الفصل السابع

تطبيقات خاصة للمخطط الصوتي للقلب

(٧,١) مقدمة

هناك تطبيقات إضافية للتخطيط الصوتي للقلب قد تكون أداة ذات قيمة في التشخيص الإكلينيكي الأولي في وظائف المراقبة القلبية. وتميل هذه التطبيقات، عند بعض المرضى المختارين (عينة)، لأن تكون واضحة للرصد أو المراقبة. إن إحدى هذه التطبيقات هو التحليل الترددي للصوت الثاني كمؤشر غير تدخلي على التصلب، أو التشنج الإكلينيكي الجانبي للصمام الأورطي. وقد يكون مثل هذا التحليل مفيداً في تحديد الضيق الشرياني الخفيف. التشخيص المبكر عند هؤلاء المرضى قد يكون مفيداً؛ لأن الاستخدام للمضادات الحيوية كوقاية يكون مطلوباً أحياناً.

ولقد ذكرنا فيما سبق أن المخطط الصوتي للقلب يكون تسجيلاً صوتياً غير فعال وغير تدخلي يحقق طريقة قياس بديلة منخفضة التكلفة. ومن هذه النقطة، فإن تطوير وأمثلة التطبيقات التشخيصية الطبية الإكلينيكية الخاصة، التي يتم إنشاؤها على المخطط الصوتي للقلب، قد تطورت على مدار العقود الماضية. وفي هذه الأجزاء، سنلقي الضوء على التطبيقات الأساسية المعتمدة على المخطط الصوتي للقلب. سيتم شرح التطبيقات الأساسية والجوهرية لـ PCG.

obeikandl.com

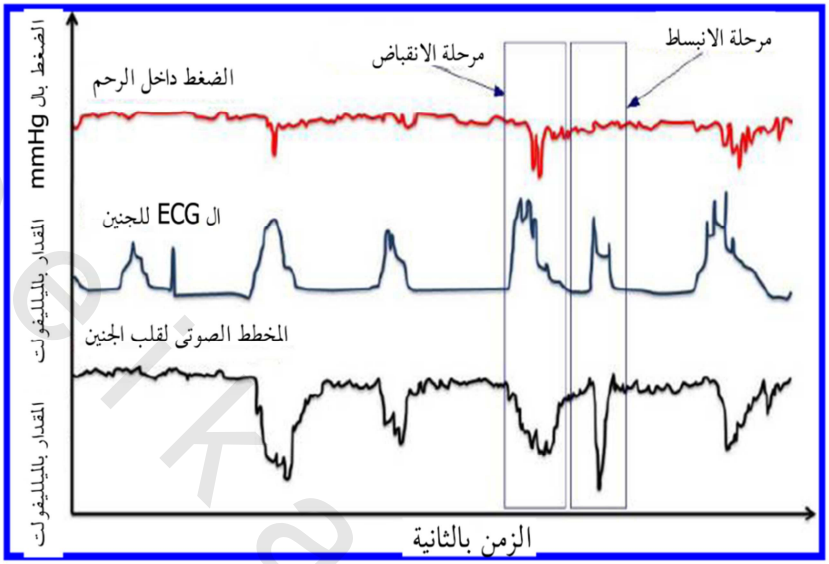
(٧,٢) معالجة إشارات المخطط الصوتي لقلب الجنين

يعتبر المخطط الصوتي لقلب الجنين هو أصوات الجنين الفسيولوجية. ويشتمل المخطط الصوتي للقلب، بالتحديد، على اكتساب وتسجيل أصوات قلب الجنين. وفي كلا الحالتين، يتم تحقيق ذلك عن طريق جس ذبذبات الجنين الصوتية المرسلة على بطن الأم. وللمخطط الصوتي لقلب الجنين fetal phonocardiography, fPCG تاريخ يعود إلى منتصف القرن التاسع عشر وتمت مراجعته في [87].

وحتى الآن، فإن البيانات الإكلينيكية للـ fPCG التي يتم الحصول عليها باستخدام الاكتساب الصوتي لمراقبة الجنين تكون ضعيفة بالمقارنة مع البيانات التي يتم الحصول عليها باستخدام تقنيات الدوبلر الفوق صوتي في بحث تم عن طريق [88]. ويسيطر المخطط الفوق صوتي الآن على المراقبة العملية لقلب المريض.

ويقّدم الشكل رقم (٧,١) رسماً للمخطط الصوتي لقلب الجنين مصاحباً للمخطط الكهربي لقلب الجنين الذي يمكن اكتسابه عن طريق إلكترودات الـ fECG، مما يوضح الحالة الفسيولوجية للجنين.

وترجع قلة نجاح أنظمة المراقبة عن طريق المخطط الصوتي للقلب إلى التصميم غير المناسب لمحول الطاقة المستخدم والحدود الطبيعية للكشف عن إشارة الـ PCG، وفي الغالب يكون محول الطاقة (الإلكترود) المستخدم مع الأجنة مختلفا عن المستخدم مع البالغين. ويكون للإشارة الناتجة نسبة إشارة للضوضاء ضعيفة، وهذا يتطلب ترشيحاً كثيراً يؤدى بدوره إلى اضمحلال مساحي للمعلومات المهمة في الإشارة.

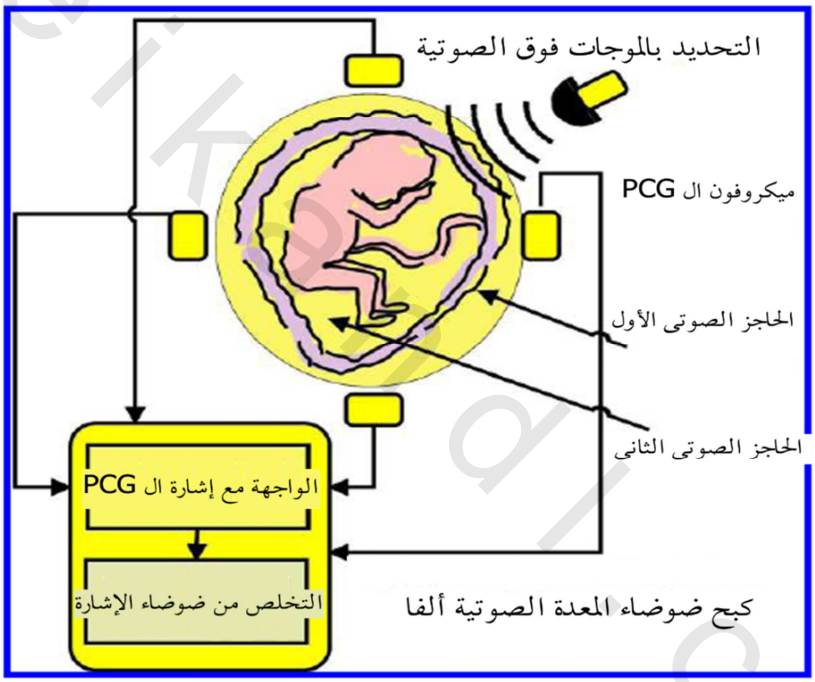


الشكل رقم (٧,١). يوضّح رسم المخطط الصوتي لقلب الجنين (أعلى) مصاحباً لرسم الـ ECG (أسفل) ويمكن ملاحظة الضوضاء في هذا الرسم التخطيطي (المرجع: المراقبة الإكلينيكية للجنين ٢٠٠٤ Fetal clinical monitoring 2004).

ويمثّل تصميم محولات طاقة لمخططات القلب الصوتية ذات المطاوعة والتماثل [88, 89] تحسيناً جيداً على التصميمات السابقة. أولاً، تُظهر إشارات المخطط الصوتي للقلب المكتسبة نسبة إشارة للضوضاء كافية بحيث يكون الترشيح العالي زائداً عن الحاجة. ثانياً، يمكن أن تعمل هذه الحساسات للمخطط الصوتي للقلب بتميز على مدى واسع من اهتزازات الجنين. ويؤدي افتراض هذه المعاملات إلى مفهوم عرض مجال ترددي عريض للمخطط الصوتي للقلب.

ويساعد المخطط الصوتي العريض المجال للقلب في تسجيل الاهتزازات ذات الترددات المنخفضة الناتجة من أنشطة، مثل: تنفس الجنين وحركاته، بالإضافة إلى الاهتزازات العالية التردد الناشئة من الأصوات القلبية. وعلى الرغم من أن الحساس

الميكروفوني للمخطط الصوتي للقلب قد وصل إلى مرحلة متقدمة، فإن طرق معالجة الإشارة القوية والمتكيفة التي تسمح بتقدير معاملات النشاط الجنيني وتحديدها ما زالت في تطور مستمر، وعلى الرغم من أن معالجة الإشارة في الزمن الحقيقي ربما ترتبط بتطوير تشخيص مستقر وخطى إكلينيكي بالـ fPCG.



الشكل رقم (٧,٢). يبّين شكلاً تخطيطياً لتجهيزات اكتساب إشارات المخطط الصوتي لقلب الجنين. أربعة مواضع للميكروفونات التي تلتقط إشارة المخطط الصوتي لقلب الجنين.

ويوضّح الشكل رقم (٧,٢) نظاماً لاكتساب بيانات إشارات الـ FPCG الذي يتكون من حساس ميكروفوني عالي الحساسية مع مرشح مجالي ومرشح منفذ للترددات المنخفضة. والغرض من هذه المرحلة هو كبح أي ضوضاء تنشأ من حركة

أعضاء الأم الداخلية. بالإضافة لذلك، فإن وحدة الـ ADC ذات العرض المجالي الضيق يجب اختيارها بعناية للحصول على معلومات دقيقة من إشارات الـ fPCG المقطعة. وبناءً على ذلك، فإن تحليل إشارات المخطط الصوتي للقلب العريض المجال التي يتم الحصول عليها باستخدام آخر ما وصلت إليه الحساسات لا تتعدى مراحل التجربة.

(٧,٢,١) الحساسات الطبية لكشف صوت الجنين

التدريب على استخدام الـ FHR لتقييم حالة الجنين تم استخدامها من الحساس المبسط جداً في صورة سماعة الطبيب الجنينية أو الـ fetoscope. وهي أساساً أنبوبة هندسية مخروطية ممسوكة بالتلامس مع بطن الأم، مما يسمح للطبيب أو الممرضة أن يحاول الاستماع إلى الموجات الصوتية الناتجة من المريض. ومن بين الخليط الصوتي المسموع، يكون صوت قلب الجنين، الناتج من الفتح والغلق للصمامات والتدفق الدموى الذي يتم اعتباره. وعندما تكون هذه الأصوات القلبية واضحة، فإنه يمكن حساب متوسط معدل القلب يدوياً والذى يكون فوق 30-60s.

ومن الممكن أيضاً، مع الخبرة، أن نفهم التغيرات في الـ FHR مثل البطء القلبي. ويسمح استخدام الميكروفون بدلاً من سماعة طبيب الأجنة fetoscope بالتسجيل الإلكتروني للأصوات المكتشفة من جدار بطن الأم. ويشتمل الصوت المكتشف على أصوات قلب الجنين، وبالتالي فإنه يساعد على تسجيل المخطط الصوتي لقلب الجنين [82]،على الرغم من أن صوت قلب الجنين يتم سماعه مع مجموعة أصوات أخرى. وقد يكون هذا نتيجة حركة الجنين أو الأم، وصوت قلب الأم وتنفسها، وأيضاً ضوضاء من الوسط المحيط. ولذلك فإن المعالجة للإشارة الصوتية تكون أساسية من أجل استخلاص معلومات مفيدة عن الجنين.

وعلى الرغم من استخدام الميكروفونات البسيطة في الماضي وبشكل كبير في معظم أجهزة مراقبة الأجنة المتاحة، فقد كانت هناك محاولات لتحسين أداء المخطط

الصوتي للقلب عن طريق التوافق بين الحساس المناسب مع الخواص الميكانيكية للأنسجة الموضوعة عليها [80]. ولقد تم استخدام مثل هذه الطريقة بعد ذلك للوصول إلى تصميم لحساس له عرض مجال واسع للحصول على المخطط الصوتي لقلب الجنين مع توافق المطاوعة مع جدار بطن الأم [84]. وتم التغلب على العيوب الناتجة من الاستجابة المحدودة للترددات المنخفضة للبلورات الكهرو ضغطية في تصميم حساس متوافق المطاوعة يعتمد على الأساسيات الحثية [85].

ولحساس INPHO غشاء من البولى بروبلين يمكنه التمدد بتوتر مناسب من أجل الحصول على المطاوعة المطلوبة. ولهذا الغشاء استجابة ترددية مستقيمة في حدود ٣ ديسبل من (٠,١) حتى (٢٠٠ هرتز). ولقد سبق توضيح أنه يمكن استخدام مرشح متكيف مناسب لفصل الأصوات الأعلى من (١٠ هرتز) من حركات تنفس الجنين (٠,٢ حتى ٢ هرتز)، وأيضاً كيفية التخلص من تأثير تنفس الأم [86]. ولقد سبق أيضاً توضيح أن لصق هذا الحساس كان قد تم تحقيقه باستخدام قرص ذي جانبين لاصقين بدلاً من استخدام أحزمة أو أشرطة، حيث إن الأشرطة ستتداخل مع توافق المطاوعة. وعلى الرغم من أن المخطط الصوتي لقلب الجنين قد فقد شعبيته في السنوات الأخيرة، إلا أن هناك أبحاثاً جديدة توضح وتبين مدى انخفاض تكلفة المراقبة المعتمدة على المخطط الصوتي للقلب والمعالجة المتقدمة للإشارة [87].

ويقال إن جهاز المخطط الصوتي للقلب ذي القناتين يحقق أداء لمراقبة تغيرات الـ FHR يُمكن مقارنته بالمخطط القلبي بالفوق صوتيات. ولقد تم إنشاء هذا النظام للاستخدام في الرعاية الصحية المنزلية، موفراً مفاضلة مثالية بين التعقيد والأداء بالتكلفة المنخفضة، ويستخدم كجهاز بمفردة، وكجهاز ببطارية كوحدة قدرة خبيئة. ويحقق هذا النظام المطور ٨٣٪ دقة بالمقارنة مع المسجلات الفوق صوتية المتزامنة.

(٧,٢,٢) التحديات والدوافع

يعتبر المخطط الصوتي لقلب الجنين واحداً من الإشارات التي يمكن استخدامها إكلينيكياً وذلك كمؤشر للحالة الصحية للجنين. ولذلك فإن تحليل المخطط الصوتي للقلب يواجه تحديات مختلفة، كما سيتم وصفه فيما سيأتي.

إن التحدي الأساسي الذي يواجه المخطط الصوتي لقلب الجنين fPCG هو المعاوقة الصوتية الكبيرة والتأثير الانتشاري للموجة الصوتية المنتشرة من قلب الجنين إلى الحساس الميكروفوني.

وبالإضافة لذلك، فإن العيب الأساسي لأنظمة تسجيل قلب الجنين FHR القائمة على التسجيل الصوتي لمخطط القلب هو أنها تكون غاية في الحساسية للضوضاء المحيطة مثل أصوات حوض الأم، والأصوات في الحجرة المحيطة، وأنظمة معينة لتكييف الهواء، وخاصة الضوضاء الناتجة من أي حركة للميكروفون، أو السرير.

وبالإضافة لذلك، فإن أي ضربات من الجنين أو حركة منه تنتج ضوضاء عالية جداً قد تؤدي إلى تشبع في نظام التكبير الآلي على جهاز المراقبة، مما ينتج عنه الفقد الكامل للتسجيل لمدة عدد من الثواني في انتظار عودة فتح المكبر. ولهذا السبب، فإن وجود التحكم الآلي لمعامل التكبير يوفر ميزة عظيمة عند استخدام التخطيط الصوتي لقلب الجنين لتسجيل المعدل القلبي. وبالإضافة لذلك، فإنه بالإضافة للحساسية العالية للضوضاء من الوسط المحيط، فإن هذه تعدّ طريقة مراقبة غير مرضية أثناء المرحلة الفعالة للعمل.

إن الدور الحالي الذي يلعبه تسجيل معدل قلب الجنين عن طريق المخطط الصوتي للقلب محدود تماماً، ولكن يمكن اعتباره إذا كان المخطط الكهربي لقلب الجنين ECG والدوبلر لا تعطي تسجيلات مرضية، أو كافية. وفي هذه الأيام يمكن اعتباره بعد الدوبلر في ترتيب طرق المراقبة قبل الوضع في تسجيل الـ FHR. وكل من

تسجيلي المخطط الكهربي لصوت الجنين ECG، والمخطط الصوتي لقلب الـ FHR نادراً ما تستخدم عن طريق المراقبة، ولكن هناك مرجعية تاريخية ذات أهمية عالية لهذا الموضوع.

وهذا عرض للخواص المعتبرة التي تفرق بين المخطط الصوتي للقلب والمخطط الفوق صوتي والمخطط الكهربي لقلب الجنين fECG وهي كما يلي:

١- أحدث حساسات المخطط الصوتي للقلب تكون قادرة على الإحساس باهتزازات الجنين الصوتية على مدى عريض من الترددات، ولذلك يمكنه تسجيل مدى كبير من أنشطة الجنين [91].

٢- المخطط الصوتي للقل ب يعتبر تقنية غير تدخلية، لا يضفى أي طاقة أو مجهود على الجنين، وبالتالي فهو آمن ضمنياً للمراقبة الإكلينيكية الطويلة الأجل للحالة الصحية للجنين.

٣- حساسات المخطط الصوتي للقلب الحديثة تكون حساسة بما فيه الكفاية بحيث يمكن تسجيل أنشطة الجنين حتى بعد تغير وضع الجنين. و يأتي هذا على العكس من أنظمة الدوبلر الفوق صوتية التي يجب فيها تتبع حركة الجنين وفي هذه الحالة، فإن أنظمة المخطط الصوتي للقلب الحديثة قد تتطلب مهارات أقل للمشغلين.

٤- تمتلك التقنيات الأحدث من المخطط الصوتي للقلب القدرة على المراقبة المتزامنة على المدى الطويل وعلى مدى عريض من أنشطة قلب الجنين. و يؤكد هذا أن المخطط الصوتي للقلب يلعب دوراً مهماً في مراقبة الحالة الصحية للجنين قبل الوضع.

(٧,٣) معالجة إشارات المخطط الصوتي من داخل القلب ICP

المخطط الصوتي من داخل القلب intracardiac phonocardiography, ICP يعتبر خطوة أخرى في تطوير الأساس العلمي للتسمع، وواحدة من الخطوات التي ترجع إلى

التسمع المباشر وتمتد حتى صدى المخطط الصوتي للقلب وأدوات التشخيص الذري للقلب مثل تصوير الـ SPECT والـ PET. ويعتبر المخطط الصوتي من داخل القلب الذي يرجع تاريخه حتى ٥٥ سنة، وهي فترة مختصرة نسبياً تقنية متنوعة نتيجة العلاقات البينية مع الطرق البحثية والتشخيصية الأخرى التي ظهرت في الموضوع نفسه. وتعتبر طرق التسمع العادية، أو الكلاسيكية، وهي المخطط الصوتي للقلب الخارجي، ومقياس ضغط الدم المانوميتري، وأجهزة التسجيل المطورة مرشحات ناشئة للمخطط الصوتي من داخل القلب، حيث كانت تقنيات القسطرة القلبية هي الوسيلة لتنفيذ ذلك [89].

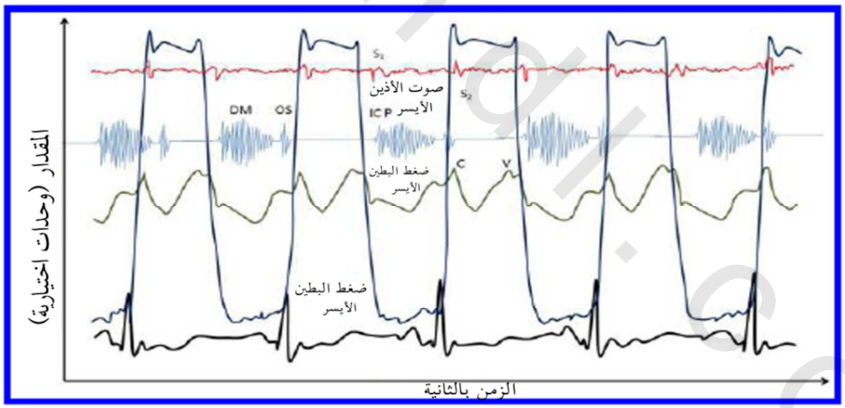
نقل المخطط الصوتي من داخل القلب ICP كطريقة بحثية تشخيصية إكلينيكية كمية كبيرة من المعلومات التي حققت مفاهيم معينة. وأكد الباحثون المتحمسون المبكرون مراراً وتكراراً من دور الـ ICP في التشخيص، وهذا قد وضع التأكيد في غير مكانه ليحجب مشاركات معينة أساسية.

وقد لاحظ ليثامل Leathaml أن المخطط الصوتي من داخل القلب قد خدم أساساً في تحقيق أو دمج حقائق كانت معروفة أصلاً، أو كانت متأكدة في الخمسين سنة الأخيرة باستخدام التسجيل المتعدد القنوات.

ولقد استخدم ياماكاوا Yamakawa *et al.*, مصطلح المخطط الصوتي من داخل القلب في دراسته التي تم فيها استخدام ميكروفون سعوي مع قسطرة تسمعية [90]، وتم تسجيل الأصوات القلبية والوعائية عند (٢٠) كلباً و٣ أشخاص، وتم رسم ذلك في الدراسات الحيوانية المنشورة، ولم تكن هناك تسجيلات منشورة من دراسات المرضى، وبالتالي كانت هناك قيود ضمنية في هذه الطرق الأولية.

وهناك ثلاثة أصوات قلبية مسجلة واللغط في الدورة الصغرى مع حساس تيتانات الباريوم مع الملاحظة أن هذه التقنية كانت قادرة على تحديد مواضع الأصوات القلبية واللغط بدرجة لم تكن ممكنة مسبقاً. وكانت الاستجابة الترددية لنظام التكبير المبدئي للقسطرة خطية على مدى الأصوات القلبية، وعلى الرغم من ذلك، فحيث إن استجابة تيتانات الباريوم تنحدر بشدة تحت (١٠ هرتز) فلم يكن ممكناً التسجيل المتزامن لشكل موجة الضغط داخل القلب.

ولقد تم استخدام القسطرة المزدوجة التجويف لتسجيل الضغط باستخدام مقياس مانوميتري خارجي. لقد شكلّت هذه الطريقة وطرق دراسية إضافية في أمراض القلب المكتسبة والخلقية الدراسات المبدئية في الـ ICP في الولايات المتحدة. وأعطت التجهيزات والاستخدامات لكل هذا المجال القوة الدافعة على مستوى العالم.



الشكل رقم (٧,٣). يوضّح دراسة على مقياس الضغط المانوميترى المزدوج.الضيق المترالي MS، والإيقاع الجيبي SR. ومن أعلى لأسفل: المخطط الصوتي من داخل القلب، والأذين الأيسر، المخطط الصوتي من داخل القلب، البطين الأيسر، نبضات ضغط الأذين الأيسر، نبضات ضغط البطين الأيسر، المخطط الكهربي للقلب، الإلكترود II. الخط الزمني ٤٠ ميلليثانية. سرعة الورق ١٠٠ ميلليمتر / الثانية (من المرجع AHA 1976).

ويعرض الشكل رقم (٧,٣) معاملات مختلفة أساسية مع رسوم الـ ICP في حالة الضيق المترالي حيث الرسم الأعلى هو إشارة الـ ICP في الأذين الأيسر مع إشارة المخطط الصوتي للقلب السطحية المسجلة من موضع للتسمع. ويستطيع أي شخص أن يلاحظ المقدرة على استخدام رسم الـ ICP كمؤشر تدخلي إكلينيكي لتشخيص الأمراض القلبية، ولكنه لا يزال أمراً غير مناسب نتيجة العديد من مشاكل الاختلاط الضوضائي. ولقد استخدم ليسادا Luisada *et al.*, [115] طريقة مبسطة للكشف عن الضغط تم الحصول عليها من خلال أنظمة قسطرة قياسية لفصل ترددات الضغط في المدى الصوتي. وتم تكييف هذه الطريقة، أي طريقة نقل عمود السائل، والاتصال المتعجل لتسجيل الصوت في القلب الأيسر، أو تعديلها في العديد من المعامل. ونتيجة مهمة من هذه الدراسات تم توثيقها في المرجع [88] للمراجعة على المجالات التسمعية.

ولقد تمت إعادة تسمية المساحات التسمعية على حسب الحجرة أو الوعاء الدموي الذي يتم التعرف من خلاله على الصوت، أو اللغط عن طريق المخطط الصوتي من داخل القلب. لقد تم توصيف اللغط على أنه صادر من التدفق الداخل أو الخارج من المسارات القلبية اليمنى، أو اليسرى. ولقد تم ربط مفاهيم جرانت Grant الفسيولوجية السابقة الخاصة بالتدفق الداخل والخارج من المسارات القلبية مع الإطار العملي التشريحي التسمعى.

ومن الممكن أن نأخذ خطوة أخرى إلى الأمام، مثلاً، كتكييف تصنيف ليثام Leatham للللغط مع هذه الطريقة. والأساسيات التي تم اكتسابها من المخطط الصوتي من داخل القلب تحقق أساسات ثابتة لتدريب وتدريس طرق التسمع القلبي.

(٧,٣,١) جهاز قياس المخطط الصوتي من داخل القلب ICP

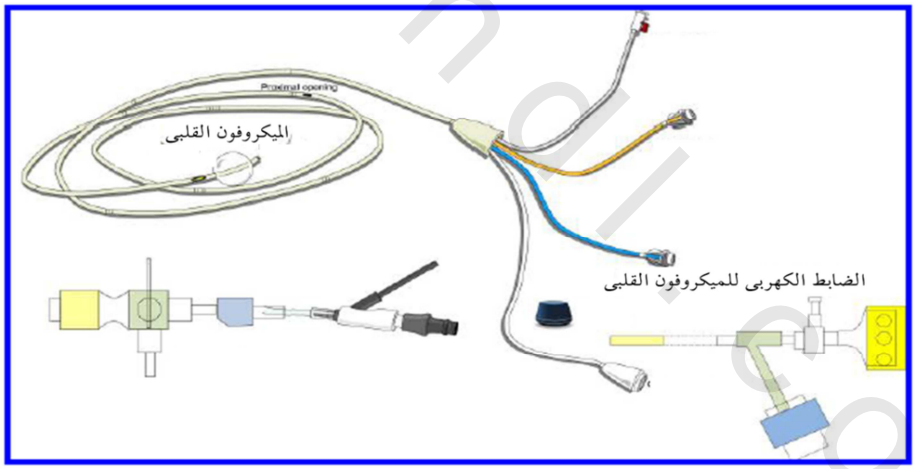
لقد تمت وصف ميكروحساس حثي لقياس الضغط داخل الأوعية عن طريق جايور وجينابل Gauer and Gienappl ولقد تم عرض تقييمه وتطبيقاته في عام ١٩٥١

[92]. تتكون تغيرات ألارد- ليورينز Allard-Laurens من ملف منفرد مع قلب مركزي معلق بين غشاءين، حيث تُغير الإزاحة الحث الذاتي للملف في نموذج خطى. وتم عرض التجهيز التجريبي لنظام قياس إشارة الـ ICP الإكلينيكي كجزء من وحدة القسطرة في الشكل رقم (٧,٤)، الذي يوضح أربعة مداخل للقلب الداخلي والميكروفون القلبي المثبت في حائط القسطرة التي تشبه البجعة وذلك للكشف عن إشارة الـ ICP الصوتية. وقدم سولي Souli *et al.*, [94] خبرة كبيرة مع تسجيلات متزامنة لأصوات القلب الداخلية وضغط الـ ICSP في أمراض القلب المكتسبة والخلقية. وأكد سولي مشاركة الاضطراب في إنتاج اللغط، وقياسات سرعة التدفق في عام ١٩٧٠. لقد افترض سولي تسمعا من خارج القلب على الصدر على أنه ناتج من ظاهرة اهتزازات مركبة ومنفصلة، ومركبات هذه الظاهرة لها تزامن مختلف من تجويف لآخر. وينتشر اللغط المسجل في حجرة أو وعاء قلبي في اتجاه اندفاع الاضطرابات التي أنتجت اللغط، وتستمر في البقاء في نفس الموضع في التجويف الذي أنتج ذلك اللغط.

وبالإضافة إلى ذلك، فإن استخدام شكل قياس الـ ICP يمكن تطبيقه أيضاً لتحديد نماذج صوت الضغط الشرياني الذي يمكن تكميمه من خلال الزيادة المستمرة في صوت الضغط الشرياني في إعاقات الصمامات القلبية المتغيرة التي تتراوح من عدم كفاية الأورطي إلى الضيق الخطير فيه. ويقدم الشكل رقم (٧,٥) الرسومات التسجيلية المختلفة لإشارة الـ ICP كدالة في مستوى صوت الضغط الشرياني الداخلي. لقد طور ميللر Millar في المرجع [91] حساسات ضغط تثبت على القسطرة ومكونة من زوج من العناصر السيليكونية غير المرتبطة والمتوافقة، وتم تنظيمها هندسياً لتؤثر بالانقباض والتمدد على التوالي بعد تطبيق الضغط. ويمثّل التحسن في الحساسية الضمنية لهذه الوحدة، والثبات الحراري، والخواص الانحرافية، والخطية وقوة التحمل الميكانيكية التقدم التقني الهام في آلية الحس في مقدمة القسطرة.

(٧,٣,٢) معالجة إشارات المخطط الصوتي من داخل القلب ICP

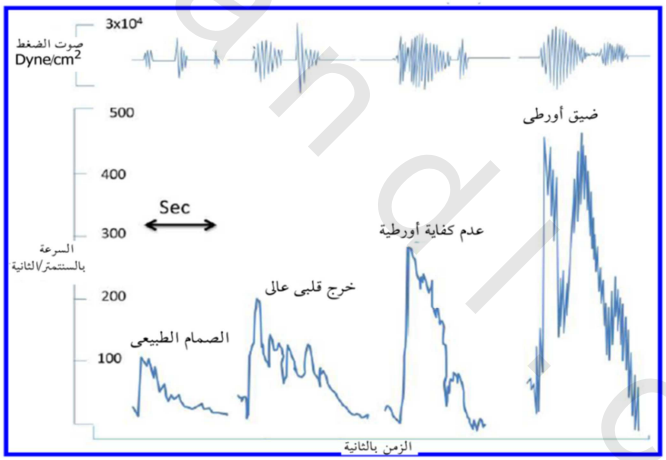
المشكلة الأساسية في إشارة الـ ICP هي أن إنتاج هذه المشاكل البشرية تم التعرف عليها وعلى تواجدها خلال تاريخ تسجيل الـ ICSP، ولكنها كانت تتلاشى مع كل تقدم تكنولوجي. وقد قلّل التسمع الحريص قبل الدراسة، والعلاقة أثناء الدراسة مع المخطط الصوتي الخارجي للقلب ومخطط صدى القلب، وتكبير الـ ICP أثناء الدراسة، والبحث المتأني لإعادة إنتاج الظواهر المسجلة، وعلاقة التسجيلات مع التصوير الوعائي المتزايد بالقسطرة وطرق مخطط صدى الصوت القلبي من القابلية للأخطاء البشرية. وتم تنفيذ المعايرة المباشرة لصوت القلب والأوعية الداخلية عن طريق سولي Soulie *et al.*, [94] باستخدام حساس صوتي قلبي تتم معايرته بوحدات ضغط الـ SI وهي الـ mmHg.



الشكل رقم (٧,٣٤). يوضّح إعداد أجهزة الـ ICP الإكلينيكية مع أربعة مداخل قلبية أساسية والميكروفون القلبي المعلق مع القسطرة من نوع البجعة التي يتم إدخالها خلال مسار الوعاء الدموي لتسجيل الاهتزازات الصوتية الداخلية لجدار القلب.

obeikandl.com

ويمكن تقديم الهيكل العام لمعالجة الإشارة لمكونات ال ICP في الشكل رقم (٧.٦)، حيث يتم تمرير إشارة الـ ICP خلال مرشح منفذ للترددات المنخفضة، وخط القاعدة للتسجيلات المنفصلة. ويعقب ذلك، تحويل فورير السريع FFT الذي يتم تطبيقه على الإشارة المعزولة. بالإضافة لذلك، فإنه يمكن أيضاً تمييز المكونات الصمامية. ويمكن استخلاص الأربع أصوات المحددة للقلب، S1 و S2 و S3 و S4 أيضا باستخدام حساب متجه الخواص المعتمد على أنظمة الشبكات العصبية الصناعية الشعاعية الأساس RBANN. وعلاوة على ذلك، فإن شكل الضغط المصاحب للأذين والبطين الأيسر تم تحديده بهذه الطريقة الحسابية.



الشكل رقم (٧,٥). يوضّح الصوت الشرياني الداخلي وسرعة الأورطي التزامنية في مريض به صمام أورطي طبيعي وخرج قلبي مقداره ٥،٤ لتر/الدقيقة، ومريض بصمام طبيعي وخرج قلبي عالٍ ١٢،٩ لتر/الدقيقة، ومريض بعدم كفاية أورطية، ومريض بضيق أورطي. ولقد تم رسم سرعات النقطة على تدريج مثالي ليوضح جليا العلاقة بين السرعة، والاضطراب، والصوت داخل الشرايين. من الواضح أنه مع زيادة سرعة واضطراب الدم، فإن الصوت الشرياني يرتفع عن الحد الطبيعي 100P.D (منقول من المرجع Stein, 1978, [96]).

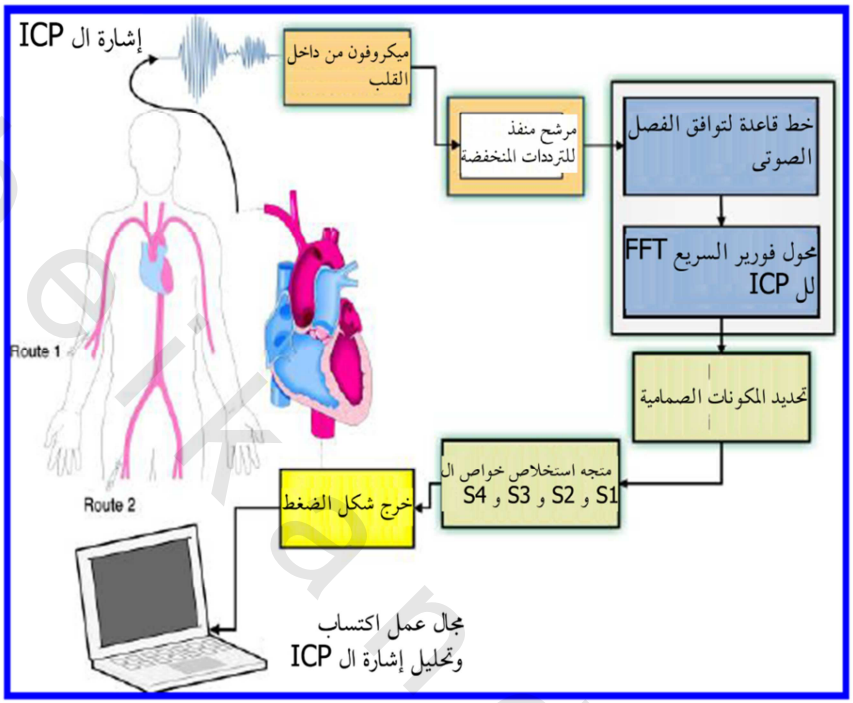
(٧,٣,٣) خواص النقل الصوتي السمعي للمخطط الصوتي من داخل القلب ICP

لقد راجع فيريوجلو Feruglio [93] وسيلين Silin [98] التقنيات المتاحة للكشف عن الصوتيات القلبية الداخلية، وقدم قسطرة الاهتزاز (قسطرة بفتحة عرضية قرب مقدمتها مغطاة بغطاء مطاط موصل على أنبوبة سماعة الطبيب ذات الأذنين للتسمع المباشر، أو على ميكروفون كهروضغطي لتسجيل المخطط الصوتي من داخل القلب). وكانت الملاحظات المتعلقة بأمراض القلب الخلقية والصمامية مع هذا النظام مشابهة لهذه التي تم الحصول عليها بالطرق الموصوفة مسبقا في هذا الكتاب.

ويتكون الاستخدام المبتكر لهذا النظام من الإمداد بأصوات معلومة المحتويات الترددية أو الشدة في القلب، حيث يتم توصيل قسطرة الاهتزازات على وحدة ديناميكية مغناطيسية في سماعة معزولة صوتياً وموصلة على مولد ذبذبات متغير التردد، أو شريط تسجيل. ويتم تسجيل الأصوات الصناعية التي يتم تطبيقها في القلب بعد ذلك من مواضع على سطح الصدر من أجل دراسة التأثيرات التي تم تعديلها على عملية النقل الصوتي من حجرات القلب إلى جدار الصدر.

ويعتمد الاضمحلال الحاصل في صوت الأوعية القلبية على موضع الإنتاج الصدري، والمكونات الترددية للأصوات، وخواص الأنسجة الموصلة. ويحدث الاضمحلال الأعظم عندما يصدر الصوت من الشرايين الرئوية اليمنى واليسرى، ويكون الاضمحلال أقل عندما ينبع الصوت من الأذين الأيمن والشريان الرئوي الأساسي، كما تم توصيل الصوت جيداً من البطين الأيمن إلى جدار الصدر.

ويمكن اعتبار المسافة من مصدر الصوت إلى جدار الصدر والمواضع الداخلية للأنسجة السيئة التوصيل على أنها هي المسببة للدرجات المختلفة من الاضمحلال. وتم كبح الترددات تحت (١٠٠ هرتز) وفوق (٣٥٠ هرتز) بدرجة كبيرة، وأما الترددات فوق (٢٠٠ هرتز) فتم توصيلها باضمحلال قليل (لأنه يفترض أن هذه الترددات كانت في المدى العام نفسه للتردد الطبيعي للصدر).



الشكل رقم (٧,٦). يوضّح رسم تخطيطي لاكتساب ومعالجة إشارة الـــ ICP، حيث حساس الدخل كان الميكروفون القلبي، وتم استخدام مرشح منفذ للترددات المنخفضة للتخلص من الضوضاء المحيطة (من نشاط الرئة القريبة والتدفق الدموي في الأوعية الكبيرة). توافق الخط القاعدي لتجنب أي انحراف في مقدار إشارات الـــ ICP هو تنفيذ خطوة الـــ FFT قبل تحديد المكونات الصمامية. وتعرض وحدة استخلاص الخواص المستخدمة لفصل الـــ S1 و S2 و S3 و S4، نتائج التحليل على حاسب لابتوب محقق طبياً.

(٧,٤) الفصل بين إشارات المخطط الصوتي للقلب وإشارات المخطط الصوتي التنفسي

تنتج الرئتان ضوضاء متواصلة أثناء تسجيل المخطط الصوتي للقلب وهذه الضوضاء تتسبب في تداخلات طفيلية شبه دورية تؤثر على تفسير تسمع المخطط الصوتي الإكلينيكي للقلب. ويجب اعتبار وجود الضوضاء شبه الدورية نتيجة أصوات

الرئتين تتداخل مع، وتحجب الإشارة المهمة وتعدل من توزيع الطاقة على المدى الطيفي للـ PCG، من أجل إجراء تحليل مناسب لإشارة الـ PCG [97]. وتحتاج مشكلة تداخل صوت الرئتين هذه إلى التخلص الفعال لتأثير هذه الأصوات الطفيلية على المدى التوزيعي لإشارة المخطط الصوتي للقلب لكى نحصل على تفسير ناجح وتحديد جيد للـ PCG. ويوجد عامة ثلاث طرق للتخلص من الصوت الرئوي وهي كما يلي :

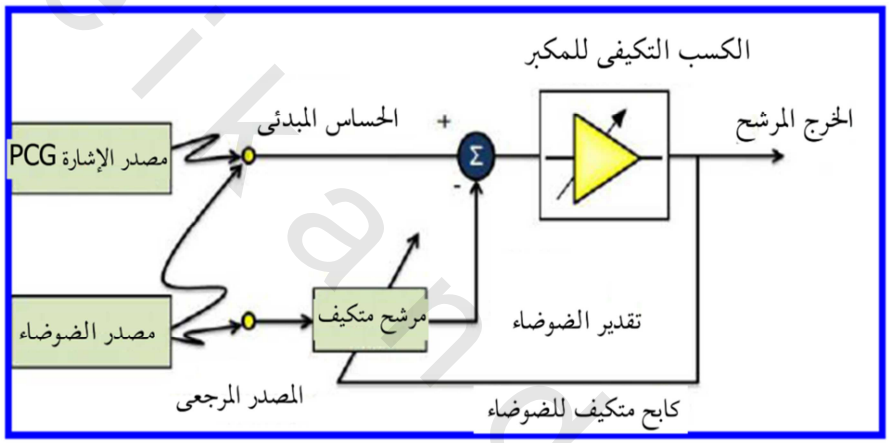
الترشيح المنفذ للترددات المنخفضة LPF لإشارة الـ PCG الذي يكبح المكونات الترددية المنخفضة لأصوات الرئة.

ويمكن تطبيق دالة الارتباط الذاتي autocorrelation function, ACF للتخلص من التوافقات الزائدة لإشارات المخطط الصوتي التنفسي.

ويمكن النظر في الطرح الوقتي أو المتزامن لإشارة الـ S1 والـ S2 في إشارة الـ PCG بزمن تأخير مقداره Th بين كل منهما مع الضرب في معامل كسب ثابت.

إن أبسط طريقة هي تلك الموضحة في الشكل رقم (٧,٧) التي يمكن تنفيذها بطريقة تجهيزية تعتمد على المرشح IIR المتكيف التي أضافت تقدير مصدر الضوضاء مع مصدر الـ PCG للتخلص من تأثير الضوضاء. وهذه الطريقة العامة تكون مرنة في الاتجاه المعاكس، حيث يكون الهدف المطلوب هو فصل صوت الرئة lung sound, LS بحيث تكون إشارة الـ PCG هي المسيطرة. وتكون الطريقة الأخرى التي يتم استخدامها لكبح الاهتزازات الصوتية التنفسية من إشارات المخطط الصوتي للقلب باستخدام الكبح المتكيف. ويهتم الكبح المتكيف للضوضاء على استخدام التخلص من الضوضاء عن طريق طرح الضوضاء من الإشارة المستقبلة، وهي عملية يتم التحكم فيها بطريقة تكيفية من أجل تحسين نسبة الإشارة إلى الضوضاء SNR. وفي الأصل، فإنه من غير المناسب أن نطرح الضوضاء من الإشارة المستقبلة، لأن مثل هذه العملية من الممكن أن

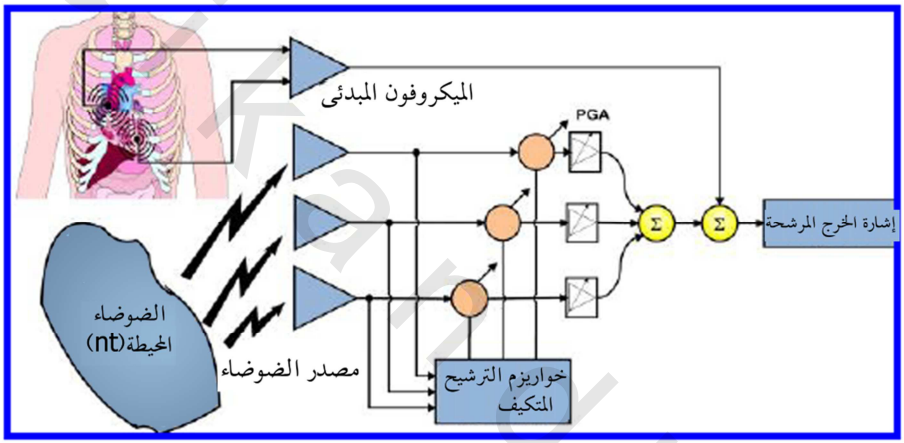
تعطي نتائج كارثية عن طريق زيادة الطاقة المتوسطة للضوضاء الخارجة. وعلى الرغم من ذلك، فعند استخدام الافتراضات المناسبة والترشيح والطرح يتم التحكم فيهما عن طريق عملية متكيفة، ومن الممكن أن نحقق أداء متقدماً للنظام بالمقارنة مع عملية الترشيح المباشر للإشارة المستقبلة [95].



الشكل رقم (٧,٧). يبّين طرقة الكبح المتكيف للضوضاء، لفصل وكبح الصوت الرئوي من الصوت القلبي. وتعتمد طريقة الكبح على الترشيح المتكيف من النوع IIR وخوارزيم التقدير البارمتري للتخلص من المصدر التداخلي التقدمي (مثل، صوت الرئة) لكي تأخذ دورها كجزء في حلقة اكتساب الإشارة.

وفي الأساس يكون كابح الضوضاء المتكيف مزدوج الدخل، وبه حلقة مغلقة من خلال التغذية المرتدة، كما هو موضّح في الشكل رقم (٧,٨). ويمكن استنتاج دخلي النظام من خلال زوج من حساسات الميكروفونات القلبية: وهما حساس أساسي وحساس مرجعي (مساعد).

وهناك تغير آخر في كبح الصوت الرئوي يعتمد على تسجيل الأثرين الصوتيين عن طريق نمذجة إشارات الـ PSG والـ PCG لفصل كل منهما. وعلاوة على ذلك، يمكن أيضاً استنتاج الوظيفة الإكلينيكية الرئوية من الأصوات الرئوية المكتسبة، وبالإضافة لذلك، فإن المعاملات البارمترية الأخرى يمكن استخدامها لأغراض المعايرة لكل من إشارة الـ PSG والـ PCG.



الشكل رقم (٧,٨). يوضّح رسماً صندوقياً للترشيح المتكيف المستخدم للتخلص من الضوضاء الطفيلية والاضطرابات التي تؤثر على إشارة الـــ PCG المستنتجة. ومصدر الضوضاء هنا هو الأصوات الرئوية LS ومصادر الضوضاء المحيطة الصادرة من الميكروفون القلبي القريب. والمطلوب هو تكبير إشارة الـــ PCG في مكبر مبرمج الكسب programmable gain control, PGA من أجل تكافؤ الانحراف في الشدة أثناء اكتساب إشارة الـــ PCG.

ويمكن تقديم في الشكل رقم (٧,٩). ويمكن استخدام الإشارة الصوتية التنفسية (الأصوات الرئوية) للمعايرة ضد إشارة المخطط الصوتي للقلب للتخلص من تأثير الصوت الرئوي الذي ينتشر مع إشارة الـ PCG. كما ويمكن استنتاج الافتراضات التالية تحديداً:

يستقبل الحساس المبدئي الإشارة الحاملة للمعلومات s(n) التالفة بسبب الضوضاء المضافة vo(n) كما هو موضح في المعادلة التالية :

$$d(n)=s(n)+vo(n) \qquad (٧,١)$$

الإشارة s(n) والضوضاء vo(n) تكون غير متعلقة ببعضها البعض، مما يعني أن،

$$E[s(n)v1(n-k)]=0 \quad \text{for all k} \qquad (٧,٢)$$

حيث كل من s(n) و v0(n) يفترض أنها ذات قيم حقيقية.

يستقبل الحساس المرجع الضوضاء v1(n) غير المتعلقة بالإشارة s(n)، ولكنها متعلقة بالضوضاء v0(n) في خرج الحساس المبدئي بطريقة غير معروفة، بمعنى :

$$E[s(n)v1(n-k)]=0 \quad \text{for all k} \qquad (٧,٣)$$

وأيضا :

$$E[v0(n)v1(n-k)]=p(k) \qquad (٧,٤)$$

وبناءً على ما سبق، فإن الإشارات تكون حقيقية القيمة، و p(k) تكون علاقة ارتباط متبادل غير معروفة لـ lag(k). ويمكن معالجة الإشارة المرجع v1(n-k) يتم معالجتها عن طريق المرشح المتكيف لإنتاج إشارة الخرج.

$$y(n) = \sum_{k=0}^{M-1} \widehat{W}_k(n) v_1(n-k) \qquad (٧,٥)$$

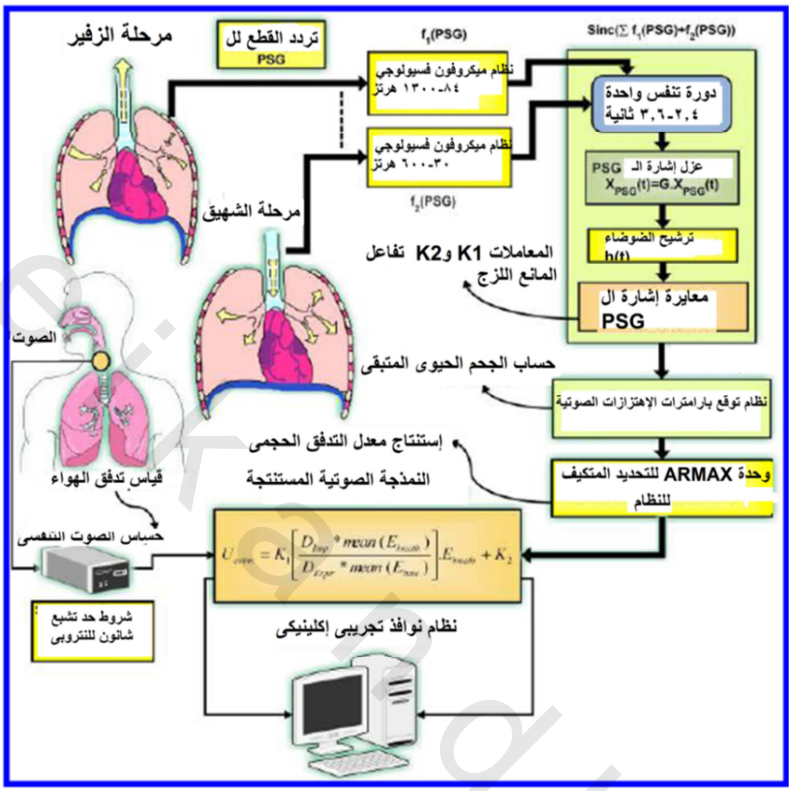
حيث إن $\widehat{W}_k(n)$ تمثّل أوزان الفروع القابلة للتعديل الخاصة بالمرشح المتكيف. ويمكن طرح خرج المرشح y(n) من الإشارة الأولية d(n)، ليمثل الاستجابة المطلوبة للمرشح المتكيف. كما يمكن تحديد إشارة الخطأ كما يلي :

$$e(n)=d(n) - y(n) \qquad (٧,٦)$$

ولذلك فبالتعويض بالمعادلة (٧,٦) في المعادلة (٧,٧) نحصل على ما يلي :

$$e(n)=s(n) + v0 - y(n) \qquad (٧,٧)$$

obeikandl.com



الشكل رقم (٧,٩). يوضّح مخطط حلقة نمذجة وتسجيل الصوت القلبي التنفسي. ويستخدم هذا النظام لعمل تحليل علاقي وتحديد للنظام بين الصوتيات القلبية والصوتيات الرئوية، التي يكون فيها تسجيل صوت القصبة الهوائية وأصوات الرئة متزامناً لكي يمكن استخدامهما في عملية المعايرة للمخطط الصوتي للقلب.

وبالتالي، فإن إشارة الخطأ تستخدم لضبط أوزان فروع المرشح المتكيف، وحلقة التحكم حول عمليات الترشيح وبالتالي ينغلق الطرح. لاحظ أن الإشارة الحاملة للمعلومات s(n) تكون بالفعل جزءاً من إشارة الخطأ e(n). وتكون إشارة الخطأ e(n) هي خرج النظام الكلي ومن المعادلة (٧,٧)، يمكن للملاحظ أن يرى مكونات الضوضاء (الصوت الرئوي) في خرج النظام وهي v0(n)-y(n).

ويحاول الآن المرشح المتكيف أن يقلل من مربع القيمة المتوسطة (بمعنى، الطاقة المتوسطة) لإشارة الخطأ e(n). وتكون الإشارة الحاملة للمعلومات s(n) أساساً غير متأثرة بكابح الضوضاء المتكيف. وبالتالي، فإن تقليل مربع القيمة المتوسطة للخطأ e(n) يكافئ تقليل القيمة المتوسطة لضوضاء الخرج v0(n)-y(n). ومع بقاء الإشارة s(n) ثابتة، فإن تقليل قيمة مربع المتوسط لإشارة الخطأ تكون في الحقيقة هي نفسها كتعظيم نسبة الإشارة للضوضاء للنظام.

وتعتمد الطريقة الأخرى لفصل إشارات الـ PSG والـ PCG على التسجيل المرجعي لصوت التنفس، اعتماداً على كبح مرحلة الشهيق الزفير المتزامن وتستخدم هذه الطريقة أربعة مواضع للتسمع مع سجل واحد لصوت القصبة الهوائية وتخطيط المركبة ذات المرحلتين في صورة دالتين زمنيتين متغيرتين مع عرض مجال BW محدد f1PSG f2PSG المجمعة وقتياً بنافذة معتمدة على الدالة sinc.

ومن خلال الخطوة التالية الخاصة بترشيح الضوضاء ومعايرة الـ PSG وذلك لتحديد المعاملات للخواص اللزوجية للرئة، فإن معاملات التوقع الناتجة تم تغذيتها إلى وحدة نظام ARMAX للتحديد. الخواص الصوتية المستنتجة، مع إشارة تدفق الهواء، تم تتبعها من مقطع القصبة الهوائية المستخدمة في الفصل الفعال لصوت القلب من صوت الرئة. ويتطلب الاستخدام الفعال لصوت التنفس في كبح الضوضاء المتكيف أن يكون وضع حساس الميكروفون المرجعي القلبي في مجال الضوضاء للحساس الأولى مع هدفين محددين في التفكير. والهدف الأول، مركبة الإشارة الحاملة للمعلومات في خرج الحساس الأولي تكون غير قابلة للكشف في خرج الحساس المرجعي. والهدف الثاني، خرج الحساس المرجعي للـ PCG يكون متعلقاً بدرجة كبيرة مع مركبة الضوضاء في خرج الحساس الأولي. وعلاوة على ذلك، فإن تكييف معاملات المرشح القابلة للتعديل يجب أن تكون قريبة من المستوى المثالي.

(٧,٥) نظام المخطط الصوتي للقلب من خلال المنظّم القلبي

في القلب الطبيعي تمثّل العقدة الجيبية، المنظم الطبيعي للقلب، وتولد إشارات كهربية تسمى الجهد التفعيلي action potential، الذي ينتشر خلال نظام التوصيل الكهربي إلى المناطق المختلفة للقلب لإثارة أنسجة عضلة القلب في هذه المناطق. وتتسبب التأخيرات المنتظمة في انتشار الجهد التفعيلي في النظام التوصيلي العام في انقباض المناطق المختلفة للقلب في تزامن بحيث يتم فيه أداء وظائف الضخ بكفاءة ولذلك فإن وظائف الضخ العادية للقلب الموضّحة بالأداء الديناميكي الدموي تتطلب نظاماً كهربائياً طبيعياً لتوليد الجهود التفاعلية التي يدفع بها إلى الأجزاء المعينة من عضلة القلب بالتزامن المناسب، بحيث تكون العضلة القلبية قادرة على الانقباض بقوة كافية، ومع التصاحب الميكانيكي الكهربي الطبيعي بحيث تكون كل مناطق القلب مثارة بهذا الجهد التفعيلي.

ويمكن توضيح وظيفة النظام الكهربي بواسطة المخطط الكهربي للقلب electrocardiogram, ECG باثنين من الإلكترودات على الأقل موضوعة في أو حول القلب لكي تحس الجهد التفعيلي. وعندما يعمل القلب بطريقة غير منتظمة، أو غير طبيعية، فإن واحدة أو أكثر من إشارات الـ ECG توضّح أن الانقباضات عند المناطق المختلفة القلبية تحدث بشكل فوضوي وغير متزامن [99].

ومثل هذه الأحوال، التي تتعلق بالإيقاعات القلبية غير المنتظمة، أو غير الطبيعية تعرف على أنها حالة عدم انتظام قلبي، وينتج عن عدم الانتظام القلبي نقص في كفاءة ضخ القلب، وبالتالي يحدث تناقص في الدورة الدموية.

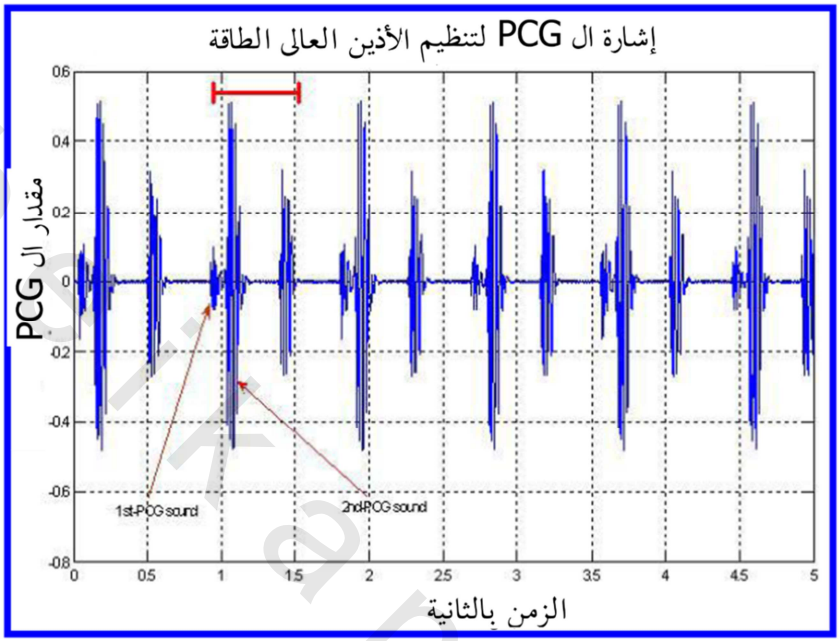
ومن أمثلة هذا الانتظام، هو الانتظام القلبي المتناقص bradyarrhythmias، بمعنى، القلوب التي تضرب ببطء شديد أو بانتظام، والانتظام القلبي المتسارع

tachyarrhythmias، والتي هي عبارة عن اضطراب في انتظام القلب الذي يتصف بعدم الانتظام السريع في ضربات القلب ومن الممكن أن يعاني المريض من شدة الانقباض الضعيفة المتعلقة بتدهور العضلة القلبية، وهذا بالتالي يقلل من كفاءة الضخ.

ومثلاً، يعاني مرضى الفشل القلبي من نظام توصيلي كهربي غير طبيعي مع تأخير مكثف في التوصيل، وعضلات قلبية متدهورة ينتج عنها انقباضات غير متزامنة وانقباضات قلبية ضعيفة، وبالتالي، ينتج كفاءة ضخ متناقصة، أو أداء غير كافٍ للديناميكا الدموية.

ويمكن توضيح تسجيل المخطط الصوتي للقلب أثناء مثل هذه الحالة في الشكل رقم (٧,١٠). ويشتمل نظام إدارة الإيقاع القلبي على جهاز تحكم في الإيقاع القلبي يستخدم لإعادة وضع وظائف الضخ القلبية، أو أداء الديناميكا الدموية. وتشتمل أجهزة إدارة الإيقاع القلبي على جملة من الأشياء الأخرى، على منظم سرعة القلب pacemakers، ويطلق عليها أحيان محددات السرعة pacers. وتستخدم منظمات سرعة القلب في العادة لمعالجة المرضى بالإيقاعات البطيئة. ويمكن لمثل هذه المنظمات القلبية أن تنظم الانقباضات الأذينية والبطينية لتحسين كفاءة ضخ القلب، كما أنه من الممكن لأجهزة تنظيم الإيقاع القلبي أن تشتمل على منظمات defibrillators إثارة كهربية بطاقة عالية للقلب.

وتشتمل مثل هذه المنظمات العالية الطاقة أيضاً على مقومات نظم القلب cardioverters التي تزامن الإمداد بهذه المؤثرات إلى أجزاء من إشارات تفعيل القلب الضمنية المحسوسة. وتستخدم المنظمات العالية الطاقة في علاج الإيقاعات السريعة. وبالإضافة لمنظمات سرعة القلب العادية والمنظمات العالية الطاقة، فإن أجهزة إدارة الإيقاع تشتمل أيضاً على جملة الأشياء الأخرى، كالأجهزة التي تدمج وظائف منظمات السرعة مع المنظمات العالية الطاقة، وأجهزة الإمداد بالأدوية، وأي أجهزة أخرى لتشخيص أو معالجة الإيقاع القلبي.



الشكل رقم (٧,١٠). يوضّح رسم للـــ PCG أثناء حالة تنظيم عالٍ الطاقة للأذين والتي يمكن استخدامها لاستخلاص طرق التزامن لإدارة معدل الإثارة لمنظم سرعة القلب. وقد يكون لهذه الطريقة تطبيق في التنظيم الحيوي للقلب ومراقبته.

ويتم قياس كفاءة إدارة علاج الإيقاع القلبي عن طريق مقدرتها على استعادة كفاءة ضخ القلب مرة أخرى، أو أداء الديناميكا الدموية، التي تعتمد على الحالات الكهربية لنظام كهرباء القلب، وعضلة القلب، والمصاحبات الكهروميكانيكية. ولذلك فبالإضافة إلى الفعاليات الموضحة للـ ECG في النظام الكهربي للقلب فهناك حاجة لقياس أنشطة القلب الكهروميكانيكية الموضّحة لأداء ديناميكا الدم كاستجابة للعلاج، وبالذات عندما يعاني المريض من تدهور عضلة القلب الذي يصاحبه ضعف في الكهروميكانيكا.

ولهذه الأسباب وغيرها، فهناك حاجة لتقييم العلاج عن طريق مراقبة كل من الأنشطة الكهربية والميكانيكية للقلب، وذلك لإعطاء كل الاحتمالات عن الحالة الحقيقية للقلب أثناء العلاج التنظيمي [94, 98, 99].

(٧,٦) أساسيات أجهزة الدعم القلبية

تستخدم معظم أجهزة القلب الطبية التي تكشف عن أحداث في الدورة القلبية إشارة الـ ECG على أنها المصدر الأساسي للمعلومات عن نشاط القلب. وعلى الرغم من أن إشارة الـ ECG تمثّل عمل نظام التوصيل الكهربي الذي يحث انقباض عضلة القلب، إلا أنها لها بعض المحددات.

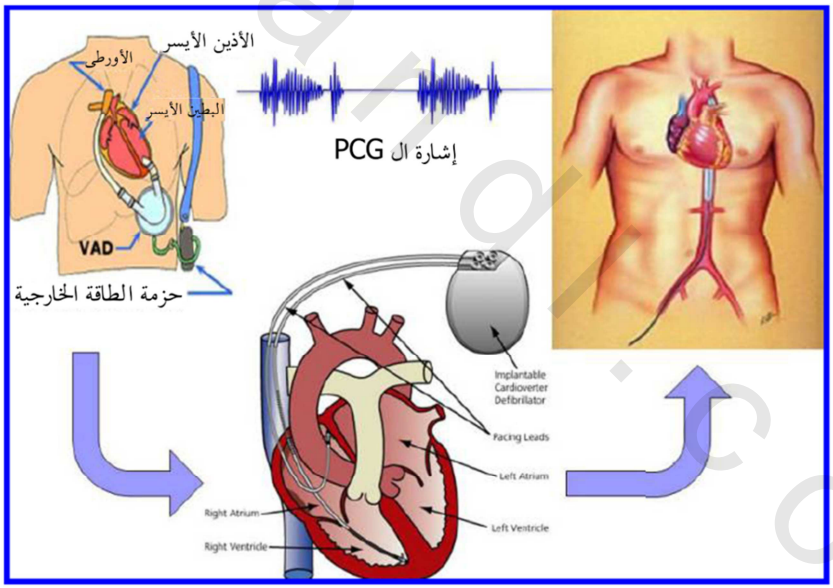
ويمكن للأصوات القلبية أو تتبعات المخطط الصوتي للقلب PCG المسجل، التي تمثّل التعبير المباشر للنشاط الميكانيكي لنظام الأوعية القلبية، أن تكون مصدر إضافياً للمعلومات لتحديد الأحداث المهمة في الدورة القلبية ولاكتشاف النشاط القلبي غير المنتظم.

ويكمن توضّيح التطبيق الطيفي لإشارة الـ PCG في التوقع المستقبلي لتنظيم القلب في الشكل رقم (٧,١١)، حيث مركبات الحس الصوتي في القفص الخارجي لنظام تنظيم سرعة القلب تم استخدامه كإشارة مستنتجة لديناميكا الدم لتحريك استجابة منظم السرعة. ويمكن سرد التطبيقات الأساسية لإشارة الـ PCG في جهاز القلب المساعد آلياً فيما يلي:

- جهاز المساعدة للبطين الأيسر left ventricle assist device, LVAD وهو جهاز من نوع المضخة الميكانيكية يعمل بالبطارية يتم زرعه جراحياً. ويساعد في الحفاظ على مقدرة القلب الذي لا يستطيع أن يعمل بكفاءة ذاتياً في الضخ بكفاءة.
- مضخة بالون داخل الأورطي intra aortic balloon pump, IABP وهي عبارة عن جهاز صغير يتم وضعه في الأورطي الصدري، ويستخدم كل من الـ ECG

والشكل الموجي لضغط الأورطي في النفخ والانكماش الوقتي لبالون يزيد أو ينقص من الضغط الأورطي، وبالتالي فهو يعمل على تحسين تدفق الدم إلى الشرايين ويخفف الحمل التشغيلي على القلب.

- منظم رجفان القلب المزروع implantable cardioverter defibrillator, ICD ومنظم الرجفان الآلي الخارجي automatic external defibrillator, AED هي أجهزة تقوم بحس الإيقاع القلبي، ومراقبة، وعلاج عدم الانتظام المهدد للحياة، مثل التسارع البطيني، أو الرجفان، وعند اكتشاف مثل هذا الإيقاع غير الطبيعي، يقوم الجهاز بصدمة القلب كهربائياً لإعادته إلى إيقاعه الطبيعي.



الشكل رقم (٧,١١). يوضّح مخطط لتطبيق معالجة إشارة الـ PCG في أنظمة دفع منظم سرعة القلب، حيث يمكن لإشارة الـ PCG أن تلعب دورا استحثاثياً لجهاز المساعدة القلبية cardiac assist device, CAD، ومنظم سرعة القلب المزروع، وكمرشد ملاحي لقسطرة الأوية الداخلية.

إن الاتجاهات البحثية الوافرة في اتجاه تطوير المخطط الصوتي للقلب المعتمدة على الـ ICD المتكيف ستحوّل مفهوم الحس من الحالة التدخلية إلى الحالة غير التدخلية عن طريق استخدام الاتصالات اللاسلكية بين طرف وحدة الميكروفون ووحدة استقبال منظم السرعة.

ويوفر نظام إدارة الإيقاع القلبي صورة لمخطط الصوت القلبي لتوضيح حالات القلب الميكانيكية المتعلقة بأداء ديناميكا الدم ليسمح، من ضمن أشياء أخرى، بتشخيص الحالات القلبية وتقييم علاج الحالات القلبية وتشتمل صورة المخطط الصوتي للقلب على مجموعة من مقاطع إشارات الحساس الصوتي التي تمثل العديد من الدورات القلبية ويشتمل كل مقطع من إشارة الحساس الصوتي على مؤشرات الأصوات القلبية المتعلقة بأحداث القلب الميكانيكية، وتمثيل أحداث القلب الكهربية.

ويتم تنفيذ التشخيص و/أو تقييم العلاج عن طريق ملاحظة أو الكشف عن حدوث صوت قلبي خاص متعلق بالفترة الزمنية القلبية لفترة زمنية معينة بين الأحداث الكهربية والأحداث الميكانيكية على مدار الفترة الزمنية للقلب [99 ,97]. ويتكون الهيكل العام لنظام منظم السرعة المدار بالمخطط الصوتي للقلب مما يلي:

(أ) نظام الإمداد بنبضات التنظيم إلى عضلة القلب الذي يتكون من:

- دائرة الحس الكهربي لحس إشارة القلب، وهى دائرة علاج تنظيمي (إثارة) للإمداد بنبضات التنظيم.
- حساس للاهتزازات الصوتية لإنتاج إشارة تكون مؤشراً أو كاشفاً عن أصوات القلب.

(ب) متحكم إشرافي مرتبط بدائرة العلاج ويشتمل على ما يلي:

- بروتوكول للعلاج مكيّف لتوليد تتابع معاملات التظيم.

- وحدة تنفيذ آلية لبروتوكول العلاج مكيّفة على زمن نبضة التنظيم لإمداد كل نبضة بواحد من معاملات تتابع التنظيم.
- معالج مرتبط بدائرة الحس، وهي الحساس الصوتي، ودائرة التحكم، ويشتمل الحساس على وحدة لتكوين الصورة مكيفة لإنتاج صورة المخطط الصوتي للقلب اعتماداً على إشارة القلب وإشارة الحساس الصوتي.

وستتم معالجة الإشارة الصوتية المستنتجة من حساس الميكروفون المثبت على منظم السرعة وتحليلها باستخدام وحدة الـ FFT للتحليل. علاوة على ذلك، فإنه يمكن استخدام المرشح المجالي من النوع IIR لتعويض الإزاحة الممكنة في الإشارة الصوتية التي يتم استقبالها أثناء مرحلة الدورة القلبية.

وتشتمل صورة المخطط الصوتي للقلب المستنتجة على مجموعة من مقاطع إشارة الحساس الصوتي جنباً إلى جنب مع نوع مختار من الأحداث القلبية ومجمعة باستخدام معاملات تتابع التنظيم على الأقل.

(٧,٧) الملخص

ولكى نختم هذا الفصل، فإننا نقدم مجموعة النقاط التالية:

١- يمكن استخدام المخطط الصوتي للقلب كأداة تبادلية في العديد من التطبيقات الهندسية الحيوية الطبية والإكلينيكية مثل طرق قياس ضغط الدم، ومنظمات سرعة القلب، والمعاملات القلبية الداخلية المهمة، وأجهزة تشخيص ديناميكا الدم.

٢- لقد تم شرح المقدرة على استخدام المخطط الصوتي لقلب الجنين fPCG وتقييمها كمؤشر تشخيصي للجنين من خلال العديد من المحاولات والتزامن بين تسجيلات الـ PCG مع الإشارات الأخرى المهمة.

obeikandl.com

٣- يعتبر تسجيل إشارة المخطط الصوتي من داخل القلب وتحليلها تحدياً تقنياً له العديد من التعقيدات والمعوقات لكي يحل محل المعاملات التدخلية الأخرى. إشارة الـ ICP تكون عالية الحساسية للضوضاء.

٤- فصل إشارة صوت القلب HS من صوت الرئتين LS يتكون أيضاً من تحديد إشارتين مختلفتين قد تتداخلان مع عملية الكشف عن الإشارتين. وفي هذه الحالة يتم افتراض التخلص المتكيفّ من الضوضاء كطريقة ثابتة ومستقرة لحل مثل هذه المشاكل.

٥- لقد عززت الأبحاث التطور في اتجاه آلية حس جديدة لمنظمات سرعة القلب المزروعة كأساس لاستجابة المعدل المتكيفّة لنظام منظم سرعة القلب. ويعتمد ظهور هذه التقنيات على الشكل الموجي لصوت القلب، بمعنى، أن إشارة الـ PCG ستجعل الاستجابة لإثارة المنظم تسلك مسلكاً خطّياً. وما زالت هذه الطريقة تحت التطوير وهي تعدّ تكنولوجيا حديثة في العلاج عن طريق تنظيم سرعة القلب، على الرغم من أنها ستساعد في تشكيل طريقة حس التنظيم الواعدة.

obeikandl.com