



Evaluation des systèmes commerciaux pour le test individuel de l'efficacité des protecteurs auditifs

A. Kusy et N. Trompette

INRS, 1 rue du morvan, CS 60027, 54519 Vandoeuvre Les Nancy, France

alain.kusy@inrs.fr

L'affaiblissement acoustique moyen d'un protecteur individuel contre le bruit (PICB), établi sur un panel de sujets d'essai, au moyen d'une méthode subjective normalisée dans des conditions idéales de laboratoire, ne permet réellement que de comparer les protecteurs entre eux sur leur valeur affichée. La remise en cause, par de nombreuses études, de ces valeurs affichées d'atténuation conduit au concept du PAR (Indice individuel d'atténuation). Il apparaît que la seule façon de vérifier l'efficacité d'un protecteur sur un salarié nécessite une mesure individuelle de ce protecteur sur ce salarié. Ainsi le marché voit-il naître, depuis quelque temps, des systèmes permettant la mesure individuelle de l'efficacité du PICB pour contrôler l'atténuation qu'il apporte individuellement à son utilisateur. Cette communication montre les résultats d'une étude qui inventorie ces systèmes et analyse le fonctionnement des méthodes qu'ils mettent en œuvre. Quatre systèmes disponibles dans le commerce ont été mis à l'épreuve pour évaluer les performances de 2 serre-tête, de 4 bouchons, pré-moulés ou en mousse, et de 2 bouchons d'oreilles moulés individuels pour 22 sujets d'essai. Les résultats ont été comparés aux atténuations issues des mesures subjectives normalisées, confortés par les résultats issus d'une méthode objective normalisée. Trois des quatre systèmes fournissent des atténuations moyennes proches des valeurs affichées. Pour ces trois systèmes, les comparaisons individuelles sont acceptables en termes de valeurs globales, bien que les différences avec les valeurs affichées puissent être importantes. Par conséquent ces systèmes sont effectivement utilisables pour valider le choix d'une protection auditive, en particulier pour les bouchons moulés individuels, dans la mesure où l'incertitude est bien prise en compte.

1 Introduction

L'affaiblissement acoustique (ou atténuation subjective) des protecteurs individuels contre le bruit (PICB) est déterminé selon la méthode décrite dans la norme NF EN 24869-1 [1]. Cette méthode, dite de déplacement du seuil d'audition, présuppose une mise en place optimale du protecteur sur les porteurs et permet le calcul statistique de l'atténuation apportée par le PICB. L'atténuation est réglementairement affichée sous trois formes : 1) l'APV (Assumed Protection Value), atténuation par bande d'octave entre 63 et 8000 Hz (8 valeurs moyennes calculées sur 16 sujets d'essai, diminuées d'un écart-type ; 2) les valeurs H, M et L (high, medium, low), censées refléter les capacités d'atténuation aux fréquences hautes, moyennes et basses, respectivement ; 3) le SNR (Single Number Rating), indice global d'affaiblissement sur toute la largeur du spectre des mêmes bandes d'octave. Bien que l'APV soit représentative de l'atténuation atteinte ou dépassée pour 84 % des sujets l'ayant testée, l'atténuation réelle fournie par un PICB en milieu industriel est généralement plus faible que la valeur normalisée établie en laboratoire. De nombreuses études scientifiques, objet d'une revue bibliographique [2] le montrent. Les écarts entre les mesures de laboratoire et celles estimées sur le terrain dépendent du type de PICB et varient d'une étude à l'autre dans une fourchette de 5 à 25 dB.

Pour pallier ce problème et valoriser leurs produits, certains fabricants de PICB ont mis au point et distribué sur le marché des systèmes dont le but initial était de permettre, d'une part, de montrer l'importance de la mise en place correcte du protecteur sur son efficacité individuelle et, d'autre part d'évaluer *in situ* la réelle efficacité de leurs protecteurs sur les salariés ; c'est-à-dire, de vérifier que les valeurs statistiques d'atténuation affichées par le fabricant dans la notice du protecteur sont suffisamment approchées pour chaque oreille équipée. Ce dernier point est aujourd'hui devenu réglementairement incontournable dans l'industrie en Allemagne. Cependant, certains fabricants profitant de ces essais *in situ*, en sont maintenant à annoncer une atténuation réelle chiffrée pour chaque utilisateur. Quel crédit le préventeur et l'utilisateur peuvent-ils accorder à cet affichage ?

Le présent papier rend compte d'une campagne de tests (plus de 600) effectués en laboratoire sur ces systèmes. En l'absence actuelle de norme ou de recommandation

permettant de valider une méthode efficace de contrôle de l'ajustement des PICB, les auteurs ont établi un protocole original pour étayer cette validation. Ce protocole s'appuie dans un premier temps sur la mesure normalisée de l'affaiblissement acoustique à l'aide de la méthode subjective décrite dans la norme NF EN 24869-1, dite REAT. Cette mesure est ensuite confortée à l'aide de la méthode objective s'appuyant sur la technique MIRE décrite dans la norme NF EN ISO 11904-1 [3] établissant la perte d'insertion, notée IL (Insertion Loss) et reflétant l'atténuation objective apportée par le port du protecteur. Pour valider ce protocole, la corrélation entre les deux grandeurs (REAT et IL) est vérifiée. Ensuite, des comparaisons sont effectuées entre les résultats moyennés de ces mesures et ceux, également moyennés, des mesures effectuées avec les différents systèmes commerciaux à tester sur le même groupe de sujets d'essais, portant les mêmes protecteurs. Cela permet de valider ou non la méthode d'ajustement préconisée par les fabricants. Lorsqu'une méthode est validée, d'autres comparaisons sont effectuées sur les résultats individuels des sujets afin d'évaluer la précision de cette méthode.

2 Matériels testés

Quatre systèmes actuellement commercialisés ont été testés : EARFit [4], dédié aux bouchons du fabricant 3M, SV102 [5] de Svantek voué aux casques antibruit, VeriPRO de Howard Leight [6] et CAPA du Laboratoire Cotral [7]. Ces deux derniers systèmes permettent de tester n'importe quel bouchon qui peut tenir sous un casque audiométrique.

EARFit et SV 102 sont des systèmes fondés sur la technique MIRE appliquée *in situ* et connue sous la dénomination F-MIRE (pour MIRE in the field). CAPA s'appuie sur l'audiométrie tonale à sons purs et VeriPRO a été développé à partir d'une méthode qui consiste à équilibrer des sons entre les deux oreilles d'un sujet d'essai.

Chacun des 4 systèmes a été testés avec différents PICB (2 à 4). Le système SV102 a été testé avec deux serre-tête : Silverline de Abbey (102) et Clarity C3 de Howard Leight (104). Les systèmes EARFit et VeriPRO ont été testés avec quatre bouchons d'oreilles dont deux préformés UltraFit (101), Push-in (103) et deux en mousse Yellow Neons (107) et Classic (108), tous les quatre de 3M. Le système CAPA a été testé avec deux bouchons moulés individuels Micra3D de Cotral (109) et Cristal de API (110), un

bouchon pré-moulé (101) et un bouchon en mousse (107).

Tous les sujets d'essai sont entraînés au port des PICB dont la mise en place a été systématiquement vérifiée par l'expérimentateur.

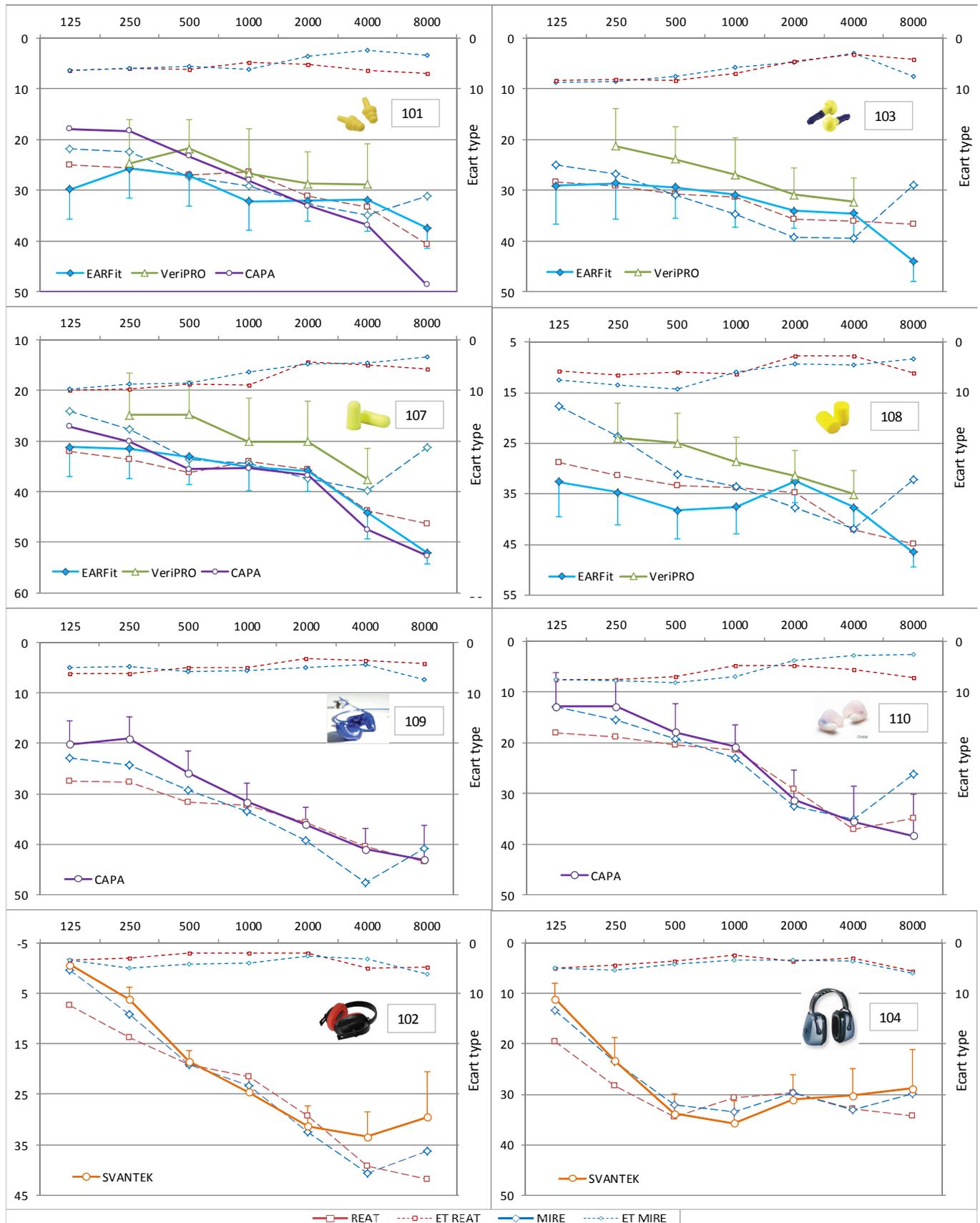


Figure 1 : Confrontation des valeurs moyennes de référence, mesurées avec REAT et MIRE, aux valeurs moyennes issues des mesures avec les systèmes testés. En abscisse : la fréquence en Hz ; en ordonnée : l'affaiblissement acoustique (REAT, pointillé rouge) ou la perte par insertion (MIRE, pointillé bleu) en dB. Les moyennes des systèmes testés avec différents protecteurs sont repérés en bleu : EARFit, en vert : VeriPRO, en violet : CAPA et en orange : SVANTEK.

3 Méthode développée

La méthode de déplacement du seuil d'audition (REAT) est internationalement reconnue comme la "Gold Standard", E. Berger dixit [8], la norme d'or pour établir l'affaiblissement acoustique des PICB. Elle sert de base à la certification et au marquage CE des protecteurs contre le bruit avant leur mise sur le marché dans l'Union Européenne.

Il était donc tout naturel de l'utiliser dans notre étude comme méthode de référence.

Tous les essais, qu'ils soient objectifs ou subjectifs, ont été effectués avec le même groupe d'au moins 20 sujets d'essai. Les résultats subjectifs issus de REAT ont été ensuite confirmés par des mesures objectives en accord avec la technique MIRE, appliquée selon la norme NF EN ISO 11904-1. Les essais ont été effectués dans une chambre réverbérante d'un volume de 205 m³ permettant d'obtenir un champ acoustique diffus homogène au niveau de la tête des sujets d'essai. La TFOE a été mesurée individuellement pour chaque oreille et en accord avec le § 10.2 de cette même norme.

Une fois obtenues les valeurs de référence établies pour chaque protecteur, ces derniers ont été passés au banc de chacun des quatre systèmes à tester. Une mesure au moins par sujet pour le système VeriPRO et au moins trois mesures (une initiale et deux répliques) avec chacun des trois autres systèmes ont été effectuées pour tous les sujets. La durée de l'essai ajoutée à la nécessité d'une grande concentration de la part des sujets avec VeriPRO expliquent la limitation à un seul test par sujet et par protecteur pour ce système. Multiplier les essais VeriPRO aurait lourdement grevé le budget temps alloué aux essais de cette étude.

Les résultats d'essais ont donné lieu à des vérifications pour en estimer la cohérence et la justesse. Les moyennes calculées dans chaque bande d'octave ont permis de comparer, spectre à spectre, les résultats de chaque système aux résultats de référence. Lorsque ces résultats montraient une bonne corrélation en moyenne pour un système, les résultats individuels, sujet par sujet, ont été analysés pour tenter de définir la précision du système en question. Lorsque c'était possible, l'indice global d'atténuation affiché par le système pour un protecteur et pour une oreille a été comparé à un pseudo-SNR obtenu avec les résultats de référence pour le même protecteur et le même sujet. Individuel, ce pseudo-SNR ne tient donc pas compte de l'écart type calculé à chaque fréquence sur la totalité des sujets et pris en compte dans le calcul de l'APV issu de REAT. Pour le système SV102, les valeurs de perte d'insertion individuelles obtenues par la technique MIRE et par SV102 ont été moyennées dans chaque bande d'octave et comparées.

4 Résultats

Les résultats sont présentés sous forme de courbes moyennes de l'atténuation à la figure 1. Les valeurs REAT en pointillés rouges et MIRE en pointillés bleus (avec leurs écarts-types correspondants de même couleur) sont comparées pour établir des références fiables sur lesquelles s'appuient les comparaisons des moyennes établies avec les systèmes testés.

Ensuite, lorsque les comparaisons des moyennes indiquent une fiabilité apparente du système, ses résultats sont exposés sous la forme de nuages de points permettant des comparaisons entre les différentes données, rapportées à l'individu telles que les montrent les figures 2, 3 et 5 pour différents systèmes.

4.1 Mesures de référence

Les atténuations moyennes issues des mesures REAT et MIRE présentent une bonne corrélation dans les bandes de fréquences comprises entre 500 Hz et 4 kHz pour tous les PICB (Figure 1), excepté pour le bouchon d'oreille 103. On note également un écart inexplicable à 4 kHz pour le protecteur 109. En dessous de 500 Hz, MIRE donne des résultats inférieurs.

Ce résultat était attendu. Deux raisons principales expliquent les écarts entre MIRE et REAT aux basses fréquences. Tout d'abord, l'atténuation est sous-estimée par MIRE parce que la transmission sonore par voie osseuse n'est pas mesurée. Deuxièmement, l'atténuation est surestimée par les sujets au cours des essais REAT par le bruit physiologique de masquage et l'effet d'occlusion [9]. A l'autre extrémité du spectre, à 8 kHz, les mesures MIRE sont faussées par le fait que le rapport signal à bruit de la sonde à l'intérieur du conduit auditif est trop faible.

Les références obtenues avec REAT peuvent être considérées comme fiables et précises même si l'atténuation est probablement surestimée à 125 Hz et 250 Hz. Les écarts-types en basses fréquences sont relativement importants, indicateurs d'une variabilité interindividuelle liée à la méthode de déplacement du seuil d'audition et à la difficulté de mise en place de certains bouchons à façonner.

4.2 Test du système SV 102

Ce système n'affiche pas directement les atténuations issues de ses mesures. Les grandeurs mesurées sont enregistrées dans la mémoire numérique de l'appareil et sont restituées par l'intermédiaire d'un logiciel sous la forme de perte d'insertion. Les comparaisons ont donc été effectuées par rapport aux données issues de MIRE. Les atténuations moyennes sont bien corrélées jusqu'à 2 kHz. Au-delà, les écarts augmentent avec la fréquence et atteignent 5 dB à 8 kHz (Figure 1, protecteur 102 et 104).

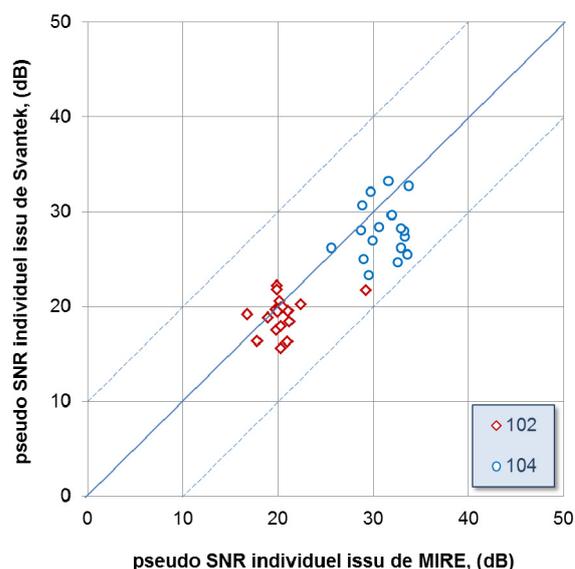


Figure 2 : Résultats individuels du système SV 102 de SVANTEK

Ces écarts sont dus à la position imprécise de l'extrémité de la sonde et résultent également de la fonction de transfert appliquée par le système. L'extrémité de la sonde doit être placée exactement à l'entrée du conduit auditif. Or, ce positionnement est d'autant moins précis que la forme (le tour d'oreille) qui sert de support à la sonde microphonique n'est pas toujours compatible et adaptable à l'anatomie des sujets d'essai. Selon la norme NF EN ISO 11904-1, un positionnement inadéquat de la sonde peut entraîner une erreur de la mesure jusqu'à 12 dB à 4 kHz pour un déplacement minime de 3 mm.

Aux hautes fréquences (à 4 et 8 kHz), la mesure elle-même est fiable, mais les écarts augmentent en raison de facteurs de correction propres au système et relatifs au positionnement de la sonde.

Les valeurs individuelles en indice global sont bien resserrées autour de la médiane (Figure 2). Par conséquent, ce système garantit des mesures individuelles fiables, à condition de fixer le support de sonde de façon stable avec du ruban adhésif.

4.3 Test du système EARFit

Le système EARFit affiche ses résultats partiellement en bandes d'octave et par un indice global d'atténuation appelé PAR. Les atténuations moyennes ont été comparées aux valeurs de références REAT pour les 4 bouchons 101, 103, 107 et 108, tous de 3M. Le système n'est en effet compatible qu'avec ses propres bouchons auxquels il applique des coefficients compensateurs spécifiques. Les deux groupes de données sont bien corrélés pour les 3 premiers (Figure 1, protecteur 101, 103, 107). La corrélation reste acceptable pour le quatrième (108) mais le système surestime l'atténuation REAT de 4 dB dans les fréquences inférieures à 2 kHz. Depuis nos mesures, le système a d'ailleurs été révisé par le fabricant par un ajustement de -2 dB pour ce bouchon, permettant de réduire la surestimation à 2 dB.

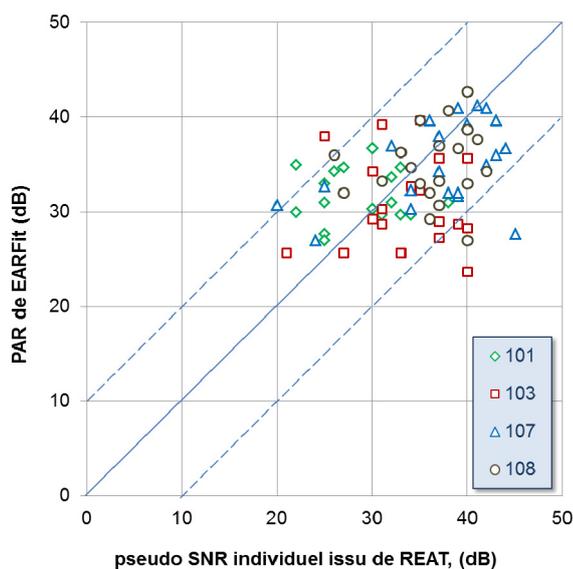


Figure 3 : Résultats individuels du système EARFit de 3M

Nos résultats montrent que ce système fournit une estimation correcte de l'atténuation des bouchons d'oreille, bien que les bouchons testés ne soient pas les mêmes : utilisation de bouchons de substitution pour les mesures

avec EARFit et de bouchons originaux (non modifiés) pour les mesures REAT. En particulier, les facteurs de compensation semblent fiables. Nos résultats sont similaires à ceux rapportés par J.Voix et al [10], lors de la validation de la méthode par ses concepteurs.

Les comparaisons individuelles (Figure 3) effectuées entre le PAR et le pseudo-SNR sont moins probantes que ce qu'on pouvait attendre au vu des comparaisons sur les moyennes. Les nuages de points sont certes centrés sur la médiane mais les écarts-types sont assez élevés et le PAR surestime parfois le pseudo-SNR de 10 dB. La notice du système EARFIT affiche une incertitude de 7 dB. Cette incertitude est vérifiée pour la majorité des comparaisons à l'exception de quelques sujets d'essai.

Les valeurs moyennes prédites par EARFIT sont proches des valeurs REAT. Les comparaisons individuelles présentent en revanche des écarts plus importants. Cependant, à l'exception de quelques individus, ces différences sont acceptables en ce qui concerne l'incertitude affichée, eu égard au fait que les essais ont été effectués avec retrait et remise en place des protecteurs entre chaque essai. A ceci s'ajoute également la variabilité inhérente à la méthode de référence REAT.

4.4 Test du système VeriPRO

Le système VeriPRO affiche également ses résultats partiellement en bandes d'octave mais seulement sur 5 fréquences entre 250 Hz et 4 kHz et globalement par un PAR. Les atténuations moyennes comparées à celles obtenues avec REAT, pour les mêmes bouchons utilisés lors du test du système EARFit, ne montrent aucune corrélation (Figure 1, protecteur 103, 107 et 108). Ces résultats sont similaires à ceux de Kotarbinska, citée par Schulz T.Y. [11] comparant le PAR de VeriPRO au SNR de 10 modèles différents de bouchons d'oreille, dans laquelle les résultats de VeriPRO sous-estiment les atténuations issues de REAT et où les différences varient aléatoirement d'un protecteur à l'autre. De plus, l'examen des graphes individuels d'atténuation montre des profils d'affaiblissement acoustique tout à fait inattendus et contradictoires d'une fréquence à l'autre comme illustré sur la figure 4 : environ la moitié des résultats individuels présentent des formes irrégulières avec de grandes variations entre les valeurs de bande d'octave voisines.

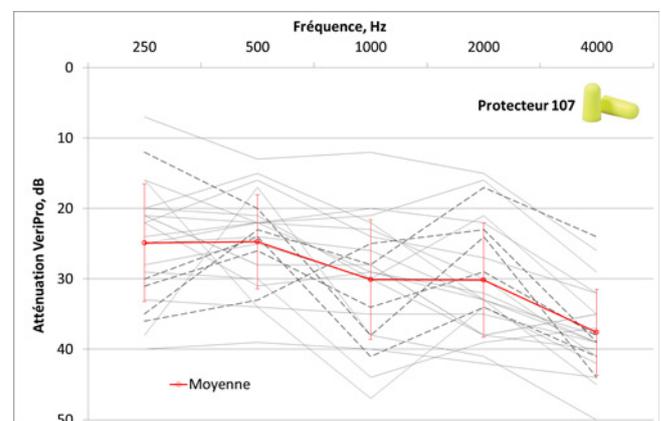


Figure 4 : VeriPRO et ses courbes erratiques

Cela est particulièrement vrai pour les deux bouchons d'oreille 101 et 107. Les résultats moyennés du système VeriPRO sont assez éloignés de ceux de REAT. Les

comparaisons sur les valeurs individuelles n'ont donc pas été effectuées, principalement en raison des nombreuses courbes d'atténuation individuelles erratiques mais aussi parce que de grands écarts entre REAT et VeriPRO, remettent en cause la validité du système.

4.5 Test du système CAPA

Les résultats obtenus avec CAPA sont affichés par le système en octave pour les 7 fréquences comprises entre 125 Hz et 8 kHz et par le PAR, qui est ici nommé PSNA. Les tests dont les résultats sont comparés à REAT ont été également effectués sur 4 bouchons : 101, 107, 109 et 110. Les deux bouchons d'oreilles moulés individuels ne sont pas équipés de filtres, l'évent dans lequel sont normalement logés les filtres ayant servi à passer les sondes microphoniques pour la mesure derrière le bouchon dans le conduit auditif. Les valeurs d'atténuation moyennes obtenues avec CAPA sont comparées à REAT (Figure 1, protecteurs 101, 107, 109 et 110). Les deux courbes sont bien corrélées sauf en basse fréquences où CAPA semble sous-estimer les atténuations REAT dont on sait qu'elles surestiment l'atténuation réelle.

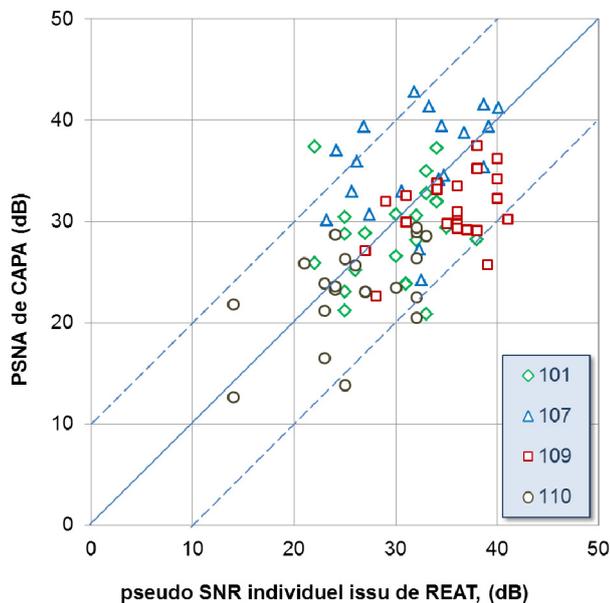


Figure 5 : résultats individuels du système CAPA de COTRAL

Les comparaisons des résultats individuels (Figure 5) sont similaires à ceux trouvés pour EARFit : le nuage de points est centré sur la médiane, en accord avec les moyennes d'atténuation, mais là aussi les écarts-types sont importants et les écarts entre PSNA et le pseudo-SNR peuvent atteindre 10 dB. CAPA affiche la même incertitude que le système EARFit (7 dB). Cette incertitude est vérifiée pour plus de 60% des sujets.

Les valeurs moyennes affichées par CAPA sont donc assez bien corrélées aux valeurs REAT. Les comparaisons interindividuelles montrent des écarts certes importants mais acceptables compte tenu de l'incertitude affichée par le système et de la variabilité interindividuelle liée à la méthode REAT.

5 Conclusion

L'objectif de notre démarche était de tester quatre systèmes commercialisés dont le but est d'estimer le niveau de protection apporté par le port d'un protecteur individuel contre le bruit (PICB) pour les salariés sur leur lieu de travail. Un de ces systèmes est dédié aux serre-tête (casque antibruit), les trois autres à des bouchons d'oreille. Le protocole choisi pour juger de la pertinence des systèmes tenait en trois phases : 1) établir une référence d'atténuation sur différents (2 à 4) PICB à l'aide d'une méthode normalisée – donc incontestée –, 2) en vérifier la justesse en comparant les mesures de chaque système à celles de référence pour les mêmes protecteurs et le même groupe de sujets d'essai et enfin 3) comparer les résultats individuels, sujet par sujet, pour évaluer la précision du système.

Les valeurs de référence ont été établies avec un groupe d'au moins 20 sujets sur la base de la norme NF EN 24869-1 (méthode REAT), d'application réglementaire pour l'étiquetage des PICB. Ces résultats de mesures subjectives ont été confirmés en utilisant une seconde norme NF EN ISO 11904-1 (technique MIRE) dédiée à la mesure objective d'injections sonores émises au plus près de l'oreille, établissant ainsi une solide référence fiable.

Deux des quatre systèmes, EARFit et CAPA, affichent des atténuations moyennes bien corrélées aux valeurs de référence. Pour ces deux systèmes, les comparaisons individuelles sont acceptables en termes d'indice global d'atténuation, bien que les écarts par rapport aux valeurs de référence puissent être assez importants. Mais ces écarts peuvent s'expliquer par trois paramètres : le premier est lié aux conséquences du retrait et de la remise en place du PICB entre les tests ; le deuxième, amplifiant le premier, réside dans la variabilité inhérente à la méthode de référence (REAT) ; le dernier est associé à la variabilité propre aux systèmes testés. Ainsi, les deux systèmes EARFit et CAPA peuvent effectivement être utilisés pour valider l'adaptation du protecteur au salarié, sous réserve du respect d'une marge de sécurité (environ 10 dB).

Le système EARFit présente l'avantage d'être très rapide. Il peut donc également être utilisé pour la formation et l'entraînement de la mise en place des PICB par les salariés, ce qui est primordial dans les programmes de conservation de l'audition. Hormis la mise en place du PICB, il ne nécessite pas d'intervention du sujet. Il est donc tout à fait objectif. D'autre part, des facteurs de correction sont appliqués aux résultats de mesures par le système. Ces facteurs ont été établis expérimentalement par les concepteurs du système sur un groupe de 20 sujets et pourraient être remis en question. En outre, ils accroissent l'incertitude et ne sont valables que pour un bouchon d'oreille donné. Le système EARFit nécessite des bouchons d'oreilles spécifiques pour les tests. Il est donc limité aux produits du fabricant 3M.

Aucune correction ni compensation n'est appliquée aux mesures du système CAPA qui peut donc être utilisé pour n'importe quel bouchon d'oreille. En revanche, les tests sont plus longs que pour EARFit. En ce qui concerne la précision, elle est plus ou moins la même car c'est une méthode subjective. La méthode est plus exigeante pour les salariés à qui elle demande de la concentration.

Le système VeriPRO affiche des résultats assez éloignés des valeurs de référence. En outre, pour un nombre relativement important de sujets, les courbes d'atténuation

par bande d'octave présentent des écarts anormaux entre bandes d'octave adjacentes avec des pentes inversées (diminution de l'atténuation avec l'augmentation de la fréquence). Ces courbes ne sont pas réellement représentatives du comportement physique habituel d'un protecteur. Cependant, la technique d'équilibrage des sons est largement utilisée et a été validée dans une étude précédente [12], démontrant que la méthode de l'équilibrage des sons peut être appliquée à la détermination de l'atténuation des PICB. Il n'en reste pas moins vrai que nos résultats sont en accord avec ceux publiés par Kotarbinska et qu'aucune étude à ce jour n'a permis de valider ce système.

Enfin, le système SVANTEK, dédié aux serre-tête, permet une application très pratique de la technique MIRE sur le terrain. Le matériel est prometteur, bien conçu et fournit des mesures précises, mais le support de sonde microphonique devra être amélioré. La sonde, telle qu'elle existe, est plutôt difficile à installer et un peu rigide. Cependant, ce système est adapté à la mesure *in situ* de l'exposition sous un serre-tête et permet d'en vérifier l'efficacité. De même, il peut aider à l'apprentissage et à l'entraînement d'une mise en place correcte du PICB [13].

Nous retiendrons que l'utilisation de ces systèmes nécessite des précautions particulières, d'une part dans leur mise en œuvre – qui ne peut être confiée qu'à des personnels avertis et entraînés à leur pratique – et d'autre part, dans l'interprétation de leurs résultats qui présentent des incertitudes relativement larges.

Au même titre que le travailleur est conscient de la nécessité du bon emploi de ses outils de travail, il devrait être convaincu de la nécessité du bon emploi de ses équipements de protection individuelle, y compris les PICB : ces systèmes peuvent l'y aider.

Nous mettrons en avant leur grand intérêt pour le développement et la réussite des programmes de préservation de l'audition. En effet, ils permettent aux préventeurs d'entraîner les salariés à une mise en place correcte tout en les motivant au port continu des protecteurs. Pour le néophyte, ces systèmes mettent en évidence le fait qu'il ne suffit pas de disposer d'un PICB pour être protégé. Encore faut-il que son adaptation à la tâche à accomplir et sa mise en place soient effectives afin d'obtenir une protection optimale.

Références

- [1] Norme NF EN 24869-1:1993. Acoustique Protecteurs individuels contre le bruit - Partie 1: Méthode subjective de mesurage de l'affaiblissement acoustique. Paris - La Défense, AFNOR.
- [2] A. Kusy, Affaiblissement acoustique *in situ* des protecteurs individuels contre le bruit – Étude bibliographique. <http://www.hst.fr> (Référence ND 2295)
- [3] Norme NF EN ISO 11904-1:2003. Acoustique – Détermination de l'exposition sonore due à des sources sonores placées à proximité de l'oreille – Partie 1: Technique d'un microphone placé dans une oreille réelle (technique MIRE). Paris - La Défense, AFNOR.
- [4] <http://www.youtube.com/watch?v=82VkNn1cNY4>. Vu sur le web le 7 mars 2014.
- [5] http://www.testoon.com/fr/produit/sonometre-f-210/svantek-m-68/sv_102-p-2210.html?gclid=CK_0nuzSgLOCFQoYwwod4h8Avg. Vu sur le web le 14 janvier 2014
- [6] <https://www.howardleight.com/veripro>. Vu sur le web le 7 mars 2014
- [7] http://www.hearingprotech.com/pdf/CAPA_technical-documentation.pdf. Vu sur le web le 21 février 2014
- [8] E. H. Berger, Preferred methods for measuring hearing protector attenuation. Inter Noise Environmental Noise Control. August 2005 – Rio de Janeiro – Brazil.
- [9] E. H. Berger, Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold. Journal of the Acoustical Society of America – July 1983 – 74(1):81-94.
- [10] J. Voix, L.D. Hager and J. Zeidan, Experimental validation of the objective measurement of individual earplug field performance. In Acta Acustica united with Acustica, volume Vol. 92 (2006) Suppl. 1, 2006.
- [11] T.Y. Schulz, Individual fit-testing of earplugs: A review of uses. Noise and Health, Vol.13, Issue 51, pp. 152-162, 2011.
- [12] S. Soli, A. Vermiglio, V.D. Larson, A system for assessing the fit of hearing protectors in the field, Annual Meeting of the National Hearing Conservation Association, Tucson, AZ, 2005.
- [13] <http://www.inrs.fr/accueil/produits/mediatheque/doc/audiovisuels.html?refNRS=Anim-055>