

التصوير الصوتي والتخطيط للمخطط الصوتي للقلب

(٨، ١) مقدمة

إن المخطط الصوتي للقلب هو إشارة اهتزازات صوتية، ولذلك فإن التطبيقات المنظورة لهذه الإشارة تعدّ تطوير تقنية حديثة لإنشاء نظام تصويري متعدد القنوات يعتمد على الاكتساب التخليقي في الزمن الحقيقي، *real time synthesized acquisition*، وذلك من أجل إعادة إنشاء صور طبية تشريحية وفسولوجية مقروءة. RTSA، وتكون وظيفة هذه التقنية، التي تسمى أيضاً بوحدة الكاميرا الصوتية، هي التحديد الموضوعي لمصادر الاهتزازات الصوتية للقلب. فوظيفة هذه الصور الصوتية تأتي لتحديد الاضطرابات الديناميكية الدموية، ونماذج التدفق الدموي غير الطبيعية المصاحبة لأمراض الأوعية القلبية. وفي هذا الفصل، سيتم شرح وإيضاح خريطة طريق ممكنة لبناء الأساسيات لهذا النوع من طرق التصوير الطبي والتعبير عنها.

أوضحت الفصول السابقة بشكل كبير الفوائد والآفاق لتطبيقات المخطط الصوتي للقلب، التي تساعد الطبيب وإخصائي القلب في التعامل مع النماذج المختلفة للأصوات القلبية. وهي تعتمد على رؤية المجال الزمني للإشارات الصوتية.

لقد تم تكييف هذه الفكرة لهذه الطريقة من التحليلات الزمنية والمساحية للـ ECG، على نحو يتم فيه تحليل النطاق الزمني للشكل الموجي الكهروفيولوجي وإعادة تشكيله باستخدام طريقة الرسم السطحي للمعاوقة الكهربائية، مثل: تحويل الموجات، وخوايرزم تشكيل الشعاع المتكيف، والطرق الأخرى لتشكيل وإعادة تشكيل الصور الصوتية الأخرى ذات العلاقة. وبناءً على ذلك، فإن هذه الطريقة لا تكون مناسبة للإشارات الصوتية؛ لأن الاستماع للإشارة (بمعنى التسمع) يختلف عن رؤية الشكل الموجي في النطاق الزمني، خاصة أن الأحداث الصوتية قد تحدث متزامنة عند نطاقات ترددية مختلفة.

لقد حاول إخصائيو القلب أن يروا في الشكل الموجي ما يجب سماعه (حيث إن المعرفة التسمعية القلبية المكثفة، والمجمعة على مدار حوالي ٢٠٠ سنة، تصف ظاهرة القلب الصوتية). ولهذا السبب، فإن طريقة المخطط الصوتي للقلب كانت، وما زالت، مرفوضة من قبل المجتمع الطبي، على الرغم من أن بعض المسارات أثبتت أنها قد تكون طريقة تشخيصية منافسة من وجهة نظر التكلفة وطريقة التحليل.

ويمكن تحسين التصوير بالرسم المساحي للمخطط الصوتي للقلب باستخدام *phonocardiography acoustic tomography imaging, PATI* عن طريق التحليل المتعدد النطاقات، ومعالجة الإشارة لمصفوفة الحساسات المتعددة حيث يتم الترشيح والمعالجة بطريقة غير خطية. وتسمح مثل هذه التحسينات للأطباء ومهندسي الأحياء الطبية بتحديد وإعادة تشكيل الأحداث الصوتية المتعلقة بالترددات المختلفة.

وفي المقابل، فإن هذه الطريقة ما زالت غير مناسبة نتيجة التعقيد غير الخطي في الاستقبال والكشف الصوتي، وفي الحقيقة أيضاً نتيجة القصور في خوارزمات إعادة تشكيل صور الرسم المساحي الصوتي المناسب.

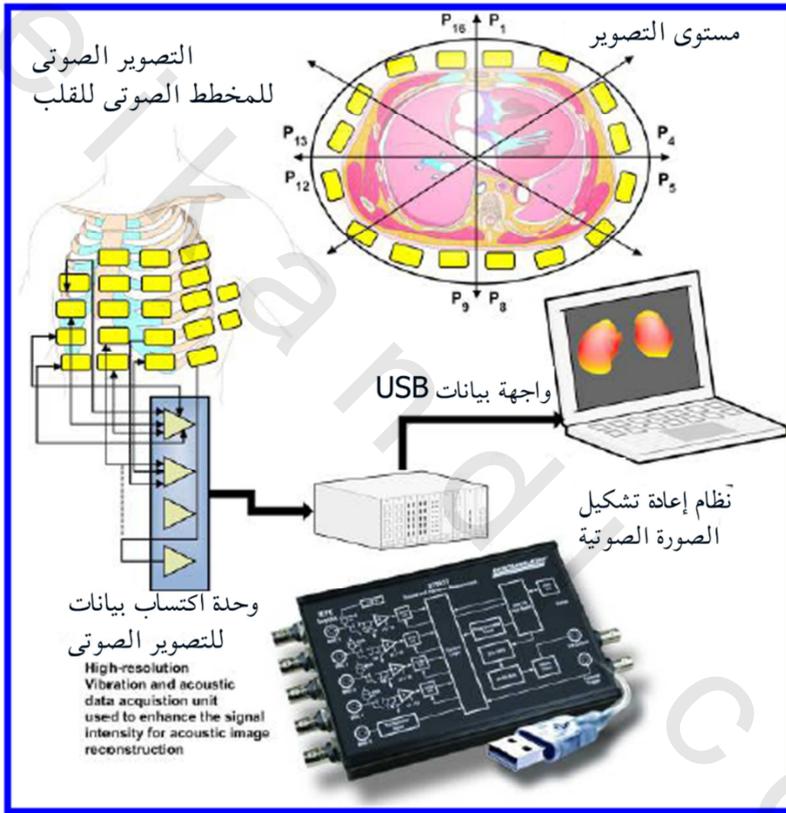
إن انتشار الطاقة القلبية في النسيج البشري يحدث في مجال الترددات المسموعة، في المدى الترددي من (١٠١) حتى (١٠٠٣ هيرتز) الذي يكافئ عرض مجال مقداره (٩٠٠ هيرتز)، الذي له مركبة موجة قص معتبرة عند مقارنته مع الموجات الضغطية في المجال فوق الصوتي من (١٠٤) حتى (١٠٧ كيلوهيرتز). هذا الانتشار لموجة القص المشتتة يتميز بطول موجي في حدود القليل من السنتيمترات. لذلك، فإن فتحة بها مصفوفة من العديد من الأطوال الموجية، ومعالجة إشارة بالتقسيم الترددي يجعل من الممكن تعويض سرعة الموجة المعتمدة على التردد، وتكوين صور باستخدام فتحة شعاع مركز في المجال القريب يمكنها أن تحس بحجم الصدر.

ولقد تم اقتراح طرق استخدام الاستماع (التسمع) غير الفعال للتعرف على التدفق الدموي غير المستقر في الشرايين والصمامات القلبية مسبقاً للكشف عن أمراض التدفق الدموي في الشريان التاجي وإصابات الدورة الدموية.

وفي الآونة الأخيرة، فقد تم اقتراح فرصة التحديد الموضعي لعدم الانتظام الشرياني باستخدام طرق الشعاع المركز في المجال القريب كخطوات يمكن أن تحسن من أداء التسمع القلبي وتوفر جهازاً تشخيصياً وغير تدخلياً [102]. وبالنسبة لأمراض الشريان التاجي ومشاكل الصمامات القلبية، فإن هذه الطريقة تتطلب وضع مصفوفة من حساسات الميكروفونات القلبية الموزعة مساحياً على الحائط الخارجي للصدر بالقرب من منطقة الاهتمام ويتم عرضها عن طريق مسارات تكون معاقة بدرجة خفيفة بالنسبة للاضطرابات. ويمكن معالجة خروج الحساسات لتوليد صورة لمجال طاقة الاهتزازات في الحجم الذي تحت مصفوفة الحساسات الصوتية.

تقوم العملية بتحديد مصدر الاهتزازات عن طريق الانتشار العكسي لإشارات الحساسات باستخدام طرق تشكيل الشعاع. ويمكن معالجة مخطط مصدر الاهتزازات نفسه أيضاً باستخدام تحويل رادون المتكيف. ويتطلب هذا التخطيط الصوتي العكسي

لخرج الحساسات فرضاً للسرعة المتوسطة لموجة القص [100, 101] والنموذج المعتمد على معادلة الموجة للانتشار المشتملة على زمن العبور للمسافة الإكلودية الهندسية، والوسط المتجانس، ونموذج التوزيع الهندسي للفقد.



الشكل رقم (١، ٨). مخطط صندوقي لتجهيز تجريبي تقني لتصوير الرسم المساحي الصوتي للمخطط الصوتي للقلب PATI، الذي يوضح تشكيل مصفوفة من الميكروفونات القلبية على صدر الشخص مع نظام اكتساب للبيانات الصوتية العالي الدقة (مثلاً، ناقل البيانات DT-9837 DAQ لقياس الصوت والذبذبات)، لتعزيز وتعجيل معدل إعادة تشكيل الصور الصوتية.

يعرض الشكل رقم (٨،١) مخططاً صندوقياً لنظام التصوير القلبي الصوتي المعتمد على اكتساب إشارة المخطط الصوتي للقلب في الزمن الحقيقي، باستخدام عدد محدد من الميكروفونات القلبية الموضوعه على محيط الإلكتروادات النسيجية الحبيثة التي يمكن ارتداؤها.

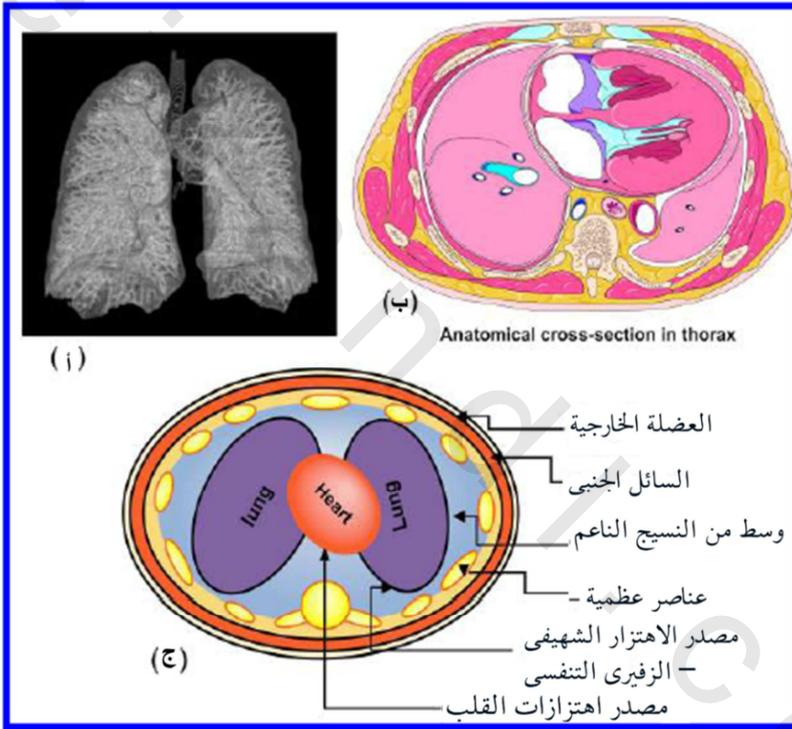
(٨،٢) الدوافع وتحديد المشكلة

إن المشكلة الأساسية التي تواجه الباحثين في مجال التصوير الصوتي هي المعاوقة الصوتية للنقل والتأثير الانتشاري للموجات الصوتية من مصادرها. ولتجنب مثل هذه التعقيدات، فإن الملاحظة الأولى هي أن نستخدم حساسات ذات حساسية عالية لزيادة نسبة الإشارة للضوضاء SNR في مرحلة المعالجة الأولى. وتم عمل أول مسار للتخطيط الصوتي للقلب عن طريق كومبس [102] *Kompis et al.* حيث قاموا بتطوير نظام مصفوفة صوتية مع التسجيل المتزامن لـ ٨ - ١٦ عنصر ميكروفوني.

وتواجه طريقة اكتساب البيانات التتابعية PATI العديد من المشاكل، من حيث معدل أخذ العينات، وعرض مجال الترشيح، والتزامن بين إشارة الميكروفون والتحويل التماثلي الرقمي ADC وزمن إعادة التشكيل. ويجب أخذ هذه التعارضات في الاعتبار في المستقبل عند أمثلة تعزيز أو تحسين طريقة الـ PATI. ويتكون النموذج التشريحي للصدر من خمسة مكونات مختلفة ذات خواص صوتية مختلفة أيضاً، كما هو موضح في الشكل رقم (٨،٢) حيث يمكن تمييز هذه المكونات على النحو التالي:

- نسيج عضلة القلب، الذي يتكون أساساً من عضلة القلب، والشبكة المصاحبة من الأوعية التاجية، والمكونات الأورطية.
- الشعب الهوائية التنفسية التي تتكون من شجرة الشعب، والجزء الأسفل من الحنجرة، والتجويف الصدري المشتمل على السائل الجنبى.

- الفصيصات الرئوية مع لحماتها الحجيرية.
- قفص الأضلاع الذي يمثل الحجيرة الأرضية للقفص الصدري، ونموذج القلب الصوتي.
- الحجيرة العضلية (الصدرية الكبرى والصدرية الصغرى).



الشكل رقم (٨،٢). مخطط لنموذج الصوت القلبي التنفسي الذي يمكن استخدامه لنمذجة وتحديد الإشارة. ويمكن استخدام هذا النموذج المعتمد على التشريح كديناميكا مرجعية للمعايرة في التصور الصوتي للمخطط القلبي: (أ) إعادة التشكيل الثلاثي الأبعاد لصور الرسم المساحي للـ CT للحويصلات الهوائية الرئوية والسريير القلبي، (ب) المقطع العرضي الذي يوضح العضلة القلبية وفصين الرئة، (ج) النموذج المكافئ للصوت القلبي التنفسي.

ويمكن معرفة الخواص الصوتية للحجيرات الصلبة للصدر، مثل: جدار الصدر والقلب، على نحو جيد. وتكون سرعات الصوت في هذه الأنسجة تقريباً (١٥٠٠ متر/الثانية)، ويكون الكبح منخفضاً نسبياً. في المسارات الهوائية الكبيرة في النماذج الحيوانية وينتشر الصوت بسرعات (حد تأكيدي ٩٥٪) تساوي 268 ± 44 متر/الثانية. وتكون الخواص الصوتية للحويصلات الرئوية، التي تملأ جزء معتبر من الصدر البشري دالة في محتويات الرئة من الهواء، وقد تم تقدير سرعة الصوت في الحويصلات على أنها منخفضة نسبياً، بمعنى بين (٢٣ متر/الثانية و ٦٠ متر/الثانية) اعتماداً على المحتويات الهوائية.

تصل سرعة الصوت إلى أقل قيمة عند الكثافات الرئوية التي تكون أعلى قليلاً منها عند حجم الاستقرار، ويزداد من هذه القيمة الصغرى التي هي حوالي (٢٣ متر/الثانية) لكل من الكثافات العالية والمنخفضة. ولذلك، فإنه في الحالات الفسيولوجية، فإن سرعة الصوت تكون أعلى قليلاً في الأجزاء العليا من الرئة بعد الشهيق. عند حجم الاستقرار، فإن سرعة الصوت تكون غالباً أقرب إلى الـ (٣٠ متر/الثانية) عنها إلى الـ (٦٠ متر/الثانية)، وكما لاحظنا مسبقاً، فإن الخواص الكبحية للحويصلات الرئوية تزداد مع التردد.

عند الترددات المسموعة المنخفضة، مثلاً (٤٠٠ هيرتز)، فإن الكبح يكون فقط من (٠,٥) إلى واحد ديسبل لكل سنتيمتر dB/cm. وبعيداً عن هذه الفروق في الخواص الصوتية، فإن المشاركة الهندسية ستكون ذات تأثير على تعقيدات الأصوات القلبية.

ومن المعروف أن الأصوات ذات الترددات العالية تسافر أطول خلال هيكل المسارات الهوائية المتشعبة، بينما تظهر الأصوات ذات الترددات المنخفضة بصورة أكثر سيطرة في المسارات الهوائية الكبيرة عن طريق حركة الحوائط. وستشارك الانعكاس،

والتأخيرات المتعددة، وتداخل الإشارات الصوتية، وأيضاً عدم التناسق بين النقل الصدري الأيسر والأيمن، كلها أيضاً في تعقيد النقل الصوتي القلبي الصدري.

(٨,٣) التجهيز التجريبي ونظام النماذج الأولية لـ PATI

يوضح الشكل رقم (٨.١) التجهيز التجريبي للتصوير الصوتي للمخطط الصوتي للقلب، حيث سيتم وضع الإلكترود (موضع الميكروفونات القلبية) في صورة مصفوفة حساسات لالتقاط الاهتزازات الصوتية للحركة الميكانيكية للقلب ومعلومات التدفق الدموي المصاحب لها. وتتكون مصفوفة الحساسات من 8×16 عنصر ميكروفوني، التي عن طريقها سيغطي الصدر تشريحياً (منطقة الصدر). وسيجعل هذا التوزيع للحساسات الكشف الصوتي أعلى ما يمكن ولكنه بالإضافة لذلك سيجعل طريقة الشرائح للتصوير الصوتي لفراغ الصدر تتم بعدد محدود من الشرائح.

ومن خلال استخدام تسجيلات الحساسات المتعددة المتزامنة للأصوات القلبية (إشارات الـ PCG) من حائط الصدر، فقد تم مؤخراً بحث التصوير الصوتي للصدر للكشف عن النماذج المختلفة بين الأشخاص الأصحاء والمرضى [102]. وفي هذه الدراسة، وقد تم تطوير وتقييم طريقة جديدة للتصوير الصوتي للنظام القلبي عن طريق نموذج طبيعي لحجيرات القلب والرئتين وأيضاً بيانات تجريبية على أربعة أشخاص ومريض واحد.

وتم أخذ سرعة الصوت، والأطوال الموجية للصوت عند قيم الترددات التشخيصية، والخواص الهندسية للقلب. وقد أُخذت كلها في الاعتبار عند تطوير نموذج للتصوير الصوتي لتحقيق تمثيل مساحي للأصوات الصدرية الداخلية، وفي المقابل تخطيط الأصوات على سطح السطر.

ولقد تم تطوير نموذج التصوير الصوتي اعتماداً على حساب البيانات الثلاثية الأبعاد لبيانات مصفوفة الحساسات التي يتم الحصول عليها [109]. ولكي يكون هناك توضيح مريح للافتراضات الأساسية للتعامل مع مشكلة التخطيط الصوتي، فإنه يمكن عمل الافتراض التالي: خواريزم التصوير الصوتي يختبر الافتراضات التي تحتوي فقط المصدر الصوتي ذا العلاقة.

ويمكن حساب إشارة افتراضية للمصدر باستخدام طريقة تقدير المربعات الصغرى least squares estimation, LSE لشرح قيمة عظمى لحيود الإشارة σ في إشارة كل الميكروفونات، كما يلي: بفرض أن $\pi_i (i=1, \dots, CM)$ هي مواضع عدد CM من الميكروفونات القلبية على سطح الصدر، و $D_i(t)$ هي الإشارات المسجلة عند هذه الميكروفونات حيث t تمثل الزمن.

بفرض انتشار صوتي منتظم خلال كل الهيكل التشريحي الصدري (انتشار موجي خطي)، وسرعة الصوت هي c ، ومعامل الكبح لكل وحدة طول هو d ، وإشارة $\varphi(y, t)$ المنبعثة من هذا المصدر الافتراضي عند الموقع المساحي، فإن y يمكن تقديرها عن طريق حل معادلات النظام الخطي في المعادلات (٨،١) حتى (٨،٣) التي توضح توصيف الإشارة للتصوير الصوتي للمخطط الصوتي للقلب:

$$D_1(t - |p_1 - y|/c) = d^{|p_1 - y|} + \varphi(y, t)/|p_1 - y|^2 \quad (٨،١)$$

$$D_2(t - |p_2 - y|/c) = d^{|p_2 - y|} + \varphi(y, t)/|p_2 - y|^2 \quad (٨،٢)$$

$$D_{cm}(t - |p_{CM} - y|/c) = d^{|p_{CM} - y|} + \varphi(y, t)/|p_{CM} - y|^2 \quad (٨،٣)$$

وسيتراوح المدى الديناميكي لمكبر البيانات في وحدة اكتساب البيانات من (١٠٠) حتى (١٠٠٠ هيرتز) مع مستوى كبح للضوضاء أقل من ٣ ديسبل. ولذلك، فيجب وضع جدول معامل التكبير لقناة اكتساب البيانات في المنطقة المستقرة من التكبير لتجنب أي اضطرابات من إشارات مضافة، كما يجب تنظيم مصفوفة

المكبرات في وحدة مصفوفة طور. وتأتي مرحلة الترشيح المبدئي التي تعقب مرحلة التكبير مع وحدة ترشيح مجالي BPF، لعزل أي انحراف ترددي في قناة الكشف عن الحساس الصوتي.

لقد تم إنشاء معالجة مصفوفة الأصوات لتتكون من عنصر للمعالجة الخطية للإشارة مع مكبر بمعامل تكبير متكيف adaptive gain amplifier, AGA، نظام آخر لإعادة تشكيل الصورة image reconstruction system, IRS للإشارات الصوتية المكتشفة، الذي يمكن تحقيقه في نظام حاسب PC بأداء عالٍ مع معالج AMD ذي ٦٤ بت ونظام ذاكرة RAM مكون من ٤٠٤٨ ميجا بايت.

وتعمل محطة عمل إعادة تشكيل الصورة تحت نظام النوافذ. ولقد تم استخدام تحويل رادون لإعادة تشكيل مخطط الطاقة الصوتية لإشارات المخطط الصوتي للقلب، على الرغم من أن الخوارزم الأساسي لإعادة التشكيل يستخدم طريقة التشكيل المكيف للشعاع لتعجيل معالجة الإشارة، ومعدل اكتساب الإطارات. وتكون محاور الصورة في التصوير الصوتي للمخطط الصوتي المكتسب في مستوي عرضي مع نموذج محور z عكسي لكي يكون مكافئاً لنظام محاور عضلة القلب التشريحية.

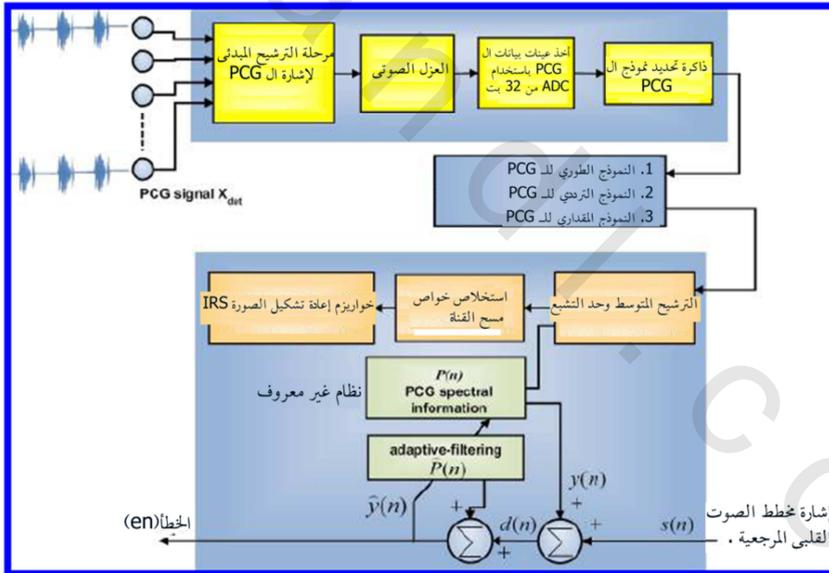
ويمكن وضع خوارزم المعالجة للإشارات المكتسبة في طريقة التصوير في صنفين. الأول هو خوارزم الشعاع المتكيف الذي يتم تطبيقه على إشارة الـ PCG المرشحة والمكتشفة من الميكروفون الخطي ويمكن أن تكون إشارة الـ PCG الداخلة إلى تشكيل الشعاع المتكيف كما يلي :

$$X_{det} = \sum_{l=0}^L \psi_l + \sum_{m=0}^M E_m \quad (٨.٤)$$

حيث إشارة الخرج من التشكيل المتكيف للشعاع تكون كما يلي :

$$Y_{det} = \sum_{m=0}^M \psi_m + X_{det} \quad (٨.٥)$$

وسيتم تخزين المعاملات البارامترية للإشارة الاهتزازية الصوتية في ذاكرة مصفوفة مرشحات لزمن تأخير التنفس Td. يوضح الشكل رقم (٨.٢) تتابع معالج الإشارة الأساسي في طريقة التصوير الصوتي للمخطط الصوتي للقلب. أما الطريقة الثانية فهي تنطوي على تحويل رادون الوقتي مع تطبيق خواريزم الإسقاط العكسي. يوضح الشكل رقم (٨.٣) المخطط الصندوقي لمعالجة مصفوفة الأطوار في التصوير الصوتي للقلب حيث تم تطبيق وحدة ترشيح متكيف على إشارات الـ PCG التي سبق معالجتها، مع المسح الفعال للقناة وطريقة الاعتماد على استخلاص الخواص الخبيثة في نظام إعادة تشكيل الصورة IRS.



الشكل رقم (٨.٣). مخطط صندوقي لنظام إعادة تشكيل الصور الصوتية المتكيف. مرحلة الترشيح المبدئي لإشارة الـ PCG، العزل الصوتي، أخذ عينات بيانات الـ PCG باستخدام ADC من ٣٢ بت، ذاكرة تحديد نموذج الـ PCG، ١- النموذج الطوري للـ PCG، ٢- النموذج الترددي للـ PCG، ٣- النموذج المقداري للـ PCG.

وفي هذا المخطط، فقد تم تبادل إشارات المخطط الصوتي للقلب بين مرحلة الترشيح المبدئي، والمعالجة المبدئية خلال العزل الصوتي، والتحويل إلى الرقمي باستخدام مقدرّة تحليل في العينة مقدارها ٣٢ بت.

(٨, ٤) معالجة إشارات المصفوفات الصوتية السمعية

تمت دراسة الأشكال المختلفة للمصفوفات الصوتية لتحسين التحديدية المساحية لفصل العديد من الأهداف المتقاربة، ومصادر الاهتزازات التي تكون في أشكال شديدة التقارب باستخدام المصفوفات الصوتية غير الحاضرة. وما زالت تطبيقات معالجة المصفوفة الصوتية في تشكيل وإعادة تشكيل الصورة الصوتية للقلب محدودة الاستخدام، وتحتاج إلى تحسين جودة الإشارة المستقبلية من كاشفات الميكروفونات القلبية.

ولتوسيع فتحة المصفوفة كمصفوفة ذات بعدين للكشف القلبي، فإنه في العادة يتم استخدام تشكيلات المصفوفة المبعثرة العناصر مع مسافات منتظمة بين المصفوفات أوسع من نصف الطول الموجي لإشارات المخطط الصوتي للقلب في الفراغات بين المصفوفات الجانبية، وبالتالي فيمكن تحقيق اتجاه للوصول أكثر دقة direction of arrival, DOA لتقدير إشارة الـ PCG بدون استخدام مكونات مادية إضافية، وذلك على الرغم من أن هذا الوضع الكبير لما بين المصفوفات ينتج عنه تقديرات للـ DOA غير محددة.

ولكي نحل هذا الغموض، فإن المصفوفات المبعثرة العناصر مع خواص الثبات العديدة يمكن إنشاؤها. وبالتبادل مع ذلك، فإنه يمكن تصميم أشكال مصفوفات مبعثرة العناصر منتظمة أو عشوائية يمكنها أن تحقق اتساعاً ترددياً، وفي هذه الحالة فيتم تصميم كل مصفوفة جانبية لمجال معين من الترددات.

وبالإضافة إلى ذلك، سنقدم خواريزم كابون Capon للـ DOA الذي يعرض الشكل الهندسي لكل مصفوفة. ويمكن إجراء نتائج المحاكاة قبل إجراء أي تنفيذ لنظام التصوير الصوتي، ولكنها ما زالت طريقة تصوير افتراضية لبحث الديناميكا الدموية في حالة أمراض عضلة القلب والأوعية في شكل بسيط ومنخفض التكلفة. ولقد تم تطوير نظام تخطيط صوتي قلبي بديل عن طريق جارديو [103] Guardo *et al.*, 1998، حيث استخدم مجموعة حساسات ميكروفونية خلفية تركز على ظهر المريض (السطح الخلفي للصدر) للحصول على إشارة المخطط الصوتي للقلب المكتسبة.

الجدول رقم (٨، ١). المعاملات الفسيولوجية للتصوير الصوتي للقلب.

PCG parameters	signal bandwidth (Hz)	maximum amplitude(mV)	minimum amplitude(mV)	attenuation coefficient(α)
S ₁	209±1.25	344±1.93	275±1.2	0.238± 0.0043
S ₂	245±2.03	302±2.04	207±1.4	0.167± 0.0021
S ₃	312±1.69	278±2.07	240±1.75	0.382± 0.0038
S ₄	135±1.48	290±2.19	178±1.29	0.246± 0.0031
S ₁ -S ₂	114±1.21	105±1.72	73±1.36	0.129± 0.0027
S ₂ -S ₃	89±1.94	78±2.16	47±1.81	0.203± 0.0030

(٨، ٤، ١) تشكّل الشعاع المتكّيف في التصوير الصوتي السمعي للقلب

في هذا الجزء سيتم وصف الشكل المساحي للمعالجة المتكيفة للإشارة التي تجد الكثير من الاستخدامات العملية في الرادار، والسونار، والاتصالات، واستكشاف الجغرافيا الطبيعية، والاستكشاف الطبيعي للفضاء، ومعالجة الإشارات الحيوية الطبية. وفي الأنواع الخاصة من لترشيح المساحي ذات الاهتمام التي سنستخدمها في هذا الكتاب، سيتم وضع عدد من الحساسات المستقلة عند نقاط مختلفة في الفضاء للاستماع إلى الإشارة المستقبلية التي يتم استقبالها، وهي في هذه الحالة تكون إشارات المخطط الصوتي للقلب التي يتم اكتشافها بالميكروفونات القلبية.

وفي الحقيقة، فإن الحساسات توفر وسائل لعينة الإشارة المستقبلية في الفراغ. وتمثل مجموعة الخرج من الحساسات المجمعة عند لحظة معينة في الزمن لقطه عند هذه اللحظة. لذلك فإن لقطه من البيانات في الترشيح المساحي (في حالة وقوع الحساسات بانتظام في خط مستقيم) تلعب دوراً مكافئاً لمجموعة المداخل التتابعية الموجودة في المرشح العرضي عند لحظة زمنية معينة. وفي التصور بالرادار، تتكون الحساسات من عناصر من الهوائيات (ثنائيات، أو أبواق، أو مرشحات موجية مسننة) تستجيب للموجات الكهرومغناطيسية المرسله.

وفي طريقة السونار، تتكون الحساسات من هيدروفونات مصممة لتستجيب للموجات الصوتية. وعلى أي حال، فيستخدم الترشيح المساحي، المعروف بالتشكيل الشعاعي، الذي في هذه الأنظمة للتفريق بين الخواص المساحية للإشارة والضوضاء. ويسمى الجهاز المستخدم لتنفيذ التشكيل الشعاعي بمشكل الشعاع. إن مصطلح المشكل الشعاعي تم استنتاجه من حقيقة أن الأشكال المبكرة من الهوائيات (المرشحات المساحية) كانت مصممة على شكل شعاع قلم رصاص، لكي تستقبل الإشارة المشعة من اتجاه معين وتكبح الإشارات المشعة من الاتجاهات الأخرى غير المهمة [106].

لاحظ هنا أن التشكيل الشعاعي يطبق على إشعاع (إرسال)، أو استقبال الطاقة. ويوضح الشكل رقم (٨،٤) التخطيط المساحي لمواضع مختلفة لميكروفونات قلبية مختلفة، عن طريق استخدام إعادة التشكيل الشعاعي للـ PCG، حيث يتم افتراض الانحراف المساحي كدالة من الدرجة الثانية لشدة الميكروفون المستقبلية. وفي نوع مبدئي من الترشيح المساحي، يعرف بالمشكل الشعاعي بالتأخير والتجميع، يتم فيه تأخير الخرج للحساسات المختلفة (تأخير بكمية معينة لمحاذاة المكونات المساحية القادمة من اتجاه الهدف) ثم يتم جمعها. وكما هو موضح في الشكل رقم (٨،٥)، فإن مواضع خمسة ميكروفونات تم تحديدها لتغطي كل اتجاهات الوصول direction of arrival,

DOA لموجات القلب الصوتية. وعلى ذلك، فإن الطاقة المتوسطة عند خرج مشكّل الشعاع بالتأخير والجمع تكون عند قيمتها العظمى عند توجيهها في اتجاه الهدف. وعلى الرغم من ذلك، فإن معوق أو محدد أساسي لمشكّل الشعاع بالتأخير والجمع، يعني أنه ليس لديه حماية للتعامل مع مصادر التداخل.

ولكي يتم تفعيل المشكّل الشعاعي حتى يستجيب لوسط مواجهة غير معروف، فيجب أن يصنع بطريقة متكيفة، بحيث يتم وضع محبطات في اتجاهات مصادر التداخل بطريقة آلية، وفي الزمن الحقيقي.

وبطريقة مشابهة، تتم زيادة نسبة خرج الإشارة إلى الضوضاء، وبالتالي يتم تحسين الاستجابة الاتجاهية للنظام. ولقد تم تطبيق هذه الطريقة في التحديد المكاني للمصدر الصوتي في العديد من التطبيقات الهندسية والطبية (كتخطيط أعالي المحيطات، ومراقبة الإشارة ذات الأهمية اعتماداً على موجات السونار [103, 105]).

ويمكن تحديد موضع المصدر الصوتي بطريقة مستقبل مصدر التأخير التي تعتبر طريقة متينة وفعالة لتحديد موضع الصوت القلبي. وتعتمد الطريقة ببساطة على تحديد التأخير بين الإشارات المستقبلية عند ميكروفونين عن طريق استخدام الارتباط التبادلي. فمثلاً، التأخير (١ - ٢) هو التأخير الذي تأخذه الإشارة لتصل عند الميكروفون (١) بالمقارنة مع الميكروفون (٢). وبعد ذلك يتم تحويل التأخير من وحدات عينات زمنية إلى وحدات مسافة كما في المعادلة (٨,٦). ويمثل هذا التأخير الجديد دلتا ١ - ٢ الفرق بين المسافة من الميكروفون mic1 حتى المصدر والمسافة من الميكروفون mic2 حتى المصدر، كما هو موضح في الشكل رقم (٨,٥) والمعادلة التالية:

$$\delta_{mic1-mic2} = (\text{delay}_{mic1-mic2} v_{\text{sound}}) / f_s \quad (٨,٦)$$

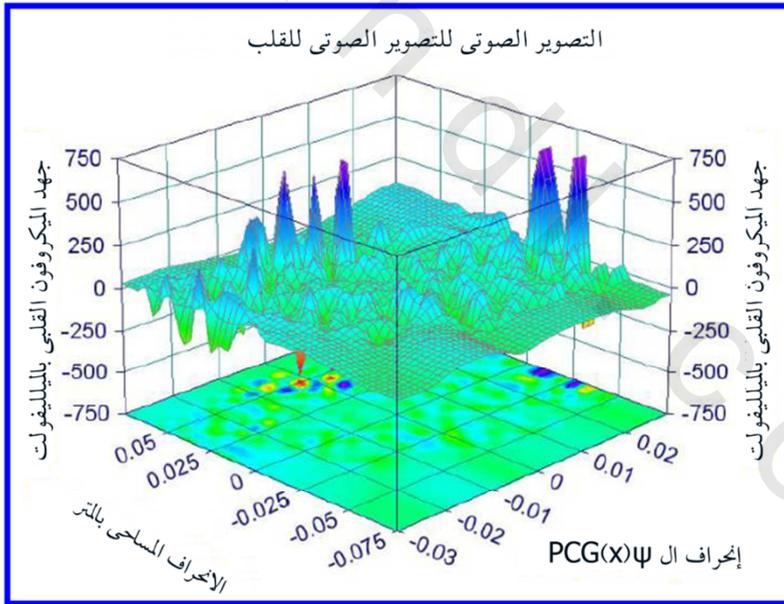
$$\delta_{mic1-mic2} = (\text{dist}_{mic1-HSS} - \text{dist}_{mic2-HSS}) \quad (٨,٧)$$

وبعد ذلك، وباستخدام معادلة المسافة القياسية، يمكن تكوين نظام من معادلتين (٨,٦) و (٨,٧) ومجهولين، فتكون محاور الميكروفونات ١ و ٢ و ٣ هي (x_1, y_1) و (x_2, y_2) و (x_3, y_3) على التوالي، وتكون قيم هذه المتغيرات معلومة، وتكون محاور المصدر (x_s, y_s) غير معلومة:

$$\delta_{mic1-mic2} = \sqrt{(x_1 - x_s)^2 + (y_1 - y_s)^2} - \sqrt{(x_2 - x_s)^2 + (y_2 - y_s)^2} \quad (٨,٨)$$

$$\delta_{mic1-mic3} = \sqrt{(x_1 - x_s)^2 + (y_1 - y_s)^2} - \sqrt{(x_3 - x_s)^2 + (y_3 - y_s)^2} \quad (٨,٩)$$

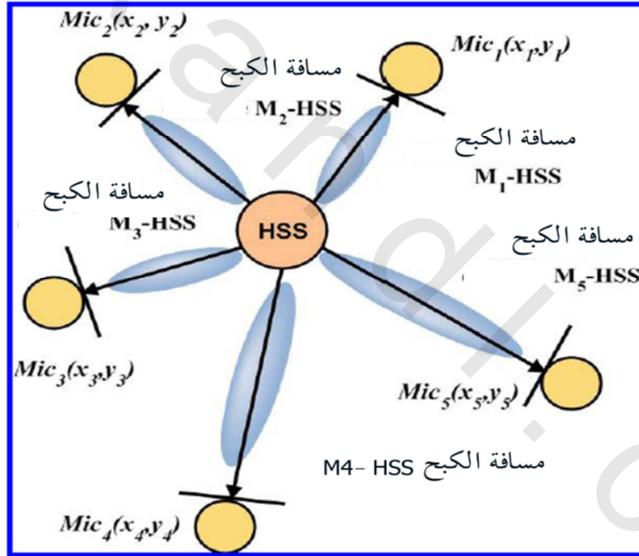
ويمكن حل هاتين المعادلتين، مع متغيرين غير معلومين من خلال لغات البرمجة الحاسوبية، مثل الـ MATLAB أو LabVIEW.



الشكل رقم (٨,٤). يبين التخطيط المساحي للتصوير الصوتي للـ PCG، الذي يخصص الحيود المساحي لإشارة الـ PCG كدالة في جهد الخرج من ميكروفون قلبي.

(٨، ٤، ٢) التشكل الشعاعي المتكيف مع الاستجابة ذات الحيود الأقل والحالية من التشويه يوضح الشكل رقم (٨،٥) افتراض وحدة التشكيل الشعاعي المتكيفة التي تستخدم مصفوفة خطية من عدد M من الحساسات المتماثلة، وبعد ذلك يتم توزيع خارج الحساسات المنفردة، التي من المفترض أن تكون في صورة مجال قاعدة، وبعد ذلك يتم جمعها، ويجب أن يحقق التشكيل الشعاعي متطلبين:

- مقدرة اتجاهية بحيث تكون الإشارة المستهدفة محمية دائماً.
- تقليل تأثير مصادر التداخل.



الشكل رقم (٨،٥). يوضح طريقة التحديد الموضعي لصوت القلب، حيث يمثل الـ HSS مصدر التسمع القلبي. وتبين الخواص الديناميكية للاهتزازات القلبية، سلوكاً غير خطي، وهذا نتيجة الانتشار في الوسط غير المتجانس خلال التجويف الصدري. وبالإضافة لذلك، فإن انحناء مصفوفة الميكروفونات لا تكون متماثلة نتيجة المعاملات الهندسية للصدر.

ومن إحدى الطرق لتوفير هذين المتطلبين، تقليل التباين (بمعنى، الطاقة المتوسطة) لخرج تشكيل الشعاع، مع التعرض للشروط التي تحقق الأحوال المطلوبة أثناء عملية تكييف الأوزان. وبناءً على ذلك، فإن توجيه الإشارة الهدف واستنتاج المصدر ستؤثر على إعادة تشكيل الصورة الهدف مع زمن تأخير له اعتبره [107, 108].

$$w^H(n)s(\phi) = 1 \text{ for all } n \text{ and } \phi = \phi_t \quad (٨, ١٠)$$

حيث $w(n)$ هي متجه الأوزان $M \times 1$ ، و $s(\phi)$ هي متجه التوجيه $M \times 1$. ويرمز الأس H إلى الموضع العرضي الهرماتيان Hermitian transposition (بمعنى، الموضع العرضي مدمجاً مع مرافق الإشارة المركب). في هذا التطبيق، تكون بيانات مجال القاعدة له قيمة مركبة، وبالتالي تكون هناك حاجة إلى المرافق المركب.

ويمكن تحديد قيمة الزاوية الكهربائية $\phi = \phi_t$ عن طريق اتجاه الهدف، وتكون الزاوية ϕ نفسها مقاسة مع الحساس ١ (عند قمة نهاية المصفوفة) وتتم معاملته على أنه النقطة المرجع. اعتماد المتجه $s(\phi)$ على الزاوية ϕ يتم تحديده بالمعادلة الآتية:

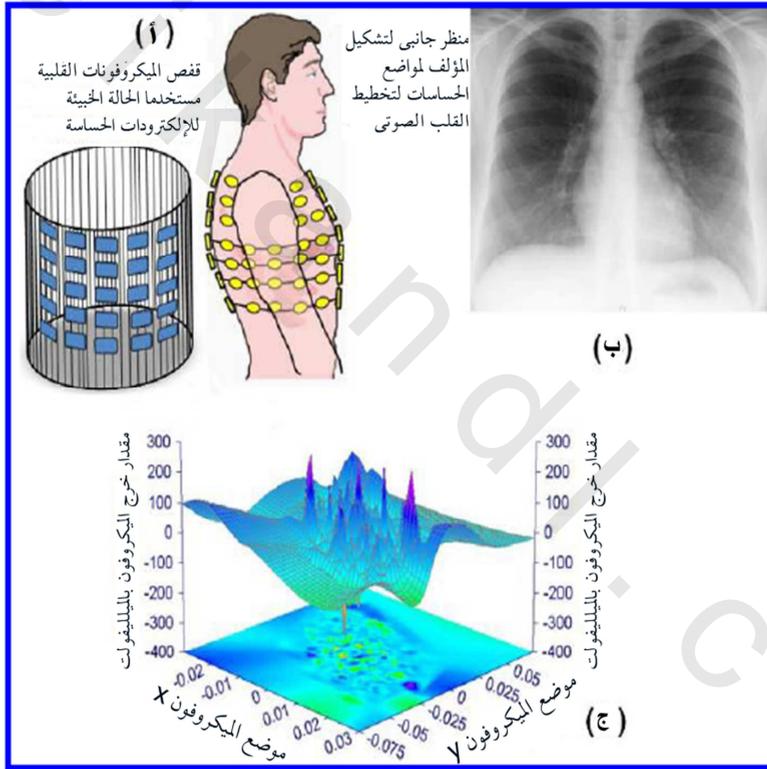
$$s(\phi) = [1, e^{-j\phi}, \dots, e^{-j(M-1)\phi}]^T \quad (٨, ١١)$$

وتتعلق الزاوية ϕ نفسها بزاوية الدخول، أو الإسقاط θ للموجة المستوية، وتقاس بالنسبة للعمودى على المصفوفة الخطية كما يلي:

$$\phi = \frac{2\pi d}{\lambda} \sin(\theta) \quad (٨, ١٢)$$

حيث d هي المسافة بين الحساسات المتجاورة في المصفوفة و λ هي الطول الموجي، وتقع زاوية الإسقاط θ في المدى $-\pi/2$ و $\pi/2$. ومن الممكن للقيم المسموحة التي يمكن أن تأخذها الزاوية ϕ أن تقع في المدى $-\pi$ حتى π . وهذا يعني أنه يجب اختيار المسافة $d < \lambda/2$ بحيث يكون هناك مقابلة واحد لواحد بين قيم ϕ و θ بدون أي التباس. الشرط $d < \lambda/2$ يمكن النظر إليه على أنه المكافئ المساحي لنظرية العيننة.

ويعرض الشكل رقم (٨,٦) المخطط العام لطريقة تصوير الـ PATI ما يلي: (أ) نموذج أسطواني لمواقع الميكروفون القلبي، (ب) صورة مقابلة بأشعة إكس على الصدر توضح النظرة المستوية على التشريح الصدري، (ج) المخطط الصوتي المعاد تشكيله لشدة الميكروفونات والموضع المساحي لهم.



الشكل رقم (٨,٦). نظام تصوير صوتي قلبي عام وخواصه الصوتية التي أعيد تشكيلها والمكتسبة بالتزامن مع إشارة الـ ECG المبوبة. (أ) التمثيل الهندسي لمصفوفة الميكروفونات، (ب) مسقط الـ AP من المخطط الإشعاعي للصدر والذي يوضح الأجزاء التشريحية المشتملة في التصوير الصوتي. (ج) تخطيط الشدة المساحي لميكروفون موضوع في الـ x وميكروفون موضوع في الـ y لنموذج حمل الدمية لتشريح الصدر.

(٣, ٤, ٨) النمذجة الفسيولوجية للأصوات القلبية اعتماداً على طريقة الـ PATI

ويعتبر التفاعل الحالي بين التصوير الطبي والنمذجة تحقيقاً متبادلاً، بمعنى عملية مقارنة البيانات من النموذج وأنظمة التصوير. ولهذا التكامل العديد من المميزات من وجهة نظر كل من النمذجة والتصوير. أولاً، إن تحقيق توقعات النموذج في مقابل بيانات التصوير يوفر آلية لاختبار أن النموذج قد حقق أو حصل على كل المكونات الفسيولوجية الأساسية في النظام.

ولقد تم تنفيذ ذلك لمجموعة من قيم المعاملات المشروحة مسبقاً [110, 112]، وبمجرد اكتمالها، يصبح النموذج أداة فعالة، أو قوية لتحقيق توقعات خواص النظام في أنظمة جديدة.

ومن وجهة نظر التصوير، فإنه يمكن استخدام النماذج لاستخلاص المعلومات التي لا تكون متاحة مباشرة من الصور نفسها ولذلك فإنها ستساعد في التشخيص الإكلينيكي. فمثلاً، نجد أن الإجهاد الميكانيكي، أو الشغل لأي نسيج قابل للضغط، ولا يمكن الكشف عنه مباشرة من خلال أي صورة، ولكنها قد تكون طريقة صريحة، أو مستقيمة للاستخلاص من نموذج معاملات لها المعلومات نفسه.

وتحقق هذه الطريقة للتصوير المعتمد على المحاكاة قدرة كبيرة لتحديد قياسات جديدة لتركيز المحاولات الإكلينيكية [112, 115, 116]، وأمثلة اختيارات المريض وتخصيص العلاج [106, 107]. وتكون العلاقة بين النظام التصويري المدعو PATI كطريقة للتخطيط القلبي، وطريقة نمذجة فسيولوجية ذات علاقة بالديناميكا الدموية القلبية موصلة بالتبادل بطبيعتها ولها تطبيقات في تحديد الأنظمة الصوتية الطبيعية.

إن استخدام طريقة الـ PATI ستمثل بحث مستقبلي في نمذجة ومحاكاة ديناميكا القلب الصوتية المصاحبة لنظم التصوير المتعددة الطرق مثل المسح السطحي بالحاسب

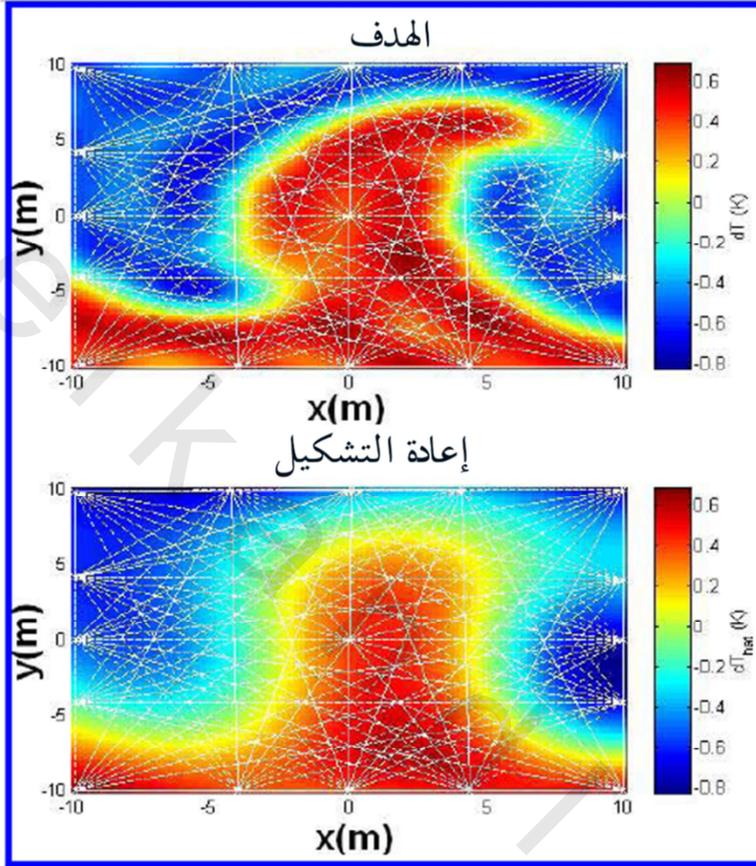
العالي التحديدية، Hi-Rez CT. ويوضح الشكل رقم (٨,٧) إعادة التشكيل للميكروفونات المختلفة الموزعة مساحياً، التي تحدد التغيرات الصوتية للهدف في الوضع الهندسي.

وسيكون للتقدم في إعادة تشكيل الصور في الزمن الحقيقي [111, 113, 114, 117] وأمثلة اكتساب الصور انعكاسات في التطورات الأخرى في التصوير الصوتي الدقيق للقلب. [108, 110]

(٨,٥) الملخص

تعتبر طريقة التصوير الصوتي للقلب طريقة غير تساقية مع طرق التصوير الطبي الأخرى، مثل التصوير بأشعة إكس، وال CT، وطرق تصوير ال PET بدلالة المعلومات التشريحية والفسولوجية التي يتم توفيرها. وتعتبر النتائج التجريبية المبدئية مشجعة ومحركة للباحثين كي ينطلقوا إلى إمكانية تشخيصية جديدة. ويجب أن نفهم أن الأمثلة والتطوير في تكنولوجيا حساسات الميكروفونات القلبية، والتصميم باستخدام المكونات، وخوارزمات معالجة الإشارة، والتقدم في تكنولوجيا المعلومات لتقليل التكلفة الحسابية لهذا الخوارزمات، وطرق تصوير ال PATI من الممكن أن تصبح طريقة مراقبة روتينية قبل استخدام الطرق العادية الأخرى، نتيجة أن هذه الطرق غير تدخلية وطرق تنفيذ بسيطة.

وبالإضافة إلى ذلك، فيمكن أيضاً تحسين التعقيدات التقنية وعدم الكفاءة في جودة الصورة الصوتية للقلب من خلال التعويض المتزامن للوضوء المضافة والاضطرابات الصوتية التي يمكن أن تتداخل مع التمثيل الزمني والمساحي لإشارات ال PCG المكتشفة.



الشكل رقم (٧،٨). التغير الديناميكي للموجات الصوتية التي يتم كشفها في الهدف الدمية لاختبار أداء كاشف مصفوفة الميكروفون في المجال المساحي كميكروفونات رأسية $y(m)$ وميكروفونات أفقية $x(m)$. في الأعلى أهداف متحركة بسرعة 0.0023 m/s وفي الأسفل إعادة تشكيل الصورة.

على الرغم من أن هذا التصوير الطبي الجديد يعاني من التحديدية الزمنية والمساحية المنخفضة، فإنه يمكن إثبات أنه اختيار جيد لاستراتيجية تصوير قلبي منخفض التكلفة، بالمقارنة مع التصوير الفوق صوتي والتصوير بواسطة الـ SPECT. ويجب

توجيه الأبحاث في هذا المجال لتحسين جودة الصورة، وزيادة قيمة نسبة الإشارة للضوضاء للكاشفات الصوتية، وتعزيز تصميم مصفوفة الميكروفونات كي تكون الاختيار الجيد لتطبيقات التصوير الإكلينيكي.

التغذية الراجعة الخاصة بالجوانب الإكلينيكية والحيوية الطبية

إن الاتجاهات الحديثة في الهندسة الطبية التي تسير في اتجاه الأنظمة الأكثر آلية وذكاء تعكس على توجهات العديد من تطبيقات معالجة الإشارات الحيوية الطبية، وهذا في الحقيقة سيؤدي إلى أمثلة كل من طرق التشخيص وفلسفة بيانات حلقة التفسير والتحليل الفسيولوجية والإكلينيكية. وعلاوة على ذلك، فإن استخدام التكنولوجيات الحديثة، والذكاء الاصطناعي، والخوارزميات ذات القوة الحسابية العالية، وآخر ما وصلت إليه الأجهزة الحيوية الطبية سيجعل عملية الرعاية الصحية وضماناتها أكثر فعالية في التخصيص، والتكامل، وتقديم الرعاية الطبية المناسبة إلى هذه الأعداد المهولة من المرضى.

وبالإضافة إلى ذلك، فإن الاحتياجات المتوقعة والسريعة في تطوير وتعزيز جودة الحياة ستؤدي إلى زيادة التوقعات لاكتشاف وتطوير تقنيات طبية جديدة يرجع أصلها إلى الاتجاهات الحالية للتطوير والتطبيقات العملية في الحياة العلمية. إن تطوير تقنية تجهيز حيوي طبي غير تدخلي لقياس وتحويل المعلومات الفسيولوجية والإشارات المتولدة عن طريق الأحياء في أقل طريقة من التدخل، كانت هي المسؤولة عن إنشاء المفهوم المنطقي المتعلق بمراقبة المرضى. ولذلك فإن الانطباع عن بصمة إشارة التصوير القلبي على الممارسين والإكلينكيين سيرسخ من هذا المفهوم، وسيكون في غاية الأهمية لكل من المهندسين الطبيين والإكلينكيين الذين يعملون في مجال الفسيولوجيا والصوتيات الحيوية.

وعلى الرغم من أن هذا المجال له العديد من المعوقات التقنية والفيزيائية، إلا أنه يعتبر من الطرق السهلة والمستقيمة لتنفيذ خطوات التشخيص الطبي. وما زالت طرق المخطط الصوتي للقلب والتسمع طرقاً وليدة إلى حدٍ ما بالمقارنة بطرق التحليل المتقدمة. ومن ناحية أخرى فإن منحنى التطوير الطبيء للتحليل الصوتي للقلب ما زال نفسه يوفر مجالاً مفتوحاً لتشجيع البحث العلمي والاكتشافات العلمية. ويجب أن تكون التقنية المتقدمة لتحليل ومعالجة الأصوات القلبية أكثر إثارة وقوة من أجل أن تجعل التسمع القلبي طريقة أكثر إنتاجية في التشخيص الإكلينيكي والرعاية الطبية الأولية. إن الربط أو الدمج بين العديد من وجهات النظر المقدّمة من المتخصصين في الهندسة والعلاج، سيكون له الأثر الكبير على تحصيل فهم عميق حول الموضوع وعلى التجهيزات الحيوية الطبية والتقنيات الطبية.

ويعتبر هذا الكتاب، من وجهة نظر المؤلفين، مرجعاً جيداً لطلاب الهندسة الحيوية الطبية الذين يبحثون عن مصادر مثمرة في معالجة إشارة المخطط الصوتي للقلب والمجالات المهمة المتعلقة به. ويُقدّم الكتاب أيضاً طريقة جديدة في التخطيط الصوتي للقلب، التي تبدو ذات مميزات عظيمة في مجال البحث في الصوتيات الحيوية. بالإضافة إلى ذلك، سيتطلب إيجاد طرق مناسبة للمعالجة المبدئية، التي تتعامل بكفاءة مع إشارة المخطط الصوتي للقلب.

المراجع

- [1] A. A. Luisada, *From Auscultation to Phonocardiography*, Mosby, Saint Louis, 1965.
- [2] C.Ludeman Lonnie, *Fundamentals of digital signal processing*, Harper and Row Publishers, Inc. 1986.
- [3] K. Vinay Angle and G. John Proakis, *Digital Signal Processing Using Matlab V4*, PSW publishing company, 1997.
- [4] Ashok Ambardar, *Analog and digital signal processing*, PSW publishing company, 1995.
- [5] M. Kuo Sin and H. Bob Lee, *Real time signal processing: Implementation, Applications, and Experiments with TMS320C55X*, JohnWiley &Sons, LTD, 2001.
- [6] Stergiopoulos, Stergios, *Advanced Signal Processing Handbook: Theory and Implementation of Radar, Sonar, and Medical Imaging Real-Time Systems*, Boca Raton: CRC Press LLC, 2001.
- [7] W. C. Knight, R. G. Pridham, and S.M. Kay, Digital signal processing for sonar, *Proc. IEEE*, 69(11), 1451-1506, 1981. DOI: 10.1109/PROC.1981.12186
- [8] B.Windrow and S. D. Stearns, *Adaptive Signal Processing*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1985.

obeikandi.com

ثبت المصطلحات

أولاً: عربي - إنكليزي

أ

Higher-order statistics	إحصاءات عالية الدرجة
Finite impulse response	الاستجابة النبضية المحدودة
Intracardiac sound pressure signal	إشارات صوت ضغط القلب الداخلي
Phonospirography signal	إشارات مخطط أصوات التنفس
Intracardiac phonocardiography signal	إشارات مخطط أصوات القلب الداخلي

ت

Independent Component Analysis	التحليل المستقل للمكون
Principal component Analysis	تحليل المكون الرئيسي
Adaptive wavelet decomposition	التحليل المويجي التكيفي

Discrete wavelet decomposition	التحليل المويجي المتقطع
Continuous wavelet decomposition	التحليل المويجي المستمر
Radial transformation	التحويل النصف القطري.
Discrete Cosine Transform	تحويل دالة الجيب المقطعة
Fast Fourier transform	تحويل فورير السريع
Short-time Fourier transform	تحويل فورير قصير الوقت
Hilbert Transform	تحويل هيلبرت
Discrete Fourier Transform	تحويلة فورير المتقطع
Audio Codecs	الترميز الصوتي
Positron emission tomography imaging	التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني.
Phonocardiography acoustic tomography imaging	التصوير المقطعي الصوتي السمعي باستخدام مخطط أصوات القلب
Single Photon Emission Computerized tomography imaging	التصوير المقطعي المحوسب باستخدام انبعاث فوتون فردي
Least-squares estimation	توقع المربعات الصغري
Estimation of Signal Parameters via Rotational Invariance Techniques	توقع خصائص الإشارة عبر التقنيات الثابتة الدوارة
Wavelet density estimation	توقع كثافة المويجات (الموجات الصغيرة)

ج

ECG cycle segment represents ventricular repolarization phase

جزء من دورة تخطيط القلب مثل مرحلة عودة الاستقطاب البطيني

ECG cycle segment represent ventricular depolarization phase

جزء من دورة مخطط القلب الكهربائي تمثل مرحلة الاستقطاب البطيني

American Heart Association

جمعية القلب الأميركية

Intracardiac defibrillator

جهاز إزالة رجفان القلب الداخلي

Left ventricular volume

حجم البطين الأيسر

Left ventricular Pressure Volume

حجم ضغط البطين الأيسر

ذ

Myocardial infarction

ذبحه قلبية

س

Visual electronic stethoscope

سماعة طبية الكترونية مرئية

Digital stethoscope

سماعة طبية رقمية

ش

Liquid crystal display

شاشة العرض بنظام الكريستال السائل

Artificial neural network

الشبكة العصبية الاصطناعية

Radial Basis Artificial Neural
Network

الشبكة العصبية الاصطناعية النصف قطرية
الأساس

ص

Aortic valve

الصمام الأورطي

Mitral Valve

الصمام المترالي

First heart sound

الصوت الأول للقلب

Third heart sound

الصوت الثالث للقلب

Second heart sound

الصوت الثاني للقلب

Fourth heart sound

الصوت الرابع للقلب

ض

Left ventricular Pressure

ضغط البطين الأيسر

ع

Atrioventricular node

العقدة الأذينية البطينية

Sino-Atrial node

العقدة الأذينية.

ط

Power Spectral Density

الطيفية. كثافة الطاقة

م

Auto regressive moving average	المتوسط المتحرك المتناقص تلقائياً
Analogue-to-Digital Conversion	المحول التناظري أو التماثلي الرقمي
Phonocardiography	مخطط أصوات القلب
Esophageal phonocardiography	مخطط أصوات القلب البلعومي
Fetal phonocardiography	مخطط أصوات قلب الجنين
Electrocardiography	مخطط القلب الكهربائي
Infinite impulse response filter	مرشح الإستجابة النبضية غير المحدودة
High pass filter	مرشح تمرير الترددات العالية
Low pass filter	مرشح تمرير الترددات المنخفضة
Band pass filter	مرشح تمرير محدد النطاق
Congestive aortic disease	مرض إحتقان الشريان الأورطي
Congestive heart disease	مرض إحتقان القلب
Tricuspid arterial disease	مرض الشريان ثلاثي الشرفات.
Bradycardia arterial disease	مرض بطء ضربات القلب الشرياني
Early systolic disease	مرض ضغط الدم الانقباضي المبكر
Aortic stenosis disease	مرض ضيق الشريان الأورطي

Mitral stenosis disease	مرض ضيق الشريان المترالي
Self-Organized mapping	المسح المنظم ذاتياً
Intra-Aortic Balloon Pump	مضخة البالون داخل الشريان الأورطي
Ordinary differential equation	معادلة تفاضلية عادية
Partial differential equation	معادلة تفاضلية جزئية
Auto -Correlation Function	معامل الارتباط التلقائي
Fetal Heart rate	معدل ضربات قلب الجنين
Institute of Electrical and Electronic Engineering	معهد الهندسة الكهربائية والالكترونية
Debauchies wavelet	موجبات ديبوتشي
Cardiac Microphone	الميكروفون القلبي

ن

Signal-to-noise ratio	نسبة الإشارة إلى الضوضاء
File format for audio-waveform data	نسق ملف بيانات الموجة السمعية
Bandwidth (of waveform)	النطاق الترددي (للموجة)
Image reconstruction system	نظام إعادة بناء الصور
Data Acquisition System	نظام اكتساب البيانات
Clinical Diagnosis System	نظام التشخيص السريري

Fuzzy C-mean classifier system

نظام تصنيف ضبابي معتمد علي المتوسط

Linear-Time invariant system

نظام خطي لايتغير مع الزمن

Operational point (Blood pressure curve)

نقطة التشغيل (منحنى ضغط الدم)

Kalman linear model

نموذج كالمان الخطي

Hidden markov's model

نموذج ماركوف الخفي

٩

Microcontroller unit

وحدة متحكم دقيق

Pacemaker mode (ventricular sensed, ventricular paced, triggered mode)

وضعية منظم ضربات القلب (التحسس البطيني - تنظيم البطين - وضعية الحث)

Pacemaker mode (Dual sensed, ventricular paced, triggered mode)

وضعية منظم ضربات القلب (التحسس المزدوج - تنظيم البطين - وضعية الحث)

Pacemaker mode (Dual sensed, ventricular paced, inhibited mode)

وضعية منظم ضربات القلب (التحسس المزدوج - تنظيم البطين - وضعية المنع)

ثانياً: إنكليزي - عربي

A

Adaptive K-mean Clustering Algorithm	التكيفية K خوارزمية تجميع المتوسط
Adaptive wavelet decomposition	التحليل الموجي التكيفي
American Heart Association	جمعية القلب الأمريكية
Analogue-to-Digital Conversion	المحول التناظري أو التماثلي الرقمي
Aortic stenosis disease	مرض ضيق الشريان الأورطي
Aortic valve	الصمام الأورطي
Artificial neural network	الشبكة العصبية الاصطناعية
Atrioventricular node	العقدة الأذينية البطينية
Audio Codecs	الترميز الصوتي
Auto -Correlation Function	معامل الإرتباط التلقائي
Auto regressive moving average	المتوسط المتحرك المتناقص تلقائياً

B

Band pass filter	مرشح تمرير محدد النطاق
Bandwidth (of waveform)	النطاق الترددي (للموجة)
Bradycardia arterial disease	مرض بطء ضربات القلب الشرياني

C

Cardiac Microphone	الميكروفون القلبي
Clinical Diagnosis System	نظام التشخيص السريري
Congestive aortic disease	مرض إحتقان الشريان الأورطي
Congestive heart disease	مرض إحتقان القلب
Continuous wavelet decomposition	التحليل المويجي المستمر
D	
Data Acquisition System	نظام اكتساب البيانات
Debauchies wavelet	موجات ديوتشي
Digital stethoscope	سماعة طبية رقمية
Discrete Cosine Transform	تحويل دالة الجيب المقطعة
Discrete Fourier Transform	تحويلة فورير المتقطع
Discrete wavelet decomposition	التحليل المويجي المتقطع
E	
Early systolic disease	مرض ضغط الدم الانقباضي المبكر
ECG cycle segment represent ventricular depolarization phase	جزء من دورة مخطط القلب الكهربائي تمثل مرحلة الاستقطاب البطيني
ECG cycle segment represents ventricular repolarization phase	جزء من دورة تخطيط القلب مثل مرحلة عودة الاستقطاب البطيني

Electrocardiography	مخطط القلب الكهربائي
Esophageal phonocardiography	مخطط أصوات القلب البلعومي
Estimation of Signal Parameters via Rotational Invariance Techniques	توقع خصائص الإشارة عبر التقنيات الثابتة الدوارة
F	
Fast Fourier transform	تحويل فوريير السريع
Fetal Heart rate	معدل ضربات قلب الجنين
Fetal phonocardiography	مخطط أصوات قلب الجنين
File format for audio-waveform data	نسق ملف بيانات الموجة السمعية
Finite impulse response	الإستجابة النبضية المحدودة
First heart sound	الصوت الأول للقلب
Fourth heart sound	الصوت الرابع للقلب
Fuzzy C-mean classifier system	نظام تصنيف ضبابي معتمد علي المتوسط
H	
Hidden markov's model	نموذج ماركوف الخفي
High pass filter	مرشح تمرير الترددات العالية
Higher-order statistics	إحصاءات عالية الدرجة
Hilbert Transform	تحويل هيلبرت

I

Image reconstruction system	نظام إعادة بناء الصور
Independent Component Analysis	التحليل المستقل للمكون
Infinite impulse response filter	مرشح الإستجابة النبضية غير المحدودة
Institute of Electrical and Electronic Engineering	معهد الهندسة الكهربائية والالكترونية
Intra-Aortic Balloon Pump	مضخة البالون داخل الشريان الأورطي
Intracardiac defibrillator	جهاز إزالة رجفان القلب الداخلي
Intracardiac phonocardiography signal	إشارات مخطط أصوات القلب الداخلي
Intracardiac sound pressure signal	إشارات صوت ضغط القلب الداخلي

K

Kalman linear model	نموذج كالمان الخطي
---------------------	--------------------

L

Least-squares estimation	توقع المربعات الصغرى
Left ventricular Pressure	ضغط البطين الأيسر
Left ventricular Pressure Volume	حجم ضغط البطين الأيسر
Left ventricular volume	حجم البطين الأيسر
Linear-Time invariant system	نظام خطي لا يتغير مع الزمن
Liquid crystal display	شاشة العرض بنظام الكريستال السائل

Low pass filter مرشح تمرير الترددات المنخفضة

M

Microcontroller unit وحدة متحكم دقيق

Mitral stenosis disease مرض ضيق الشريان المترالي

Mitral Valve الصمام المترالي

Myocardial infarction ذبحة قلبية

O

Operational point (Blood pressure curve) نقطة التشغيل (منحنى ضغط الدم)

Ordinary differential equation معادلة تفاضلية عادية

P

Pacemaker mode (Dual sensed, ventricular paced, inhibited mode) وضعية منظم ضربات القلب (التحسس المزدوج - تنظيم البطين - وضعية المنع)

Pacemaker mode (Dual sensed, ventricular paced, triggered mode) وضعية منظم ضربات القلب (التحسس المزدوج - تنظيم البطين - وضعية الحث)

Pacemaker mode (ventricular sensed, ventricular paced, triggered mode) وضعية منظم ضربات القلب (التحسس البطيني - تنظيم البطين - وضعية الحث)

Partial differential equation معادلة تفاضلية جزئية

Phonocardiography مخطط أصوات القلب

Phonocardiography acoustic tomography imaging التصوير المقطعي الصوتي السمعي باستخدام

	مخطط أصوات القلب
Phonospirography signal	إشارات مخطط أصوات التنفس
Positron emission tomography imaging	التصوير المقطعي بالإنبعاث البوزيتروني.
Power Spectral Density	الطيفية. كثافة الطاقة
Principal component Analysis	تحليل المكون الرئيسي
	R
Radial Basis Artificial Neural Network	الشبكة العصبية الاصطناعية النصف قطرية الأساس.
Radial transformation	التحويل النصف القطري.
	S
Second heart sound	الصوت الثاني للقلب
Self-Organized mapping	المسح المنظم ذاتياً
Short-time Fourier transform	تحويل فورير قصير الوقت
Signal-to-noise ratio	نسبة الإشارة إلى الضوضاء
Single Photon Emission Computerized tomography imaging	التصوير المقطعي المحوسب باستخدام انبعاث فوتون فردي
Sino-Atrial node	العقدة الأذينية.
	T
Third heart sound	الصوت الثالث للقلب

Tricuspid arterial disease

مرض الشريان ثلاثي الشرفات.

V

Visual electronic stethoscope

سماعة طبية الكترونية مرئية

W

Wavelet density estimation

توقع كثافة الموجات (الموجات الصغيرة)

كشاف الموضوعات

أ

الإحصائية ٧، ١٤٦

أصوات القلب ٢٠، ٢٤، ٤٤، ١١٦

أنظمة ٢، ٤، ٨٨، ١٠٢، ١٥٠، ٢٥٦

أنماط ٤٤، ١٠٣، ١٦٥

اهتزاز ٥٠، ٦٧، ٨٨، ١٥٠

الأوعية الدموية ٧، ٢٩، ٩١

ب

بارامترية ٨٥، ١٤١، ١٥٥، ٢٥٣

البينية ١٠، ٥٤

ت

التجميع ١٦٨

تحليل ٧، ٥٠، ٩٤، ١٨٢، ٢٤٤

الترددية ٨٩، ٩٤، ١٣٨، ٢٠٨

ترشيح ٣٧، ٨٧، ٩٧، ١٠٥، ٢١٥، ٢٤٤، ٢٥٢

تسجيل البيانات ٢٤٣

التسمع ٣٣، ٢٦٦

تصنيف ٨، ١١٦، ٢٠٥، ٢٠٨

تمرير ٤٦، ٦٥، ١٢١، ١٥٠

التوصيل الكهربائي ١٠، ١٩، ٣٨، ٢٣٨

ج

الجنين ٢١٤

ر

الحجمي البطني ١٧

حساس ٧٤

حلقات الضغط ١٧، ١٩

خ

خوارزم ١٧٠

د

الدعم ٢٣٨

الدم ٤٨، ٦٠، ١٢٧، ١٩٧

الدورة القلبية ١١، ١٦، ٩٥، ٢٣٨

ديناميكا ٨، ١٠، ٤٣، ١٠١، ١٣٨

ر

الرقمية ٤، ٥، ٦٣، ١٠٧، ٢٠٦

س

سماعة ٧٥، ١٦٠

ش

الشبكات ١٨٧، ٢٢٦

ص

الصناعية ١٨٧، ١٨٨

ض

الضبابية ١٧٠، ١٧١

الضغط القلبي ١٤

الضوضاء ٤١، ٤٨، ٦٥، ٨٨، ٩٧، ١٥٨

ط

طيف ٥٠، ٥٥، ٨٥

الطيفي ١٠٥، ١٢٦، ١٣٢، ٢٠٦

ع

العصية ٩٧، ٢٢٦

ف

فورير ٥٠، ٩٤، ١٠٧، ١١٠، ٢٠٦، ٢٢٦، ٢٤٤

ق

القلب ٧، ٢٠، ٤٠، ٥٩، ١٣١، ٢١٥، ٢٤١

م

المتكيف ١٢٦

المخطط ٧، ١٤، ٤٣، ٤٧، ١٦٥، ١٧٥

مرشحات ٥٥، ٥٨، ٦٣، ١٠٥، ١٢٠

المستقلة ١٨٠

المصفوفات الصوتية السمعية ٢٥٤

معالجة الإشارات ٣، ٥، ١٠٥، ١٠٩، ١٣٢

المنظم القلبي ٢٣٥

الموجات ٩٧، ١٣١، ١٣٢، ٢٤٤

الموجبي ١٠١، ١٠٤، ١١٣، ١١٥، ١٨٧

ن

النافذة ١٤٣، ١٤٩، ١٥٨، ٢١٠

النطاقات ٥٦، ٦٩، ٢٠٨

نمذجة ٢، ٧، ٧٤، ٨٢، ٨٨، ١٥٠

نمط ٢٤، ٣٣، ٤٤، ٦٥

النموذج ٨٥، ٩٧، ١٢١، ١٨٢، ٢٦٢

هـ

الهندسة الحيوية ٦، ٢٦٦