

## تحليل الموجات لمخطط القلب الصوتي

### (٤, ١) الموجات Wavelets

لقد وجد أن الموجات مفيدة جداً في العديد من التطبيقات العلمية والهندسية، بما في ذلك معالجة الإشارات، والاتصالات، وضغط الصور والفيديوهات، والتصوير الطبي، والتصور العلمي. ويمكن رؤية مفهوم الموجات كتركيب من الأفكار التي نشأت على مدار العقود الأخيرة في الهندسة، والفيزياء والرياضة البحتة، وعلى الرغم من أن الموجات تكون في الغالب أداة حسابية بسيطة مع العديد من التطبيقات المختلفة الممكنة. فإنه غالباً ما يتم تقديم موضوع الموجات على مستوى عالٍ من الفلسفة الرياضية. والهدف من هذا الفصل هو تقديم مفهوم أساسي للموجات، وأصلها، وعلاقتها بوظائف التحجيم أو التوسع، باستخدام نظرية التحليل المتعدد التحديدية.

$$f(t) = a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos(kt) + b_k \sin(kt)) \quad (٤, ١)$$

المعاملات  $a_0$  و  $a_k$  و  $b_k$  هي معاملات فوريير للتتابع وتعطى كما يلي :

$$a_0 = \frac{1}{2\pi} \int f(t) dt \quad (٤, ٢)$$

$$a_k = \frac{1}{2\pi} \int f(t) \cos(kt) dt \quad (٤, ٣)$$

$$b_k = \frac{1}{2\pi} \int f(t) \sin(kt) dt \quad (٤.٤)$$

بعد عام ١٨٠٧، بدأ علماء الرياضيات في التحرك من فكرة التحليل الترددي إلى فكرة التحليل التحجيمي، بمعنى آخر، فإن تحليل  $f(t)$  عن طريق توليد هيكل رياضي يتغير في الحجم، أو المقياس. ولقد كان هار 1909 A. Haar هو أول من ذكر في رسالته استخدام الموجات. حيث استخدم خاصية مهمة في الموجات، وهي أنها تدعم خاصية الدمج أو الإحكام، مما يعني أن الدالة تتلاشى خارج حدود فترة معينة. ولسوء الحظ، فإن موجات هار لم تكن قابلة للتفاضل باستمرار، مما يحد من تطبيقاتها. في الفترة الواقعة بين الثلاثينيات والستينيات من هذا القرن، قامت العديد من المجموعات البحثية المستقلة ببحث تمثيل الدوال باستخدام دوال أساسية متغيرة الحجم، أو المقياس أو التدرج scale. وباستخدام واحدة من هذه الدوال، دوال هار الأساسية، قام بول ليفي Paul Levy ببحث الحركة البراونية Brownian motion وبالتالي فقد تمكن من وضع الأساس لنظرية العمليات العشوائية الحديثة. ولقد وجد ليفي أن دوال هار الأساسية كانت أفضل من دوال فورير الأساسية في دراسة التفاصيل الصغيرة والمركبة في الحركة البراونية. أيضاً وفي الثلاثينيات قام [73 Littlewood et al] بإجراء بحث في حساب الطاقة للدالة الزمنية  $f(t)$  كما يلي:

$$\text{energy} = \frac{1}{2\pi} \int |f(t)|^2 dt \quad (٤.٥)$$

ولقد أعطت حساباتهم نتائج مختلفة عندما تركزت الطاقة حول نقاط قليلة مقارنة عندما توزعت على فترة زمنية كبيرة. ولقد أزعجت هذه الملاحظة العديد من العلماء، حيث إنها تبين أن الطاقة قد لا يمكن حفظها. وبعد ذلك، اكتشف العلماء دالة يمكنها أن تتغير في المجال التحجيمي، أو التدرجي وتحافظ على الطاقة في الوقت نفسه، عند حساب طاقة الدالة. ولقد قام ديفيد مار David Maar بتطبيق هذا العمل على تطوير خواريزم فعال للمعالجة الرقمية للصور باستخدام الموجات في بداية

الثمانينيات. وبين عام ١٩٦٠ و عام ١٩٨٠، قام كل من جوديو ويس uido Weiss ورونالد كوفمان Ronald Coifman بدراسة أبسط العناصر في فراغ الدالة، وتسمى الذرات، بهدف الحصول على ذرات لدالة عامة والحصول على قوانين الإنشاء التي تسمح بإعادة تشكيل كل العناصر في فراغ الدالة باستخدام الذرات. وفي عام ١٩٨٠ قام كل من جروسمان Grossman ومورليت [71] Morlet بإعادة تشكيل الدراسة في الفيزياء الكمية في سياق الموجات باستخدام مفهوم الإطارات. ولقد قدم مورليت التعبير أو المصطلح موجات wavelets كاختصار لموجة ذات شكل ثابت. ووفرت هذه الرؤى الجديدة في استخدام الموجات طريقة جديدة تماماً في التفكير في الحقيقة الطبيعية. وفي عام ١٩٨٥، طبق مالات Mallat الموجات في عمله في معالجة الإشارات الرقمية. ولقد اكتشف العلاقة بين مرشحات المرآة التربيعية، والخواريزم الهرمي، والدوال الأساسية للموجات المتعامدة. ومع الإيحاء بهذه النتائج، فقد أنشأ ماير Y. Meyer أول موجات غير البديهية. وعلى العكس من موجات هار، فإن موجات ماير تكون مستمرة التفاضل، وعلى الرغم من ذلك، فإنها ليس لديها الدعم الإدماجي. وفي بداية التسعينيات استخدم داوبوتشي Ingrid Daubechies ما عمله مالات Mallat لإنشاء مجموعة من دوال الموجات الأساسية المتعامدة التي ربما تكون الأكثر مهارة ودقة، ولقد أصبحت حجر الأساس في تطبيقات الموجات هذه الأيام.

إن تطوير الموجات يعتبر مجالاً واعداً يضم أفكاراً في العديد من المجالات المختلفة. ولقد تم استكمال أساسات نظرية الموجات، والأبحاث التي تجرى عليها الآن هي لمرحلة التحسين الدقيق. ويشتمل هذا التحسين الدقيق على التعميم، وامتداد الموجات، مثل تقنيات الحزمة، أو الباكيث. ويعتمد مستقبل الموجات على إمكانية التطبيق. وكان تحليل الموجات، كما هو موضح في الشكل رقم (٤.١) كان فيما قبل في التطبيقات العملية بسبب النقص في تقديم الدعم المدمج.

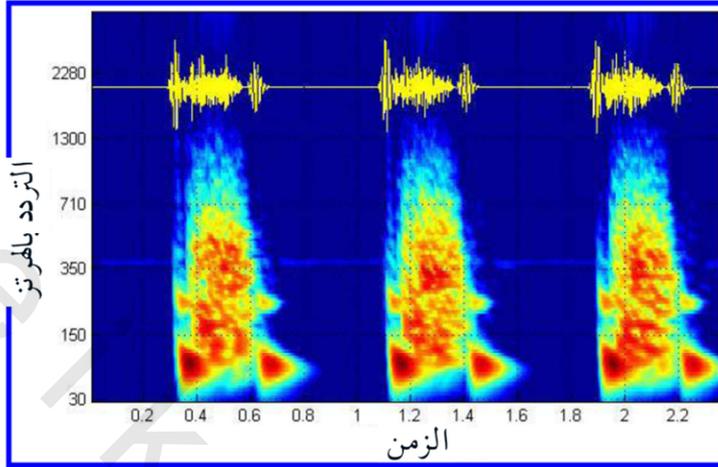
## (٤,٢) تحليل فورير

جرت العادة أن يتم تحليل البيانات المتواليات الزمنية، إما في النطاق الزمني، أو في النطاق الترددي. ويعتبر تحليل فورير مفيداً جداً في تحديد المكونات الترددية لأي إشارة، ولكنه لا يستطيع أن يصف متى حدثت هذه المكونات الترددية، حيث إنه يفتقر إلى التحديدية الزمنية. ويعتبر هذا الأمر مهماً خاصة في حالة الإشارات التي لها مكونات ترددية تتغير مع الزمن، كما في حالة إشارات الكلام وفيديوهات الصور.

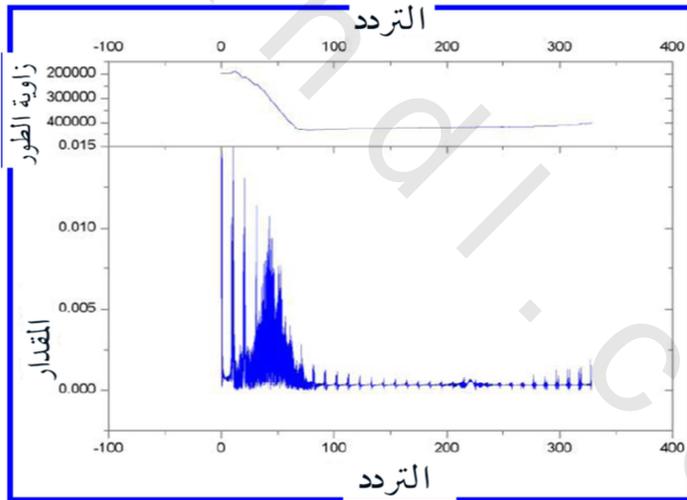
ويتميز تحويل فورير بمقدرته على تحليل أي إشارة في النطاق الترددي إلى مكوناتها الترددية. ويعمل التحويل أولاً عن طريق تحويل الدالة من النطاق الزمني إلى دالة في النطاق الترددي. وبعد ذلك يتم تحليل الدالة إلى مكوناتها الترددية، حيث إن معاملات فورير للدالة المحولة تمثل المشاركة لكل من دالتي الجيب، وجيب التمام عند كل تردد.

ويقوم تحويل فورير العكسي بالعملية العكسية عن طريق تحويل البيانات من النطاق الترددي إلى النطاق الزمني. وعلى الرغم من أن بيانات المتواليات الزمنية يمكنها أن تأخذ عدداً لا نهائياً من نقاط العينة، إلا أنه في الوضع العملي يتم التعامل مع فترات زمنية محددة باستخدام آلية لأخذ العينات. ويقوم تحويل فورير المتقطع Discrete Fourier Transform, DFT بتقدير تحويل فورير لأي دالة من عدد محدود من نقاط العينات. ومن المفترض أن تكون نقاط العينة نموذجاً تاماً لما يجب أن تكون عليه الإشارة عند كل الأزمنة الأخرى.

يوضح الشكل رقم (٤,٢) تحليل فورير لإشارة مخطط القلب الصوتي، حيث يوضح هذا الشكل تغير الطور، ومقدار محول فورير السريع FFT لإشارة نفسها الـ PCG. ويتميز الـ DFT بخاصية التماثل مثله تماماً مثل تحويل فورير المستمر. إن تقريب أي دالة ببعض العينات، وتقريب تكامل فورير بالـ DFT، يتطلب الضرب في مصفوفة تحتوي على عدد من العمليات الحسابية يساوي تقريباً  $n$ .



الشكل (٤,١) يبيّن تحويل الموجات لإشارة المخطط الصوتي للقلب اعتماداً على التحليل الشائي المتعامد.



الشكل رقم (٤,٢). يبيّن تحويل فوريير لإشارة مخطط القلب الصوتي (أعلى) ورسم لطور الـ PCG (أسفل).

وعلى الرغم من ذلك، فإنه إذا كانت عينتان تبعدان عن بعضهما بعضاً بمسافة منتظمة، فإن مصفوفة فوريير يمكن تجزيئها إلى حاصل ضرب قليل من المصفوفات

المتناثرة، وهذه الأجزاء الناتجة يمكن تطبيقها على متجه من العمليات الحسابية في حدود  $n \log(n)$ . وتسمى هذه الطريقة بمحول فوريير السريع Fast Fourier Transform, FFT.

### (١, ٢, ٤) الموجات مقابل تحليل فوريير

يعتبر تحويل فوريير السريع FFT، وتحويل الموجات المتقطع DWT، عملية خطية تقوم بتوليد هيكل بيانات يحتوي على عدد  $n$  من القطع ذات الأطوال المختلفة. وتقوم في العادة بملئها وتحويلها إلى متجه بيانات مختلف طوله  $n^2$ ، الخواص الحسابية للمصفوفات المشتملة على تحويلات متشابهة كذلك.

تكون مصفوفة التحويل العكسي لكل من الـ FFT والـ DWT دورانية للمصفوفة الأصلية. وكتيجة لذلك فإن كلاً من التحويلين يمكن النظر إليهما على أنه دوران في فراغ الدالة إلى نطاق آخر [٦٨].

وبالنسبة لمحول فوريير السريع، فإن النطاق الجديد يحتوي على الدوال الأساسية وهي دوال الجيب، وجيب التمام. وبالنسبة لتحويل الموجات، فإن النطاق الجديد يحتوي على دوال أساسية أكثر تعقيداً تسمى الموجات، أو الموجات الأم، أو موجات التحليل. ويظهر التحويلات تشابهات أخرى، وهي أن الدوال الأساسية تكون موضعية في التردد، مما يجعل الأدوات الحسابية مثل طيف القدرة (مقدار القدرة المحتواة في أي مدى ترددي) ومخططات التحجم مفيدة في اختيار الترددات وحساب توزيعات القدرة.

من أفضل التشابهات بين هذين التحويلين أن الدوال الموجية تكون موضعية في الفراغ، أو المساحة، بينما لا تكون موجات تحويل فوريير الجيبية وجيب التمام موضعية في هذا الفراغ. ويجعل هذا التمرکز في الفراغ، مع تمرکز الموجات في التردد أيضاً، العديد من الدوال والعمليات متناثرة في نطاق الموجات. ويجعل هذا التناثر بالتالي

تحويل الموجات مفيداً للعديد من التطبيقات مثل ضغط البيانات، والكشف عن الخواص في الصور، والتخلص من الضوضاء في التتابعات الزمنية. إن من إحدى الطرق لرؤية فروق التحديدية الزمنية الترددية بين التحويلين هي النظر إلى تغطية الدوال الأساسية في المستوى الزمني الترددي [٦٤، ٦٥].

وتقطع نافذة الموجة المربعة الدوال الجيبية، وجيب التمام، على عرض معين. وطالما أنه يمكن استخدام نافذة جديدة وحيدة لكل الترددات في الـ WFT، فإن تحديدية التحليل تكون هي نفسها عند كل المواضع في مستوى الزمن الترددي. ومن مميزات التحويل الموجي هي أن النوافذ تتغير. ولكي يتم عزل التقطعات، أو عدم الاستمرارية في الإشارة، فإنه من الممكن استخدام دوال أساسية قصيرة. وفي الوقت نفسه، فللحصول على تحليل ترددي أكثر تفصيلاً، فإن من الممكن استخدام دوال أساسية طويلة.

إحدى الطرق للحصول على ذلك هي استخدام دوال أساسية قصيرة، وبتردد عالٍ، وأخرى طويلة بتردد منخفض. هذا الوسط هو ما تحصل عليه تماماً مع استخدام التحويل الموجي، كما هو موضح في الشكل رقم (٤.٣)، الذي يبين التحويل الموجي المستمر continuous wavelet transform, CWT اعتماداً على دوال تحويل هار لثلاث حالات (العادية، ارتجاع الصمام، وضيقه).

#### (٤, ٢, ٢) موجات هار

تعتبر دالة هار التحجيمية وموجات هار مثلاً بسيطاً جداً لبيان العديد من الخواص الجيدة للدوال التحجيمية والموجات، وهي تستخدم عملياً أيضاً. تتحدد دوال هار التحجيمية كما يلي:

$$\phi(t) = \begin{cases} 10 \leq x \leq 1 \\ 0, \text{ أخرى حالة أى في} \end{cases} \quad (٤, ٦)$$

يمكن التعبير عن حالتي التحجيم كما يلي :

$$\phi_2^H = \sum_{k=0}^2 p_k \phi(2t - k) \quad (٤.٧)$$

أو

$$\phi(t) = \phi(2t) + \phi(2t - 1) \quad (٤.٨)$$

موجة هار المقابلة لدالة هار التحجيمية تعطى بالعلاقة التالية :

$$\psi(t) = \begin{cases} -1 & \text{for } 0 \leq x \leq 0.5 \\ -1 & \text{for } 0.5 \leq x \leq 1 \\ 0 & \text{for otherwise} \end{cases} \quad (٤.٩)$$

إنشاء علاقتي التحجيم لموجة هار يمكن حسابه ببساطة كما يلي :

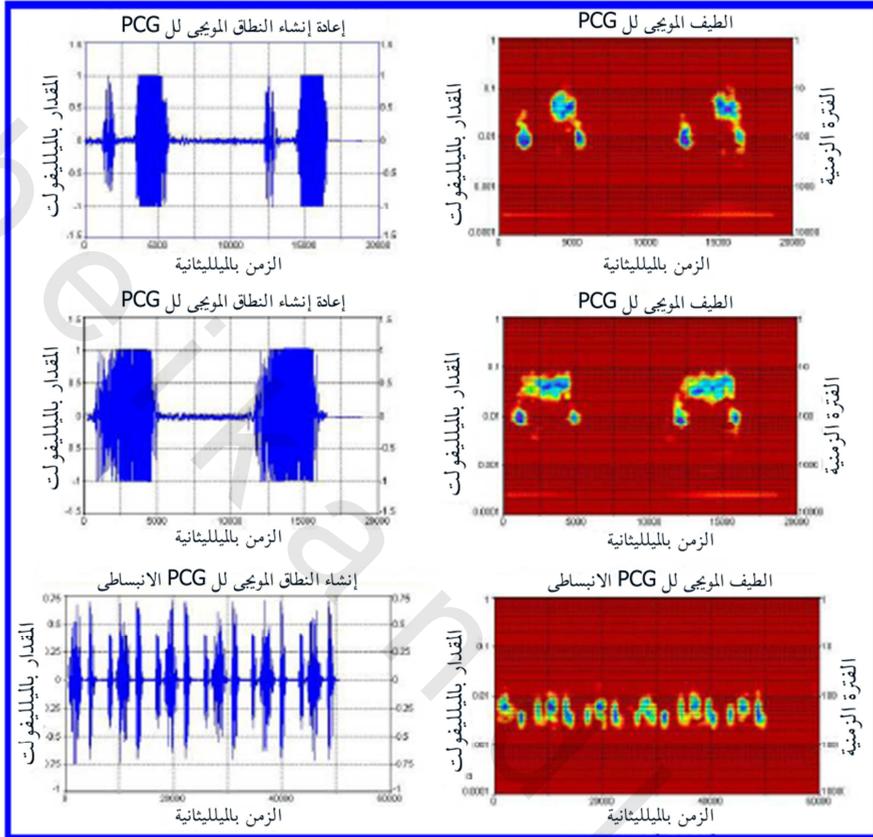
$$\psi(2t) = \phi(2t) - \phi(2t-1) \quad (٤.١٠)$$

إن علاقتي التحجيم تعبران عن  $\phi(t)$  بدلالة  $\phi(2t)$  و  $\phi(2t-1)$  ، بينما علاقتي التحجيم الآخرين لموجات هار تعبران أيضاً عن  $\psi(t)$  بدلالة  $\phi(2t)$  و  $\phi(2t-1)$  . يمكن كتابة علاقات إعادة الإنشاء في صورة مصفوفة كما يلي :

$$\begin{bmatrix} \phi(t) \\ \psi(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \phi(2t) \\ \phi(2t-1) \end{bmatrix} \quad (٤.١١)$$

كما يمكن استنتاج علاقات إعادة الإنشاء عن طريق عكس علاقات إعادة الإنشاء كما يلي :

$$\begin{bmatrix} \phi(2t) \\ \phi(2t-1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1/2 & 1/2 \\ -1/2 & 1/2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \phi(t) \\ \psi(t) \end{bmatrix} \quad (٤.١٢)$$



الشكل رقم (٣، ٤). يبين التحليل الموجي لإشارة الـ PCG لمشاكل صمامية قلبية مختلفة، (اليمن) اللفظ القلبي العادي، (الوسط) إرتجاع مترالى، (اليسار) ضيق مترالى، إشارة الـ PCG والظيف الموجي المستج المقابل لكل حالة.

### (٣، ٢، ٤) موجة دوبوتشي Debauchies, DB, wavelet

ومثال آخر على الموجات هو موجات دوبوتشي، حيث يوضح كل من شكلي (٤.٤)، و (٤.٥) تحويل دوبوتشي الموجي لإشارات PCG مختلفة. وتعرض موجات دوبوتشي نتائج أكثر قوة في تحليل الإشارات الحيوية الطبية الخطية المتغيرة زمنياً،

ونتيجة قابليتها للتعويض للمعاملات الناقصة في نموذج التحليل الأخير. الدالة  $\phi_3^D$  هي دالة دوبوتشي التحجيمية، ويتم تحديدها بالعلاقة التالية:

$$\phi_3^D = \sum_{k=0}^3 P_k \phi(2t - k) \quad (٤.١٣)$$

حيث يتم التعبير عن التابع المزوج  $P_k$  كما يلي:

$$P_1, P_2, P_3, P_4 = \left\{ \frac{1+\sqrt{3}}{4}, \frac{3+\sqrt{3}}{4}, \frac{3-\sqrt{3}}{4}, \frac{1-\sqrt{3}}{4} \right\} \quad (٤.١٤)$$

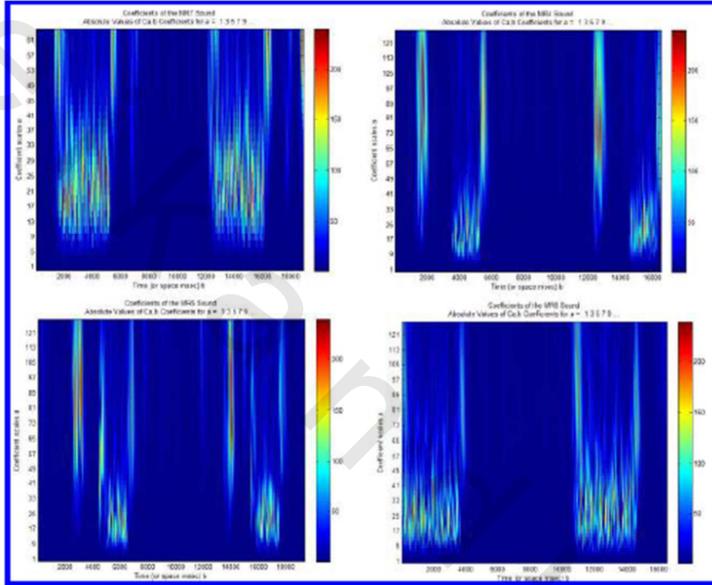
العملية المطبوعة لإشارة صوت القلب، و  $(N)$  هي طول الإشارة البالغ ٢٠ ميلي ثانية. ولقد تم وضع حد تشبعي يساوي ٠.٢ من أعلى مقدار لتحديد  $S_1$  و  $S_2$ . وبعد ذلك فقد تم تراجع نافذة مقدارها (٥٠ ميلي ثانية) خلال كل مجموعة طاقة شانون المتوسطة للإشارة. ولقد تم ضبط الحد التشبعي للوصول إلى القمم العليا المطلوبة. واعتماداً على الفترة الزمنية R-R وبملاحظة طول فترة التوقف، فإن  $S_1$  و  $S_2$  قد تم تحديدهما على نحو منفصل بعد ذلك.

وبما أن الإشارات المكتسبة قد تم تقسيمها إلى دورات، فإنه من المعروف أن اللغظ المرضى يسمع في العادة عند المرضى بأشياء غير طبيعية في القلب، مثل ارتجاج الصمام المترالي، والتحويلات، أو الأوعية الضيقة [٦٧]. واعتماداً على هذا الفهم، فإن مركبات الأصوات القلبية الأخرى التي يتم الكشف عنها في كل دورة منفصلة باستخدام خطوات التجزيء يمكن اعتبارها لغظاً.

ويعتمد توصيف أداء إشارة القلب الصوتية على تحديد مركبات الـ PCG وخواص كل منها، وهذا يعتمد على تصنيف إشارة الـ PCG وحد التشبع للدورة القلبية. وفي العادة يتم ضبط طاقة شانون حتى يتم تحديد كل المركبات الممكنة. وبالتالي فإنه يجب تحديد، المقدار، والتردد، والامتداد الزمني، والفترة الزمنية (التي تشمل

فترات الانقباض والانبساط). على العموم فإن التابع ذا المقياسين لأي دالة تحجيم لل PCG تكون له الخاصية التالية :

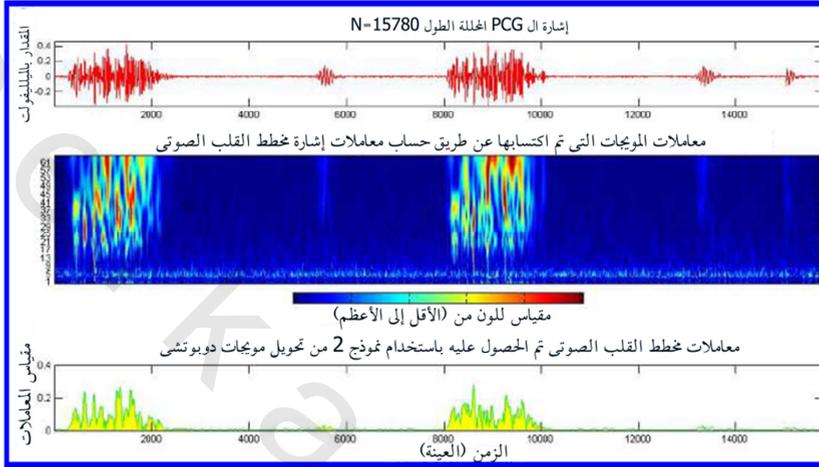
$$\sum_k p_{2k} = \sum_k p_{2k-1} = 1 \quad (٤, ١٥)$$



الشكل رقم (٤, ٤). يبين تطبيقات تحويل دوبوتشي الموجي على إشارة الـ PCG للحالات الإكلينيكية المختلفة.

لا توجد صيغة مغلقة للـ  $\varphi_{3^D}$ ، كما أن موجات هار تكون هي الأبسط حيث إن لها العديد من تطبيقات الكمية  $\varphi_{3^D}$ ، على الرغم من ذلك، فإن لها عيباً وهو عدم الاتصال أو التقطع. فهي تتكون بالكلية من دوال مستطيلة لا تستطيع أن تعيد إنتاج الدوال الخطية بنعومة أو بسلاسة في صورة تابعة للاستخدام العملي. وعلى الجانب الآخر، فإن موجات الـ B-spline تكون لها اتصالية عالية عن موجات هار، وبالتالي فإنها تكون مناسبة أكثر في التعبير عن الدوال المتصلة، على الرغم من تعقيدات حسابات التحليل الموجي لها كما أن علاقات إعادة الإنشاء يكون لها

استخدام محدود. ويمكن توضيح شفرات برنامج MATLAB للتحليل الموجي في الشكل التالي:



الشكل (٥، ٤). تحليل موجات دوبوتشي على إشارة الصوت القلبي في حالة الضيق الأورطي مع ستة مستويات من التخلص من الضوضاء.

```
clf
```

```
؛ t=0:0.01:5
```

```
define the PCG signal input vector /
```

```
xt=cos(10*t)+2; %This is the unsampledPCGinput to the IIR digital filter module
```

```
؛ n=0:50
```

```
؛ Ts=.1
```

```
xn1=2;%This signal should pass through the filter
```

```
xn2=cos(10*n*Ts);%This signal should not pass
```

```
؛ xn=xn1+xn2
```

```
؛ (subplot(3,1,1); plot(t, xt
```

```
؛ (title('The input signal:cos(10*t)+2 before filtering
```

```

for N=2:4:6
    digital filter with orders 2 and 6
    numzdenz]=butter(N, 0.1592)%The transfer function of the digital filter]
        ( H, f ]=freqz(numz, denz]
        ( subplot(3,1,2); plot(f/pi, abs(H)); hold on
        apply continuous wavelet decomposition
        load the PCG signal under test
        ( ' PCG=waveread('pcg/_data/mitral regurgitation/sample/mr1.wav
            ( (p,s]=wavedec(PCG,lev,wname]
            .scales = (1:32); % Levels 1 to 5 correspond to scales 2, 4, 8, 16 and 32
            ( ' cwt(PCG,scales,wname,'plot
                ((colormap(pink(nbcol
                    ( lev = 5
                    ( ' wname = 'db1
                    ( nbcol = 64
                    ( (len = length(PCG
                    ( (cfd = zeros(lev,len
                        for k = 1:lev
                            ( (d = detcoef(p,s,k
                                ( ' (: )d = d
                            ( (: (d = d(ones(1,2^k
                                ( (cfd(k,:) = wkeep1(d(:)',len
                        end

```

```

        % (:) cfd = cfd
        % (l = find(abs(cfd) < sqrt(eps)
        % (cfd(l) = zeros(size(l)
        % (cfd = reshape(cfd, lev, len
        % (cfd = wcodemat(cfd, nbc, 'row
        %
        % recomputing the continuous wavelet transformation
        % for the frequency mapped signal
        %
        % (h, 'set(subplot(3,1,1), 'xtick
        % (plot(PCG, 'r
        % (title('Analyzed signal
        % (set(gca, 'xlim', [1 length(PCG
        % (subplot(3,1,2
        % (colormap(cool(128
        % (image(cfd
        % tics = 1:lev
        % (labs = int2str(tics
        % (set(gca, 'YTickLabelMode', 'manual', 'Ydir', 'normal
        % (Box, 'On', 'Ytick', tics, 'YTickLabel', labs
        % (title('Discrete Transform, absolute coefficients
        % (ylabel('Level

```

CWT at debauchies transform with 5th-level  $\gamma$

```

؛ ([, 'set(subplot(3,1,2),'Xtick
                    ; (subplot(3,1,3
                    ; (scales = (1:64
                    ; ('cwt(PCG,scales,'db5','plot
                    ; ((colormap(cool(128
                    ; ('tt = get(gca,'Yticklabel
                    ; (r,c] = size(tt]
                    ; ((yl = char(32*ones(r,c
                    ; for k=1:3:r
                    ; (: , yl(k,:)) = tt(k
                    end
                    ; (set(gca,'Yticklabel',yl

```

#### (٤, ٢, ٤) ترميز النطاق الجانبي

يُعد الضغط أحد التطبيقات الأساسية لترميز النطاق الجانبي. ويعتبر التحديد الموضوعي واحداً من المفاتيح الأساسية لتحليل الإشارات في الزمن وفي التردد. ومن المفاهيم البديهية الأخرى المهمة هو التحديدية المتعددة، أو فكرة أنه من الممكن فرض الإشارة عند مستويات مختلفة من التحديدية. وتكون هذه المفاهيم واضحة خصيصاً في معالجة الصور والرؤية بالحاسب، إذ يتم استخدام النسخ الخشنة من الصور في العادة كتقريب أولى في الخوارزميات الحاسوبية. وفي معالجة الإشارات، تكون نسخ التمرير الترددي المنخفض والعينة الجانبية في العادة هي التقريب الخشن الجيد للعديد من الإشارات الحيوية الحقيقية. ويؤدي هذا النموذج البديهي إلى إطار حسابي لتشكيل الموجات [٧٢]. ويعد التشكيل الموجي طريقة تقريبات متتالية تضيف

إسقاطات أكثر وأكثر على فراغات التفاصيل، أو الفراغات الممتدة بالموجات وإزاحتها عند مقاسات مختلفة.

وبالإضافة لذلك، فإن هذا التقريب للتحديدية المتعددة يكون مناسباً جداً للعديد من التطبيقات، وهذا يكون حقيقياً في الأحوال التي يكون فيها التقريب المتتالي مفيداً، فمثلاً، عند الاستكشاف في قواعد بيانات الصور، كما هو الحال في الشبكة الدولية. وبدلاً من تنزيل كل صورة بالكامل، مما يضيع الكثير من الوقت، فيمكن فقط تنزيل نسخة خشنة أو مبدئية من الصورة حيث يتم ذلك بسرعة أكثر نسبياً. وبعد ذلك يمكن إحضار باقي تفاصيل الصورة إذا كانت ذات أهمية.

وبالطريقة نفسها، فيما يخص تطبيقات الاتصالات، فإن تقريب التحديدية المتعددة، يؤدي إلى طرق للنقل، حيث تكون النسخ الخشنة من الإشارة محمية أكثر ضد أخطاء النقل عن المعلومات الأكثر تفصيلاً. ومن المفترض هنا هو أن النسخ الخشنة تكون عادة أكثر أهمية عن النسخ التفصيلية.

وهناك العديد من طرق ترميز الصور، وطريقة ترميز النطاق الجانبي هي الأكثر نجاحاً هذه الأيام، لأنها تعطي تفاصيل أحسن للإشارة على مدى واسع من الترددات. ويكون الترميز الهرمي أكثر فعالية للضغط عند معدلات البتات العالية، بينما يصبح الترميز التحويلي المعتمد على التحويل الجيبى المقطع المعيار لمجموعة الخبراء المصورين المتحدة Joint Photographer Expert Group, JPEG. ويتجنب ترميز النطاق الجانبي المعتمد على التحويل المويجي (طريقة بنك المرشحات الشجيري الشكل) التحديد أو الحجب عند معدلات البتات المتوسطة، حيث يكون لدوالها الأساسية طول متغير. فهي تستخدم كأساسات متكيفة (التحويل يعتمد على الإشارة). وتمثل دوال الأساسات الطويلة الخلفية الكبيرة (التردد المنخفض)، وتمثل الدوال الأساسية القصيرة المناطق النسيجية.

وتكون هذه الخواص جيدة في تحسين الصور، والكشف عن حواف الصور، وتصنيف الصور، ومؤتمرات الفيديو، والفيديو تحت الطلب، والكشف عن سرطان الأنسجة والخلايا [٧٤]. ونتيجة دواله الأساسية المتكيفة، فإنه يمكن تطوير وبناء خوارزميات لأنظمة الترشيح المتكيف [٧٥].

### (٤,٣) تحليل الموجات

تسمح الموجات بعمل التحليل المتعدد التحديدية، الذي يساعد في تحقيق الموضوعية في كل من الزمن والتردد. وهنا يلعب المقياس (أو التحديدية، التي تكون في الحقيقة معكوس التردد) الذي سيتم استخدامه للبحث في البيانات دوراً مهماً. وتقوم خوارزميات الموجات بمعالجة البيانات عند مقاسات أو تحديدات مختلفة.

الشكل رقم (٤,٦) يبين تحليل إشارة الـ PCG اعتماداً على طريقة الموجات. وإذا نظرنا إلى الإشارة من خلال نافذة كبيرة، فإنه يمكننا أن نلاحظ الخواص الكلية، أو المتوسطة. وبالطريقة نفسها، وإذا نظرنا إلى الإشارة من خلال نافذة صغيرة، فإنه يمكننا أن نلاحظ خواص تفصيلية. ولذلك، فاستخدام التحديدية المتغيرة، فإن المشكلة التي كانت موجودة مع محول فورير للأزمنة القصيرة Short Time Fourier Transform, STFT سيتم حلها نتيجة استخدام نافذة ذات حجم ثابت (أو تحددية ثابتة).

ويعتبر أساس خطوات تحليل الموجات هو اختيار دالة النموذج الأولى للموجة، التي تسمى الموجة الأم. ويتم إجراء التحليل الزمني باستخدام نموذج مبدئي للموجة منقبض ذي تردد عالٍ، بينما يتم إجراء التحليل الترددي باستخدام نسخة أكثر تفصيلاً وذات تردد منخفض من الموجة نفسها.

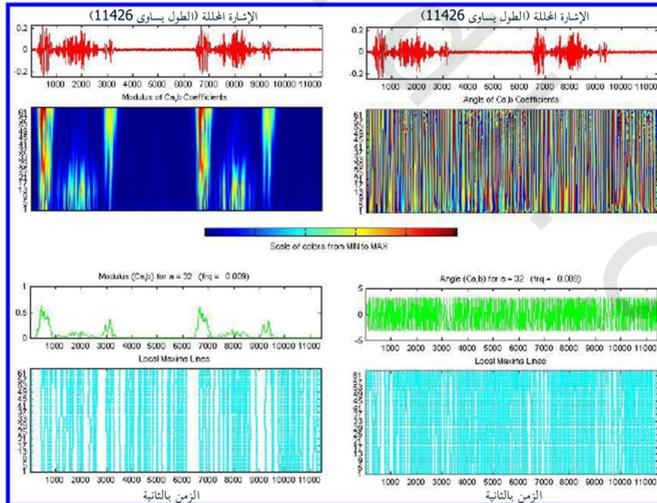
وبما أن الإشارة الأساسية يمكن التعبير عنها بدلالة التوسع ، أو التمدد الموجي (باستخدام معاملات مترابطة خطأً من التحويل الموجي) ، ويمكن إجراء العمليات على البيانات باستخدام المعاملات الموجية المقابلة.

(١, ٣, ٤) التحوّل الموجي المستمر

يمكن كتابة التحويل الموجي رسمياً كما يلي :

$$\gamma(s, \tau) = \int f(t)\psi_{s,\tau}^* dt \quad (٤, ١٦)$$

ترمز النجمة ❖ إلى المرافق المركب. وتوضّح هذه المعادلة كيف أن دالة  $f(t)$  يتم تحليلها إلى مجموعة من الدوال الأساسية  $s$  ، و  $\psi(t)$  تسمى الموجات. المتغير  $s$  والمتغير  $\tau$  هما للتحجيم أو القياس scale والإزاحة أو الترجمة translation ، وهما الأبعاد الجديدة بعد إجراء التحويل الموجي.



الشكل رقم (٦, ٤). يبيّن تحليل إشارة الـ PCG باستخدام طريقة الموجات.

ويتم توليد الموجات من موجبة أساسية واحدة (التي تحقق بعض الشروط مثل المقبولية، و... إلخ)، وما يطلق عليه الموجة الأم وعن طريق التحجيم والإزاحة لتصبح:

$$\Psi_{s,\tau} = \frac{1}{\sqrt{s}} \left( \frac{t-s}{s} \right) \quad (٤.١٧)$$

وهنا تمثل (s) معامل التحجيم، و s1 هي معامل الإزاحة والمعامل s1=2 الذي يتم استخدامه لتطبيع الطاقة خلال المقاسات، أو التحجيمات المختلفة. ويجب أن نلاحظ أنه في المعادلات السابقة لم يتم تحديد الدوال الأساسية الموجية. ويعتبر هذا هو الفرق الأساسي بين تحويل فورير، والتحويل الموجي. وتعامل نظرية التحويلات الموجية مع الخواص العامة للموجة. لذلك فإنها تحدد إطاراً يمكن الاعتماد عليه في تصميم الموجة المطلوبة. يوضح الشكل رقم (٤.٧) خطوات تحويلات موجية مختلفة، مثل المورليت Morlet، وماير Meyer، والجاويسي Gaussian، والقبة المكسيكية Mexican hat.

### (٤,٣,٢) التحوّل الموجي المتقطع

التحويل الموجي المستمر continuous wavelet transform, CWT الذي تم شرحه في الجزء السابق يحتوي على زيادات أو تكرار. يتم حساب التحويل الموجي المستمر عن طريق الإزاحة المستمرة لدالة ويتم تحجيمها باستمرار على الإشارة ويتم تحديد العلاقة بينهم. ومن الواضح أن هذه الدوال المحجمة ستكون قريبة من القواعد المتعامدة والمعاملات الموجية التي يتم الحصول عليها، وبالتالي فإنها ستكون عالية التكرارية. وللتخلص من هذه التكرارية، يتم استخدام التحويل الموجي المتقطع discrete wavelet transform, DWT كما في الشكل رقم (٤.٨).

وفى التحويل الموجي المتقطع يتم اختيار المقياس والإزاحة بحيث تكون مجموعة الموجات الناتجة مجموعة متعامدة ويكون الضرب القياسي للموجات المنفردة فيها

يساوى صفر. إما الموجات المتقطعة فلا تكون مستمرة المقياس أو التحجيم أو الإزاحة ولكنها يمكن فقط أن تقاس أو تحجم وتزاح في خطوات متقطعة. ويتم ذلك عن طريق تعديل التعبير عن الموجة كما يلي :

$$\psi_{s,\tau} = \frac{1}{\sqrt{s_0^s}} \psi \left( \frac{t - \tau s_0^s}{s_0^s} \right) \quad (٤, ١٨)$$

هنا  $s$  و  $\tau$  عبارة عن أرقام صحيحة، و  $s_0^s$  هي خطوة تمدد أو توسع.  $\tau_0$  هي معامل الإزاحة وهي تعتمد على خطوة التوسع. إن تأثير تقطيع الموجة هو أن مسافات المقياس الزمني أصبحت الآن معينة عند فترات زمنية محددة. وعندما يكون  $s_0=2$  فإن عينة محور التردد تقابل العينة الديناميكية التي سيتم اختيارها. وبالنسبة لمعامل الإزاحة فإننا عامة نختار  $\tau_0=1$ . وفي هذه الحالة فإن المعادلة السابقة ستصبح :

$$\psi_{s,\tau} = \frac{1}{\sqrt{2^s}} \psi \left( \frac{t - \tau 2^s}{2^s} \right) \quad (٤, ١٩)$$

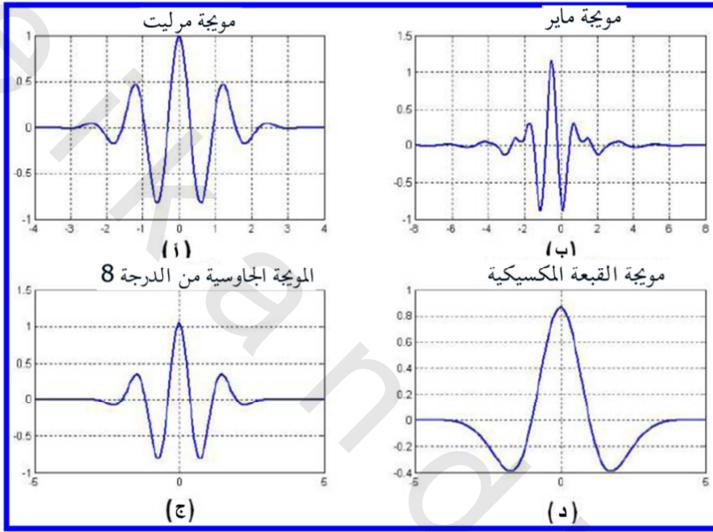
الجدول (٤,١) يبين النسبة المثوية المحددة للشكل الموجي لكل من  $S1$  و  $S2$  في بيانات الـ PCG، حيث إن قيمة الطاقة المقابلة والإنتروبي  $\varphi_{PCG}$  تعتمد على التحليل الموجي المتكيف. وكما هو مبين في الجدول، فإن أقل خطأ يساوي (٠,٠٠٢١) وأكبر خطأ يساوي (٠,٠٠٥١) مما يبين مدى المقبول من خطأ الانحياز أثناء عملية التصنيف لإشارات الـ PCG.

وبالمقارنة بتحليلات الموجات الأخرى، فإن موجة دوبوتشي توضح درجة عالية من التفوق بين كل التحليلات الموجية الأخرى، مثل هار والطرق المتعامدة.

#### (٤,٤) الكشف عن النماذج بالاعتماد على التحليل الموجي المتكيف

إن الأساس في تصميم موجة جديدة في التحويل الموجي المتقطع هو تقريب نموذج معطى باستخدام طريقة أمثلة التربيع الصغرى Least Square ptimization, LEO

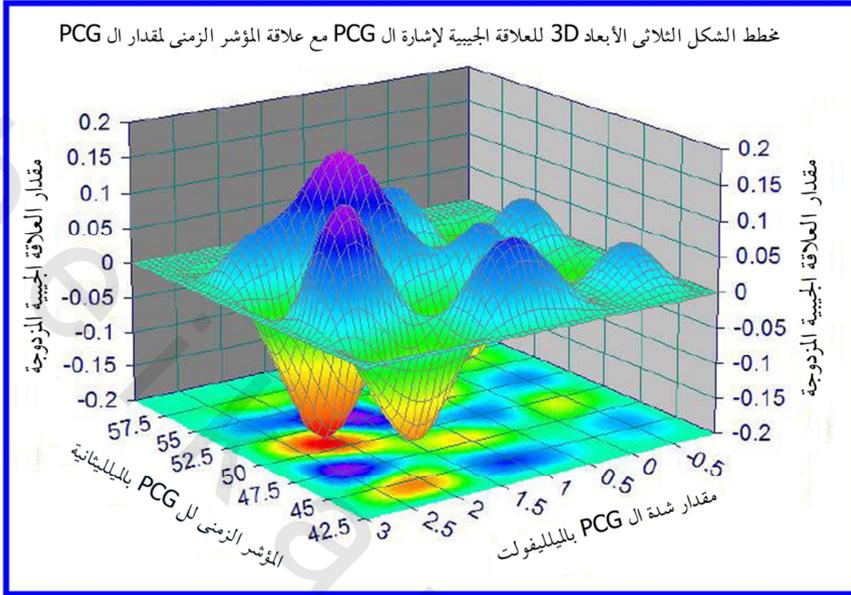
كما هو موضح في الشكل رقم (٤,٩) بحيث تؤدي في وجود بعض الشروط إلى موجة مقبولة، التي تكون مناسبة جداً للكشف عن النموذج باستخدام التحويل المويجي المستمر.



الشكل رقم (٤,٧). يوضح عائلة التحويل المويجي (أ) مورليت، (ب) ماير، (ج) الجاوسية، (د) القبة المكسيكية.

يمكن تطبيق الكشف المتكيف عن النماذج في التحديد الموضوعي لنماذج المخطط الصوتي للقلب باستخدام التحليل المويجي.

وكما هو موضح في الشكل رقم (٤,٥) السابق، فإن التحديد الموضوعي لأحداث ديناميكية الدم القلبي أثناء الضيق الأورطي AS اعتماداً على خوارزم الموجات المتكيف يكون أكثر وضوحاً في النتائج من خوارزميات التحليل المويجي الأخرى. وعلى الرغم من ذلك، فإن خوارزم موجات دوبوتشي يعطي اتزاناً وقوة في تحديد واستخلاص معلومات ديناميكية الدم من إشارة ال-PCG.



الشكل (٤،٨). يوضح تحليل إشارة مخطط القلب الصوتية الثلاثية الأبعاد المعتمدة على طريقة التحويل الموجي المتقطع.

الجدول رقم (٤،١). يبين تحليل إشارة ال PCG اعتماداً على تحليل الموجات مع شكل الإنتروبي لشدة ال PCG.

Energy (mW)	Entropy ( $\Phi_{PCG}$ )	Biased error	$S_1$ -% predicted	$S_2$ -% predicted	Identified PCG%	p-value	SIR index	Mean value
203.66	1.293	0.0042	92.31%	92.61%	83.26±0.13	0.0031	1.682	14.92
197.87	1.312	0.0023	91.62%	92.03%	95.51±0.34	0.0028	1.732	16.38
193.42	1.352	0.0045	92.07%	92.12%	91.74±0.32	0.0022	1.788	14.27
196.21	1.392	0.0051	90.36%	90.22%	93.90±0.46	0.0034	1.892	15.29
191.93	1.421	0.0039	89.81%	90.94%	92.04±0.32	0.0028	2.013	16.33
191.25	1.469	0.0036	91.02%	90.73%	93.09±0.41	0.0032	1.703	16.51
190.01	1.532	0.0021	90.08%	90.01%	87.48±0.29	0.0034	1.841	15.07
191.05	1.362	0.0028	89.05%	90.85%	88.87±0.96	0.0022	2.451	14.86

وبالرجوع للدراسات البحثية الأخرى في الكشف المتكيف عن النماذج للأحداث القلبية كملاحظات آلية\_ يمكن أن تساعد في انضمام طريقتين للفحص الإكلينيكي للصمام القلبي (كالمخطط الصوتي للقلب، والكشف المتكيف عن نماذج الـ PCG)، وذلك لأداء تفسير تشخيصي وتحليلي خطى وفعال. وجد إن استخدام نماذج موجات شانون كما هو موضح في الشكل رقم (٤.١٠) في تحليل الـ PCG سيحسن من النتائج التي يمكن الحصول عليها إلى حد ما [١٧٦].

ويمكن إجراء التحليل الموجي لمتجه الـ PCG في المعادلة التالية:

$$S(t, w) = \int z(t + \frac{\tau}{2}) z^*(t - \frac{\tau}{2}) e^{jw\tau} d\tau \quad (٤.٢٠)$$

حيث:

$$z(t) = s(t) + i.H(t) \quad (٤.٢١)$$

حيث  $H(t)$  هي الجزء التخيلي لدالة التحويل الموجي.

ويمكن إعادة كتابة شكل الخرج للـ PCG المحلل كما يلي:

$$S(t, w, \phi) = \int_{k=0}^{\phi=k} z(t + \frac{\tau}{2}) z^*(t - \frac{\tau}{2}) e^{jw\phi\tau} d\tau + d\phi \quad (٤.٢٢)$$

ويمكن استخدام التحويل المستمر المتماثل أيضاً لتخليق نماذج الموجات الجديدة

التي يمكن تضمينها في التحديد المتكيف للنماذج كما يلي:

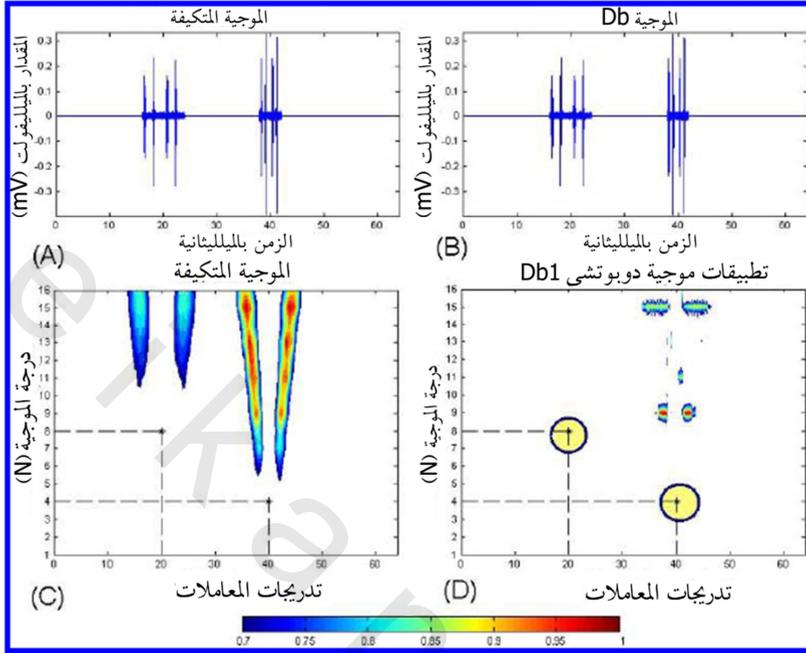
$$S(w, t) = \iint \frac{1}{\sqrt{\tau^2/\sigma}} s(u + \frac{\tau}{2}) s^*(u - \frac{\tau}{2}) e^{[(u-t)^2/(\frac{4\tau^2}{\sigma})] - jw\tau} d\tau du \quad (٤.٢٣)$$

وعلى الرغم من ذلك، فإن بعض النتائج التي يتم الحصول عليها من خلال

التحليل ثنائي التعامد (طرق بايور Bior الموجية)، تعطي نتائج مقبولة إلى درجة ما،

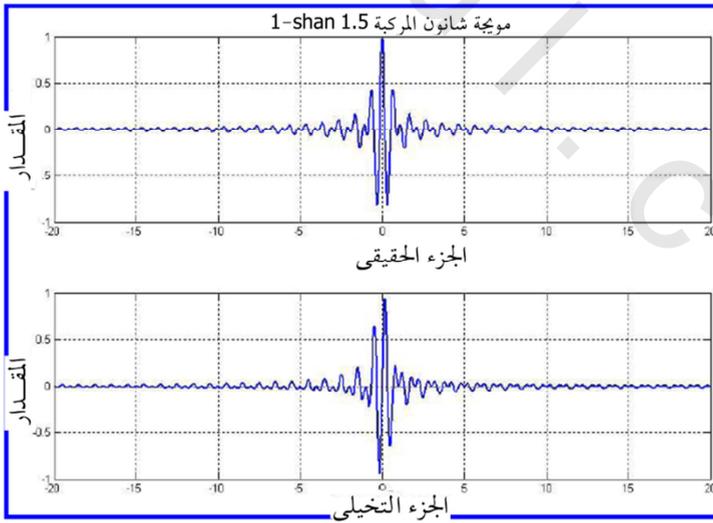
ولكن موجات دوبوتشي DbW والموجات المتكيفة AWT تكون أكثر قوة في التحليل

الديناميكي لإشارة الـ PCG.



الشكل (٩، ٤) يوضح الكشف المتكيف بالموجات عن نماذج المخطط الصوتي للقلب المعتمد على خواريزم

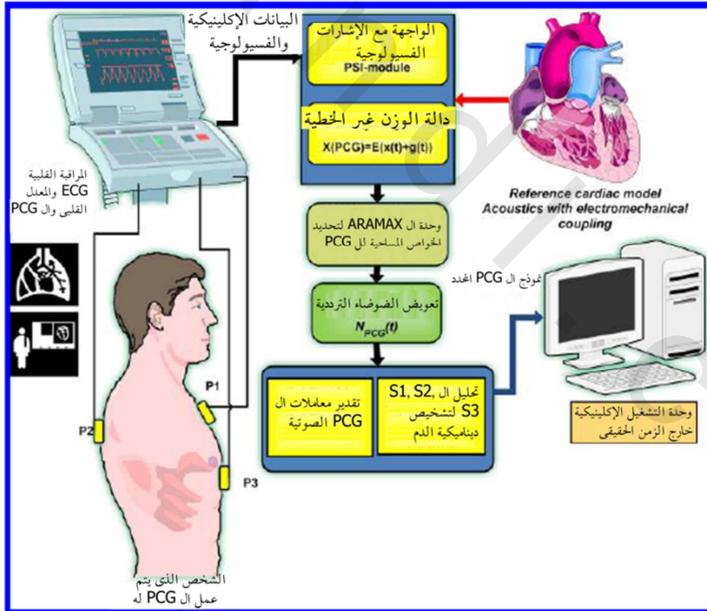
الأمثلة المربعة الصغرى LEO .



الشكل رقم (١٠، ٤) يبين نموذج تحليل موجات شانون المستخدم لأمثلة الكشف عن إشارة الـ PCG.

## (٤,٥) الملخص

تم في الأبواب السابقة شرح التحليل الموجي لإشارة مخطط القلب الصوتية. ولقد تم عرض طرق مختلفة للتحويلات الموجية في هذا الفصل بما في ذلك هار، ودوبوتشي، وثنائية التعامد، والـSTFT، بالإضافة إلى استخدام التحويل الموجي المستمر في التحليل، والتصنيف، وتحديد لإشارات الصوت المختلفة. وتعتبر الموجات أداة قوية وفعالة في تحليل ومعالجة الإشارات الحيوية الطبية. ولقد تم أيضاً توضيح التحليل الموجي المتكيف، الذي يتم فيه تحليل إشارة مخطط القلب الصوتية، وإعادة تشكيلها لتحديد، وفحص الخواص الزمنية والمعاملات المساحية والطيفية ذات العلاقة.



الشكل رقم (٤,١١) يوضح رسم صندوقي لنظام التحديد ARMAX PCG، حيث تتكون الحلقة الحسابية من نظام مراقبة إكلينيكية (Ohmeda Medical Inc. USA) موصول على وحدة تشغيل التحليل المعتمدة على نظام النوافذ.

وكملخص لهذا الفصل ، فإن الافتراضات والملاحظات التالية يمكن أن تكون ذات فائدة لإحداث تطورات أخرى في مجال معالجة الإشارات بالموجات المتكيفة وخوارزمات الموجات المشتقة الأخرى.

- استخدام الموجات ذات الدرجات الأعلى لأداء التصنيف للنماذج المركبة والتحليل الطيفي لإشارات المخطط الصوتي للقلب.
- تطوير خوارزم مويجي مهجن مع حسابات ذكية وطرق تصنيف إشرافية للبيانات لتخليق طرق ذات أداء عالٍ في التعرف على البيانات