الفصل الثالث

إطار لمعالجة إشارات المخطط الصوتي للقلب

(٣,١) عرض إشارات المخطط الصوتي للقلب Phonocardiography, PCG

يعتبر المخطط الصوتي للقلب PCG تقنية سهلة ومفيدة لتسجيل الأصوات القلبية وهمسات القلب. ولقد تم تطوير هذه التقنية فيما سبق للتغلب على القصور في خواص سماعة الطبيب الصوتية. يتيح المخطط الصوتي للقلب، الذى يعتبر تمثيلاً تخطيطياً لأصوات القلب، الفرصة لتوثيق التوقيتات، وشرح الشدة النسبية لهذه الأصوات، والهمسات.

ويستطيع أطباء القلب بعد ذلك تقييم هذا المخطط بالاعتماد على التغيرات في شكل الموجة (بمعنى تغيرات شكلية) والمعاملات التوقيتية (خواص زمنية). وهناك عدد من المتغيرات الأخرى المتعلقة بالقلب يمكن تسجيلها بالتزامن مع المخطط الصوتي للقلب، ويشتمل ذلك على، المخطط الكهربي للقلب ECG، ونبضة الشريان السباتيcarotid arterial pulse ، ونبضة الوريد الوداجي jugular venous pulse، ومخطط قمة القلب apex cardiogram.

وعلى الرغم من أن المخطط الصوتي يمكنه أن يخزن النتائج الصوتية بدقة، إلا أن استخدامه كأداة للتشخيص تعتبر غير شائعة تقريباً؛ نتيجة للخطوات الحرجة

المطلوبة والتجهيزات المعقدة. إن الخطوة الأساسية والقياسية لتسجيل المخطط الصوتي للقلب تتطلب حجرة صوتية هادئة بمواصفات خاصة. أما على مستوى التجهيزات المطلوبة، فبما أن أجهزة المخطط الصوتي كانت قد استخدمت من قبل أن تكون الشرائح الإلكترونية المدمجة متاحة، فإن أحجامها تكون كبيرة تقريباً، كما أنها تكون مصدراً للضوضاء، وغير مريحة في الاستخدام. ومع ظهور سماعة الطبيب الإلكترونية، فربما يكون المخطط الصوتي للقلب قد عاود مرة ثانية للظهور.

إن سماعة الطبيب الإلكترونية الحديثة والمطورة تكون أكثر دمجاً، ومقاومة للضوضاء، ومحصنة جيداً ضد الاضطرابات، وأكثر راحة في الاستخدامات التشخيصية. فهي تسمح بالتسجيل الرقمي لأصوات القلب، وبذلك تسمح للشخص الإكلينيكي بأن يحلل المخطط الصوتي للقلب على الحاسب. ويمكن أن يكون للمخطط الصوتي للقلب أهمية تشخيصية في المستقبل مع توالى التقنيات المستخدمة في القياسات الإلكترونية والخوارزمات التي تتعلق بمعالجة إشارة هذا المخطط.

ويمكن لهذه الخوارزمات أن تساعد في تمثيل الأصوات القلبية كمجموعة من الإشارات المميزة، التي قد تكون أساساً للكشف عن أمراض القلب المختلفة. وتم توجيه معظم مجهودات هذه الأبحاث لعرض طرق معالجة إشارة هذه الأصوات مع تقليل الحساسية للضوضاء المسجلة والتحديد الدقيق لنقطة البداية ونقطة النهاية لهذه الأصوات (بمعنى s1 و S2 والرجفان). وبشكل عام، فيوجد ثلاثة طرق لتمثيل صوت القلب وتوصيفه :

- التقدير الطيفي.
- التحليل الزمنى الترددي.
- التحليل غير الخطي.

وكانت أشهر طرق تمثيل مركبات الصوت القلبية في الماضي طريقة التقدير الطيفي. وهناك العديد من التقنيات التي تم تطويرها لتحليل المركبات الترددية لأصوات القلب. ولقد استخدمت الدراسات المبكرة تقنيات التقدير الطيفي لاستخلاص بعض الخواص في المجال الترددي. ولقد استخدمت الطرق الكلاسيكية لتقدير كثافة طيف القدرة power spectral density, PSD دوال نوافذ وحساب المتوسط المختلفة لتحسين الاستقرار الإحصائي للطيف الذي يتم الحصول عليه عن طريق محول فورير السريع Fast Fourier Transform, FFT (مثلاً طريقة ولش Welch للمخطط الدوري periodogram).

لقد حققت الأبحاث القديمة بعض النجاح في التمييز بين الأشخاص المرضى والأصحاء بالاعتماد على متوسط طيف القدرة لصوت القلب الانبساطي، الذي تم تقديره بطريقة محول فورير السريع FFT. وبصرف النظر عن هذا النجاح، فإن الطرق الكلاسكية قد لا تعطي الطيف قدرة دقيقة عندما تكون نسبة الإشارة للضوضاء signal to noise ratio, SNR منخفضة وطول الإشارة المطلوبة قصير.

وهناك تقنية مختلفة للتقدير الطيفي، وهي طريقة النمذجة البارامترية (الانحدار الآلي autoregressive, AR، والمتوسط المتحرك Moving average, MA، والمتوسط المتحرك الانحداري الآلي autoregressive moving average, ARMA). وتتكون النمذجة البارامترية من الاختيار المناسب لنموذج الإشارة وبعد ذلك يتم تقدير بارامترات أو معاملات هذا النموذج. ويمكن استخدام هذه المعاملات فيما بعد لتوصيف طيف القدرة للإشارة، ولتصنيف الإشارة، أو لإجراء ضغط لهذه البيانات أو استخدامها في هدف من أهداف التعرف على الأنماط.

ومن بين تقنيات النمذجة هذه، فإن طريقة المتوسط المتحرك MA قد أظهرت أداءً عالياً عندما تكون الإشارة محتوية على قمم حادة جداً. أما تقنية الـ ARMA فيمكن

استخدامها لنمذجة الإشارات التي تحتوي على قمم وقيعان ترددية حادة. لقد أثبتت الدراسات أن تطبيق طرق النمذجة البارامترية لتحديد الإشارة يمكنها أن تحقق تقديراً جيداً للخواص الطيفية، وبالذات للإشارات التي تكون الـ SNR لها منخفضة، وهذا قد أدى إلى استخدام طرق تعتمد على النمذجة في تحليل الأصوات القلبية واكتشاف الخواص المصاحبة لأمراض الشريان التاجي coronary artery.

وهناك فصيل آخر من طرق التقدير الطيفي، وهو طريقة تحليل المميز غير البارامترية، التي تعتمد على تحليل المميز Eigen decomposition للبيانات أو مصفوفة الترابط التلقائي autocorrelation لها. ويمكن استخدام طريقة المتجه المميز لاستخلاص الإشارة من الضوضاء الدفينة فيها. سيتم الاستطراد في هذه الطرق في الفصل القادم مع التعمق في طرق التقدير الطيفي.

ونظرياً، فإن المقدرة التحليلية resolution لطريقة المتجهات المميزة تكون غير محدودة وتحقق تقديراً طيفياً دقيقاً بغض النظر عن نسبة الإشارة للضوضاء SNR. وفي دراسات ذات صلة في الكشف الصوتي عن أمراض الشريان التاجي عن طريق Akay، أثبتت طريقة المتجهات المميزة أنها الأحسن أداءً في التشخيص عند مقارنتها بطرق التقدير الطيفي الأخرى مثل الـ FFT، والـ AR، والـ ARMA. وعموماً، فإن طرق التقدير الطيفي البارامترية (الـ AR والـ ARMA)، وطرق المتجهات المميزة، تعتبر طرقاً واعدة، إذ أنها تعطى مقدرة تحليلية أعلى من الـ FFT. وعلى الرغم من ذلك، فإن العيوب الأساسية للـ AR، والـ ARMA، وطرق المتجهات المميزة، تتمثل في كل حالة في حدوث تقدير طيفي ضعيف إذا كان النموذج المفترض غير مناسب، أو كانت درجات أو رتب هذا النموذج التي تم اختيارها خاطئة.

كانت طرق التحليل في النطاق الزمني السابقة تعتمد على التطبيق المباشر لمحول فورير، أو تقنيات التقدير الطيفي بالتدرج التلقائي. وبناءً على ذلك، فإنه إذا كانت

الخواص الإحصائية للإشارة تتغير مع الزمن (بمعنى أنها غير ثابتة)، فإن التطبيق المباشر لهذه الطرق من الممكن أن يكون غير مناسب نتيجة لفقدان بعض الأحداث الزمنية، مثل التغير الترددي الذي من الممكن أن يحدث أثناء عملية التحويل. وبما أن طبيعة الأصوات القلبية غير ثابتة، فإن طرق البحث الحديثة اعتمدت التحليل الزمني الترددي حتى يمكن الحصول على التغيرات الزمنية في إشارة صوت القلب.

(٣,٢) تقنيات تقليل الضوضاء وترشيح الإشارات

إن إحدى المشكلات الأساسية في تسجيل الأصوات القلبية هي التأثيرات الطفيلية للضوضاء. ومن ناحية عملية، فقد تتكون عناصر الضوضاء من ضوضاء نتيجة الأجهزة، والضوضاء المحيطة، والضوضاء نتيجة التنفس، والضوضاء نتيجة العضلات الصدرية، والضوضاء نتيجة تحرك أو تمعّج الأمعاء، والضوضاء نتيجة تنفس الجنين إذا كان المريض امرأة حاملة.

إن مشاركة كل مصدر من هذه المصادر في الضوضاء الكلية سيتغير بدرجة كبيرة اعتمادا على خواص التقنية لجهاز التسجيل، وعرض المجال للحساس الكشاف، ووسط التسجيل، والحالة الفسيولوجية للمريض. وحتى الآن فلا يوجد طريقة نعرف بها مسبقاً ماهية كل نوع من هذه الأنواع من الضوضاء، أو حتى معرفة مقدار كل مركبة من هذه الضوضاء بمجرد إجراء القياسات.

ويمكن إجراء عملية تقليل الضوضاء على جزأين. أولاً، الضوضاء الخارجية، أو المحيطة بالمريض، التي يجب تقليلها إلى أقصى درجة. وثانياً، يمكن تصميم طرق مختلفة لمعالجة الإشارة وتنفيذها إما برمجياً أو باستخدام المكونات لتقليل هذه الضوضاء بالاعتماد على أن هذه الضوضاء، كلها ضوضاء بيضاء مضافة، ومن هذه الطرق المرشح الحاد notch filter، والترشيح المتوسط averaging والهائ adaptive، والتحليل

الموجي wavelet decomposition. وعلى الرغم من أن هذه الطرق قد أثبتت نتائج قوية وفعالة، إلا أنه مطلوب المزيد من الأبحاث لتحديد أي أنواع الضوضاء والاضطرابات يمكنها إفساد أو تشويه الأصوات القلبي بحيث يمكن للأنظمة التي نقوم ببنائها تقليل الضوضاء أن تتعامل مع نوع معين من الضوضاء الموجودة.

(٣,٣) عرض إشارات المخطط الصوتي للقلب

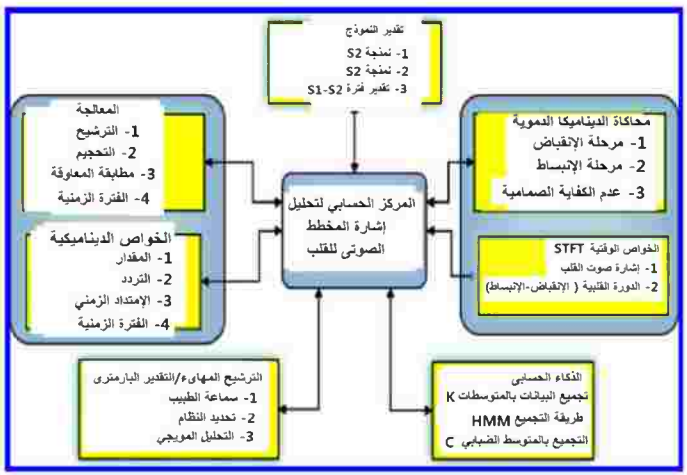
تهدف عملية النمذجة الطبيعية إلى تحديد مصادر أصوات معينة في القلب عن طريق تحليل إشارات الاهتزازات المسجلة خارجياً، وعن طريق التحديد الكمي لخواص مكونات الهيكل القلبي (مثل صلابة وريقة الصمام، وانقباضية عضلة القلب)، وكذلك القوى الدافعة التي تسبب اهتزاز هذه الهياكل.

ويعتبر هذا الوضع من وجهة النظر الفيزيائية معقداً جداً. كما يعتبر مصدر الاهتزاز موجوداً داخل هيكل القلب (الذي له خواص مرونة ولزوجة) ويحتوي الدم (سائل لزج) ويقوم بدفعه. ويكون وسط الاتصال (الأنسجة بين القلب وجدران الصدر) مرناً لزجاً وغير متجانس. إن النقل في مثل هذا الوسط المرن اللزج وغير المتجانس يعني وجود موجات ضغط وموجات قص، تساعد كل منها على اهتزاز جدران الصدر. وببساطة فهذه ليست مشكلة تضاغط صوتي في وسط مائع مثالي بل إنها تشوهات تحدث نتيجة عملية النقل.

ولكي نتمكن من دراسة نقل الصوت، ولكي نوجد علاقة بين اهتزازات حوائط الصدر وخواص الهيكل القلبي ومتغيرات الدورة الدموية، فسيتم استخدام تقنيات متقدمة لمعالجة الإشارة، وهناك مراجعة واسعة عن ذلك بواسطة Durand et al[57, 60]. وبما أن ظاهرة اهتزاز حوائط الصدر يمكن تمثيلها عن طريق دالة حركة مسافية زمنية، فمن الممكن التوصل إليها بطريقتين: إما عن طريق أخذ العينات زمنياً

كمجموعة من الصور للصدر أثناء حركته، أو عن طريق أخذ العينات في الفراغ بواسطة طريق مجموعة من الإشارات الزمنية يتم تسجيلها من مواضع تسجيل مختلفة. ويعني التسجيل الصوتي من أماكن متعددة وجود مجموعة كبيرة من الحساسات (التي من المفضل أن تكون خفيفة الوزن). وبهذه الطريقة، فإنه يمكن استنتاج التوزيع المساحي لموجات الاهتزاز على حائط الصدر. واعتماداً على نتائج مثل هذه التجربة، فيمكن الحصول على نموذج طبيعي لأصل الأصوات القلبية، وهذا النموذج يمكن حله تحليلياً في وسط مرن لزج: مثلاً كرة تهتز على طول فوهة الصمام.

ويتوافق هذا النموذج لثنائي القطبية الميكانيكي مع فكرة التوليد الصوتي كرنان اهتزازات لوريقة الصمام المغلق المرن وكتلة الدم المحيطة به. وبهذا النموذج يمكن شرح الشكل الموجي للاهتزازات الانعكاسية على جدار الصدر: أقصى تعبير للانعكاس الطوري يكون للصوت الثاني، على حسب الوضع التشريحي، واتجاه فتحة الأورطي. ولقد تم استخدام هذا النموذج لحساب الدوال المصدرية (المسألة العكسية)، ولقد تم وضع معاملات مساحية على الأشكال الموجية الاهتزازية (٢٢- ٢٥ ميللي فولت) [٦١].



الشكل رقم (٣,١). حلقة المعالجة لإشارة المخطط الصوتي للقلب.

حلقة المعالجة لإشارة المخطط الصوتي للقلب كما هي موضّحة في الشكل (٣,١)، حيث يوجد في داخل أساس تحليل الإشارة العديد من خطوات المعالجة المختلفة مثل المعالجة المبدئية، والخواص الديناميكية، والترشيح المتكيف، وتقدير المعاملات، والحساب الذكي، والـ STFT للخواص الحرارية، ومحاكاة ديناميكية الدم، وتقدير نموذج القلب الصوتي.

(٣,٤) نمذجة الصوت القلبي وتحديده

يعتمد الدافع لإنشاء هذا النموذج على تعميق المعرفة بالأنظمة الطبيعية، واكتساب فهم جيد عن الحياة الطبيعية. وفي العادة يتم تحقيق النموذج الرياضي عن طريق مجموعة من المعادلات التي تراجع المعرفة المتاحة، وتضع قوانين لكيفية تفاعل هذه المعرفة. ويمكن إنشاء النماذج الرياضية بطرق مختلفة: إما عن طريق نظرية بحتة تعتمد على العلاقات الطبيعية المعروفة مسبقاً عن النظام، أو بطرق تجريبية بحتة عن طريق إجراء تجارب على النظام الموجود فعلياً، أو عن طريق الربط المعقول للطريقتين.

يطلق على النماذج التي يتم الحصول عليها بالطريقة الأولى في العادة النماذج المسبقة ذات الأساس الأول، أو النظرية، بينما يطلق على النماذج التي يتم الحصول عليها بالطريقة الثانية بالنماذج اللاحقة، أو البعدية، أو التجريبية (الصندوق الأسود). وفي حالة التحليل النظري، فإن الخواص الديناميكية للنظام يتم أخذها في الاعتبار مبدئياً عن طريق معادلات الاتزان المعنية. ويتم تكوين هذه الاتزانات عن طريق قوانين الحفظ التي تستكمل بمعادلات الحالة الضرورية، وقوانين الظواهر الطبيعية. ولا يمكن تجنب النموذج النظري إذا كانت التجارب على النظام المفروض لا يمكن إجراؤها، أو تنفيذها. وإذا كان النظام المطلوب نمذجته غير موجود أصلاً، فإن النمذجة النظرية تكون هي الطريقة الوحيدة للحصول على نموذج رياضي.

وتتطلب نمذجة نظام القلب والأوعية الدموية العديد من المتغيرات، والعديد من الأبعاد، والتكامل بين المعلومات عن العديد من الأعضاء، مما يجعلها هدفاً غاية في التعقيد. الهدف من هذا الجزء ليس الخوض في هذه التفاصيل، ولكن الهدف هو النظر إلى نموذجين مبسطين قادرين على إعادة إنتاج كل من S1، و S2. ولا يستطيع هذان النموذجان تفسير أو شرح نشأة أو أصل أصوات القلب. وعلى الرغم من ذلك، فإنهما يوفران تمثيلاً كافياً لإشارة المخطط القلبي للصوت، وبالتالي، فإن هذه النماذج يمكن استخدامها لمحاكاة الأصوات القلبية.

(٣,٤,١) نمذجة الصوت القلبي S1

يعتبر نموذج الصوت الأول للقلب S1 طريقة تكرارية إلى حدٍ ما، حيث إن الآلية التي يقوم عليها الصوت ليست مفهومة بالكامل. واعتماداً على ملاحظات التسجيلات السطحية للصدر، فإن تشين وآخرون [Chen *et al.*, [64] قد اقترحوا نموذجاً يتكون من وحدتين صماميتين بتردد ثابت ووحدة عضلة قلبية واحدة ذات تردد فورى متزايد. والفكرة الأساسية هنا هي أن الترددات التوافقية المصاحبة لانغلاق الصمام الأذيني البطينى تحبط بالانتشار الصوتي إلى السطح الصدري. ويتم نمذجة الوحدات الصمامية sv(t) كمجموعة من الإشارات المحددة العابرة، أو الوقتية تبعاً للمعادلة (٣,١)، حيث N هي عدد الوحدات، و Ai هي المقدار، و φi هي دالة التردد الجيبى رقم i.

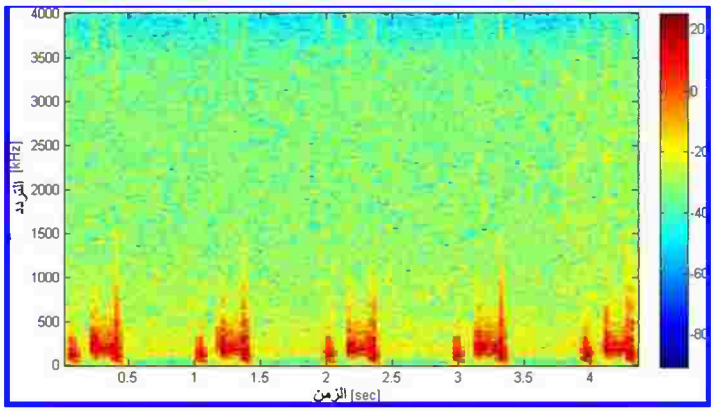
$$s_v(t) = \sum_{i=1}^{N} Ai(t)\sin(\varphi i(t)) \qquad (٣,١)$$

ويمكن نمذجة وحدة العضلة القلبية، المرتبطة مع الالتواء التوترى لهذه العضلة، بمقدار معدل مع إشارة تناغم خطية تبعاً للمعادلة (٣,٢). وتمثل الـ Am(t) يمثل الموجة المعدلة المقدار، و (φmt) هي دالة التردد، و sm أي وحدة العضلة القلبية. تردد الإشارة يزداد أثناء انقباض العضلة القلبية ويستوى مع الوصول لقمة القوة [٦٥].

$$s_m(t) = Am(t)\sin(\varphi m(t)) \qquad (٣,٢)$$

وبما أن الصمام ينغلق بعد الانقباض، فإن الوحدات الصمامية والوحدات العضلية القلبية يتم الفصل بينها بزمن تأخير مقداره t0 قبل استنتاج النموذج النهائي S1 كما في المعادلة (٣,٣). ويوضّح الشكل رقم (٣,٢) المخطط الطيفي لإشارة المخطط الصوتي للقلب PCG المكتسبة للتضيق المترالي mitral stenosis, MS أو حالة الارتجاع MR.

$$S1(t) = s_m(t) + \begin{cases} 0, & \text{if } 0 \le t \le t_0 \\ s_v(t - t_0) t \ge t_0 \end{cases} \qquad (٣,٣)$$



الشكل رقم (٣,٢). المخطط الطيفي للتضيق المترالي MS لإشارة المخطط الصوتي للقلب.

(٣,٤,٢) نمذجة الصوت القلبي S2

بالمقارنة مع S1، فإن الآليات التي يتم الاعتماد عليها والمصاحبة لـS2 تعّد واسعة القبول. ويتم إنتاج المركبة الأورطية Ao2 أثناء انغلاق الصمام الأورطي بينما تنتج المركبة الرئوية Pl2 من انغلاق الصمام الرئوي، وكل مركبة من هاتين المركبتين تستغرق أقل من ٨٠ ميللي ثانية. وتتقارب أثناء الزفير كل من المركبتين من الأخرى (أقل من ١٥ ميللي ثانية) بينما ينفصلان أثناء الشهيق، بمقدار ٣٠- ٨٠ ميللي ثانية

[٦٠]. ويحدث الانفصال بين المركبتين في الغالب نتيجة الفترات الزمنية المختلفة للانقباض البطيني لكل من الجانبين الأيسر والأيمن للقلب، التي يتم تعديلها عن طريق الإيقاع، أو التناغم التنفسي كإشارة قيادة للدورة القلبية. كما تم التوضيح عن طريق بارتيلس Bartels *et al.*, [64] و لونغيني Longhini *et al.*, [65]، فإن الترددين الرنينيين للمركبتين Ao2 و Al2 يتناسبان مع الضغط الأورطي وضغط الشريان الرئوي على التوالي. وهذا أمر معقول طالما أن هذه الضغوط تسبب شداً في الهياكل القلبية، الذى يؤثر على التردد الاهتزازي. ومع نقص الضغط في نهاية الانقباض وبداية الانبساط القلبي، فإنه من المتوقع أن التردد الفوري أو الوقتي سيتناقص. تبعاً لهذه النظرية، فإن A2 و P2 يجب أن يتكونا من فترات ترددية قصيرة معدلة بالإشارات العابرة أو الفورية [٦٣]، معطية النموذج S2 المتكون من نطاقين ضيقين لإشارة رنينية كما في المعادلة (٣.٤). وتكون كل من A(t) و φ(t) عبارة عن المقدار الوقتي والطور الوقتى، و t0 هي فترة الانقسام بين بداية كل من Ao2 و Pl2:

$$S_2(t) = A_A(t)\sin(\varphi_A(t)) + A_P(t - t_0)\sin(\varphi_P(t)) \qquad (٣.٤)$$

(٣,٤,٣) نمذجة أصوات القلب غير الطبيعية S3 و S4

تهدف النمذجة الطبيعية إلى تحديد كميات الخواص المكونة للهياكل القلبية مثل: (الوريقات الصمامية) والقوى الدافعة مثل: (ضغط الدم). فمثلاً، بالنسبة للصوت الثاني، فقد تمت نمذجة الصمام الأورطي كغشاء دائرى مرن، يسمح له بالاهتزاز بالتفاعل مع كتلة الدم المحيطة [٦٣، ٦٦].

ويمكن شرح الخواص المثالية للـ IIA والـ IIP (وهما على التوالي الأصوات القلبية الأورطية والرئوية)، فمثلاً، نقصان المقدار والإزاحة الترددية (في اتجاه الترددات المرتفعة) يمكن إرجاعها بالتالي لما يلي:

- أمراض تشنج الصمام

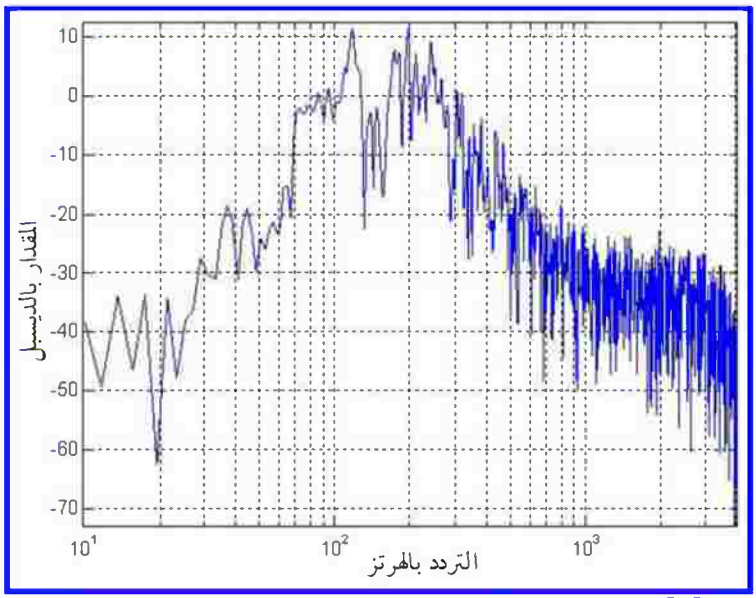
- تناقص المقدار في المرضى الذين لديهم أداء بطيني سيىء (مميز بنقص بطيء في الضغط البطيني أثناء الارتخاء المتساوي الحجم)
- الزيادة في المقدار في حالات الأنيميا (مما يدل على تناقص اللزوجة الدموية وبالتالي تناقص الاضمحلال في النظام الرنيني).

وفي نموذج آخر مختلف، تتم نمذجة البطين كأسطوانة بحوائط محددة السمك ومقدار الطيف للأشكال الموجية المحسوبة الذي يحتوي على معلومات تتعلق بالحالة النشطة المرنة للألياف العضلية التي تعتمد على الانقباض العضلي [٢٧].

انتقال الاهتزازات عن طريق مقارنة الاهتزازات عند السطح النخابي، وعند الحائط الصدري وتمت دراستها [٦٤]. وقد ثبت أن مخطط الأصوات القلبية المريئي esophageal PCG, ePCG مفيد في تسجيل الاهتزازات الناشئة عند الصمام المترالي [٦٦]. ولقد تم شرح اختفاء الصوت الثالث مع التقدم في العمر عن طريق نمذجة البطين كنظام متردد للزوجة المرنة مع زيادة الكتلة أثناء النمو [٦٨].

ويكشف التحليل الطيفي للمكون الرئوي للصوت الثاني عن معلومات عن الضغط في الشريان الرئوي [٦٩]. وتكون المحتويات الترددية والتزامن للاهتزازات القلبية في غاية الأهمية، وبالتالي فإنه يمكن إجراء التحليل الترددي الزمنى للإشارات. ويستخدم تحليل فورير الكلاسيكي توافقات الإشارة (موجات الجيب وجيب التمام) كإشارات أساسية. وتكون ترددات التوافقات مضاعفات للتردد الأساسي، ويمكن أن تتكون الإشارة عن طريق تجميع موجات الجيب، وجيب التمام مضروبة في معاملات فورير. ويكون للموجات الجيبية فترات زمنية لانهائية، وبالتالي فإن هذه الطريقة تكون مفيدة للدوال الدورية. ويمكن اعتبار المخطط الصوتي للقلب كدالة دورية، ولكنها تتكون من عدد من الظواهر المزاحة زمنيا مع محتويات ترددية محددة (مكونات الصوت القلبي واللغط). وتعرض شفرات برنامج الـ MATLAB التالية تهيئة معاملات المخطط

الصوتي للقلب ورسمها، بالإضافة لدالة ضوضاء مطبقة على إشارة المخطط الصوتي كذلك. وعند تطبيق تحليل فورير الكلاسيكي، فتفقد المعلومات المتعلقة بالتزامن. لذلك فلا بد من تنفيذ تحليل فورير على فترات زمنية قصيرة (عن طريق تقسيم الدورة القلبية إلى فترات زمنية صغيرة)، حيث ينتج عن ذلك معلومات زمنية وترددية. يوضّح الشكل رقم (٣،٣) تطبيق تحويل فورير السريع fast fourrier transform, FFT على طيف الترددات الصوتية.

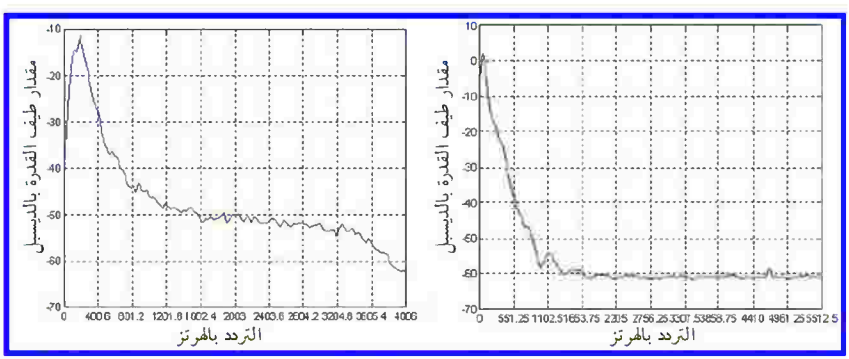


الشكل الرقم (٣،٣). يبين تحويل فورير لإشارة المخطط الصوتي القلبي ويوضّح تغير المقدار على مدار طيف عريض من الترددات.

```
% define PCG signal coefficients and initialization parameters
p0=0.02; p1=0.52; p2=0.63; p3=1.028 ;
w0=p0-0.24; w1=p1-0.172; w2=p2-0.78; w3=p3-0.129 ;
```

```
n=1024 ؛
name='gaussiannoise'; % filtered gaussian noise
name='piece-regular'; % piecewise regular
(f=load_signal(name, n ؛
sigma=0.03*(max(f )-min(f )); % noise level
fn=f+sigma*randn(1,n); % noisy signal
plot signals ٪
(subplot(2,1,1 ؛
('plot(f ); axis tight; title('Original ؛
(subplot(2,1,2 ؛
('plot(fn); axis tight; title('Noisy ؛
```

ولتقليل الأخطاء الناتجة من الحساب في مثل هذه الفترات الزمنية الصغيرة، فإنه يجب تطبيق تقنيات حسابية تتغلب على خطأ التعرج، أو خطأ الاستعارة aliasing الناتج من معدل أخذ العينات المنخفض. ويوضّح الشكل رقم (٣,٤) محتويات متعددة لطيف القدرة لإشارت مختلفة لمخطط القلب الصوتي في المجال الترددي.



الشكل (٣,٤) يبين طيف القدرة لإشارتين مختلفتين لمخطط القلب الصوتي كما يوضّح المحتويات المختلفة للمعاملات الترددية.

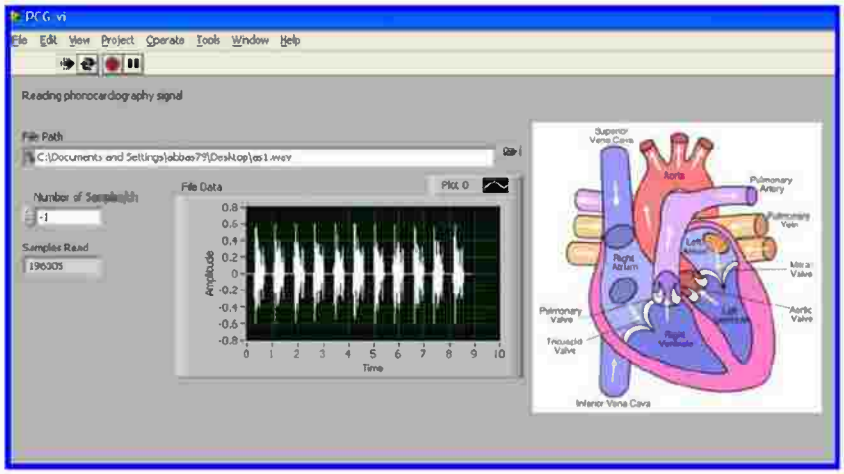
(٣,٥) معالجة إشارات المخطط الصوتي للقلب المعتمد على النموذج

إن الكشف عن مصدر الصوت وتحديد مكانه كان المحرك الأساسي للأنظمة الفوق صوتية المبكرة. لقد كانت الحاجة لتقنيات أكثر دقة لمعالجة إشارات المخطط الصوتي للقلب واضحة وجلية على مدار الفترة الزمنية السابقة. كما كان التفكير دائما في أن دمج نماذج الانتشار الصوتي القلبي في تقنيات معالجة الإشارة يمكن أن يقدم معلومات أكثر فائدة وضرورية لتحسين أداء المعالج والحصول على التحسينات، أو الكشف عن أو التحديد المطلوب حتى في ظل الأحوال الضوضائية. وتوفر التقنيات المعتمدة على النموذج توقعاً أكثر للأداء، طالما أن المعالج المعتمد على الظواهر الفسيولوجية المتوقعة التي ولدت بطبيعتها الإشارة المقاسة يجب أن يعطي تقديراً أفضل (أقل تغير في الخطأ) عن المعالجات التي ليس لديها هذا الاعتماد. إن الشك في العضلة القلبية كوسط صوتي قد دفع أيضاً إلى استخدام النماذج العشوائية لالتقاط الطبيعة العشوائية وغير المستقرة للظواهر بدءاً من الضوضاء الناتجة عن حرارة الوسط حتى أحوال اللغط القلبي الخطيرة. ولذلك فإن المعالجات التي لا تأخذ هذه التأثيرات في الحسبان تكون عرضة لأخطاء كبيرة في التقدير.

(٣,٦) الرؤى المستقبلية

ستسمح المقدرة الحسابية غير العادية والأحجام المتناهية الصغر للمعالجات في هذه الأيام أيضاً بدمج برمجيات التحليل في سماعة الطبيب لتحليل الأصوات القلبية، أو حتى في المساعدة في التشخيص. وبالتحرك في اتجاه هدف التشخيص الآلي لأمراض القلب، فإن تقنيات تحليل صوت القلب المعتمد على الحاسب ستستمر في النشوء والتطور. فالعديد من خوارزميات معالجة الإشارة المتقدمة ونماذج تحليل البيانات، مثل تحويل المويجات، والترشيح المتكيف، والشبكات العصبية الاصطناعية، والتعرف على

الأنماط، قد وفرت حالياً اتجاهات ذكية جديدة في القيمة التشخيصية لأصوات القلب. إن استكشاف تقنيات جديدة في السنوات القادمة من المأمول أن يساعد في بناء اتجاه التسمع القلبي كأداة في الكشف المبكر لأمراض القلب. يبّين الشكل رقم (٣.٥) واجهة للمستخدم من برنامج LabVIEW لالتقاط إشارة مخطط القلب الصوتي PCG.



الشكل رقم (٣،٥). يبّين واجهة المستخدم التخطيطية GUI لالتقاط وتحليل إشارة المخطط الصوتي للقلب من خلال وسط البرمجة لبرنامج الـ LabVIEW.

(٣,٦,١) الكشف الصوتي السمعي بواسطة صوت منظم صوت القلب

تعتبر هذه الطريقة تقنية محورية في مجال وحدات التشخيص الإكلينيكي الذكية من خلال مخطط القلب الصوتي. والفكرة الأساسية من وراء هذه التقنية كانت لتطوير وتحسين نظام التسمع النقال، أو المتحرك من أجل تكامل العديد من المفاهيم المتقدمة في معالجة إشارة المخطط الصوتي للقلب وتصنيف الأنماط مع نظام منظم الصوت القلبي، التي تكونت على مدى أربعين عاماً جرَّاء أبحاث في إشارة المخطط الصوتي

للقلب واستكشافات في هذا المجال. وتم تقديم النموذج الأولى من هذا النوع في عام ٢٠٠٥ في PalmMed Trend في لوس أنجلوس، وهو مؤتمر علمي تقني في آخر الاختراعات في التقنيات الطبية. ويتكون هذا النظام من حاسب palmtop بنظام تشغيل نوافذ نقال windows mobile CE. أي دراسة لإشارات المخطط الصوتي للقلب PCG المستخدمة في تكامل صوتيات القلب مع حلقة تنظيم التحكم العلاجي، مما أثبت متانة حالات التنظيم في الـDVI والـ VVT لمنظم القلب.

(٣,٦,٢) المراقبة الفسيولوجية لضغط الدم باستخدام المخطط الصوتي للقلب

يعتبر ضغط الدم إشارة مهمة في تحديد سلامة وظائف نظام الأوعية القلبية. ولقد كان العلماء والأطباء مهتمون بقياس ضغط الدم منذ زمن بعيد. ويرجع أول قياس لضغط الدم لـ Reverend Stephen Hales الذي قام في بداية القرن الثامن عشر بتوصيل أنبوبة زجاجية مملوءة بالماء في شرايين الحيوانات وقام بربط ضغط الدم بارتفاع عمود السائل في هذه الأنبوبة.

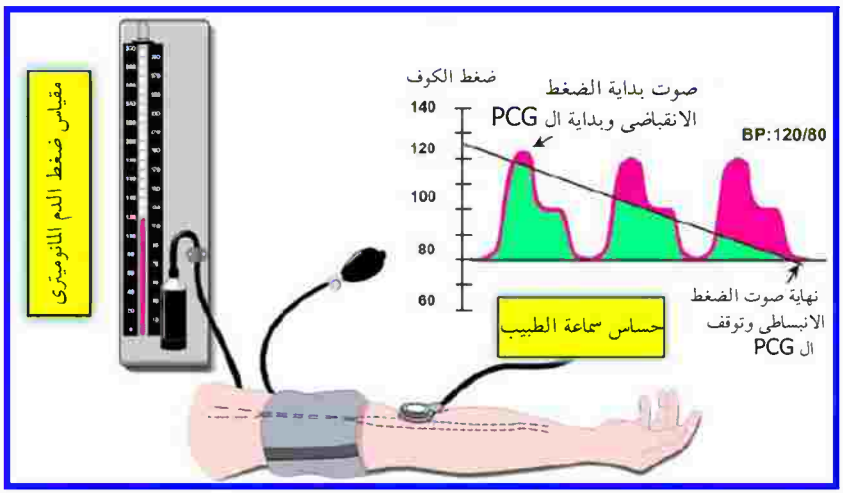
ظل الوضع كذلك حتى بداية القرن العشرين حيث تم تقّديم قياس ضغط الدم في العيادات الطبية، وذلك على الرغم من الكثير من التحفظات، أو المحددات في هذا الوقت. ويمكن تصنيف تقنيات قياس ضغط الدم يتم عموماً ضمن نوعين أساسيين: القياس المباشر، وغير المباشر. الطرق المباشرة لقياس ضغط الدم كانت طرقاً تدخلية، تشتمل على قسطرة يتم إدخالها في النظام الدوري. أما الطرق غير المباشرة تكون غير تدخلية، مع تحسن في راحة المريض وأمانه، ولكن ذلك يكون على حساب الدقة. وقد تم تقليص الفجوة في الدقة بين الطرق المباشرة وغير المباشرة مع زيادة القدرة الحسابية المتاحة في الوحدات النقالة التي يمكنها تنفيذ خوارزميات معالجة الإشارة في جزء من الثانية. ويمر ضغط الدم أثناء الدورة القلبية بتغيرات تقابل الانقباض والارتخاء لعضلة القلب، مما يساعد في تحديد جوانب مختلفة من الدورة القلبية.

وتسمى القيمة العظمى والصغرى لضغط الدم على مدار الدورة القلبية بالضغط الانقباضي والضغط الانبساطي على التوالي. ويسمى المتوسط الزمني للضغط القلبي على مدار دورة كاملة الضغط المتوسط، بينما يسمى الفرق بين الضغط الانقباضي والضغط الانبساطي بالضغط النبضي. ويتغير ضغط الدم الطبيعي مع العمر، والحالة الصحية، والحالات الأخرى للشخص. ويكون ضغط الدم الطبيعي للمولود ٥٠/٨٠ mmHg (10.99/6.66kPa). ويزداد ضغط الدم تدريجياً حتى يصل إلى ٨٠/١٢٠ mmHg (15.99/10.66kPa) للبالغين الصغار. ويكون ضغط الدم منخفضاً أثناء النوم وأثناء الحمل. ويتعرض العديد من الأفراد لارتفاع في ضغط الدم في العيادات الطبية، ويطلق على هذه الظاهرة بأنها ظاهرة المعطف الأبيض.

أما الطريقة المعتادة، اليدوية، وغير المباشرة لقياس ضغط الدم، ويتم فيها نفخ شريط نسيجي، أو الكوف cuff، وتستخدم سماعة الطبيب للاستماع للأصوات الناتجة عن التدفق الدموي في الشرايين، كما في الشكل رقم (٣,٦)، التي تسمى أصوات كوروتوكوف Korotokov. عندما يكون ضغط الكوف أعلى من الضغط الانقباضي، فإن الدم لا يمكنه التدفق، ولن تسمع أي أصوات. وعندما يكون ضغط الكوف أقل من الضغط الانبساطي، فإنه لن يتم سماع أصوات أيضاً.

ويتم استخدام مانوميتر موصلاً على الكوف لقراءة قيمة الضغط عندما ينتقل الصوت من الصمت إلى السماع ثم الصمت مرة أخرى. ويسمى هذا الدمج من الكوف، وكرة النفخ مع صمام التسريب، والمانوميتر ما يطلق عليه مقياس ضغط الدم وهذه الطريقة تعتبر طريقة تسمعية. وفي العادة يتم وضع الكوف فوق الكوع مباشرة وترتفع حتى مستوى القلب، ويتم وضع السماعة فوق الشريان العضدي. من الممكن حس أو جس النبض تحت الكوف بدلاً من استخدام السماعة للاستماع للأصوات. وتعمل الطريقة الأخيرة جيداً بالذات في الأماكن الضوضائية التي يصعب فيها سماع الأصوات القلبية.

إن استخدام إشارات المخطط الصوتي للقلب PCG لتحديد معلومات ضغط الدم تعتبر طريقة مطورة تم استخدامها أخيراً كبديل لطريقة قياس الضغط الترددية. وتم اقتراح أول طريقة تم اعتمادها من قبل كورنيل Cornell et al 2004. ولقد تم استخدام طريقة التحليل الموجي لفصل وتحديد ضغط الدم ومعلومات عن ديناميكا الدم من رسومات المخطط الصوتي للقلب.



الشكل (٣,٦) يبيّن خطوات قياس ضغط الدم الترددي التي تتكامل مع المخطط الصوتي للقلب لأمثلة أو تحسين قياسات ضغط الدم غير التدخلية.

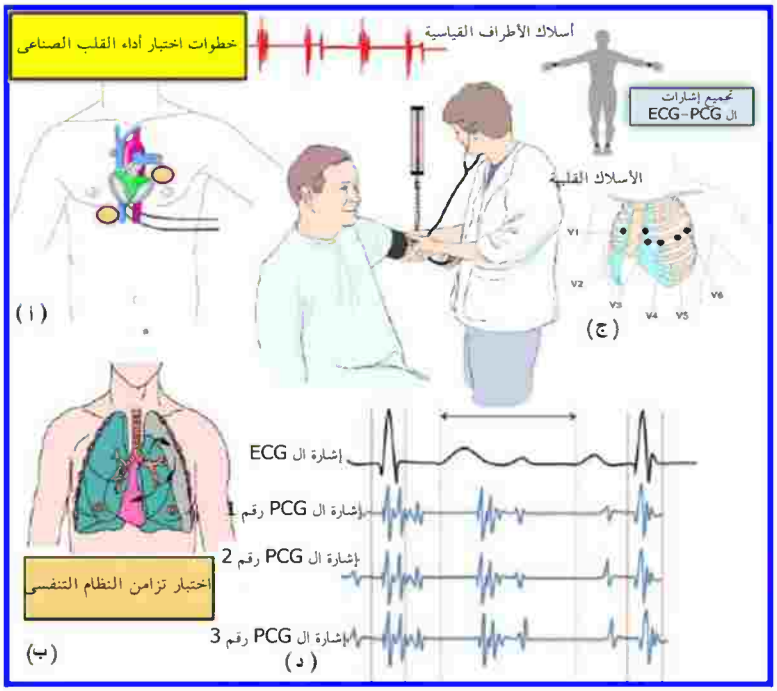
ولهذه الطريقة عدد من مصادر الخطأ المختلفة. فمعظم هذه الأخطاء تحدث نتيجة للوضع الخاطئ للكوف، ومشاكل مع سماع هذه الأصوات الناعمة أو الضعيفة، وأيضا استخدام المقاس الخاطئ للكوف. إن استخدام كوف صغيرة على ذراع من الحجم الكبير سينتج زيادة في تقدير ضغط الدم والعكس صحيح. ومع ذلك، فإن إجراء القياس بالطرق السمعية عن طريق متخصص، أو خبير الرعاية الصحية

الذي يستخدم مقياس ضغط دم مانوميترى ذا جودة إكلينيكية عالية، يعتبر المرجع الذهبي لقياسات ضغط الدم بالطرق غير التدخلية.

(٣,٦,٣) قياس ضغط الدم آلياً باستخدام القياسات المعتمدة على مخطط الصوت القلبي

كانت وحدات القياس المبكرة دمج ما بين البرمجيات والأدوات للتحكم في الجوانب المختلفة للقياس الآلي، أو لتقدير ضغط الدم. ومع زيادة المقدرة الحسابية لشرائح المتحكمات الدقيقة، فإن كل عمليات أخذ القرار والتحكم يتم تنفيذها الآن باستخدام البرمجيات مع خوارزميات أكثر تقدماً. وسنقدم هنا بعض الوظائف التي تشتمل عليها عملية القياس. وبالرجوع للشكل رقم (٣,٧) سنرى تنظيماً مثالياً لمثل هذه الخوارزميات والتطبيقات عليها في أنظمة قياس ضغط الدم.

- التحكم في التضخم والانكماش: سواء كان تجميع البيانات يتم أثناء النفخ، أو التضخم، أو الانكماش، وسواء هذا التجميع بصورة مستمرة، أو على خطوات، فإن هناك العديد من التحديات للتحكم الجيد في مضخة الهواء. ويشمل ذلك الحفاظ على خط أساسي لضغط الكوف بدون ترشيح، أو التخلص من التغيرات الشريانية، حيث يتم التحكم في سرعة المضخة مع التغيرات الناشئة من الأحجام المختلفة للكوف، وحجم الذراع، ومدى إحكام الكوف، واختيار مدى ضغط الكوف الذي سيتم فيه تجميع البيانات.
- الكشف عن النبضة: يعتبر هذا جزءاً أساسياً في استخلاص الخواص من بيانات الكوف الخام. يصبح ذلك تحدياً أساسياً في بعض الأحوال، مثل الأزمات، والاهتزازات، التي تؤثر في انتظام النبضات. ويتم استخدام خوارزميات التعرف على الأنماط مع الخواص الموجودة في النطاق الزمني، أو الترددي، أو المويجى في التعامل مع هذه الظروف الصعبة.



الشكل رقم (٣،٧) معالجة إشارات المخطط الصوتي للقلب المستخدمة في العديد من تطبيقات الأوعية القلبية الإكلينيكية.

تقدير ضغط الدم: هذه الطريقة غير المباشرة تعتبر عملية لتقدير الضغط باستخدام خواص مستخلصة من ضغط الكوف، أو من بيانات أي حساس آخر. كان هذا الخوارزم محدوداً على الاستيفاء الخطي فيما سبق، وأخيراً تم استخدام أدوات أكثر دقة في صنع القرار والنمذجة مثل التراجع غير الخطي، والشبكات العصبية، والمنطق الضبابي.

(٣,٦,٤) استخلاص الأزمنة العابرة وتقديرها

إن استخدام إشارة مخطط الصوت القلبي PCG لتحديد ضغط الدم ومعلومات الأزمنة النبضية العابرة تعتبر طرقاً مطورة حديثاً تم استخدامها مؤخراً كبديل لطريقة

قياس ضغط الدم الترددية. ولقد تم تطوير أول طريقة تكيفية عن طريق كورنيل Cornell *et al.*, 2004، وتم أيضاً استخدام نظام التحويل المويجي لاستخلاص المعلومات المساحية أو المسافية والخواص الزمنية لشكل موجة إشارة المخطط الصوتي للقلب وربطها في النطاق الزمني مع شكل ضغط الدم لوضع إطار زمني لنماذج النبضات الزمنية العابرة pulse transient time, PTT.

(٣,٦,٥) ديناميكا الدم وتعديل الفترات الزمنية العابرة

نتيجة الطرق المستخدمة التي يتم بها قياس إشارات مخطط الصوت القلبي، فقد أوضحت الدراسات أن المعاملات المتعلقة بالزمن والمستنتجة من مخطط القلب الصوتي لا تتأثر بفترة ما قبل الطرد pre-ejection period, PEP وقام بذلك كل من Hasegawa *et al.*, 1991 و Visser *et al.*, 1993.

وبما أن مراقبة استجابة ضغط الدم أثناء التغيرات الوضعية يمكنها اختبار الوظائف السيمبثاوية للنظام العصبي اللاإرادي [٢٠]، فإن المعاملات التي يمكن أن تتعلق بتغيرات الضغط الدموي المراقب تكون مفيدة إكلينيكياً. إن فحص قيم أزمنة التأخير المثالية بين صوت القلب الأول S1 في مخطط القلب الصوتي PCG والنوبات المقابلة لصور إشارات مخطط التحجم photoplethymography, PPG أو زمن العبور الوعائي vascular transit time, VTT للبالغين الأصحاء، يجب القيام بها بالإضافة إلى تحديد تأثير ديناميكاً الدم التربينية على الـ VTT عندما يتعرض العضو المقاس للمواقف المختلفة.

أيضاً، فإن التوحد في تغيرات الـ VTT الملاحظة مع تغيرات ضغط الدم BP المقابلة يجب أخذها في الاعتبار في العمليات الحسابية. وفي النهاية، فإن التراجع في المعادلات التي تربط الـ VTT مع ال BP أثناء التغيرات الوضعية يجب أخذها أيضاً في الاعتبار.

(٣,٧) الملخص

تلعب معالجة إشارات مخطط القلب الصوتية كما في الشكل رقم (٣,٧)، دوراً مهماً في تطوير النظام السمعي الذكي كطريقة تكاملية للوصول لتقنيات تسمعية ذكية.

وتتغير طرق معالجة الإشارة في مجالات تطبيقها النهائية بالنسبة لمعالجة الإشارات المساحية فإن إشارة الـ PCG الناتجة يمكن استخدامها في التشخيص الآلي لعدم كفاية الصمام القلبي، ويمكن تكامل هذه الطريقة مجدداً لتصبح أداة تشخيص إكلينيكية.

ويمكن تلخيص النقاط الأساسية كما يلي:

- أساسيات معالجة إشارة مخطط القلب الصوتي PCG.
- تحويل فورير لإشارة الـ PCG.
- طرق التحليل الزمني، ومعالجة الإشارة المتكيف ترددياً، وتمثيلها.
- التحليل الطيفي إشارة الـ PCG.
- الجوانب المختلفة لمعالجة إشارة سماعة الطبيب الإلكترونية القلبية، بما في ذلك الترشيح المبدئي، وفصل الإشارة، وتحويل فورير، وتقديم الإشارة.