

## اختيار الموجة الأم المناسبة للتحويل المويجي - تطبيق على معالجة إشارة ECG -

د. م. ياسر سعيد خضرا<sup>(1)</sup>

### المخلص

يُعَدُّ التحويل المويجي من أكثر التقنيات تقدماً في مجال معالجة الإشارة الرقمية، بواسطته يمكننا إعادة تمثيل الإشارة بمستويات مختلفة الميز، إذ إن كل مستوي يتكون من إشارة تقريبية متوسطة، وإشارة أخرى تسمى الإشارة التفصيلية، ومن ثم يمكن إعادة تحليل الإشارة التقريبية في مستوي محدد إلى إشارة تقريبية جديدة وإشارة تفصيلية، وهكذا دواليك للوصول إلى مستوي التحليل المناسب. يمكن استخدام هذه المستويات المختلفة من التمثيل لإنجاز معظم مهمات معالجة الإشارة الأساسية مثل الضغط، وإزالة الضجيج أو تحسين الإشارات المسجلة أو الصور المستحصلة بالطرائق المختلفة.

يوجد أنواع عديدة من التوابع المويجية الأساسية، أو ما يطلق عليها بالموجات الأم التي يمكن استخدامها كأساس في التحويل المويجي. السؤال الذي نحاول الإجابة عنه في هذا البحث: كيف يمكننا اختيار النوع الأنسب من هذه الموجات بما يناسب طبيعة الإشارات المطلوب معالجتها؟

غرض في هذا البحث تطبيق عملي على كيفية اختيار الموجة الأم الأنسب لمعالجة إشارة القلب الكهربائية كمثال عن الإشارات الحيوية الشائعة الاستخدام في الحقل الطبي. علماً بأن ما غرض من منهجية عمل يمكن تطبيقه على أي نوع من الإشارات غير العشوائية لتحليلها ومعالجتها باستخدام التحويل المويجي.

لإنجاز هذا البحث استخدمت مجموعة عينات معيارية لإشارة القلب الكهربائية مأخوذة من قاعدة المعطيات العالمية [www.physionet.org](http://www.physionet.org) التي تحتوي على نماذج كثيرة من الإشارات الحيوية الرقمية التي يستخدمها الباحثون في هذا المجال لاختبار خوارزمياتهم وتطوير بحوثهم. اختيرت هذه الإشارات بحيث تحوي على نماذج مختلفة من الإشارات منها الطبيعي ومنها غير الطبيعي الذي يمثل حالات مرضية معروفة، والإشارات المستخدمة مختلفة من حيث الميز والطول ودرجة الضجيج المترابك عليها. أجريت الاختبارات العملية على 7 مجموعات من الموجات الأم الأكثر استخداماً في التحويل المويجي المستمر والمتقطع التي تحتوي على 89 نوعاً مختلفاً من الموجات الأم بهدف معرفة أنسبها لتحليل إشارة القلب الكهربائية. قُيِّمَت النتائج التي حصلنا عليها كمياً وكيفياً، وأظهرت النتائج أن الموجة الأم **bior3.1** هي الأكثر ملائمة لهذا النوع من الإشارات.

الكلمات المفتاحية: تخطيط القلب الكهربائي ECG، التحويل المويجي، الموجات الأم.

<sup>(1)</sup> مدرس، قسم الهندسة الإلكترونية والاتصالات، كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية، جامعة البعث، حمص، سورية.

## Selection of the Suitable Mother Wavelet for Wavelet Transform – Application on the ECG Processing

Dr. Eng. Yasser Said KHADRA<sup>(1)</sup>

### Abstract

One of the advanced transformations used in the digital signal processing is the wavelet transform, by which we can represent the digital signal into multiresolution levels. Each level of the representation consists of two signals, the first is an approximation average signal and the second is a detailed signal, each approximation signal can be transformed in the next level of analysis into new two sub-signals: an approximation and detailed signals. These multiresolution levels of details can be used for a wide variety of fundamental signal processing tasks, such as compression, removing noise or enhancing a recorded sound or image in various ways. There are many types of wavelet basis (mother wavelets) can be used as a basis of wavelet transform.

The main purpose of this article is to answer the following question: how can we choose the correct mother wavelet for wavelet transform of a specific kind of signals?

We propose, in this article, a methodology of choose the suitable mother wavelet for a specific kind of signals, we focus in the application on the ECG signals which are the most commonly used in this medical field. The methodology presented in this article is applicable for wavelet transform to process and analyze any kind of non-random signals.

For this study, we used a set of standard ECG signals obtained from the international digital bio-signal databases "www.physionet.org". This database is used by researchers to test their algorithms and develop their researches in the bio-signal field. We used different kinds of normal and abnormal ECG signals with different duration and resolution.

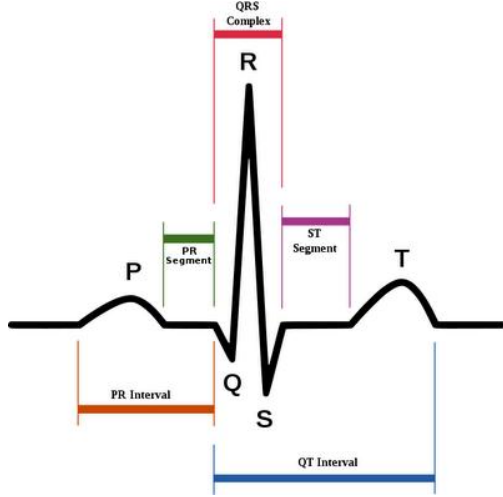
We have tested 7 groups of the most famous mother wavelets used in both continuous and discrete wavelet transform. These groups contain about 89 different type of mother wavelets. The main aim of this study is to select the correct wavelet for the ECG signal analysis by wavelet transform. Our results are evaluated using some qualitative and quantitative evaluation criteria used in the digital signal-processing domain, and we found that the bior3.1 is the most suitable mother wavelet for the used ECG Signals.

**Keywords:** Electrocardiogram ECG, Wavelet Transform, Mother Wavelet.

---

<sup>(1)</sup> Assistant Professor, Dep. of Electronics and Communications Engineering FMEE- , Al Baath University, Homs, Syria.

ساعة يتطلب حجم تخزين مقداره زهاء 40.78 ميغا بايت على القناة الواحدة، ومن ثم في أجهزة تخطيط القلب ذات الـ 12 قناة نحتاج إلى زهاء 489.44 ميغا بايت يومياً.



الشكل (1) الشكل المعياري لنبضة واحدة في إشارة الـ ECG

من أجل تخفيض حجم تخزين المعطيات، يجب استخدام بعض أساليب الضغط [3]، ويجب أن يكون الفرق بين الإشارة المضغوطة والإشارة الأصلية بحدوده الدنيا، فعلى سبيل المثال تعد نتيجة ضغط الإشارة الحيوية مقبولة إذا لم ينتج عن عملية الضغط تشوهات في الإشارة تغير شكلها، ومن ثم يستطيع الطبيب استحصال المعلومات نفسها من الإشارة المضغوطة كما في الإشارة الأصلية. وتبرز أهمية ضغط إشارة القلب الكهربائية حين التعامل مع أجهزة تخطيط القلب المحمولة Holter التي سوف تخزن إشارة القلب للمريض الحامل لها، وهو يمارس حياته الطبيعية عدة ساعات أو عدة أيام أحياناً، ومن الضروري أيضاً إيجاد الطريقة المثلى لضغط هذه الإشارات من أجل أن يصار فيما بعد لأرشفتها وتخزينها. كما أن الإشارات الحيوية الملتقطة من المجسات أو المنقولة عبر القنوات المختلفة السلكية منها واللاسلكية تتعرض للضجيج الذي يؤثر في جودتها، ومن ثم تعد عملية إزالة الضجيج وترشيح هذه الإشارات عملية ضرورية من أجل تحسينها وتثبيتها للتشخيص الطبي أو المعالجة اللاحقة، وخاصة في نظم اتخاذ القرار الطبي القائمة على مفاهيم الذكاء الصناعي والشبكات العصبية.

## 1. المقدمة:

يُعد الإنسان منبعاً للإشارات الحيوية biosignals التي تدل، وفقاً لطبيعتها وتغيراتها، على المراحل التي يمر بها الجسم البشري أو أحد أعضائه. إن هذه الإشارات هي ذات صفات كهربائية من حيث التردد والشكل والاستطاعة. يمكن الحصول عليها مباشرة من السطح الخارجي للجسم، أو أحد الأعضاء، أو من الأجزاء الداخلية في الجسم، أو بصورة غير مباشرة عن طريق الحساسات Sensors والمبدلات Transducers التي يمكن بواسطتها وبحسب تحويل الأفعال الميكانيكية أو الكيميائية أو الحرارية إلى قيم كهربائية يمكن معالجتها وإظهارها بهدف دراسة حالة العضو الحي. في بعض الحالات تتطلب دراسة الإشارات الحيوية للأعضاء الحية إعطاء وحدات إثارة Stimulation وتحليل رد الفعل العضوي على هذه الإثارة. تتنوع الإشارات الحيوية التي يمكن استحصالها من الجسم بحسب العضو المدروس وأهمها: الإشارات الكهربائية للعضلات EMG، والإشارات الكهربائية للدماغ EEG، للإشارات الكهربائية للعين EOG وحركتها ERG، والإشارات المغناطيسية للقلب وللدماغ MCG، MEG وغيرها. يعد القلب أنشط أعضاء الجسم على الإطلاق، إذ يبدأ بالخفقان في الشهر الأول من عمر الجنين، ويستمر مدى الحياة كمضخة للدم لتغذية خلايا الجسم وتنظيفها. يرتبط المخطط الكهربائي للقلب ECG بقياس الإشارات الكهربائية الناتجة عن النشاط الكهربائي للقلب التي يمكن الحصول عليها من مواضع محددة على سطح جسم الإنسان، وتسجيلها وتحليلها، إذ تقدم مساعدة كبيرة على التشخيص والتنبؤات بعمل المجموعة العضلية للقلب ومجموعة الإثارة الكهربائية فيه، وتجب الإشارة إلى أنه توجد 12 طريقة لاقتباس إشارة الـ ECG، ويعبر عنها في أجهزة تخطيط القلب الكهربائي بفتوات الجهاز. تتسم الأمواج المختلفة للمخطط الكهربائي للقلب بوجود نبضات إيرية بالنسبة إلى خط الصفر، وقد أعطيت هذه النبضات التسميات الاصطلاحية الآتية P, Q, R, S, T, U (الشكل 1).

من أجل تسجيل إشارات القلب الكهربائية، خلال مدد زمنية مختلفة، لابد من تخزين كمية كبيرة من المعطيات. فعلى سبيل المثال، إن تسجيل إشارة القلب الكهربائي لمريض بمعدل اعتيان 389 هرتزاً وبدقة معلومات مقدارها 11 بت/عينة، ولزمن مقداره 24

إذ يدعى  $s$  بمتغير المقياس أو التدرج، في حين يدعى  $t$  بمتغير النقل. لاحقاً تُستخدم مجموعة المعاملات هذه من أجل معالجة الإشارة وتحسينها، ومن ثم إعادة بنائها باستخدام التحويل المويجي العكسي. يوجد أنواع عديدة من الموجات التي يمكن استخدامها في التحويل المويجي، ولكل منها خصائصه الزمنية والمطالية [2]. تعرّف المعادلتان السابقتان التحويل المويجي المستمر Continuous Wavelet Transform الذي يرمز له اختصاراً بـ CWT. من أجل المعالجة الرقمية المنقطعة للإشارات يُستخدم التحويل المويجي المنقطع Discret Wavelet Transform الذي يرمز له اختصاراً بـ DWT.

إن الفرق الأساسي بين التحويل المويجي المنقطع والتحويل المستمر، هو أن التحويل الأول يستخدم عدداً محدداً من المستويات بدلاً من إجراء التحويل من أجل المستويات كلها، كما في التحويل المستمر، ويكون ذلك عن طريق اختيار مسافات زمنية في الإشارة، وينتج عن التحويل كمية كافية من المعلومات، بحيث يكون زمن الحساب قليلاً ومع الحفاظ على المعلومات الأساسية الواصفة للإشارة (أي دون خسارة معلومات مهمة).

إن معاملات التحويل المويجي المنقطع التي يرمز لها بـ  $C(j, k)$  تشير إلى مقدار الترابط بين الإشارة الرقمية المنقطعة  $x(n)$  والموجة الأم  $\psi_{j,k}(n)$  عند المستوى  $j$  والموضع  $k$  و تعطى بالعلاقة الآتية:

$$C(j, k) = \sum_{n \in \mathbb{Z}} x(n) \cdot \psi_{j,k}(n)$$

$$\psi_{j,k}(n) = 2^{-j/2} \cdot \psi(2^{-j}n - k)$$

في الواقع العملي، يمكن الحصول على هذه المعاملات باستخدام مجموعة متتابعة من مرشحات التمرير المنخفض LPF ومرشحات التمرير المرتفع HPF؛ وهذا ما يسمى بشجرة التحليل المويجية، أو شجرة مالات Mallat's tree [1,2] (الشكل 2).

يعطي مرشح التمرير العالي العوامل التفصيلية  $d_j$  إذ يشير الدليل  $j$  إلى مستوى التحليل. نحصل عند كل مستوى على  $2^j$  معاملات، إذ إن  $N$  هي عدد نقاط إشارة الدخل المقطعة  $x(n)$ ، في حين يعطي مرشح التمرير المنخفض العوامل التقريبية  $a_j$ . ويلاحظ في شجرة مالات أنه في كل مرحلة من مراحل التحليل يجري التعامل مع نصف عدد نقاط المرحلة السابقة،

هناك عدة طرائق لمعالجة الإشارة وتحليلها كالضغط وإزالة الضجيج وتحسين الإشارة وترشيحها، ولكل من هذه الطرائق مبدأه الفيزيائي ونموذجه الرياضي الخاص، وبالنتيجة له إيجابياته وسلبياته وفقاً لمعايير هندسية معتمدة في تقييم نتيجة المعالجة [3, 8, 10]. فقد أجمع عدد من الباحثين على أن طريقة الضغط القائمة على استخدام التحويل المويجي Wavelet Transform هي من أفضل الطرائق، وأكثرها دقة، وحفظاً للمعلومات الأساسية في الإشارة المضغوطة [8]. فضلاً عن استخدامه في الضغط يستخدم التحويل المويجي في عدد من التطبيقات المختلفة على الإشارات والصور التي أهمها إزالة الضجيج المتركب على هذه الإشارات وغيرها من التطبيقات التي تتطور يوماً بعد يوم [1]. في هذا البحث، ركّزنا اهتمامنا على اختبار الأنواع المختلفة للموجات المستخدمة في هذا التحويل من أجل معرفة أنسبها لمعالجة إشارات القلب الكهربائية التي يختلف شكلها باختلاف حالة قلب الإنسان المستحصلة منه.

## 2. التحويل المويجي Wavelet Transform:

يعدّ التحويل المويجي من أهم وأحدث التحويلات التي يمكن استخدامها في عدد من التطبيقات العملية لمعالجة الإشارة الرقمية [1]. إذ نستطيع بواسطة هذا التحويل أن نحلل الإشارة (الصورة أو الصوت مثلاً) إلى مجموعة من المستويات متعددة الدقة Multiresolution في كل من المجالين الترددي والزمني، من أجل إنجاز هذا التحويل استُخدمت مجموعة من الموجات الأم mother wavelets ذات أنواع ومطالات زمنية مختلفة. وتعرف الموجة بأنها إشارة محدودة الطول الزمني وتمتلك قيمة متوسطة تساوي الصفر. رياضياً يقوم التحليل المويجي على طي الإشارة المراد معالجتها  $f(x)$  مع تابعين، الأول: هو تابع الموجة الذي يرمز له بـ  $\psi(x)$  من أجل الحصول على مجموعة من المعاملات coefficients التي تسمى بالمعاملات التفصيلية  $D(s, t)$ ، والثاني: هو تابع المقياس الذي يرمز له بـ  $\phi(x)$  من أجل الحصول على المعاملات التقريبية  $A(s, t)$  ويعبر عن ذلك رياضياً بما يأتي:

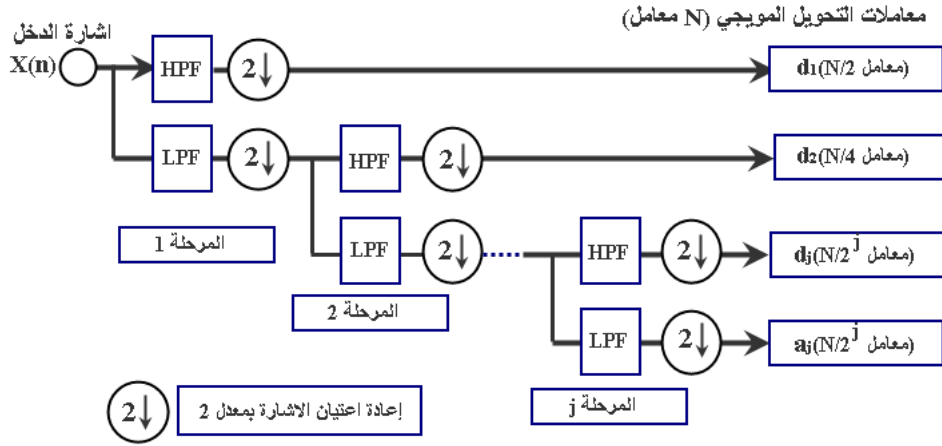
$$D(s, t) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) \psi_{s,t}(x) dx$$

$$A(s, t) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) \phi_{s,t}(x) dx$$

السابقة على مرشحات تركيب ذات تمرير منخفض ومرتفع، ومن ثم تجمع، وتستمر هذه العملية بعدد مراحل التحليل نفسها حتى الحصول على الإشارة الجديدة المعاد بناؤها. وتجرى عملية معالجة الإشارة في مرحلة بينية تلي مرحلة التحليل وتسبق مرحلة التركيب.

وهو ما يسهم في تسريع عملية التحليل، ونحصل في النهاية على عدد من المعاملات تساوي عدد نقاط إشارة الدخل  $N$ .

ويجري الحصول على الإشارة الأصلية بالتجميع المتسلسل للعوامل الناتجة سابقاً كلها (العوامل التقريبية والعوامل التفصيلية) بدءاً من آخر مرحلة تحليل أنجزت. تجري عملية إعادة التركيب بإدخال العوامل



الشكل (2) مخطط توضيحي لآلية إنجاز التحويل المويجي السريع

المقياس  $\phi(x)$ . ومن أجل المزيد من المعلومات عن هذه الأنواع والعلاقات الرياضية الواسعة لكل من التوابع المعرفة لها ننصح بالاطلاع على [2, 12].

### 3. الطريقة المستخدمة لمعالجة الإشارة وطرائق تقييم النتائج:

كما وضحنا سابقاً ينتج عن عملية تحليل الإشارة الرقمية باستخدام التحويل المويجي المتقطع مجموعتان من المعاملات (معاملات تفصيلية ومعاملات تقريبية)، كل مجموعة من هذه المعاملات تمثل إشارة بعرض مجال مناسب. تملك المعاملات التقريبية المطال الأعلى. وهي تنتمي إلى مركبات التردد الأدنى، وتحمل معظم الطاقة في الإشارة، وعلى النقيض فالمعاملات التي تنتمي إلى الترددات العالية (غالباً ما تكون المعاملات التفصيلية في مستويات التحليل العليا) تملك مطالات منخفضة ومن ثمّ فالمعلومات التي تمثلها لا تكون ذات أهمية عالية في الإشارة، وتشارك مع الضجيج المترابك على الإشارة المدروسة. لذلك، من حيث المبدأ يمكننا إهمال بعض المعاملات التفصيلية التي تكون قيمتها المطلقة قريبة من الصفر، دون المساس بجودة الإشارة، وهكذا يتم الحصول على

في مجال ضغط الإشارات وإزالة الضجيج منها، يستخدم التحويل المويجي من أجل تقليل كمية المعلومات ذات مستوى الأهمية الأدنى التي تحملها الإشارة دون المساس بالمعلومات ذات مستوى الأهمية الأعلى، والهدف من ذلك هو تخفيض الحجم التخزيني لها، وتسريع زمن معالجتها في حالة الضغط، وترشيح هذه الإشارة وتصفيته في حال إزالة الضجيج [10, 12]. عملياً يجري ذلك عن طريق إعادة بناء الإشارة بعد إجراء عمليات تعتیب Thresholding على المعاملات التفصيلية بحيث تُسبب قيمة الصفر إلى المعاملات التي قيمتها أدنى من قيمة عتبة معطاة [7].

هناك عدد من أنواع الموججات التي يمكن استخدامها لإجراء التحويل المويجي المستمر والمتقطع. أهم هذه الموججات التي تستخدم لنوعي التحويل هي: Haar, Daubechies, Symlets, Biorthogonal, Reverse Biorthogonal, Coiflets, Meyer وغيرها (مع ملاحظة أنه توجد أنواع أخرى لا يمكن استخدامها من أجل التحويل المويجي المتقطع، وإنما فقط من أجل التحويل المستمر). تختلف عن بعضها بطريقة تعريف تابع الموجة الأم  $\psi(x)$  وتابع

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x_{ori}(n) - x_{rec}(n))^2}{\sum_{n=1}^N x_{ori}(n)^2}} \times 100\%$$

إذ إنَّ  $x_{ori}(n)$  هي الإشارة الأصلية و  $x_{rec}(n)$  تمثل الإشارة الناتجة عن المعالجة بعد إعادة بنائها.

لسوء الحظ، يُعدُّ PRD من الواصفات العامة التي تستخدم لتقييم الفرق بين الإشارات، وهو لا يظهر الفروقات الدقيقة بين الإشارتين عند مواضع زمنية مختلفة، ولكن يعطي فكرة عامة عن مقدار الاختلاف التراكمي بينهما. وفي معظم الأحيان تُقاس القيمة العظمى للفرق المطلق بين الإشارة الناتجة عن المعالجة والإشارة الأصلية.

من المعايير الأخرى التي لا تقل أهمية عن ال-PRD، وتعبّر أيضاً عن مدى التشابه العام بين الإشارة المعالجة والإشارة الأصلية، هو النسبة المئوية لطاقة الإشارة المعالجة مقارنة بالإشارة الأصلية، أو ما سنصطلح عليه بالطاقة المحفوظ بها Retained Energy التي سنرمز لها بـ  $R_E$  وتعطى بالعلاقة الآتية:

$$R_E = \frac{E_{rec}}{E_{ori}} = \frac{\sum_{n=1}^N x_{rec}(n)^2}{\sum_{n=1}^N x_{ori}(n)^2} \times 100\%$$

إذ إنَّ  $E_{ori}$  هي طاقة الإشارة الأصلية، و  $E_{rec}$  هي طاقة الإشارة المعالجة.

كما أشرنا سابقاً بنتيجة تحليل الإشارة بواسطة التحليل المويجي نحصل على مجموعة من المعاملات  $C(j,k)$  عددها  $N$  يساوي عدد نقاط الإشارة الأصلية، كل معامل يمثل درجة الترابط Correlation بين الموجة الأم المستخدمة  $\psi(n)$  والإشارة الأصلية  $x$  عند مستوي المقياس  $k$  والموضع  $j$ . وكلما ارتفعت قيمة هذا المعامل كان الترابط كبيراً بين الموجة والجزء المدروس من الإشارة؛ وهذا يعني أن درجة التشابه كبيرة بينهما ومن ثمَّ فالموجة الأم تكون ملائمة للجزء الموافق لها من الإشارة بشكل جيد. إن المعيارين السابقين اللذين وصفا سابقاً يستخدمان في حال كان هناك معالجة للإشارة، وتُقارن الإشارة قبل المعالجة وبعدها وتُكمَّم مقدار الفرق بينهما، أما في عملنا فلن تكون هناك معالجة للإشارة تتغير بموجبه من شكل إلى آخر، وإنما تحليل للإشارة إلى مستويات مختلفة، ومن هذا المنطلق فإن المعيارين السابقين لن يفيدوا في تقييم النتائج. لتقييم نتائج التحليل وسنكون بحاجة إلى

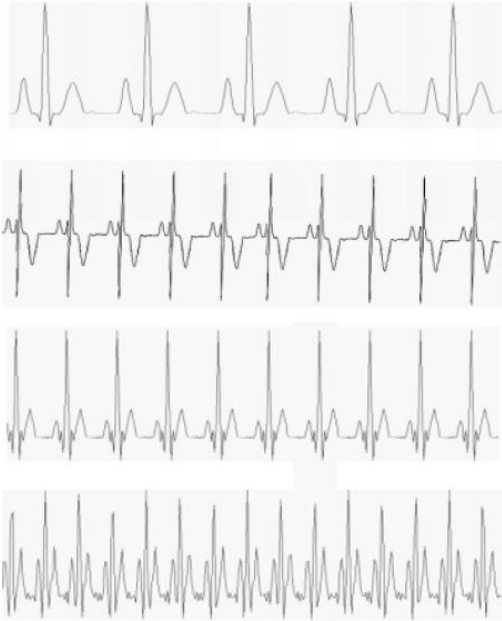
الضغط والترشيح، ولا تظهر أي آثار أو تشوهات على شكل الإشارة المعاد بناؤها.

تُحوّل قيمة المعامل التفصيلي في أحد المستويات (أو في جميعها) إلى الصفر، إذا كانت القيمة المطلقة له أقل من قيمة عتبة محددة Threshold، وتدعى هذه الطريقة بالعتيب Thresholding [3, 7, 9]. تجب الإشارة هنا إلى أنه يوجد نوعان من العتبات التي يمكن استخدامها في هذا النوع من التحويل هي: العتبة القاسية Hard threshold إذ تُصَفّر فيها القيم ما دون العتبة، ويحافظ على القيم الأعلى من العتبة بشكل حدي، العتبة الناعمة Soft threshold وتنتهي فيها القيم ما دون العتبة إلى الصفر بشكل تدريجي، ويحافظ على القيم الأعلى من العتبة [4].

من المهم جداً اختيار قيمة عتبة (أو مجموعة عتبات) مناسبة. فعلى سبيل المثال في مجال ضغط الإشارة، فالعتبات ذات القيم المرتفعة تقود إلى نسبة ضغط Compression ratio جيد جداً، لكن يظهر نتيجة استخدامها تشوه في شكل الإشارة المعاد بناؤها [6]. أما قيم العتبات الصغيرة فتقود إلى نسبة ضغط منخفضة وبالمقابل تكون الإشارة المعاد بناؤها أكثر شبيهاً بالإشارة الأصلية. ومن ثم يكون اختيار قيمة العتبة بإيجاد التوافق بين نسبة الضغط المراد الحصول عليها وجودة الإشارة المضغوطة. من أجل تقييم جودة الإشارة الحيوية الناتجة عن المعالجة اقترح الباحثون المختصون في هذا النوع من التطبيقات نوعين من التقييم: التقييم الكيفي Qualitative evaluation، والتقييم الكمي Quantitative evaluation. يعتمد التقييم الكيفي على نظرة الخبير إلى شكل الإشارة الناتجة بعد معالجتها مقارنة بالإشارة الأصلية، يكون التقييم إيجابياً إذا تمكن معالج الإشارة من الحصول على المعلومات نفسها من الإشارة الناتجة عن المعالجة مقارنة مع الإشارة الأصلية وتنخفض جودة الإشارة إذا نتج عن عملية المعالجة تغيير في شكل الإشارة ينتج عنه اختفاء بعض المعلومات المهمة أو ظهور تشوهات في الإشارة. أما التقييم الكمي فيكون من خلال مجموعة من القياسات الكمية بهدف تحديد جودة الإشارة المعاد بناؤها بعد المعالجة. القياس الأكثر استخداماً هو النسبة المئوية للجذر التربيعي لمتوسط مربعات الفروق Percentage Root mean square Difference الذي يرمز له اختصاراً بـ PRD التي تعطى بالمعادلة الآتية [5]:

الغاية من هذه الدراسات تحديد الموجة الأم المثلى ولم تُعرض آلية واضحة لمقارنة النتائج.

في بحثنا هذا قمنا باستخدام 140 إشارة قلب كهربائية معيارية تمثل حالات سليمة ومرضية مختلفة. تم الحصول على هذه العينات من قاعدة المعطيات العالمية [www.physionet.org](http://www.physionet.org) التي تحتوي أعداداً كبيرة من الإشارات الحيوية الرقمية التي يستخدمها الباحثون في هذا المجال لاختبار خوارزمياتهم، وتطوير بحوثهم. يبيّن الشكل (3) بعض العينات من الإشارات المستخدمة في هذا العمل المأخوذة من قاعدة المعطيات [www.physionet.org](http://www.physionet.org).



الشكل (3) عينات من الإشارات المستخدمة

استُخدم في هذا البحث الماتلاب MATLAB من أجل صياغة الترميزات البرمجية اللازمة لإنجاز هذا العمل مستفيدين من إمكانيات برنامج الماتلاب، وخاصة في مجال معالجة الإشارة Signal processing وصندوق الأدوات الخاص بالتحويل المويجي Wavelet Toolbox.

أُجريت التجارب باستخدام 89 موجة أم مختلفة، هذه الموجات مصنفة ضمن 7 مجموعات. اختيرت هذه المجموعات بحيث يمكن استخدامها في كل من التحويل المويجي المستمر والمتقطع (مع ملاحظة أنه يوجد أنواع كثيرة من الموجات الأم قابلة للاستخدام في أحد هذين التحويلين وليس في كليهما). يبيّن الجدول (1) الموجات كلها التي استُخدمت في هذا البحث، موضحاً فيه الاسم العلمي المتعارف عليه

معيّار جديد يمكننا من التفريق بين الموجات المستخدمة في التحويل المويجي من حيث ملائمتها للإشارة المدروسة. انطلاقاً من أن المعاملات الناتجة عن تحليل الإشارة باستخدام التحليل المويجي في المستويات المختلفة ما هي إلا مقادير التشابه بين جزء من الإشارة المدروسة في الموضع والمقياس مع الموجة الأم المستخدمة في التحليل، اقترح معيار للتشابه أسميناه واصف التشابه Resemblance Descriptor الذي سنرمز له اختصاراً بـ RD ونعرفه كما يأتي:

$$RD(k) = \sum_{j=1}^N C(j, k)$$

إذ إن  $N$  هي عدد نقاط الإشارة المدروسة،  $k$  يرمز لمستوى التحليل، و  $j$  يشير إلى ترتيب العينة المدروسة من الإشارة، و  $C$  هي قيمة معامل التحويل المويجي في الموضع والمقياس المحددين، ومن ثمّ الموجة الأم الأفضل هي التي تحقق القيمة الأعلى لوصف التشابه RD. يعدّ RD أيضاً من الواصفات العامة لعملية التحليل والفرق الرئيس بينه وبين الواصفات السابقة أنه يقيم درجة ملائمة الموجة الأم للإشارة المدروسة، ويمكننا استخدامه من أجل مقارنة الموجات المستخدمة ببعضها بعضاً، كما أنه يناسب الهدف الذي نبحث عنه في دراستنا، في حين أن الواصفين السابقين لا يساعدان في تقييم نتائجنا.

عُولج هذا الموضوع سابقاً في عدد قليل من الأوراق العلمية المهمة في هذا المجال، وأوردنا أحدثها وأكثرها قرباً من موضوع هذا البحث [13, 14]. في الدراسة المنشورة في الورقة البحثية [14] قام الباحثون بمقارنة 4 أنواع من الموجات الأم من أجل معالجة 15 إشارة قلب كهربائي من أصل 48 مسجلة من مرضى حقيقيين بمدّة 30 ثانية لكل إشارة، ولم تُعط الدراسة أولوية لإحدى الموجات الأم عن غيرها إذ ناسب كل زوج منها مجموعة من الإشارات. في البحث [14] قام الباحثون باستعراض أربع دراسات تناولت استخدام التحويل المويجي من أجل إزالة الضجيج من إشارات القلب الكهربائية، وتحديد الموجة QRS، وجرى في ذلك البحث التطرق إلى موضوع اختيار الموجة الأم في كل من الدراسات الأربع، ولم تظهر المقارنة أي أفضلية مطلقة لنوع محدد من الموجات الأم التي استخدمت في الدراسات لمعالجة إشارة القلب الكهربائية، إذ لم تكن

في البداية أُجريت التجارب على مجموعة موجيات Daubechies التي تتألف من 44 موجة. إذ حُللت الإشارات المستخدمة في البحث (140 إشارة ECG) 44 مرة في كل مرة نستخدم موجة مختلفة في التحويل المويجي وعند كل مستوى. ثم كررنا هذه العملية 10 مرات بعدد مستويات التحليل المختبرة. أخيراً، حُدِّت الموجة الأم التي أعطت بنتيجة التحليل أعلى قيمة لوصف التشابه عند كل مستوى RD، التي عددنا أنها الموجة الأكثر ملاءمة لتحليل إشارات الـ ECG عند المستوى المعطى. كررنا الخطوات السابقة بالنسبة إلى مجموعات الموجيات الأخرى المستخدمة في البحث كلها.

يبين الشكل (4) النتائج التي حصلنا عليها بالنسبة إلى مجموعات الموجيات التي استخدمت في هذه المقالة كلها، إذ يعرض كل جزء من هذا الشكل مجموعة من الأعمدة تمثل هيستوغراماً لمجموعة الموجيات المدروسة، في هذا الهيستوغرام يقسم المحور الأفقي إلى 10 تدرجات، كل منها يمثل أحد مستويات التحليل، أما المحور العمودي فيمثل النسبة المئوية لعدد المرات التي أعطت فيها الموجة الأم أعلى قيمة لوصف التشابه عند هذا المستوى، إذ تُحسب هذه النسبة بقسمة عدد الإشارات التي وافق فيها أن كانت الموجة المعطاة هي الموجة الأكثر ملاءمة على عدد الإشارات الكلي في التجربة، أما اسم الموجة فيعرض في أعلى العمود الموافق لكل مستوى.

فعلى سبيل المثال في المستوي الخامس من التحليل بواسطة التحليل المويجي عند استخدام موجيات مجموعة Daubechies كانت الموجة الأكثر ملاءمة هي db2 إذ إنَّ هذه الموجة أعطت أعلى قيمة لوصف التشابه في 57% من الإشارات التي خضعت للتحليل.

نلاحظ من الشكل (4) أن الموجيات الأم المرشحة للاختبار اللاحق هي (db2, db3, db5) من مجموعة موجيات Daubechies، موجيات (sym1, sym3, sym8) من مجموعة Symlets، موجيات (Coif1, Coif5) من مجموعة Coiflets، موجة (bior3.1) من مجموعة Biorthogonal Splines، موجيتي (rbio3.1, rbio5.5) من مجموعة Reverse Biorthogonal، فضلاً عن كل من haar و dmey لأنهما وحيدتان في مجموعاتهم. ومن ثمَّ ركَّزنا اهتمامنا على هذه الموجيات في الخطوة الأخيرة من هذه الاختبار.

لمجموعة الموجيات والأنواع الفرعية المشتقة منها. كما هو مصطلح عليه في برنامج ماتلاب [9].

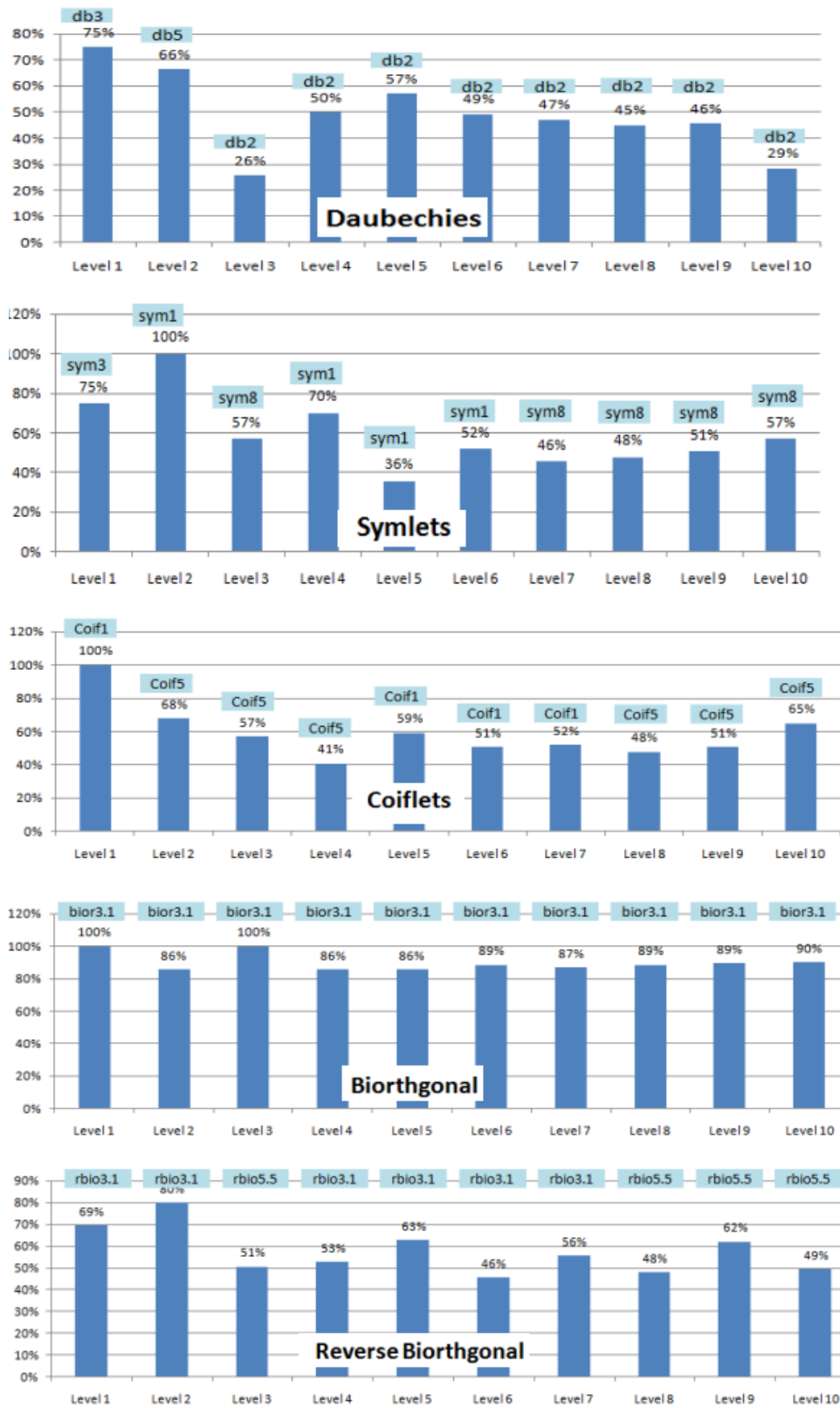
الجدول (1) الأنواع المختلفة للموجيات المستخدمة في البحث

مجموعة الموجيات الأم	الأنواع التفصيلية كما إصطلح عليها في ماتلاب
Haar	haar
Daubechies	db2, ..., db45
Symlets	Sym1, Sym2, Sym3, Sym4, Sym5, Sym6, Sym7, Sym8
Coiflets	Coif1, Coif2, Coif3, Coif4, Coif5
Biorthogonal Splines	bior1.1, bior1.3, bior1.5, bior2.2, bior2.4, bior2.6, bior2.8, bior3.1, bior3.3, bior3.5, bior3.7, bior3.9, bior4.4, bior5.5, bior6.8
Reverse Biorthogonal	rbio1.1, rbio1.3, rbio1.5, rbio2.2, rbio2.4, rbio2.6, rbio2.8, rbio3.1, rbio3.3, rbio3.5, rbio3.7, rbio3.9, rbio4.4, rbio5.5, rbio6.8
Meyer	dmey

#### 4. النتائج التجريبية:

لإنجاز العمل المطلوب، حُلِّت كل إشارة من مجموعة الإشارات التي استخدمت في هذا البحث (140 إشارة قلب معيارية) باستخدام التحليل المويجي المنقطع DWT وعند 10 مستويات من التحليل. من أجل إيجاد الموجة الأم المثلى لموضوع البحث، قمنا بإنجاز العمل على عدة مراحل. في كل مرحلة قمنا باختبار مجموعة واحدة من الموجيات الأم لمعرفة ما الموجيات الأكثر ملاءمة لإشارة القلب الكهربائية ضمن هذه المجموعة في كل مستوى من مستويات التحليل الـ 10. والهدف من هذه التجزيء هو حصر الاهتمام والمقارنة بين مجموعة صغيرة من هذه الموجيات. من أجل مقارنة درجة ملاءمة الموجيات لمجموعة الإشارات المدروسة في كل مستوى قمنا باستخدام واصف التشابه RD المشار إليه في الفقرة السابقة. والسبب وراء اختيارنا لتجزيء العمل على مراحل بدلاً من إجراء الاختبار على مرحلة واحدة تشترك فيها الموجيات جميعها، هو أننا نريد معرفة مقدار الاختلاف بين عناصر كل مجموعة من الموجيات في درجة موافقتها للإشارات المدروسة باستخدام الواصفات الكمية التي عرفناها سابقاً. علماً بأن النتيجة النهائية هي نفسها سواء إذا أُجريت المعالجة على مراحل، أو بمرحلة واحدة، وهذا ما تأكَّدنا منه تجريبياً.

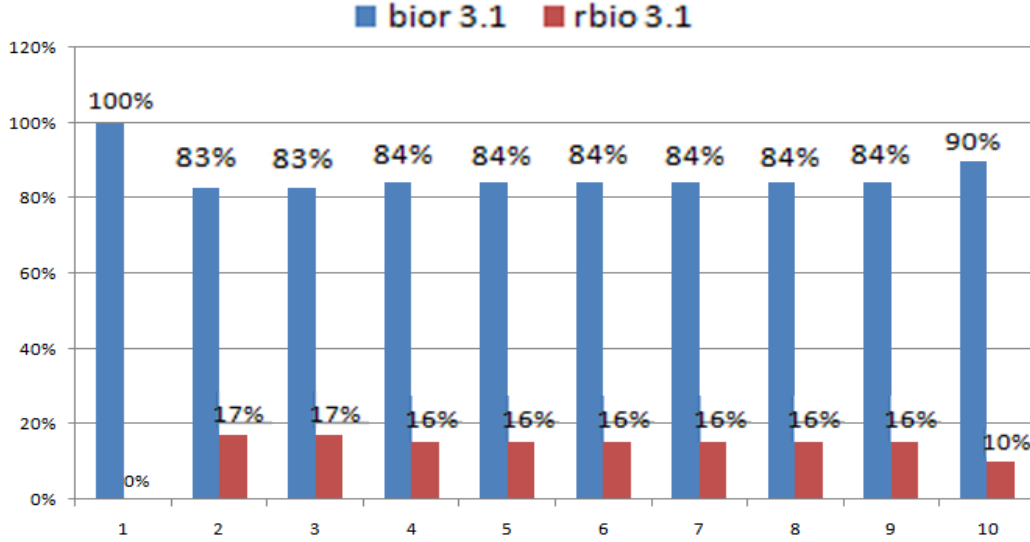




الشكل (4) نتائج مراحل التحليل بحسب المجموعات للمستويات الـ 10

أن هذه الموجة كانت هي الأكثر ملاءمةً بنسبة تراوح بين 83% إلى 100% لوصف التشابه في مستويات التحليل الـ 10 (الشكل 5)، في حين أن الموجة الأخرى التي ظهرت بأنها الموجة الأكثر ملاءمة في أقل من 17% من الإشارات هي الموجة rbio3.1. أما الموجات الأخرى فلم تستطع منافسة أي من الموجتين السابقتين، ولا في أي من المستويات الـ 10.

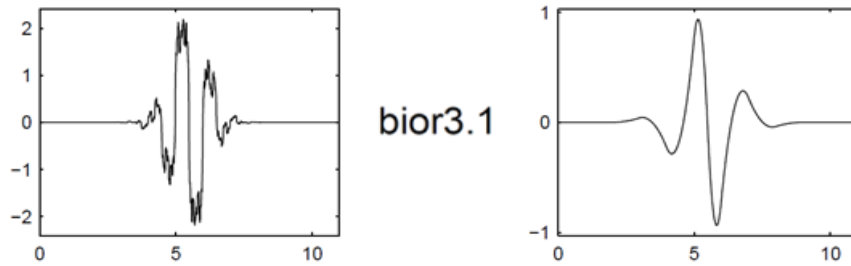
يبين الشكل (5) النتيجة النهائية التي حصلنا عليها باستخدام الموجات السابقة، إذ نلاحظ من الشكل (5) أن الموجة الأم Biorthogonal spline wavelet 3.1 التي يصطلح علي تسميتها في لغة الماتلاب بـ bior3.1 هي الموجة الأم الأكثر ملاءمة لتحليل إشارة القلب الكهربائيّة (في العينات المستخدمة في الدراسة) في المستويات كلها. إذ أظهرت النتائج التي حصلنا عليها



الشكل (5) النتائج النهائية التي حصلنا عليها للموجة الأم الأكثر ملاءمة لتحليل إشارات الـ ECG باستخدام التحويل المويجي

المعاكسة التي يصطلح عليها بعملية التركيب (إعادة البناء) Reconstruction. وتعرّف هاتان العمليتان بزوج التحويل المويجي أو التحويل المويجي والتحويل المويجي العكسي. يبيّن الشكل (6) شكل الموجة bior3.1 بمركبتها إذ تمثل الموجة اليسرى موجة عملية التحليل، والموجة اليمنى تمثل الموجة المستخدمة لعملية التركيب. مع الإشارة إلى أنه في الموجة rbio3.1 التي تنتمي إلى مجموعة Reverse Biorthogonal فإن هاتين الموجتين تتبادلان الأدوار.

وهذا يقودنا إلى أن الموجة bior3.1 هي الموجة الأم المثلى من أجل استخدامها لعمليات معالجة إشارات القلب الكهربائيّة المختلفة التي تعتمد على التحويل المويجي ما دامت عينات البحث التي اختبرناها تمثل مجموعة مختلفة من الإشارات المعيارية المأخوذة من قاعدة بيانات عالمية. تجب الإشارة هنا إلى أنه في التحويلات الموجية ثنائية التعامد Biorthogonal تُستخدم موجتان بدلاً من موجة واحدة، إحداهما لعملية التحليل (التفكيك) Decomposition، والأخرى للعملية



الشكل (6) شكل الموجة bior3.1

تجب الإشارة أخيراً إلى أنه بعد مراجعة الإشارات المستخدمة في هذا العمل لمعرفة ما سبب ظهور الموجة rbio3.1 كموجة أم مثلى فيما يقارب 17% من الحالات تبين أنها كانت ملائمة للإشارات ذات الضجيج العالي.

## 5. الخاتمة والمناقشة:

عرضنا في هذه المقالة طريقة اختيار الموجة الأم الأكثر ملائمة لتحليل إشارة القلب الكهربية ECG باستخدام التحويل المويجي. ما قدمناه في هذه المقالة يعدّ منهجية عامة يمكن تطبيقها على أي نوع من الإشارات. وتبرز أهمية هذا العمل عند التعامل مع الإشارات الحيوية كونها إشارات ذات طبيعة خاصة، وعند معالجتها يجب أن يبقى في الذهن دوماً أنها تحمل معلومات عن الحالة الفيزيولوجية للجسم، وأن تغيرات شكل الإشارة ومطالاتها يعكس تغيرات في الحالة الفيزيولوجية للعضو المدروس الذي ينتج عن آفات مرضية محددة. إن كل معالجة تقنية لهذه الإشارات تجب أن تكون في حالتها المثلى، ولا تؤدي إلى تشويهاها وتغيّر طبيعتها، ويكون هذا ضرورياً في أنظمة التشخيص واتخاذ القرار الطبي المؤتمتة. وبهذه الطريقة نكون قد قدمنا عرضاً للمنهجية المتبعة للإجابة عن التساؤل الأول الذي يمكن أن يطرحه أي باحث ينوي استخدام التحويل المويجي لمعالجة الإشارات الحيوية عن نوع الموجة الأم الأكثر ملائمة لطبيعة الإشارة الحيوية المطلوب معالجتها.

يمكن في بحوث لاحقة استخدام هذه الموجة في تحليل أمواج القلب الكهربية ودراستها باستخدام التحويل المويجي، فمن الآفاق المستقبلية لهذا البحث هي دراسة المستويات التفصيلية والتقريبية لإشارة القلب الكهربية الطبيعية ومقارنتها بمثيلاتها لبعض الحالات المرضية لدراسة إمكانية المساعدة بالتشخيص على مستوى ترددي زمني انطلاقاً من التحليل المويجي، فضلاً عن استخدام التحليل المويجي بشكله الأمثل في ضغط إشارات القلب الكهربية، وغيرها من عمليات معالجة الإشارة الممكنة باستخدامه.

## مسرد المصطلحات:

باللغة العربية	باللغة الإنكليزية
التحويل المويجي	Wavelet Transform
الموجة الأم	Mother wavelet
ثنائي التعامد	Biorthogonal
التحويل المويجي المنقطع	DWT
التحويل المويجي المستمر	CWT
واصف التشابه	R D
المبدلات	Transducers
الحساسات	Sensors
الاستثارة	Stimulation
تخطيط القلب الكهربي	ECG
تخطيط القلب للدماغ	EEG
تخطيط مغناطيسية للدماغ	MEG
تخطيط مغناطيسية القلب	MCG
تخطيط كهربية العين	EOG
تخطيط حركة العين	ERG

## References

14. Kapil Tajane *et al.*, 2014. "Review Paper: Comparative Analysis of Mother Wavelet Functions with the ECG Signals", *Int. Journal of Engineering Research and Applications*. 4(1)(Version 4): 38-41.

Received	2015/06/22	إيداع البحث
Accepted for Publ.	2015/12/02	قبول البحث للنشر

1. H-G Stark, 2005. "Wavelets and Signal processing: An Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 158 application-based Introduction".
2. J. S. Walker, 2008. "A Primer on Wavelets and Their Scientific Applications", Second Edition, Taylor & Francis Group, LLC, 305 pages.
3. M. Vetterli, 2001. "Wavelets, approximation and compression," *IEEE Signal Processing Magazine*, 18(5): 59–73.
4. M. Misiti, Y. Misiti, G. Oppenheim, J.-M. Poggi, "Matlab Wavelet Toolbox For Use with MATLAB", V3, Math Works, 1030 pages.
5. Z. Lu, D-Y. Kim and W. A. Pearlman, 2000. "Wavelet Compression of ECG Signals by the Set Partitioning in Hierarchical Trees (SPIHT) Algorithm". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*,
6. T. R. Downie and B. W. Silverman, 1998. "The discrete multiple wavelet transform and Thresholding methods," *IEEE Trans. on Signal Processing*, 46: 2558–2561.
7. M. M. Goudarzi *et al.*, 2004. "Efficient method for ECG compression using two dimensional multi-wavelet transform," *International Journal of Signal Processing*, 1(3): 226–232.
8. R. Coifman and M. V. Wickerhauser, 1992. "Entropy-based algorithms for best basis selection," *IEEE Trans. on Inf. Theory*, 38(2):713–718.
9. S. Jalaeddine, C. Hutchens, R. Strattan, and W. Coberly, 1990. "ECG data compression techniques - a unified approach," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 37(4): 329–343.
10. M. Misiti, Y. Misiti, G. Oppenheim, and J. M. Poggi, 2004 "Wavelet Toolbox For use with MATLAB". Natick, MA: The Matworks, Inc.,
11. M. Kania, M *et al.*, 2007. "Wavelet Denoising for Multi-lead High Resolution ECG Signals", *MEASUREMENT SCIENCE REVIEW*, 7(4).
12. S. Mallat, 1997. "A Wavelet Tour of Signal Processing", Academic Press.
13. Shweta Jain, M. P. Parsai, 2013. "Comparative Analysis of Various Wavelet Families used for R- Wave Detection of ECG Waveforms", *IJRSET*. 2(10).