

## التحليل الطيفي للمخطط الصوتي للقلب

(٥،١) التحليل الطيفي لإشارات المخطط الصوتي للقلب

تُعد الأصوات القلبية إشارات معقدة وغير ثابتة في طبيعتها وكان يُعتقد أنها إشارات شبه ثابتة لفترة طويلة. ويكون لضربات القلب المصاحبة لهذه الأصوات تأثير الإشارة على شكل صورة فترات زمنية ذات نشاط عالٍ وشكل إيقاعي معين، تتبادل أو تتردد مع فترات ذات نشاط منخفض. وبالتالي، فإن خواص المقاييس الطيفية للـ PCG يمكن استخلاصها بطرق مختلفة باستخدام، على سبيل المثال، تحويل فورير للفترات الزمنية القصيرة Short time Fourier transform, STFT، إذ إنها تُقدر كثافة الطاقة الطيفية power spectrum density, PSD للأشكال الموجية المتعاقبة، وحساب هذه التحويلات سيؤدي إلى تقدير دوري لقمم الطاقة المسمارية من خلال الشكل الموجي الصوتي.

وسيتم شرح وتوضيح التحليل الطيفي للـ PCG في هذا الفصل، وكيفية التعامل معه، وتحديد وتوزيع الطاقة في التردد لإشارات ما سيتم تتبعه زمنياً من خلال مجموعة محددة من القياسات. لقد كان للتحليل الطيفي الكثير من التطبيقات في مجالات متعددة، مثل الرادار، والسونار، والكلام، والطب الحيوي، والاقتصاد، والجيوفيزياء، والعديد من المجالات الأخرى التي يكون فيها المحتوى الطيفي للإشارات مهماً. فمثلاً،

في أنظمة الرادار والسونار، يمكن تقدير مكان المصدر أو الهدف عن طريق قياس المحتوى الطيفي للإشارة التي يتم استقبالها.

وفي التطبيقات الهندسية الحيوية الطبية، يوفر التحليل الطيفي للإشارات عند المريض للأطباء معلومات يمكن استخدامها في أغراض التشخيص. وعملياً، يكون للإشارة الملاحظة عادة فترة زمنية محددة، وبالتالي، فإن جودة التقدير الطيفي يكون عادة محدوداً بسبب النقص في البيانات المسجلة المتاحة.

وكقانون عام للإشارات العشوائية الثابتة، كلما كانت البيانات المسجلة طويلة، كان التقدير الطيفي الذي يمكن الحصول عليه أفضل. وبالنسبة للإشارات القطعية (غير العشوائية)، فإن الخواص الطيفية يتم وصفها بطول اختياري من البيانات، والهدف دائماً هو اختيار يكون قصيراً بقدر الإمكان بحيث يمكن قياس وتحليل المكونات المختلفة للإشارة.

وهناك صنفان عريضان من طرق التحليل الطيفي: الطرق غير البارامترية، والطرق البارامترية (المعتمدة على النموذج). فالطرق غير البارامترية، مثل: طريقة المخطط الدوري periodogram، وطريقة بلاكمان تيكي Blackman Tukey، وطريقة التفاوت الصغرى للتقديرات الطيفية، وجميعها لا تضع أي افتراض خاص بالنموذج على البيانات، ما عدا أن تكون ثابتة بالمعنى الواسع.

ومن ناحية أخرى، فإن طرق تقدير الطيف البارامترية، تفترض أن البيانات المقاسة تحقق توليد نموذج يمكن عن طريقه تحويل مشكلة التقدير الطيفي إلى مشكلة تحديد معاملات أو بارامترات لنموذج الإشارة المفترض. ويتم افتراض نوعين من النماذج بكثرة، كما يتم استخدامها من خلال الطرق البارامترية حسب الخواص الطيفية المختلفة للإشارة: نموذج دالة العبور النسبية rational transfer function, RTF، ونموذج الإشارة الجيبية.

ويتم استخدام نماذج دالة العبور النسبية RTF بما في ذلك الارتباط الذاتي autocorrelation, AR، والمتوسط المتحرك moving average, MA، والارتباط الذاتي للمتوسط المتحرك ARMA في تحليل الإشارات ذات الطيف المستمر، بينما يكون نموذج الإشارة الجيبية تقريباً جيداً للإشارات ذات النماذج الطيفية المقطعة.

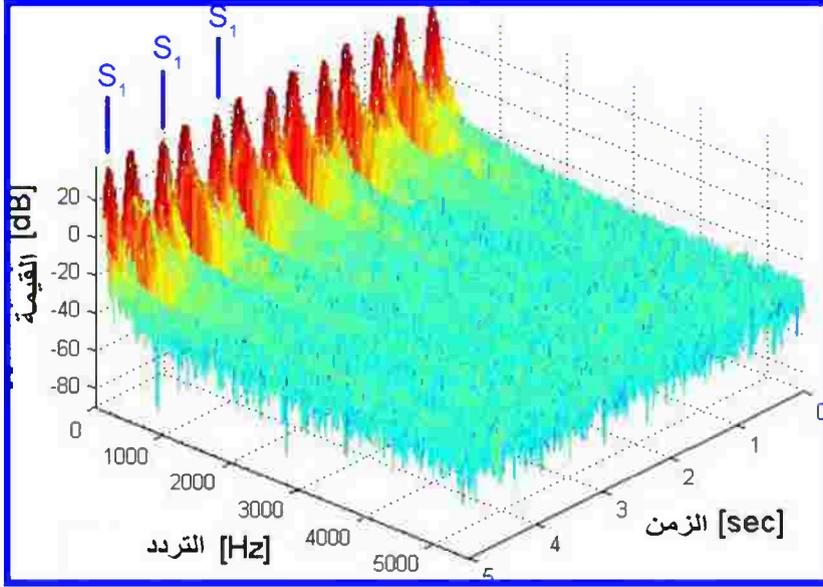
وسيتم تقسيم شرح التحليل الطيفي للـ PCG إلى جزأين: التحليل الطيفي الثابت أو الساكن، والتحليل الطيفي غير الثابت.

وفي الجزء الأول، سنقدم طرق التقدير الطيفي غير البارامترية، مع الطرق البارامترية للتحليل الطيفي النسبي والتحليل الطيفي الجيبية.

أما في الجزء الثاني، ستم دراسة مثالين للتحليل الطيفي غير البارامترية: التقدير الطيفي الجيبية المخمد أو المكبوح، وذلك كتقريب لمكونات إشارة الـ PCG، والقياس الترددي المتزامن.

ويُمكن توضيح التوزيع الطيفي المثالي لإشارة الـ PCG في الشكل رقم (٥،١)، كمؤشر لتوزيع إشارة الـ PCG ذات التردد الطبيعي، بالإضافة إلى رسم الـ PCG المرضي (الارتجاع من الصمام الرئوي والمتراخي) الذي يمكن ملاحظته كتوزيع طيفي كما هو موضح في الشكلين رقمي (٥،١) و (٥،٢)..

تتعلق الأحوال المرضية هذه بأمراض الصمامات، مثل: ارتجاع الصمام المترالي mitral valve regurgitation, MVR، الذي يتم افتراضه في العديد من مشاكل معالجة إشارة الـ PCG [34, 35]. ويمكن افتراض أمراض الأوعية القلبية الأخرى للتحليل الطيفي، والخطوات المبدئية للمعالجة. ولقد ركز بعض الباحثين على الإعاقات القلبية المتعلقة بالتمثيل الغذائي مثل البول السكري diabetes mellitus, DM وأمراض الاحتقان القلبي congestive heart disease, CHD، التي تُبين خصائص مميزة في النطاق الترددي كافتراضات أولية للمعالجة الطيفية لإشارة الـ PCG [35, 36].



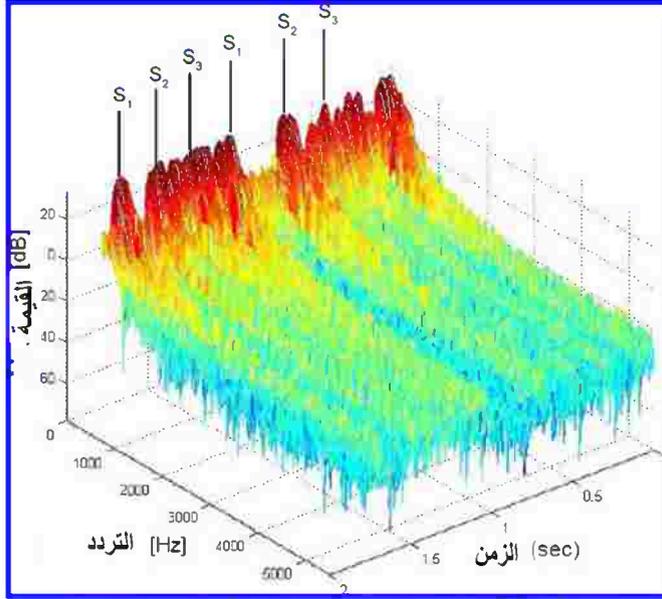
الشكل رقم (٥،١). يُبين ثمانية رسومات لإشارة الـ PCG الطبيعية مع التوزيع الطيفي المقابل على المدى الترددي وخلال الفترة الزمنية للإشارة المسجلة.

### (٥،١،١) شدة الطاقة الطيفية للإشارات القطعية

تمثل الإشارة ذات الاهتمام والمستمرة زمنياً، وترمز  $x(n)$  للتابع الذي يتم الحصول عليه عن عينة  $x$ ، ولنفترض أن  $x_C$  تمثل مقدار  $x$  عند معدل عينة منتظم  $F_s$ ، بمعنى،

$$x(n) = x_C(n/F_s) \quad (٥،١)$$

إذا كانت  $x(n)$  لها طاقة محددة، فإن الكمية  $S(w)$  ويمكن تفسيرها على أنها توزيع طاقة الإشارة كدالة في التردد، وبالتالي، فإنها تسمى كثافة طيف الطاقة للإشارة. يتم هنا قياس التردد بالراديان أو (التقدير الدائري) لكل فترة عينة، التي تقابل التردد الطبيعي  $F/2F_s$  والوحدات المقابلة بالهيرتز. لاحظ أن الطاقة الكلية للإشارة هي تكامل  $S(w)$  على الفترة الزمنية  $(t,s)$  (خلال تدرج ثابت  $٢/١$ ).



الشكل رقم (٥,٢) يُوضِّح رسماً لإشارة ارتجاج الصمام المترالي والتوزيع الطيفي المتعلق بها على المدى الترددي والفترة الزمنية المقابلة.

إذا كان بالإمكان تحديد دالة الارتباط الذاتي ACF للإشارات القطعية (مثل إشارة الـ PCG) على أنها  $x$ ، وبالتالي فإن مؤشر طاقة الإشارة PCG يمكن الحصول عليه من تكامل الـ ACF في المجال الترددي.

والشكل رقم (٥,٣) يعرض مخطط التدفق للكشف عن طاقة إشارة الـ PCG المعتمدة على التقدير الطيفي، إذ تم اكتساب إشارة ثلاث حساسات ميكروفونية للـ PCG معينة عند تردد شانون Shannon،  $F_s$ ، وبالتالي فإن إشارات الـ PCG يتم ترشيحها بمرشح مجالي، والتقدير الطيفي ذو العلاقة يمكن استنتاجه. ولقد تم تطبيق خوارزميات إحصائية أخرى ذات درجات أعلى على نماذج طيف الـ PCG، مثل طريقة التجميع باستخدام المتوسط  $k$  وتحديد بصمة الطاقة للقلب التي تم اكتشافها وتقييمها [٧٤، ١٧٧].

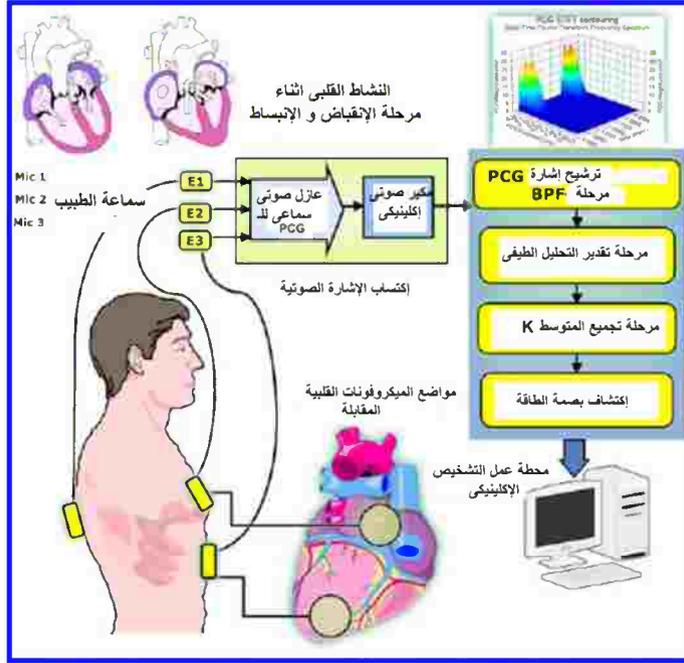
## (٥، ١، ٢) تقدير طيف الـ PCG

يحتوى طيف الـ PCG على عدد كبير من أصناف التوافقات المميزة التي قد يكون من المفيد تحديدها كطريقة تجميعية في أي خواريزم لتصنيف البيانات. وتتنمي معظم هذه الأطياف، إلى أمراض صمامية محددة يكون لها مستوى طاقة مميز (شدة) في مخطط الـ STFT. وقد تكون هذه الحقيقة نقطة جذابة يجب أخذها في الحسبان عند اعتبار هذه التغيرات كمؤشر للتجميع، لأن ذلك سيوجه خواريزم التصنيف بدرجة كبيرة ناحية قيمة ثابتة للأنثروبي.

وتقع خواص المعلومات الطيفية للـ PCG في المدى الترددي (٥٤) حتى (٥٢٠) هيرتز، ويعتمد هذا المدى أو النطاق على الواجهة مع سماعة الطبيب الرقمية ومدى التحديدية لمحاولات البيانات على مدى التجهيزات. وتشكل هذه الشروط الأساس لطرق تصنيف النماذج الطيفية للأصوات القلبية، التي يتم الاعتماد فيها على الخواص الترددية (الطيفية).

المخطط الصندوقي لنظام التصنيف الطيفي كما هو موضح في الشكل رقم (٥.٣). ويمكن استنتاج العديد من النماذج من إشارة متجه دخل الـ PCG، التي سيتم معالجتها باستخدام مرشح FIR.

ومن أكثر النماذج المعروفة في الـ PCG هي القمم الانقباضية، والانقباضية، وقبل الانقباضية، وبعد الانقباضية، لأصوات القلب المتتابعة (S1 و S2 و S3 و S4) الموضحة في الشكل رقم (٥.١). يُفضل معظم إحصائي القلب التشخيص الأساسي على صنفين من الـ PCG وهما S1 و S2 بحيث يمكن تمييز الاضطرابات في الديناميكا الدموية (تدفق دموي حائد عن الطبيعية) وتشوهات الأوعية القلبية بطريقة مناسبة.



الشكل رقم (٣، ٥). مخطط التدفق للكشف عن طاقة المخطط الصوتي للقلب اعتماداً على التقدير الطيفي بالتجميع باستخدام الدرجات العليا لتحديد بصمة الطاقة للقلب، من أجل التفريق بين الشغل القلي أثناء مرحلي الانقباض والانبساط.

ويمكن توجيه الطابع الطيفي في ثلاثة اتجاهات (الفوق طيفية، وتحت الطيفية، والوسط الطيفي) والتي تمثل شدة التوافقات للشكل الموجي للـ PCG. ويُعطي مؤشر الارتباط بين قمتين للشدة في الـ PCG، مؤشراً محدداً لشكل تجميع Mj-PCG في إشارة الـ PCG، التي بدورها تطبق التجميع التجزيئي على متجه البيانات [٧٩].

إن تصنيف ترددات اللغظ الانقباضي والانساطي يتم عن طريق المدى الترددي الذي يحتوي قيمة أكبر طاقة في عشر الانقباض/الانبساط المقابل للقيم العظمى التي تم الحصول عليها للـ SI/DI. إذا وجدت قيمة أكبر طاقة في واحد أقل اثنين من النطاقات الترددية (التي تحتوي ترددات أقل من ١٢٥ هيرتز))، فإن هذا اللغظ يتم تصنيفه على

أنه لغط ترددات منخفضة. أما إذا وجدت قيمة أكبر طاقة في واحد أعلى ثمانية من النطاقات الترددية (التي تحتوي ترددات أعلى من ٢٥٠ هيرتز))، فيتم تصنيف اللغط على أنه لغط ترددات عالية. ولكن إذا لم تكن الحالة هي واحدة من الحالتين السابقتين، فإن اللغط يصنف على أنه لغط ترددات متوسطة [٧٥، ١٧٧].

ويُمكن الحصول على تقدير طيف الـ PCG عن طريق استخدام طريقة تحليل موجات Db لمجموعة من إشارات الـ PCG كما يلي:

$$y[n] = (x_{PCG} * g)[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x_{PCG}[k]g[n-k] \quad (٥.٢)$$

باستخلاص مركبات الـ PCG المنخفضة الترددات كما في المعادلة (٥ - ١):

$$y_{low\ PCG(diastolic)}[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x_{PCG}[k]g[2n-k] \quad (٥.٣)$$

وبالنسبة لمركبات الـ PCG الانقباضية:

$$y_{high\ PCG(diastolic)}[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x_{PCG}[k]h[2n-k] \quad (٥.٤)$$

واعتماداً على صفات الخواص الطيفية المستخلصة من إشارات صوت القلب، فإن طبيعة صوت القلب يمكن تحديدها باستخدام طرق التعرف على النماذج. ولقد تم تنفيذ عدد من طرق التعرف على النماذج وتصنيفها لتحليل الأصوات القلبية. وتشتمل الطرق الكلاسيكية للتعرف على النماذج على مصنف باي - جاوس، ومصنف أقرب k من الجيران (أي تجميع المتوسط k)، وخوارزميات التصنيف ذات الدرجات الأعلى. ويُعد مصنف باي - جاوس أكثر الطرق البارامترية شيوعاً في خوارزميات التعرف على النماذج الإشرافي. وهو المصنف المثالي عندما تكون دالة الكثافة الاحتمالية pdf للنماذج في فراغ الخواص معروفة (يتم تحديد النموذج على أنه متجه من N من الأبعاد ويتكون من N من الخواص)، ولكنه يحتاج إلى كفاءة حسابية عالية، وأحوال ابتدائية سابقة التحديد لزيادة الدقة لهذا النوع من المصنفات. [٧٩]

ويُعتبر مصنف المتوسطات K طريقة غير بارامترية تكون مفيدة عندما الأحوال التي تكون فيها دوال الكثافة الاحتمالية من الصعب أو من المستحيل تقديرها. [٨٠]

وتعتبر طريقة الجار أكثر الطرق البديهية، والتي تعتمد على قياس المسافة، مفعلة بحقيقة أن النماذج التي تنتمي إلى الصنف نفسه يجب أن تكون قريبة من بعضها في فراغ الخواص. ولقد أثبت جوو [80], Joo et al., الأهمية التشخيصية لمصنف باي - جاوس للكشف عن تدهور الإضافات الصناعية المزروعة مكان الصمام الأورطي. وسيتم تقديم شرح مفصل في الفصل السادس، مع مصنفات PCG مختلفة وعلاقتها بطريقة التقدير الطيفي. [٨٠، ٨٢]

## (٢، ٥) طريقة غير بارامترية للتقدير الطيفي للمخطط الصوتي للقلب

تعتمد طرق التقدير الطيفي على تحويل فورير المقطع discrete Fourier transform, DFT إما على مقطع من الإشارة، أو تتابع الارتباط الذاتي لهذه الإشارة. وعلى العكس من ذلك، فإن الطرق البارامترية تفترض أن مقطع الإشارة متاح قد تم توليده عن طريق نموذج بارامتري محدد (مثلاً، نموذج الأقطاب - الأصفار، أو نموذج التوافقات). وبما أن اختيار أي نموذج قد يكون غير مناسب للإشارة فمن الممكن أن يؤدي ذلك إلى نتائج خاطئة، فالتطبيق الناجح للطرق البارامترية، بدون معلومات مسبقة كافية، يكون صعباً من الناحية العملية. أما إذا كان سيتم اعتماد نموذج قطعي أو محدد للإشارة، فإن الأدوات الحسابية للتحليل الطيفي تكون هي تتابع فورير Fourier series الذي تم شرحه في الفصل الرابع.

ويجب التركيز عند هذه النقطة على أن تطبيق لأي واحدة من هذه الطرق سيتطلب أن تكون قيمة الإشارة في كل الفترة الزمنية من  $-\infty$  حتى  $+\infty$  متاحة. وإذا كان من المعلوم مسبقاً أن الإشارة ستكون دورية، فإنه يكفي في هذه الحالة معرفة دورة

واحدة فقط. إن الجدل من وراء تحديد الأطياف المختلفة للإشارات القطعية ودراستها مرتبط بثلاثة أهداف. أولها، أننا نلاحظ أن كل بناء (أو دالة عينة) لعملية عشوائية يكون عبارة عن دالة قطعية.

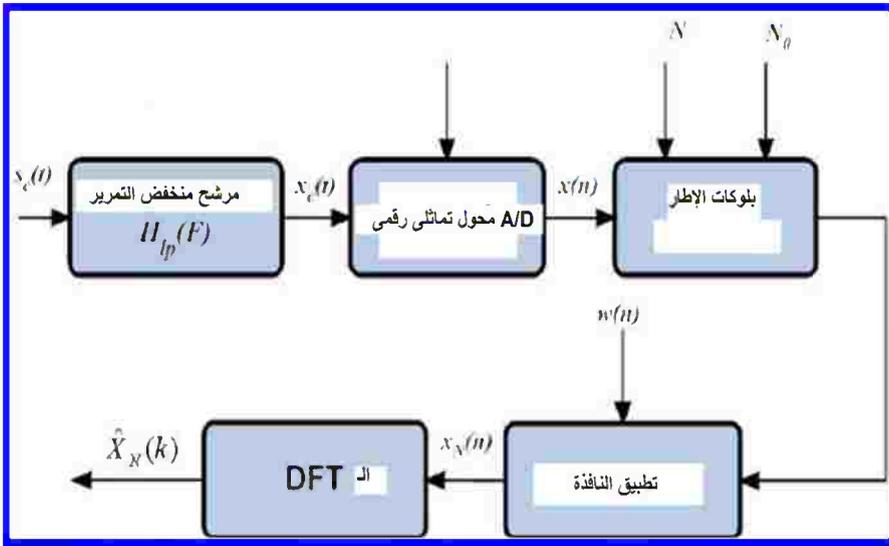
ولذلك، فإنه يمكننا استخدام تتابعات فورير وتحويلات حساب الطيف للعمليات الثابتة أو الساكنة. والهدف الثاني: إمكانية استخدام الدوال والتتابعات القطعية في العديد من الجوانب الدراسية في العمليات الساكنة، مثلاً، تتابع الارتباط الذاتي، الذي يعتبر تتابعاً قطعياً. أما الهدف الثالث، فإن الأطياف المختلفة التي يمكن تحديدها للإشارات القطعية يمكن استخدامها لتلخيص الخواص المهمة للعمليات الساكنة.

وتشتمل أكثر التطبيقات العملية للتقدير الطيفي على الإشارات المستمرة زمنياً. فمثلاً، في تحليل الكلام، نستخدم التقدير الطيفي لتقدير الخطوة أو التردد الأساسي لإثارة الأحبال الصوتية والتوقعات الأساسية للقنينة الهوائية [٧٤، ٧٥]. وفي المخطط الكهربائي للمخ EEG، نستخدم التقدير الطيفي لدراسة معوقات النوم وتأثير الأدوية على وظيفة المخ [٧٦]. أما التطبيق الآخر فهو في الرادار بالدوبلر فوق الصوتي، حيث يمكن استخدام الإزاحة الترددية بين الموجة المرسله والمستقبله في تحديد السرعة القطرية للهدف [٨٣].

ويشتمل الحساب العددي الأساسي لطيف الإشارة المستمرة زمنياً على الخطوات الثلاث التالية:

- أخذ عينات (عينته) الإشارة المستمرة زمنياً للحصول على تتابع من العينات.
- تجميع عدد محدد من العينات المتقاربة (مقطع أو بلوك من البيانات)، للاستخدام في حساب الطيف. وهذه العملية التي تشتمل دائماً على أوزان عينات الإشارة، ويطلق عليها التنفيذ (أخذ العينات من النوافن، أو التشریط).
- حساب قيم الطيف عند مجموعة الترددات المطلوبة.

يتم تنفيذ الخطوة الأخيرة عادة باستخدام طريقة تنفيذ فعالة للـ DFT. ويُوضح الشكل رقم (٥.٤) خطوات المعالجة السابقة، التي تعتبر ضرورية للتقدير الطيفي المعتمد على الـ DFT. ويتم أولاً معالجة الإشارة المستمرة زمنياً من خلال مرشح للتمرير المنخفض (مضاد للتزوير) وبعد ذلك يتم أخذ العينات للحصول إشارة متقطعة زمنياً. كما يتم اختيار عينات البيانات بطول إطاري مقداره  $N$  مع تداخل لهذه الإطارات مقداره  $N_0$ ، وبعد ذلك يتم تهيئتها باستخدام نافذة. وأخيراً، ويتم أخذ الـ DFT بطول مناسب للبيانات الناتجة من النافذة كتقدير لطيفها، الذي يتم تحليله بعد ذلك. وفي هذا الجزء، سنشرح بالتفصيل تأثيرات كل عملية من هذه العمليات على دقة الطيف المحسوب. ومن المهم جداً فهم المعنى من وراء هذه التأثيرات في كل التطبيقات العملية للتقدير الطيفي.



الشكل رقم (٥، ٤) يُبين نظام تحليل فوريير المعتمد على الـ DFT للإشارات المستمرة زمنياً.

## (٥,٢,١) تأثير عملية أخذ عينات الإشارات (العينة)

يتم تمرير الإشارة المستمرة زمنياً  $x_c(t)$  التي نبحث عن تقدير لطيفها، يتم تمريرها أولاً من خلال مرشح منخفض التمرير، يعرف بأنه مرشح مضاد للتزوير أو الالتفاف من أجل تخفيض خطأ التزوير بعد أخذ العينات. ويتم أخذ العينات عن الإشارة المحصنة ضد التزوير  $x_c(t)$  من خلال محول تماثلي رقمي analog to digital converter, ADC لتوليد التتابع المقطع زمنياً  $x(n)$ ، بمعنى،

$$x(n) = x_c(t)|_{t=n/F_s} \quad (٥.٥)$$

ومن نظرية التقطيع التي تم تقديمها سابقاً يمكن كتابة ما يلي:

$$X(e^{j2\pi F/F_s}) = F_s \sum_{l=-\infty}^{\infty} X_c(F - lF_s) \quad (٥.٦)$$

حيث  $X_c(F) = H_{lp}(F)S_c(F)$ ، لاحظ أن طيف الإشارة المقطعة زمنياً  $x(n)$  تكون صورة دورية من  $X_c(F)$ . وينتج عن التداخل في الصور  $X_c(F - lF_s)$  التزوير. فأي مرشح مضاد للتزوير لا يكون له اضمحلال، أو كبح لانهاضي في مجال توقيف الإشارة، فإن بعض الترددات الأعلى من  $F_s/2$  ستكون غير مساوية للصفر ويتوقع وجودها في مجال الترددات المهمة  $x(n)$ . وتعطي هذه الترددات المزورة، أو الملتفة ما يسمى بخطأ التزوير، والذي لا يمكن تجنبه عملياً في إشارة عملية. ومن الممكن جعل هذه الترددات مهملة عن طريق التصميم الجيد لمرشح مضاد للتزوير  $H_{lp}$ .

## (٥,٢,٢) النوفذة، والتمدد الدوري، والاستقرار

في تطبيقات التقدير الطيفي للإشارات العملية، يمكن حساب طيف أي إشارة عن طريق استخدام مقطع بطول محدد من هذه الإشارة. والسبب في ذلك يُعزى إلى ثلاثة أهداف:

- المكونات الطيفية للإشارة تتغير مع الزمن.
- هناك مجموعة محددة من البيانات في هذا المجموع.
- يجب الحفاظ على أن تكون التعقيدات الحسابية في خلال مستوى مقبول.

ولذلك، فإن من الضروري تقسيم  $x(n)$  إلى بلوكات (إطارات) من الفترات الزمنية للبيانات من أجل المعالجة. هذه العملية تسمى صندوق الإطارات، وتتميز بمعاملين: طول الإطار  $N$ ، والتداخل بين الإطارات  $N_0$ ، كما في الشكل رقم (٥.٤). ولذلك، فإن المشكلة المركزية في التحليل الترددي العملي يمكن صياغتها كما يلي:

حدد طيف الإشارة  $x(n)$ ،  $(-\infty < n < \infty)$  من قيمتها في فترة محددة  $(0 \leq n \leq N-1)$ ، بمعنى من مقطع محدد الطول.

وبما أنه  $x(n)$  تكون غير معروفة لكل  $n < 0$  و  $n \geq N$ ، فإن من الصعب أن نقول إنها مُعرفة، بدون أن يكون لدينا معلومات كافية مسبقة، إذا كانت الإشارة دورية أو غير دورية. أما إذا كان من الممكن أن نفترض أن الإشارة تكون دورية بدورة أساسية مقدارها  $N$ ، فإنه من الممكن بسهولة تحديد طيف هذه الإشارة عن طريق حساب تتابع فوريير باستخدام طريقة الـ DFT.

وفي معظم التطبيقات العملية فلا يمكن اعتبار هذا الافتراض، وذلك نتيجة أن البيانات المتاحة من الممكن أن تكون إما جزءاً من دورة من دالة دورية، أو مقطعاً من دالة غير دورية. وفي مثل هذه الحالات، لا يمكن تحديد طيف الإشارة بدون تخصيص قيم لعينات الإشارة التي تكون خارج الفترة المتاحة. وهناك ثلاث طرق للتعامل مع هذا الموضوع:

- طريقة الامتداد الدوري. وتعتمد هذه الطريقة على افتراض أن  $x(n)$  تكون دورية بدورة مقدارها  $N$ ، بمعنى  $x(n) = x(n+N)$  لكل قيم  $n$ ، وأن معاملات تتابع فوريير يمكن حسابها باستخدام طريقة الـ DFT.
- طريقة النوفذة: ويمكن بدء هذه العملية عن طريق افتراض أن الإشارة تكون صفراً خارج فترة الملاحظة، بمعنى،  $x(n) = 0$  لكل  $n < 0$  و  $n \geq N$ . إن هذا يكافئ ضرب الإشارة مع نافذة مستطيلة.

• طريقة الاستقراء: تستخدم هذه الطريقة المعلومات المسبقة (سابقة الافتراض) عن الإشارة لاستقراءها (بمعنى تحديد قيمها فيما بين  $n < 0$  و  $n \geq N$ ) خارج الفترة المتاحة وبعد ذلك يتم تحديد طيفها باستخدام الـ DTFT.

ويمكن افتراض أن طريقتي الامتداد الدوري والنوفاة هما أبسط الصور للاستقراء. يجب أن يكون واضحاً لدينا أن الاستقراء الناجح ينتج عنه تقدير طيفي أفضل من طريقتي الامتداد الدوري والنوفاة. ويعتبر الامتداد الدوري تطبيقاً مباشراً على الـ DFT، بينما يتطلب الاستقراء بعض الصور من نماذج الإشارة المتقدمة، كما أوضحنا مسبقاً في طرق التقدير الطيفي غير البارامترية. ولذلك فإنه يمكن اعتماد واعتبار طريقة التقدير الطيفي للـ PCG، اعتماداً على الطرق غير البارامترية.

أولاً، سيتم تقديم التقدير بالمخطط الدوري للـ PCG، وسيتم شرح تحليل خواصه الإحصائية بدلالة الانحياز والتفاوت لتقدير الـ PSD. وبما أن التقدير بالمخطط الدوري له تفاوت عالٍ، حتى في حالة الطول الكبير للعينات، فإن العديد من الطرق المعدلة مثل بارتليت [71]، وولش [73]، و Welch، و بلاكمان تيوكي Blackman [74] Tukey سيتم شرحها أيضاً. وأخيراً، سيتم إعطاء تفاوت التقدير الطيفي.

### (٥،٢،٣) طريقة المخطط الدوري

التقدير الطيفي بالمخطط الدوري للمخطط الصوتي للقلب PCG سيتم تحديده بالاعتماد على معادلة كثافة طيف القدرة PSD، power spectral density، كما يلي:

$$\hat{R}_{PCG}(w) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-jwn} \right|^2 = \frac{1}{N} |X(w)|^2 \quad (5.7)$$

حيث إن  $\hat{R}_{PCG}(w)$  هو المخطط الدوري للتقدير الطيفي للـ PCG، ويمكن التعبير عن معادلة الـ PSD كما يلي:

$$R_{PCG}(w) = \lim_{N \rightarrow \infty} E \left[ \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-jwn} \right|^2 \right] \quad (5.8)$$

حيث  $X(w)$  هي تحويل فوريير لتتابع العينات  $x(n)$ .

ولاحظ أن تنفيذ التقدير بالمخطط الدوري يشتمل على إجراء محول فوريير المقطع DFT على التابع  $x(n)$  ، متبوعاً بحساب الـ PSD مباشرة. وتحديداً ، بفرض  $N$  من نقاط البيانات  $x(0)$  ، و  $x(1)$  و... و  $x(N-1)$  ، فإننا نحسب الـ DFT لعدد  $N$  من النقاط عند التردد:

$$w = \frac{2\pi}{N}k, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (5,9)$$

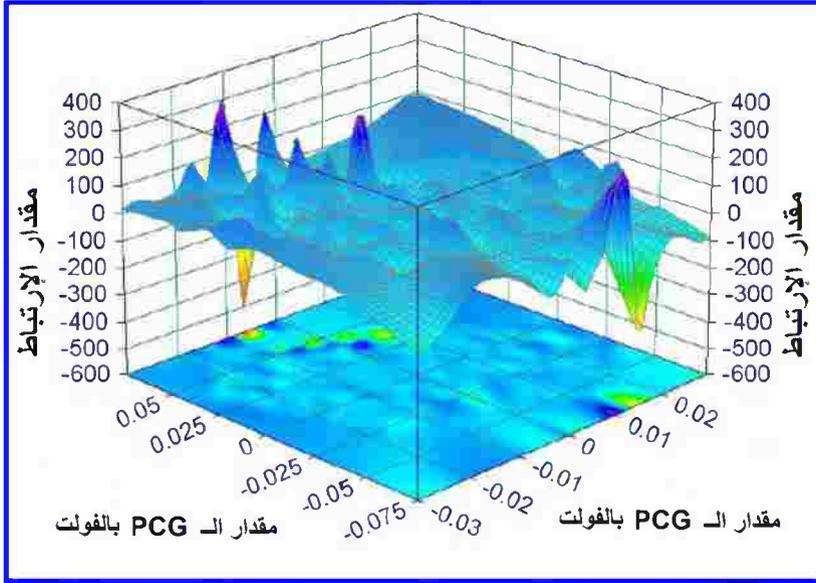
التي تعطي عينات المخطط الدوري

$$\hat{R}_1\left(\frac{2\pi}{N}k\right) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi nk/N} \right|^2, \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (5,10)$$

ومن ناحية عملية ، فعندما يكون طول البيانات  $N$  قصيراً ، فإن كثافة طيف القدرة PSD المحسوبة بالمعادلة (5,8) لا تحقق تمثيلاً جيداً لتقدير الطيف المستمر نتيجة العدد الصغير من العينات. ولكي نحصل على وصف أكثر اكتمالاً لتقدير كثافة طيف القدرة ، فإنه من الضروري تقييم  $R_{PCG}(w)$  عند ترددات أكثر كثافة للـ PCG. يمكن تحقيق ذلك عن طريق زيادة طول التابع عن طريق إلحاق أصفار في نهاية التابع. وتحديداً ، إذا كان طول البيانات هو  $L$  وكانت  $L > N$  ، فإن حساب عدد  $L$  من النقاط للـ DFT سيؤدي إلى ما يلي :

$$\hat{R}_2\left(\frac{2\pi}{L}k\right) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi nk/L} \right|^2, \quad k = 0, 1, \dots, L-1 \quad (5,11)$$

الشكل رقم (5,5) يوضح مصفوفة الارتباط لإشارة الـ PCG بعد تطبيق عملية المخطط الدوري المذكورة مسبقاً. ويرسم هذا الشكل العلاقة بين مؤشر الارتباط المستنتج من المعادلة (5,11) مع مقدار شدة الـ PCG ، وذلك لتحديد الخواص الطيفية لآثار المخطط الصوتي للقلب.



الشكل رقم (٥،٥) يوضح المخطط التضاريسي للارتباط ثلاثي الأبعاد لإشارة الـ PCG اعتماداً على طريقة المخطط الدوري.

#### (٥،٢،٤) طريقة المخطط الدوري المعدلة

تعتبر كل من طريقة بارتليت [78] وطريقة ولش [79] Welch ، تعديلاً لطرق المخطط الدوري. وتهدف هاتان الطريقتان إلى تقليل التفاوت في التقدير بالمخطط الدوري عن طريق تقسيم الملاحظات المتاحة وعددها  $N$  إلى عدد  $K$  من المقاطع ، وبعد ذلك يتم حساب متوسط المخططات الدورية المحسوبة من كل مقطع لكل قيمة لـ  $w$ . ولذلك دعنا نفترض ما يلي :

$$x_i(n) = x(n + iD), \quad i = 0, 1, \dots, K - 1; \quad n = 0, 1, \dots, M - 1 \quad (٥،١٢)$$

ترمز للملاحظات في المقطع  $i$ th ، حيث  $iD$  هي نقطة البداية للمقطع رقم  $i$ . طريقة بارتليت تضع  $D=M$  ، و  $N=L.M$  ، ولذلك فإن عينات البيانات في المقاطع المتتالية لا تكون متداخلة. وفي طريقة ولش يتم وضع  $D=M/2$  ، ويتم الحصول على عينات

البيانات المتداخلة في المقاطع المتتالية. فمثلاً، إذا كانت  $D=M/2$ ، فإنه يكون هناك ٥٠٪ تداخل بين مقاطع البيانات المتتالية، ويتم الحصول على  $K=2L$  من المقاطع. ودعنا نفترض المعادلات التالية:

$$\hat{R}^i(w) = \frac{1}{M} \left| \sum_{n=0}^{L-1} x_i(n) e^{-jw} \right|^2 \quad (5.13)$$

تمثل المخطط الدوري للمقطع رقم  $i$ . ويمكن تحديد تقدير بارتليت Bartlett الطيفي كما يلي:

$$\hat{R}_B(w) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} \hat{R}^i(w) \quad (5.14)$$

ويمكن تحديد تقدير ولش Welch الطيفي كما يلي:

$$\hat{R}_W(w) = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{K-1} \hat{R}_M^i(w) \quad (5.15)$$

حيث  $R_M^i(w)$  هي المخطط الدوري المعتمد على النافذة، الذي يعطي كما يلي:

$$\hat{R}_M^i(w) = \frac{1}{MP} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i w(n) e^{-jw} \right|^2 \quad (5.16)$$

حيث إن  $P$  هي قدرة النافذة الزمنية  $w(n)$  لإشارة ال-PCG،

$$P = \frac{1}{K} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n) \quad (5.17)$$

ومن الملاحظ في طريقة ولش أن عينات البيانات في كل مقطع يتم نوافذتها قبل إجراء محول فورير عليها باستخدام طريقة ال-FFT. ويمكن بسهولة الحصول على الخواص الإحصائية لتقدير بارتليت الطيفي. في البداية، القيمة المتوقعة  $R \square_B(w)$  تعطى كما يلي:

$$E[\hat{R}_B(w)] = \frac{1}{L} E[\hat{R}^i(w)] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} R(\alpha) W_B^M(w - \alpha) d\alpha \quad (5.18)$$

$$W_B^{(N)}(w) = \frac{1}{N} \left[ \frac{\sin(w2N)}{\sin(w2N)} \right]^2 \quad (5.19)$$

ومع كتابة تحويل فورير لما يسمى بنافذة بارتليت التي طولها  $N$  كما يلي:

$$W_B^N(k) = \begin{cases} 1 - \frac{|k|}{N}, & \text{if } |k| \leq N - 1 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (5.20)$$

## (٥,٣) الطرق البارامترية للتقدير الطيفي الخاص بالمخطط الصوتي للقلب

## (٥,٣,١) التقدير الطيفي بطريقة الـ ARMA للـ PCG

لقد تم تطبيق طرق تحديد الأنظمة المتكيفة لنمذجة وتحديد الإشارات الحيوية الطبية مثل الـ ECG، والـ PCG. ومن أحد أهداف تحليل إشارة الـ PCG هو استخلاص خواص الإشارة الصوتية للقلب، التي تكون مفيدة في الكشف المبكر عن المشاكل أو التشوهات في ديناميكا الدم. إن نمذجة ومحاكاة آثار الـ PCG التي تعتبر تسجيلات صوتية للقلب، تعتبر ذات أهمية لإحصائي القلب.

ويمكن استخدام طريقة المتوسط المتحرك للانحدار الذي autoregressive moving average, ARMAX، وطريقة النمذجة بـ ARMAX المتكيفة، لتقدير المعاملات الديناميكية الصوتية لإشارات الـ PCG. وينتج من هذا التحليل خواص يتم استخدامها في تصنيف نماذج الـ PCG للمرضى على أنها نماذج طبيعية، أو غير طبيعية لاستخدامها في المساعدة على التشخيص الإكلينيكي. وهناك العديد من الطرق التشخيصية المتاحة للكشف عن القصور في الصمامات القلبية (الترالي، والأورطي، والثلاثي الشرفات)، أو في القصورات المختلفة في الجالوب (الجالوب الانبساطي، والانقباضي، والجالوب الشرياني، والبطيني).

ويمكن فصل طرق اكتساب إشارة الـ PCG الموجودة حالياً إلى طرق تدخلية، التي يتم فيها القياس من داخل الجسم، وطرق غير تدخلية وهي التي تعمل من خارج الجسم. ويمكن تقسيم الطرق غير التدخلية أيضاً إلى طرق فعالة، وهي التي ترسل وتستقبل إشارة، وطرق غير فعالة، وهي التي تتسمع إلى الإشارات المتولدة من اهتزاز عضلة القلب [٧٦، ٧٩].

وعلى افتراض أن إشارة الـ PCG يتم توليدها عن طريق تمرير إشارة عملية ضوضائية بيضاء ذات متوسط صفر  $u(n)$  من خلال نظام خطي ثابت زمنياً linear time invariant, LTI، بمعنى، أن تحديد إشارة الـ ARMA يمكن الحصول عليه عن طريق

ترشيح عملية الضوضاء البيضاء من خلال نظام من الأقطاب والأصفار. ويمكن لنماذج الـ ARMA أن تكون مناسبة لتوصيف الإشارات التي يحتوي طيفها على كل من القمم الحادة والفراغات العميقة عن طريق درجات منخفضة كما يلي:

$$x(n) = -\sum_{k=1}^p a(k)x(n-k) + \sum_{k=0}^q b(k)u(n-k) \quad (٥.٢١)$$

حيث إن  $u(n)$  تسمى الضوضاء الدافعة، وبدون فقد العمومية، فإن  $b(0)=1$  و

ستكون دالة العبور المقابلة كما يلي:

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} \quad (٥.٢٢)$$

حيث إن،

$$A(z) = 1 + \sum_{k=1}^p a(k)z^{-k} \quad (٥.٢٣)$$

و

$$B(z) = \sum_{k=0}^q b(k)z^{-k} \quad (٥.٢٤)$$

ولذلك فإن نموذج دالة العبور الثلاثية المفهوم يمكن استنتاجها كما يلي:

$$H(z) = \frac{1 + \sum_{k=1}^p a(k)z^{-k}}{\sum_{k=0}^q b(k)z^{-k}} \quad (٥.٢٥)$$

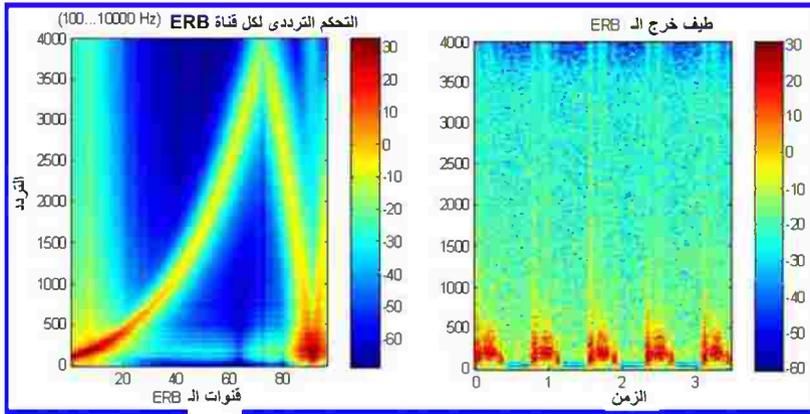
- ويطلق على نموذج المتوسط المتحرك للانحدار الذاتي ARMA. نموذج الصفر- القطب الأحادي في المعادلة (٥.٢٥) نموذج ARMA من الدرجة  $p$  و  $q$  ويرمز له بالرمز  $ARMA(p, q)$ . وتعرف كل من الـ  $a(k)$  و  $b(k)$  على أنها درجات المعاملات AR و MA على التوالي.
- نموذج الانحدار الذاتي AR. إذا كانت  $q=0$ ، فيتم تبسيط النموذج في المعادلة (٥.٢٥) إلى نموذج كله أقطاب من الدرجة  $p$  ويسمى النموذج  $AR(p)$ .
- نموذج المتوسط المتحرك MA. إذا كانت  $p=0$ ، فيتم تبسيط النموذج في المعادلة (٥.٢٥) إلى نموذج كله أصفار من الدرجة  $q$  ويسمى النموذج  $MA(q)$ .

يمكن تحديد التقدير الطيفي عن طريق الـ ARMA من خلال دالة الارتباط الذاتي

لنموذج دالة عبور الـ ARMA كما يلي :

$$r(m) = \begin{cases} -\sum_{k=1}^p a_k r(m-k) + \sigma^2 \sum_{k=1}^{q-m} h_k b(k+m), \\ m = 0, 1, \dots, q; -\sum_{k=1}^q r(m-k), \quad m \geq q+1 \end{cases} \quad (٥,٢٦)$$

وتم تقديم قيمة الخطأ المنحاز لإشارة الـ PCG المقدر في الشكل رقم (٥,٦) ويُشار إليها بـ erb-plot أو مخطط الـ erb للسلوك الطيفي الساكن لإشارة الـ PCG. لذلك، فإن معاملات الـ ARMA تظهر بطريقة غير خطية من خلال الاستجابة الصدمية غير المعروفة  $h(n)$ . إذا كانت النمذجة المثالية هي المطلوبة، فإنه من الضروري الحصول على حل متوسطات المربعات الأصغر لمعادلات ييل ولكر Yule-Walker غير الخطية. للحصول على مثل هذا الحل، فإنه يتم استخدام طرق تكرارية غير خطية، وهذه الطرق ليست مكلفة حسابياً فقط، بل إنها تعاني أيضاً من تأثير التقارب الموضوعي.



الشكل رقم (٥,٦). يُبين التمثيل الطيفي لإشارة الـ PCG القلبية المخصصة لضيق الأورطي.

ويمكن الحصول على تبسيط معقول في الحسابات عن طريق استخدام طرق أقرب للمثالية التي يتم فيها تقدير معاملات أجزاء الـ AR والـ MA كل على حدة. في

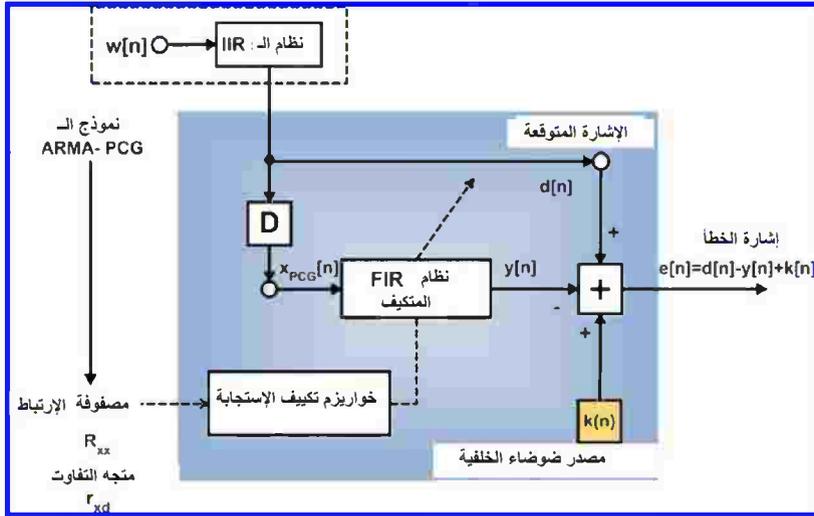
هذه الحالة فمن الممكن تقدير معاملات الـ AR باستخدام خطوات خطية. وبعد الحصول على معاملات الـ AR، فيتم استخدام حدود كثيرة لترشيح البيانات، والحصول على عملية  $MA(q)$  نقية، التي يمكن تقدير معاملاتها باستخدام الطرق التي تم افتراضها في الجزء السابق.

ويتم تقدير معاملات الـ AR باختيار  $m \geq q+1$  في المعادلة (٥,٢٦) حيث يمكن الحصول على المعادلة التالية:

$$\sum_{k=0}^p a_k r(m-k), m = q+1, q+2, \dots, q+n \quad (٥,٢٧)$$

المعادلة (٥,٢٧) حققت علاقة خطية بين معاملات الـ AR والـ ACFs في الإشارات المراقبة. ولكي نحدد معاملات الـ AR، فإنه يمكن اعتماد أول عدد  $p$  من المعادلات الخطية (بمعنى  $q+1 \leq m \leq q+p$ ) وبعد ذلك يمكن حل هذا النظام من المعادلات الناتجة. فعندما تكون الـ ACFs معروفة حقيقية، فإن هذه المجموعة من المعادلات تكون كافية لإعطاء حل وحيد ودقيق لتقدير معاملات الـ AR.

ومن ناحية عملية، حيث إنه يتم استخدام تقديرات لعينة الـ ACF، فإن تقديرات معاملات الـ AR التي يتم الحصول عليها بهذه الطريقة قد تكون فقيرة نتيجة الأخطاء في تقديرات عينة الـ ACF. ويمكن تفسير هذا العيب أيضاً في ضوء حقيقة أنه يتم فقط استخدام مجموعات مؤخرة من الـ ACFs. في الحقيقة أن المعادلة (٥,٢٧) محققة لأي  $m \geq q+1$ .



الشكل (٥،٧) يُوضِّح رسم تخطيطي لمحاكاة المخطط الصوتي للقلب لنموذج مرشح FIR لعملية التوقع، حيث  $x[n]$  هي إشارة الدخل PCG إلى المرشح IIR، و  $d[n]$  هي الإشارة المتوقعة،  $R_{xx}$ ،  $r_{xd}$  هما مصفوفتا الارتباط ومتجه التفاوت، على التوالي. و  $y[n]$  هي خرج نظام الترشيح FIR المتكيف، و  $k[n]$  هي مصدر ضوضاء الخلفية في حلقة معالجة ال PCG المتكيفة.

وللحصول على تقدير أفضل لمعاملات ال AR، فإن أحد الاختيارات المعقولة يتمثل في استخدام أكثر من العدد الأصغر (بمعنى  $p$ ) في معادلات بييل - ولكر الممتدة. وينتج عن ذلك مجموعة زائدة التحديد من المعادلات الخطية التي يمكن حلها عن طريق استخدام طرق المربعات الصغرى least square, LS أو المربعات الصغرى الكلية TLS. ويمكن ملاحظة الهيكل الترشيحي المتكيف، الذي يتم استخدامه في التقدير الطيفي لإشارة ال PCG في الشكل رقم (٥،٧) الذي يعتمد على نموذج ال ARMA - PCG على دالة الارتباط الذاتي المستخدمة في تحديد استجابة المرشح المتكيفة في وجود إشارة ضوضاء الخلفية  $n(t)$  أو  $k(n)$  كما هو معروض في الشكل رقم (٥،٧).

## (٥,٣,٢) طريقة نمذجة الـ ARMA

ولغايات التوضيح، فيجب اعتماد الإشارات ذات القيم الحقيقية فقط في تطوير طرق نمذجة الـ ARMA لتقدير الترددات الجيبية. الإشارات الجيبية في الضوضاء البيضاء المتزايدة تحقق نموذج ARMA مخصوص يمكن عن طريقه تطوير طريقة لنمذجة الـ ARMA لتقدير المعاملات الجيبية التي قد تم إثباتها أولاً.

ودعنا نفترض لدفع الاختيار لعملية الـ ARMA لكي تكون النموذج المناسب للدوال الجيبية في الضوضاء البيضاء، العلاقات المثلثية التالية:

$$\cos(\Omega n) = -2\cos\Omega \cos[\Omega(n-1)] - \cos[\Omega(n-2)] \quad (٥.٢٨)$$

لكل  $-\pi \leq \Omega \leq \pi$ . لنفترض  $x(n) = \cos\Omega n$ ، و  $a(1) = 2\cos\Omega$  و  $a(2) = 1$ ، فإنه يمكن توليد مركبات  $x(n)$  الجيبية الحقيقية الأحادية عن طريق المعادلة الفرقية من الدرجة الثانية:

$$x(n) = -a(1)x(n-1) - a(2)x(n-2) \quad (٥.٢٩)$$

مع افتراض القيم  $x(-1) = 1$ ،  $x(-2) = 0$ . هذه المعادلة الفرقية لها كثيرة الحدود المميزة التالية:

$$1 + a(1)z^{-1} + a(2)z^{-2} \quad (٥.٣٠)$$

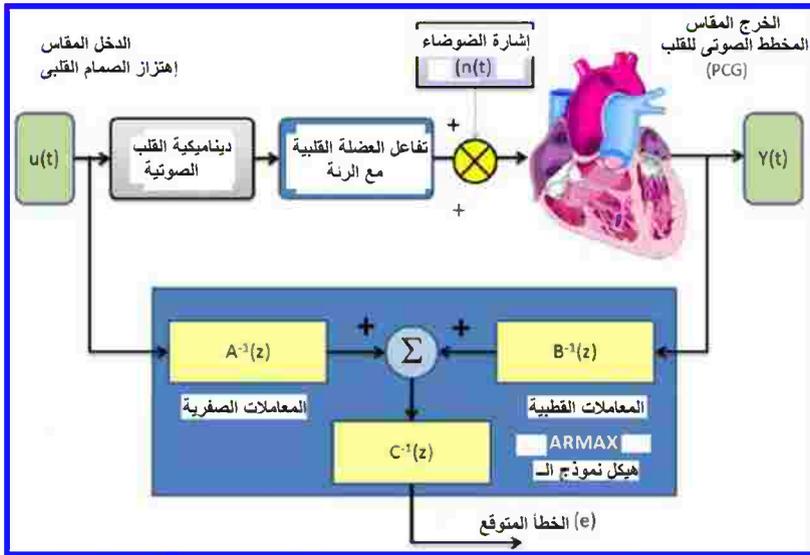
التي جذورها هي  $z_1 = e^{j\Omega}$  و  $z_2 = z_1^* = e^{-j\Omega}$ . يتم تحديد التردد الجيبي من الجذور كما يلي:

$$\Omega = \tan^{-1} \left( \frac{\text{Im}z_1}{\text{Re}z_1} \right) \quad (٥.٣١)$$

ويمكن تحديد المخطط الصندوقي لنموذج الـ ARMA العام من خلال عملية تقدير أصفار وأقطاب دالة العبور كما هو موضح في الشكل رقم (٥.٨). وكانت الطريقة المعدلة الأخرى لتقدير النموذج البارامتري للـ PCG تعتمد على النمذجة الانحدارية البارامتريّة المتكيفة، التي لن تأخذ بعين الاعتبار هنا لأنها تنتمي إلى طريقة المعالجة غير الخطية للـ PCG.

## (٣,٣,٥) طريقة الـ ESPRIT الخاصة بالتخطيط الصوتي للقلب

ومما يجب أن يأخذ بعين الاعتبار هي طريقة تقدير معاملات الإشارة عن طريق تقنيات الشاوب الثابت [٧٤، ٧٥] estimation of signal parameters via rotational invariance techniques, ESPRIT كما يجب أن يتم استخدام طريقة تحليل أيجن مختلفة لتقدير معاملات التردد الجيبي. إنها تنتج تقديرات التردد الجيبي عن طريق حساب القيم الذاتية لمصفوفتين جيديتي التشكيل. وللمرة الثانية، وسنعتبر الحالة المركبة القيمة.



الشكل رقم (٥,٨). مخطط صندوقي لتحديد المخطط الصوتي للقلب اعتماداً على طريقة نمذجة الـ ARMA المتكيفة. وتمثل إشارة الدخل المقاسة الوظيفة الزمنية للمخطط الصوتي للقلب، وبالتالي فإن هذه الإشارة ستتفاعل مع الديناميكية الصوتية للقلب. وسيتم جمع هذه الإشارة الضوضائية  $n(t)$  (الاضطراب)، مع المتغير الطبيعي، والقناتان (الدخل والخروج) تكونان موصلتين على نموذج تحديد الـ ARMA لاستخلاص معاملات الأقطاب والأصفار لنموذج القلب الصوتي.

باستخدام الرموز المحددة في طريقة الـ MUSIC، ودلالة المعادلة التالية:

$$z(n) = [y(n+1), y(n+2), \dots, y(n+m)]^T \quad (٥.٣٢)$$

لذلك، وباستخدام المعادلات (٥.٢٦) و (٥.٢٧) يمكن الحصول على ما يلي:

$$z(n) = A\phi x(n) + w(n+1)$$

حيث إن  $\phi$  عبارة عن مصفوفة قطرية أبعادها  $p \times p$ .

$$\phi = \text{diag}[e^{jw^1}, e^{jw^2}, e^{jw^p}] \quad (٥.٣٣)$$

والتي تربط بين المتجهات المزاحة زمنياً  $y(n)$  و  $z(n)$ ، وبالتالي تُسمى معامل الدوران.

وتكون مصفوفة الارتباط المتبادل لمتجهات البيانات ( $y(n)$  و  $z(n)$ ) كالتالي:

$$R_1 = E[y(n)z^H(n)] = AP\phi A^H + \sigma^2 Q \quad (٥.٣٤)$$

حيث  $Q$  هي مصفوفة الوحدة.

$$\Delta \begin{bmatrix} 1 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \dots & 0 & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & 0 & \dots & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

وعلى الجانب الآخر، فإن الحسابات المباشرة لـ  $R_1$  تعطي كما يلي:

$$R_1 = \begin{bmatrix} r_y(1)r_y(0) & \dots & r_y(m) \\ r_y(0)r_y(1) & \dots & r_y(m-1) \\ \dots & \dots & \dots \\ r_y^*(m-2)r_y^*(m-3) & \dots & r_y(1) \end{bmatrix} \quad (٥.٣٥)$$

وعن طريق تشكيل المصفوفتين التاليتين:

$$C_1 \equiv R - \sigma^2 I = AP A^H \quad (٥.٣٦)$$

$$C_2 \equiv R_1 - \sigma^2 Q = AP\phi A^H$$

مع اعتبار المصفوفة (C1- $\lambda$ C2):

$$C_2 \lambda C_1 = AP(I - \lambda\phi) A^H \quad (٥.٣٧)$$

لقد أوضح كل من بولارج [Paularj] و روى Roy و كيلاث [Kailath] [64, 65, 70] أن زوج المصفوفات  $(C_1, C_2)$  لهما عدد  $p$  من القيم المميزة العامة عند  $\lambda(i).e^{j\omega}, i=1,2,\dots,p$  وعدد  $m-p$  من القيم المميزة العامة أصبحت أصفاراً.

وباستخدام النتائج السابقة ، فإنه يمكن تلخيص خواريزم ال ESPRIT كما يلي :

- الخطوة (١). حساب العينة  $\hat{r}_y(m)$  ،  $m = 0, 1, \dots, m$  باستخدام العلاقة القياسية المنحازة وتشكيل المصفوفات  $R$  و  $R_1$  باستخدام المعادلتين (٥,٣٥) و (٥,٣٦).

- الخطوة (٢). حساب القيم المميزة ل  $R$  ، والحصول على تقدير لتفاوت الضوضاء  $\sigma^2$ .

- الخطوة (٣). حساب كل من  $C^*_1.R \dots 2I^*$  و  $C^*_1.R_1 \dots 2Q^*$ .

- الخطوة (٤). حساب القيم المميزة العامة لزوج المصفوفات  $(C^*_1, C^*_2)$ . العدد  $p$  من القيم المميزة العامة التي تقع على (أو قريب من) دائرة الوحدة التي تحدد العناصر القطرية ، وبالتالي الترددات الجيبية. وسيقع العدد  $m.p$  من القيم المميزة على (أو قريب من) نقطة الأصل.

#### (٥, ٤) طريقة النافذة الطيفية لمعالجة إشارات الـ PCG

يمكن وصفها بأنها أي إشارة في العالم في أنظمة محورية مختلفة ، كما أن هناك قيمة هندسية من فحص أي إشارة ، في أي نظام محوري ، أو أساسي بديل. ومن الأنظمة الأساسية التي تكون مفيدة على وجه الخصوص هي مجموعة الأسس المركبة. وقوة الجذب التي تتمتع بها هذه المجموعات الأساسية هي أن الأسس المركبة فيها هي دوال مميزة ولها تتابع مميز لعمليات تفاضلية وفرقية ثابتة زمنياً وخطية LTI على التوالي. وهذا يعني أنه عند تطبيق الدوال الجيبية على مرشح LTI فإن الاستجابة الثابتة للنظام تكون عبارة عن صورة أو إصداراً بمقياس معين من الموجة الجيبية نفسها.

ويمكن لنموذج النظام أن يؤثر فقط على المقدار المركب (المقدار والزاوية) للموجة الجيبية ولكنه يستحيل أن يغير من التردد. وبالتالي، فقد أصبحت الدوال الجيبية المركبة أداة قياسية لجس الأنظمة من النوع LTI ووصفها. إن عملية وصف أي إشارة على أنها مجموع دوال جيبية محجمة هي في الحقيقة تحويل فوريير القياسي.

ويسمح تحويل فوريير وتتابع فوريير، والموضح في المعادلة (٥,٣٨)، لنا بوصف الإشارات بالتساوي تماماً في كل من النطاق الزمني والنطاق الترددي:

$$H(w) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t)e^{-jw t} dt \quad (٥,٣٨)$$

$$H(\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} h(n)e^{-j\theta n} \quad (٥,٣٩)$$

$$H(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} h(w)e^{+jw t} dw \quad (٥,٤٠)$$

$$H(n) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} h(\theta)e^{+j\theta n} d\theta \quad (٥,٤١)$$

حيث إن الأسس المركبة يكون لها دعم لا نهائي، وحدود التكامل في التحويل الأمامي (التحويل من زمني إلى ترددي) تكون من سالب حتى موجب ما لانهاية. وكما هو ملاحظ مسبقاً، فإن كل الإشارات التي تقع في اهتمام المهندسين يكون لها دعم محدود، مما يدفعنا لتعديل حدود التكامل في محول فوريير ليعكس هذا التحديد. وتوضّح المعادلة (٥,٤٢) ذلك، حيث TSUP و n تحدد الدعم المحدود للإشارة.

$$H_{\text{SUP}}(w) = \int_{\text{TSUP}} h(t)e^{-jw t} dt \quad (٥,٤٢)$$

$$H_{\text{SUP}}(\theta)_{\text{SUP}} = \sum_N h(n)e^{-j\theta n} \quad (٥,٤٣)$$

$$h(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} H_{\text{SUP}}e^{+jw t} dw \quad (٥,٤٤)$$

$$h(n) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} H_{\text{SUP}}e^{+j\theta n} dw \quad (٥,٤٥)$$

ويمكن دمج إصداري المحول في صورة واحدة مدمجة، وذلك إذا استخدمنا نافذة للدعم المحدد لتحديد الإشارة في الفترة الزمنية المناسبة للدعم، على العكس من استخدام حدود التكامل، أو حدود المجموع.

### (٥.٥) أنظمة سماعة الطبيب الرقمية DS

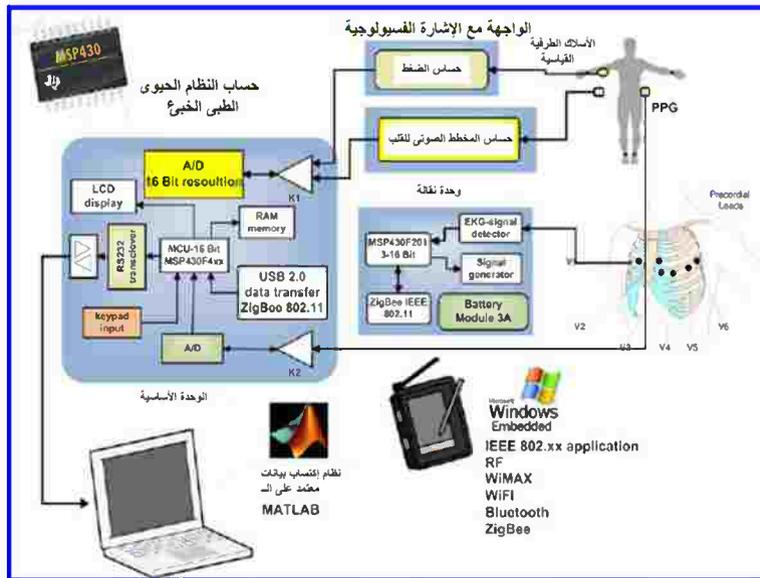
تتكون العناصر الأساسية لسماعة الطبيب الرقمية Digital stethoscope, DS من وحدة الحساس التي تلتقط أصوات القلب والرئة (تعرف أيضاً بالتسمع)، والتحويل إلى الرقمي، والمعالجة الرقمية للتسمع للتقليل من الضوضاء، والترشيح والتكبير. تتكامل سماعة الطبيب الرقمية مع مجموعة من الخوارزميات الخاصة بالكشف عن المعدل القلبي والكشف عن الشبهات القلبية.

وتعد مصادر الطاقة وإدارة البطارية مفتاحاً أساسياً في هذه الأدوات التشخيصية الطبية الفائقة التنقل، حيث تكون الافتراضات التصميمية الأساسية هي الاستهلاك الفائق للطاقة والكفاءة العالية المدفوعة بالاحتياج إلى الحياة الممتدة للبطارية، والدقة العالية مع زمن الاستجابة السريع الذي يسمح بالتحديد السريع للحالة الصحية للمرضى.

ويمكن للمستلزمات المطلوبة الإضافية أن تدفع إلى الحاجة لتسجيل التسمع، والمواجهة السلوكية أو اللاسلوكية لنقل التسمع.

وبالإضافة إلى ذلك، ولتسهيل سهولة الاستخدام، فإن بعض خواص التحكم في شاشات اللمس وعرض الإضاءة الخلفية تكون مهمة لاستخدام هذه الأجهزة. وإضافة هذه الخواص بدون الزيادة في استهلاك الطاقة ويُشكل تحدياً كبيراً. إن اختيار وإضافة وحدة المعالجة الدقيقة، ومكبرات التجهيز والعزل، ومنظمات الجهد والطاقة، وأنظمة التكويد الصوتي ACOD، وأجهزة المواجهة السلوكية والاسلكية والمخارج تعتبر صندوقاً مثالياً لأدوات تطبيقات السماع الرقمية [٨٠].

يُبين الشكل التالي المكونات الأساسية للسماعة الرقمية الحديثة واندماج البيانات الإكلينيكية الأخرى حيث إن استخدام وحدة المتحكم الدقيق MCU في التجهيزات الطبية النقالة سيساعد في رقمنة وتكامل النظام التشخيصي المتعدد البارامترية.



الشكل (٩، ٥) يبين المكونات الخبيثة لنظام سماعة الطبيب الرقمية وإشارة الـ ECG في وحدة واحدة مدعجة CDS، التي سيتم استخدامها بكثرة في مرافق الرعاية الصحية والأنظمة الإكلينيكية النقالة.

وتأتي الأنظمة الجانبية الأساسية الشائعة لسماعة الطبيب الرقمية على النحو التالي:

- الواجهة الأمامية التماثلية ودخل واجهة الحساسات وإشارات التسمع التي يتم تكبيرها وبعد ذلك رقمنتها عن طريق الـ Audio Codec. وبعد رقمنة إشارات

التسمع ومعالجتها يتم تحويلها إلى الصورة التماثلية وإرسالها إلى أذن سماعة الطبيب.

- وحدة المعالجة الدقيقة المنخفضة الطاقة: وهي معالجات قادرة على تنفيذ جميع المعالجات المطلوبة للإشارة بما في ذلك الوظائف الأساسية، مثل: تقليل الضوضاء، وخوارزميات للكشف عن المعدل القلبي، والكشف عن القصور القلبي بينما يتم الحفاظ على تيار ثابت ضعيفاً جداً يتم سحبه من البطارية. وبوجود المقدرة على التحكم في الواجهة مع الذاكرة والأجهزة المحيطة سيكون عوناً كبيراً.
- وفي ضوء معلومية طبيعة الأجهزة، فإن المعالجات التي يمكنها إدارة العرض الرقمي والوظائف الأساسية التي تسمح بعرض الشكل الموجي للتسمع بدون إضافة مكونات يكون عاملاً مثالياً.
- تخزين البيانات ونقلها: يمكن تسجيل التسمع على بطاقة إلكترونية MMC/SD، أو على جهاز USB. كما يمكن أيضاً نقلها من خلال وسائل لاسلكية مثل: البلوتوث Bluetooth، وبروتوكولات نقل الاتصالات، مثل: بروتوكول الاتصالات القياسي IEEE802.14.

### (١, ٥, ٥) سماعة الطبيب الإلكترونية المرئية

والتغير الآخر الذي طرأ على سماعة الطبيب الرقمية هو نظام السماعة الإلكترونية المرئية visual electronic stethoscope system, VES الذي يعتبر تطوراً تكنولوجياً في أجهزة التسمع الحديثة. وهذا يعدُّ التشكيل الأساسي لسماعة الطبيب المتعددة الوظائف الذي يعني أنها قادرة على تسجيل التحليل وإخراج مؤشر التشخيص المبدي لنظام اختبار القلب الإكلينيكي.

ويُوضَّح الشكل رقم (٥, ١٠) النموذج المبدي لهذا الجهاز، الذي تم تطويره عن طريق شركة Contec Medical System Co. Ltd. CMS, Hukun, China. كان يعتمد

الإصدار الأول لهذه السماعية على التنفيذ المبسط للـ FFT في سلسلة معالجة الإشارة مع وحدة عزل واحدة.

يعتبر العرض المباشر للشكل الموجي للـ PCG على شاشة LCD، مصحوباً مع المعاملات الفسيولوجية القلبية الأخرى، واحداً من النقاط الجاذبة في التصميم. وتتجه الأبحاث المستقبلية والتطوير نحو سماعية طبيب قلبية مرئية لتخطيط المواقع الأربعة التسمعية على الصدر.



الشكل رقم (٥, ١٠). يُوضّح نظام سماعية طبيب إلكترونية مرئية VES مع إشارات فسيولوجية متعددة البارامترات (SpO2 والـ ECG، وأصوات القلب) المرجع: CMS-VE,

.china

## (٥,٦) الملخص

أهم النقاط في هذا الفصل على النحو التالي :

- ١- يعتبر التحليل الطيفي لإشارة الـ PCG أداة فعالة لفحص تشوهات الأوعية القلبية المختلفة وخواصها المصاحبة للتغيرات في المعاملات الطيفية.
- ٢- إن نوعي معالجة الإشارة الطيفية البارامترية، وغير البارامترية، نالا حظاً وافرأً واهتماماً بالغاً باستخدامهما في الفحص المبكر والمتأخر للمؤشر القلبي الانبساطي للعديد من الأحوال المرضية.
- ٣- وقد تم فصل جميع مركبات الصوت القلبي، بمعنى، S1 و S2 و S3 واللغظ، والانقسامات الصوتية، بوضوح في المجال الزمني والمجال الترددي. لقد تم أيضاً إثبات أو تجريب صور صوتية للقلب عالية التحديدية، في كل من الزمن والخطوة أو التردد، مما أعطى جودة محسنة لصور المخطط الطيفي الكلاسيكية (المعتمدة على الـ SFFT).
- ٤- وتعكس الصور المرئية الناتجة جودة نصف مرجعية، لتمييزها بخواص معينة، وقد أصبحت بديهية في الحال.
- ٥- تمييز الأصوات القلبية، واستخدام كل من الصور المرئية المستنتجة من المخطط الطيفي ونظام مجمع من المخططات التي تميز المتوسط الزمني لتغيرات شدة الصوت الوقتية والترددات.
- ٦- استخدام سماعة الطبيب الرقمية العديد من المعالجات لإشارة الـ PCG الطيفية من أجل تعزيز أو تحسين أدائها وقابليتها للتشخيص الفوري للعديد من القصور في ديناميكا الدم.