها في بحثنا السابق [1] المنفذة حاسوبياً فقط (ضمن بيئة MATLAB).

#### 4. المقارنة مع الأبحاث السابقة:

اقتصرت أغلب الأبحاث السابقة في مجال اقتطاع الدورة القلبية من إشارة

أصوات القلب على الحاسب فقط ولخمس حالات على الأكثر، ففي البحث [2]

اقتصرت العمل على خوارزمية آلية ضمن الحاسب تعالج اقتطاع الإشارة ذات الحالة

الطبيعية حيث اعتمدت آلية الاقتران على الشبكة العصبونية ذات التأخير الزمني، أما البحث [3] فاقتران على الحاسب في تنفيذ خوارزمية اقتران آلية تعالج ثلاث حالات من الإشارة حيث اعتمدت تلك الخوارزمية على تقنية الفرز الطيفي، بينما اقتصر البحث [4] على خوارزمية اقتران آلية ضمن الحاسب لخمس حالات من الإشارة حيث اعتمدت آلية الاقتران على حساب الارتباط الذاتي لكل من غلاف طاقة شانون والمخطط الطيفي، أما البحث [5] اقتصر على الحاسب في تنفيذ خوارزمية اقتران آلية تعالج خمس حالات من الإشارة من خلال معالجة غلاف شانون للإشارة وفق طريقة تعتمد على حساب القمم والفترات الزمنية بينها. وتميز بحثنا بأنه قام بتنفيذ خوارزمية اقتران آلية ضمن نظام إلكتروني مدمج تعالج سبع حالات من الإشارة، تتضمن تلك الخوارزمية مرحلتين: الأولى مرحلة حساب غلاف الإشارة وتنعيمه أما الثانية فهي مرحلة تحديد الدور باستخدام طريقة القيمة المتوسطة المتحركة.

## 5. الخاتمة والتوصيات:

قمنا في هذا البحث بتصميم وتنفيذ نظام إلكتروني مدمج بالاعتماد على Raspberry Pi لاقتران دورة قلبية واحدة من إشارة أصوات القلب لسبع حالات (حالة طبيعية وست حالات مرضية للصمامات القلبية) وذلك من خلال تنفيذنا لخوارزمية اقتران آلية (قد اقترحناها في بحثنا السابق [1] ضمن الحاسب فقط). حيث قمنا ببرمجة تلك الخوارزمية باستخدام لغة بايثون، وبناء تابع فرعي لتنعيم الإشارة، ومحاكاتها ضمن بيئة Spyder ومن ثم قمنا باختبارها ضمن النظام الإلكتروني المدمج الذي يتكون من لوحة Raspberry Pi 3B+ وشاشة إظهار لعرض النتائج، كما قمنا ببناء واجهة برمجية لتلك الخوارزمية باستخدام بايثون ومحاكاتها ضمن بيئة Spyder، حيث تسمح هذه الواجهة باستخلاص الدورة القلبية وحساب زمنها وبالتالي تساعد في عملية اختبار المنظومة. نتيجة اختبار نظامنا الإلكتروني المدمج من خلال تلك الواجهة على إشارات مرجعية لأصوات القلب للحالات السبع حصلنا على دقة اقتران (96.14%) مطابقة لتلك التي حصلنا عليها حاسوبياً في بحثنا السابق [1]. وتميز عملنا مقارنةً مع الأعمال السابقة بتنفيذه لخوارزمية اقتران آلية عملياً باستخدام

نظام إلكتروني مدمج ولسبع حالات من الإشارة، في حين اقتصرت أغلب الدراسات السابقة على خوارزميات اقتطاع ضمن الحاسب ولخمس حالات من الإشارة على الأكثر. وكعمل مستقبلي سوف نقوم ببناء منظومة إلكترونية لمعالجة الدورة القلبية الواحدة من الإشارة بغرض استخلاص السمات منها وتصنيف الحالة المرضية من خلال تصميم شبكة ذكاء صناعي وذلك بالاعتماد على Raspberry Pi بغية بناء منظومة كاملة لتشخيص أمراض صمامات القلب.

### References

- [1] O. ALBASHA, et al., “Development of an Automatic Algorithm for One Heart Cycle Segmentation from phonocardiography (PCG)”, Res. J. of Aleppo Univ, Engineering Science Series No.147, 2019.
- [2] Houman Ghaemmaghami, et al., ” Automatic Segmentation and Classification of Cardiac Cycles Using Deep Learning and a Wireless Electronic Stethoscope”, 2017 IEE, pp.210-213.
- [3] Sangita Das, Saurabh Pal, Madhuchhanda Mitra, “Automated Fundamental Heart Sound Detection using Spectral Clustering Technique”, 2017 IEEE Calcutta Conference (CALCON).
- [4] D. Nunes, P. Carvalho, J. Henriques and C. Teixeira, “Pattern Discovery and Similarity Assessment for Robust Heart Sound Segmentation”, 978-1-5090-2809-2/17/\$31.00 ©2017 IEEE.
- [5] Ashwin R. Jadhav1, Arun G. Ghontale and Anirudh Ganesh, “Heart sounds Segmentation and Classification using Adaptive Learning Neural Networks”, international Conference on Signal Processing and Communication (ICSPC'17) – 28th & 29th July 2017.
- [6] Jake VanderPlas, “Python Data Science Handbook”, O'Reilly Media, 1st Edition, 2016.
- [7] Dr. Yuxing Yan,” Hands-On Data Science with Anaconda”, Packt Publishing, 2018.
- [8] DR. DEREK MOLLOY,” Exploring Raspberry Pi”, Wiley, 1st Edition, 2016.
- [9] Alan D. Moore, “Python GUI Programming with Tkinter”, Packt Publishing, 2018.
- [10] [http://www.med.umich.edu/lrc/psb\\_open/html/repo/primer\\_heartsound/primer\\_heartsound.html](http://www.med.umich.edu/lrc/psb_open/html/repo/primer_heartsound/primer_heartsound.html).

- [11] I.eGeneralMedical, "Cardiac Auscultation of Heart Murmurs /CD- User License Download Only", Egeneralmedical.com, 2016.
- [12] "Classifying Heart Sounds Challenge", Peterjbentley.com, 2016.[Online].Available:<http://www.peterjbentley.com/heartchallenge>.
- [13] C. Liu, Q. Li, B. Moody et al., "An open access database for the evaluation of heart sound algorithms," Physio logic signals bank, 2016.