

القياسات الصوتية السمعية للمخطط الصوتي للقلب

(٢,١) ديناميكا المخطط الصوتي للقلب

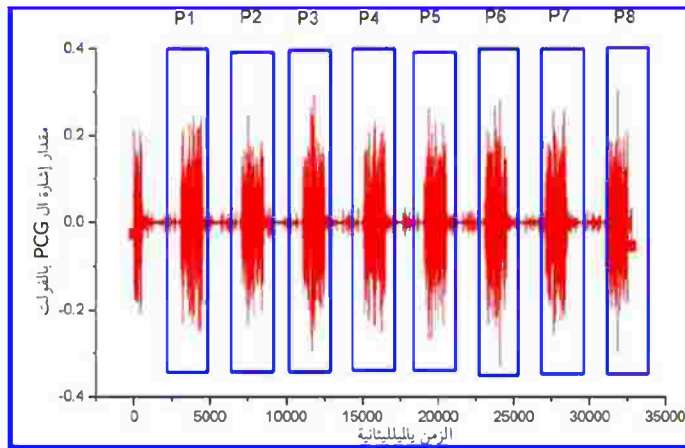
إن ميكانيكية عمل القلب ترافقها ظاهرة ضوضاء مسموعة من السهل إدراكها عندما توضع الأذن على جدار صدر hghkshk. ويمكن الحكم على أن أصوات القلب والأوعية الدموية تكون ضعيفة بالمقارنة مع الأصوات الفسيولوجية الأخرى، مثل التحدث، وأصوات المعدة والأمعاء، وحتى أصوات التنفس. وفي الواقع، يمكن سماع هذه الأصوات الأخيرة على مسافة معينة من المريض، وهو ما لا ينطبق على أصوات القلب (بالنظر إلى حالات صمامات القلب الاصطناعي). إن محتوى تردد أصوات القلب يقع بين ٢٠ و ١٠٠٠ هرتز، والتي هي تحت الحد الأدنى لقدرة السمع البشري. وقد تتجاوز الأصوات الصادرة من صمام صناعي مزروع الحد الأعلى لترددات أصوات القلب. ولقد تم فحص أصوات القلب والأوعية الدموية لأغراض التشخيص من خلال حاسة السمع البشرية، والتسمع، وذلك لفترة طويلة [25, 22]. وكانت التكنولوجيا الوحيدة المستخدمة للقياس هي السماع، وكانت وظيفتها هي

أن تقوم على إنشاء مقصورة هواء مغلقة بين جزء من سطح الصدر للمريض ، وفتحة أذن الطبيب.

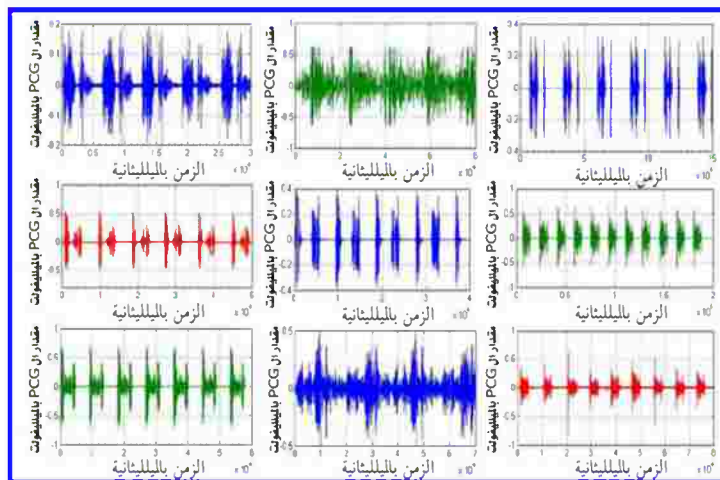
وعلى الرغم من أن هذا الأسلوب يعتمد أساساً على العوامل الذاتية والنفسية للشخص ، إلا أنه قد أثبت جدواه ، ولا يزال أداة مهمة في تشخيص أمراض القلب والأوعية الدموية. ويمكن ببساطة تعريف التخطيط الصوتي للقلب (PCG) بأنه طريقة للحصول على تسجيلات لصوت القلب والأوعية الدموية ، التي تُعد ظاهرة سمعية. وترتكز قوة هذا الأسلوب على عملية التسمع. ويتم تقييم تسجيلات الأصوات على شاشة الكمبيوتر ، أو على ورقة ، وربما في وجود إشارات أخرى متزامنة (على سبيل المثال ، كإشارات تخطيط القلب الكهربائي ECG) ، التي تعتمد جزئياً على الأحاسيس الإنسانية الأخرى مثل عين الشخص ، وذلك لدراسة الأنماط الموجية وعلاقتها مع الإشارات الأخرى.

ويتم فحص إشارات تخطيط أصوات القلب فيما يتعلق بالأنماط المرضية ، وشدة الاختلافات النسبية والاختلافات في القوة ، والتوقيت ، ومدة الأحداث. ومن الواضح أنه يمكن إجراء تقييم أكثر موضوعية بدءاً من التوقيت الدقيق للظواهر إلى التحليل الموجي المتقدم ومقارنتها مع نتائج الموجات المسجلة في بنوك البيانات. ولقد تم عرض إشارات مخطط أصوات القلب PCG النمذجية في الشكل رقم (٢،١) ، حيث يظهر ثمانية تسجيلات تخطيط لأصوات القلب مع علامات إكلينيكية موضحة.

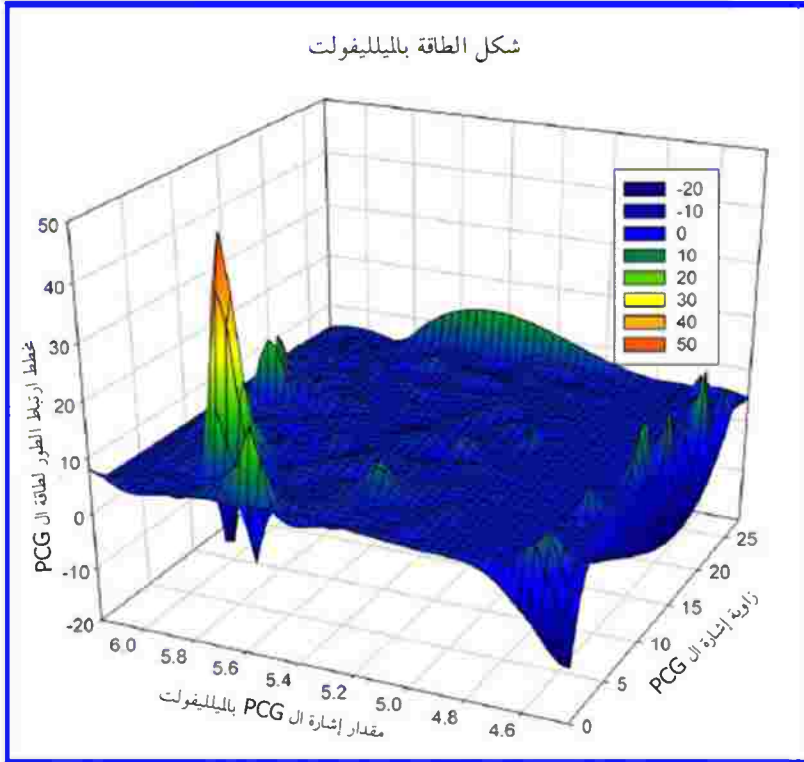
ويُمكن للأذن البشرية من بساطة هذه التقنية والقدرات القوية تفسير أهمية التسمع فيما يتعلق بنمط التعرف على الظواهر الصوتية. وهناك أنماط مختلفة لإشارة الـ PCG ، التي يمكن أن تكون متباينة من التجارب الإكلينيكية ، وقد ظهرت بعض هذه الأنماط في الشكل رقم (٢،٢). وللحصول على معلومات مماثلة مع تخطيط أصوات القلب ، فإن تسجيلاً واحداً لن يكون كافياً.



الشكل رقم (١، ٢). تسجيل للمخطط الصوتي للقلب مع ٨ أشكال موجية S1-S2.



الشكل رقم (٢، ٢) (أ). تسجيل إشارة الـ PCG بمعاملات ترشيحية مختلفة لأصناف أصوات قلبية مقابلة مختلفة.



الشكل رقم (٢,٢) (ب). مستوى الطاقة لإشارة الـ PCG لتردد ١٠٠ حتى ٢٠٠ هرتز مع خط زاوية مقداره صفر حتى ٢٥ قطرية ومعامل تكبير لمكبر الـ PCG في المدى ٢ ميلليفولت. لاحظ أن أعظم طاقة يمكن الكشف عنها تحدث عند فروق طورية منخفضة عند معامل تكبير عالي لشكل الـ PCG.

وهناك حاجة لمجموعة من إشارات مخططات أصوات القلب PCG المرشحة، تكون كل واحدة منها ذات تردد عالٍ تدريجياً (وذلك باستخدام مرشحات التمرير المنخفض والتمرير النطاقي (HPF، BPF)). وبهذه الطريقة، يمكن إجراء الفحص البصري للظواهر الصوتية في نطاقات ترددية مختلفة، وتكييفها عن طريق التكبير للتعويض عن النقص الملحوظ في شدة أصوات القلب في نطاق الترددات العالية، مما

يجعل هذا الأسلوب معادلاً لأداء السمع وقدرات التعرف على الأنماط السمعية وزيادة الحساسية نحو ترددات أعلى (ضمن نطاق الترددات المذكورة أعلاه).

كان لانيك Laennec (١٧٨١-١٨٢٦) أول الذين استمعوا إلى أصوات القلب، وقال ذلك ليس فقط باستخدام أذنه مباشرة على الصدر والعالم أيضاً من خلال اختراعه للسماعة التي وفرت أساساً للسمع بالطرق الحديثة. وكلما زادت المعرفة الفسيولوجية خلال العقود التالية، تم القضاء على التفسيرات الخاطئة لأصوات القلب تدريجياً. وقد قام Huerthle (1895) بعمل التحول الأول لأصوات القلب، حيث قام بتوصيل ميكروفون إلى الأنسجة العصبية لعضلات المعدة للضفدع. وكان العالم إنذوفن (Einthoven) (١٩٠٧) أول من سجل إشارات مخططات أصوات القلب PCG بمساعدة ميكروفون الكربون والجلفانومتر لتسجيل الاهتزازات الصوتية للعضلات [28].

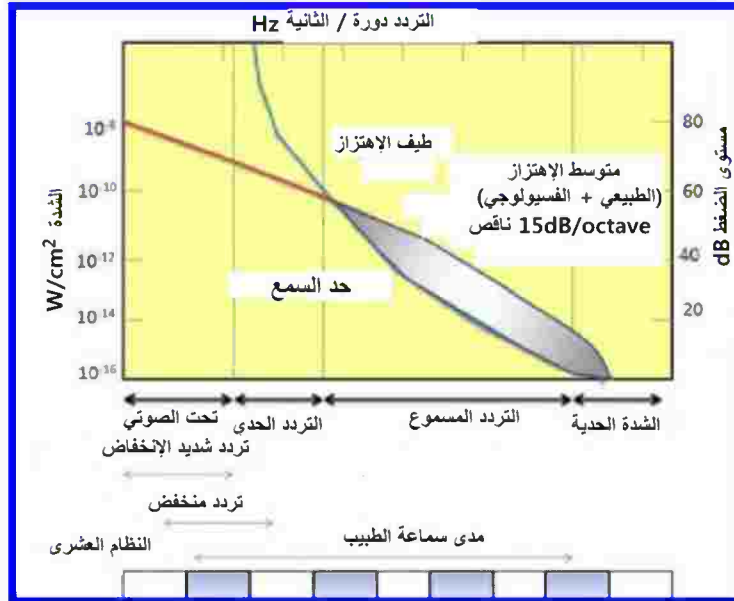
وانضم عدد كبير من الباحثين والمكتشفين إلى تطوير مرشحات تحقق الفصل للظواهر الترددية، مثل الأنابيب المفرغة، ومن ثم أصبحت المكبرات الإلكترونية متاحة. لقد اقترن التطور في الـ PCG بقوة مع الاكتشافات السمعية. وهذا التقدم كان الإكلينيكيون هم قوة الدفع له. وكنتيجة لذلك، فقد تم تصميم العديد من الأجهزة، التي في العادة تكون تبعاً للاحتياجات الإكلينيكية، أو الاهتمامات العلمية للباحثين الطبيين. وأثناء فترة الستينيات، كانت هناك حاجة ملحة لوجود القياسية، ولقد قدمت لجان المعايير القياسية العديد من الافتراضات القيمة [22, 27]، ولكن التأثير على تصميم أجهزة المخطط الصوتي للقلب كانت محدودة. الشكل رقم (٢.٣) يبين المدى المسموع للـ PCG، الذي يمكن اعتباره في تشكّل وتطوير التجزئ الدقيق للطيف، والتردد للأشكال الموجية للسمع القلبي.

وقد تم تنفيذ أبحاث أساسية خلال مرحلة السبعينات وبداية الثمانينات على الجوانب المادية لتسجيل الصوت في القلب وتكوينه وانتقاله [25] التي أدت، جنباً إلى

جنب مع غيرها من التحقيقات السريرية ، إلى تحسين فهم الظواهر الصوتية للقلب. وفي الوقت نفسه ، أصبحت أساليب الموجات فوق الصوتية للقلب متاحة ، وحقت تحسناً تدريجياً. وقد وفرت ظاهرة الدوبلر وتخطيط صدى القلب معلومات ذات صلة أوثق بعمل القلب ، وحركة الجدار ، وسرعة سريان الدم. وعلاوة على ذلك ، فإن الحصول على نوعية عالية من التسجيلات الصوتية للقلب مع نسبة الإشارة إلى الضوضاء عالية (SNR) ، يعتبر أمراً صعباً. إن العناصر التي تعوق التسجيل الدقيق لإشارات الـ PCG التي لا مفر منها ، هي الضجيج (أي الضوضاء وضجيج التنفس وارتعاش العضلات وأصوات المعدة) ، ومواقع التسجيل غير الملائمة ، والأصوات الضعيفة (من المرضى الذين يعانون من السمنة المفرطة) ، وغيرها من العوامل. وبالتالي فقد انخفض الاهتمام بإشارة الـ PCG تدريجياً. وجرت الكثير من المقارنات الحديثة بين إشارة مخططات أصوات القلب PCG ، وتخطيط القلب الكهربائي ECG الذي يعتبر وسيلة تشخيص خارجية. ويعتبر رسم القلب الكهربائي طريقة بسيطة لتسجيل فرق الجهد الكهربائي ، وقد تم وضع مستوى من التوحيد القياسي لهذه الطريقة بسهولة ، وبالتالي فهي لا تعتمد علي تصميم الجهاز بل إنها طريقة كمية على مقياس المللي فولت [27]. إن تخطيط أصوات القلب لم يصل إلى المستوى نفسه من التوحيد القياسي ، وهي بالتالي لا تزال تعتمد على الجهاز ، وبالتالي تعتبر طريقة شبه كمية. وفي الوقت الحاضر ، تجاوز رسم القلب بطريقة دوبلر وتقنيات التصوير القلبية إلى حد كبير مخططات أصوات القلب PCG وجعلها غير أساسية في التشخيص السريري. ويظهر في الشكل رقم (٢.٤) عرضاً لتخطيط صدى القلب بالتصوير العالي الوضوح ، الذي يظهر خللاً في صمامات القلب. وفي الوقت الذي يعتبر التسمع لأصوات القلب لا يزال ذا فائدة في التشخيص السريري العادي ، فإن إشارة الـ PCG تستخدم في المقام الأول للتعليم وأغراض التدريب والبحوث. وكوسيلة من وسائل التشخيص التقليدية ، فإن إشارة

الـ PCG لها قيمة تاريخية. ومع ذلك، فإن السماع الإلكترونية (جنباً إلى جنب مع أجهزة الكمبيوتر وبرمجيات جمع البيانات)، ومع المفهوم الحديث لإشارة الـ PCG قد تكتسب أهمية للأغراض السريرية.

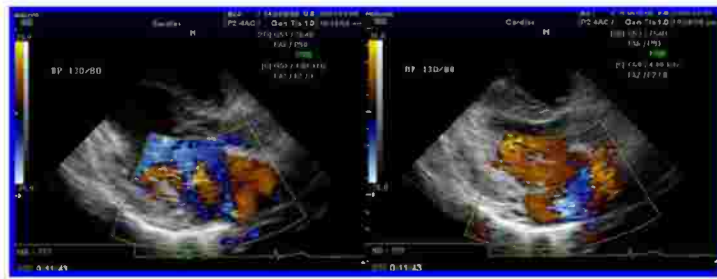
ويعتبر توليد الأصوات واحداً من الآثار الميكانيكية العديدة الناجمة عن عمل القلب: الانكماش والاسترخاء لعضلة القلب، وارتفاع الضغط، وانخفاض تجاوزيف القلب وفتح وإغلاق الصمام، وتدفق الدم. وفي القسم التالي، سيتم إعطاء مزيد من التفاصيل حول الأهمية الفسيولوجية، والجوانب المادية، وأساليب التسجيل، والتجهيز، والنمذجة الفيزيائية لأصوات القلب، كما سنولي اهتماماً خاصاً أيضاً إلى السماع الإلكترونية، والأجهزة الطبية الحيوية.



الشكل رقم (٢،٣). مجموعة من الطيف المسموع لإشارة تخطيط أصوات القلب.

(٢,٢) طيف اهتزاز إشارة المخطط الصوتي للقلب PCG

تمثل إزاحة جدار الصدر فوق منطقة القلب موجة دورية معقدة تنتج عن إضافة موجات جيبية نقية ذات ترددات وشدة مختلفة، كما أثبت كيسي Kisie وآخرون [3, 6]. ويعتبر هذا التعريف أكثر شمولاً من التعريف القديم، الذي قدّمه إخصائي القلب، والذي يقتصر على تخطيط أصوات القلب، وتسجيل الاهتزازات المسموعة سريرياً، وقد تم التخلي تدريجياً عن هذا التعريف الكلاسيكي. ويمكن تحليل إشارات PCG باستخدام تحليل فوريير الذي يفصل تلك الموجة إلى عدد من الدوال الجيبية، أو التوافقية لمكونات التردد الأساسية w-f الخاصة بضربات القلب. ويجب التأكيد على أن الموجة المركبة التي تمثل إزاحة جدار الصدر تشكل كياناً مادياً واحداً. ويجب أن يطلق على طريقة التسجيل هذه تخطيط اهتزازات القلب مع الاحتفاظ باسم تخطيط أصوات القلب، وذلك جزئياً بسبب التقاليد، ويرجع ذلك جزئياً لحقيقة أن الصوت ظاهرة طبيعية، سواء كانت مسموعة أو لا. يُوضّح الشكل رقم (٢.٥) عرض نطاق التردد وتوزيع الطاقة في تخطيط اهتزازات القلب المسموعة، أو إشارة (تخطيط أصوات القلب)، حيث إن الحد المسموع الذي يبين ظاهرة لغط القلب هي ٥٧ هرتز مع مستوى الطاقة 0.98 Dyne/cm² كما يبيّن الشكل رقم (٢.٦) مستويات ضغط تخطيط أصوات القلب.



الشكل رقم (٢,٤) مخطط صدى القلب لديناميكية صمامات القلب وديناميكية تدفق الدم من خلال الصمامات.

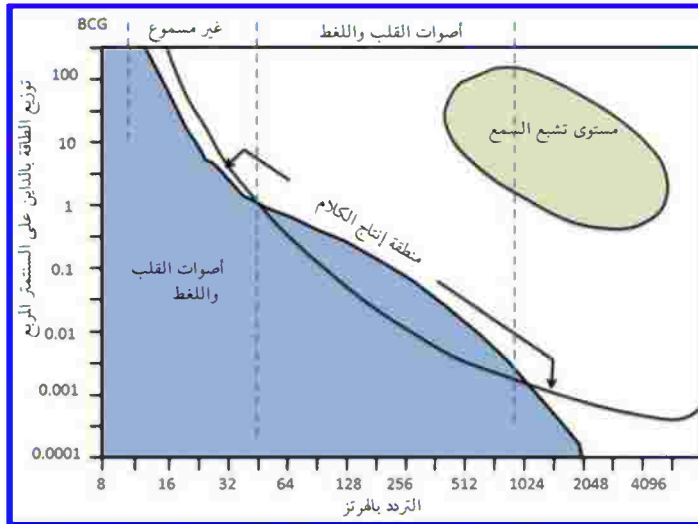
ويمكن تقسيم الطيف الاهتزازي الكلي إلى نطاقات مختلفة :

١- من (٠) إلى (٥) هيرتز: ويتوافق هذا النطاق من الاهتزازات بسهولة مع حركة جدار الصدر. ويتضمن حركة الصدر مع المعدة وحركات أخرى عديدة من مختلف مناطق الجسم. الدراسات التي بحثت في هذا الموضوع قدمها ماكينني، وهيس، وويتز، ووبر وباكون، [24, 25, 29] (مخطط القلب، وحركة المعدة، والتتبع الفائق للترددات المنخفضة للصدر)، وعن طريق جونست ونوأوتو [23] (التتبع الخطي)، وبواسطة إدلمان [24, 26] (تتبع الترددات فائقة الانخفاض، وديناميكية مخطط القلب). ويأتي هذا النطاق بالتأكيد دون سرعة الصوت، لأنه دون حد السمع، ومن الممكن تسجيل أفضل الإزاحات للصدر باستخدام طريقة إدلمان (الأخذ بطريقة ثابتة)، في حين أن أفضل طريقة لتسجيل اهتزازات الصدر الذاتية يمكن أن تتم بواسطة اللاقطات المعومة مع الجدار نفسه.

٢- من (٥) حتى (٢٥) هيرتز: ويشمل هذا النطاق الاهتزازات التي تسمى الأنب وهي الاهتزازات منخفضة التردد. وتتداخل هذه الاهتزازات بالكاد مع المدى المسموع الذي تتم دراسته خصيصاً عن طريق الالتقاط الكهرومغناطيسي الذي يعطى مسار التسارع وذلك عن طريق روزا [6, 7, 8] وأيضاً عن طريق [29, 30, 31]. وقد تمت دراسة ذلك أيضاً من قبل مانهايمر [21] (تتبع الإزاحات). ويندرج هذا النطاق جزئياً تحت صوتي (٥ حتى ١٥ هيرتز) وفي بداية نطاق السمع جزئياً (١٥ - ٢٥ هيرتز)، وبالتالي، فإن هذا النطاق يكون ضمن النطاق الذي تكون فيه الاهتزازات الكبيرة قابلة لاستقبالها بواسطة الأذن البشرية.

٣- من (٢٥) حتى (١٢٠) هيرتز: وقد تمت دراسة هذا النطاق بواسطة مانهايمر [29]. واستنسخ هذا النطاق من خلال طريقة (السماعات) بواسطة رابابورتوسبراغ [30, 31].

[28]، من خلال استخدام سماعة (بواسطة الشعاع التوأّم الأكثر حداثة). ويُعتبر أهم جزء في هذا النطاق الواسع هو (٦٠ حتى ١٢٠ هيرتز) وقد تمت دراسته بواسطة أجهزة بترورث [14]، وماس، ووير، وهولداك [26, 31]. ويُمكن سماع هذا النطاق جزئياً؛ لأن إدراك الأصوات يكون ضعيفاً بين (٢٥ و ٥٠) هيرتز، وبالتأكيد فهو يُسمع فوق ٥٠ هيرتز.



الشكل رقم (٥، ٢). نطاقات التردد ومستوى الطاقة للأصوات المسموعة ولغظ القلب.

٤- من (١٢٠) حتى (٢٤٠) هيرتز: هذا النطاق يلاقي أفضل منطقة للتسجيل بواسطة معظم الأجهزة، ويندرج ضمن النطاق السمعي. وقد تمت دراسة ذلك من قبل مانهاير [32]، وماسووير [33]، وهود لك [31]، وهذا يقابل القناة المنخفضة لليدمان [34]، وهي واحدة من قنوات بترورث [33, 35].

٥- من (٢٤٠) حتى (٥٠٠) هيرتز: يلاقي هذا النطاق مساحة جيدة نسبياً للتسجيل في العديد من الأجهزة. ويتم تمثيل ذلك من خلال الطريقة الخواريزمية

لرابابورت ولسبراغ [30]. ويتوافق هذا النطاق مع القناة الوسطى لليزمان [34]، ولقناة واحدة من بترورث [34]، ولقناة واحدة لماس وويبر [33]، وهودلك [31]. ولا يزال هذا النطاق يندرج ضمن النطاق السمعي.

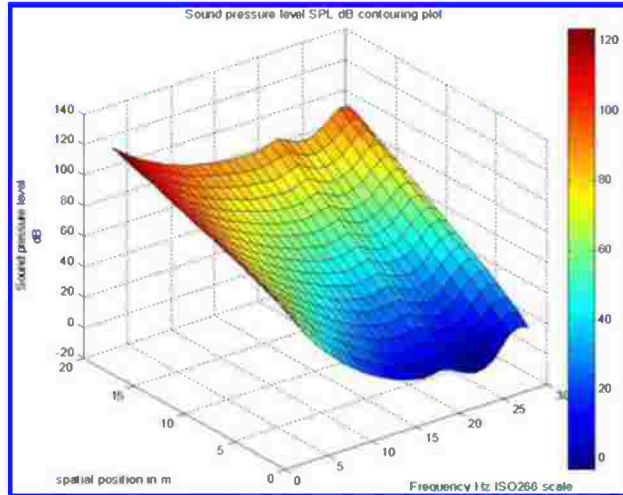
٦- من (٥٠٠) حتى (١٠٠٠) هيرتز: ويتوافق هذا النطاق الكبير بالفعل مع مساحة الطيف للأصوات الناشئة من القلب والمسجلة من جدار الصدر، وهي ذات شدة منخفضة للغاية. لذلك، فإنها قد تكون محدودة السمع أو غير مسموعة وهذا لا يُعزى للترددات ولكن لضعف شدة هذه الترددات. وقد سجّل تلك النطاقات كل من مانهايمر [31]، وماس وويبر [33]، وهودلك [31]، وليزمان [34]، وليوزسادا وآخرون [35]. ومع ذلك، فإن معظم هذه التسجيلات ليست ذات قدرة توضيحية وذلك لعدم تكبيرها بشكل كبير أو لوجود ضجيج عالٍ. ومن ناحية أخرى، فقد قام وليوزسادا و زاتلر بتسجيل تلك الإشارات من خلال استخدام أجهزة تخطيط أصوات القلب، التي بنيت خصيصاً لذلك [35, 36].

٧- من (١٠٠٠) حتى (٢٠٠٠) هيرتز: ويتم إهمال هذا النطاق عادة بسبب الشدة المنخفضة للاهتزازات. يبدو أن اثنين فقط من الأجهزة تستطيع تسجيل الاهتزازات الناتجة عن ديناميكية القلب، وذلك للأشخاص الطبيعيين والقليل من مرضى القلب. واحد من تلك الأجهزة هو بترورث (دورة كاملة) [14]، والآخر هو ليوزسادا و زاتلر [36, 35]. وتُعد هذه الاهتزازات (عالية التردد) هدفاً لمزيد من البحوث في مجال أجهزة معالجة تخطيط أصوات القلب [33]. الشكل رقم (٢,٧) يبيّن مخططات نطاقات ترددية مختلفة للمخططات الصوتية للقلب.

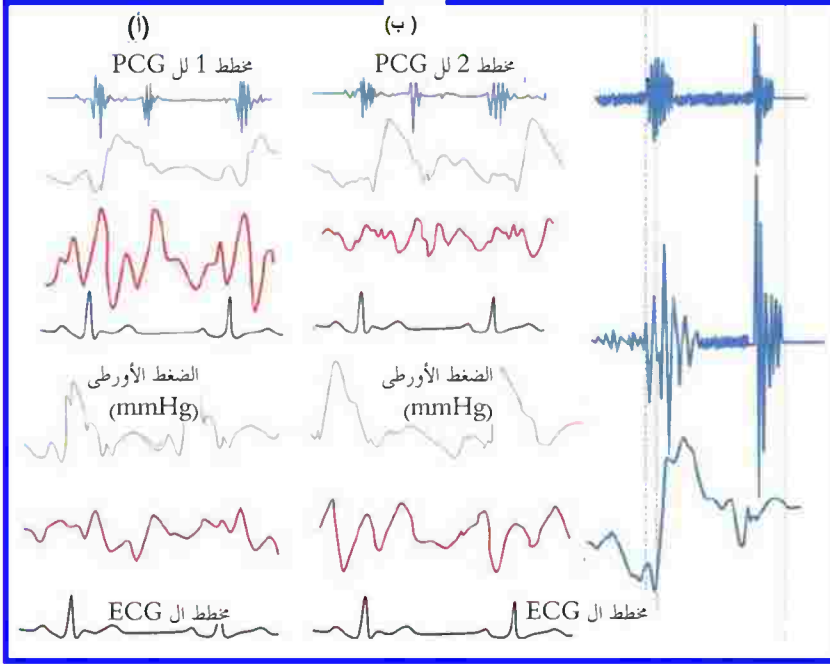
(٢,٣) مرشحات تمرير النطاقات الترددية البينية مقابل مرشحات تمرير النطاقات الترددية العالية

كان من المعروف منذ وقت طويل أن حساسات القلب (الخطية) غير كافية لتسجيل الاهتزازات من جدار الصدر، التي لها أهمية سريرية كبيرة، حيث إن لها ترددات متوسطة ما بين (١٠٠) و (٣٠٠) هيرتز. وهذا يعود إلى الاهتزازات التي تسيطر على هذه الترددات، التي هي أكبر بكثير من المكونات المنخفضة التردد، التي يتم التقاطها في آن واحد من قبل الحساس. لقد تم وضع ثلاث طرق لدراسة هذه المكونات ذات الترددات المتوسطة، وأكثر من ذلك لدراسة العناصر ذات التردد العالي:

- استخدام وحدة التعادل (وحدة عزل الميكروفون).
- استخدام مرشحات تمرير الترددات العالية HPF.
- استخدام مرشحات تمرير الترددات البينية BPF.



الشكل رقم (٢,٦). يُبين مستوى ضغط صوت المخطط الصوتي للقلب في طيف التطبيقات الإكلينيكية.



الشكل رقم (٢,٧). يُبين نظام تخطيط إشارة المخطط الصوتي للقلب عند نطاقات ترددية مختلفة. وقد فضّلت بعض الشركات استخدام وحدات التعادل على غيرها نظراً لاعتبارات اقتصادية، ويمكن استخدام هذا الوحدات للحصول على صورة شاملة لطيف الاهتزاز. ومع ذلك، فإن استخدام المعادل يُكافئ تطبيق مرشحات تمرير الترددات العالية الثابتة مع ميل غير كافٍ، ولا تصلح هذه المرشحات لمسح الطيف ولا لدراسة النطاقات الترددية على نحو أفضل. ويجري استخدام المعادلات في أجهزة شركة Cardionics وشركة Littmann.

فضّلت الشركات السويدية والبريطانية والألمانية استخدام مرشحات تمرير الترددات ذات النطاقات العالية. ويعتمد استخدامها على مبدأ أنه في هذه المرشحات يتم كبح الاهتزازات التي تقع تردداتها تحت تردد القطع، أما الترددات الأعلى من حد

القطع فيتم إضعافها بواسطة الوسائل (الطبيعية والفسيولوجية). وبالتالي ، فإنه يُمكن الحصول على منحنى مثلي بذلك.

مرشح تمرير النطاق البيني للترددات يُعتبر مزيجاً من مرشح تمرير نطاق عالي التردد مع مرشح تمرير نطاق منخفض التردد، ويفضل استخدامه حيث إنه أكثر حدة فيكبح الترددات العالية ويساهم في وضوح خط الأساس من خلال استبعاد الاهتزازات الناتجة عن مصادر خارجية موجودة إما في الغرفة، أو ناتجة عن المريض، أو في الجهاز. ويُعرف التضخيم على أنه درجة التكبير اللازمة للحصول على اقتفاء أثر عالي الوضوح وهذا التكبير يزيد من النطاقات المنخفضة إلى النطاقات العالية. وهناك أجهزة معينة (مثل Elema®) ولديها درجة من التكبير المعد مسبقاً، وهذا التكبير يزيد ألياً بنسبة معينة عند اختيار النطاقات العالية التردد، وبالإضافة إلى ذلك فإن بعض السماعات الإلكترونية الحديثة مثل (Cardionics®) الموضحة في الشكل رقم (٢.٨)، قد تم تجهيزها بمرشح لإشارة الـ PCG في مختلف نطاقات التردد. وتعتمد هذه النسبة على التناقص المستمر لنطاقات الترددات العليا، وعلى منحدر مقداره ١٠ ديسيبل / أوكتاف. وفي الواقع، فإن درجة التكبير المطلوبة تختلف من حالة إلى أخرى، وأحياناً يكون هناك حاجة لمزيد من التضخيم لنطاقات معينة.

وفي الدراسات الحديثة التي تقوم على الاستخدام الخطي لمخطط أصوات القلب المعايير، ويتم استخدام جلفانومتر واحد فقط، مع مراقبة درجة التكبير اللازمة لتسجيل أصوات القلب التي لها الشدة نفسها في النطاقات المختلفة.

ولقد تم تطبيق هذه الدراسة على العديد من الأشخاص سواء كانوا طبيعيين أم كانوا يعانون أيضاً من لغط في القلب وقد تم تطبيق هذه الدراسة على كلاب طبيعية كبيرة. والمثير للدهشة، إنه تم التأكيد على أن معامل التكبير المطلوب كان

بين - ٤ و - ٨ ديسيبل لكل أوكتاف ، وهو مدى أقل بكثير من مدى التناقص الطبيعي للاهتزازات (١٢ ديسيبل لكل أو كتاف والذي يُسمى قانون التربع) وتحت توقع أية نظرية.

ويمكن تفسير ذلك بالطريقة التالية : يولد القلب ذبذبات بترددات وشده مختلفة و عندما يتم تسجيل مخططات تخطيط أصوات القلب في نطاقات ترددية مختلفة ، فإنه يتم الحصول علي اهتزازات بالمقدار نفسه. ومن الواضح أن بعض الاهتزازات العالية والمتوسطة التردد تتولد مع الزيادة في مقدارها عن ما كان متوقعاً من قبل قوانين الطبيعة. ومما يزيد من تعقيد هذه المشكلة هو الانتقال من خلال محيط الصدر والرئتين والرنين في جدار الصدر. وينبغي إجراء المزيد من الدراسات المنهجية والتجريبية لمختلف نطاقات الترددات لإشارة تخطيط أصوات القلب.



الشكل رقم (٨، ٢). نظام سماعة الطبيب الإلكترونية المزودة بقابلية لتسجيل وتخزين المخططات الصوتية للقلب (المرجع : Cardionics Inc. 2008, USA).

(٢,٣,١) معايرة المخطط الصوتي للقلب

إن معايرة مخطط أصوات القلب تعتمد على الخطية في مختلف مكونات النظام. وقد وصفها مانهايمر [31] في عام ١٩٣٩ ، وتم إحيائها من قبل [31, 32]. وتقاس درجة التكبير في هذه الأجهزة بالديسيبل ، ويمكن استعمال درجة التكبير نفسها للتردد نفسه. وفي الوقت الحاضر، يمكن استخدام ثلاث وسائل لدراسة النطاقات المختارة من الترددات :

(أ) استخدام مرشحات تمرير الترددات العالية أو مرشحات تمرير النطاقات الترددية للتسجيل وللمقارنة في وقت واحد (ميكروفون متعدد القنوات) أو (أحادي القناة) لأصوات القلب واللغظ القلبي بمختلف النطاقات المتجاورة. وهذا هو الأسلوب الأكثر شيوعاً، وقد كان رائداً من قبل [31].

(ب) استخدام مرشحات تمرير النطاق الترددية المتغيرة، وذلك بوضع مرشحات تمرير ترددات عالية مع مرشحات تمرير ترددات منخفضة في الوقت نفسه والنتائج من تلك المرشحات هو عبارة عن تسجيل للإشارة ذات نطاق من الترددات ضيقة جداً وهو النتيجة الحتمية باستخدام تلك التقنية وقد تم استعمال تلك الطريقة بواسطة [29].

(ج) استخدام محلل الطيف ، على النحو الموجود في [30, 31, 34]. ويستند هذا إلى جهاز تم تصميمه بواسطة فليشر الذي استخدمه لدراسة ترددات الكلام وشدته. وقد تم عمل تقسيم واضح لأصوات القلب الي الصوت الأول والصوت الثاني في كل من موجات الميكروفون المسجلة ، والتي تُظهر الموجات المسجلة بواسطة سماعة الطبيب وبها بعض الاهتزازات القليلة البطيئة في بدء الانقباض ؛ كصوت مركب أول وصوت مركب ثاني.

وفي الأجهزة الطبية الحديثة الخاصة بالسمع ، فقد تم إجراء المعايرة بطريقة آلية لتقليل الوقت والتكلفة لأجهزة قياس أصوات القلب وبطريقة دقيقة وموثوق منها. الشكل رقم (٢,٩) يبين واحداً من الأجهزة الحديثة المعيرة آلياً من شركة Cardionics مع نظام محاكاة سماعة الطبيب الرقمي الخاص بها.



الشكل رقم (٢,٩). محل تخطيط أصوات القلب الآلي المعتمد على التكافؤ الصوتي متعدد القنوات، وتستخدم هذه الوحدة أيضاً كوحدة تدريب على محاكاة أغراض السمع القلبي المقدمة. من شركة Cardionics للسماعات الرقمية.

(٢,٣,٢) فحص الدورة القلبية الطبيعية في النطاقات الترددية المتعددة

يمكن التعرف على المراحل المختلفة لدورة القلب عن طريق المخطط الكهربائي للقلب بالإضافة إلى اقتفاء الأثر المتزامن لضغوط البطين الأيمن أو الأيسر، والأذنين

الأيمن والأيسر. ويمكن القيام بهذا بسهولة عند الحيوانات بواسطة قسطرة وريدية وشريانية. كما ويُمكن تسجيل الاهتزازات الأخرى في جدار الصدر في الوقت نفسه في نطاقات الترددات المنخفضة، أو المتوسطة، أو العالية. ويمكن مقارنة البيانات التي تم الحصول عليها بهذه الطريقة مع تلك التي حصلنا عليها خلال القسطرة السريية مع التسجيلات السريية، حيث تتم مقارنة المخطط الكهربى للقلب والنبض الأورطى مع مخطط أصوات القلب في نطاقات ترددية مختلفة.

وسيتِم إعادة النظر في المراحل المختلفة لدورة القلب، التي تم تحديدها من قبل [33]، وفي الآونة الأخيرة، من خلال [34, 36]، على أساس من البيانات السريية التي تقدمها مختلف أنواع أجهزة تخطيط أصوات القلب.

ويكشف بدء الانقباض، الذي يُعبر عنه بتسجيل التردد المنخفض جداً (الخطي) عن موجة ثنائية الطور (سلبى - إيجابى) في أعلى الصدر، وإما إيجابية، أو موجة ثنائية الطور (إيجابية - سلبية) في منطقة الجزء فوق المعدة. وفقاً للباحثين الآخرين فقد كان سبب المرحلة الأولى هو النشاط الأذيني الأيمن، والثانية بواسطة النشاط الأذيني الأيسر [30]. يُبين الشكل رقم (١٠، ٢) (أ) تسجيل تخطيطات لشاب عادي عمره ١٧ سنة :من أعلى، المخطط الكهربى للقلب، وفونو (السماعة) في الجزء الثالث على اليسار، وفونو (نطاق ٦٠-١٢٠) المنطقة نفسها، وفونو (المدى ٤٨٠-١٠٠٠)، المنطقة نفسها، والبلادنو (المدى ١٠٠٠-٢٠٠٠) المجال نفسه. ويتزامن التسجيل الأول مع الثاني، وقد تم إضافة التسجيلات الأخرى على نحو دقيق. وتم أخذ التسجيلات (ب) و (ج) تم تسجيلها في الفراغ الأيسر الثاني لرجل يعاني من ارتفاع ضغط الدم الرئوي. أما التسجيل الأسفل (٢٤٠/٤٨٠) ويكشف أن المكون الرئوي أكبر من الأورطى. ويكشف (ج) التسجيل الأسفل من (٧٥٠ / ١٠٠٠) أن المكون الرئوي يتمتع بالشدة نفسها كالأورطى. وفي كلتا الحالتين، سينقل الانقباض الأذيني، أولاً إلى

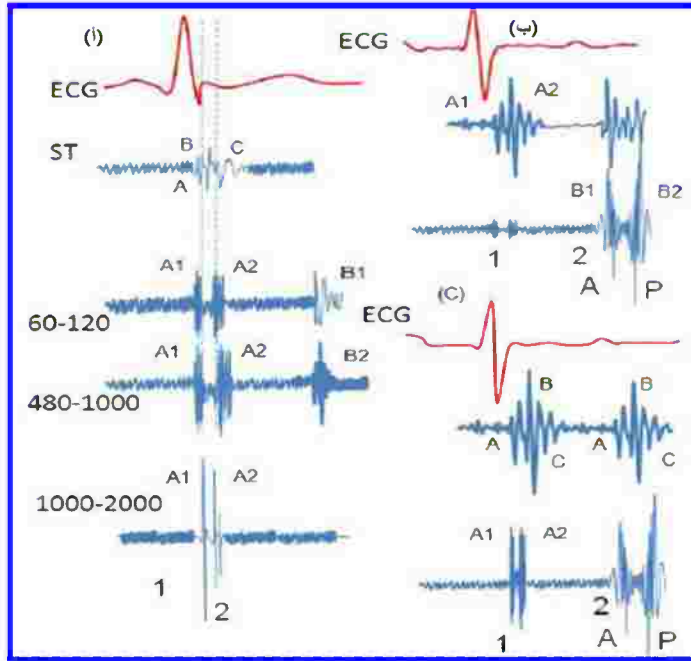
البطين ومنها إلى الصدر، أو جدران البطن. ويحدث نهاية المرحلة الثانية قبل الموجة Q في المخطط الكهربائي للقلب ECG. ويكشف المنحنى ذو التردد المنخفض (٥ - ٢٥ التسارع) عن ثلاث موجات مصدرها الأذنين خلال الفترة الفاصلة P-Q في المخطط الكهربائي للقلب وفقاً لـ [28]، وموجة واحدة ثنائية أو ثلاثية الأطوار وفقاً لـ [30].

ويكشف مخطط أصوات القلب في نطاق الترددات المتوسطة (٣٠-٦٠ هيرتز) عن موجة بطيئة ثنائية أو ثلاثية الأطوار [37]. ويمكن أحياناً، تسجيل ثلاث أو أربع ذبذبات صغيرة. ولقد تم الإشارة إلى أنه من الممكن لهذه الموجة أن تندمج مع الصوت الأول للقلب وتكون قادرة على إحداث تغيير للموجة Q للمخطط الكهربائي للقلب [33, 37]. ومع ذلك، فإن هذا الموضوع ما زال مفتوحاً للنقاش؛ لأن الصوت الأول يبدأ باهتزازات بطيئة تكون موجودة حتى في حالات الرجفان الأذيني [36]. ويُستثنى من ذلك الأطفال أو المراهقون مع فاصل زمني قصير في الموجة P-R.

تم تقسيم الانقباض البطيني منذ فترة طويلة إلى فترة التوتر المتساوي isometric tension period, ITP، وفترة الطرد المتساوي isotonic ejection period, IEP [34]. في الآونة الأخيرة، فقد تم تنفيذ المزيد من الانقسامات، وبناءً عليه تم قبول الأعمال البحثية التالية [39, 40]:

- فترة الركود الكهربائي، من الموجة Q إلى بداية الارتفاع البطيء في الضغط الداخلي للبطين الأيسر.
- فترة الميكانيكا الصوتية، من بداية ارتفاع الضغط داخل البطين الأيسر (IVP) إلى إغلاق الصمام المترالي وبداية الارتفاع السريع للضغط في البطينين. يتم إنهاء هذه المرحلة من أول مجموعة من الاهتزازات السريعة للصوت الأول وتم تسميته بمرحلة المشاركة [37].

- مرحلة الارتفاع السريع في الضغط، بداية من فترة إغلاق الصمام المترالي إلى فتح الصمام الأورطي وفي مخطط أصوات القلب، من المجموعة الأولى إلى المجموعة الثانية الرئيسية من ذبذبات الصوت الأول S-1 [43, 45].



الشكل رقم (١٠، ٢). يُبين منحنيات مسجلة لأشخاص طبيعيين. في الأعلى المخطط الكهربائي للقلب (ECG)، ومخطط أصوات القلب (PCG) في الجزء الثالث يسار، و (٦٠-١٢٠ هيرتز)، و (٤٨٠-١٠٠٠ هيرتز)، و (١٠٠٠-٢٠٠٠ هيرتز)، بنفس المنطقة، و (١٠٠٠-٢٠٠٠ هيرتز).

وتم تقسيم مرحلة الطرد أو التنافر بواسطة كل من [38.37] إلى طرد أقصى، وتستمر حتى النقطة الأعلى من منحنى الضغط الأورطي، وطرده متناقص، من هذه النقطة إلى العلامة الثلثة من نبضة الأورطي؛ يليه استرخاء البطينين خلال مرحلة بدء الانبساط.

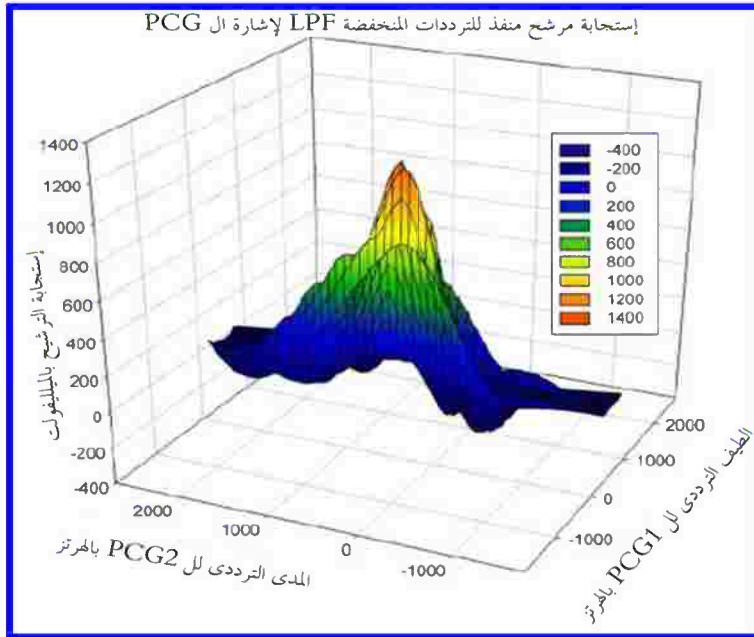
وغالباً ما تعطي المنحنيات ذات التردد الفائق الانخفاض (الخطية) مع وضع لاقط التسجيل على قمة الصدر [47.44] ؛ وحركية المخطط القلبي [49] موجتين مختلفتين، واحدة خلال مرحلة البدء (أو فاصل صوتي ميكانيكي)، والأخرى خلال مرحلة الارتفاع السريع (مرحلة تساوي القياس الفعلي). وتظهر مرحلة الطرد عادة نتيجة الانهيار الانقباضي، بسبب انخفاض حجم كتلة البطين، إلا إذا كانت حركة قمة الصدر التي تحافظ على اتصال جدار القلب مع جدار الصدر، وتسبب استقرار الانقباض. وتحدد نهاية الانقباض بواسطة موجة موجبة [47].

وتظهر ABC منحنيات تسارع الترددات المنخفضة [42, 43] مركب أثناء المركبة RS في التخطيط الكهربائي للقلب. ويتزامن ذلك مع الاهتزازات البطيئة الأولى من الصوت الأول والارتفاع البطيء للضغط في البطينين (فاصل صوتي ميكانيكي). وهناك تركيبة ثانية مركبة CDE تحدث أثناء تقاطع الموجة S وموجة ST ؛ ويتزامن مع أول مجموعة من الاهتزازات الكبيرة للصوت الأول. كما أن هناك تركيبة ثالثة مركبة EFG تحدث أثناء دفع الدم من خلال الشريان السباتي وتتزامن مع المجموعة الأساسية الثانية من الاهتزازات في الصوت الأول. وبعد ذلك، تتزامن المركبة GHI مع صعود الموجة T والكتف السباتي، ومركبة IJK في آخر الموجه T، والتي تنتهي بالاهتزازات الأولية للصوت الثاني. وذلك لتكبير الإشارة الناتجة عن الاستجابة لهذا النطاق الترددي المنخفض لإشارة الـ PCG باستخدام المرشحات الرقمية ذات الاستجابة الصدمية اللانهائية (IIR) لتمرير الترددات المنخفضة من المرتبة السادسة لكبح مكونات الترددات العالية في منحنى إشارة الـ PCG. الشكل رقم (١١، ٢) يمثل استجابة الـ IIR - LPF (مرشح تمرير الترددات المنخفضة) لاثنتين من إشارة الـ PCG. وهذه الاستجابة تدل على مدى درجة الاعتماد على الجمع بين مرشحات تمرير الترددات المنخفضة LPF للكسب المتزامن لإشارتي PCG.

ويظهر مخطط أصوات القلب في المدى المتوسط والمنخفض للترددات (٦٠- ١٢٠ هيرتز) اهتزازات صغيرة أولية من التردد والمقدار شديدي الانخفاض أثناء الفاصل الزمني الميكانيكي- الصوتي. ويعرض بعد ذلك مركز لمرحلة من أربعة اهتزازات كبيرة ثنائية الطوار (لويسيدا، [35])، التي غالباً ما تكون مقسمة إلى جزأين رئيسين تتزامن مع الأحداث الصمامية في القلب [44, 45] وهي مفصولة في البالغين بفترة زمنية تتراوح من (٠،٠٤) حتى (٠،٠٥) ثانية. ولقد تبين أنه يمكن التعرف على قمم هذه الاهتزازات الكبيرة من خلال قسرة القلب اليمنى واليسرى، ويمكن إظهار تزامنها مع أحداث الصمامات الأربعة [44].

كما هو معروف، فإن هذه الأحداث تتبع بعضها البعض بالتسلسل التالي: الإغلاق التاجي، وإغلاق الصمام ثلاثي الشرفات، وفتح الصمام الرئوي، وفتح الشريان الأورطي [36]. ولهذا السبب، فإن الرموز M و P و T و A تشير إلى الصمامات الأربعة، وتم اقتراحها للاهتزازات الأربعة الرئيسية، إذا كان من الممكن التعرف عليها [43]. ومن المؤسف أنه ليس في الإمكان عند جميع الأشخاص إجراء مثل هذا التمييز الواضح المعالم، وبالإضافة إلى ذلك، فإن هناك موجات أصغر قد أضرت بهذا التكوين للصورة الواضحة المعالم والمرغوبة. ومن الواضح أنه، إذا ما ترافقت اهتزازات مع إغلاق الصمامات وفتحها، فإن آلية تفسير إنتاج نغمة القلب الأولى (أو الصوت) ستطلب عملية مراجعة. بعد فتح صمام الشريان الأورطي، فإن منحنى الترددات المنخفضة والمتوسطة يعرض في كثير من الأحيان من واحد إلى ثلاثة اهتزازات بطريقة تناقصية، التي تبدو متصلة مع المرحلة المبكرة من قذف الدم، التي تنتهي عادة مع ذروة نبض الشريان الأورطي. ولقد تم شرح هذه الاهتزازات مع الاهتزازات من جدران الشريان الأورطي والرئوي. و يكون النصف الثاني من

الانقباض في العادة واضح الاهتزازات ، ولكن قد يكون هناك واحد أو اثنان من الاهتزازات الصغيرة خلال منتصف الانقباض.



الشكل رقم (١١، ٢). الاستجابة للمرشح المنفذ للترددات المنخفضة المطبق على إشارة المخطط الصوتي للقلب. تتغير الاستجابة في نطاق غير خطي نتيجة الضوضاء الزائدة في وحدة السماع.

إن نطاقات الترددات المتوسطة والعالية هي [١٢٠-٢٤٠ هيرتز و ٢٤٠-٤٨٠ هيرتز]. وفي هذه النطاقات (أو في الأخير فقط)، وهو نمط وحيد إلى حد يحدث، كما هو موضح في [44]. وتنقسم النغمة الأولى للصوت القلبي في كثير من الأحيان إلى مرحلتين مفصولتين بفترة زمنية تتراوح بين (٠,٠٤) و (٠,٠٥) ثانية؛ أو أن هناك اثنين من الاهتزازات الأكبر ضمن سلسلة من (٣ حتى ٥) اهتزازات أصغر. وليس هناك

نقاش حول تفسير الاهتزازات الأولى الكبيرة للأشخاص الطبيعيين مع إغلاق الصمام التاجي ، فيما يتعلق بالثاني ، الذي أوضح ليزمان [34, 35] أنه نتيجة لإغلاق الصمام ثلاثي الشرفات ، وعلى العكس من ذلك ، فقد تم حدوث فتح للصمام الأورطي [33]. ويستند هذا التفسير على الحقائق التالية :

(١) الشروع في عمل البطين الأيسر عادة ما يسبق البطين الأيمن بفترة صغيرة جداً. وقد ثبت بالفعل وجود انقباض ميكانيكي للبطين الأيسر عند الكلاب ، عن طريق هاملتون التي تم تأكيدها في [36] ، وتؤكد هذا الأمر عند الإنسان عن طريق [38]. ويكون هذا السبق ١٣ ميلي ثانية فقط ، مع وجود اختلافات فردية لا تزيد على ٤ ميلي ثانية. وبعبارة أخرى ، فإن التزامن بين بداية انقباض البطينين تقريباً لا يتجاوز ١٧ ميلي ثانية ، ويمكن أن يكون ٩ ميلي ثانية فقط.

وقد تكون هناك اختلافات في التنفس ؛ وينخفض هذا الفاصل أكثر نتيجة تكون فترة الميثان الصوتية الفاصلة للبطين الأيسر تكون أطول من الأيمن : أي أن هناك تأخر قليل في إغلاق الصمام التاجي بسبب ارتفاع الضغط في الأذين الأيسر. ولذلك ، فمن المستحيل شرح مجموعتين من الذبذبات الصوتية التي تفصلها عادة فترة زمنية من (٠,٠٤) حتى (٠,٠٥) ثانية مع وجود حدثين ميكانيكيين مفصولين ، بفترة زمنية من (٠,٠١) حتى (٠,٠١٥) ثانية فقط.

(٢) تم تقييم الفترة الزمنية الفاصلة بين إغلاق الصمام المترالي وفتح الصمام الأورطي (فترة التوتر متساوي القياس للبطين الأيسر) عند الكلاب عن طريق واهور على أنها (٠,٠٥) ثانية. وأثبتها براونفالد وآخرون عند الإنسان على أنها (٠,٠٦) ثانية ، والذي وجد متطابقاً مع تلك الموجودة بين المجموعتين من الاهتزازات المذكورة أعلاه.

(٣) إن الفاصل الزمني بين الاهتزاز الأول والاهتزاز الثاني الكبير لا يختلف عندما يتأخر انقباض البطن الأيمن بطريقه تجريبية ، ويمكن أن تزيد حتى عندما لا يتأخر هذا الأخير. ومن الواضح أن تأخير انقباض البطن الأيمن يجب أن يزيد الفترة الزمنية الفاصلة بين الاهتزازات إذا كانت المجموعة الثانية من الاهتزازات ناتجة عن إغلاق الصمام ثلاثي الشرفات.

(٤) وفي حالات ضيق الشريان التاجي والرجفان الأذيني ، فمن المتفق عليه أن يتم تأخير إغلاق الصمام المترالي والمتزامن مع أو بعد إغلاق الصمام الثلاثي الشرفات. وإن أي انبساط قصير قد يؤدي من الناحية النظرية إلى مزيد من التأخير في إغلاق الصمام المترالي وذلك نتيجة الضغط العالي للأذين الأيسر. ومع ذلك ، وفي هذه الظروف ، يمكن للمرء أن يجد أن الصوت الأول منفصل بفترة من (٠,٠٥) حتى (٠,٠٦) ثانية بين مكونات الإشارة. أما بالنسبة للثاني مترالي ، فإن الفاصل الزمني (٠,١٥) ثانية بين الإشارة Q للمخطط الكهربائي للقلب وهذا الصوت ، وجد أنه قد يكون وقتاً طويلاً جداً عن الحد المقبول.

(٥) ويتزامن الاهتزاز الثاني الكبير مع ارتفاع في ضغط الشريان الأورطي ، وربما يتزامن مع أو أقل قليلاً من ضغط الشريان الرئوي. وقد يكون السبق من هذا الصوت الناتج من ارتفاع ضغط الشريان الأورطي ، ولتفسير غير صحيح للارتفاع الضئيل من الضغط في الشريان الأورطي ، الذي يحدث أثناء انقباض متساوي القياس [39].

ويقودنا ذلك إلى مناقشة ما يُسمى بصوت الطرد (سُمِّي كذلك بواسطة ليزما). ويعتبر مثل هذا الصوت ظاهرة جديدة تنشأ في حالات ضيق الشريان الأورطي ، أو الصمام الصوتي أو في حالات توسع الشريان الأورطي ، أو الشريان الرئوي ، ويسمح ذلك بفتح الصمامات الهلالية.

وعلى العكس من ذلك، فقد خلص فان ماكمونثري منذ عام ١٩٥٣ [33] إلى أن مثل هذا الصوت يمثل، في معظم الحالات، تأخيراً كبيراً للمجموعة الثانية من ذبذبات الصوت الأول، وربما ذات الصلة إلى الانحدار غير الطبيعي من الضغط عبر الصمام أو اضطراب في تدفق الدم في هذا الوعاء. (ولا سيما أنها تمثل زيادة شديدة، إما في الـ (P) أو الـ (A) وفقاً لما إذا كان ينطوي ذلك على صمام الشريان الرئوي أو الشريان، أو الصمام الأورطي أو الشريان الأورطي) تبعاً للاي وآخرون [39]. ولقد تم الاعتراف بأنه في بعض الحالات عند توسيع أحد الشرايين الكبيرة، فإن اهتزازات بطيئة تحدث خلال المرحلة المبكرة من الطرد (تصاعدياً) التي هي مزرعة للنفض). ولقد ثبتت صحة هذا الزعم من خلال الحقائق التالية :

١ - البحوث السابقة لم تُبين القدرة على إثبات ثلاث مجموعات على درجة عالية من الاهتزازات (الإغلاق المترالي، إغلاق الثلاثي الشرف، وصوت الطرد) خلال الجزء نفسه.

٢ - تظهر قسرة الشريان الرئوي أو الأورطي ارتفاعاً في الضغط متزامناً مع الصوت الذي يسمى بصوت الطرد ولا يليه [41]. وتؤكد دراسة هذا الصوت الكبير في حالات الإصابة بأمراض القلب الخلقية أنه يمثل الزيادة المرضية (وأحياناً يمثل تأخيراً) في المكون الطبيعي من النغمة الأولى.

(٢,٣,٣) نطاقات الاهتزازات ذات الترددات العالية [من ٥٠٠ حتى ١٠٠٠ هيرتز و ١٠٠٠ حتى ٢٠٠٠ هيرتز]

يمكن تسجيل ذلك النطاق فقط من خلال معامل تكبير عالٍ (٦٠-١٠٠ ديسيبل) وعند الأفراد الشباب فقط مع جدار صدر رقيق أو مستوى. إن النطاق الأعلى، بشكل خاص، ليس سوى تسجيل استثنائي. ومن ناحية أخرى، يمكن دراسة

نطاق وسيط (٧٥٠-١٥٠٠ هيرتز) عند عدد أكبر من الأفراد. ويمكن للمرء الحصول على واحد أو اثنين من الاهتزازات الكبيرة عند أو في خلال قمة الصدر، وأحياناً في الفراغ البيئي الثالث. وعندما يتم تسجيل تردد واحد فقط، فإنه يتزامن مع الاهتزاز الكبير الأول من نطاق الترددات المتوسطة والعالية، وعندما يتم تسجيل اثنين، فإن الثانية تتزامن مع ثاني أكبر نطاق. و يترافق أحياناً، واحد من الاهتزازين مع الاهتزاز الأكبر إما قبل أو بعد عملية البدء.

وكما هو الحال في النطاقات التي سبق وصفها، فإن الأبحاث قد فسرت تلك الذبذبات العالية التردد والمنخفضة الشدة أنها تتزامن مع الاحداث التي جرت في الجزء الأيسر للقلب (غلق الصمام المترالي وفتح الشريان الأورطي). ومن المثير للاهتمام أن نلاحظ أنه في بعض الأحيان قد يوجد هنالك اهتزاز صغير في منتصف الانقباض وقد يتزامن مع ذروة القمة G من منحنى الترددات المنخفضة أو قد يحدث انقباض في وقت متأخر. فهذه هي قاعدة عامة مفادها أن هناك ذبذبات عالية التردد وذات شدة صغيرة (٣٠٠ هرتز وما فوق) تحدث في بداية كل صوت، نغمة، أو مكون. ويليهما على الفور اهتزازات ذات تردد منخفض، وشدة أعلى، وغالباً لمدة أطول.

وإذا تم تسجيل منحنى عند القاعدة، فإنه عادة ما يتم كشف المكون الأورطي بواسطة وجود اهتزازات كبيرة، في حين أن الكشف عن المكون الرئوي قد ينتج عن وجود اهتزازات صغيرة، أو قد ينتج عن عدم وجودها على الإطلاق. في حالات ارتفاع ضغط الدم الرئوى الحاد، فإنه غالباً ما يكون العنصر الرئوي أكبر من الأورطي، ويمكن أن يكون هو المكون الوحيد الذي يتم تسجيله. وعند منتصف أو قمة الصدر، فيمكن للمرء أن يسجل واحداً فقط من الاهتزازات، إما المقابلة لإغلاق المترالي (النغمة الأولى)، أو هذا بالإضافة إلى المقابلة لإغلاق الأورطي (النغمة الثانية).

ويمكن تقسيم مرحلة الانبساط وفقاً للمرجع [37] إلى التعبئة السريعة والتعبئة المتوسطة البطيئة، أو (الترهل). ومن المثير للاهتمام أن آخر الدراسات [40, 41] قد أظهرت أن مرحلة التعبئة السريعة تتم جزئياً بمساعدة من جانب الارتداد المرن لجدران البطين التي تسبب انبساطاً نشطاً جزئياً.

ويتساوى قياس الانبساط المبدي والاسترخاء وتستمر المرحلة السابقة، وفقاً للمرجع [42]، من البداية إلى قمة التلمة من منحنى الأورطي (إغلاق الصمام الأورطي)، ويستمر الأخير من إغلاق صمام الأورطي إلى فتح الصمام المترالي. (٢, ٣, ٤) تتبع الترددات الفائقة الانخفاض (نطاق الترددات الخطية)

يعرض هذا المنحنى عادة طرفاً تنازلياً للذروة IIa (إغلاق الصمام الأورطي) إلى أدنى مستوى O (أو IIb) الذي يميز أدنى نقطة في المنحنى [43]. وتشير هذه النقطة إلى فتح الصمام ثلاثي الشرفات، إذا تم تسجيل منحنى في منطقة الجزء فوق المعدة (غالباً) وهناك نمط يشبه المرأة: النقطة المنخفضة IIa، والقمة IIb، وفتح للصمام المترالي، إذا تم تسجيله وفي قمة الصدر [41, 43]. في المنحنى ذي التردد المنخفض (تسارع من ٥ إلى ٢٥)، ونهاية الموجة T في المخطط الكهربى للقلب والاهتزاز الأول من صوت القلب الثاني والمتزامن مع الموجة K من منحنى التسارع. ويصاحب إغلاق الصمام الأورطي الموجه المركبة KLM، في حين أن الذروة M تحدث مع فتح الصمامات AV [44].

وخلال هذه المرحلة، يرتفع المنحنى من أدنى نقطة (نقطة O) أو IIb (إلى موضع أعلى، يميز التعبئة السريعة، ويتزامن مع الصوت الثالث. ويُعد هذا الجزء من المنحنى الأكثر شيوعاً للتكرار، وبالتالي الأكثر فائدة لتحديد الصوت الثالث [39].

تتزامن هذه القمة غالباً مع صوت القلب الثالث وأقصى مرحلة للتعبئة السريعة. وتحدث الموجه المركبة خلال مرحلة الترهل، إذا لم يتم اختصار هذه المرحلة بعدم انتظام في القلب.

(٢,٣,٥) تتبع الترددات المتوسطة - المنخفضة [٦٠ - ١٢٠ هيرتز]

يكشف هذا المنحنى عادة الموجة المركبة للنغمة القلبية الثانية مع اثنين إلى أربعة من الاهتزازات الكبيرة. وفي كثير من الأحيان، يمكن التعرف على مكونين كبيرين داخل الجزء الأوسط من هذه النغمة (إغلاق الأورطي والرئوي) [42.34]. ولا يتم الكشف فتح الصمام المترالي عنه في هذا المنحنى عند الأفراد العاديين. ويعتقد بافلوبولوس وآخرون أنه في الحالات العادية، تحدث اهتزازات صغيرة بترددات صغيرة في وقت فتح الصمام المترالي [35]. ومع ذلك، ففي وقت لاحق، قد تكون هذه الاهتزازات صورة مشوهة للمكون الرئوي على الرغم من تسجيلها في الفراغ البيني يساراً. ومن ناحية أخرى، ففي حالات الضيق المترالي، فيتم تسجيل الاهتزازات بشكل جيد (الفتح المفاجئ).

وفي هذه المرحلة، قد تحدث اهتزاز صغيرة بالتزامن مع قمة التعبئة السريعة (الصوت الثالث). وقد تكون أكبر بكثير في الحالات التي تعاني من زيادة الضغط بالأذنين (إيقاعات ثلاثية أو العدو السريع)، ويمكن تقسيمها [45]، وبالتالي فإن هذا يُعتبر محاكاة لوقوع الصوت الخامس [48].

(٢,٣,٦) نطاق الترددات المتوسطة - العالية [١٢٠ - ٢٤٠ هيرتز و ٢٤٠ - ٤٨٠

هيرتز]

في هذه النطاقات، يظهر اثنان من الاهتزازات الكبيرة في نغمة القلب الثانية. وليس هناك نقاش بين مختلف الباحثين في تحديد أن الاهتزاز الأول يأتي مع إغلاق الصمام الأورطي، والثاني مع الصمام الرئوي. ويعتبر أفضل مكان لتسجيل كل منهما هو الفراغ البيني الثالث يساراً. وعادة ما ينتقل الأول منهم فقط (المكون الأورطي) إلى الفراغ البيني الثاني لليمين ونحو القمة بينما قد يقوم الثاني (المكون الرئوي) بذلك في حالات ارتفاع ضغط الدم الرئوي.

ويحدث تأخير في المكون الرئوي مع ارتفاع ضغط الدم الرئوي، والضييق الرئوي، وانسداد الحزمة اليمنى. وعلى الجانب الآخر وقد يحدث تأخير في المكون الأورطي، في حالة الاختناق الأورطي أو انسداد الحزمة اليسرى. ويتم تسجيل فتح الصمام المترالي بصورة أفضل في هذه النطاقات. غالباً ما يكون بشدة صغيرة ونغمة عالية.

وعند الأفراد العاديين، فإنه لا يتم تسجيل اهتزازات. أما في الحالات المرضية مع الإيقاعات الثلاثية، فعادة ما يكون أفضل نطاق لتسجيل الصوت الثالث هو (١٢٠-٢٤٠)، ولكن في بعض الحالات، يتم التسجيل بشكل جيد عن التردد (٥٠٠) وأعلى من ذلك. يشير ذلك إلى صعوبة وجود تمايز بين الصوت المطلق (العدو السريع) وصوت (الفتح المفاجئ) للصمام المترالي على أساس التردد وحده.

و يمكن مشاهدة الفتح المفاجئ، الذي في العادة له نغمة عالية من تلك الناتجة عن (العدو السريع)، بشكل ممتاز في النطاقات (١٢٠-٢٤٠) أو (٢٤٠-٤٨٠) (وأحياناً أعلى من ذلك)، وهي ما زالت يتم تسجيلها كارتعاشات فوق (٧٥٠) وحتى أكبر من (١٠٠٠). لذا، على الرغم من أن صوت الفتح المفاجئ يكون أكبر من صوت (العدو بسرعة)، فإن هناك تداخلاً في النطاقات التي يتم تسجيلها بشكل أفضل، وعناصر أخرى يجب أن تؤخذ بعين الاعتبار عند التشخيص التفريقي.

(٢,٣,٧) آلية إنتاج النغمات القلبية

لقد تم تكريس العديد من الدراسات لتناول هذه المشكلة، وعلى وجه الخصوص آلية نغمة القلب الأولى. سنقتبس هنا فقط من الممتين لمجموعتنا [36. 33.31]، التي تناقش العمل التجريبي السابق من قبل الآخرين التي تساهم في توضيح هذه المشكلة. وفقاً للتفسيرات الحديثة [29. 31]، فإن اهتزازات نغمات القلب تكون نتيجة للتغيرات

السريعة في ضغط الدم (والجدران المحيطة بالقلب) أي كلما حدث تسارع أو تباطؤ بالتزامن مع (ولكن ليس الناجم عن) تحركات الصمامات.

وسيؤدي فتح الصمام الأورطي ، على سبيل المثال ، إلى تسارع مفاجئ للدم في البطن الأيسر الذي يجري إخراج ، بالإضافة إلى تأثير صادم بقوة لهذا الدم ضد الدم الثابت الموجود في الشريان الأورطي. وفي غرفة مرنة مليئة بسائل ، أي حركة مفاجئة تذهب بالنظام بأكمله إلى الاهتزاز ، فإن عزم حركة السائل تسبب شداً زائداً في الجدران المرنة ، يلي ذلك ارتقاء ، ودفع للسائل في الاتجاه المعاكس. إن شدة الصوت تبدو متناسبة مع معدل تغير سرعة الدم ، في حين أن ترددها يبدو متصلاً مع العلاقة بين الكتلة المهتزة ومرونة الجدران. ولقد أظهرت دراسات لنغمات القلب المسجلة في نطاقات ترددية مختلفة [38, 43] أن جميع الصمامات الأربعة والمشاركة في النغمة الأولى هي ترددات متوسطة ومنخفضة (٦٠ - ١٢٠ هيرتز).

وعلى العكس من ذلك ، تكشف النطاقات العالية ، وخصوصاً ما بين (٥٠٠) و(١٠٠٠) هيرتز ، عن الأحداث التي تحدث عادة في الجزء الأيسر من القلب : أي اهتزازات ناتجة عن غلق الصمام الميترالي ، يمكن تسجيلها بشكل أفضل في الفراغ البيني الثالث إلى الرابع (النغمة الأولى) ؛ واهتزازات ناتجة عن غلق الصمام الأورطي يمكن تسجيلها بشكل أفضل عند القاعدة (النغمة الثانية). ويحدث الغلق الرئوي (النغمة الثانية) يحدث في هذا النطاق كاهتزاز صغير إلا في حالات ارتفاع ضغط الدم الرئوي الحاد.

وعادة ما تحدث النغمات الثالثة والرابعة في ترددات فائقة الانخفاض (مخطط قمة القلب أو مخطط ديناميكية القلب ؛ ومنحنى التسارع منخفض التردد في النطاق ٥ - ٢٥ ؛ ومنحنى الإزاحة في النطاق ١٥ - ٣٠). من المثير للاهتمام أن نلاحظ أن المنحنى

العالي التردد قد يكشف أحياناً عن اهتزازات صغيرة في الانقباض التي تتطابق مع الموجة H من المنحنى المنخفض التردد. وهذا يدل على وجود نبضة صغيرة عالية، تتزامن مع ذروة نبض الشريان الأورطي.

وكانت النغمات الثالثة والرابعة مادة مهمة في العديد من الدراسات. التفسير الذي يبدو أنه جمع أفضل دعم تجريبي وسري هو الذي سببه اندفاع الدم إلى البطينين خلال مرحلتي تسريع التعبئة وهو الانبساط في وقت مبكر وبدء الانقباض. وعلى هذا النحو، يبدو أنها تكونت في جدران البطين، ومخطط أصوات القلب من داخل القلب يؤكد وجهة النظر هذه. وقد تكون الاهتزازات التي تم تسجيلها في وقت سابق بطريقة المريء أكثر ارتباطاً بالانقباض الأذيني (النغمة الرابعة). وتقدم التصورات التي تتعامل مع أصل النغمات للصمام دورياً، فيما يتعلق بالنغمة الثالثة، وهي لا تبدو مقبولة. وفيما يتعلق بالنغمة الرابعة [37]، فمن المرجح أن عنصرين منفصلين، أحدها نتيجة للصمام والآخر نتيجة لجدار القلب، هما الذان سيحدثان أحياناً. وما زال هذا الموضوع مفتوحاً للنقاش، على الرغم من أن المركبات الصمامية يتم تسجيلها بدلاً من أمراض الانسداد الكامل للـ AV.

(٢, ٤) نمذجة حسّاس سماعة الطبيب

(٢, ٤, ١) حسّاس الميكروفون

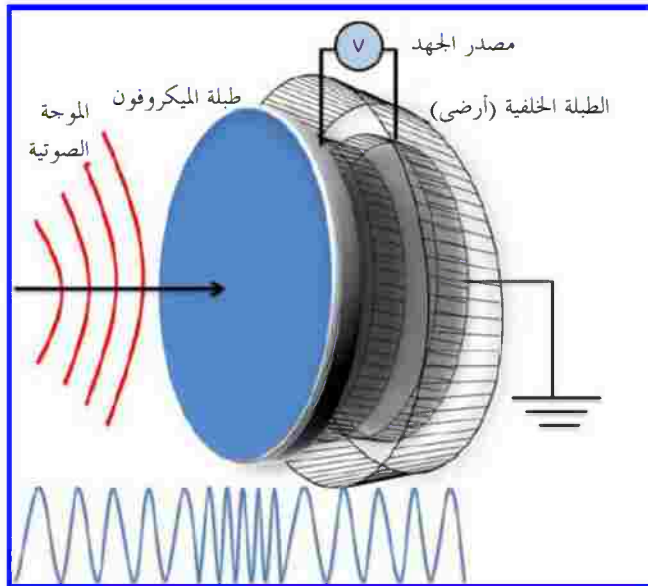
هناك أنواع مختلفة من الميكروفونات مناسبة لالتقاط أصوات الجسم المنتشرة من الجلد إلى الهواء. وتشمل هذه العناصر ما يأتي:

- الميكروفونات السعوية، حيث إن الاهتزاز الناجم عن فيلم مايكلر المعدني (الذي يشكل لوحاً من ألواح المكثف) يغير السعة بينه وبين لوح ثابت، الأمر الذي يؤدي إلى تغيير في جهد المكثف في ظل ظروف شحن ثابتة.
 - الميكروفونات البللورية أو الكهروضغطية، حيث يقوم ضغط الصوت المنتقل من الهواء بعمل اهتزازات في البللورة الكهروضغطية، وتوليد تيار كهربائي مباشرة يتناسب مع (dp/dt) ، حيث P هو ضغط الصوت في الميكروفون.
 - ميكروفونات الإلكترت، وهي مجسات مكثف متغير يكون فيه لوح واحد، وتقوم بإعطاء كهرباء إستاتيكية دائمة، في حين أن اللوح المتحرك يجعل السعة متغيرة، الأمر الذي يؤدي إلى حدوث فرق جهد يتم تكبيره. وتُعد ميكروفونات الإلكترت صغيرة في حجمها، وهي موجودة في الوحدات المساعدة للسمع والمسجلات، وأجهزة الكمبيوتر، ... إلخ.
- وتستجيب الميكروفونات عموماً لها استجابة للترددات العالية التي هي مناسبة تماماً لأصوات الجسم الذاتية. والشيء المفقود فيها هو الاستجابة للترددات المنخفضة. وفي الواقع، أن بعض الأصوات القلبية تكون أصواتاً جانبية، تتراوح تردداتها من (٠,١) حتى (٢٠) هيرتز (ويستر، ١٩٩٢)، في حين أن الترددات من (٠,١) حتى (١٠) هيرتز تكون عادة غير مسموعة، ويمكن الإحساس بالأصوات ذات الطاقة من (١٠ - ٢٠ هيرتز) كأصوات ضغط دون سرعة الصوت من قبل بعض المستمعين.
- ولتسجيل أصوات الجسم، فقد تم تعديل زوج من الميكروفونات الكهروضغطية من طراز K&B ٤١١٧ لتغطية الترددات الأقل من (١ هرتز) بإضافة سلك فولاذي رفيع مقاوم للصدأ في ثقب تسريب الضغط، الذي يخترق الجزء الخلفي للعنصر الكهروضغطي. ويزيد هذا السلك من المقاومة الصوتية لثقب التسريب وبالتالي يؤدي

إلى زيادة ثابت الزمن τ للاستجابة للترددات المنخفضة للميكروفون من نحو (٠,٠٥ ثانية) (الذي يقابل - ٣ ديسيبل للتردد ٣ هيرتز) إلى أقل من (١٥، ٠ ثانية) ويعطي - ٣ ديسيبل للتردد الأقل من (١ هيرتز).

إن التردد العالي للميكروفونات طراز ٤١١٧ (- ٣ ديسيبل) كان (١٠ كيلو هيرتز). حساسية الميكروفون M4117 للجهد في منتصف نطاق الترددات حوالي ٣ مللي فولت/باسكال (٣ مللي فولت / ١٠ مللي بار). يبين الشكل رقم (٢، ١٢) هيكل نموذجي ثلاثي الأبعاد لميكروفون القلب والأجزاء الداخلية، حيث يتكون من أربعة عناصر رئيسية، هي:

(١) البللورة الخارجية (كهروضغطية)، (٢) القفص الأرضي، (٣) الطبلة المتذبذبة، (٤) مصدر الجهد أو الإثارة.



الشكل رقم (٢، ١٢). مخطط ثلاثي الأبعاد هيكل الميكروفون القلبي والدائرة الكهربائية المكافئة.

ولقد تم استخدام ميكروفون آخر K&B عالي الجودة، ربع بوصة من طراز ٤١٣٥ السعوي. ولهذا الجهاز المصمم لمستوى الأبحاث ترددات عالية، وتردد الـ ٣ ديسيل يتجاوز (١٠٠ كيلو هيرتز) وسعة كلية (٦.٤ بيكوفاراد) مع تباعد الحجاب الحاجز عن اللوح مسافة مقدارها (١٨ ميكرومتر). وبالنسبة لأصوات الجسم، فإن نهاية الاستجابة للترددات المنخفضة للطراز ٤١٣٥ تكون ذات أهمية كبيرة. وتؤثر ثلاثة عوامل على استجابة الميكروفونات من الطراز ٤١٣٥ للترددات :

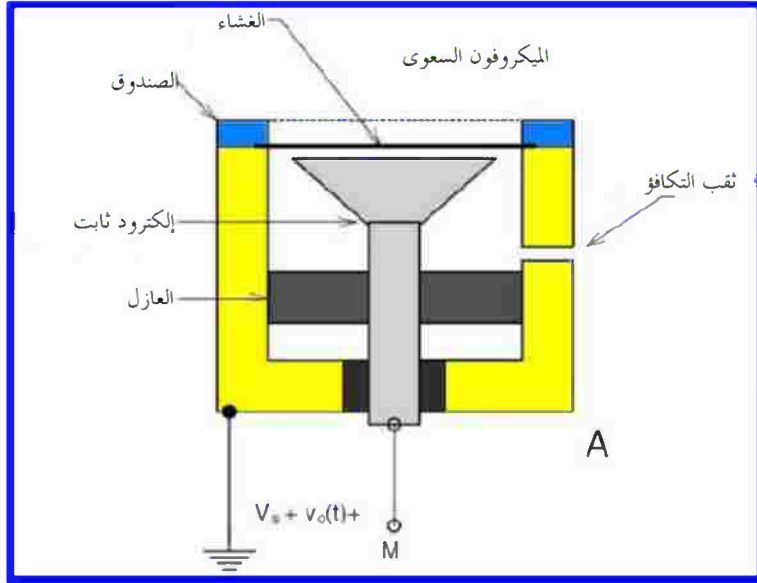
- ١- الثابت الزمني الصوتي الذي تشكله السعة الصوتية (نظرا للحجم بين الغشاء المتحرك (الأممي) وعازل دعم اللوح الثابت)، والمقاومة الصوتية للأنبوب الصغير المخترق لهذا الحجم والمستخدم لتعادل الضغط. كما في الحالة المذكورة من قبل، ويمكن زيادة المقاومة الصوتية بإدخال سلك دقيق في الأنبوب، ومما يزيد الثابت الصوتي، ويخفض التردد - ٣ ديسيل المنخفض.
- ٢- التردد المنخفض - ٣ ديسيل يتأثر بواسطة الثابت الزمني الكهربائي للدائرة الكهربائية RC والمتصلة على التوازي وتتوازي مع السعة الميكروفونية، كما هو موضح في الشكل (٢،١٣).

- ٣- رنين الصدى الميكانيكي للغشاء (أي المهتز) وكتلته تحددان معاً نهاية الاستجابة للترددات العالية للميكروفون بوجه عام. كلما كان الغشاء أرفع ارتفعت النقطة العليا للتردد - ٣ ديسيل.

ويمكن التعبير عن تغيير سعة الميكروفون مع مرور الوقت كما في المعادلة التالية :

$$C(t) = C_0 + \delta C \sin(\omega t) \quad (٢،١)$$

حيث C_0 : هي سعة خرج الميكروفون، و δC : هي تغيير سعة الميكروفون، و ω : هي التردد الطبيعي للميكروفون.



الشكل رقم (٢,١٣). مقطع عرضي للميكروفون السعوي المستخدم في اكتساب إشارات المخطط الصوتي للقلب.

ويتم التعويض بهذا التعبير عن $C(t)$ في معادلة الجهد للميكروفون، ويتم تفاضل المعادلة الناتجة بالنسبة للزمن. وينتج عن ذلك معادلة تفاضلية عادية غير خطية من الدرجة الأولى (ODE) بالنسبة للتيار $i(t)$ ، والتي يحلها تُعطي دالة استجابة التردد التي يمكن كتابتها على النحو التالي :

(٢,٢)

$$i(t) = (Vs\delta C/Co)/\sqrt{([R_s^2 + 1/\omega Co])} \sin(\omega t + \phi_1) - (VsRs\delta C/(C_0^2))/\sqrt{([R_s^2 + 1/\omega Co])} \sin(\omega t + \phi_1 + \phi_2) +$$

العليا التوافقيات (Higher order harmonics)

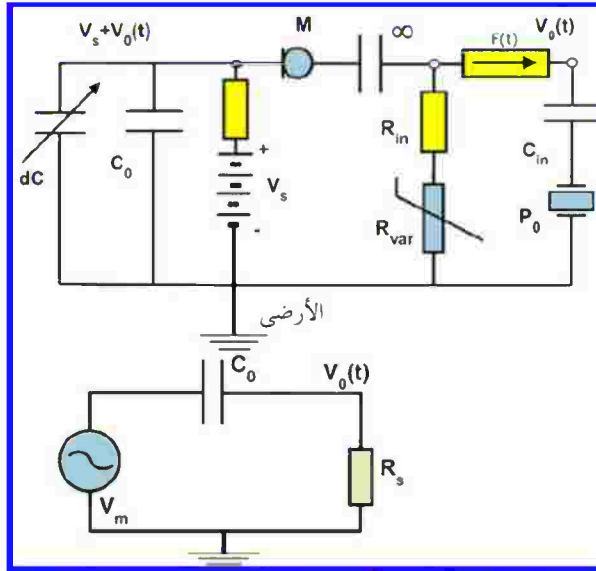
حيث V_s هي جهد إثارة الميكروفون الثابت، و R_s هي معاوقة المصدر. لاحظ

أن $\phi_1 = \tan^{-1}[\frac{1}{\omega R_s C_0}]$ و $\phi_2 = \tan^{-1}[\frac{1}{\omega_2 R_s C_0}]$. عندما تكون $\frac{\delta C_0}{C} \ll 1$ فإن الجزء الخاص

بالتردد الأساسي يسود أو يطغى ، وإشارة الخرج الترددية ac الصغيرة (المضافة على الجهد الثابت dc ، Vs) يمكن كتابتها كدالة استجابة ترددية :

$$\frac{V_o}{\delta C}(j\omega) = \frac{V_s R_{sw}}{\sqrt{1 + (\omega C_o R_s)^2}} \quad (٢.٣)$$

لقد أشار أولسون وآخرون [15] إلى أن هذه هي نفس النتيجة التي تم الحصول عليها عند وضع جهد دائرة مفتوحة (جهد Thevenin) يساوي $V_o = V_s(\delta / \cos(\omega t + \phi))$ على التوالي مع C_o و R_s وملاحظة $v_o(t)$ خلال R_s . ومن المعادلة (٢.٣) نلاحظ أن تردد الركن الأسفل هو $f_{Lo} = 1/(2\pi R_s C_o)$ هيرتز. على سبيل المثال إذا كانت $C_o = 7$ pF و R_s تساوي ١٠ أوم ، فإن $f_{Lo} = 2.3$ Hz. ويوضح الشكل رقم (٢.١٤) الدائرة الكهربائية المكافئة للميكروفون القلبي.



الشكل رقم (٢.١٤). (أ) يُبين رسماً تخطيطياً للدائرة الكهربائية المكافئة التي تمثل نظام الميكروفون القلبي (ب) دائرة خطية مبسطة للميكروفون السعوي القلبي.

(٢, ٤, ٢) الاقتران الصوتي - السمعي

بغض النظر عن أي نوع من أنواع الحساسات ، يتم استخدام الربط الصوتي في الكشف عن موجات الأصوات المنبعثة من على جلد المريض ؛ لأن هناك مشكلة في توصيل صوت الاهتزازات الميكانيكية بكفاءة من داخل الجسم إلى الميكروفون (أو طبلة الأذن). منذ أيام لينيك Laennec وسماعته الطبية الأولى ، فقد استخدمت واجهة على شكل جرس أو مخروط للربط بكفاءة بين مساحة كبيرة نسبياً على الجلد ذات إهتزازات صوتية ضعيفة المقدار مع مساحة صغيرة ذات اهتزازات كبيرة المقدار في أنبوبة ، أو أنابيب الأذن

وتُعد هذه الواجهة الجرسية الشكل هي ، في الواقع ، بوق أو قرن معكوس (في ذلك الوقت ، يشبه قرن البقرة) ، وقد تم استخدامه منذ ما قبل القرن العشرين كطريقة مساعدة على السمع. لاحظ أن صيوان أذن الإنسان هو أيضاً قرن معكوس فعال ، يعمل على التوافق بين المعاوقة الصوتية المنخفضة في مساحة الهواء المفتوحة مع المقاومة الأعلى للقناة السمعية وطبلة الأذن. مثل كل القرون ، فإن للصيوان خصائص مرشح من النوع المشطي combfilter ، الذي يقوم بكبح ترددات عالية معينة في نطاقات ضيقة حول ٨ و ١٣ كيلو هيرتز [37]. لقد استخدمت القرون العادية في أول الامر كأبواق تحدث ، وفي وقت لاحق كأجهزة إخراج للأجهزة الميكانيكية الأولى المستخدمة في التسجيل والعرض الصوتي ، وهذا الأخير يعبر عن الحركة العرضية لإبرة تهتز على سطح قرص من الميكا (٢ بوصة في القطر). ولقد تم استخدام بوق لتوصيل تلك الاهتزازات إلى غرفة فيها مستمعون. وتصف معظم الكتب الدراسية دور القرون أو الأبواق على أنها تقوم بربط الصوت من مكبس مهتز بقطر صغير مع فتحة ذات قطر كبير ثم إلى الفراغ الحر (الغرفة).

وعند فحص أصوات الجسم الذاتية، تقع الأحداث العكسية. ويتم تحويل مساحة كبيرة بها اهتزازات صوتية ذات مقدار صغير على الجلد بواسطة القرن المعكوس إلى منطقة صغيرة من الاهتزازات ذات المقدار العالي (في طبلة الأذن أو الميكروفون). إن إجراء تحليل رياضي صوتي للقرون بصورة مباشرة وعكسية يقع خارج نطاق هذا الجزء، ومع ذلك، فسنقوم بفحصها بطريقة تجريبية. في الأساس، تكون القرون والقرون المعكوسة عبارة عن نظم لمعادلة المعاوقة السمعية. وتُعد هذه محاولة لربط مقاومة الإشعاع الصوتي من المصدر إلى المقاومة الصوتية لطرف نهاية القرن. إن الطرف النهائي في حالة السماع الطيبة هو مقاومة الدخول المركبة لأنابيب التوصيل (أو الأنبوب، في جهاز لاينيك Laennec)، وفي حالة وجود الميكروفون، فيكون عندنا الغشاء المتحرك. وإذا لم تتطابق المعاوقات، فسيكون انتقال الصوت غير فعال، لأنه سيكون هناك انعكاسات على الواجهات بين أي اثنين من الوسائط يكون لها خواص صوتية مختلفة للمعاوقة، فعلى سبيل المثال، بين الجلد و الهواء، وبين الهواء والميكروفون. وتعتبر المعاوقة السمعية المميزة لوسط ما هي ببساطة العدد الحقيقي المعروف [37]:

$$Z_{ch} = \rho(c) \text{cgs. ohms. (ML}^2\text{T}^{-1}) \quad (٢.٤)$$

وبالنسبة للهواء، فإن الكثافة، ρ ، تكون دالة في الضغط الجوي ودرجة الحرارة والرطوبة النسبية. سرعة الصوت، c ، وتكون في الهواء ليست فقط دالة في الضغط الجوي ودرجة الحرارة والرطوبة النسبية، ولكنها أيضاً دالة في التردد. وبالتالي، فإن Z_{ch} للهواء يمكن أن تتغير على نطاق واسع، لتتراوح بين 40-48 cgs ohms (٤٣) في كثير من الأحيان يتم أخذها كحل وسط أو قيمة نموذجية). و تساوي قيمة متوسطة لـ Z_{ch} لأنسجة الجسم (الجلد والعضلات والدهون، والأنسجة الموصلة، والأجهزة،

والدم) $c. 2 \times 10^5 \text{ cgs ohms}$. وعلى ذلك، فإننا نرى أن هناك عدم تطابق هائل في معاوقة الصوت الذي يذهب من الجسم إلى الهواء، وأن كثافة كبيرة يتم انعكاسها داخلياً. وبشكل أوضح، فإنه سيكون هناك انتقال أفضل للصوت من خلال الجلد عندما تكون هناك مقاومة صوتية أكبر من ذلك بكثير في اتجاه الحلق من القرن المعكوس.

(٢,٥) الملخص

يمكن تلخيص هذا الفصل على النحو التالي: لقد تم عرض مختلف نطاقات إشارة الـ PCG والمفاهيم الترشيحية لإشارة PCG، والمعايرة مع اتباع الطرق النظامية في ذلك. لقد تم شرح نظام الميكروفون القلبي والسماعة الطبية كنظام لمعايرة اكتساب إشارة الـ PCG بناءً على الاستجابة لإشارة يتم إدخالها على النظام. ولقد تم التعرض أيضاً لنمذجة ميكروفون القلب كدائرة مكافئة مع قائمة بالأنواع المختلفة من الميكروفونات وتطبيقاتها في خطة التسمع، وكذلك تم عرض دائرة المعاوقة لانتشار الإشارة الصوتية داخل التجويف الحلقوي.