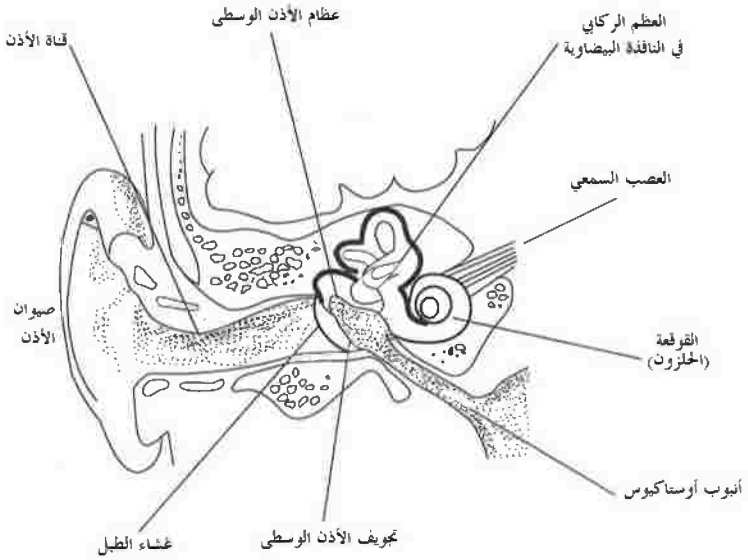
الفصل السابع عشر

مساعدات ومقاييس السمع
AUDIOMETERS AND HEARING AIDS

(١٧,١) آلية السمع
Mechanism of Hearing

إن الموجات الصوتية موجات طولانية تكون فيها حركة كل جزيء في الوسط الذي تنتقل فيه الموجة إلى الأمام والوراء على طول خط في الاتجاه الذي تنتشر فيه الموجة. يتفاعل النظام السمعي البشري مع تغيرات الضغط الاهتزازية تلك وينقلها إلى الدماغ عبر سلسلة من الخطوات. يوضح الشكل رقم (١٧,١) تشريح الأذن البشرية. تتألف الأذن الخارجية من صيوان الأذن سوية مع القناة الأذنية والصماخ السمعي الخارجي والذي هو عبارة عن أنبوب ملتوٍ حجمه حوالي سنتيمتر مكعب واحد وينتهي عند نهايته الداخلية بغشاء الطبل. يقوم الصيوان ببعثرة الأمواج الصوتية بحيث أن بعض الطاقة المبعثرة تدخل القناة السمعية وتضغط على غشاء الطبل أثناء انضغاط الموجة. إن المسافة التي يتحركها الغشاء تابعة للقوة والسرعة التي تضربه بها جزيئات الهواء وبالتالي لها علاقة بارتفاع الصوت.

يفصل غشاء الطبل قناة الأذن عن تجويف الأذن الوسطى. تتعرض الأذن الوسطى إلى الضغط الجوي من خلال قناة أُستاكيوس فقط. تربط هذه القناة الأذن الوسطى بالبلعوم والأنف أو الفم. تُنقل الطاقة الصوتية من غشاء الطبل عبر تجويف الأذن الوسطى إلى الخلايا المستقبلة في الأذن الداخلية والتي تكون محاطة بسائل. وبذلك فإن الوظيفة الرئيسية للأذن الوسطى هي نقل حركة الهواء في الأذن الخارجية إلى الحجيرات المملوءة بالسائل في الأذن الداخلية. تربط سلسلة من ثلاث عظمات صغيرة في الأذن الوسطى غشاء الطبل بفتحة مغطاة بغشاء تدعى النافذة البيضاوية. القوة الكلية على النافذة البيضاوية هي نفسها التي على غشاء الطبل، وبما أن مساحة النافذة البيضاوية صغيرة جداً فإنها ستعاني من ضغط (قوة على وحدة السطح) أكبر بكثير. أحد العظمات، ويدعى العظم الركابي، يستند على النهاية السفلى للقوقعة ويمرر الاهتزازات مباشر إلى السائل بداخلها.



الشكل رقم (١٧,١). تشريح الأذن.

الأذن الداخلية (أو القوقعة) عبارة عن ممر ملتف في العظم الصدغي وهي مقسمة طولياً بالكامل تقريباً بالغشاء القاعدي. يتم نقل معظم موجة الضغط المستقبَلة من قبل القوقعة إلى هذا الغشاء المحروف إلى القشرة الطبلية. يتمتع الغشاء بخواص طنينية (رنينية) مختلفة على مدى طوله فيستجيب للترددات العالية عند نهايته الركابية وللترددات المنخفضة عند نهايته العليا.

يحتوي الغشاء على خلايا مستقبلة حساسة تحوّل طاقة الصوت أو موجات الضغط إلى كمونات عمل. تنتشر النبضات العصبية التي يتم بدؤها بهذا الشكل على طول ألياف العصب السمعي إلى الدماغ بسرعة مئة متر في الثانية. يتم ربط نبضات العصب الواصلة إلى الدماغ ذهنياً مع الصوت المختبر شخصياً والذي له صفات الارتفاع والطبقة والجرس (النوعية).

إن إدراك الصوت وظيفة دماغية بشكل رئيسي، إلا أن تمييز النغمات الموسيقية هو وظيفة القوقعة بشكل جزئي. ولذلك إذا كان في القوقعة خطب ما فإن الشخص قد لا يسمع نغمات معينة.

يتأثر السمع بأي شيء يتداخل مع نقل موجات الصوت إلى القوقعة كغشاء طبل (طبلة الأذن) منثقب أو مرض في الأذن الوسطى أو مرض في القوقعة نفسها أو ارتباطها بالجملة العصبية المركزية.

يتم تمييز الأصوات التي تصل الأذن بالارتفاع (الشدة) الذي يعتمد على مطال الموجات وبالطبقة التي تعتمد على تردد هذه الموجات وبالنوعية التي تنشأ عن امتزاج وتفاعل الموجات فيما بينها. تستجيب الأذن البشرية لاهتزازات تتراوح ما بين ٢٠ هرتز و٢٠ كيلو هرتز. إن موجات الكلام وأصوات شائعة أخرى ليست ذات تردد

واحد ولكنها موجات معقدة مركبة من ترددات عديدة للاهتزاز. يتم ربط عدد ترددات الصوت بالإضافة إلى النغمة الرئيسية، أي درجة نقاء موجة الصوت، بنوعية أو جرس الصوت، وبالفعل فإن الأذن البشرية تستطيع تمييز حوالي أربعمئة صوت مختلف.

(١٧,١,١) النقل الهوائي والنقل العظمي Air and Bone Conduction

إن النقل الهوائي بالتعريف هو نقل الصوت عبر الأذن الخارجية والوسطى إلى الأذن الداخلية. يشير النقل العظمي من ناحية أخرى إلى نقل الصوت إلى الأذن الداخلية عن طريق الاهتزازات الميكانيكية لعظام الجمجمة والنسج الطرية.

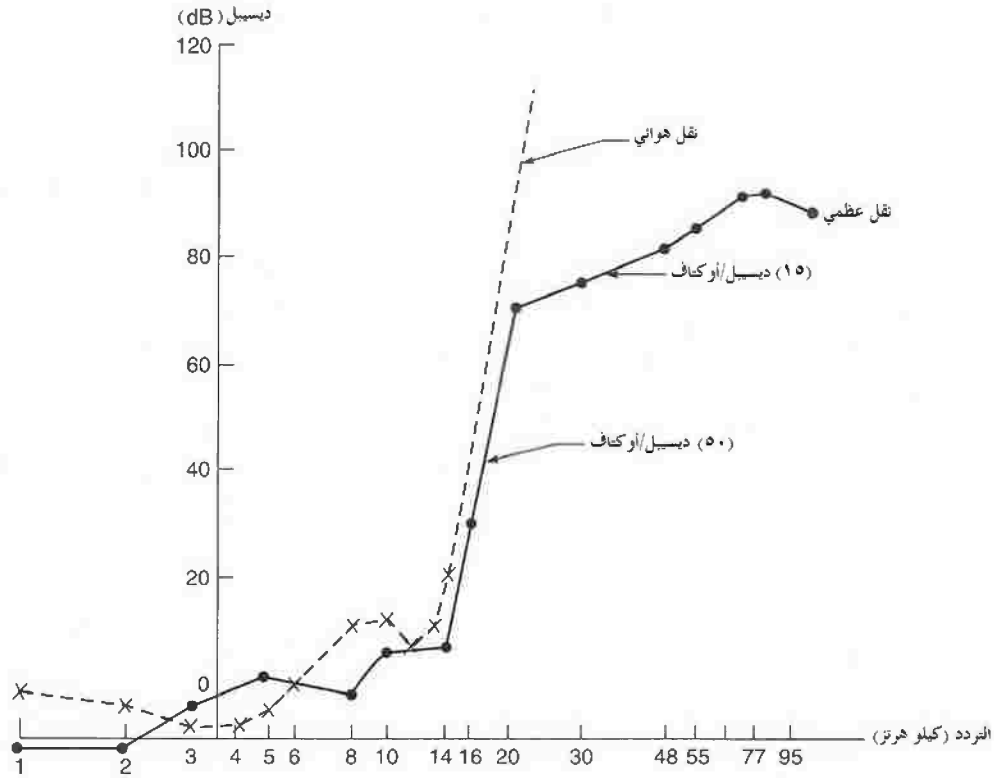
إن التشخيص التفريقي الأكثر أهمية من وجهة نظر اختبارات السمع الوظيفية هو العلاقة بين حدة النقل الهوائي والعظمي. لقد بينت المشاهدات السريرية أن المرضى الذين يعانون صعوبة في السمع مع مرض في الأذن الوسطى يتمتعون بسمع عادي عن طريق النقل العظمي، بينما يعاني المرضى مع تورط للأذن الداخلية من نقل عظمي ناقص أو متلاشٍ.

لقد استُنتج من المشاهدات السريرية أن ضياعاً قدره ٦٠ ديسيبل تقريباً هو النقص الأعظمي في النقل الهوائي الواجب توقعه مع خلل في الأذن الوسطى. ولذلك إذا كان ضياع النقل الهوائي لدى مريض مع أعراض مرضية نموذجية ظاهرة في الأذن الوسطى يتجاوز ٦٠ ديسيبل فالاحتمال وارد أن يكون هناك عجز في الأذن الداخلية تراكبت عليه آفة أذن وسطى.

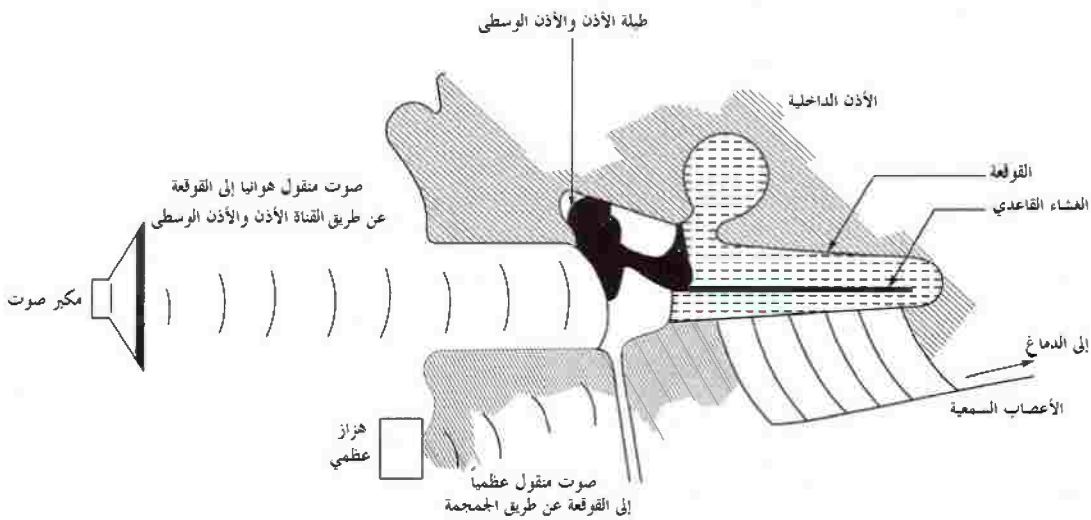
يوضح الشكل رقم (١٧,٢) أنه حتى تردد حوالي ١٤-١٦ كيلو هرتز فإن لعتبات النقل الهوائي والعظمي نفس الشكل. كلاهما يبديان عند هذا التردد هبوطاً حاداً في الحساسية مع ميل قدره ٥٠ ديسيبل لكل أوكتاف.

تعرِّف بداية هذا الميل نقطة النهاية للأذن. يستمر الهبوط في الحساسية من أجل الإشارات المنقولة هوائياً بحيث أنه يلزم مثلاً طاقة صوتية قدرها ٥ وات (تكافئ حوالي ٥٠٠ وات طاقة كهربائية) عند تردد ٢٥ كيلو هرتز لإنتاج استجابة سمعية. هناك من ناحية أخرى من أجل الإشارات المنقولة عظمياً تغير في الميل مرة ثانية عند حوالي ٢ كيلو هرتز فوق نقطة النهاية. وانطلاقاً من هناك وحتى ٢٠٠ كيلوهرتز فإن الحساسية العتبية تهبط بمعدل ١٠ إلى ١٥ ديسيبل لكل أوكتاف. وهكذا فإن إشارة منقولة عظمياً في المجال فوق الصوتي باستطاعة ١ كيلووات كهربائي تكون مسموعة.

هناك هبوط سريع في ممانعة الأذن الوسطى عند ترددات عالية وقليل جداً من الطاقة الصوتية المغذاة للأذن عن طريق النقل الهوائي يُنقَل إلى القوقعة. أما الصوت المنقول عظمياً فإنه يتجاوز الأذن الوسطى، كما هو موضح في الشكل رقم (١٧,٣)، وهذا يشرح إلى حد ما أشكال العتبة المختلفة عند ترددات عالية.



الشكل رقم (١٧,٢). منحنيات الاستجابة للنقل الهوائي والعظمي لأذن طبيعية.



الشكل رقم (١٧,٣). آلية النقل الهوائي والعظمي.

(١٧,١,٢) عتبة السمع Threshold of Hearing

إن مستوى الضغط العتبي لصوت هو المستوى الأدنى الذي يمكن عنده لمراقب أن يميز بين الصوت المرغوب فيه وضجيج الخلفية الموجود دائماً في النظام السمعي. وبكلمات أخرى هو أدنى شدة على سلم تنبيه بالكاد تكون كافية لإظهار استجابة. إن العتبة السمعية ليست شدة ثابتة لا تتغير وفوقها يُسمَع صوت دائماً وتحتها لا يمكن سماع صوت أبداً. لقد وُجد في الحقيقة أن حساسية الآلية السمعية تتغير مع التفاعلات البينية بين عوامل فيزيولوجية ونفسية وفيزيائية معينة. ولذلك فإنه يمكن النظر إلى العتبة كمجال شدة يمكن للمنبهات الصوتية ضمنه وعند أو بالقرب من العتبة المحددة ستاتيكياً (سكونياً) أن يتم إدراكها أولاً.

إن القاعدة لكل فحص سمعي هي تحديد العتبة السمعية. المخطط السمعي، وهو مخطط يوضح كلا عتبتي النقل الهوائي والعظمي بشكل ثنائي، ليس فقط تمثيلاً على شكل رسم للضياع بالديسيبل عند مستويات مختلفة للتردد ولكلا النقلين الهوائي والعظمي، وإنما يشير أيضاً إلى نوع ومكان العلة السمعية. وهكذا، وعلى أساس المخططات السمعية، فإنه يمكن بسهولة فصل الفاقات السمعية النقلية والإدراكية عن بعضها بعضاً.

من الضروري، بعد التثبت من حساسية الأذن للأصوات الهوائية والعظمية، معرفة ما إذا كان نقص السمع يعود إلى اضطراب عضو السمع (القوقعة) والأعصاب الموصلة للدماغ (نقص إدراكي) أو أنه ناشئ بسبب النقل المخفَّض للاهتزازات الصوتية عبر آلية الأذن الوسطى تحديداً (نقص نقلي).

(١٧,٢) قياس الصوت
Measurement of Sound

يمكن تعريف شدة الصوت بأنها كمية تدفق الطاقة في وحدة الزمن عبر وحدة مساحة عمودية على اتجاه تدفق الطاقة، ويُعبَّر عنها بوحدة "وات لكل سنتيمتر مربع". غير أن مستقبلات الصوت الشائعة عبارة عن ميكروفونات وهي لا تقيس شدة الصوت مباشرة. الميكروفونات حساسة لضغط الصوت، وبالتالي فإن قياس الصوت على شكل ضغط سيكون أكثر صلة بالموضوع. يُعطى ضغط الصوت بوحدة "دين لكل سنتيمتر مربع" أو "ميكروبار" (واحد دين على السنتيمتر المربع يساوي ميكروبار واحد). ومن أجل حدث جيبي معطى فإن لضغط الصوت علاقة خطية مع التردد والمطال كليهما. تتناسب شدة الصوت طرداً مع مربع ضغط الصوت.

المهم في الاعتبارات الصوتية ليس المطال المطلق للشدة وإنما مطالها النسبي مقارناً مع مطال قياسي مرجعي مفترض، والوحدة المناسبة لعمل مثل هذه المقارنات وللتعبير عن شدة الصوت وبيانات ضغط الصوت لجميع الأغراض العملية هي الديسيبل (dB). الديسيبل هو واحد على عشرة من وحدة أكبر منها هي الـ "بل" والمسماة على اسم ألكسندر غراهام بل. تعبر وحدة الديسيبل عن لوغاريتم النسبة بين شدتي صوت أو طاقتين أو ضغطي صوت. وبما أن الديسيبل مجرد نسبة فإنه كمية غير ذات أبعاد (عديمة الأبعاد).

إذا كانت I_1 و I_2 شدتين بالوات على السنتيمتر المربع فإن عدد الديسيبلات الذي يعبر عن العلاقة بينهما يعطى بالعلاقة :

$$N = 10 \log (I_1 / I_2) = 20 \log (P_1 / P_2)$$

حيث P_1 و P_2 هما ضغطا الصوتين بالدين على السنتيمتر المربع. وبما أن الشدة متناسبة طرداً مع مربع ضغط الصوت لذلك استُخدم الثابت ٢٠ في المعادلة الثانية التي تعطي العلاقة مع الضغوط.

يُعبَّر عن التوهين (التخميد / التضعيف) بأعداد ديسيبل سالبة وعن التضخيم بأعداد ديسيبل موجبة.

يساعد استخدام الديسيبل كوحدة لمقارنة الشدات على تجنب جميع الحسابات الرياضية ما عدا الجمع والطرح الجبريين لأعداد صغيرة. يُعبَّر عن فعالية النقل في أي وسط كالهواء أو مساعد سمع أو مضخم بالديسيبل كربح عندما يكون الخرج أكبر وكضياع عندما يكون أقل. وعندما يُربَط وسطان على التسلسل فإن صافي الفعالية هو مجموع الفعاليتين. فمثلاً إذا كان مريض يعاني من نقص في السمع قدره ٧٠ ديسيبل وزُوِّد بمساعد سمع ربحه ٦٠ فإن صافي الفعالية لنظام النقل هواء–إلى–عظم سيكون –٧٠+٦٠ = –١٠ أو نقصاً قدره ١٠ ديسيبل.

المستوى (الحجم): هي طاقة الصوت مقيسة بالديسيبل بالنسبة إلى مستوى طاقة صفري منتقى. هذا المستوى الصفري هو عادة $١٠^{-١٦}$ وات على السنتيمتر المربع. وهذه هي طاقة الصوت (شدته) في هواء يتدفق مخترقاً مساحة قدرها سنتيمتر مربع واحد عمودية على اتجاه الصوت بمعدل $١٠^{-١٦}$ وات. وهذه هي تقريباً الطاقة التي تكاد تكون مسموعة لنغمة صافية ترددها ألف هرتز لدى شاب بالغ متمتع بالصحة. إن القيمة المرجعية المقابلة على شكل ضغط هي ٠,٠٠٠٢ دين على السنتيمتر المربع. إن صغر قيم ضغط الصوت وشدته كليهما يوضحان أن آلية السمع البشرية حساسة جداً.

(١٧,٢,١) المبدلات (ا سات) Transducers

المبدلات (المجسات) المستخدمة في القياسات الصوتية عموماً هي : سماعات الأذن والميكروفونات وهزازات العظم ومكبرات الصوت.

سماعات الأذن: هي عادة من النوع ذي الوشيعة (الملف) المتحركة ، وتعطي استجابة ترددية مسطحة بشكل معقول حتى ٦ كيلو هرتز حيث تهبط حساسيتها بعدها بسرعة. هي ليست مصممة خصيصاً لتطبيقات قياس السمع وإنما لأغراض الاتصالات ، وتُستخدَم في مساعدات السمع في شكلها الدقائقي. وعندما تُستخدم عن طريق إدخال سماعة أذن وقالب أذن فإنها توفر طاقة صوتية أكبر لتنقل إلى الحجم الصغير للأذن الخارجية. وربما تجدر الملاحظة بأن سماعات الأذن للقياس السمعي غير قابلة للمبادلة فيما بينها ويجب أن تبقى معرَّفة بجهاز محدد للحفاظ على معايرتها.

تُستخدم أغطية (كؤوس) سمعية مصممة بشكل خاص في حالات كون الضجيج المحيط مرتفعاً جداً بالنسبة لسماعات الأذن غير المحجبة. وهي تستخدم نظام تعليق متمفصل بالكامل يترك أغطية الأذن حرة لتتموضع على صيوان الأذن بضغط عادي وفي نفس الوقت يغطي الأذن الخارجية بالكامل قشرات (صدفات) طاردة للضجيج ومختومة بوسادة بلاستيكية طرية لطرد ضجيج الخلفية الذي لولا ذلك لنتج عنه قياسات ذات عتبة مرتفعة.

الميكروفونات: تُستخدم الميكروفونات لتحويل حركة الموجة في الهواء إلى إشارة كهربائية. أنواعها العادية هي: (١) الزر الكربوني الذي يغير مقاومته مع الضغط، (٢) الكهروديناميكي (الكهروحركي) وفيه يُحرَّض جهد كهربائي في وشيعة نتيجة حركتها بالنسبة لمغناطيس، (٣) المكثف وفيه تُغيَّر سعة مكثف باهتزاز إحدى صفيحتي المكثف. تُستخدم حالياً ميكروفونات سعوية بأقطار ١٢٥ و٦٢٥ و٣١٢٥ ميليمتر، وذلك حسب التردد المراد قياسه. يمكن لأغراض خاصة وضع الميكروفونات بشكل ملائم في غطاء الأذن واستخدامها بطريقة عكسية لنقل الصوت إلى الأذن.

هزازات العظم: كانت هزازات العظم في الأيام الخوالي مكونة من قضيب مربوط إلى نظام تحريك يُحرَّض كهرومغناطيسياً، وكانت تُمسَك باليد ضد النتوء الخشائي (نتوء في العظم الصدغي). لقد كانت مثل هذه الوحدات كبيرة وثقيلة وهي ليست في الاستخدام السريري هذه الأيام. إن هزازات العظم في شكلها الحالي هي من النوع المساعد في السمع فيها آلية نقل تحول التيار المتناوب إلى قوة مهتزة من خلال حجاب حاجز. إن الحجاب الحاجز ومعاملاته (بارامتراته) الميكانيكية الأساسية مثل الكتلة والمطاوعة والمقاومة مهمة في تحديد خواص استجابته. وبالرغم من بساطتها فإنها وسائل جد غير فعالة للنقل ولها استجابة ترددية محدودة وحادة. يُنصح بأن تكون مساحة التماس الدائرية المستوية لهزاز العظم ١٧٥ ± ٢٥ ميليمتر مربع، ويحافظ عليها في مكانها برباط رأس.

مكبرات الصوت: تُستخدم مكبرات الصوت لإعطاء منبه صوتي عندما لا يكون ممكناً الحصول على ربط قريب للمجس مع الأذن. ومن الواضح أن ضياع الطاقة الصوتية في المحيط سيكون أكبر مما لو كان التنبيه مطبقاً مباشرة عن طريق سماعة أذن. إن المواصفات الصوتية لغرفة الاختبار وقناع الأذن غير الخاضعة للاختبار عاملان هامان يستحقان اعتبارات خاصة عند استخدام المجال الصوتي لمكبر صوتي.

(١٧,٣) مقياس السمع الأساسي
Basic Audiometer

إن مقياس السمع جهاز تخصصي يُستخدم لتحديد نقص السمع لدى الأشخاص وللتحديد الكمي لدرجة وطبيعة مثل هذا النقص. هو بالأساس هزاز يحرك زوجاً من سماعات الرأس ويعايَر فيما يخص التردد والخرج الصوتيين. كلاهما، التردد والخرج، قابلان للضبط على مدى المجال الصوتي. يتم تزويد الجهاز أيضاً بمصدر ضجيج معايَر وهزاز ناقل عظمي.

يمكن تقسيم مقاييس السمع إلى مجموعتين رئيسيتين على أساس نوع المنبه الذي يعطيه المقياس لانتزاع استجابة صوتية: مقاييس السمع ذات النغمة الصافية ومقاييس السمع الكلامية. تُستخدم مقاييس السمع ذات النغمة الصافية بشكل أساسي للحصول على العتبات السمعية للنقل الهوائي والنقل العظمي. تساعد هذه العتبات في تشخيص نقص السمع. وتُستخدم الاختبارات المسحية بالنغمة الصافية بشكل واسع في البرامج المدرسية والصناعية للمحافظة على السمع. أما المقاييس السمعية الكلامية فتُستخدم عادة لتحديد عتبات الإدراك الكلامي لأغراض تشخيصية ولتحديد وتقييم أداء المساعدات السمعية.

تُستخدم مقاييس السمع المسحية للفصل بين مجموعتين من الناس: تلك التي تستطيع السمع مثل أو أفضل من معيار خاص، وتلك التي لا تستطيع السمع بهذه الجودة. تطبيقات هذه الأجهزة يمكن أن نجدها في الصناعة والمدارس والخدمة العسكرية.

هناك تطبيق هام للمقاييس السمعية في الصناعة، فهي تساعد في تقييم الوظيفة السمعية للموظفين في مراحل مختلفة لكشفها لتغيرات في حدة السمع وفي تحديد الأشخاص المعرضين للضجيج وقي تقييم فعالية حاميات الأذن وإجراءات الحد من الضجيج.

يتم في القياس السمعي التقليدي بالنغمة الصافية إلباس الشخص سماعات رأس والحصول على مجموعة من الاستجابات للأصوات المنقولة بالهواء الموجَّهة إلى كل أذن على حدة. ومن ثم يمكن تثبيت هزاز ناقل عظمي إلى الرأس عند موضع مركز الجبهة الأمامي لرؤية فيما إذا كانت عتبة السمع ستتحسن. فإذا كان الأمر كذلك فإن الخلل عندها يكون على الأغلب ذا مصدر نقلي كلياً أو جزئياً.

يمكن جعل الأذن التي ليست تحت الاختبار صماء بإدخال ضجيج مقنّع مناسب فيها عن طريق سماعة أذن وذلك لتجنب تنبيه هذه الأذن بالهزاز. ولهذا الغرض يُستعمل ضجيج ضيق الحزمة ممركز على تردد الاختبار ذي النغمة الصافية أو ضجيج أبيض عريض الحزمة. وتطرح مسألة كيفية التعرف إلى الحاجة إلى التقنيع ومن ثم تطبيق الشدة الصحيحة صعوبة معتبرة.

(١٧,٣,١) المتطلبات العامة لمقاييس السمع General Requirements of Audiometers

مقاييس السمع الحديثة أجهزة حالة صلبة (ترانزستورية) تغطي مجالاً للتردد يمتد من مئة إلى عشرة آلاف هرتز. بعض الأجهزة تعطي هذا المجال على خطوات أو فترات مقطعة أوكتافية أو نصف أوكتافية، بينما يعطي البعض الآخر تردداً متغيراً باستمرار على مدى المجال المصمم له. يجب أن يبقى التردد ثابتاً بشكل حساس عند قيمة ضمن ١- ٣٪ من القيمة المشار إليها. وحيث تتضمن تسهيلات التسجيل الآلي تردد مسح مستمر فإنه يتم الإبقاء على معدل التغير الآلي عادة عند قيمة أوكتاف واحد في الدقيقة. وإذا كان مقياس السمع بتسجيل آلي يعطي ترددات ثابتة فعندها يجب السماح بفترة دنيا من ٣٠ ثانية عند كل تردد.

ينبغي أن يكون لترددات الاختبار نقاوة نغمة كافية أو تقريباً لشكل الموجة الجيبي المثالي لضمان الاستجابة للتردد الأساسي المرغوب فيه فقط. إن التشويه الهارموني (التوافقي) الأعظمي في قياس السمع بالنقل الهوائي والنغمة الصافية محدد بـ ٢٪ للهارمونية الثانية والثالثة وأقل من ذلك بكثير للهارمونيات الأعلى. وينبغي أن لا يتجاوز التشويه الهارموني الكلي ٣٪.

يبدأ مجال الشدة لأغلب مقاييس السمع من ١٤ ديسيبل تقريباً فوق الطبيعي إلى ٩٥ ديسيبل تحت الطبيعي وعلى مدى مجال تردد من ٥٠٠ هرتز تقريباً إلى ٤ كيلو هرتز. مجال الشدة أقل إلى حد ما من أجل ترددات أقل من ٥٠٠ هرتز وأكبر من ٤ كيلو هرتز. وهذا سببه جزئياً بعض التقييدات الجهازية المفروضة من سماعة الأذن أو الهزاز وتعود جزئياً إلى الرغبة في تجنب عتبة الإحساس من منبه عند مستويات تردد أخفض. عتبة الإحساس هي الشعور بالألم أو الوخز في الأذن الناشئ عن ضغوط الصوت ويحد من شدة الصوت القصوى التي يمكن للأذن أن تتحملها. يتغير مستوى الشدة الذي يتم تنبيه عتبة الإحساس عنده مع التردد. فمثلاً يتم تنبيه عتبة الإحساس عند مستوى شدة ١٢٠ ديسيبل تقريباً فوق العتبة الطبيعية للسمع في المجال ٥٠٠ هرتز إلى ٤ كيلو هرتز. إلا أن عتبة الإحساس تلك يتم تنبيهها عند تردد ٦٤ هرتز بضغوط صوت فوق قيمة العتبة الطبيعية بـ ٦٥ ديسيبل تقريباً.

توفر أقراص التوهين على مقاييس السمع شدة متغيرة أو متحكمات شدة. وتتم معايرتها بالديسيبل عادة في خطوات مقطعة تختلف بـ ٥ ديسيبل بين الخطوة والخطوة. وبذلك يتم قياس حدة السمع من أجل كل تردد بالديسيبل فوق وتحت المستوى المرجعي للسمع الطبيعي ذي الديسيبل الصفري من أجل ذلك التردد. هذا المستوى هو أدنى شدة يمكن عندها لكل تردد معطى أن يتم إدراكه بالأذن الطبيعية في بيئة خالية من الضجيج ويتم تحديده بأخذ متوسط نتائج القياس على عدد كبير من الأشخاص الطبيعيين بين عمري ١٨ و٢٥ سنة.

تمتلك مقاييس السمع عادة قناتين بمولدات نغمة صافية مفردة. للقناة الأولى خرج نغمة صافية أو كلام، بينما للقناة الثانية تقنيع إسمي. يمكن تحويل النغمة الصافية والكلام إلى كلا القناتين من أجل اختبارات خاصة. ويمكن للقناة الثانية أن يكون لها تقنيع إما ضيق أو عريض الحزمة. لكل قناة موهِّن (مضعِّف) خرج مستقل ودقيق ويتم تحويل المجسات إلى كل موهّن حسبما هو مطلوب.

لقد نزل إلى الأسواق في السنوات الأخيرة العديد من منتجات قياس السمع التي تتضمن معالجاً صغرياً. توفر مثل هذه الأجهزة سهولة أكبر في المعايرة وإظهار إشارة الاختبار والتنوعية. تتضمن مثل هذه الأجهزة أيضاً تجميعاً وتخزيناً آلياً للبيانات، وهذه ميزات مفيدة تتمتع بها هذه الأجهزة. على أنه ربما تجدر الملاحظة بأن مبادئ القياس السمعي كما هي موصوفة فيما يلي لا تتغير مع استخدام المعالج الصغري والتكنولوجيا الرقمية.

إنه لأمر بالغ الأهمية في قياس السمع أن يتم ضمان أن إشارة الاختبار وحدها فقط هي التي تصل إلى الأذن. ولذلك فإن جميع الاختبارات يجب أن تتم في بيئة خالية من الضجيج. ولما كان من الصعب الحد من الضجيج البيئي

فإنه يتم التوصل إلى شروط الخلو من الضجيج بإجراء اختبار القياس السمعي داخل مكان مغلق عازل للصوت. تساعد مثل هذه الأمكنة في إضعاف جميع الترددات ضمن مجال الإحساس تحت عتبة السمع للأذن الطبيعية. من الشائع الوصول إلى توهين قدره ٢٥ ديسيبل عند ١٢٥ هرتز و٦٠ ديسيبل عند ترددات بين ١-٨ كيلوهرتز وذلك باستخدام بنية إنشائية ذات جدار مزدوج ومواد ممتصة للصوت مناسبة.

(١٧,٣,٢) التقنيع في قياس الصوت Masking in Audiometry

هناك صعوبة جدية في الحصول على قياسات سمع دقيقة للأذن الأضعف في حال وجود فقدان سمع أحادي الجانب أو ثنائي الجانب غير متناظر. إن حل هذه المشكلة يكمن في إلغاء الاستجابات من الأذن الأفضل بالتقنيع لكي تتم إزاحة العتبة إلى مستوى أعلى مما يسمح بتقديم شدات أعلى للأذن الأضعف من دون أي خطر للعبور cross-over. وإذا كان الفرق في حدة النقل الهوائي بين الأذنين ٥٠ ديسيبل فما فوق فإنه يُنصح بوضع ضجيج مقنِّع على الأذن ذات السمع الأفضل في الوقت الذي يتم فيه تحديد العتبة في الأخرى. تعتمد فعالية التقنيع على على طبيعة صوت التقنيع كما تعتمد على شدته. يمكن استخدام نغمة صافية لتقنيع نغمات صافية أخرى. إلا أن فعالية التقنيع الذي تقدمه نغمة صافية على مدى ترددات الاختبار منخفض مقارناً بضجيج من ترددات كثيرة كما تقدمه عادة مقاييس السمع التجارية.

يُستخدم ضجيج سن المنشار والضجيج الأبيض بشكل شائع كثيراً للتقنيع في قياس السمع السريري (الإكلينيكي)، ولكن الضجيج ضيق الحزمة (بمعنى حزمة تردد محدودة من الضجيج الأبيض) غالباً ما يُستخدم أيضاً. إن ضجيج سن المنشار عبارة عن ضجيج يكون فيه معدل التكرار الأساسي (التردد الأساسي) هو تردد جهد خط التغذية الرئيسي بالكهرباء في العادة ويحتوي فقط على تلك الترددات التي هي مضاعفات التردد الأساسي. تتناقص شدة هذه المضاعفات بتزايد ترددها. والضجيج الذي يشار إليه بـ "المعقد" أو ضجيج الموجات المربعة مشابه في أنه مركب من تردد أساسي ومكونات هي من مضاعفاته.

الضجيج الأبيض ضجيج يحتوي على جميع الترددات في الطيف السمعي بشدات متساوية تقريباً. إلا أن الطيف محدود عند الأذن بالاستجابة الترددية لسماعة الأذن والتي يمكن أن تكون بشكل أساسي مسطحة حتى ستة آلاف هرتز وتهبط بسرعة فيما وراء ذلك. ويمكن الحصول على ضجيج تقنيع معقد ممتاز باستخدام الانبعاث الإلكتروني الحراري أو العشوائي من ديود نصف ناقل لأنه يولّد جميع الترددات بنفس الوقت وبمطال متساوٍ على مدى مجال تردد أعرض من استجابة الأذن.

لقد استُخدم ضجيج ضيق الحزمة من قبل عدد من الباحثين في دراسات قياس السمع. ويمكن إنتاج هذا النوع من الضجيج بالترشيح الانتقائي للضجيج الأبيض. ولقد وُجد أن الضجيج ضيق الحزمة هو ضجيج التقنيع الأكثر فعالية في قياس السمع بنغمة صافية. وتبين مخططات السمع المقنّعة لأشخاص بسمع طبيعي والنتائج السريرية

للأشخاص ضعيفي السمع أنه، من أجل مستويات شدة متساوية، فإن الضجيج ضيق الحزمة يعطي انزياحات عتبية أكبر مما يعطيه أي من النوعين الآخرين، وبالتالي يقدم حماية أكبر ضد الاستجابات الخاطئة العائدة إلى عبور cross-over نغمة الاختبار.

(١٧,٤) مقياس السمع بالنغمة الصافية
Pure Tone Audiometer

النغمة الصافية هي تلك الموجة في الهواء التي تحتوي تردد اهتزاز واحد فقط. يُستخدم قياس السمع بالنغمة الصافية في الاختبارات الروتينية، وبالتالي فهو التقنية الأوسع استعمالاً لتحديد نقص السمع. تولّد مقاييس السمع بالنغمة الصافية عادة نغمات اختبار في خطوات أوكتافية من ١٢٥ إلى ٨٠٠٠ هرتز وتتراوح شدة الإشارة من -١٠ إلى +١٠٠ ديسيبل.

يتمتع قياس السمع بالنغمة الصافية بميزات عديدة تجعله ملائماً بشكل خاص لعمل قياسات الحساسية العتبية. النغمة الصافية هي النوع الأكثر بساطة من المنبهات السمعية. ويمكن تحديده بشكل دقيق بتردده وشدته، وهذه المعاملات يمكن التحكم بها بدرجة كبيرة من الدقة. يسمح القياس السمعي الكلامي عادة للقياسات بأن يتم عملها ضمن مجال تردد من ٣٠٠-٣٠٠٠ هرتز. قد يعاني بعض المرضى من ضعف في الاستجابة للترددات العالية بسبب مستوى الشدة العالي للضجيج المهني عند ٤٠٠٠-٦٠٠٠ هرتز. وتثبت القياسات بالنغمة الصافية عند هذه الترددات بأنها مؤشر أكثر حساسية من اختبارات الكلام لتأثير مثل هذا الضجيج على الأذن من اختبارات الكلام. كما أن التغيرات في الحساسية العتبية المترافقة مع عمليات جراحية مختلفة للأذن الوسطى يمكن مراقبتها بدقة أكبر باختبارات النغمة الصافية منها بالاختبارات الكلامية.

يتكوّن مقياس السمع بالنغمة الصافية بشكل أساسي من هزاز LC يكون فيه للتحريض L ولسعة التوليف C تسامحات متقاربة من أجل التحكم الدقيق بتردد الهزاز. يُربط الهزاز إلى مرحلة تضخيم تيار خرج لإنتاج مستوى الطاقة المطلوب. أما الموهِّنات (المضعِّفات) المستخدمة في هذه الأجهزة فهي من النوع السلّمي ladder type وبممانعة اسمية مقدارها ١٠ أوم. تُقدَّم الإشارة صوتياً إلى الأذن عن طريق سماعات أذن أو مكبرات صوت صغيرة. ويعطي الجدول رقم (١٧,١) مستويات ضغط الصوت الموجودة في مقياس سمع نموذجي.

(١٧,٥) مقياس السمع الكلامي
Speech Audiometer

من الضروري أحياناً إجراء اختبارات بالأصوات المحكية إلى جانب قياس السمع النغمي. هذه الاختبارات مهمة بشكل خاص قبل القيام بوصف مساعدات سمع وفي تحديد مدى التلف في فهم الكلام لدى المريض. وتُستخدم مقاييس سمع كلامية مصممة خصيصاً لهذه الغاية. تتضمن هذه المقاييس مسجل شريطي من نوعية جيدة

يستطيع أن يعطي كلاماً مسجلاً. يُفضَّل المسجل الشريطي ثنائي الحزمة من أجل الاتصال مع وحدات قياس سمع ثنائية القنوات. يتم تأمين ضجيج تقنيع بواسطة مولد ضجيج. وتغذي القناتان سماعتي أذن أو مكبري صوت باستطاعة ٢٥ وات لكل منهما.

الجدول رقم (١٧,١). نغمات الاختبار وشدة الإشارة في مقاييس سمع.

تردد النغمة (هرتز)	شدة الإشارة (ديسيبل)				
	نغمة صافية (سماعة أذن)	نغمة صافية (نقل عظمي)	قناة الموازنة	تقنيع ضيق الحزمة (سماعة أذن)	تقنيع ضيق الحزمة (نقل عظمي)
١٢٥	٧٠	–	–	–	–
٢٥٠	٩٠	٤٥	٩٠	٨٠	٥٠
٥٠٠	١١٠	٦٠	١١٠	٩٠	٦٠
١٠٠٠	١١٠	٦٠	١١٠	٩٠	٦٠
١٥٠٠	١١٠	٦٠	١١٠	٩٠	٦٠
٢٠٠٠	١١٠	٦٠	١١٠	٩٠	٦٠
٣٠٠٠	١١٠	٦٠	١١٠	٩٠	٥٠
٤٠٠٠	١١٠	٦٠	١١٠	٩٠	٥٠
٦٠٠٠	٩٠	–	–	٨٠	–
٨٠٠٠	٩٠	–	–	٨٠	–
كلام	١١٠	–	١١٠	–	–

يتمتع المسجل الشريطي بسعة لتسجيل تنويعات غير محدودة من مواد الاختبار وبثبات (أو اتساق) للدخل الكلامي لا يمكن الحصول عليه في القياس السمعي بالصوت الحي فيما يتعلق بتكرارية الاختبار-إعادة الاختبار. الميزة الأخرى لمادة المسجل الشريطي هي أنه يمكن انتقاء كلمات وجمل الاختبار لتغطي الاحتياجات ذات الاختلاف الواسع للعمر والذكاء واللهجة واللغة.

تتضمن المقاييس الكلامية إمكانيات للصوت الحي لأغراض الاتصال بشكل أساسي حيث إن اللاموثوقية المتأصلة للاختبارات الكلامية بالصوت الحي قد تؤدي إلى أخطاء خطيرة. مضخم الميكروفون المستخدم لهذا الغرض عبارة عن مضخم بسيط بمرحلتين. ينبغي لخواص الاستجابة الترددية لقناة صوت حي أن تكون بحيث أنه، بتمتع الميكروفون في مجال صوتي مفتوح بمستوى ضغط ثابت، فإن مستوى الضغط الذي ينشأ في سماعة الأذن التابعة لمقياس السمع في الأذن الصناعية عند ترددات في المجال ٢٥٠-٤٠٠٠ هرتز لا يختلف عن ذاك الذي عند ١٠٠٠ هرتز بأكثر من ١١٠ ديسيبل. كما أنه يجب أن لا يرتفع عند أي تردد خارج هذه الحزمة بأكثر من ١٥ ديسيبل بالنسبة للمستوى عند ١٠٠٠ هرتز.

(١٧,٦) نظام مقياس السمع بيكسي
Audiometer System Beksey

صمم العالم الهنغاري جورج فان بيكسي George Van Beksey طريقة اختبار سمعية آلية من أجل رسم عتبة السمع بناء على إشارة المريض. الميزة الأساسية لهذه الطريقة، والتي تختلف فيها عن تقنيات قياس السمع التقليدية بالنغمة الصافية، هي الاعتماد التبادلي interdependence بين استجابة المريض وشدة المنبه: تتحكم الاستجابات بالشدة وتتأثر بالتغيرات التي تحدثها فيها. يمثل مخطط السمع المرسوم بطريقة بيكسي القيم العتبية المطلقة عند جميع الترددات في المجال الذي يتم الاختبار فيه.

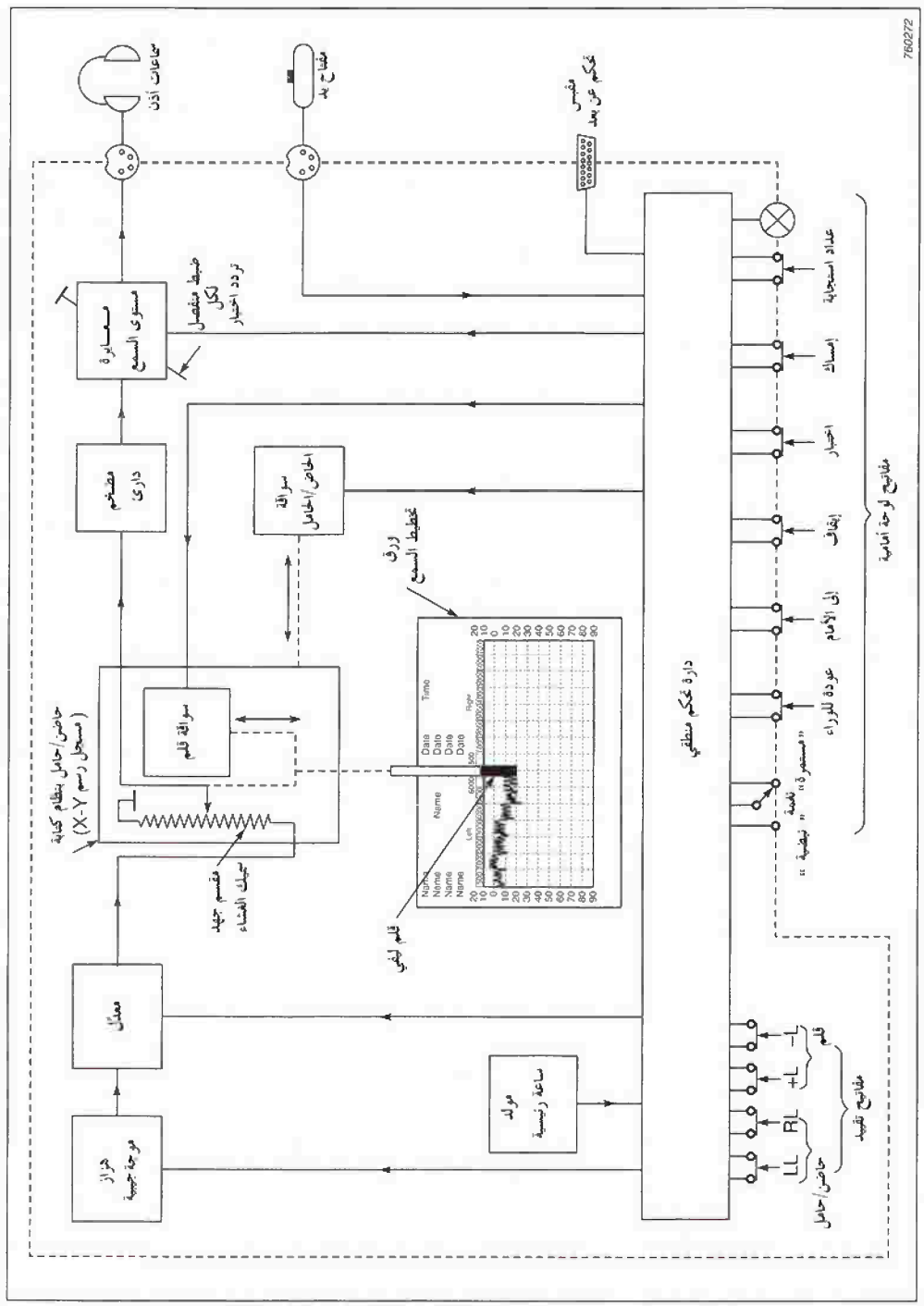
إضافة إلى ذلك يوضح المخطط الفرق بالديسيبل بين المستويات التي يبدا عندها المريض بسماع إشارة ذات شدة متزايدة وتلك التي يتوقف عندها المريض عن سماع الإشارة عندما تكون شدتها في تناقص. هذه الخاصة الأخيرة تتغير غالباً بشكل واضح مع نوع الضعف السمعي ويمكن أن تساعد في تحديد موضع الآفة ضمن النظام السمعي. ويمكن بناء على المخططات التفريق بين صعوبات السمع النقلية والإدراكية بسهولة.

مقاييس سمع بيكسي بسيطة نسبياً لأجل المريض ليشغلها. يولد الجهاز إشارة ذات نغمة صافية تقدَّم للمريض من خلال سماعة أذن ذات نقل هوائي. يتم إخبار الشخص تحت الاختبار بأن يضغط على مفتاح عندما يسمع النغمة وأن يترك المفتاح عندما لا يسمعها. هذا المفتاح يتحكم بموهِّن مقياس السمع المقاد بمحرك. عندما يُضغط على المفتاح تتناقص شدة الإشارة وعندما يُترك المفتاح تتزايد شدة الإشارة. يقوم قلم موصول مع الموهّن برسم تسجيل مستمر لأعمال ضبط الإشارة التي يقوم بها المريض على ورق التخطيط معطياً بذلك تمثيلاً بيانياً لعتبة الشخص تحت الاختبار. يمكن تقديم إشارة الاختبار بطرق مختلفة كل منها مناسب للتحقق من مشكلة خاصة.

يوضح الشكل رقم (١٧,٤) مخططاً صندوقياً لنظام مقياس السمع بيكسي. وهو يتألف بشكل أساسي من قسم كهربائي وآخر ميكانيكي. يحتوي القسم الكهربائي على هزاز ودارات تعديل لتوليد إشارة الاختبار المرغوب فيها وعلى موهّن آلي مربوط إلى نظام كتابة ودارات تحكم من أجل المحركات التي تقود القسم الميكانيكي وعلى مولد توقيت رئيسي من أجل التحكم بجميع وظائف التوقيت عن طريق دارة تحكم منطقي. أما قائد (سواقة) الناقل (الحاضن/الحامل) carriage drive ونظام الكتابة بمحركات السواقة المنفصلة خاصتها فتكوّن القسم الميكانيكي.

(١٧,٦,١) القسم الكهربائي Electrical Section

هزاز الموجة الجيبية: يولد هذا الهزاز إشارات اختبار بترددات ١٢٥ و٢٥٠ و٥٠٠ و١٠٠٠ و١٥٠٠ و٢٠٠٠ و٣٠٠٠ و٤٠٠٠ و٦٠٠٠ و٨٠٠٠ هرتز. يُقدَّم هذا التتابع إلى الأذن اليسرى أولاً بشكل آلي وتستمر كل نغمة ٣٠ ثانية ومن ثم إلى الأذن اليمنى مع كون الانتقال بين الترددات عديم الضجيج. وبعد أن يتم اختبار الأذنين تُقدَّم نغمة ١٠٠٠ هرتز إلى الأذن اليمنى لإعطاء مؤشر مفيد لموثوقية الاختبار.



الشكل رقم (١٧,٤). مخطط صندوقي لنظام مقياس السمع بيكسي.

المعدِّل: تُغذى إشارة الاختبار الصادرة عن الهزاز إلى المعدِّل حيث تُنتقى صيغة التشغيل بمفتاح "النغمة" عن طريق دارة تحكم منطقي. هناك صيغتين متاحتين: "نبضة" و"مستمر". يتم في صيغة النبضة تعديل إشارة الاختبار لتعطي إشارة يسهل التعرف عليها من قبل المريض. أما في صيغة "مستمر" فلا يُطبَّق تعديل لتعطى إشارة مناسبة للاستخدام عند معايرة مقياس السمع.

الموهِّن (المضعِّف) الآلي: الإشارة من المعدّل تغذي الموهّن الآلي الموجود على الناقل (الحاضن/الحامل) سوية مع نظام الكتابة. يتألف الموهّن من مقسّم جهد لوغاريتمي تكون زلاقته مثبتة إلى سواقة القلم بحيث أن توهين مقسم الجهد يقابل موقع القلم (محور Y) على ورق التخطيط. يتمتع مقسم الجهد بدقة تمييز لامتناهية. مدى التوهين هو مئة ديسيبل حيث يغطي مجال مستويات السمع الممتد من -١٠ إلى +٩٠ ديسيبل. يبدأ الموهّن عند وضعيته العليا البالغة -١٠ ديسيبل ومن ثم يزيد المستوى بمعدل ٥ ديسيبل في الثانية. وعندما تُبدَّل إشارة الاختبار بين الأذنين أو عند إعادة الاختبار عند ١٠٠٠ هرتز فإن الموهّن ينقص مستوى الإشارة إلى -١٠ ديسيبل لضمان أن الأذن اليمنى لا تستقبل نغمة عند مستوى مرفوع قد يكون مطلوباً عند ٨٠٠٠ هرتز.

مفتاح اليد: يتم التحكم بسواقة القلم عن طريق دارة تحكم منطقي بواسطة مفتاح يد يتم تشغيله من قبل المريض. ينقِص ضغطُ (كبس) المفتاح الخرجَ من مقسم الجهد وبالتالي المستوى في سماعات الأذن بينما يزيد ترك المفتاح الخرج، وفي كلتا الحالتين يتم ذلك بسرعة (٥) ديسيبل في الثانية.

المضخم الدارئ ودارة المعايرة: تُغذى الإشارة من الموهن عن طريق مضخم دارئ إلى دارة معايرة مستوى السمع. يقوم المضخم الدارئ بعزل الموهن عن دارة المعايرة كي لا يؤثر في خرجها. تتألف دارة المعايرة من سبعة مقسمات جهد بواقع مقسم واحد لكل تردد اختبار. يتم أثناء المعايرة ضبط مقسمات الجهد كل على حدة حتى الحصول على المستوى الصحيح في سماعات الأذن مقيساً في قارن.

سماعات الأذن: سماعتي الأذنين هما زوجان ملاءمان بتشويه أقل من ١٪ نموذجياً.

مولد التوقيت الرئيسي: يقوم مولد توقيت مستقل بتغذية الإشارات الضرورية من أجل التحكم بسرعة المحرك وبسرعة الموهن وبإزاحة التردد وبالتعديل وبوظائف توقيتية أخرى. وهذا يجعل النظام مستقلاً عن التغيرات في جهد وتردد خط التغذية بالجهد.

(١٧,٦,٢) القسم الميكانيكي Mechanical Section

الناقل (الحاضن/الحامل) carriage: تتم سواقة (قيادة) الناقل مع نظام الكتابة بواسطة محرك خطوة عن طريق حزام مسنن. ويتم التحكم بسرعة واتجاه دوران المحرك آلياً عن طريق نظام تحكم منطقي. عندما يتم البدء بالاختبار والمريض يشير إلى أنه يسمع الإشارة بضغطه على مفتاح اليد فإن الناقل يتحرك على طول المحور X (محور التردد) للمخطط في اتفاق مع تردد إشارة الاختبار. وعندما ينزاح التردد فإن الناقل يتوقف إلى أن يشير المريض مرة

ثانية بضغطه على المفتاح أنه يسمع الإشارة. وهذا يجنبنا تضييع مساحة تسجيل على المخطط إذا كانت عتبة سمع المريض تتغير من تردد إلى آخر أو من الأذن اليسرى إلى اليمنى. وعندما ينتهي كامل الاختبار فإن الناقل ونظام الكتابة يعودان إلى وضع البداية. تتضمن دارة سواقة الناقل مفتاحي تقييد لمنع الناقل من التجاوز.

نظام الكتابة: يتم تشغيل نظام التابة بسواقة القلم التي تُحرَّك بواسطة محرك خطوة. تحرك سواقة القلمِ القلمَ مع منزلقة الموهن الآلي على طول المحور Y (محور مستوى السمع) بسرعة ثابتة مقابلة لسرعة التغير في التوهين والبالغة ٥ ديسيبل في الثانية. يتم تحديد اتجاه حركة القلم بوضعية مفتاح اليد الذي يتم تشغيله من قبل المريض. كما أن مفاتيح التقييد متضمنة مع سواقة القلم.

ورق مخطط السمع: تتم طباعة مخطط السمع على ورق قياس A5 ١٤٨ x ٢١٠ ميليمتر. مساحة التسجيل واسعة (٠,٨) ديسيبل لكل ميليمتر وذلك لجعل القراءة سهلة. تُترك مساحة إلى جانب المخطط لتسجيل معلومات عن المريض والمقياس والمشغل ...الخ بينما هناك في الجانب الآخر مساحة لتسجيل تاريخ المريض الطبي والمهني. وتعطي أربعة ثقوب في الورق تحديداً مكانياً دقيقاً وآلياً لمخطط السمع على سرير الورق.

لقد اقتُرِحت اختبارات أخرى عديدة إلى جانب قياس السمع بيكسي بالنغمة الصافية وذلك من أجل الحصول على تشخيص أكثر دقة بتطبيق اختبارات التعوّد adaptation والإرهاق السمعي. يمكن إجراء هذه الاختبارات باستخدام نظام بيكسي الأساسي. فمثلاً تُضاف قناة ثانية من أجل إجراء اختبار توازن صخب فاولر Fowler. تمتلك القناة الثانية شدة متغيرة باستمرار على مدى مجال من صفر إلى ١١٠ ديسيبل وتتم معايرتها بزيادات (قفزات) مقدارها ١ ديسيبل.

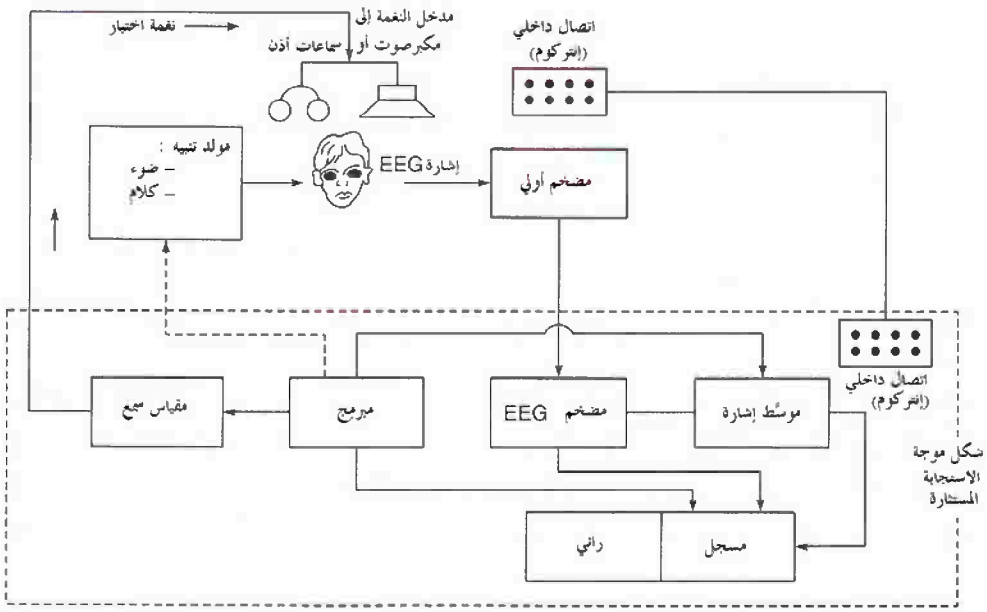
(١٧,٧) نظام قياس السمع بالاستجابة المستثارة
Evoked Response Audiometry System

لقد كان قياس السمع بالاستجابة المستثارة موضوع بحث لسنين عديدة. لقد أسس هذا العمل لتخطيط كهربية الدماغ باستجابة مستثارة ناشئة عن منبه سمعي فوق العتبة السمعية. ولقد وجد أن الأجهزة المستندة إلى هذا المبدأ مناسبة عملياً لتحديد العتبة السمعية في غياب استجابة طوعية لدى أشخاص كالرضع والبالغين غير المتعاونين ولدى الحيوانات.

يتكون النظام بشكل أساسي من مقياس سمع تقليدي عريض المجال بنغمة صافية يعمل تحت تحكم مبرمج آلي ويقدم سلسلة من المنبهات السمعية لشخص الاختبار عن طريق إما مكبر صوت أو سماعة أذنية معيارية. تُلتقط إشارة الـ EEG بإلكترودات معيارية موضوعة على اتصال مع فروة رأس شخص الاختبار. يوضع إلكترود عادة على قمة الرأس وآخر على المنطقة خلف الأذن وثالث (أرضي) على شحمة الأذن أو الجبهة. يقوم الجهاز بتخزين وتقييم ذلك الجزء من إشارة الـ EEG الذي يتبع كل تقديم لتنبيه مفرد. وبعد نهاية سلسلة المنبهات المبرمجة يقوم الجهاز

بطباعة شكل موجة على ورق تسجيل هي متوسط الاستجابة لهذه المنبهات. إن وجود مطالات مميزة واستتارات latencies في شكل الموجة هذا يعطي مؤشراً إلى أن شدة الاختبار تجاوزت عتبة الشخص عند تردد الاختبار. تعطي محاولات مشابهة عند مستويات شدة أخرى وترددات أخرى منسوب (كونتور) العتبة.

يوضح الشكل رقم (١٧,٥) مخططاً صندوقياً لنظام قياس سمع بالاستجابة المستثارة، ويتألف هذا النظام من الأنظمة الفرعية الرئيسية التالية:



الشكل رقم (١٧,٥). مخطط صندوقي لمقياس سمع باستجابة مستثارة.

مولّد النغمة: هو مقياس سمع عريض المجال بنغمة صافية يمكن انتقاء خرجه الترددي عند ١٢٥ و٢٥٠ و٥٠٠ و٧٥٠ و١٠٠٠ و١٥٠٠ و٢٠٠٠ و٣٠٠٠ و٤٠٠٠ و٦٠٠٠ و٨٠٠٠ هرتز. مستويات طاقة الخرج قابلة للضبط من –٥ إلى +١١٠ ديسيبل بخطوة ٥ ديسيبل. بالإضافة إلى النغمات الصافية يمكن استخدام ضجيج عريض الحزمة مولد داخلياً كمنبه.

وهناك أيضاً إمكانية لدخل خارجي من أنواع أخرى من المنبهات. إحدى ميزات هذا المولد هي أزمنة الصعود/الهبوط القابلة للانتقاء من ١–١٠٠ ميلي ثانية. تُقدَّم المخرجات إلى الإذن اليسرى أو اليمنى أو كليهما. كما أن هناك مصدر ضجيج مقنّع متغير الشدة متضمَّن في المولد. وهناك مضخم طاقة من أجل سواقة مكبر صوت أو مجس لمسي. يجب ألاَّ يتجاوز التشويه الهارموني الكلي (٢٪).

مضخم الـ EEG : هو عبارة عن مضخم تقليدي عالي الربح مرتفع الممانعة منخفض الضجيج. يتم الإبقاء تفضيلياً على المرحلة الأولى من مضخم الـ EEG في "رأس مضخم أولي" منفصل موجود قرب شخص التجربة. إن تصميمه ومكانه يجعلان التقاط تردد خط التغذية بالطاقة الكهربائية في حده الأدنى. يمكّن مقياس أوم في رأس المضخم الأولي من قياس ممانعة تماس الإلكترود وبالتالي الإشارة إلى الحصول على مقاومة تماس للإلكترود مرضية عندما يكون الأمر كذلك. ربح المضخم الأولي لـ EEG مثبت عند ٢٠٠. الحساسية الكلية مضبوطة على خطوات من ١٠ إلى ١٠٠٠ ميكروفولت لكل تدريجة على ورق التسجيل.

يوفر المضخم أيضاً قطوعات roll-offs انتقائية عند النهايات العليا والدنيا للطيف ذي الاهتمام ومرشح ٦٠ هرتز ثلمي حاد. نقاط القطع roll-off للتردد المنخفض هي عند ٠,١٥ و٠,٣٠ و٠,٦٠ و١,٥ و٣ و٦ و١٠ و١٥ و٣٠ و٦٠ هرتز عند ٦ ديسيبل (نصف المطال) بينما نقاط التردد العالي هي عند ١,٥ و٣ و٦ و١٠ و١٥ و٣٠ و٦٠ هرتز عند ٦ ديسيبل (نصف المطال) مما يعطي قطعاً قدره ١٢ ديسيبل لكل أوكتاف.

المبرمج : وهو جهاز منطقي يتحكم بتشغيل النظام في تتابع زمني صحيح، ويساعد في الحصول على معدل قابل للانتقاء لإعطاء التنبيه وفي تخزين عدد النبضات التي يختارها المشغل ليكوّن سلسلة تتابعية ما وفي بدء تشغيل المسجل عند بدء السلسلة التتابعية وفي تشغيل وإيقاف مولد نغمة مقياس السمع لتأمين المنبهات السمعية في الوقت المناسب. ويقوم أيضاً بتسريع سواقة ورق التسجيل من أجل عينات الإشارة التفصيلية وفي إيقاف المسجل بعد انتهاء الورق وفي محو حاسوب توسيط الإشارة وفي تفريغ نفسه والعودة إلى بداية السلسلة التتابعية التالية.

العد الإجمالي في المبرمج قابل للانتقاء من ١-١٠٩ تنبيه بواسطة مفتاح انتقاء. يتم إبقاء الفترات بين النبضات عادة عند ٠,١، ٠,٢، ٠,٥، ١، ٢، ٥، ١٠ وفترة استمرار النبضة عند ١-١٠٠٠٠ ميلي ثانية.

حاسوب توسيط الإشارة : وهو يقوم بفصل الاستجابات المستثارة عن نشاط الـ EEG العادي بإهمال تلك المكونات غير المتزامنة مع المنبهات. ولأن شكل موجة الكمون المستثار سيكون بالأساس نفسه كل مرة لدى الاستجابة لتقديم النغمة والنشاط الكهربائي الآخر سوف يتغير عشوائياً، فإن الاستجابة المستثارة "تنمو" في ذاكرة الحاسوب بينما يميل المكوّن الضجيجي لأن تكون قيمة متوسطه صفراً مع تكرار التقديمات.

يمكن تزويد الحاسوب إما بـ ٥٠ أو ١٠٠ نقطة حساب متوسط وذلك حسب درجة دقة التمييز المطلوبة. يتضمن الحاسوب إمكانية انتقاء ثابت زمني للمكاملة ٥، ١٠، ٢٠، ٥٠، ١٠٠، ٢٠٠، ٥٠٠ ثانية وزمن استمرار المسحة أو زمن التحليل ٠,٢، ٠,١، ٠,٥، ١، ٢، ٥ ثانية. هناك دارة تأخير لانتقاء تأخير بين بدء التنبيه وبدء التحليل بواسطة موسّط إشارة. زمن التأخير قابل للانتقاء من ٠، ٠,٢، ٠,٥، ١، ٢ ثانية. يمكن جعل مطال الاستجابة المستثارة منسوبة normalized إلى إشارة مراقبة الـ EEG المستمرة باستخدام تحكم بالربح (ربح متغير من ٢٠ إلى ٥٠). يوفر الحاسوب مخرجات للإظهار إما على راسم اهتزازات (أوسيلوسكوب) أو راسم ورقي.

المسجل الورقي: هو مسجل ثنائي القنوات. تُستخدم إحدى القناتين لإظهار الاستجابة الموسَّطة بعد معالجتها بالحاسوب. تظهر القناة الأخرى الـ EEG غير المعالَج. هناك مُوَسِّمَي حدث يُفَعَّل أحدهما مع كل نبضة تبويب من المبرمج لتوضيح بداية واستمرار كل منبه. أما الثاني فموجود من أجل تسجيل أية سمة (علامة) في اللحظة المرغوب فيها. يمكن سواقة الورق بأربع سرعات مختلفة ١، ٥، ٢٥، ١٢٥ ميليمتر في الثانية والتي يتم تبديلها آلياً بواسط المبرمج. يُستخدم عادة ورق تسجيل شفاف بحيث يمكن مقارنة التسجيلات بوضعها فوق بعضها بعضاً على جهاز رؤية مضاء (فانوس).

تحتوي أجهزة قياس السمع بالاستجابة المستثارة أيضاً على إمكانية لصيغة تشغيل "خارجي" حيث يمكن ربط أي نوع آخر من مولدات التنبيه إلى النظام والتحكم به من المبرمج. هذا يمكن أن يتضمن ضجيجاً ضيق الحزمة أو كلاماً أو إشارة سمعية عالية التردد لأبحاث الحيوانات أو حتى منبه لمسي أو بالصورة.

تُبنى مقاييس السمع الحديثة ذات الاستجابة المستثارة حول حواسيب. يتم في هذه الأجهزة التحكم رقمياً بالمنبه والمضخمات الأولية والمضخمات بواسطة وحدة معالجة مركزية تتجنب آلياً المعاملات غير المرغوب فيها. ليس لهذه الأجهزة أزرار كبس أو أقراص حيث أنه يتم تغيير المعاملات بواسطة لوحة المفاتيح. يتم التحكم بالمعاملات حتى مدى عريض جداً وهذا ما كان ليكون ممكناً بالأزرار والمفاتيح التقليدية. هناك منبهات متضمنة أيضاً بترددات من ١٢ إلى ١٦ كيلو هرتز لتسهيل فحص نقص السمع عند الترددات المرتفعة وآثار العقاقير ذات السمية الأذنية. تُعرض النصوص وأشكال الموجات على شاشات تلفزيونية كبيرة. إن وجود مسجل ورقي كجزء من الجهاز يساعد على جعل التسجيلات تحت تحكم لوحة المفاتيح.

(١٧,٨) معايرة مقاييس السمع
Calibration of Audiometers

إن الغاية من اختبار قياس السمع هو المقارنة. والمقارنة يمكن أن تكون بين مخطط سمع لشخص أُخذ الآن وآخر أُخذ سابقاً أو بين مخطط سمعه ومخططات سمع لآخرين. وأياً يكن السبب وراء تسجيل مخطط سمع فإن من الواضح أن شروط الاختبار والمستويات المرجعية للقياسات يجب أن تكون متطابقة كي تكون المقارنات صحيحة. وعلاوة على ذلك فإنه، من أجل مقارنات ذات صلاحية مع مخططات سمع من أجهزة أخرى، يجب أن تكون شروط الاختبار والمستويات المرجعية موحَّدة universal. وقد نشرت معاهد تقييس مختلفة قيم عتبات معيارية لقياس السمع لتجميعات عديدة واسعة الاستخدام لسماعات أذن وآذان اصطناعية من أجل إجراء معايرات مقاييس السمع.

إن المعايرة الدقيقة لمقاييس السمع أساسية لضمان أن الأجهزة تعطي نغمة صافية عند المستوى والتردد المحددين وأن الإشارة يتم تقديمها فقط إلى المجس الموجهة هذه الإشارة إليه. المعاملات التي يتم التحقق منها لمقاييس السمع بنغمة صافية وبكلام هي عموماً التردد والشدة.

يتم التحقق من الخرج الترددي لمقياس سمع باستخدام مؤقت- عداد أو راسم ذبذبات (أوسيلوسكوب). يُفضل المؤقت - العداد لأنه يعطي قراءة سريعة ومباشرة. يكون المؤقت- العداد موصولاً عبر سماعة أذن واحدة ويتم ضبط مقياس السمع ليعطي خرجاً أعظمياً. تسمح المواصفات القياسية لمقاييس السمع بتسامح قدره ±٣٪ من أجل خرج ترددي من مقياس سمع صافي النغمة ثابت التردد.

أما بالنسبة لمستويات ضغط الصوت فإن التحقق منها يتم على أفضل وجه بواسطة "أذن اصطناعية" أو قارن coupler سوية مع مقياس مستوى صوت. تتألف الأذن الاصطناعية من ميكروفون سعوي وقارن ٦ ميليلتر. القارن المصمم أصلاً من قبل المكتب الاتحادي للمواصفات القياسية (NBS) في الولايات المتحدة الأمريكية يحتوي حجماً يساوي تقريباً نفس الحجم تحت سماعة الأذن للأذن البشرية. توضع سماعة الأذن بشكل متعامد مع القارن مع وزن (٥٠٠) غرام.

وينبغي ضمان أنها تشكل سدادة جيدة. تتم قراءة الخرج على مقياس مستوى صوت بالديسيبل مباشرة ومقارنته مع الخرج المتوقع لكل تردد. إلا أنه ربما تجدر الملاحظة بأن الإزاحة الحجمية هي أحد مكوّنات الممانعة الصوتية فقط وبالتالي فمن الواضح أنها أقرب إلى كونها تقريبا صوتياً تبسيطياً لمتوسط الأذن البشرية. وهذا هو السبب الكامن وراء تغير المستويات المرجعية بتغير نوع سماعة الأذن. يتم التغلب على سيئة اختلاف المستويات المرجعية بتصميم أكثر إحكاماً للأذن الاصطناعية ذات الحزمة العريضة.

يعتبر النموذج رقم (٤١٥٣) للأذن الاصطناعية من Bruel & Kjaer مثالاً نموذجياً للأذن الاصطناعية، وهو مصمم طبقاً للمواصفة القياسية (IEC R318) وله قارن بثلاث تجويفات ويعطي مقاومة صوتية تماثل بشكل دقيق تلك التي للأذن البشرية. هناك أنواع مختلفة من القارنات متاحة للاستخدام مع الآذان الاصطناعية من أجل قياسات على سماعات الأذن وعلى مساعدات السمع من النوع الذي يتم إدخاله insert type وعلى سماعات أذن أخرى.

وبينما تُستخدم الأذن الاصطناعية كبديل مُقَيَّس للأذن البشرية عند القيام بقياسات تستخدم سماعة أذن ذات نقل هوائي، فإن النتوء الصدغي الاصطناعي يُستخدم كبديل مقيّس للنتوء الصدغي (الخشاء) البشري. يتألف النتوء الصدغي الاصطناعي من محاكاة ميكانيكية لذاك البشري ويتضمن مجس قوة بداخله لمراقبة خرج الجهاز المراد معايرته. يجب أن يكون النتوء الصدغي الاصطناعي مطابقاً للمواصفات القياسية مثل تلك الأمريكية (ANSI S313-1972) أو الدولية (IEC R 373).

ينبغي إجراء اختبارات قياس السمع في غرف هادئة بشكل معقول. وينبغي أن لا يكون الشخص تحت الاختبار مضطرباً إما بأصوات من داخل الغرفة أو آتية من خارجها. تُعرف مثل هذه الغرف بالغرف المعالجة صوتياً. ولإبقاء الضجيج الخارجي خارجاً فإن الجدران الخارجية لمثل هذه الغرف تتألف من هيكل مقوى السطوح كثيف، وتُبطَّن الجدران الداخلية بمادة ممتصة للإبقاء على الانعكاس منخفضاً ولمنع أي انعكاس عملياً.

(١٧,٩) مساعدات السمع
Hearing Aids

إن لنقص السمع أشكالاً عدة أكثرها شيوعاً تلك التي لها علاقة بالتقدم في العمر وبتعرض الأذن التراكمي طويل الأجل للطاقة الصوتية. فعندما يتقدم المرء في السن يصبح السمع أصعب وتصبح الأذن أقل حساسية للصوت وأقل دقة كجهاز تحليل للصوت وأقل فعالية كمعالج للكلام. يختلف نقص السمع باختلاف الأشخاص بشكل كبير. وتحدث التغييرات في الأذن تدريجياً على مدى الزمن. إلا أنه في الوقت الذي تظهر فيه التغيرات فإنه يُخمَّن أن ٣٠-٥٠٪ تقريباً من الخلايا الحسية في الأذن الداخلية أو أكثر تعاني من تضرر بنيوي غير قابل للإصلاح أو تكون مفقودة (Engebretson, 1994). إن الخيار الوحيد المتاح تحت هذه الظروف بالنسبة للمعوقين سمعياً هو ارتداء مساعد للسمع.

إن ما يسبب الإعاقة السمعية هو إما نقص في الحساسية (نقص في ارتفاع الصوت المدرَك) أو نقص في القدرة على تمييز أصوات كلام مختلفة أو كلاهما. قد يكون النقص في ارتفاع الصوت المدرك عائداً إما إلى ممانعة ميكانيكية متزايدة بين الأذنين الخارجية والداخلية أو تناقص في حساسية العضو الحسي السمعي. يترافق نقص القدرة على التمييز أساساً مع تضرر العضو الحسي بالرغم من أن هيكليات عصبية أخرى عند مستويات أعلى قد تكون أيضاً متورطة في ذلك.

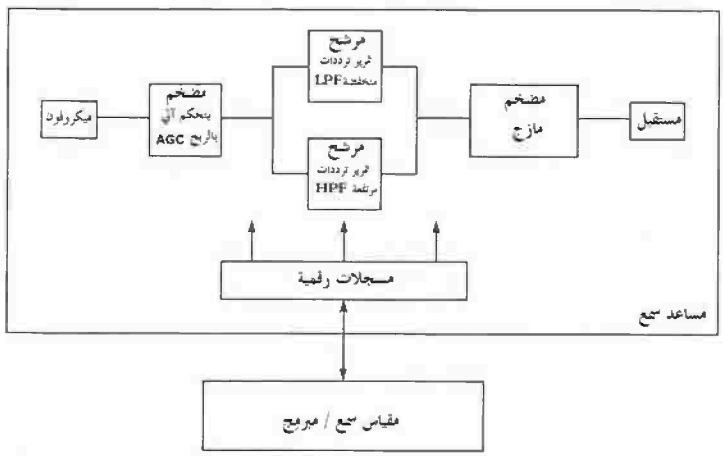
لقد أصبح مساعد السمع الحديث ممكناً مع اختراع الترانزستور الذي مكّن من تطوير دارات مضخمات صغيرة وفعالة يمكن تغليفها بشكل يناسب أن يوضع في أو خلف الأذن. وعلى كل فإن الوظيفة الأولية لمساعد السمع، والتي هي تعويض النقص في حساسية الأذن المتضررة، ليست بهذه البساطة عملياً. فسلوك الأذن بالنسبة للأصوات الناعمة قرب عتبة السمع يختلف عنه بالنسبة للأصوات المرتفعة.

ولذلك فإن استجابة ترددية تستعيد عتبات سمع طبيعية بالنسبة للأصوات الناعمة سوف لن تكون مناسبة بشكل عام لأصوات أعلى. يضاف إلى ذلك أنه حتى لو جُعلت الأصوات الكلامية مسموعة بالنسبة للمصغي المعوق سمعياً فإن ذلك لا يستتبع أن هذا المصغي سيكون قادراً على فهم الكلام. يعاني المصغون المعوقون سمعياً صعوبات أكثر في فهم الكلام في خلفية ضجيجية من المصغين ذوي السمع الطبيعي.

(١٧,٩,١) مساعد السمع التقليدي Conventional Hearing Aid

لقد تطورت مساعدات السمع من مضخمات أحادية الترانزستور إلى تصميمات حديثة متعددة القنوات تحتوي على مئات وحتى آلاف الترانزستورات. يوضح الشكل رقم (١٧,٦) تصميما نموذجياً. تتضمن الأجزاء الوظيفية الرئيسية ميكروفوناً ومضخماً مرافقاً له ودارة تحكم آلي بالربح AGC ومجموعة من مرشحات فعالة ومازج ومضخم طاقة ومجس خرج أو مستقبل. تعمل الدارة الكلية على البطارية. إن استخدام القنوات المتعددة في هذا التصميم يؤمن خواص انضغاط مختلفة لمجالات تردد مختلفة. ونموذجياً فإن ترددات العبور للقنوات وخواص الانضغاط يمكن أن تُضبط بمقسمات جهد. غالبية مساعدات السمع الأخيرة قابلة للبرمجة إلكترونياً.

تُحمَّل المعاملات القابلة للبرمجة من نظام ذي أساس حاسوبي وتُخزَّن في مسجل رقمي. تُستخدم مخرجات المسجل لتشغيل شبكة ترانزستورية تتحكم بدارات تماثلية مختلفة. تُضبَط المرشحات الفعالة لتعطي بشكل عام توهين تردد منخفض حتى ٣٠-٤٠ ديسيبل بالنسبة للاستجابة عالية التردد. وهذا بسبب أن معظم حاملي مساعد السمع يتطلبون ربح تردد عالٍ.



الشكل رقم (١٧,٦). مساعد سمع تقليدي من النوع التماثلي.

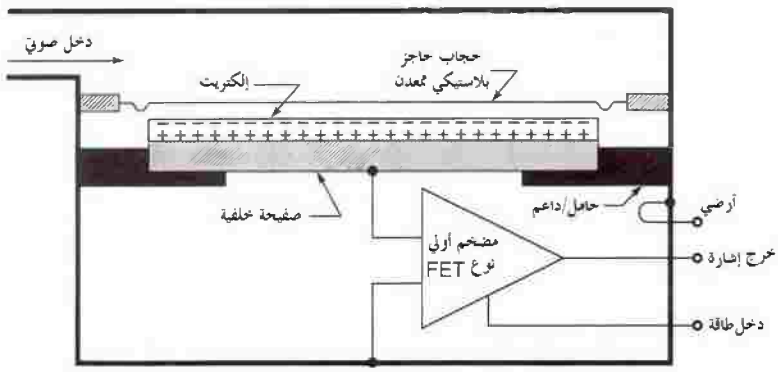
يمكن تحقيق المجس في مساعد سمع، والذي هو ميكروفون، بشكل تكاملي بمضخم أولي بترانزستور تأثير حقل FET الشكل رقم (١٧,٧). المضخم الأولي موجود في نفس البيت المعدني للميكروفون لحجب دخله عن الضجيج الخارجي. المستقبل من ناحية أخرى عبارة عن جهاز كهرومغناطيسي يسوق حجاباً حاجزاً دقائقياً لإنتاج خرج صوتي. يوجَّه هذا الخرج الصوتي إلى قالب الأذن عبر أنبوب مرن يمكن تغيير استجابته الترددية لتقوية استجابة التردد العالي، ويتم عمل ذلك بتضييق قطره الداخلي بالتدريج من خلف قالب الأذن إلى نهاية منفذ المستقبل.

جميع الدارات الإلكترونية مغلفة في بيت يمكن تصميمه ليلائم الأذن بأي طريقة من الطرق التالية:

١- وضع جميع المكونات في مغلف أو صندوق بحجم الجيب يتم توصيله إلى مجس الخرج المرتدى في الأذن. يمكن للصندوق أن يحمل في جيب قميص أو في حزام حول الخصر. هذه المقاربة لم تعد قيد الاستخدام لوجود المساعدات ذات الحجم الدقائقي.

٢- يتم توضيب المكونات في تركيبة معيارية/وحدة جزئية (موديول) module منحنية مصممة لتلائم وضعها خلف الأذن بشكل مريح.

٣- التصميم الأكثر شعبية هو ذاك الذي يمكن فيه وضع كامل المغلف داخل الأذن الخارجية.



الشكل رقم (١٧,٧). ميكروفون ومضخم أولي من FET تكاملين (ميكرفون إلكتريت Electret).

إن الكثير يعتمد على أداء المرشحات من أجل تخفيض أكثر في الحجم وتحسين عمل مساعدات السمع. إن المجال الديناميكي للمضخم العملياتي، والذي هو القطعة الأساسية في أي مرشح إلكتروني، يتناقص كما يتناقص الحجم مرفوعاً للأس١,٥. وبما أن المجال الديناميكي لمساعدات السمع التماثلية مقبول بالأصل هامشياً فإنه يبدو أن تخفيضاً أكثر في الحجم للحصول على تعقيد أكبر في المعالجة أمر غير عملي. إن الإمكانية لمجال ديناميكي أكبر باستهلاك أقل للطاقة وتعقيد أكثر في تصميم مساعد السمع ممكنة فقط بتكنولوجيا المعالجة الرقمية.

(١٧,٩,٢) مساعد السمع الرقمي Digital Hearing Aid

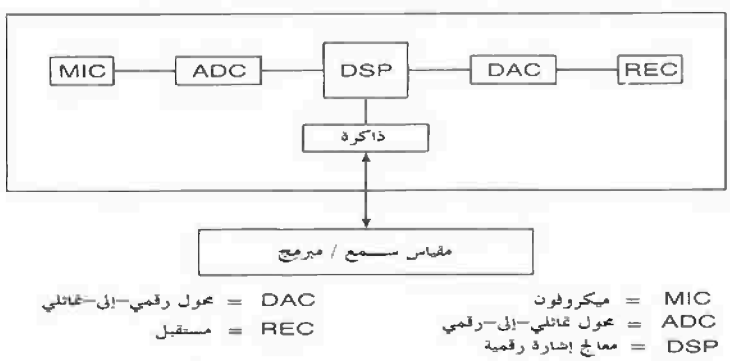
يوضح الشكل رقم (١٧,٨) مساعد سمع رقمي نموذجي. الأجزاء الرئيسية هي: الميكروفون والمحول التماثلي-الرقمي ADC ومعالج الإشارة الرقمية DSP والمحول الرقمي-التماثلي DAC والمستقبل وذاكرة بمنفذين. وبشكل أساسي فإن موجات الصوت التي يتم التقاطها بالميكروفون وتحويلها إلى إشارات كهربائية يتم تحويلها بدورها إلى شكل رقمي بواسطة الـ ADC. سيكون لميكروفون نموذجي ضجيج داخلي قدره ٢٠ ديسيبل مستوى ضغط صوت (dB SPL) عندما ينسب إلى الدخل، وسيكون له خرج أعظمي غير مشوّه مقابل لإشارة بحوالي ٩٠ ديسيبل مستوى ضغط صوت (dB SPL). وبالسماح لهامش من أجل أداء الذروة فإن المجال الديناميكي الكلي المطلوب للـ ADC هو ٨٠ ديسيبل. ويمكن الحصول على هذا المتطلب بـ ADC ذي ١٤ بت bit.

إن معالج الإشارة الرقمية DSP عبارة عن جهاز معالجة رقمية ثابت (برنامج مُسَلَّك) يحتوي على مصفوفة جامعات ومضاعفات ومسجلات تؤمن العمليات الأساسية اللازمة لتنفيذ خوارزميات رقمية مختلفة. وتستهلك الـ DSP طاقة معتبرة في تنفيذ تعليمات البرنامج. ولأن لاستهلاك الطاقة اعتبار رئيسي في تصميم مساعدات السمع فإنه يتم اتباع مقاربة البرنامج المُسَلَّك. يرافق معالج الإشارة الرقمية ذاكرة بمنفذين تستخدم لتخزين معاملات المعالجة التي يمكن تحميلها من مبرمج خارجي إلى مساعد السمع أثناء ضبط هذا الأخير من أجل الاستعمال المقصود.

متطلبات المجال الديناميكي للـ DAC أشد صرامة. بعض المصغين المعوقين سمعياً لديهم حساسية طبيعية تقريباً في الترددات المنخفضة إلا أن لديهم عتبات مرتفعة بشكل واضح في الترددات العالية. وبما أن لضجيج التحويل الذي يولده الـ DAC طيفاً متجانساً وهو تابع لمستوى إشارة الخرج الكلية، فإن أصواتاً ذات مستوى عالٍ وتردد عالٍ يمكن أن تحدث ضجيجاً منخفض التردد وتشويهاً يقع فوق العتبة عند الترددات المنخفضة.

تُنفَّذ مساعدات السمع الرقمية بتكنولوجيا الـ CMOS بأبعاد ١ ميكرومتر أو أقل وباستهلاك طاقة تقديري يبلغ (٢٠) ميكرو وات. ويلزم تخميناً ١٠٠٠٠ عاكس CMOS لتنفيذ ٤٠٠٠٠٠ عملية ضرب وجمع من أجل الترشيح وتوابع الانضغاط ومتطلبات معالجة أخرى.

تعِد مساعدات السمع الرقمية بتوفير إمكانيات لمعالجة للإشارة فائقة ولسهولة الملاءمة وللأداء ذي الاستقرار طويل الأجل، إلا أنها لا تزال تحت التطوير. غالباً ما نرى أن شخصاً يشتري مساعد سمع ولكنه لا يستعمله لأنه لا يساعده كثيراً. السبب الرئيسي لذلك هو أن للأذن المعوقة مقدرتها على معالجة الكلام، ومساعدات السمع ببساطة ليست إلا مضخمات صوت ولا تعوض عن نقص طاقة المعالجة. ولا بد من التأكيد على أن مساعدات السمع الحالية في المراحل الأولى لتطورها وتحتاج لأن تصل إلى مرحلة محسنة بشكل عالٍ قبل أن تجد تطبيقات مفيدة وذات انتشار واسع. وتتضمن المناطق ذات الإمكانيات للتحسين تشكيل الاستجابة الترددية لكي تعكس (تعوض) نقص السمع لدى المريض وتعزيز نسبة الإشارة إلى الضجيج بترشيح ذي تكيف وتقليل التغذية الراجعة الصوتية وإشارات انضغاط/تخلخل بتشويه في الحد الأدنى.

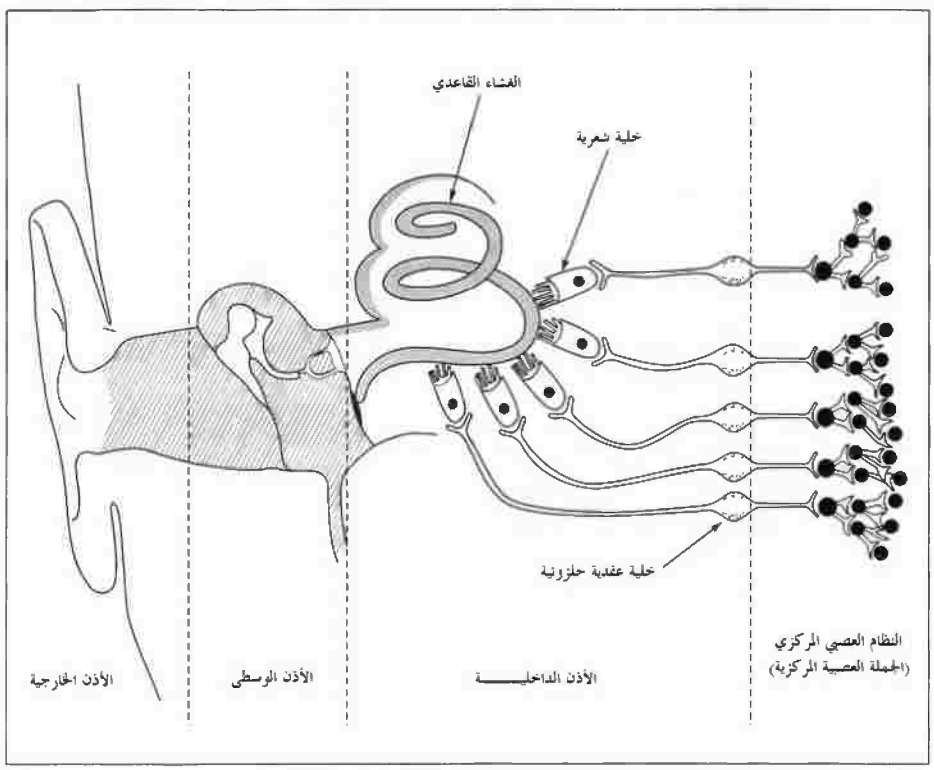


الشكل رقم (١٧,٨). مخطط صندوقي لمساعد سمع رقمي (طبقاً لـ Engebretson 1994).

(١٧,٩,٣) المزدرعات القوقعية Cochlear Implants

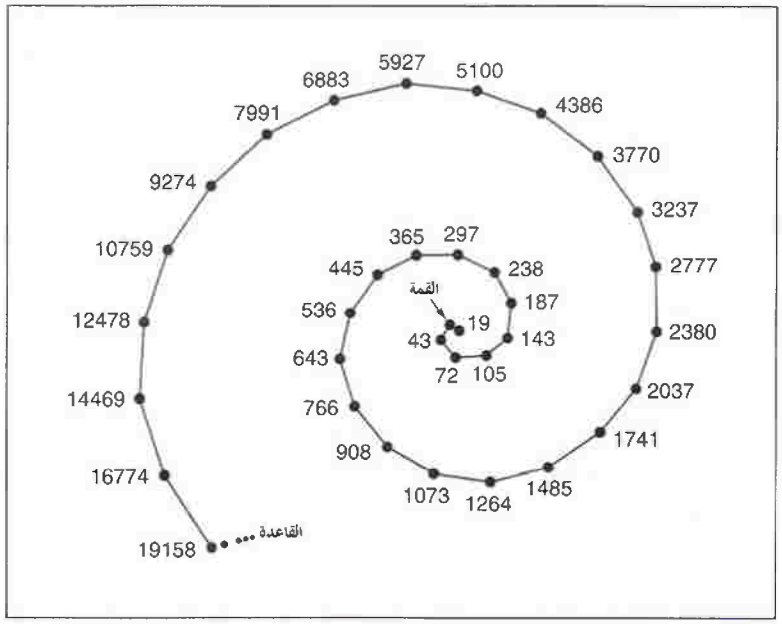
يؤثر الصمم العصبي- الحسي على عدد كبير من الناس عبر العالم (Spelman, 1999). إن العلاج المختار لهذا النوع من الصمم هو التعويض أو المزدرع القوقعي.

يمكن لمسبب الصمم العصبي الحسي أن يكون إما تلفاً في القوقعة أو ضمن العصب السمعي أو في عصبونات النظام السمعي المركزي. الخلايا الشعرية عبارة عن خلايا حسية تحول الحركة الميكانيكية إلى إشارات يمكن التعرف عليها من قبل العصبونات السمعية. تحمل العصبونات السمعية المعلومات من الخلايا الشعرية إلى النواة العصبية القوقعية في ساق الدماغ وعن طريقها إلى نوىً أعلى في الدماغ (الشكل رقم ١٧,٩).



الشكل رقم (١٧,٩). تفاصيل الجزء القوقعي من الأذن البشرية (طبقا لـ. Loizou, 1999).

توفر القوقعة الطبيعية وعصبونات النظام السمعي المركزي المرتبطة بها معلومات حول المحتوى الترددي للإشارة السمعية وشدتها. تُنقَل المعلومات عن المحتوى الترددي إلى العصب السمعي بواسطة الخواص المولّفة ميكانيكياً للغشاء القاعدي. يُعتقد أن الخلايا الشعرية الداخلية المتصلة بالغالبية العظمى من العصبونات المورِّدة (الناقلة إلى المركز) هي الخلايا الحسية للقوقعة، بينما لا يزال دور الخلايا الشعرية الخارجية تحت البحث. ويقرر موقع الخلايا الشعرية على طول القوقعة استجابتها الفضلى للتردد: تستجيب الخلايا الشعرية عند القمة apex للترددات المنخفضة بينما تستجيب الخلايا الشعرية عند القاعدة للترددات العالية. توزع الترددات على طول الحلزون لوغاريتمي (الشكل رقم ١٧,١٠).

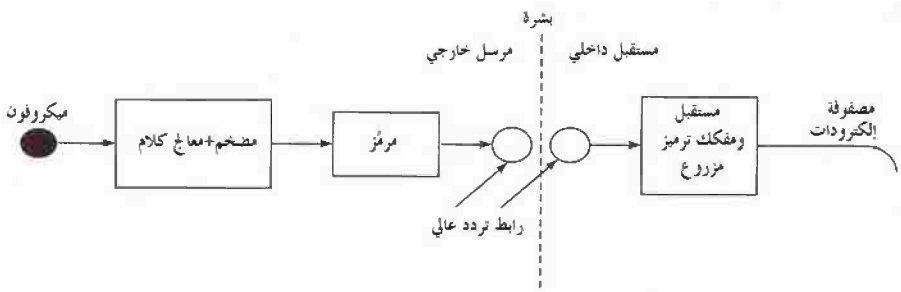


الشكل رقم (١٧,١٠). مخطط للغشاء القاعدي يوضح القاعدة والقمة. يشار إلى موقع الإزاحة القصوى. يشار إلى موقع الإزاحة القصوى في استجابة لموجة جيبية بتردد مختلف.

إذا كان التلف في النظام السمعي طرفياً في الأذن الداخلية فعندها يمكن استخدام مزدرع قوقعي. ويتم في التصميم العام للمزدرع القوقعي تفكيك الصوت إلى حزم ترددية مفيدة لنقل واستقبال الكلام، ويتم إعطاء السمات المميزة الحرجة لهذه الإشارات ضمن حزم الترددات تلك إلى العصبونات السمعية عن طريق مصفوفة من الإلكترودات.

يوضح الشكل رقم (١٧,١١) مخططاً صندوقياً لمزدرع قوقعي عام. يحول الميكروفون الإشارة السمعية إلى إشارة كهربائية. تُضخَّم الإشارة الكهربائية وتُرمَّز (تُشفَّر) بطرق مختلفة في الصندوق المسمى "مرمز التنبيه". يتم ارتداء مرمّز التنبيه في الغالبية العظمى من المزدرعات خارج الرأس، وينتج المرمّز إشارة مرمَّزة تسلسلياً يتم إرسالها بواسطة رابط link عابر للجلد غالباً ما يكون تحريضياً. يرسل الرابط بيانات وطاقة إلى دارة داخلية تفك ترميز تيار البيانات التسلسلية وتفككها إلى إشارات تُقدَّم إلى مصادر (منابع) التيار التي تسوق إلكترودات المصفوفة الإلكترودية القوقعية. يُساق كل إلكترود من المصفوفة إما بواسطة إشارة كهربائية نبضية وإما تماثلية. تخترق الإشارات نسج الأذن الداخلية (في العادة سوائل السلم الطبلي scala tympani) وتهيّج العصبونات السمعية. يعتمد التهييج على عدد العصبونات السليمة المتبقية وعلى قرب مصفوفة الإلكترودات من العصبونات وعلى الخصائص المكانية والزمانية لحقول شدة التيار التي تؤثر على العصبونات.

يُستخدم في المزدرعات وحيدة القناة إلكترود واحد فقط. أما في المزدرعات القوقعية متعددة القنوات فيتم إدخال (غرز) مصفوفة إلكترودية في القوقعة بحيث يتم تنبيه ألياف عصبية سمعية مختلفة في أماكن مختلفة، ويتم بذلك استغلال آلية المكان من أجل ترميز الترددات. يتم تنبيه إلكترودات مختلفة اعتماداً على تردد الإشارة. تُنبَّه الإلكترودات التي بالقرب من قاعدة القوقعة بإشارات عالية التردد بينما تلك التي بالقرب من القمة بإشارات منخفضة التردد. معالج الإشارة مسؤول عن تفكيك إشارة الدخل إلى حزم ترددية أو قنوات مختلفة وعن تقديم الإشارات المرشَّحة إلى الإلكترودات المناسبة.



الشكل رقم (١٧,١١). رسم توضيحي لتعويض قوقعي (طبقا لـ. Spelman, 1999).

هناك أنواع مختلفة من المزدرعات القوقعية متاحة تختلف في الخصائص التالية (Loizou, 1999):

- تصميم الإلكترود: عدد الإلكترودات وأشكالها.
- نوع التنبيه: تماثلي أو نبضي.
- رابط الإرسال: عبر الجلد transcutaneous أو عن طريق الجلد percutaneous.
- معالجة الإشارة: تمثيل شكل الموجة أو التقاط الميزة البارزة.

لقد كان للمزدرعات القوقعية قصة نجاح مذهلة (دراماتيكية) بالنسبة للمهندسين الحيويين الطبيين.فقد نجحوا في استعادة سمع جزئي لأناس صم بالكامل. وفي حين أن جميع المرضى لا يستطيعون أن يتكلموا على الهاتف عندما يستعملون مزدرعاتهم، إلا أن عدداً ضخماً يستطيع، وجميع المستخدمين يستطيعون تحسين مهاراتهم الاتصالية باستخدام قراءة الشفاه. ويستطيع المستخدمون سماع الأصوات البيئية المحيطة مثل زمامير السيارات والصفارات والطرق على الباب. وعلى الرغم من نضوج المزدرعات القوقعية الحديثة إلا أن هناك فرصاً مثيرة للمهندسين الحيويين لتطوير تصميمات تعطي أجهزة أفضل للمرضى.