



HAL
open science

Évaluation de l'atténuation acoustique de la double protection auditive : étude expérimentale

Thomas Bonzom

► **To cite this version:**

Thomas Bonzom. Évaluation de l'atténuation acoustique de la double protection auditive : étude expérimentale. Acoustique [physics.class-ph]. 2021. dumas-03577372

HAL Id: dumas-03577372

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03577372>

Submitted on 16 Feb 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



CONSERVATOIRE NATIONAL DES ARTS ET METIERS

PARIS

MEMOIRE

Présenté en vue d'obtenir

LE TITRE D'INGENIEUR DIPLOME PAR L'ETAT (IDPE)

EN MECANIQUE SPECIALITE ACOUSTIQUE

Par

Thomas BONZOM

**EVALUATION DE L'ATTENUATION ACOUSTIQUE DE LA DOUBLE
PROTECTION AUDITIVE : ETUDE EXPERIMENTALE**

Session 2021

JURY

| | | |
|-------------|---------------------|-----------------|
| PRESIDENT : | M. Claude BLANZE | Enseignant CNAM |
| MEMBRES : | M. Eric BAVU | Enseignant CNAM |
| | M. Alexandre GARCIA | Enseignant CNAM |
| | M. Noël BASTIDE | Ingénieur |
| | M. Sébastien NOLY | Ingénieur |

Résumé

Les protections individuelles contre le bruit sont une mesure de prévention des risques de surdité très largement utilisée par les entreprises. Dans l'industrie et le BTP notamment, certains salariés sont exposés à de très forts niveaux sonores. Dans ces conditions, les protections individuelles portées seules peuvent s'avérer insuffisantes et les entreprises imposent alors à leurs salariés le port d'une double protection auditive.

Un utilisateur ou même un préventeur non initié pourrait penser que l'atténuation apportée par une double protection auditive est la somme des atténuations des protecteurs pris individuellement. La lecture de la littérature indique qu'il n'en est rien. Les publications scientifiques sur le sujet, basées majoritairement sur une méthode de mesure subjective, indiquent des gains très variables en fonction de la combinaison de protecteurs associés.

Dans ce mémoire nous présentons les résultats de notre étude qui combinait des mesures subjectives (méthode REAT) et objectives (méthode MIRE) sur 12 sujets d'essai. Nous présentons également des résultats d'essais effectués sur un mannequin. L'ensemble de ces essais a été réalisé pour quatre protecteurs individuels et pour quatre combinaisons différentes de ces protecteurs en double protection.

Nos résultats confirment les tendances observées dans la littérature et apportent des éclairages supplémentaires, grâce aux mesures objectives, sur le comportement de la double protection. Effectivement, les atténuations ne se cumulent pas, sauf aux basses fréquences. Aux fréquences moyennes (250 Hz – 1 kHz) l'atténuation obtenue semble conditionnée par le comportement du bouchon d'oreille et l'amélioration obtenue varie entre 0 et 15 dB. Au-delà de 2 kHz, les limites de la conduction osseuse sont atteintes, constat qui est largement documenté dans la littérature.

Pour consolider ces premières conclusions, l'étude pourra être élargie à d'autres protecteurs auditifs. La compréhension des mécanismes en jeu, qui restent complexes, pourra être aussi améliorée par des essais complémentaires.

Mots-clés : Protecteur auditif ; Double protection auditive ; bouchon d'oreille ; casque antibruit ; atténuation acoustique ; MIRE ; REAT ; réduction du bruit.

Abstract

Hearing protection devices are widely used by companies to prevent noise induced hearing loss. In the industry and in the building and public works industry some workers are being exposed to very high-level noise. In these conditions, hearing protection devices (HPD) worn singly might prove insufficient to protect workers and companies have to impose the use of double hearing protection (DHP).

Uninformed users or occupational hygienists could be led to believe that attenuation of DHP is the sum of the attenuations of both HPDs worn separately. Literature on that subject indicates this is not true. Scientific papers, mostly based on subjective testing, show that the attenuation increase varies widely with different combinations of protectors.

In this thesis, we introduce the results of subjective (REAT method) and objective testing (MIRE method) on 12 human subjects. We also present the results of testing conducted with the mannequin method. All these tests were conducted with four HPDs and with four combinations of those HPDs worn in double protection.

Our results corroborate the trends given in the literature and shed a new light, thanks to objective measurements, on the DHP effect. Indeed, attenuations do not add up except for low frequencies. At medium frequencies (250 Hz – 1 kHz), the attenuation obtained seems to be ruled by the plug and the increase varies between 0 and 15 dB. Above 2 kHz, the bone conduction limits are reached, an observation which is well documented in the scientific literature

To enhance these first conclusions, this study could be extended to more HPDs. The understanding of physical phenomenon at stake could also be improved with additional experiments.

Keywords: Hearing protector ; Double hearing protection ; Earplug ; Earmuff ; acoustic attenuation ; MIRE ; REAT ; noise reduction.

Remerciements

En préambule à ce mémoire, je souhaitais adresser mes remerciements les plus sincères aux personnes qui m'ont apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration de ce mémoire.

Je tiens à remercier particulièrement :

- M. Nicolas Trompette, Expert Assistance Conseil du Laboratoire "Acoustique au Travail" de l'INRS, pour sa confiance, son aide et sa disponibilité pendant toute ma mission et pour m'avoir permis de l'effectuer dans les meilleures conditions ;
- M. Jacques Chatillon responsable du département « Ingénierie des Equipements de Travail » et M. Patrick Chevret responsable du laboratoire « Acoustique au Travail », de l'INRS pour m'avoir accueilli au sein de leur établissement et m'avoir offert cette opportunité de travailler avec leurs équipes ;
- M. Julien Marchand pour son aide dans la mise en place des moyens d'essai ;
- Mme Geneviève Jeanjean pour son soutien précieux dans l'organisation et la réalisation des essais avec les sujets ;
- Mes responsables à la CRAMIF, M. Emmanuel Marteau et Mme Agnès Janes qui m'ont permis de dégager du temps pour travailler à cette étude et qui ont soutenu ma démarche ;
- Mes collègues du Centre de Mesures Physiques de la CRAMIF Mme Dorothee Lesouef, M. Eric Lainet et M. Frédéric Maître pour leur soutien et leurs encouragements.

Enfin, je remercie les membres de ma famille, ma femme, mon fils et mes parents pour leur soutien et leurs encouragements qui m'ont porté au cours de la réalisation de ce mémoire.

Table des matières

| | |
|---|-----------|
| <i>Résumé-Abstract</i> | 2 |
| <i>Remerciements</i> | 3 |
| <i>Table des tableaux</i> | 5 |
| <i>Table des illustrations</i> | 6 |
| <i>Introduction</i> | 8 |
| 1. Revue de littérature | 10 |
| 2. Méthodes de mesure | 13 |
| 2.1. Méthode REAT | 13 |
| 2.2. Méthode MIRE (MEASUREMENT IN REAL EAR) | 15 |
| 2.3. Méthode du mannequin (ATF) | 16 |
| 2.4. Lien entre les approches subjective (REAT) et objectives (IL et NR)..... | 17 |
| 3. Protocole d'essais | 19 |
| 3.1. Description des essais REAT..... | 20 |
| 3.2. Description des essais MIRE | 20 |
| 3.3. Description des essais sur mannequin..... | 23 |
| 4. Résultats des mesures | 25 |
| 4.1. Mesures sur sujets..... | 25 |
| 4.1.1. Résultats des mesures | 25 |
| 4.1.1.1. Simples protections | 25 |
| 4.1.1.2. Doubles protections | 31 |
| 4.1.2. Analyse des résultats | 34 |
| 4.1.2.1. Simples protections | 34 |
| 4.1.2.2. Doubles protections | 35 |
| 4.2. Mesures sur tête artificielle ISL | 44 |
| 4.2.1. Mesures des atténuations individuelles | 44 |
| 4.2.2. Mesures des atténuations des doubles protections..... | 46 |
| 4.2.3. Préviation des atténuations des doubles protections | 51 |
| Conclusion | 55 |
| Références bibliographiques | 57 |
| Glossaire | 59 |

Table des tableaux

| | |
|--|----|
| Tableau 1: Valeurs maximales d'atténuation atteignables en fonction de la fréquence, du fait de la conduction osseuse (Berger 1983)..... | 15 |
| Tableau 2: Valeurs maximales d'atténuation atteignables en fonction de la fréquence, du fait de la conduction osseuse (Berger 2003)..... | 15 |
| Tableau 3: écarts MIRE-REAT : comparaison des écarts obtenus avec 1) les fourchettes données par Berger et 2) ceux constatés lors d'une précédente étude (2014) | 27 |
| Tableau 4: Ecart MIRE (corrigé BC)-REAT en fonction de la combinaison de protections auditives..... | 32 |
| Tableau 5: Atténuations mesurées suivant la méthode MIRE de chaque combinaison comparée cumulé des atténuations mesurées suivant la méthode MIRE de chacune des deux protections auditives de la combinaison | 40 |
| Tableau 6: Atténuations de chaque combinaison comparée à la meilleure des deux atténuations des protections auditives de la combinaison – Mesures réalisées par la méthode MIRE..... | 43 |
| Tableau 7: Atténuations individuelles des quatre protecteurs : mesures par la méthode MIRE sur 12 sujets comparées aux mesures par la méthode du mannequin | 45 |
| Tableau 8: Essai de la proposition de calcul des atténuations des quatre combinaisons à partir des atténuations individuelles mesurées par la méthode MIRE sur 12 sujets comparées aux mesures sur 12 sujets par la même méthode des 4 combinaisons | 52 |
| Tableau 9: Essai de calcul des atténuations de double protection à partir des atténuations individuelles mesurées par la méthode REAT et comparaison aux mesures – Données issues de [31]..... | 53 |

Table des illustrations

| | |
|--|----|
| Figure 1: Le local d'essai de l'INRS dénommé BESA (Banc d'Essai au Seuil de l'Audition)..... | 13 |
| Figure 2: Exemple de résultat de détection du seuil de l'audition oreille ouverte à 1000hz . | 14 |
| Figure 3: Illustration de l'effet d'occlusion | 14 |
| Figure 4: La tête ISL utilisée pour les mesures avec la méthode du mannequin | 17 |
| Figure 5: Illustration de la position des microphones dans le canal auditif pour (a) l'oreille ouverte; (b) l'oreille occluse par un casque antibruit; (c) l'oreille occluse par un bouchon (d) l'oreille occluse par un casque et un bouchon. | 17 |
| Figure 6: PICB utilisés pour cette étude..... | 19 |
| Figure 7: La chambre réverbérante de l'INRS également dénommée BENE | 21 |
| Figure 8: Courbe du temps de réverbération de la chambre réverbérante BENE de l'INRS... | 21 |
| Figure 9: Gabarit d'un bruit généré dans la salle réverbérante..... | 21 |
| Figure 10: Illustration du positionnement des microphones dans l'oreille sans puis avec bouchon | 23 |
| Figure 11: Tête ISL utilisée pour les essais selon la méthode du mannequin..... | 23 |
| Figure 12: Positionnement du microphone dans les bouchons d'oreille | 24 |
| Figure 13: Moyennes des atténuations mesurées sur les 12 sujets avec la méthode REAT et avec la méthode MIRE et protection assumée donnée par le fabricant – bouchon 3M E.A.R. Ultrafit..... | 26 |
| Figure 14: Moyennes des atténuations mesurées sur les 12 sujets avec la méthode REAT et avec la méthode MIRE et protection assumée donnée par le fabricant – bouchon 3M E.A.R. Soft Neons..... | 26 |
| Figure 15: Moyennes des atténuations mesurées sur les 12 sujets avec la méthode REAT et avec la méthode MIRE et données du fabricant corrigées suivant la recommandation de [21] – bouchon 3M E.A.R. Ultrafit | 28 |
| Figure 16: moyennes des atténuations mesurées sur les 12 sujets avec la méthode REAT et avec la méthode MIRE et données du fabricant corrigées suivant la recommandation de [21] – bouchon 3M E.A.R. Soft Neons | 28 |
| Figure 17: Moyennes des atténuations mesurées sur les 12 sujets avec la méthode MIRE et données du fabricant (protection assumée et protection suivant les recommandations de l'INRS) – casque anti-bruit Howard Leight CLARITY C1 | 29 |
| Figure 18: Moyennes des atténuations mesurées sur les 12 sujets avec la méthode MIRE et données du fabricant (protection assumée et protection suivant les recommandations de l'INRS) – casque anti-bruit 3M PELTOR OPTIME | 29 |
| Figure 19: Atténuations comparées du casque anti-bruit HOWARD LEIGHT CLARITY C1 : mesures sur les 12 sujets avec la méthode MIRE, moyenne de ces mesures (moyenne des minima oreille gauche-oreille droite) et mesure sur un mannequin | 30 |
| Figure 20: Atténuations comparées du casque anti-bruit 3M PELTOR OPTIME : mesures sur les 12 sujets avec la méthode MIRE, moyenne de ces mesures (minima oreille gauche-oreille droite) et mesure sur un mannequin..... | 31 |
| Figure 21: Atténuations de la combinaison casque anti-bruit HOWARD LEIGHT CLARITY C1 + bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT : mesures sur les 12 sujets avec les méthodes MIRE et REAT. | 32 |

| | |
|---|----|
| Figure 22: Atténuations de la combinaison casque anti-bruit 3M PELTOR OPTIME III + bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT : mesures sur les 12 sujets avec les méthodes MIRE et REAT | 33 |
| Figure 23: Atténuations de la combinaison casque anti-bruit HOWARD LEIGHT CLARITY C1 + bouchon 3M E.A.R. SOFT NEONS : mesures sur les 12 sujets avec les méthodes MIRE et REAT | 33 |
| Figure 24: Atténuations de la combinaison casque anti-bruit 3M PELTOR OPTIME III + bouchon 3M E.A.R. SOFT NEONS : mesures sur les 12 sujets avec les méthodes MIRE et REAT..... | 34 |
| Figure 25: Atténuations du casque anti-bruit Howard Leight CLARITY C1 et du bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT seuls et en combinaison – mesures avec la méthode MIRE..... | 36 |
| Figure 26: Atténuations du casque anti-bruit 3M Peltor OPTIME III et du bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT seuls et en combinaison – mesures avec la méthode MIRE | 37 |
| Figure 27: Atténuations du casque anti-bruit Howard Leight CLARITY C1 et du bouchon 3M E.A.R. NEONS seuls et en combinaison – mesures avec la méthode MIRE..... | 37 |
| Figure 28: Atténuations du casque anti-bruit 3M Peltor OPTIME III et du bouchon 3M E.A.R. NEONS seuls et en combinaison – mesures avec la méthode MIRE..... | 38 |
| Figure 29: Atténuations comparées des quatre combinaisons – mesures avec la méthode MIRE | 41 |
| Figure 30: Comparaison des pressions sonores extérieure, sous le casque anti-bruit et sous le bouchon d'oreille – mesures avec la méthode du mannequin..... | 47 |
| Figure 31: comparaison des pressions sonores extérieure, sous le casque anti-bruit et sous le bouchon d'oreille – mesures avec la méthode du mannequin..... | 47 |
| Figure 32: Comparaison des pressions sonores extérieure, sous le casque anti-bruit et sous le bouchon d'oreille – mesures avec la méthode du mannequin – effet de la création d'une fuite au niveau du coussinet du casque anti-bruit | 48 |
| Figure 33: Comparaison des pressions sonores extérieure et sous le bouchon d'oreille – mesures avec la méthode du mannequin – comparaison des pressions sonores obtenues dans deux configurations bouchons d'oreille + casque à la limite de mesure obtenue en occultant l'oreille du mannequin à l'aide d'un bouchon en téflon..... | 49 |
| Figure 34: Comparaison des pressions sonores extérieure, sous le casque anti-bruit et sous le bouchon d'oreille – mesures avec la méthode du mannequin – effet de la création d'une fuite au niveau du coussinet du casque anti-bruit | 50 |
| Figure 35: Comparaison des pressions sonores extérieure, sous le casque anti-bruit et sous le bouchon d'oreille – mesures avec la méthode du mannequin – effet de la création d'une fuite au niveau du coussinet du casque anti-bruit | 50 |

Introduction

Le bruit constitue une nuisance majeure dans le milieu professionnel.

En France, la surdité peut être reconnue comme une maladie professionnelle selon des critères médicaux, professionnels et administratifs bien précis, qui sont stipulés dans le tableau n°42 des maladies professionnelles du régime général et le tableau n°46 du régime agricole. Chaque année, ce sont environ 600 salariés qui déclarent une surdité professionnelle ce qui en fait la troisième maladie professionnelle en nombre de victimes. Le coût moyen d'une surdité professionnelle est d'environ 100.000 euros.

Pour une journée de travail (8 heures), on considère que l'ouïe est en danger à partir de 80 dB(A). L'exposition prolongée à des niveaux de bruits intenses détruit peu à peu les cellules ciliées de l'oreille interne. Elle conduit progressivement à une surdité irréversible. L'exposition à certains produits (solvants, médicaments...), dits ototoxiques, peut amplifier ce phénomène. Aujourd'hui, on ne sait pas soigner la surdité. L'appareillage par des prothèses électroniques se contente d'amplifier l'acuité résiduelle, il ne restitue pas la fonction auditive dans son ensemble. Son efficacité reste donc limitée.

Dans de nombreuses activités, les salariés sont exposés à des bruits continus de très fort niveau (>110 dB(A)). C'est le cas en particulier de certains ouvriers du BTP (découpe de béton, vibration du béton, marteau piqueur, battage de palplanches ...), de certains ouvriers de la métallurgie (travail au marteau-pilon, ébarbage, découpe de l'acier, coulées de hauts-fourneaux, ...) ou des salariés travaillant à proximité des réacteurs d'avions notamment.

Les moyens de lutte contre le bruit sont variés et vont de la réduction du bruit à la source (réparation, remplacement, mise en place de silencieux...) jusqu'au port de protection individuelles contre le bruit (PICB) en passant par le traitement de la propagation aérienne (encoffrement, traitement acoustique du local...) ou de la propagation solidienne (isolement vibratoire notamment).

Deux types de PICB sont couramment utilisés : les casques anti-bruit et les bouchons d'oreilles dont il existe une large variété qui va du bouchon jetable en mousse au bouchon moulé sur mesure en acrylique.

Lorsque la réduction du bruit à la source ou que les traitements acoustiques ne sont pas possibles techniquement ou qu'ils sont trop coûteux, certaines entreprises se retrouvent donc dans l'obligation d'avoir recours à une double protection auditive (port d'un casque anti-bruit et de bouchons d'oreille simultanément) car il n'existe pas de protection simple atténuant suffisamment le bruit pour protéger leurs salariés.

Intuitivement, elles pourraient penser que l'utilisation d'une double protection résulte nécessairement en un cumul des atténuations des deux protections prises individuellement.

Cependant, il n'en est rien comme les spécialistes des protections auditives le savent grâce aux quelques publications scientifiques disponibles sur le sujet.

Le problème qui se pose aux entreprises et aux préventeurs est alors d'estimer l'atténuation réelle de la combinaison de protecteurs auditifs afin de choisir le couple bouchon d'oreille et

casque antibruit les mieux adaptés. Il s'agira pour eux de protéger l'audition mais également de s'assurer que les salariés ainsi protégés ne soient pas trop entravés dans leurs échanges avec les autres salariés et qu'ils puissent percevoir d'éventuels signaux sonores avertisseurs de danger (alarmes, passages de véhicules...).

Or, le très faible nombre de travaux trouvés sur le sujet et l'absence de consensus empêchent de donner des lignes directrices simples aux préventeurs devant faire le choix d'une double protection pour les salariés particulièrement exposés. Mais ce n'est pas le seul problème posé. En effet, une seconde question est de savoir pourquoi le port de deux protections plutôt qu'une entraînerait une si faible augmentation de l'atténuation.

L'objectif des travaux présentés ici est de confirmer les quelques observations rapportées dans la bibliographie et d'essayer de contribuer à améliorer les connaissances sur les phénomènes limitants en jeu et sur la façon d'estimer l'atténuation réelle d'une double protection.

1. Revue de littérature

Le niveau d'atténuation obtenu avec une double protection est mal connu : la norme EN 458 [1] annonce qu'il est seulement de 6 dB à 10 dB supérieur au niveau d'atténuation obtenu avec la meilleure des deux protections auditives.

Damongeot, Lataye et Kusy dans leur publication [2] proposent une formule permettant d'estimer l'atténuation de la double protection :

$$\text{ENR (atténuation de la double protection)} = 33\log(P+4M)/10$$

où P est l'ENR du bouchon seul et M est l'ENR du casque.

Outre-Atlantique, la règle des 5 dB est assez largement répandue que ce soit aux USA dans les règles de l'OSHA ou au Canada dans la norme CSA Z94.2-94 [3]. Il s'agit d'ajouter 5 dB à l'atténuation réelle apportée par le meilleur des deux protecteurs dont on abaisse au préalable l'indice de réduction du bruit (NRR) de 7 dB.

Le sujet de la protection réelle apportée par la double protection auditive est un sujet complexe qui fait l'objet d'un nombre limité de publications.

La plupart des publications rapportent des résultats basés sur une évaluation subjective de la double protection. Cette évaluation est réalisée au seuil de l'audition sur des sujets humains selon la méthode d'essai Real Ear at Threshold (REAT).

Un des facteurs limitant l'effet de la double protection, mis en évidence lors de ces essais subjectifs (REAT), est la conduction osseuse, qui permet au son de parvenir à la cochlée par un autre chemin que par la conduction aérienne (AC) via le canal auditif, ainsi que l'effet d'occlusion qui amplifie le phénomène dans le conduit auditif occlus.

Cet effet limitant se produit quand la conduction osseuse devient plus importante que la conduction aérienne, donc lorsque l'atténuation de la conduction aérienne est suffisamment élevée.

Les recherches ont prouvé qu'à partir de l'octave 2 kHz les bouchons et les casques portés ensemble atténuent suffisamment pour que les limites imposées par la conduction osseuse à ces bandes d'octave soient atteintes [4] [5] [6]. Cela explique en partie pourquoi à ces fréquences l'atténuation de la double protection n'est pas la somme des protecteurs pris individuellement.

A plus basse fréquence, il est supposé que les limites de l'atténuation sont liées au couplage entre le bouchon d'oreille et le casque [4] [7]. De plus il a été constaté que l'atténuation du casque porté par-dessus des bouchons n'affecte pas l'atténuation globale [7] [8] [9], ce qui pourrait signifier que le casque contribue peu à l'atténuation globale à ces fréquences.

Une explication complémentaire est que l'influence des bruits physiologiques à basse fréquence fausse les mesures utilisant la méthode REAT, qui est la méthode utilisée par les fabricants pour estimer les niveaux d'atténuation de leurs protections [10]. Le bruit physiologique étant constant que l'on porte une simple ou une double protection, on a donc la fausse impression que l'atténuation de la double protection n'est pas meilleure.

Byrne et Murphy [4] semblent indiquer que pour les bouchons moins performants l'addition des atténuations semble fonctionner (une fois les limites de la conduction osseuse prises en compte) alors que pour les bouchons plus performants l'addition des atténuations surestime l'atténuation réelle obtenue. Ce qui pourrait s'expliquer par le fait que l'effet d'occlusion est

plus faible lorsque l'atténuation du bouchon est plus faible. Dans ces conditions, le masquage par les bruits physiologiques fausse moins l'évaluation.

Behar and Kunov [9], dans leurs travaux utilisant un mannequin (ATF), ont trouvé que la perte par insertion d'une combinaison de protecteurs était difficilement prévisible. D'après eux, l'augmentation d'atténuation de la combinaison peut varier pour une bande d'octave donnée de 2 et 14 dB selon la combinaison de protecteurs choisis, ce qui rend impossible la détermination d'une relation générale. Leurs résultats indiquent cependant que l'augmentation de la perte par insertion de la combinaison de protecteurs diminue lorsque l'atténuation du bouchon augmente. Plus l'atténuation du bouchon est élevée, plus faible est l'augmentation de perte par insertion de la double protection.

Il est à noter que cette étude, menée sur mannequin, ne prend pas en compte la conduction osseuse, le mannequin présentant une perte par insertion (IL) plus élevée que la limite de conduction osseuse sur les sujets humains [11].

Plus récemment, Nélisse et al. [12] ont mesuré l'atténuation (NR) de plusieurs types de bouchons et de casques antibruit portés seuls et en combinaison par des mesures objectives (MIRE ou technique du mannequin). Les auteurs ont confirmé que la présence du bouchon ne modifie pas significativement l'atténuation du casque [12], [13] mais ils ont remarqué que le NR des bouchons baissait fortement, jusqu'à 20 dB, dans les fréquences comprises entre 250 Hz et 4 kHz, essentiellement aux bandes d'octave 500 Hz, 1 kHz et 2 kHz, lorsqu'ils étaient portés en combinaison avec des casques antibruit. De plus, des résultats similaires ont été obtenus par les auteurs en utilisant un mannequin.

Pour résumer, les publications s'appuyant sur des essais subjectifs et objectifs tendraient donc à montrer qu'aux basses fréquences (en dessous de 500 Hz) le casque anti-bruit apporte une atténuation supplémentaire limitée et qu'aux moyennes fréquences (500 à 2000 Hz) le bouchon d'oreille ne contribue plus à l'atténuation. Ensuite (au-delà de 2 kHz) les atténuations des deux protecteurs se combinent bien lors des mesures objectives mais sont limitées par la conduction osseuse.

Deux publications [12], [14] utilisent une approche mettant en œuvre une modélisation par éléments finis pour vérifier les phénomènes observés lors des mesures et tenter de fournir des explications.

James [14] dans son rapport de thèse part du constat que l'effet de la double protection engendre une perte d'atténuation par rapport à l'atténuation cumulée des protecteurs pris individuellement. Il s'emploie à développer un modèle par éléments finis qui puisse expliquer ce phénomène. Il se focalise sur le comportement mécanique du bouchon en introduisant des propriétés variables en cisaillement et en traction/compression, en fonction de la pré-charge. Il conclut que la chute d'atténuation du bouchon en moyenne fréquence (1 à 2 kHz) est liée à des résonances du bouchon excité par des vibrations transmises latéralement par le casque. Son modèle montre que l'excitation aérienne du bouchon est négligeable par rapport aux excitations latérales lorsque le casque est présent.

Nélisse et al. [12] ont essayé de simuler l'atténuation de la double protection sur un mannequin en combinant les modélisations par éléments finis d'un bouchon et d'un casque antibruit. Dans ce modèle, tous les couplages inclus dans la combinaison ont été pris en compte mais le mannequin a été considéré comme infiniment rigide de telle manière qu'il n'y ait pas de couplage solidien entre le bouchon et le casque au travers du mannequin.

Ces simulations permettent d'obtenir une bonne corrélation avec les résultats des essais sur mannequin pour les casques mais pas pour les bouchons. Les auteurs expliquent ces différences par la non prise en compte par le modèle des non linéarités des propriétés physiques de la peau et des bouchons et, comme James, invoquent une transmission solidienne latérale du bruit plutôt qu'aérienne.

L'ensemble de ces observations nous invite à éviter de considérer le cumul des atténuations en se servant des indices globaux (SNR ou NRR) qui ne prennent pas en compte l'ensemble des phénomènes survenant dans des bandes de fréquences différentes au contraire des références [1] [2] [3].

Nous nous proposons donc de caractériser un certain nombre de combinaisons de bouchons d'oreilles et de casques antibruit en utilisant les 3 méthodes d'essais normalisées :

- La méthode d'essai subjective REAT selon la norme ISO 4869-1 [15]
- La méthode d'essai objective MIRE selon la norme ISO 11904-1 [16]
- La méthode d'essai objective sur mannequin selon la norme ISO 11904-2 [17]

Ces caractérisations serviront dans un premier temps à vérifier les observations qui découlent de cette bibliographie, à savoir la faible contribution du casque en basse fréquence (<500 Hz), la faible contribution du bouchon aux moyennes fréquences (500 Hz-2 kHz) et enfin le plafonnement aux hautes fréquences (≥ 2 kHz) du niveau d'atténuation quand il est mesuré subjectivement du fait de la conduction osseuse (BC).

Dans un second temps, nous nous servirons des résultats pour tenter de valider les hypothèses formulées dans la bibliographie et expliquer les phénomènes entraînant la limitation de l'atténuation cumulée.

Enfin, les essais sur le mannequin auront pour but de vérifier s'il est possible de les comparer aux résultats obtenus sur les sujets et de tenter de reproduire les phénomènes observés avec les sujets. Etant donné qu'il est beaucoup plus facile de multiplier les essais en faisant varier les conditions de protection, cette phase nous permettra peut-être de mieux comprendre voire de maîtriser les phénomènes en jeu. Par ailleurs plusieurs normes de certification (NF EN 13819-3 et ANSI S12-42) s'appuient sur une évaluation de l'efficacité de protection au moyen du mannequin. Nos travaux permettront de vérifier la pertinence d'une telle approche.

2. Méthodes de mesure

2.1. Méthode REAT

La mesure d'atténuation subjective la plus utilisée en laboratoire est la méthode REAT. Avec cette méthode, le seuil de l'audition d'un sujet est déterminé à plusieurs bandes d'octaves (entre 63 et 8000 Hz), avec et sans protecteurs auditifs et la différence des seuils, en dB, entre les deux séries de mesures donne l'atténuation sonore du protecteur auditif. Cette atténuation est apparentée à une perte par insertion mais elle est dénommée différemment du fait de son caractère subjectif.

Cette méthode de mesure fait l'objet d'une norme internationale : la NF EN ISO 4869-1 [15] dont la dernière édition date de novembre 2018.

Les essais sont réalisés sur un site dont le champ acoustique a une incidence sonore émanant d'un grand nombre de directions (champ diffus). Les caractéristiques de variation maximale du niveau de pression, de directivité du champ acoustique, de niveau de bruit ambiant et de temps de réverbération du local sont définies dans la norme.

Le bruit ambiant, qui doit être extrêmement faible, est critique car cette méthode repose sur la détection du seuil d'audition binaural, soit 0 dB HL environ. La variation spatiale des niveaux sonores autour de la tête du sujet doit être inférieure à 2,5dB.

Le temps de réverbération du local ne doit pas dépasser 1,6 s. Il est d'un peu plus de 1 s pour le laboratoire que nous avons utilisé (local BESA de l'INRS ci-dessous), ce qui permet d'obtenir un champ relativement diffus sans créer un écho qui perturberait la détection s'agissant de signaux pulsés.

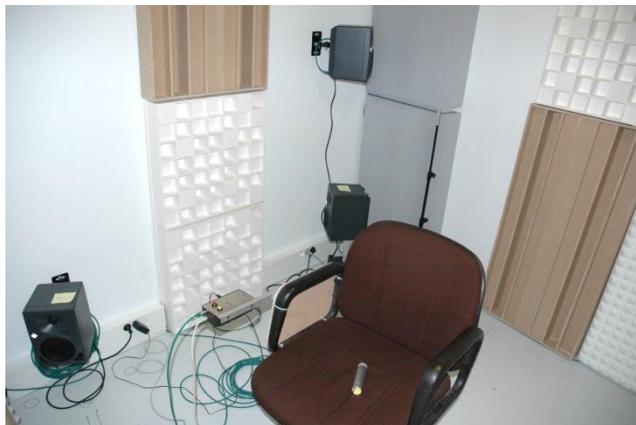


Figure 1: Le local d'essai de l'INRS dénommé BESA (Banc d'Essai au Seuil de l'Audition)

Les signaux d'essai consistent en un bruit rose pulsé, filtré à travers des filtres de bandes de tiers d'octave dont les fréquences centrales sont conformes à la norme NF EN 61260-1 [18]. Les essais sont effectués aux fréquences centrales suivantes: 63 Hz, 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz, 8000 Hz.

Les sujets d'essai sont assis sur un siège au centre de la pièce. Une télécommande leur permet, par appui ou relâchement d'un bouton, de moduler le niveau sonore dans le local. Le seuil d'audition est déterminé par une méthode d'encadrement, c'est-à-dire que pour chaque bande de fréquence le sujet d'essai fait osciller le bruit autour de son seuil d'audition 10 fois et on ne conserve que les 6 derniers résultats qui sont généralement les plus resserrés.

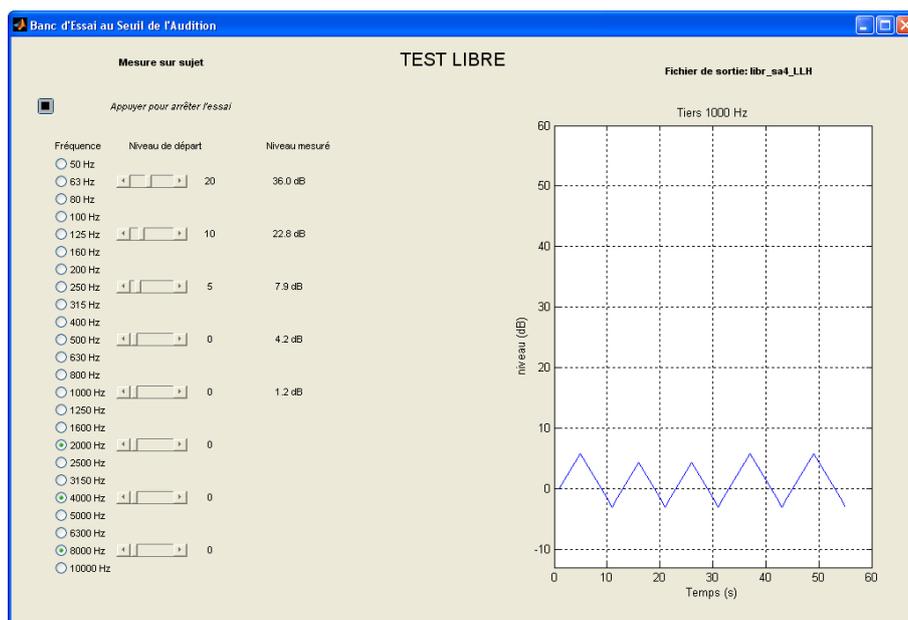


Figure 2: Exemple de résultat de détection du seuil de l'audition oreille ouverte à 1000hz

Le seuil d'audition du sujet est mesuré oreille ouverte (sans protecteur) et oreille occluse (avec protecteur), pour chaque configuration de port de protecteurs individuels contre le bruit. La différence entre les résultats de ces deux essais fournit l'atténuation de la configuration de protecteurs individuels (en simple ou double protection).

Cette méthode présente un biais dû à l'effet de masquage des bruits physiologiques amplifiés par l'effet d'occlusion, induisant ainsi une surestimation de l'atténuation pour les basses fréquences (63-250 Hz). Berger dans sa publication [19] estime ce biais de 4 à 11 dB à l'octave 125Hz et de 1 à 10 dB à l'octave 250 Hz. Il s'appuie, pour ces estimations, sur une étude bibliographique, ce qui explique l'amplitude des fourchettes.

En effet, les bruits physiologiques introduisent un masquage oreille ouverte comme oreille fermée, mais dans ce deuxième cas il est amplifié par l'effet d'occlusion (voir figure 3 ci-dessous). Le sujet va donc détecter le bruit à un seuil plus élevé. L'atténuation calculée étant la différence des seuils oreille ouverte et occluse, celle-ci sera surestimée.

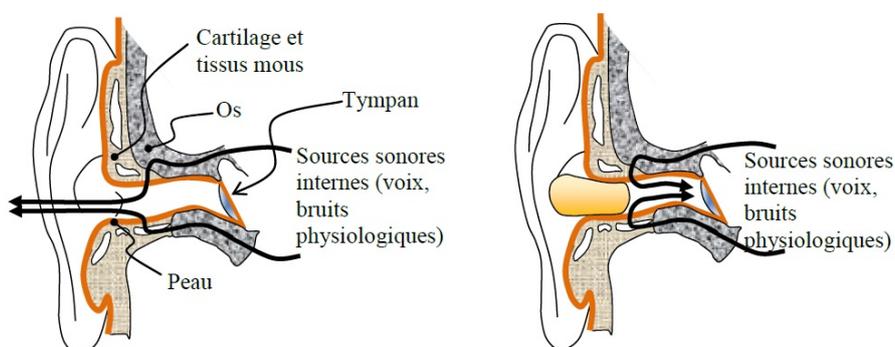


Figure 3: Illustration de l'effet d'occlusion

Cette méthode présente aussi une limitation en particulier pour les protecteurs très performants, comme c'est le cas de la double protection. Dans les fréquences voisines de 2 kHz, les limites de la conduction osseuse peuvent être atteintes. Autrement dit le bruit est transmis directement à la cochlée ou oreille moyenne par le biais des vibrations des os du crâne. Cela n'est pas problématique dans le sens où il s'agit d'un chemin de transfert qui sollicite aussi la cochlée. Néanmoins on sous-estime la perte par insertion du protecteur.

Dans son étude [6], Berger réunit les précédentes estimations des limites d'atténuation dues à la conduction osseuse et les compare à sa propre évaluation. Cette dernière est obtenue en mesurant l'atténuation d'un bouchon en mousse très obturant combiné avec un casque formé d'une coque en plomb doublée d'un matériau viscoélastique. Il prouve à partir de mesures physiques effectuées à l'aide d'une tête artificielle puis en utilisant des microphones miniatures dans des oreilles réelles que cette combinaison fournit une plus grande atténuation que le crâne lui-même, autrement dit que la conduction osseuse devient prédominante. Il trouve les valeurs suivantes :

| Bande d'octave (Hz) | 125 Hz | 250 Hz | 500 Hz | 1 kHz | 2 kHz | 4 kHz | 8 kHz |
|---------------------------|--------|--------|--------|-------|-------|-------|-------|
| Atténuation maximale (dB) | 47 | 51 | 57 | 47 | 39 | 49 | 49 |

Tableau 1: Valeurs maximales d'atténuation atteignables en fonction de la fréquence, du fait de la conduction osseuse (Berger 1983)

Il reprend ses travaux à la suite d'une étude [20] montrant qu'il surestime cette limite. Il utilise cette fois des casques anti-bruit à atténuation active du bruit, ce qui lui permet d'atteindre des valeurs d'atténuation plus élevées aux basses fréquences. Il compare également ses résultats à ceux obtenus en demandant aux sujets de porter en plus un casque recouvrant toute la tête et donc réduisant la conduction osseuse – afin de démontrer que ce chemin de conduction est bien dominant. Ce travail lui permet de poser les limites admises actuellement pour la conduction osseuse [8]:

| Bande d'octave (Hz) | 125 Hz | 250 Hz | 500 Hz | 1 kHz | 2 kHz | 4 kHz | 8 kHz |
|---------------------------|--------|--------|--------|-------|-------|-------|-------|
| Atténuation maximale (dB) | 50 | 57 | 61 | 49 | 41 | 50 | 50 |

Tableau 2: Valeurs maximales d'atténuation atteignables en fonction de la fréquence, du fait de la conduction osseuse (Berger 2003)

2.2. Méthode MIRE (MEASUREMENT IN REAL EAR)

La méthode objective de mesure d'atténuation de référence s'appuie sur la technique du microphone dans l'oreille réelle (MIRE). Celle-ci repose sur l'utilisation d'instruments de mesure pour quantifier les niveaux sonores plutôt que sur une évaluation faite par l'individu. Cette méthode de mesure fait l'objet d'une norme internationale : la NF EN ISO 11904-1 [16] dont la dernière édition date d'août 2003.

Des mesures de niveau sonore sont effectuées au moyen de microphones miniatures ou de sondes microphoniques insérées dans les conduits auditifs de sujets humains. Les valeurs mesurées sont ensuite converties en niveaux ramenés au champ diffus correspondant.

Les résultats sont donnés sous forme de niveaux de pression acoustique continus équivalents pondérés A relatifs au champ diffus.

La différence entre le niveau mesuré, dans les mêmes conditions, à l'intérieur de l'oreille, sans le protecteur individuel contre le bruit, puis avec le protecteur contre le bruit est la perte par insertion du protecteur auditif (IL). Pour cela, le microphone de mesure doit être positionné au même endroit dans le conduit auditif.

Dans le cas de la double protection, afin d'obtenir deux valeurs de perte par insertion en un seul mesurage, deux microphones sont utilisés : le premier est inséré dans le bouchon d'oreille par l'extérieur (par exemple, un microphone tubulaire) et le second sous le casque antibruit à l'extérieur du bouchon d'oreille.

Il convient de noter que certains auteurs utilisent la réduction du bruit (NR) plutôt que la perte par insertion (IL). Celle-ci ne correspond pas directement à l'affaiblissement acoustique d'un protecteur individuel contre le bruit. Le NR est la différence entre le niveau de pression acoustique prise au centre de la tête, lorsque le sujet est absent et le niveau de pression acoustique mesuré dans le conduit auditif, lorsque les protecteurs sont présents. Pour comparer le NR à l'IL, il faut le corriger de la fonction de transfert de l'oreille ouverte (TFOE). La TFOE est la différence entre le niveau de pression prise au centre de la tête lorsque le sujet est absent et le niveau de pression mesuré dans le conduit auditif ouvert.

Pour cette méthode de mesure, il est nécessaire de corriger l'atténuation pour prendre en compte les limites imposées par la conduction osseuse en utilisant la formule ci-dessous.

$$\text{MIRE}_{\text{BC corrected}} = -10\log_{10}(10^{-\text{MIRE}/10} + 10^{-\text{BCL}/10}) \quad (1)$$

Où MIRE est le résultat de la mesure MIRE et BCL est la limite de la conduction osseuse donnée dans le tableau [2].

2.3. Méthode du mannequin (ATF)

Une autre méthode de mesure objective largement utilisée est celle qui repose sur l'utilisation d'un mannequin muni d'une oreille artificielle instrumentée.

Elle fait l'objet d'une norme internationale : la NF EN ISO 11904-2 [17] dont la dernière édition date de janvier 2021.

Ce mannequin aussi appelé simulateur de tête et de torse ou ATF (Acoustic Test Fixture), est équipé d'une oreille artificielle au fond de laquelle est placé un microphone, qui permet de mesurer le niveau sonore au fond de la cavité représentant le conduit auditif. L'oreille artificielle simule la réponse acoustique d'une oreille occluse. En particulier, elle reproduit la première résonance du conduit auditif humain ouvert à approximativement 2600 Hz.

De même que pour la technique MIRE, la différence entre le niveau mesuré, dans les mêmes conditions, à l'intérieur de l'oreille artificielle, sans le protecteur individuel contre le bruit, puis avec le protecteur contre le bruit est la perte par insertion du protecteur.

Un élément à prendre en compte est que le mannequin doit présenter une perte par insertion supérieure sur chaque bande d'octave à celle des protecteurs, seuls ou en combinaison, que l'on cherche à évaluer.



Figure 4: La tête ISL utilisée pour les mesures avec la méthode du mannequin

2.4. Lien entre les approches subjective (REAT) et objectives (IL et NR)

Afin d'être à même d'effectuer des comparaisons, il est possible de faire le lien entre les atténuations obtenues par les méthodes décrites précédemment.

La figure 5 ci-dessous montre l'oreille externe dans des conditions non occluse (oreille ouverte (a)) et occluse (par un casque antibruit (b), par un bouchon (c) ou par les deux (d)). Les indices de la pression acoustique p réfèrent, respectivement, à des positions de microphone juste à l'extérieur de l'entrée du canal auditif (p_1) et dans le canal auditif (p_2). La pression acoustique prise dans la condition d'oreille occluse est notée avec le symbole « prime ».

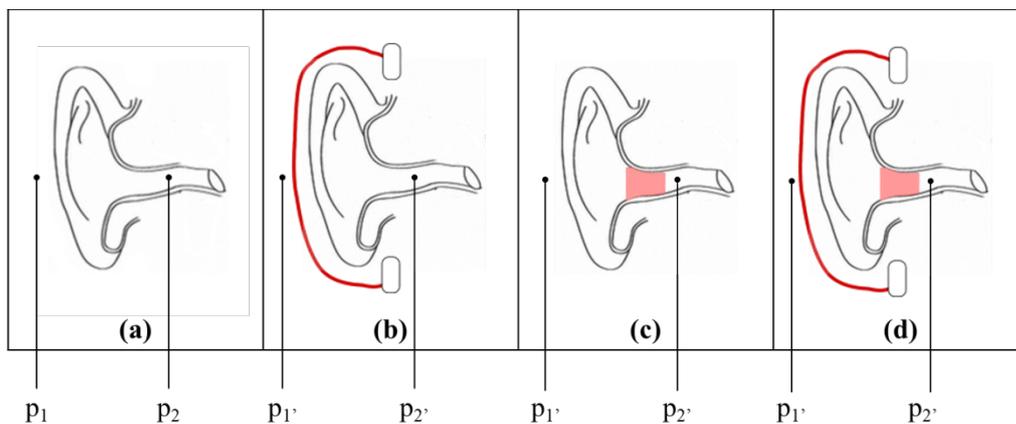


Figure 5: Illustration de la position des microphones dans le canal auditif pour (a) l'oreille ouverte; (b) l'oreille occluse par un casque antibruit; (c) l'oreille occluse par un bouchon (d) l'oreille occluse par un casque et un bouchon.

Dans la méthode MIRE, en faisant l'hypothèse que l'oreille est exposée à un champ sonore stationnaire, on définit la perte par insertion (IL) et la réduction du bruit (NR), exprimés en dB, par :

$$IL = 20 \log_{10} \left(\frac{p_2}{p_{2'}} \right) \quad \text{et} \quad NR = 20 \log_{10} \left(\frac{p_0}{p_{2'}} \right) \quad (2)$$

où p_0 désigne la pression acoustique prise au centre de la tête lorsque le sujet est absent.

La perte par insertion est reliée à la réduction du bruit par la fonction de transfert de l'oreille ouverte (TFOE : transfer function of the open ear) soit :

$$IL = NR + TFOE(3)$$

Où

$$TFOE = 20\log_{10}\left(\frac{p^2}{p_0^2}\right) \quad (4)$$

Les mesures subjectives au seuil de l'audition permettent d'obtenir les atténuations, notées REAT exprimées et en dB, qui sont calculées en soustrayant les seuils mesurés en oreille ouverte de ceux mesurés en oreille occluse. Si on fait l'hypothèse que le chemin acoustique par conduction osseuse est négligeable, il est admis que les valeurs de REAT sont liées à celles de IL par :

$$REAT = IL + PN \quad (5)$$

où PN est le bruit physiologique, un effet qui est dépendant du protecteur à l'essai ainsi que du volume du canal occlus.

3. Protocole d'essais

Des essais mettant en œuvre les trois méthodes de mesure décrites au paragraphe précédent seront réalisés sur 12 sujets humains recrutés pour l'occasion, ainsi que sur un mannequin.

Les protecteurs individuels contre le bruit (PICB) retenus dans le cadre de cette étude sont les suivants :



Figure 6: PICB utilisés pour cette étude

Le choix s'est porté sur ces protecteurs tout d'abord parce que ce sont des protecteurs que l'on trouve facilement sur le marché, qu'ils sont largement utilisés par les entreprises, mais aussi parce qu'ils présentent entre eux des caractéristiques matérielles et acoustiques qui sont différentes.

Ils seront évalués seuls et en combinaison, pour chaque sujet et pour chaque méthode de mesure. Chaque série de mesure devra être réalisée pour neuf configurations : sans protecteur auditif, pour chaque casque antibruit seul, pour chaque bouchon seul et enfin pour chaque combinaison de bouchon et de casque.

Pour les essais objectifs (MIRE) les sujets doivent être équipés pour chaque oreille d'un microphone miniature dans le conduit auditif positionné seul ou au travers du bouchon et d'un microphone miniature supplémentaire dans le pavillon de l'oreille qui servira à mesurer la pression acoustique entre le casque et le bouchon lors de l'utilisation d'une double protection.

La façon dont le protecteur est mis en place et porté est un facteur qui influe largement sur l'atténuation apportée par le protecteur, en particulier pour les bouchons d'oreille.

Afin d'obtenir des résultats comparables pour les techniques de mesure subjectives et objectives (REAT et MIRE) chaque sujet positionnera et conservera sans les retirer les protecteurs pour la durée des mesures.

La séquence de réalisation des mesures avec chaque sujet pour chaque couple bouchon/casque (quatre couples en tout) est donc la suivante :

1. Mesure REAT sans protecteur
2. Mesure MIRE d'étalonnage sujet sans protecteurs
3. Mesures MIRE avec le casque antibruit
4. Mesures MIRE avec les bouchons
5. Mesures MIRE avec les bouchons + le casque antibruit
6. Mesures REAT avec les bouchons + le casque antibruit

7. Mesures REAT avec les bouchons
8. Répétition des mesures MIRE avec les bouchons pour vérification

Cette séquence correspond à une demi-journée d'essais. En comptant la séance d'entraînement du sujet d'essai et la réalisation d'une séquence pour chaque couple de protecteurs, le passage de chaque sujet nécessite deux journées et demie de mesures.

Les casques antibruit seuls ne font pas l'objet d'une mesure REAT car il a été jugé que rajouter une mesure REAT au milieu des mesures MIRE était à la fois compliqué et risquait de trop fatiguer les sujets d'essai. Par ailleurs les données fabricants pour les casques antibruit sont généralement très proches d'un laboratoire à un autre [21] à l'inverse des bouchons d'oreille.

3.1. Description des essais REAT

Les essais REAT sont réalisés strictement selon la norme ISO 4869-1 [15] dans une salle d'écoute spécialement aménagée par l'INRS, comme décrite au chapitre « Méthodes de mesure » précédent.

La sonorisation est réalisée à l'aide de 6 enceintes faible bruit monitorées. La communication avec le sujet d'essai et l'envoi des signaux aux enceintes se fait par des cartes analogiques/numériques Data Translation et un front end développé sous Matlab. Les résultats sont exportés sous Microsoft Excel.

Afin d'entraîner les sujets et de disposer d'une référence fiable, trois essais à blanc sont réalisés au début du cycle de mesures pour chaque sujet.

Les essais REAT exigent de la concentration et sont très sollicitants pour les sujets d'essai. Il est donc difficile d'en réaliser un trop grand nombre. Trois essais par demi-journée d'essai est un nombre raisonnable. Cela nous a donc obligé à découper le cycle de mesure pour chaque sujet en 5 demi-journées d'essai par sujet : une demi-journée d'entraînement et une demi-journée par couple de protecteurs.

Les résultats de cette mesure sont théoriquement comparables aux données affichées par le fabricant. La norme de mesure ISO 4869-1 [15] fixe strictement les conditions et le protocole d'essai. La seule variable laissée à la discrétion des laboratoires est la méthodologie suivie par le sujet d'essai pour ajuster le niveau sonore à son seuil d'audition. Dans notre cas, nous utilisons la méthode d'encadrement Bekesy où pour chaque bande de fréquence le sujet d'essai fait osciller le bruit autour de son seuil d'audition 10 fois et seuls les 6 derniers résultats servent au calcul du seuil.

Par ailleurs, les sujets étaient jeunes et peu entraînés alors que certains laboratoires de certification utilisent majoritairement des sujets internes et très entraînés.

Ces deux points sont très importants et peuvent entraîner des écarts entre les données fabricants et nos propres résultats, allant jusqu'à 10 dB pour une bande d'octave comme le montrent des essais d'inter-comparaison entre laboratoires [21].

3.2. Description des essais MIRE

Les essais MIRE sont réalisés en chambre réverbérante de façon à obtenir un champ le plus diffus possible. La chambre réverbérante de l'INRS (figure 7 ci-dessous) où ont été réalisés les essais, dénommée banc d'essais à niveau élevé ou BENE, possède un champ homogène et les niveaux sonores peuvent atteindre 125 dB par bande d'octave grâce à un système composé de 4 enceintes de forte puissance positionnées dans les 4 angles de la pièce.



Figure 7: La chambre réverbérante de l'INRS également dénommée BENE

Le temps de réverbération du local BENE par bandes de tiers d'octaves est indiqué sur la courbe ci-dessous (figure 8).

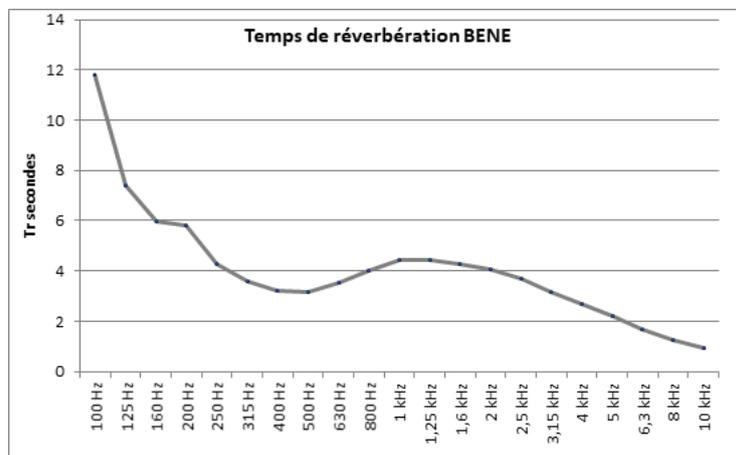


Figure 8: Courbe du temps de réverbération de la chambre réverbérante BENE de l'INRS

Les essais sont réalisés pour deux niveaux sonores 100 et 110 dB(A) avec un bruit M, selon la norme NF EN ISO 4869-2 [22] de novembre 2018, dont le gabarit est représenté ci-dessous (figure 9).

Un microphone de référence G.R.A.S. 40AG apparié à un préamplificateur G.R.A.S. 26CA est utilisé pour étalonner le site.



Figure 9: Gabarit d'un bruit généré dans la salle réverbérante

Pour le choix des microphones de mesure, plusieurs critères ont dû être pris en compte. Le premier est la taille et donc la possibilité de l'insérer sans trop de difficulté dans un bouchon d'oreille. Le deuxième est le bruit de fond du capteur qui ne doit pas être trop élevé car dans certaines configurations en double protection, il est probable que les niveaux mesurés soient faibles dans le conduit auditif. Un dernier critère est la solidité des microphones et leur nettoyabilité en particulier à cause du cérumen qui peut venir boucher la grille de protection de la membrane.

Les mesures ont donc été réalisées pour les premières séries de mesures à l'aide de microphones miniatures Knowles FG 23-329-C05 (sensibilité 60 mV/Pa). Ces capteurs sont très fragiles et leur grille se bouche facilement. Il a fallu les renouveler et pour des raisons de disponibilité, ils ont été remplacés soit par des microphones FG 23-329-P07 (sensibilité 60 mV/Pa pré-câblés) soit par des FG 23-742-C05 (sensibilité 180 mV/Pa).

Les mêmes difficultés se sont posées avec ces derniers et pour plus de la moitié des essais, les mesures à l'intérieur du conduit auditif ont finalement été effectuées avec des capteurs DPA 6060-OC-U-B00 beaucoup plus robustes et dont la grille est démontable (sensibilité 6 mV/Pa). Leur seul inconvénient est leur diamètre, un peu plus grand que celui des microphones miniatures Knowles (3 mm contre 2.6 mm).

Nous avons systématiquement vérifié que le bruit résiduel sous la double protection était supérieur au bruit de fond de la chaîne de mesure. Ce point a parfois posé un problème avec les capteurs FG 23-329 et il a été nécessaire d'éliminer les valeurs mesurées avec un champ sonore de niveau global de 100 dB(A) pour ne conserver que les essais à 110 dB(A). Cette limitation n'a pas été rencontrée pour les deux autres types de capteurs. Les capteurs DPA ont notamment un niveau de bruit de fond remarquable inférieur à 30 dB par bande d'octave.

Le choix des capteurs de mesure a été compliqué et au départ le laboratoire de l'INRS utilisait des sondes Etymotic ER7C ou des capteurs Sonopass de Sonomax utilisés dans le système Fit testing du fabricant 3M E.A.R. Les prétests nous ont contraint à écarter ces capteurs pourtant faciles à insérer et communément utilisés par les laboratoires de certification. La sonde Etymotic est constituée d'un tube PVC qui présente une trop grande transparence acoustique pour les niveaux d'atténuation que nous souhaitions mesurer, le bruit passant par le tube aurait limité l'atténuation mesurable à moins de 30 dB. Le capteur Sonopass présentait lui une résonance de son tube au tiers d'octave 800 Hz que nous avons observée lors d'essais comparatifs avec un micro de référence. Cela n'est pas un problème si la configuration d'étalonnage est la même que la configuration de mesure, ce qui n'était pas notre cas le capteur étant connecté tour à tour à un tube nu pour la mesure à vide et à un bouchon pré-percé pour la mesure oreille occluse. L'amplitude du phénomène voire sa fréquence de résonance varie avec le changement de l'impédance de sortie du tube, entraînant un biais de mesure au tiers d'octave 800 Hz.

Pour la mesure dans le conduit auditif (voir figure 10) le microphone est soit positionné dans le conduit auditif du sujet à l'aide de dômes d'audioprothésistes pour les essais oreille ouverte ou oreille occluse par un casque antibruit ; soit à l'extrémité d'un bouchon pré-percé pour les essais oreille occluse par un bouchon, avec ou sans casque antibruit.

Pour mesurer l'atténuation du casque antibruit lorsque le sujet est équipé d'une double protection, un second microphone est placé au niveau du pavillon de l'oreille.



Figure 10: Illustration du positionnement des microphones dans l'oreille sans puis avec bouchon

Les microphones sont raccordés à des conditionneurs développés par l'INRS puis à des cartes d'acquisition National Instruments NI9234. Les essais sont pilotés depuis un front end développé sous Labview et les résultats sont exportés sous Microsoft Excel.

3.3. Description des essais sur mannequin

Outre les essais sur sujet humains, une série de mesures a été réalisée pour l'ensemble des protecteurs sur la tête ISL (figure 11 ci-dessous).



Figure 11: Tête ISL utilisée pour les essais selon la méthode du mannequin

De même que pour les sujets humains, le mannequin est placé dans la chambre réverbérante BENE et des mesures sont réalisées à vide, pour chaque protecteur seul et pour chaque couple de protecteurs. Ces essais sont réalisés à 110 et 120 dB(A) avec un bruit M selon la norme ISO 4869-2 [22] (voir figure n°9 ci-dessus).

Le mannequin est équipé d'un pavillon artificiel Head Acoustics HEL III.1 et d'un conduit auditif artificiel Ear Canal ISL V2 au fond duquel est placée une oreille artificielle G.R.A.S. RA0045 munie d'un microphone G.R.A.S. 40AG (sensibilité 12,5 mV/Pa) et de son préamplificateur G.R.A.S. 26AC. Le conduit auditif artificiel est revêtu sur 14 mm de silicone afin de simuler l'élasticité de la peau.

Sa perte par insertion propre minimale de 65 dB quelle que soit la fréquence entre 30 Hz et 10 kHz, garantit que le niveau résiduel derrière la protection auditive est bien consécutif à l'atténuation du ou des protecteurs.

Par ailleurs, nous avons réalisé des mesures à l'aide de microphones miniature Knowles FG 23-329-C05 (sensibilité 60 mV/Pa), placés à mi-chemin dans le conduit auditif au même endroit que pour les essais sur sujet et dans le pavillon. Le microphone en conduit est positionné seul pour les mesures oreille ouverte et à l'extrémité du bouchon d'oreille pré-percé (figure 12 ci-dessous) pour les essais oreille occluse par un bouchon (avec ou sans casque antibruit).

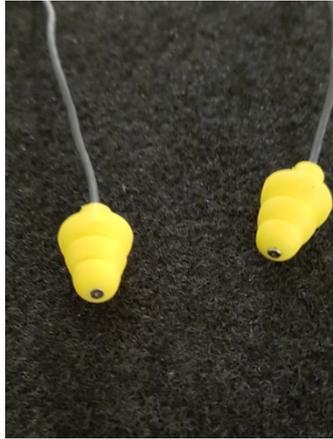


Figure 12: Positionnement du microphone dans les bouchons d'oreille

Les microphones sont raccordés à des conditionneurs développés par l'INRS puis à des cartes d'acquisition National Instruments NI 9234. Les essais sont pilotés depuis un front end développé sous Labview et les résultats sont exportés sous Microsoft Excel.

4. Résultats des mesures

4.1. Mesures sur sujets

4.1.1. Résultats des mesures

Suivant les protections considérées, les mesures ont été réalisées soit à la fois suivant les méthodes REAT et MIRE (bouchons et double protections), soit seulement suivant la méthode MIRE (casques).

La méthode REAT donne l'atténuation. La méthode MIRE donne la perte par insertion. Comme expliqué au paragraphe 2.4., ces deux grandeurs sont comparables mais la méthode REAT souffre d'un biais aux basses fréquences lié à l'effet d'occlusion qui entraîne une surévaluation de l'atténuation et la méthode MIRE ne tient pas compte de la transmission osseuse directe à l'oreille moyenne ou à la cochlée. Or, cette transmission osseuse, normalement négligeable devant la transmission aérienne, devient prépondérante lorsque l'atténuation de la transmission aérienne est élevée. La perte par insertion doit donc être corrigée de la limite imposée à l'atténuation de la transmission aérienne par la conduction osseuse. Dans la présentation et l'analyse des résultats, les mesures de perte par insertion sont systématiquement corrigées, c'est pourquoi par la suite on ne parlera plus que d'atténuation, quelle que soit la méthode utilisée.

4.1.1.1. Simples protections

Sur les sujets, et pour les bouchons d'oreille 3M E.A.R ULTRAFIT et SOFT NEONS, les mesures ont été effectuées à la fois suivant les méthodes REAT et MIRE. Les figures 13 et 14 comparent par bande d'octave les atténuations mesurées avec ces deux méthodes entre-elles et avec le niveau de protection estimé, donné par le fabricant (APV).

Comme attendu, du fait du biais imputable au masquage par les bruits physiologiques amplifiés par l'effet d'occlusion, l'atténuation est surestimée aux basses fréquences (< 500 Hz) par la méthode REAT. Aux moyennes fréquences, les atténuations issues de chacune des deux mesures sont très bien corrélées. Aux hautes fréquences (> 2 kHz), il peut y avoir un écart du fait de la conduction osseuse, la correction apportée aux mesures MIRE étant une correction moyenne. Comme les atténuations restent largement inférieures à cette limitation quelle que soit la bande de tiers d'octave considérée, la conduction aérienne reste prédominante et la corrélation est également très bonne.

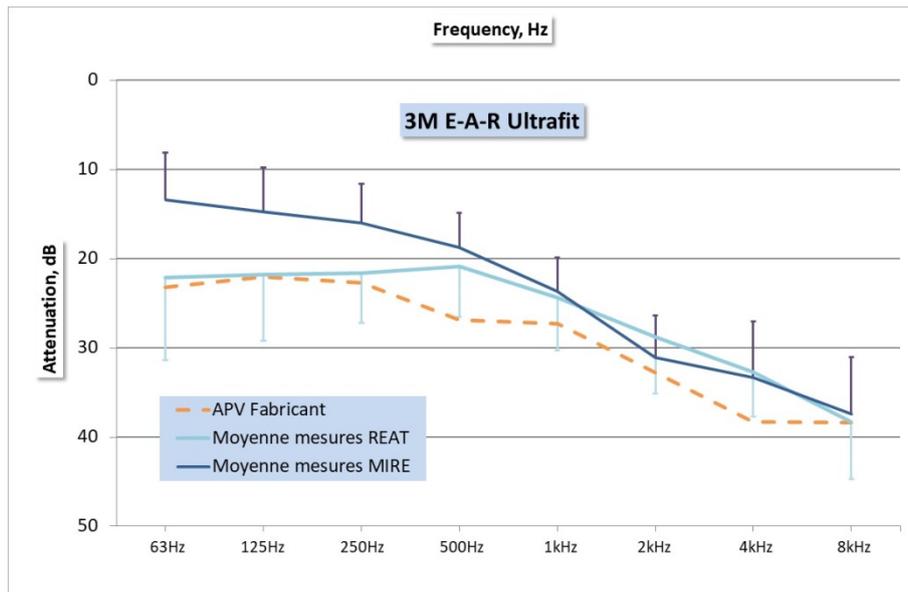


Figure 13: Moyennes des atténuations mesurées sur les 12 sujets avec la méthode REAT et avec la méthode MIRE et protection assumée donnée par le fabricant – bouchon 3M E.A.R. Ultrafit

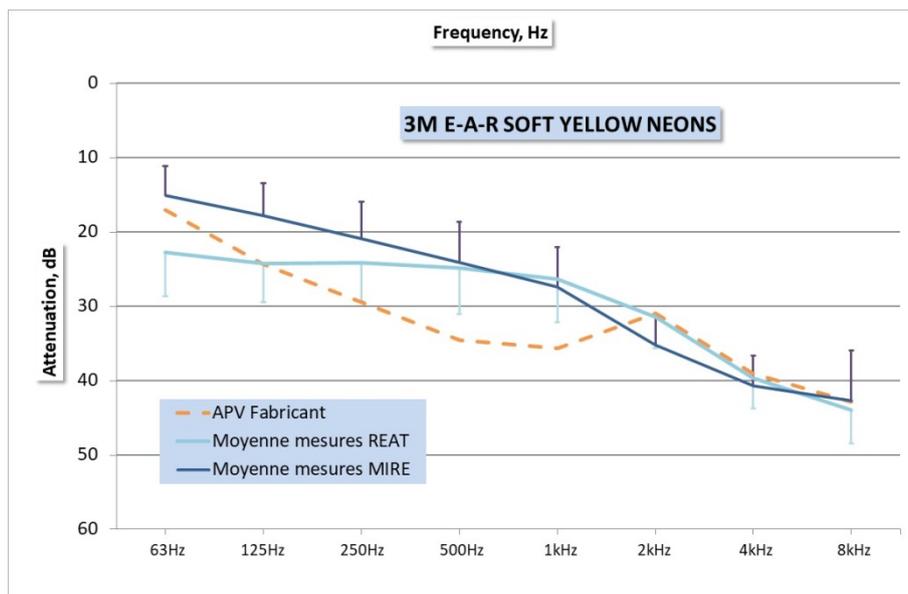


Figure 14: Moyennes des atténuations mesurées sur les 12 sujets avec la méthode REAT et avec la méthode MIRE et protection assumée donnée par le fabricant – bouchon 3M E.A.R. Soft Neons

Il était très important que les deux mesures soient comparables et ces résultats valident le protocole suivi. Ils montrent d'une part que l'entraînement des sujets était suffisant et qu'ils ont su faire une bonne mesure REAT et d'autre part que la mise en place des protections n'a pas bougé d'un banc d'essai à l'autre, les mesures avec le bouchon seul étant faites avant puis après la mesure avec la double protection.

L'écart aux basses fréquences entre les méthodes MIRE et REAT dû au bruit physiologique est mentionné dans le tableau 3 et comparé aux fourchettes données par Berger [19]. Il est également comparé aux écarts déjà constatés lors d'une précédente étude à l'INRS par N.Trompette et al. [23].

| Bouchons 3M E.A.R. ULTRAFIT | | | | | | | | | |
|-------------------------------|------|--------------|--------------|------|------|------|------|------|---------|
| Bande d'octave | 63 | 125 | 250 | 500 | 1000 | 2000 | 4000 | 8000 | SNR |
| Essais actuels | 9 | 7 | 6 | 2 | 1 | -2 | -1 | 1 | 1 |
| Berger (1987) | N.C. | 4 à 11 dB | 1 à 10 dB | N.C. | | | | | 2 à 5dB |
| Trompette (2014) | 7 | 4 | 4 | 0 | -3 | -1 | -1 | - | 3 |
| Bouchons 3M E.A.R. SOFT NEONS | | | | | | | | | |
| Bande d'octave | 63 | 125 | 250 | 500 | 1000 | 2000 | 4000 | 8000 | SNR |
| Différence | 8 | 6 | 3 | 1 | -1 | -4 | -1 | 1 | -1 |
| Berger (1987) | N.C. | 4 à 11 dB | 1 à 10 dB | N.C. | | | | | 2 à 5dB |
| Trompette (2014) | 5 | 6 | 4 | 1 | -2 | -2 | 4 | - | -1 |

Tableau 3: écarts MIRE-REAT : comparaison des écarts obtenus avec 1) les fourchettes données par Berger et 2) ceux constatés lors d'une précédente étude (2014)

Les résultats sont bien dans les fourchettes données par Berger. Ils sont aussi comparables, avec ce qui avait été observé en 2014, avec les mêmes moyens d'essai mais plus de sujets : 20 à 23 sujets avaient été utilisés lors de l'étude menée par l'INRS en 2014 ; notamment pour le bouchon SOFT NEONS. Enfin, cet effet est plus important pour des bouchons avec une plus faible profondeur d'insertion, en l'occurrence les ULTRAFIT, comme observé par Berger [19].

Les comparaisons avec les données fabricants sont bien moins bonnes. Ce résultat était attendu. Les fabricants tirent leurs données des essais de certification, qui sont réalisés par des organismes notifiés. Ces laboratoires utilisent des sujets très entraînés. Ils supervisent la mise en place des bouchons. Parmi leurs 16 sujets d'essai, une large part sont des sujets internes, c'est à dire travaillant dans l'organisme notifié. Naturellement, il se produit au cours du temps une sélection des sujets vers ceux posant le moins de problèmes lors des mesures qui sont en général les sujets avec des conduits auditifs pour lesquels la mise en place est facile et sans fuites. Tous ces points font que les organismes notifiés surévaluent largement les performances des bouchons d'oreille par rapport à ce que les utilisateurs finaux obtiennent en réalité. Ce problème de la surestimation par les organismes notifiés est largement abordé dans la littérature. En 2009, l'INRS a effectué une étude bibliographique [24] reprenant les résultats de 30 publications comparant les données fabricants à des mesures in-situ sur des utilisateurs. Cette étude recommande d'appliquer à la valeur moyenne d'atténuation donnée par le fabricant une décote égale à deux fois l'écart-type obtenu sur les 16 sujets d'essai pour évaluer l'efficacité de protection qui peut être effectivement atteinte par un utilisateur final. Les deux figures suivantes présentent les mêmes comparaisons que les figures 13 et 14 mais en corrigeant les données du fabricant selon cette recommandation. Avec cette correction, les courbes issues des données fabricants sont moins linéaires mais bien mieux corrélées aux mesures MIRE quelle que soit la fréquence et aux mesures REAT à partir de 500 Hz.

Cette dernière comparaison d'une part tend à valider les mesures effectuées et montre d'autre part que la recommandation de l'INRS est réaliste. Les mesures d'efficacité des bouchons d'oreille réalisées dans cette étude apparaissent donc finalement comme très fiables.

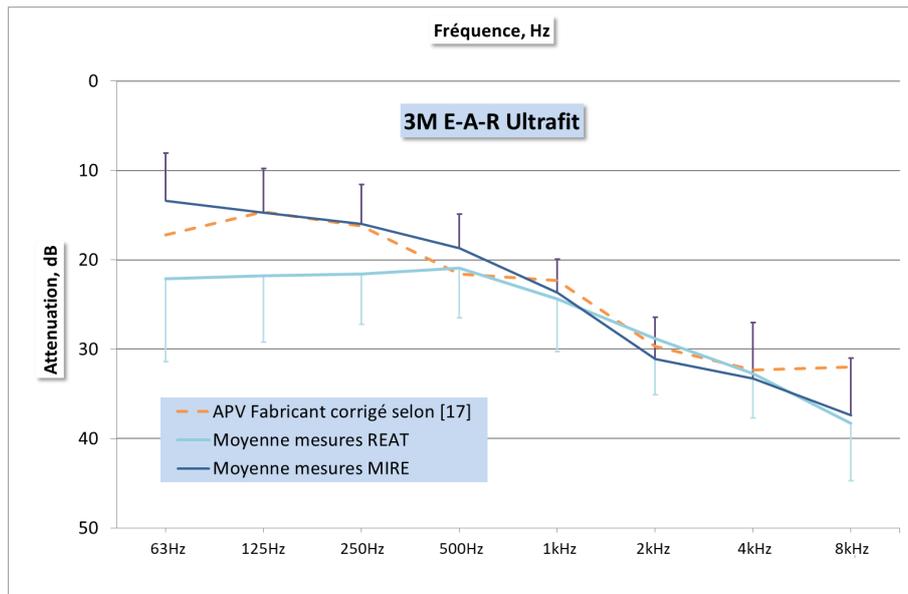


Figure 15: Moyennes des atténuations mesurées sur les 12 sujets avec la méthode REAT et avec la méthode MIRE et données du fabricant corrigées suivant la recommandation de [24]– bouchon 3M E.A.R. Ultrafit

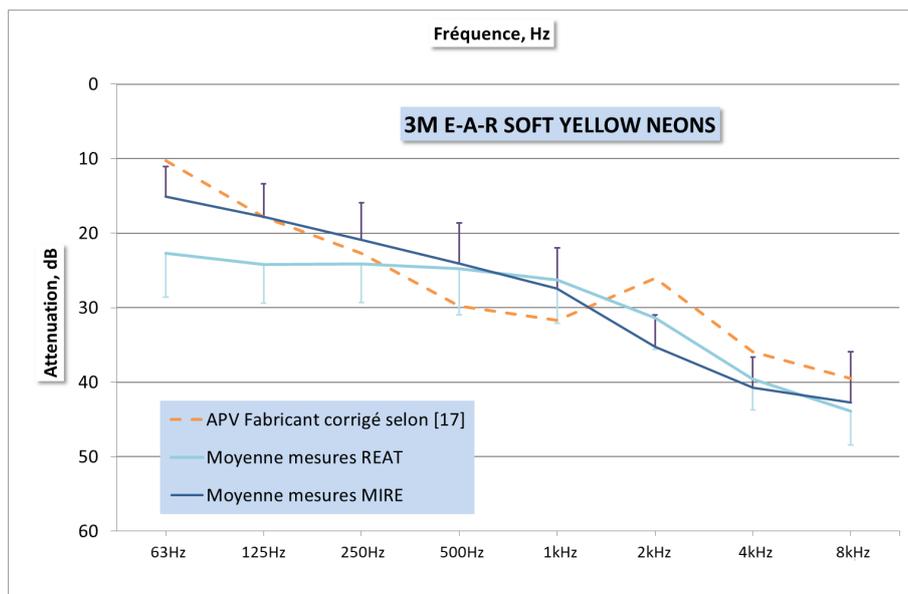


Figure 16: moyennes des atténuations mesurées sur les 12 sujets avec la méthode REAT et avec la méthode MIRE et données du fabricant corrigées suivant la recommandation de [24]– bouchon 3M E.A.R. Soft Neons

Les mesures sur les casques anti-bruit ont été limitées à la technique MIRE. Les figures 17 et 18 ci-après les comparent aux données du fabricant :

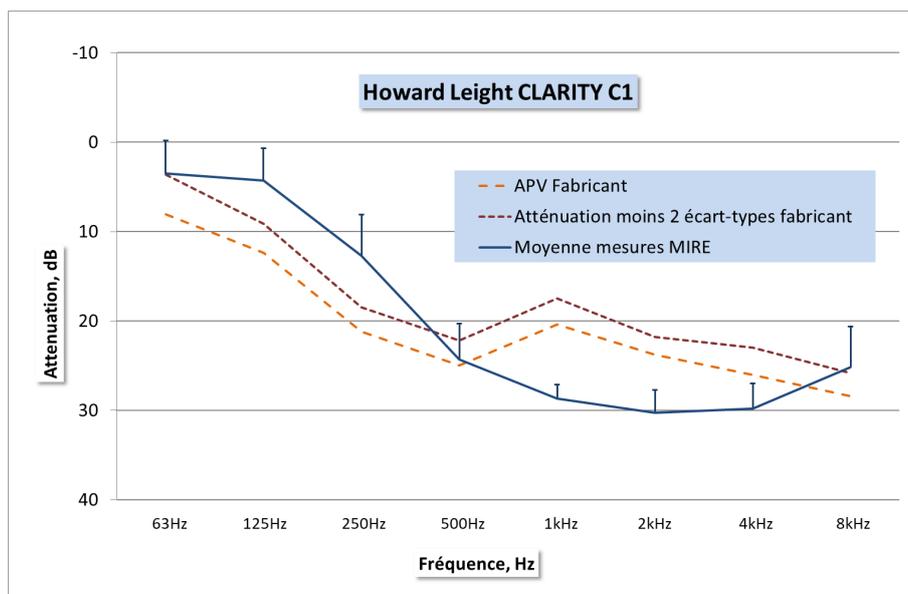


Figure 17: Moyennes des atténuations mesurées sur les 12 sujets avec la méthode MIRE et données du fabricant (protection assumée et protection suivant les recommandations de l'INRS) – casque anti-bruit Howard Leight CLARITY C1

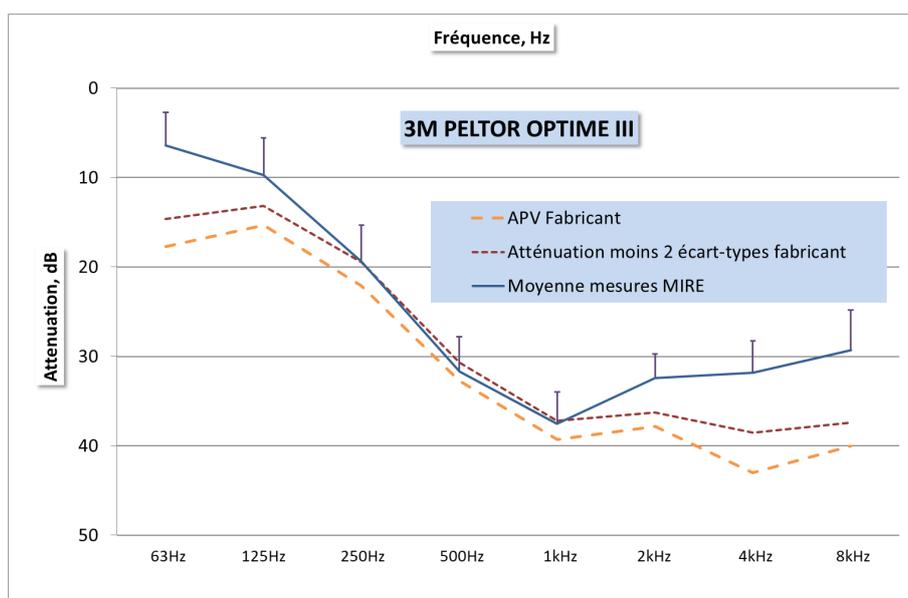


Figure 18: Moyennes des atténuations mesurées sur les 12 sujets avec la méthode MIRE et données du fabricant (protection assumée et protection suivant les recommandations de l'INRS) – casque anti-bruit 3M PELTOR OPTIME

Pour le casque anti-bruit CLARITY C1, les atténuations obtenues par la méthode MIRE sont mal corrélées avec celles affichées par le fabricant sauf à l'octave 500 Hz, même si les ordres de grandeur sont grossièrement les mêmes (l'écart varie entre 0 et 10 dB).

En-dessous de 500 Hz, les atténuations obtenues sont moins grandes que celles affichées par le fabricant. L'absence d'écart entre les mesures aux octaves 63 Hz et 125 Hz montre qu'il y avait des fuites pour une large partie de nos sujets, le coussinet ne plaquait certainement, pas partout sur le crâne du sujet autour de l'oreille. Ce n'est pas le cas pour les données des fabricants et l'étanchéité devait être meilleure. Ce point peut expliquer la différence.

A contrario, au-dessus de 500 Hz, les atténuations obtenues sont meilleures que celles affichées par le fabricant. Ce modèle CLARITY C1 est supposé avoir une atténuation plate en fréquence. Pour l'obtenir, le fabricant perce des trous dans la coque et il les remplit d'un matériau qui filtre le bruit de façon homogène. Il est possible que le spécimen utilisé pour les essais soit équipé d'un filtre un peu haut en atténuation par rapport aux échantillons utilisés pour la certification, car il est difficile d'être homogène en fabrication. Cette explication n'est pas très satisfaisante mais nous n'en voyons pas d'autre.

A des fins de vérification, la perte par insertion du casque anti-bruit CLARITY C1 a aussi été mesurée par la technique du mannequin (voir figure 19). Le même constat peut être fait, il est même accentué : l'atténuation aux basses fréquences est bien plus faible que celle que les données du fabricant laissent entendre et l'atténuation aux hautes fréquences est à contrario plus forte, avec une inflexion après 2 kHz.

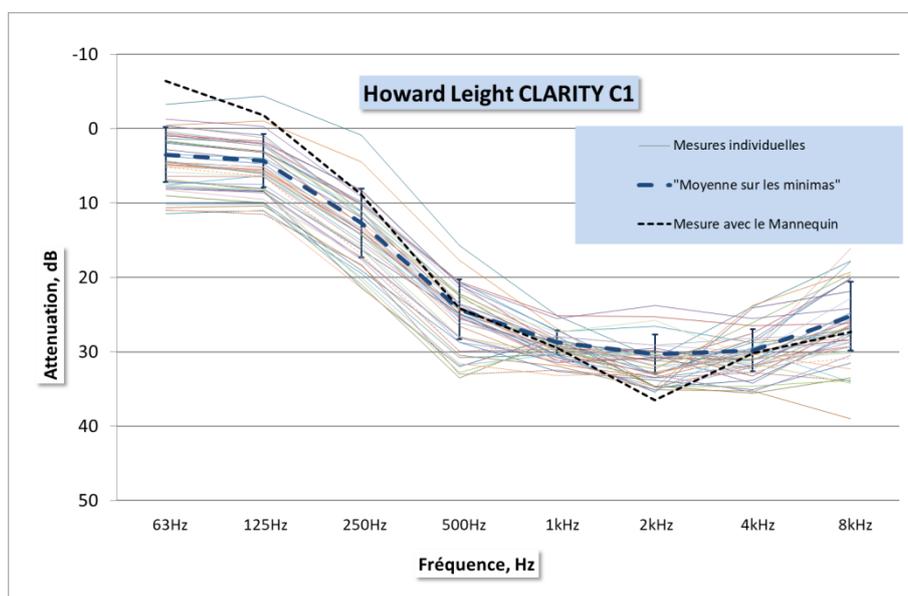


Figure 19: Atténuations comparées du casque anti-bruit HOWARD LEIGHT CLARITY C1 : mesures sur les 12 sujets avec la méthode MIRE, moyenne de ces mesures (moyenne des minima oreille gauche-oreille droite) et mesure sur un mannequin

Pour ce qui concerne le casque anti-bruit OPTIME III (voir figure 18), la corrélation est meilleure.

L'écart aux basses fréquences est habituel, il résulte de l'effet d'occlusion tout comme pour les bouchons d'oreille. Cet effet est particulièrement présent à la fréquence de résonance de la coque du casque anti-bruit sur les coussinets, qui se produit pour ce casque et suivant les conditions d'appui entre 30 et 60 Hz. Il explique l'écart entre les mesures MIRE et REAT à l'octave 63 Hz et à l'octave 125 Hz.

La corrélation est ensuite parfaite jusqu'à 1 kHz. A partir de 2 kHz, l'atténuation mesurée diminue alors qu'elle devrait rester constante d'après les données du fabricant. Ces données sont assez étonnantes et inhabituelles, les casques anti-bruit présentant normalement un pic d'atténuation aux moyennes fréquences puis une légère remontée aux hautes fréquences. Afin de trancher entre notre résultat et les données du fabricant, l'atténuation du casque anti-bruit OPTIME III utilisé a aussi fait l'objet d'une mesure complémentaire par la technique du mannequin. Comme pour le casque anti-bruit CLARITY C1, le profil fréquentiel de l'atténuation obtenu par la technique du mannequin est similaire à celui obtenu avec nos 12 sujets d'essai

(voir figure 19). Cette figure montre aussi que ce profil fréquentiel de l'atténuation est le même quel que soit le sujet d'essai et que les données sont bien groupées. Nos mesures sont donc validées et a contrario celles du fabricant se révèlent éloignées en niveau et en profil fréquentiel. Il est curieux que ce profil, classique pour un casque anti-bruit (progression jusqu'aux moyennes fréquences puis stagnation ou légère régression après 2 kHz), ne soit pas celui des données du fabricant. Nous avons déjà vu pour les bouchons d'oreille que les données des fabricants surestimaient l'atténuation. On voit ici que pour les casques anti-bruit, elles ne reflètent par ailleurs pas correctement l'évolution fréquentielle de l'atténuation.

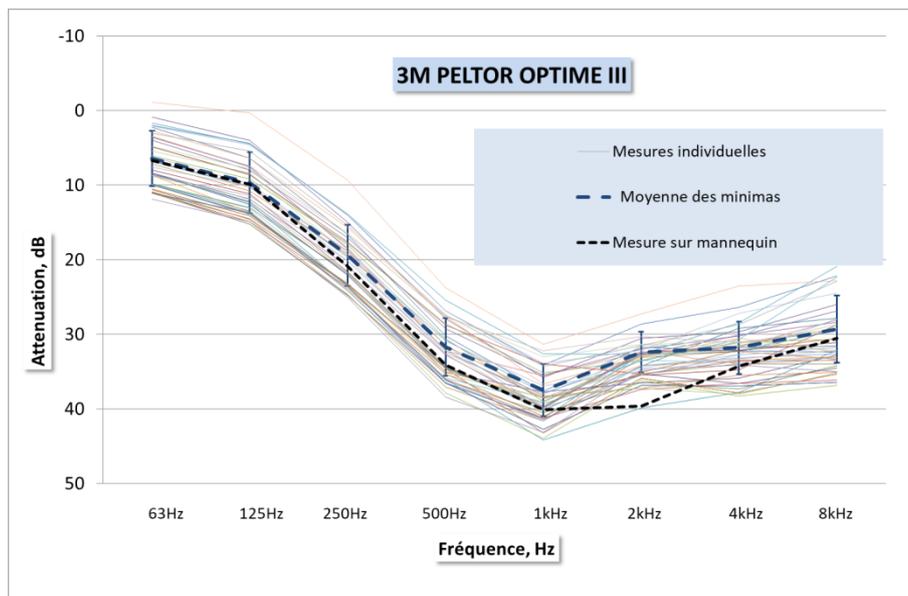


Figure 20: Atténuations comparées du casque anti-bruit 3M PELTOR OPTIME : mesures sur les 12 sujets avec la méthode MIRE, moyenne de ces mesures (minima oreille gauche-oreille droite) et mesure sur un mannequin

Pour conclure, les mesures MIRE sur les casques anti-bruit sont très regroupées, présentent le même profil et sont bien corrélées avec les mesures sur le mannequin (voir figure 19 et 20). Elles peuvent donc à l'instar des mesures d'atténuation sur les bouchons d'oreille être considérées comme très fiables même si elles sont mal corrélées aux données des fabricants. Mais ces dernières sont largement remises en cause par la littérature et sont par ailleurs issues d'une autre méthode de mesure.

4.1.1.2. Doubles protections

A l'instar des bouchons d'oreille, les quatre combinaisons de protections auditives ont été testées à la fois suivant les méthodes REAT et MIRE. Les figures 21 à 24 comparent, par bande d'octave, les atténuations moyennes obtenues, corrigées pour la méthode MIRE de la conduction osseuse. Le tableau 4 donne l'écart entre les deux méthodes.

| Bande d'octave (Hz) | 63 | 125 | 250 | 500 | 1000 | 2000 | 4000 | 8000 | SNR |
|-------------------------|------|--------------|--------------|-----|------|------|------|------|-------------|
| ULTRAFIT + CLARITY C1 | 12 | 8 | 5 | 1 | 0 | -2 | -1 | 1 | 1 |
| ULTRAFIT + OPTIME III | 7 | 6 | 4 | 3 | -1 | -2 | 0 | 0 | 0 |
| SOFT NEONS + CLARITY C1 | 10 | 7 | 4 | 2 | -1 | -2 | 0 | 2 | 0 |
| SOFT NEONS + OPTIME III | 8 | 7 | 3 | 0 | -1 | -1 | 0 | 0 | 0 |
| Berger (1987) | N.C. | 4 à 11 dB | 1 à 10 dB | NC | | | | | 2 à 5 dB |

Tableau 4: Ecarts MIRE (corrigé BC)-REAT en fonction de la combinaison de protections auditives

L'atténuation mesurée par la méthode REAT et celle issue de la méthode MIRE corrigée de la conduction osseuse, sont à nouveau parfaitement corrélées à partir de 500 Hz. Ce résultat était certes attendu mais montre que les mesures sont très précises. En revanche, l'écart augmente de plusieurs décibels aux basses fréquences par rapport aux mesures avec les bouchons seuls et, dans la configuration « ULTRAFIT + OPTIME III », l'écart à 500 Hz est juste significatif (3 dB), car pour un sujet d'essai il est difficile de percevoir cette différence. Globalement, la bonne concordance entre les deux méthodes permet de conclure à une parfaite fiabilité des résultats à partir de 500 Hz et à leur caractère physique et cohérent avec la littérature en-dessous de 500 Hz.

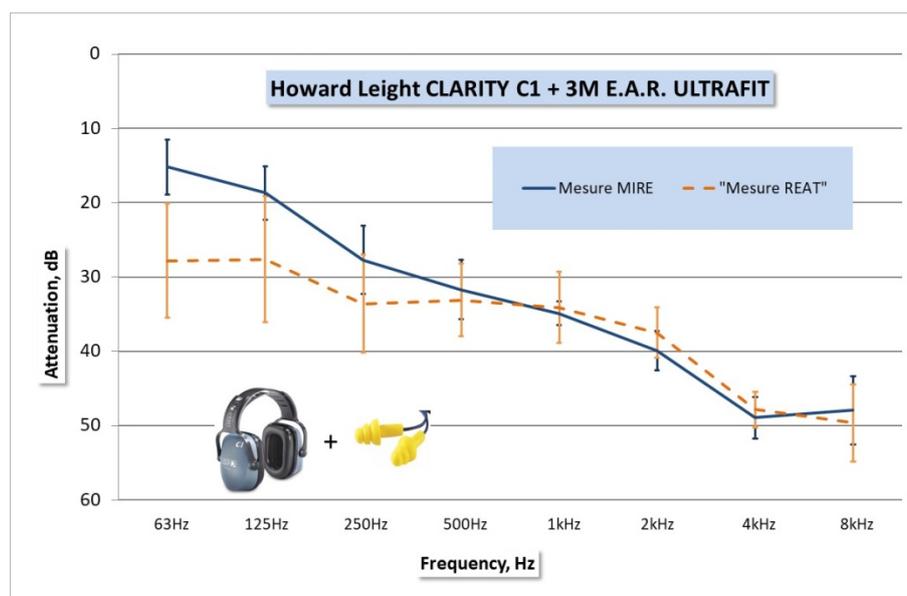


Figure 21: Atténuations de la combinaison casque anti-bruit HOWARD LEIGHT CLARITY C1 + bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT : mesures sur les 12 sujets avec les méthodes MIRE et REAT

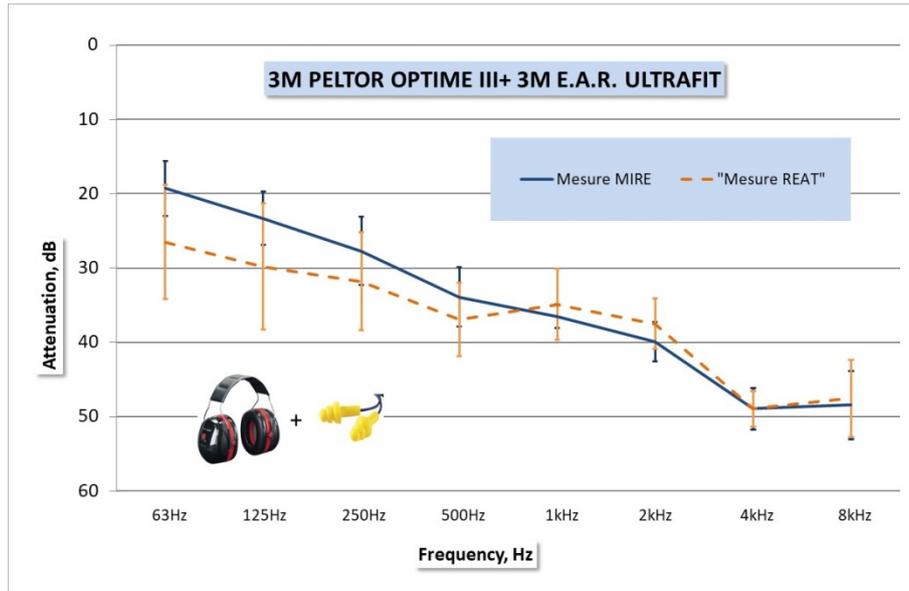


Figure 22: Atténuations de la combinaison casque anti-bruit 3M PELTOR OPTIME III + bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT : mesures sur les 12 sujets avec les méthodes MIRE et REAT

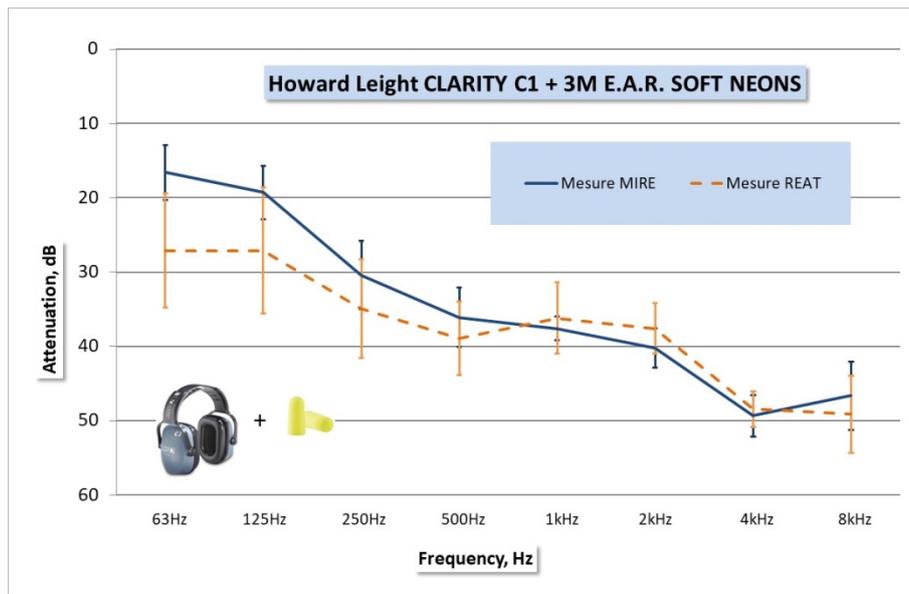


Figure 23: Atténuations de la combinaison casque anti-bruit HOWARD LEIGHT CLARITY C1 + bouchon 3M E.A.R. SOFT NEONS : mesures sur les 12 sujets avec les méthodes MIRE et REAT

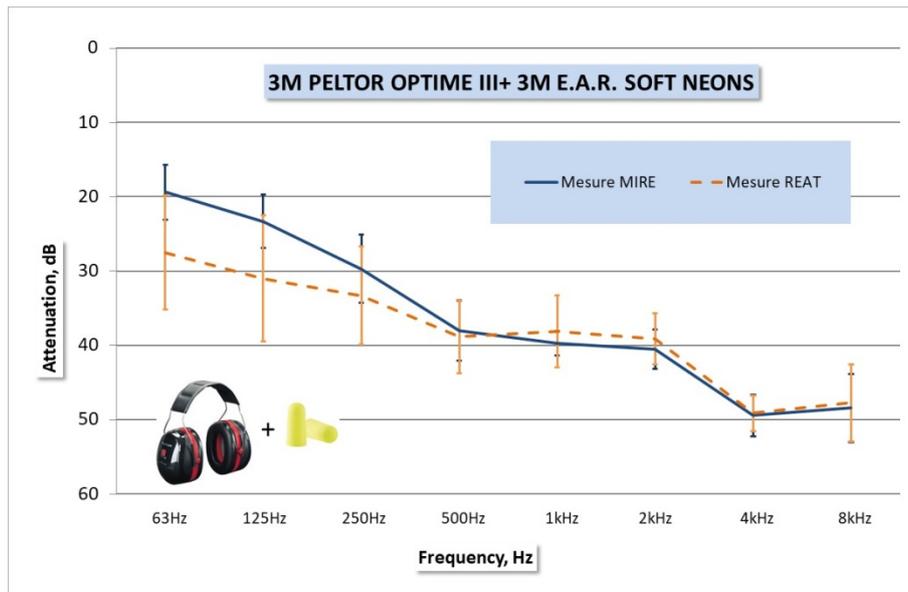


Figure 24: Atténuations de la combinaison casque anti-bruit 3M PELTOR OPTIME III + bouchon 3M E.A.R. SOFT NEONS : mesures sur les 12 sujets avec les méthodes MIRE et REAT

4.1.2. Analyse des résultats

4.1.2.1. Simples protections

Les résultats de l'évaluation de l'atténuation des bouchons d'oreille ULTRAFIT et SOFT NEONS n'appelle pas de commentaires particuliers. Cette atténuation augmente avec la fréquence et ce résultat était attendu. Sa pente présente une inflexion à l'octave 500 Hz pour l'ULTRAFIT et à l'octave 1 kHz pour le SOFT NEONS. Cela est toujours le cas et correspond d'après les modèles proposés dans la littérature [14] et [25] à l'apparition des premières fréquences de résonance du bouchon d'oreille. Ces premières fréquences de résonance se situent en général et toujours d'après ces publications autour de 1 kHz, ce qui est cohérent avec nos résultats.

Le casque CLARITY C1 a été volontairement choisi pour son atténuation modérée. De fait, sa perte par insertion varie, suivant les sujets d'essai, de faiblement négative (-2 dB) à une dizaine de décibels aux bandes d'octave 63 Hz et 125 Hz et présente des valeurs comparables à ces deux fréquences (voir figure 19). La littérature [26] et [27] explique que l'atténuation aux basses fréquences d'un casque anti-bruit est gouvernée par la résonance de la coque sur le coussinet, la coque se comportant à ces fréquences comme une masse rigide et le coussinet comme un ressort. Les fabricants essaient de positionner cette résonance le plus bas possible, car l'atténuation est alors nulle voire négative. Cependant, comme la raideur du coussinet dépend de l'appui sur le crâne du porteur et de l'effort de compression de l'arceau, la fréquence de la résonance est, malgré leurs efforts, susceptible de varier. Pour le casque CLARITY C1, la coque étant assez légère, il est manifeste au vu des résultats que cette résonance intervient assez haut en fréquence, souvent dans l'octave 63 Hz voire même dans l'octave 125 Hz, alors qu'il serait beaucoup plus efficace qu'elle soit dans une octave inférieure. Cela explique à la fois les disparités entre les sujets, les atténuations parfois négatives, l'homogénéité des résultats entre les deux bandes d'octaves et enfin la faible atténuation moyenne. Ensuite, aux fréquences moyennes (500 Hz-1 kHz), l'atténuation augmente rapidement, la loi de masse imposant une augmentation de l'atténuation de +6 dB par octave. Puis, elle stagne en moyenne fréquence (2 kHz), ce qui s'explique par le comportement modal de la coque [27]. En effet, les premiers modes des coques des casques

anti-bruit se situent d'après la littérature dans la fourchette 1 kHz-2 kHz et cela semble bien être le cas pour le CLARITY C1. Enfin, aux hautes fréquences (4 kHz et 8 kHz), l'atténuation doit, toujours d'après la littérature, diminuer du fait du couplage entre la coque et les premiers modes de la cavité créée par cette coque [27]. C'est bien ce qui est observé. Dans le cas particulier de ce casque, le fabricant a ménagé un passage pour le son obturé par un filtre censé garantir une atténuation plate en fréquence. Il est possible que cela accentue cette diminution de l'atténuation. La courbe d'atténuation obtenue pour le casque CLARITY C1 est donc conforme à la littérature et ce casque anti-bruit présente bien une atténuation assez faible, quoi que plus élevée que prévue, aux moyennes et hautes fréquences.

Le casque OPTIME III avait été choisi, au contraire du précédent, pour sa forte atténuation. Il est réputé être l'un des plus efficaces du marché. Il est de fait plus efficace que le CLARITY C1 mais il est loin d'être conforme aux données du fabricant. Ce résultat était attendu aux basses fréquences ; comme cela a été expliqué précédemment, quel que soit le casque anti-bruit considéré, l'atténuation aux basses fréquences est gouvernée par la résonance masse-ressort de la coque sur le coussinet et sauf à réussir à positionner cette résonance très bas – mais cela alourdirait le casque et compromettrait le confort – il n'est pas possible d'obtenir une atténuation élevée aux octaves 63 Hz et 125 Hz. En plus cette fréquence de résonance varie en fonction des conditions d'appui et de charge statique du coussinet, donc du sujet. Compte-tenu de ces considérations, l'atténuation du casque OPTIME III est finalement assez élevée aux basses fréquences. De plus, la pente d'atténuation entre 63 Hz et 125 Hz montre que la résonance masse-ressort se produit quel que soit le sujet d'essai à une fréquence assez basse, probablement dans l'octave 63 Hz. L'atténuation progresse assez vite aux moyennes fréquences et atteint 38 dB à 1 kHz, ce qui est une très bonne performance. En revanche, conformément à ce qu'annonce la littérature mais contrairement aux données du fabricant, elle diminue ensuite régulièrement et n'est plus que de 30 dB à 8 kHz.

Bien que les deux profils fréquentiels de l'atténuation des casques anti-bruit soient cohérents avec les phénomènes physiques identifiés par les modèles et décrits dans la littérature, ils ont été vérifiés à l'aide d'une mesure avec la technique du mannequin. Cette mesure les a confirmés. L'atténuation obtenue avec le mannequin est moins élevée dans le cas du casque CLARITY C1, avec une fréquence de résonance masse-ressort de la coque sur le coussinet souple manifestement plus basse mais plus importante qu'avec les sujets. La forme de la courbe est cependant la même sur tout le spectre et cela valide nos mesures sur les sujets. Pour le casque OPTIME III, la correspondance est très bonne à la fois en forme et en niveau.

L'intention était de disposer de deux casques anti-bruit différents, l'un présentant une faible atténuation, l'autre une forte atténuation. Ils sont en fait plus proches que prévus. Le casque anti-bruit CLARITY C1 a de plus un comportement assez variable d'un sujet à l'autre, ce qui est probablement dû à un mauvais plaquage du coussinet sur la tête des sujets comme évoqué précédemment. A contrario, le casque OPTIME III a une atténuation plus proche d'un sujet à l'autre avec des écarts types plus faibles (voir figures 19 et 20).

4.1.2.2. Doubles protections

L'analyse des résultats s'appuie sur quelques publications trouvées sur le sujet.

D'après Behar [28], l'atténuation de la combinaison est celle du bouchon à 125 Hz et celle du bouchon faiblement augmentée à 1 et 2 kHz. Au-dessus de 2 kHz, l'atténuation est limitée par la conduction osseuse. A 250 et 500 Hz, les atténuations du bouchon et du casque se combinent bien. Berger [29] confirme ce constat. Il note aussi une très forte augmentation de l'atténuation lorsque le bouchon est enfoncé très profondément dans le canal auditif avec une

limitation par la conduction osseuse qui s'étend alors aux octaves 500 Hz et 1 kHz. Berger toujours [30] précise que d'une part le gain par bande d'octave sera de 0 à 15 dB par rapport à la plus performante des deux protections combinées et que le fait que la conduction osseuse soit la plus élevée, et donc plus limitante, à 2 kHz entraînera un pincement de l'atténuation à cette octave. La publication la plus approfondie trouvée sur le sujet est celle de Rawlinson et al. [31]. Ils ont examiné, à partir de mesures REAT, l'atténuation de 11 combinaisons de bouchons d'oreille et de casques anti-bruit. Ils constatent qu'aux octaves basses fréquences, 63 Hz et 125 Hz, l'atténuation de la combinaison est plus élevée mais n'atteint pas la somme des deux atténuations. A 250 Hz, à une exception près, c'est également le cas mais le gain est souvent peu élevé. Aux octaves moyennes fréquences, 500 Hz et 1 kHz, l'atténuation de la combinaison est très variable : elle peut être inférieure à celle de la plus performante des deux protections, du même ordre ou largement supérieure. D'après eux, plus le volume intérieur du casque anti-bruit est faible, meilleure est l'effet de la combinaison. Enfin ils constatent un plafonnement systématique de l'atténuation à 2 kHz et aux octaves supérieures qu'ils attribuent comme E. Berger à la limite imposée par la conduction osseuse. De ce fait, ils constatent que les atténuations des combinaisons sont similaires à ces fréquences. Abel et Armstrong [32] comparent quatre combinaisons de deux bouchons et deux casques anti-bruit au moyen de la méthode REAT. Ils commencent leurs mesures à l'octave 500 Hz. Aux octaves 500 Hz et 1 kHz, ils constatent que l'atténuation est gouvernée par celle du bouchon d'oreille et qu'elle est environ 15 dB plus élevée que celle de la meilleure des deux protections combinées. Ils ne font donc pas le même constat que Rawlinson et al. En revanche, ils confirment qu'à partir de 2 kHz les atténuations des combinaisons correspondent aux limites imposées par la conduction osseuse.

Pour observer le comportement des quatre combinaisons testées nous avons, à l'instar de ce qui est fait dans la littérature, superposé pour chaque couple de protecteurs les courbes d'atténuation individuelles et combinées obtenues par la méthode MIRE. Elles sont présentées figures 25 à 28 et tableau 5 ci-après.

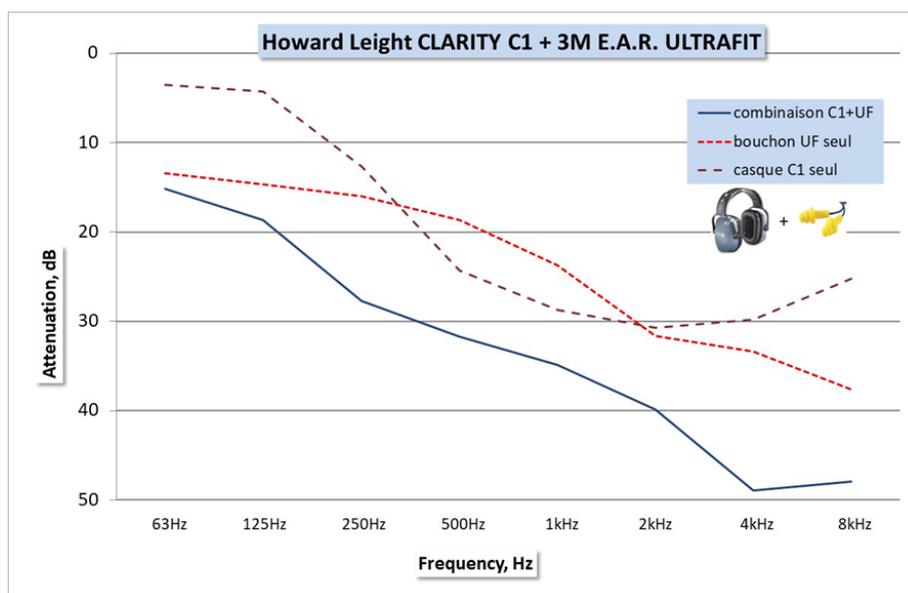


Figure 25: Atténuations du casque anti-bruit Howard Leight CLARITY C1 et du bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT seuls et en combinaison – mesures avec la méthode MIRE

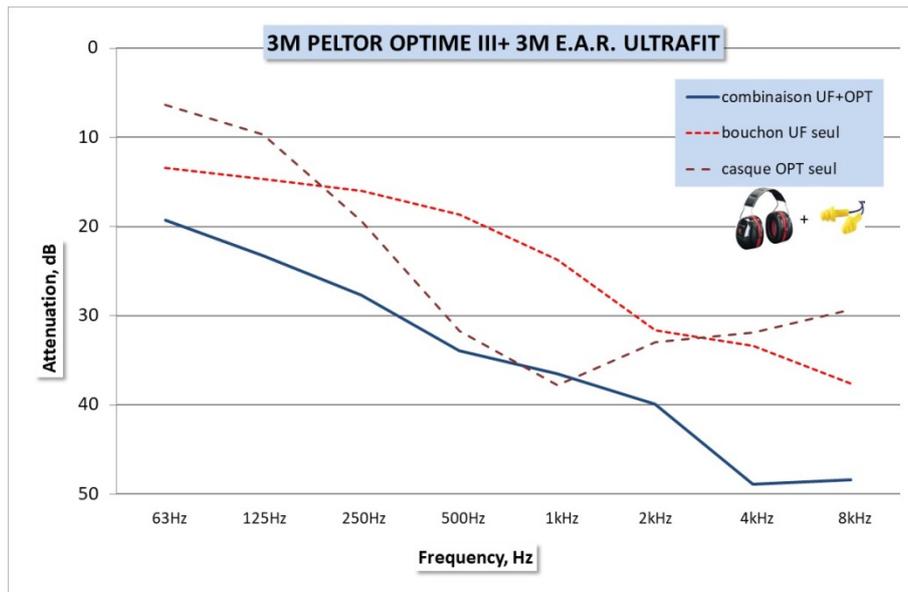


Figure 26: Atténuations du casque anti-bruit 3M Peltor OPTIME III et du bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT seuls et en combinaison – mesures avec la méthode MIRE

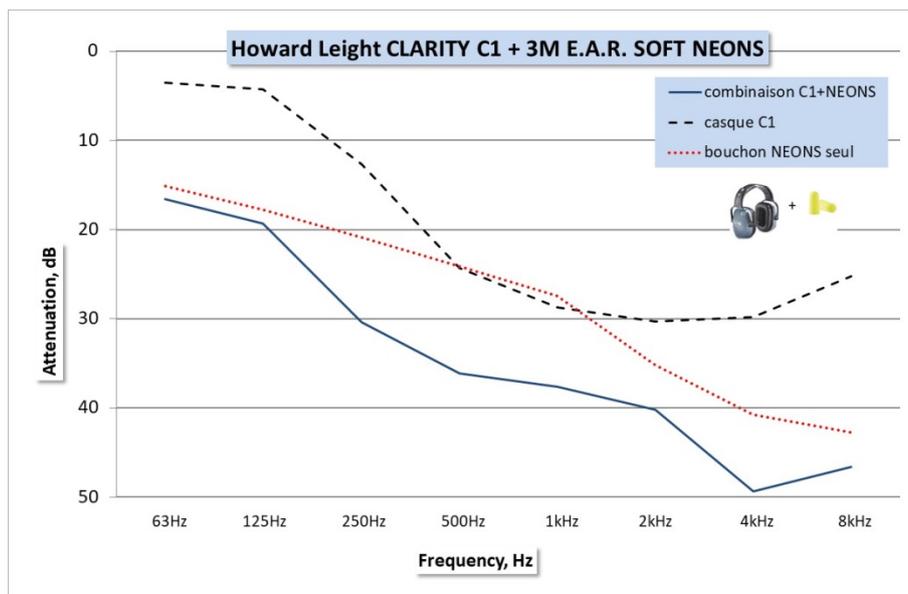


Figure 27: Atténuations du casque anti-bruit Howard Leight CLARITY C1 et du bouchon 3M E.A.R. NEONS seuls et en combinaison – mesures avec la méthode MIRE

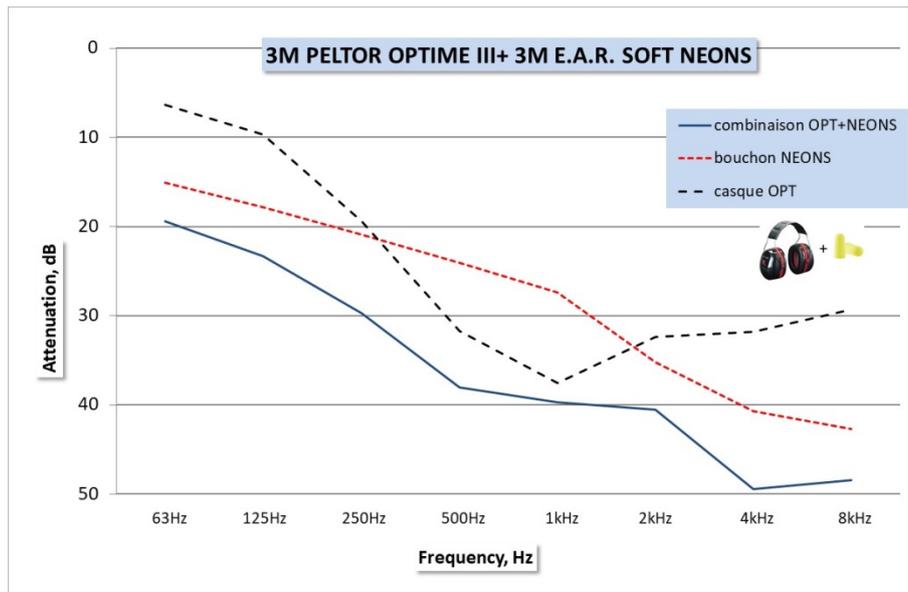


Figure 28: Atténuations du casque anti-bruit 3M Peltor OPTIME III et du bouchon 3M E.A.R. NEONS seuls et en combinaison – mesures avec la méthode MIRE

| Combinaison casque Howard Leight CLARITY C1 + bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT | | | | | | | | | | | | |
|--|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| Bandes d'octave / indices | 63 | 125 | 250 | 500 | 1k | 2k | 4k | 8k | SNR | H | M | L |
| Atténuation moyenne mesurée | 15.2 | 18.7 | 27.7 | 31.7 | 35.1 | 46.2 | 55.2 | 52.1 | 37 | 43 | 34 | 26 |
| Cumul des atténuations des protections seules | 16.9 | 19 | 28.7 | 43 | 52.4 | 61.4 | 63.1 | 62.6 | 41 | 54 | 38 | 27 |
| Différence | 2 | 0 | 1 | 11 | 17 | 15 | 8 | 11 | 4 | 11 | 4 | 1 |
| Atténuation moyenne mesurée corrigée des limites BC | 15.2 | 18.7 | 27.7 | 31.7 | 34.9 | 39.9 | 48.9 | 47.9 | 37 | 41 | 34 | 26 |
| Cumul des atténuations corrigé des limites BC | 16.9 | 19 | 28.7 | 42.9 | 47.4 | 41 | 49.8 | 49.8 | 40 | 45 | 38 | 27 |
| Différence (vert ≤ 3dB, rouge = significatif) | 2 | 0 | 1 | 11 | 13 | 1 | 1 | 2 | 3 | 4 | 4 | 1 |
| Combinaison casque 3M Peltor OPTIME III + bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT | | | | | | | | | | | | |
| Bandes d'octave / indices | 63 | 125 | 250 | 500 | 1000 | 2000 | 4000 | 8000 | SNR | H | M | L |
| Atténuation moyenne mesurée | 19.3 | 23.3 | 27.7 | 33.9 | 36.7 | 46.5 | 55.6 | 53.4 | 38.7 | 44.3 | 35.3 | 28.8 |
| Cumul des atténuations des protections seules | 19.8 | 24.4 | 35.4 | 50.4 | 61.2 | 63.5 | 65.1 | 66.7 | 46 | 60 | 44 | 32 |
| Différence | 1 | 1 | 8 | 17 | 25 | 17 | 9 | 13 | 7 | 16 | 9 | 3 |
| Atténuation moyenne mesurée corrigée des limites BC | 19.3 | 23.3 | 27.7 | 33.9 | 36.5 | 39.9 | 48.9 | 48.4 | 39 | 42 | 36 | 29 |
| Cumul des atténuations corrigé des limites BC | 19.8 | 24.4 | 35.4 | 50 | 48.7 | 41 | 49.9 | 49.9 | 44 | 44 | 42 | 32 |
| Différence | 1 | 1 | 8 | 16 | 12 | 1 | 1 | 2 | 5 | 2 | 6 | 3 |
| Combinaison casque Howard Leight CLARITY C1 + bouchon 3M E.A.R. NEONS | | | | | | | | | | | | |
| Bandes d'octave / indices | 63 | 125 | 250 | 500 | 1000 | 2000 | 4000 | 8000 | SNR | H | M | L |
| Atténuation moyenne mesurée | 16.6 | 19.3 | 30.4 | 36.1 | 37.9 | 48.2 | 57.7 | 49.3 | 38.8 | 45.3 | 35.9 | 27.4 |

| | | | | | | | | | | | | |
|---|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|----|
| Cumul des atténuations des protections seules | 18.6 | 22.1 | 33.6 | 48.4 | 56.1 | 65.5 | 70.5 | 67.9 | 44 | 58 | 42 | 30 |
| Différence | 2 | 3 | 3 | 12 | 18 | 17 | 13 | 19 | 5 | 13 | 6 | 3 |
| Atténuation moyenne mesurée corrigée des limites BC | 16.6 | 19.3 | 30.4 | 36.1 | 37.6 | 40.2 | 49.3 | 46.6 | 39 | 42 | 36 | 28 |
| Cumul des atténuations corrigé des limites BC | 18.6 | 22.1 | 33.6 | 48.2 | 48.2 | 41 | 50 | 49.9 | 43 | 45 | 41 | 30 |
| Différence | 2 | 3 | 3 | 12 | 11 | 1 | 1 | 3 | 4 | 3 | 5 | 2 |
| Combinaison casque 3M Peltor OPTIME III + bouchon 3M E.A.R. NEONS | | | | | | | | | | | | |
| Bandes d'octave / indices | 63 | 125 | 250 | 500 | 1000 | 2000 | 4000 | 8000 | SNR | H | M | L |
| Atténuation moyenne mesurée | 19.4 | 23.3 | 29.7 | 38 | 40.2 | 49.9 | 58 | 53.5 | 41.3 | 47.8 | 38.1 | 30 |
| Cumul des atténuations des protections seules | 21.5 | 27.5 | 40.3 | 55.8 | 64.9 | 67.6 | 72.5 | 72 | 50 | 63 | 48 | 35 |
| Différence | 2 | 4 | 11 | 18 | 25 | 18 | 15 | 19 | 9 | 15 | 10 | 5 |
| Atténuation moyenne mesurée corrigée des limites BC | 19.4 | 23.3 | 29.7 | 38 | 39.7 | 40.5 | 49.4 | 48.4 | 41 | 43 | 38 | 30 |
| Cumul des atténuations corrigé des limites BC | 21.5 | 27.5 | 40.2 | 54.7 | 48.9 | 41 | 50 | 50 | 45 | 44 | 44 | 36 |
| Différence | 2 | 4 | 11 | 17 | 9 | 1 | 1 | 2 | 4 | 1 | 6 | 6 |

Tableau 5: Atténuations mesurées suivant la méthode MIRE de chaque combinaison comparée cumul des atténuations mesurées suivant la méthode MIRE de chacune des deux protections auditives de la combinaison

Le tableau 5 ci-dessus, reprend les valeurs d'atténuation moyenne obtenues par la méthode MIRE par bande d'octave des doubles protections et les compare aux atténuations cumulées des simples protections. Ces valeurs sont ensuite corrigées de la conduction osseuse (BC) et comparées à nouveau.

Les valeurs, SNR, H, M et L correspondent aux indicateurs globaux d'affaiblissement décrits dans la norme ISO 4869-2 [22] de novembre 2018. Le SNR est une valeur unique d'affaiblissement donnée pour un bruit industriel moyen. Les valeurs H, M et L correspondent à des valeurs d'affaiblissement pour des bruits répartis en fréquence et orientés respectivement Haute, Moyenne et Basse fréquence.

Par la suite les résultats que nous présentons sont systématiquement corrigés de la conduction osseuse.

Nous observons qu'aux octaves 63 Hz et 125 Hz, les atténuations des deux protections se cumulent, à quelques dB près, sachant que l'atténuation réelle mesurée est légèrement inférieure au cumul des deux atténuations. A partir de 2 kHz, l'atténuation réelle de la double protection est celle de la limite imposée par la conduction osseuse. En effet l'atténuation des bruits aériens mesurée par la méthode MIRE, lors de l'utilisation d'une double protection, est telle que la conduction osseuse devient prédominante. De ce fait les atténuations à ces fréquences sont donc élevées mais inférieures au cumul des atténuations de chaque protection prise seule. C'est aux trois bandes d'octave 250 Hz, 500 Hz et 1 kHz que les résultats sont les plus inattendus. L'atténuation mesurée de la double protection est à la fois largement inférieure au cumul des atténuations de chacune des deux protections auditives et en-dessous des limites imposées par la conduction osseuse. De plus, elle semble dépendante du bouchon d'oreille, à savoir qu'elle présente sensiblement les mêmes valeurs quel que soit le casque anti-bruit pour un bouchon donné, même si les meilleurs résultats sont obtenus pour le casque le plus performant. Autre point singulier : avec le casque le plus performant, en l'occurrence le casque OPTIME III, l'atténuation de la combinaison à ces octaves moyenne fréquences (250 Hz, 500 Hz, 1 kHz) est assez proche voire, dans un cas, inférieure à l'atténuation du casque seul (voir figure 26).

Pour conforter ces observations, les atténuations des différentes combinaisons ont été regroupées sur une même figure 29 ci-dessous.

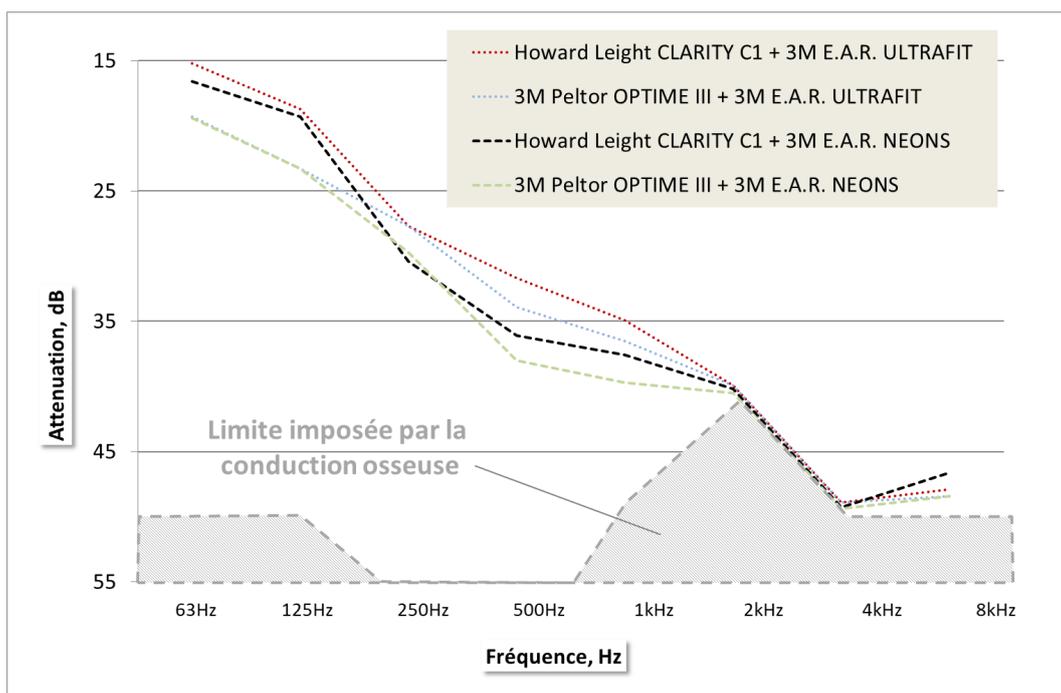


Figure 29: Atténuations comparées des quatre combinaisons – mesures avec la méthode MIRE

Les résultats retranscrits sur la figure 29 confirment effectivement les observations précédentes : aux basses fréquences, l'atténuation du bouchon d'oreille est améliorée par celle du casque, très peu dans le cas du casque Howard Leight CLARITY C1 car il présente une atténuation assez faible aux bandes d'octaves 63 et 125 Hz ; un peu plus dans le cas du casque 3M Peltor OPTIME III. A l'octave 250 Hz, les atténuations des combinaisons sont les mêmes lorsque le bouchon d'oreille est le même. Elles progressent ensuite pour les deux autres octaves moyennes fréquences, 500 Hz et 1 kHz. Les doubles protections qui présentent les

atténuations les plus fortes sont celles qui utilisent le bouchon qui atténue le plus. La protection la plus performante est celle qui associe les protecteurs individuellement les plus performants, ce qui est attendu. Cependant les différences de performances entre les différentes combinaisons testées sont relativement faibles. Enfin, à partir de 2 kHz, les atténuations des combinaisons sont les mêmes et sont imposées par la conduction osseuse qui domine largement la transmission aérienne du son.

Ce constat est tout à fait en accord avec la littérature pour ce qui concerne les bandes d'octave basses (63 et 125 Hz) et hautes (≥ 2 kHz).

Pour les octaves moyennes fréquences, les observations faites ci-avant sont parfaitement cohérentes avec ce qui est observé par Rawlinson et al. [31], bien que ces derniers aient utilisé la méthode REAT (les méthodes MIRE et REAT donnent en principe les mêmes atténuations aux moyennes fréquences).

Elles sont aussi relativement bien corrélées avec ce qui est observé par Behar [28] lorsque comme lui on compare les écarts entre les atténuations de la double protection et celles de la meilleure des deux protections. Behar [28] obtient des différences de 2 à 14 dB comparables avec les différences de -1 à 16 dB que nous obtenons (voir le tableau 6). Cette comparaison est intéressante, car elle montre l'apport global quasi systématique de la double protection par rapport à la simple malgré des limitations aux certaines fréquences moyennes.

Les résultats obtenus par Berger [29] et [30] sont assez différents : il observe bien un resserrement des écarts entre l'atténuation de la double protection et celle de la meilleure des deux protections mais plutôt vers 1 kHz. Cependant, d'une part il utilise la méthode REAT, d'autre part il explique superviser l'enfoncement du bouchon dans l'oreille de façon à ce que celui-ci soit optimal. Ainsi, il affiche des atténuations de l'ordre de 35 à 40 dB à 125 Hz pour les bouchons d'oreille et allant jusqu'à 48 dB à 500 Hz. Ceci est très éloigné des résultats présentés ici mais aussi de ce qui peut être observé in-situ voire même en laboratoire lors de la certification. Ceci dit, si ses relevés sont peu réalistes par rapport aux pratiques normales de port des bouchons d'oreille, ils indiquent quand même une influence de la profondeur d'insertion du bouchon d'oreille sur les phénomènes en jeux aux moyennes fréquences.

Enfin, sur leurs deux combinaisons, Abel et Armstrong [32] obtiennent une tendance similaire à celle observée par Berger : à 500 Hz et 1 kHz, l'atténuation de la combinaison est la même pour un bouchon donné quel que soit le casque antibruit. Pour le bouchon le moins performant, l'atténuation combinée à 500 Hz et 1 kHz est nettement augmentée par rapport aux atténuations individuelles pour le casque anti-bruit le moins performant et peu augmentée voire inférieure à celle du casque seul pour le casque anti-bruit le plus performant. Pour le second bouchon d'oreille, le plus performant (bouchon E.A.R. en mousse), Abel et Armstrong retrouvent les résultats de Berger (qui utilise aussi le bouchon E.A.R. en mousse) à savoir une atténuation à la limite de la conduction osseuse sur tout le spectre quel que soit le casque anti-bruit utilisé pour la double protection.

Pour synthétiser toutes ces observations : aux moyennes fréquences, l'atténuation de la combinaison varie avec le bouchon d'oreille mais pas avec le casque anti-bruit. Elle est nettement augmentée pour les combinaisons associant des protections avec des performances faibles, peu augmentée sinon, et toujours très inférieure à la somme des atténuations des protections seules. Il arrive même parfois que l'atténuation de la combinaison soit inférieure à celle du casque anti-bruit seul. Enfin, cette règle n'est pas vérifiée avec le bouchon E.A.R. en mousse (qui correspond a priori au bouchon 3M E.A.R.

Classic actuel) pour lequel les atténuations des combinaisons avec un casque anti-bruit atteignent la limite de la conduction osseuse (voir [30] et [32]).

| Combinaison casque Howard Leight CLARITY C1 + bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT | | | | | | | | | | | | |
|--|------|------|------|------|------|------|------|------|-----|----|----|----|
| Bandes d'octave / indices | 63 | 125 | 250 | 500 | 1k | 2k | 4k | 8k | SNR | H | M | L |
| Atténuation moyenne mesurée | 15.2 | 18.7 | 27.7 | 31.7 | 34.9 | 39.9 | 48.9 | 47.9 | 37 | 41 | 34 | 26 |
| Atténuation de la meilleure des deux protections seule | 13.4 | 14.7 | 16 | 24.3 | 28.7 | 31.1 | 33.3 | 37.4 | 26 | 30 | 22 | 18 |
| Différence | 2 | 4 | 12 | 7 | 6 | 9 | 16 | 11 | 11 | 11 | 12 | 8 |
| Combinaison casque 3M Peltor OPTIME III + bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT | | | | | | | | | | | | |
| Bandes d'octave / indices | 63 | 125 | 250 | 500 | 1k | 2k | 4k | 8k | SNR | H | M | L |
| Atténuation moyenne mesurée | 19.3 | 23.3 | 27.7 | 33.9 | 36.5 | 39.9 | 48.9 | 48.4 | 39 | 42 | 36 | 29 |
| Atténuation de la meilleure des deux protections seule | 13.4 | 14.7 | 19.4 | 31.7 | 37.5 | 32.4 | 33.3 | 37.4 | 30 | 33 | 28 | 18 |
| Différence | 6 | 9 | 8 | 2 | -1 | 8 | 16 | 11 | 9 | 9 | 8 | 11 |
| Combinaison casque Howard Leight CLARITY C1 + bouchon 3M E.A.R. NEONS | | | | | | | | | | | | |
| Bandes d'octave / indices | 63 | 125 | 250 | 500 | 1k | 2k | 4k | 8k | SNR | H | M | L |
| Atténuation moyenne mesurée | 16.6 | 19.3 | 30.4 | 36.1 | 37.6 | 40.2 | 49.3 | 46.6 | 39 | 42 | 36 | 28 |
| Atténuation de la meilleure des deux protections seule | 15.1 | 17.8 | 20.9 | 24.3 | 28.7 | 35.2 | 40.7 | 42.7 | 31 | 35 | 27 | 23 |
| Différence | 2 | 2 | 10 | 12 | 9 | 5 | 9 | 4 | 8 | 7 | 9 | 5 |
| Combinaison casque 3M Peltor OPTIME III + bouchon 3M E.A.R. NEONS | | | | | | | | | | | | |
| Bandes d'octave / indices | 63 | 125 | 250 | 500 | 1k | 2k | 4k | 8k | SNR | H | M | L |
| Atténuation moyenne mesurée | 19.4 | 23.3 | 29.7 | 38 | 39.7 | 40.5 | 49.4 | 48.4 | 41 | 43 | 38 | 30 |
| Atténuation de la meilleure des deux protections seule | 15.1 | 17.8 | 20.9 | 31.7 | 37.5 | 35.2 | 40.7 | 42.7 | 31 | 35 | 28 | 23 |
| Différence | 4 | 6 | 9 | 6 | 2 | 5 | 9 | 6 | 10 | 8 | 10 | 7 |

Tableau 6: Atténuations de chaque combinaison comparée à la meilleure des deux atténuations des protections auditives de la combinaison – Mesures réalisées par la méthode MIRE

D'un point de vue global, tous les auteurs s'accordent pour estimer que la double protection améliore l'atténuation apportée, que ce soit en termes d'indicateur SNR (représentant l'atténuation apportée par le protecteur pour un bruit industriel typique) ou H, M ou enfin L (atténuations apportées par le protecteur pour des bruits répartis en fréquence et orientés respectivement aux hautes, moyennes ou basses fréquences). Le tableau 5 montre que c'est bien le cas aussi avec ces mesures. En particulier, la norme NF EN 458 [1] estime entre 6 et

10 dB l'amélioration apportée par rapport à la meilleure des deux protections. Celle constatée lors de ces essais varie entre 8 et 11 dB, tout à fait en accord avec les indications de la norme. En synthèse, ces mesures de l'atténuation de doubles protections présentées ici montrent, en accord avec la littérature :

- un cumul des atténuations des deux protections combinées aux basses-fréquences – octaves 63 et 125 Hz – moins 1 dB à 4 dB suivant la combinaison considérée,
- un non-cumul des atténuations pour les octaves supérieures à 125 Hz,
- une amélioration en général et en moyenne de l'atténuation de la double protection par rapport à la meilleure des deux protections prises individuellement aux moyennes fréquences – octaves 250, 500 Hz et 1 kHz – la différence allant de -1 à +12 dB par bande d'octave et de +3 à +10 dB en moyenne sur les 3 bandes d'octave mais avec des singularités inexplicables – par exemple à 1 kHz pour la combinaison OPTIME III et ULTRAFIT – entraînant une baisse d'efficacité par rapport à ce qui pouvait être attendu,
- une amélioration de l'atténuation la portant systématiquement aux limites imposées par la conduction osseuse à partir de l'octave 2 kHz, toutes les combinaisons présentant alors la même atténuation,
- une amélioration systématique des indicateurs globaux d'atténuation, à savoir le SNR ou les niveaux H, M et L, le gain variant entre 8 et 11 dB pour le SNR,
- une amélioration de l'atténuation d'autant plus forte que les atténuations des protections prises individuellement sont faibles, même si les combinaisons avec les protections les plus performantes restent les meilleures, entraînant un regroupement des atténuations obtenues pour les doubles protections.

La combinaison de deux protections apporte donc une amélioration significative de l'efficacité des deux protections prise individuellement mais cette amélioration est contrariée par un ou des phénomènes physiques aux moyennes fréquences (octaves 250 Hz à 1 kHz). Ce ou ces phénomènes sont constatés mais ne sont pas expliqués dans la littérature. Rawlinson et al. [31] montrent que leur intensité croît avec le volume sous le casque anti-bruit. Berger [30] les fait pratiquement disparaître en insérant profondément le bouchon dans le conduit auditif de ses sujets – sachant qu'il s'agit du bouchon E.A.R. en mousse. Enfin, avec ce même bouchon, Abel et Amstrong [32] obtiennent une très bonne atténuation combinée, confirmant les résultats de Berger.

La suite de cette étude s'est focalisée sur ce phénomène. Une série complète d'essais a été réalisée à l'aide d'un mannequin (tête artificielle ISL) équipé d'une oreille artificielle. Ces essais nous permettent de tenter de reproduire et d'expliquer ce tassement de l'atténuation combinée aux moyennes fréquences.

4.2. Mesures sur tête artificielle ISL

4.2.1. Mesures des atténuations individuelles

L'objectif de cette partie est de retrouver avec le mannequin les atténuations obtenues avec les sujets. Le tableau 7 suivant détaille les résultats obtenus.

| Bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT | | | | | | | | |
|--|------|------|------|------|------|------|------|------|
| Bande d'octave | 63 | 125 | 250 | 500 | 1k | 2k | 4k | 8k |
| Référence obtenue sur les 12 sujets | 13.4 | 14.7 | 16 | 18.7 | 23.7 | 31.6 | 33.4 | 37.6 |
| Essai 1: Bouchon enfoncé sur deux ailettes | 30 | 29.5 | 28.1 | 24.4 | 42.6 | 40.2 | 37.1 | 39.3 |
| Essai 2: Bouchon avec une seule ailette enfoncée | 27.8 | 28 | 25.8 | 24.4 | 42.1 | 39.6 | 35.5 | 35.5 |
| Essai 3: Bouchon avec une seule ailette enfoncée | 27.4 | 27.3 | 23.6 | 31.1 | 37.9 | 35.9 | 43.8 | 34.2 |
| Essai 4: Bouchon avec une seule ailette enfoncée | 22.7 | 27.4 | 20.3 | 28.7 | 42.7 | 38.7 | 33.9 | 32.5 |
| Essai 5: Bouchon avec une seule ailette enfoncée | 22.6 | 27.4 | 21.9 | 28.7 | 35.1 | 36.1 | 32 | 31.7 |
| Moyenne sur les essais 2 à 5 | 25.1 | 27.5 | 22.9 | 28.2 | 39.5 | 37.6 | 36.3 | 33.5 |
| Ecart-type sur les essais 2 à 5 | 2.9 | 0.3 | 2.4 | 2.8 | 3.6 | 1.9 | 5.2 | 1.7 |
| Bouchon 3M E.A.R. NEONS | | | | | | | | |
| Référence obtenue sur les 12 sujets | 15.1 | 17.8 | 20.9 | 24.1 | 27.4 | 36.5 | 41.2 | 43.6 |
| Essai 1 : Bouchon complètement enfoncé | 39.8 | 42.2 | 42.8 | 43.9 | 43 | 45.6 | 49.2 | 58.8 |
| Essai 2 : Bouchon enfoncé au minimum (4mm) | 7.6 | 13.7 | 19.4 | 23.5 | 31 | 42.8 | 38 | 39.5 |
| Essai 3 : Bouchon enfoncé au minimum (4mm) | 12.8 | 22.8 | 28.1 | 28.1 | 39.6 | 46.4 | 39.7 | 41.2 |
| Essai 4 : Bouchon enfoncé au minimum (4mm) | 27.2 | 32.4 | 32.5 | 33.6 | 37.1 | 40.6 | 42 | 40.1 |
| Moyenne sur les essais 2 à 4 | 15.9 | 23 | 26.7 | 28.4 | 35.9 | 43.3 | 39.9 | 40.3 |
| Ecart-type sur les essais 2 à 4 | 10.2 | 12.3 | 9.7 | 8.8 | 5.1 | 2.7 | 4.9 | 9.3 |
| Casque Howard Leight CLARITY C1 | | | | | | | | |
| Référence obtenue sur les 12 sujets | 3.5 | 4.3 | 12.7 | 24.3 | 28.7 | 30.7 | 29.8 | 25.2 |
| Essai 1 | -2.2 | -5.3 | 1.5 | 18.2 | 24.4 | 26.7 | 29.2 | 19.5 |
| Essai 2 | -2.3 | -4.3 | -3.8 | 13.4 | 24.9 | 31.8 | 25.6 | 16.3 |
| Essai 3 | -2.1 | -2.4 | 8.8 | 24.2 | 29 | 37.1 | 30.3 | 26.9 |
| Essai 4 | -3.6 | 1.9 | 14 | 27.4 | 31.1 | 36.9 | 32.3 | 27.6 |
| Moyenne sur les essais 1 à 4 | -2.6 | -2.5 | 5.1 | 20.8 | 27.4 | 33.1 | 29.4 | 22.6 |
| Ecart-type sur les essais 1 à 4 | 0.7 | 3.2 | 7.9 | 6.2 | 3.2 | 4.9 | 2.8 | 5.6 |
| Casque 3M Peltor OPTIME III | | | | | | | | |
| Référence obtenue sur les 12 sujets | 6.4 | 9.7 | 19.4 | 31.7 | 37.8 | 33 | 31.9 | 29.3 |
| Essai 1 | 5.6 | 8.7 | 19.5 | 33.6 | 34.6 | 28.2 | 28.6 | 22.4 |
| Essai 2 | 6.7 | 9.9 | 20.8 | 34.1 | 40.2 | 39.6 | 34.3 | 30.5 |
| Essai 3 | 1.5 | 9.1 | 22.5 | 34.5 | 42.1 | 40.3 | 37.4 | 34.6 |
| Essai 4 | 6 | 11.8 | 24.1 | 35.3 | 43.8 | 39.8 | 35.8 | 37.1 |
| Moyenne sur les essais 1 à 4 | 5 | 9.9 | 21.7 | 34.4 | 40.2 | 37 | 34 | 31.2 |
| Ecart-type sur les essais 1 à 4 | 2.3 | 1.4 | 2 | 0.7 | 4 | 5.9 | 3.8 | 6.4 |

Tableau 7: Atténuations individuelles des quatre protecteurs : mesures par la méthode MIRE sur 12 sujets comparées aux mesures par la méthode du mannequin

La représentativité de la tête ISL vis-à-vis du panel des 12 sujets est très faible pour les bouchons d'oreille.

Pour le bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT, il faut l'enfoncer sur seulement une de ses 3 ailettes pour se rapprocher des valeurs obtenues avec les sujets. Même avec ce faible enfoncement, les atténuations obtenues avec la tête ISL restent très supérieures à celles obtenues avec les sujets d'essais. Le conduit de la tête ISL est cylindrique. Il est revêtu de silicone pour simuler la flexibilité de la peau humaine. Ceci est objectivement insuffisant pour reproduire la réalité.

Il est manifeste que l'étanchéité est bien supérieure avec ce conduit artificiel à ce qu'il est possible d'atteindre avec des personnes réelles.

Pour le bouchon 3M E.A.R. NEONS, avec un enfoncement standard, l'atténuation obtenue n'est pas non plus représentative. Par contre, en ne l'enfonçant que sur 4 mm, il est possible de se rapprocher des valeurs obtenues avec les sujets d'essais. Le résultat n'est pas pour autant satisfaisant car il présente une trop forte variabilité. Elle est due au fait que 4 mm représente aussi l'enfoncement minimum et que le bouchon tient à peine dans le conduit.

Ces résultats étaient attendus. Lors de leur communication au congrès ASA à Boston en 2017 [12], Nélisse et Sgard évoquent déjà ce problème. Eux aussi testent des enfoncements différents sans réussir à obtenir une atténuation « raisonnable », c'est-à-dire proche de ce qui est observé pour des conduits humains. Ils montrent cependant que leur tête artificielle, en l'occurrence une tête de marque G.R.A.S. différente de celle utilisée ici, permet de reproduire les mêmes phénomènes aux moyennes fréquences que ceux observés sur les sujets.

Pour ce qui concerne les casques anti-bruit, le mannequin reproduit très bien le comportement sur les sujets d'essais du casque 3M Peltor OPTIME III. En revanche, le casque Howard Leight CLARITY C1 montre un décalage de la fréquence résonance de la coque sur le coussinet souple vers le haut avec pour conséquence une atténuation négative aux octaves 63 et 125 Hz. C'est une surprise. Habituellement, la tête artificielle permet de bien approcher, au contraire de celui des bouchons d'oreille, le comportement des casques anti-bruit sur les sujets d'essais. Par ailleurs quatre essais ont été faits pour chaque casque. Ils sont très reproductibles.

En conclusion, pour trois des quatre protections, les résultats en termes d'atténuation obtenus avec la tête artificielle ISL sont éloignés de ceux obtenus avec les 12 sujets d'essais. La tête artificielle n'est représentative des résultats sur des humains que pour le casque 3M Peltor OPTIME III. C'est un résultat intéressant puisqu'il invite à questionner les méthodes d'essai des normes qui utilisent un mannequin (EN 13819-3 et ISO 11904-2), lorsqu'elles sont utilisées pour la certification de bouchons d'oreilles. Pour la présente étude, c'est un résultat décevant mais non rédhitoire puisque les essais de Nélisse et Sgard [12] semblent montrer que la tête artificielle permet les mêmes observations sur les doubles protections qu'avec des sujets d'essais. C'est ce qui va être vérifié dans le paragraphe suivant.

4.2.2. Mesures des atténuations des doubles protections

La figure 30 compare les pressions sonores du champ diffus extérieur, sous le casque anti-bruit et sous le bouchon d'oreille pour la combinaison casque anti-bruit Howard Leight CLARITY C1 et bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT enfoncé sur une seule ailette.

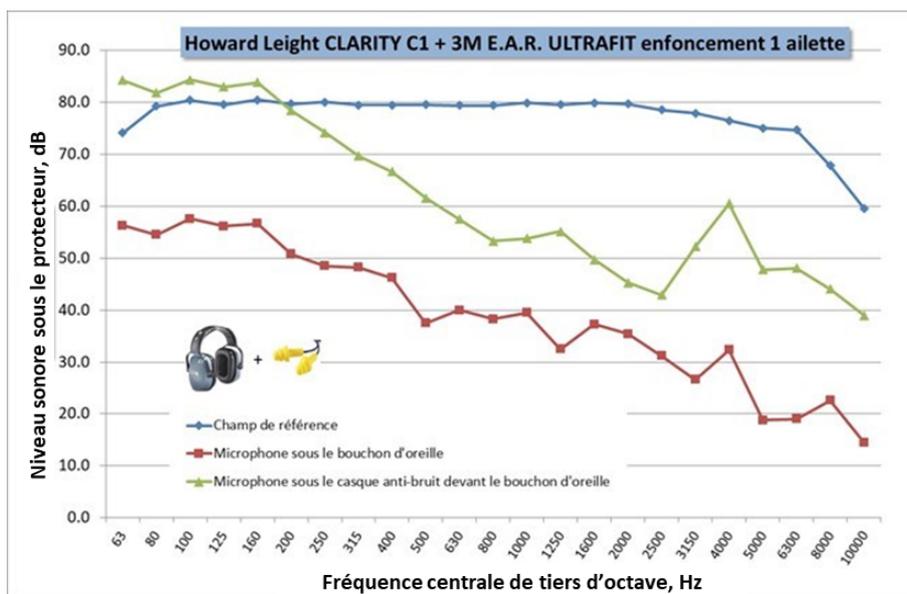


Figure 30: Comparaison des pressions sonores extérieure, sous le casque anti-bruit et sous le bouchon d'oreille – mesures avec la méthode du mannequin

Les niveaux de pression sonore sous le casque anti-bruit et sous le bouchon d'oreille tendent à se rapprocher aux tiers d'octave moyennes fréquences (500 Hz à 2,5 kHz) et se ré-écartent ensuite. Il y a donc une baisse apparente de l'atténuation apportée par le bouchon aux moyennes fréquences.

Le même constat peut être fait avec le bouchon d'oreille 3M E.A.R. NEONS enfoncé sur 4 mm associé au casque anti-bruit Howard Leight CLARITY C1 (voir figure 31). Aux tiers d'octaves 630 et 800 Hz, les niveaux de pression sonore de part et d'autre du bouchon d'oreille sont pratiquement les mêmes.

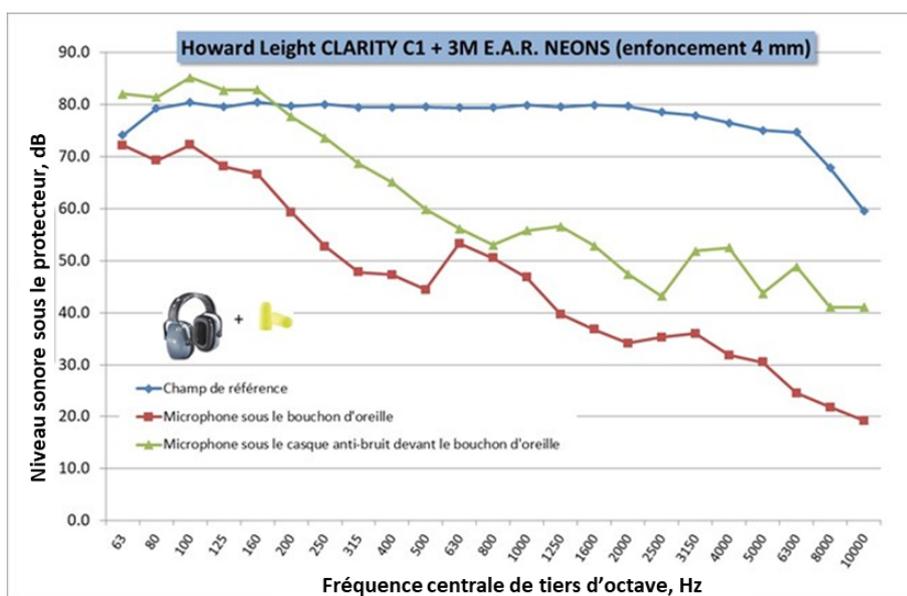


Figure 31: comparaison des pressions sonores extérieure, sous le casque anti-bruit et sous le bouchon d'oreille – mesures avec la méthode du mannequin

Comme cela a été évoqué dans l'analyse bibliographique en début de paragraphe 4.1.2.2, les causes de cette apparente inefficacité du bouchon d'oreille ne sont pas connues. Néanmoins, plusieurs auteurs formulent des hypothèses, en particulier celle d'un couplage du bouchon avec le volume fermé par le casque anti-bruit [31] ou celle d'un autre chemin de transfert [12]. Aussi, le même essai a été réalisé en insérant un tube ouvert sous le coussinet du casque anti-bruit afin de créer une fuite et d'ouvrir le volume fermé par la coque, voir figure 32.

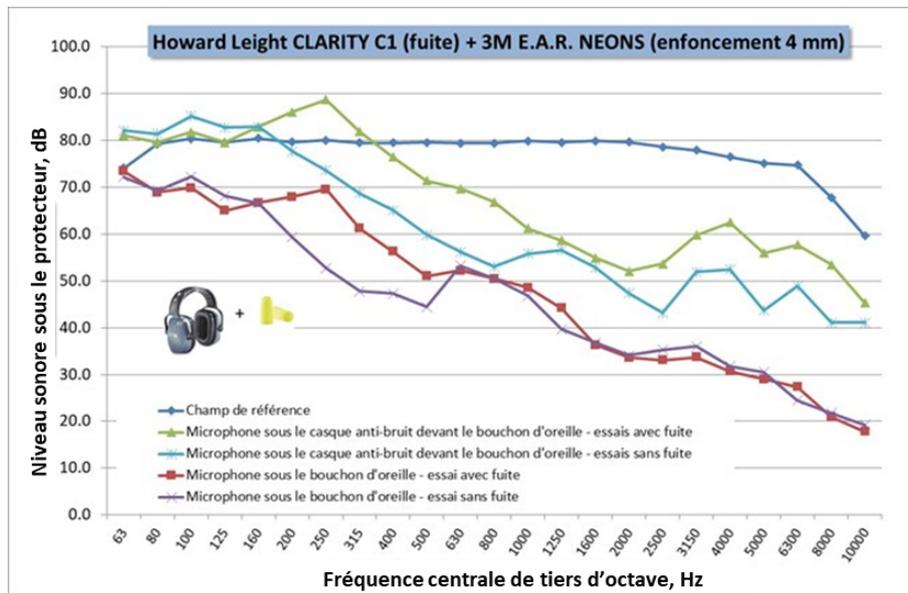


Figure 32: Comparaison des pressions sonores extérieures, sous le casque anti-bruit et sous le bouchon d'oreille – mesures avec la méthode du mannequin – effet de la création d'une fuite au niveau du coussinet du casque anti-bruit

Avec la fuite, l'atténuation du casque anti-bruit diminue d'environ 10 dB jusqu'à 1 kHz, se rapproche de la configuration sans fuite entre 1 et 2 kHz puis subit à nouveau la même diminution d'environ 10 dB à partir de 2,5 kHz. Cette dégradation se répercute sur l'atténuation de la combinaison jusqu'à 500 Hz. Au-delà de ce tiers d'octave, elle n'est plus visible et le niveau sonore derrière le bouchon est le même dans les deux configurations. Ce constat laisse à penser que l'atténuation du bouchon atteint un plafond à partir du tiers d'octave 630 Hz, un peu à l'instar de ce que produit la conduction osseuse.

La première question qui se pose au vu de ce résultat est de savoir s'il n'est pas dû à des transmissions latérales, bien que la tête artificielle de l'ISL présente théoriquement une perte par insertion de plus de 60 dB par bande de tiers d'octave. Ce point a été vérifié en comparant les niveaux sonores mesurés sous le bouchon d'oreille présentés sur la figure 32 au niveau sonore mesuré sous un bouchon d'oreille supposé complètement occultant, en l'occurrence un bouchon en téflon, voir figure 33. Effectivement, il n'y a pratiquement pas de transmissions latérales à ces fréquences avec la tête ISL.

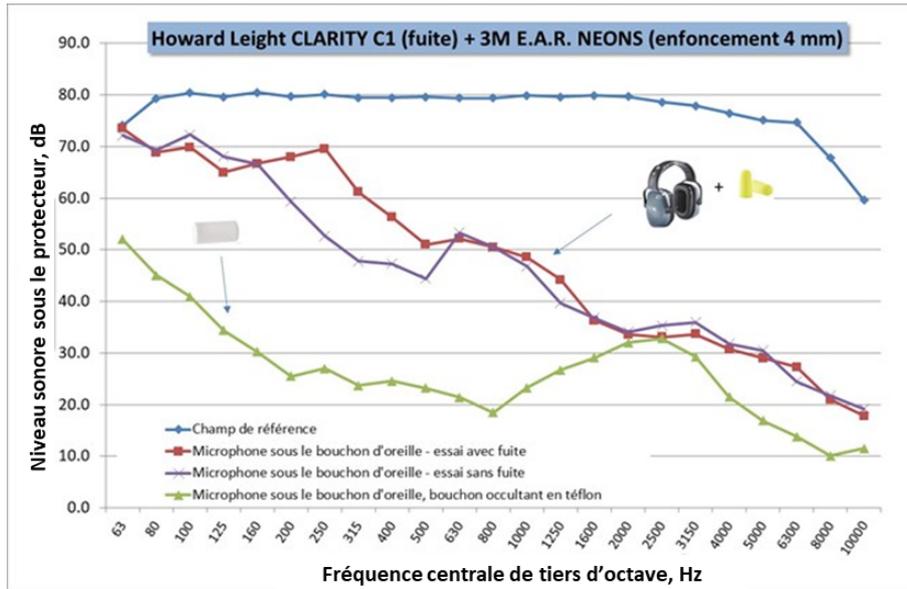


Figure 33: Comparaison des pressions sonores extérieure et sous le bouchon d'oreille – mesures avec la méthode du mannequin – comparaison des pressions sonores obtenues dans deux configurations bouchons d'oreille + casque à la limite de mesure obtenue en occultant l'oreille du mannequin à l'aide d'un bouchon en téflon

Il a été ensuite vérifié qu'on retrouvait ce phénomène de plafonnement de l'atténuation du bouchon avec d'autres combinaisons. En l'occurrence, en combinant le bouchon d'oreille 3M E.A.R. NEONS enfoncé sur 4 mm avec le casque anti-bruit 3M Peltor OPTIME III (voir figure 34). De fait, il y a bien un plafonnement de l'atténuation mais il intervient plus tôt en fréquence (à partir du tiers d'octave 250 Hz). Une autre combinaison a aussi été testée, le bouchon d'oreille 3M E.A.R. ULTRAFIT enfoncé sur une ailette associé au casque anti-bruit Howard Leight CLARITY C3, un casque jusqu'ici non utilisé, un peu plus performant que le CLARITY C1 mais moins performant que le casque OPTIME III (voir la figure 35). Avec cette combinaison, le plafonnement intervient au tiers d'octave 400 Hz. Ces résultats sont très intéressants car ils démontrent qu'il y a bien un plafonnement de l'atténuation à partir d'une certaine fréquence et que ce plafonnement intervient à une fréquence qui dépend de l'atténuation du casque anti-bruit associé au bouchon d'oreille.

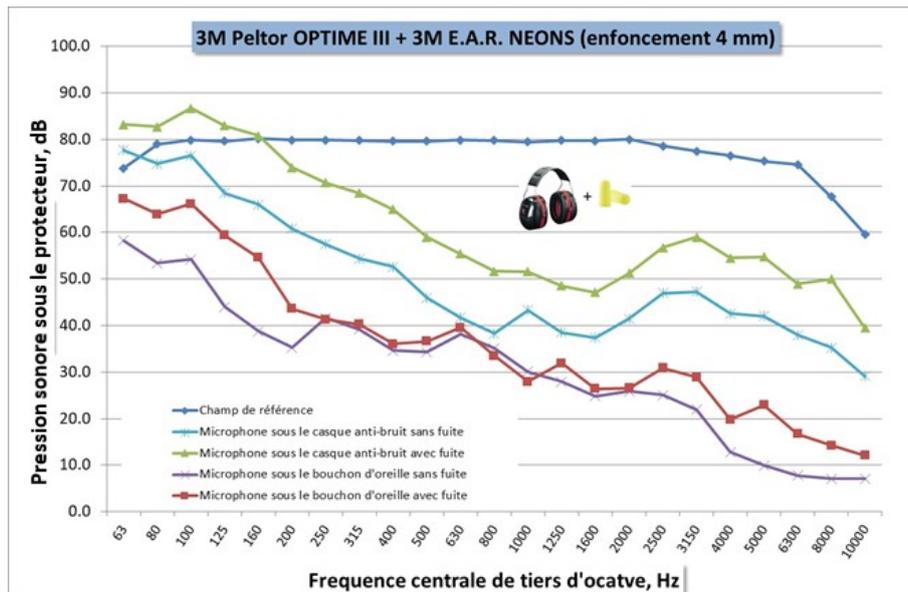


Figure 34: Comparaison des pressions sonores extérieure, sous le casque anti-bruit et sous le bouchon d'oreille – mesures avec la méthode du mannequin – effet de la création d'une fuite au niveau du coussinet du casque anti-bruit

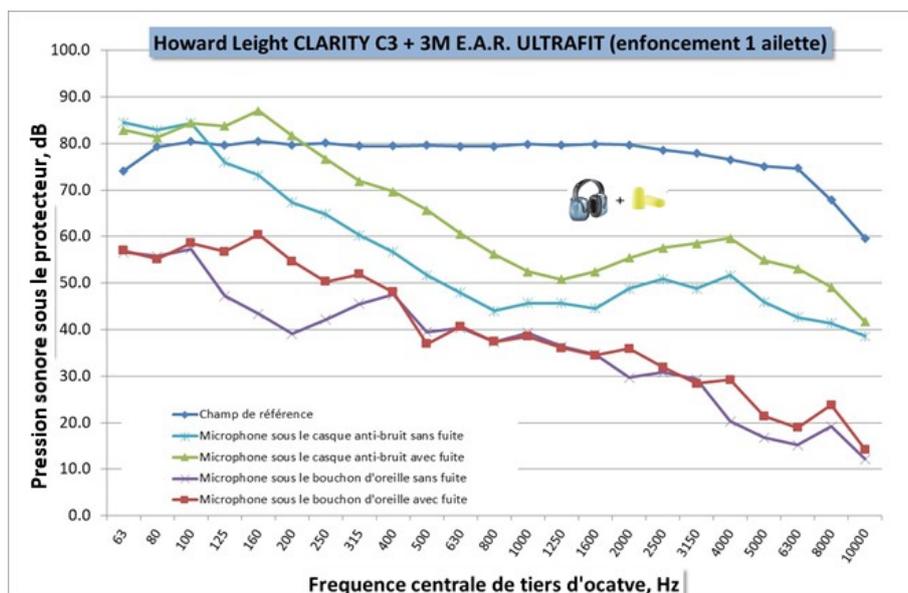


Figure 35: Comparaison des pressions sonores extérieure, sous le casque anti-bruit et sous le bouchon d'oreille – mesures avec la méthode du mannequin – effet de la création d'une fuite au niveau du coussinet du casque anti-bruit

Si le phénomène est bien mentionné dans la littérature, aucune explication physique n'est donnée. Les essais présentés ici ne permettent pas de confirmer qu'il y aurait une dépendance du phénomène avec le volume sous le casque comme l'affirment Rawlinson et al. [31]. Nélisse et Sgard [12] ont essayé de reproduire le phénomène à partir d'un modèle par éléments finis (EF) du mannequin équipé des deux protections. Leur modèle EF a d'abord été recalé pour chacune des deux protections prise individuellement. En dépit d'un recalage parfait, leur modèle n'a pas reproduit l'effet. Au contraire, il n'a pas montré de changement et l'atténuation résultante s'est trouvée être le cumul des deux atténuations individuelles. Quelque chose manque donc au modèle.

Une interprétation possible de ces résultats est que le bouchon d'oreille présente deux mécanismes de transmission, l'un par transparence, l'autre par excitation solidienne et rayonnement dans la partie fermée du conduit. La transparence est dominante lorsque le champ sonore sous le casque est élevé. Plus le casque anti-bruit est efficace, plus vite le rayonnement solidien prend le pas sur la transmission aérienne derrière le bouchon d'oreille. Cette explication s'accorde avec nos essais. Il est possible qu'en plus le casque augmente l'excitation solidienne du bouchon, ce qui expliquerait que le niveau de pression sous le bouchon augmente parfois lorsque le casque anti-bruit est rajouté. Néanmoins, il ne s'agit que d'une interprétation et elle n'est pas démontrée.

Les essais présentés dans cette étude sont les premiers à utiliser conjointement les méthodes MIRE et REAT. Ils sont aussi les premiers à observer conjointement que non seulement il n'y a pas cumul des atténuations, comme le dit la bibliographie, mais aussi que cela se produit à partir d'une certaine fréquence. Au-delà de cette fréquence, nous mettons en évidence sur un mannequin que le niveau sonore derrière le bouchon d'oreille reste constant quelle que soit l'efficacité du casque anti-bruit. La principale perspective sera d'essayer d'identifier le ou les phénomènes physiques expliquant la moindre efficacité des bouchons d'oreille aux moyennes fréquences lorsqu'ils sont combinés à un casque anti-bruit en essayant de reproduire ces observations.

4.2.3. Prévision des atténuations des doubles protections

L'objectif des essais était de déterminer une relation entre les atténuations individuelles des protecteurs d'une combinaison et l'atténuation de cette dernière.

En reprenant les observations et la moyenne de différences observées, en première approximation, nous proposons de formuler les règles suivantes :

- aux octaves 63 Hz et 125 Hz, l'atténuation de la combinaison est égale à la somme des atténuations individuelles des deux protections moins respectivement 3 et 2 dB,
- aux octaves 250 Hz, 500 Hz et 1 kHz, l'atténuation de la combinaison est égale à la meilleure atténuation individuelle des deux protections augmentée de 10, 8 et 4 dB respectivement,
- aux octaves 2 kHz, 4 kHz et 8 kHz, l'atténuation est la plus petite valeur entre la somme des atténuations individuelles des deux protections et la limite due à la conduction osseuse (41, 50 et 50 dB respectivement).

Le tableau 8 suivant applique ces règles aux quatre combinaisons testées :

| Combinaison casque Howard Leight CLARITY C1 + bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT | | | | | | | | | | | | |
|--|------|------|------|------|------|------|------|------|-----|----|----|----|
| Octave (Hz) | 63 | 125 | 250 | 500 | 1k | 2k | 4k | 8k | SNR | H | M | L |
| Calcul | 14.9 | 16 | 26 | 32.3 | 32.7 | 41 | 50 | 50 | 36 | 41 | 32 | 24 |
| Mesure | 15.2 | 18.7 | 27.7 | 31.7 | 34.9 | 39.9 | 48.9 | 47.9 | 37 | 41 | 34 | 26 |
| Différence | 0 | 3 | 2 | -1 | 2 | -1 | -1 | -2 | 1 | 0 | 2 | 2 |
| Combinaison casque 3M Peltor OPTIME III + bouchon 3M E.A.R. ULTRAFIT | | | | | | | | | | | | |
| Octave (Hz) | 63 | 125 | 250 | 500 | 1k | 2k | 4k | 8k | SNR | H | M | L |
| Calcul | 17.8 | 21.4 | 29.4 | 39.7 | 41.5 | 41 | 50 | 50 | 41 | 44 | 38 | 29 |
| Mesure | 19.3 | 23.3 | 27.7 | 33.9 | 36.5 | 39.9 | 48.9 | 48.4 | 39 | 42 | 36 | 29 |
| Différence | 2 | 2 | -2 | -6 | -5 | -1 | -1 | -2 | -2 | -2 | -2 | 0 |
| Combinaison casque Howard Leight CLARITY C1 + bouchon 3M E.A.R. NEONS | | | | | | | | | | | | |
| Octave (Hz) | 63 | 125 | 250 | 500 | 1k | 2k | 4k | 8k | SNR | H | M | L |
| Calcul | 16.6 | 19.1 | 30.9 | 32.3 | 32.7 | 41 | 50 | 50 | 37 | 40 | 34 | 28 |
| Mesure | 16.6 | 19.3 | 30.4 | 36.1 | 37.6 | 40.2 | 49.3 | 46.6 | 39 | 42 | 36 | 28 |
| Différence | 0 | 0 | -1 | 4 | 5 | -1 | -1 | -3 | 2 | 2 | 2 | 0 |
| Combinaison casque 3M Peltor OPTIME III + bouchon 3M E.A.R. NEONS | | | | | | | | | | | | |
| Octave (Hz) | 63 | 125 | 250 | 500 | 1k | 2k | 4k | 8k | SNR | H | M | L |
| Calcul | 19.5 | 24.5 | 30.9 | 39.7 | 41.5 | 41 | 50 | 50 | 42 | 44 | 39 | 31 |
| Mesure | 19.4 | 23.3 | 29.7 | 38 | 39.7 | 40.5 | 49.4 | 48.4 | 41 | 43 | 38 | 30 |
| Différence | 0 | -1 | -1 | -2 | -2 | -1 | -1 | -2 | -1 | -1 | -1 | -1 |

Tableau 8: Essai de la proposition de calcul des atténuations des quatre combinaisons à partir des atténuations individuelles mesurées par la méthode MIRE sur 12 sujets comparées aux mesures sur 12 sujets par la même méthode des 4 combinaisons

Par bande d'octave, les différences peuvent aller jusqu'à 6 dB aux moyennes fréquences. Ce résultat était attendu, puisque le phénomène aux moyennes fréquences diffère d'une combinaison à l'autre et est donc par nature impossible à prévoir.

Néanmoins, les valeurs H, M et L, sont exactes à 2 dB près. Or, dans 95% des cas (cf. [1]), elles sont suffisantes pour évaluer l'efficacité de la protection. Les règles de calcul fonctionnent donc bien pour les cas testés dans notre étude à condition d'utiliser les valeurs HML pour le choix de la double protection.

Afin d'étendre leur validité, elles ont aussi été testées en utilisant les données fournies par Rawlinson et al. [31], cf. tableau 9 ci-dessous :

| Bandes d'octave (Hz) | | 63 | 125 | 250 | 500 | 1k | 2k | 4k | 8k | SNR | H | M | L |
|--|------------|------|------|------|------|------|------|------|------|-----|----|----|----|
| Plug 4 EAR + Muff 3 Safir Junior | Rawlinson | 28.8 | 33.5 | 38.3 | 46 | 41.9 | 38.2 | 46.5 | 46.1 | 43 | 41 | 41 | 39 |
| | Calcul | 33.8 | 34.1 | 38 | 37.3 | 33.9 | 41 | 50 | 50 | 40 | 41 | 36 | 36 |
| | Différence | 5 | 1 | 0 | -9 | -8 | 3 | 4 | 4 | -3 | 0 | -5 | -3 |
| Plug 4 EAR + Muff 1 Racal Auralguard | Rawlinson | 30.5 | 33.3 | 36.1 | 43 | 41.7 | 39.9 | 48.6 | 44 | 43 | 42 | 41 | 38 |
| | Calcul | 42.8 | 42.7 | 38 | 37.3 | 38.4 | 41 | 50 | 50 | 43 | 43 | 39 | 38 |
| | Différence | 12 | 9 | 2 | -6 | -3 | 1 | 1 | 6 | 0 | 1 | -2 | 0 |
| | Rawlinson | 32.9 | 35 | 36.2 | 35.9 | 40.7 | 39.9 | 49 | 48.4 | 42 | 42 | 39 | 37 |

| | | | | | | | | | | | | | |
|--|------------|------|------|------|------|------|------|------|------|----|----|----|----|
| Plug 4 EAR + Muff 2 Racal Sonomuff (study 1) | Calcul | 43.7 | 46.8 | 38 | 45.9 | 41.3 | 41 | 50 | 50 | 45 | 43 | 42 | 41 |
| | Différence | 11 | 12 | 2 | 10 | 1 | 1 | 1 | 2 | 3 | 1 | 3 | 4 |
| Plug 4 EAR + Muff 2 Racal Sonomuff (study 2) | Rawlinson | 29.2 | 36.3 | 38.3 | 38.1 | 42.1 | 37.2 | 46 | 46.5 | 42 | 40 | 40 | 38 |
| | Calcul | 39.3 | 44.3 | 37 | 45.9 | 41.3 | 41 | 50 | 50 | 45 | 43 | 42 | 41 |
| | Différence | 10 | 8 | -1 | 8 | -1 | 4 | 4 | 4 | 3 | 3 | 2 | 3 |
| Plug 4 EAR + Muff 4 Bilsom Viking | Rawlinson | 27.3 | 30.6 | 41 | 47.9 | 43 | 38.7 | 47.6 | 47.8 | 44 | 41 | 42 | 39 |
| | Calcul | 39 | 39.3 | 38 | 41 | 38.1 | 41 | 50 | 50 | 43 | 43 | 40 | 39 |
| | Différence | 12 | 9 | -3 | -7 | -5 | 2 | 2 | 2 | -1 | 2 | -2 | 0 |
| Plug 1 Custom Molded Plug + Muff 1 Racal Auralguard | Rawlinson | 26.1 | 22 | 21.7 | 25.6 | 30.7 | 36 | 47.6 | 45.9 | 33 | 37 | 29 | 25 |
| | Calcul | 34.3 | 29.3 | 25.6 | 31.6 | 38.4 | 41 | 50 | 50 | 38 | 43 | 35 | 30 |
| | Différence | 8 | 7 | 4 | 6 | 8 | 5 | 2 | 4 | 5 | 6 | 6 | 5 |
| Plug 1 Custom Molded Plug + Muff 2 Racal Sonomuff | Rawlinson | 27 | 27.5 | 24.1 | 18.5 | 28.5 | 35.5 | 47.1 | 44.7 | 29 | 34 | 25 | 23 |
| | Calcul | 35.2 | 33.4 | 37 | 45.9 | 41.3 | 41 | 50 | 50 | 45 | 43 | 42 | 39 |
| | Différence | 8 | 6 | 13 | 27 | 13 | 6 | 3 | 5 | 16 | 9 | 17 | 16 |
| Plug 2 Hearguard V51R earplug + Muff 3 Safir Junior | Rawlinson | 22 | 25.1 | 25.7 | 30.6 | 35.4 | 37.3 | 46.9 | 43.8 | 37 | 39 | 34 | 29 |
| | Calcul | 23.7 | 23.1 | 26.1 | 33.4 | 33.9 | 40 | 50 | 50 | 38 | 41 | 34 | 29 |
| | Différence | 2 | -2 | 0 | 3 | -2 | 3 | 3 | 6 | 1 | 2 | 0 | 0 |
| Plug 2 Hearguard V51R earplug + Muff 2 Racal Sonomuff | Rawlinson | 24.6 | 29.4 | 31.1 | 29 | 36.8 | 37.4 | 47.5 | 45.3 | 38 | 40 | 34 | 31 |
| | Calcul | 33.6 | 35.8 | 37 | 45.9 | 41.3 | 41 | 50 | 50 | 45 | 43 | 42 | 40 |
| | Différence | 9 | 6 | 6 | 17 | 5 | 4 | 3 | 5 | 7 | 3 | 8 | 9 |
| Plug 3 Bilsom Soft + Muff 3 Safir Junior | Rawlinson | 18.2 | 21.1 | 26.1 | 34.3 | 38.3 | 38.1 | 47.6 | 45.5 | 38 | 41 | 35 | 28 |
| | Calcul | 23.8 | 15.1 | 29.2 | 33.4 | 33.9 | 41 | 50 | 50 | 36 | 41 | 33 | 24 |
| | Différence | 6 | -6 | 3 | -1 | -4 | 3 | 2 | 5 | -2 | 0 | -2 | -4 |
| Plug 3 Bilsom Soft + Muff 2 Racal Sonomuff | Rawlinson | 24.2 | 28 | 32.5 | 29.5 | 36.5 | 38.5 | 49.1 | 46.6 | 38 | 40 | 34 | 32 |
| | Calcul | 33.7 | 44.3 | 34 | 45.9 | 41.3 | 41 | 50 | 50 | 44 | 43 | 42 | 38 |
| | Différence | 10 | 16 | 2 | 16 | 5 | 3 | 1 | 3 | 6 | 3 | 8 | 6 |
| Moyenne des différences en valeurs absolues | | 8 | 7 | 3 | 10 | 5 | 3 | 2 | 4 | 4 | 3 | 5 | 5 |

Tableau 9: Essai de calcul des atténuations de double protection à partir des atténuations individuelles mesurées par la méthode REAT et comparaison aux mesures – Données issues de [31]

Les résultats sont décevants. Ils ne valident pas les règles de combinaison proposées. Nous voyons deux raisons principales à ce résultat :

- aux octaves basses-fréquences, le biais de la mesure REAT apparaît très important. Les atténuations des protections seules sont manifestement très surévaluées. Par exemple, pour les casques anti-bruit, les atténuations à 63 Hz sont dans trois cas sur quatre supérieures aux atténuations à 125 Hz et, pour les bouchons d'oreille les écarts-types à ces octaves sont très élevés, parfois supérieurs à 10 dB, ce qui témoigne d'une incertitude importante sur les valeurs,
- aux octaves hautes fréquences, les combinaisons n'atteignent jamais les limites imposées par la conduction osseuse, ce qui est une surprise car nos mesures les dépassaient souvent : il semble donc que le bruit de fond du banc REAT utilisé par Rawlinson et al. soit trop élevé à ces fréquences et entraîne une sous-évaluation de l'atténuation.

En revanche, l'approximation aux moyennes fréquences est relativement correcte, avec un écart sur la valeur M acceptable.

La détermination d'une relation entre les atténuations individuelles des protecteurs d'une combinaison et l'atténuation de cette dernière apparaît donc comme un problème complexe. Si les règles de combinaisons proposées semblent ne pas fonctionner, il faut aussi souligner qu'elles sont assez sommaires. Par ailleurs elles s'appuient sur des mesures issues de la méthode MIRE alors que seules des mesures issues de la méthode REAT sont disponibles dans la littérature et auprès des fabricants.

Ceci étant dit, la tentative faite montre qu'une approximation est possible, contrairement à ce qui est affirmé dans la littérature notamment par Behar [28]. Il faudrait rassembler plus de données (quatre combinaisons avec quatre protections différentes semble un nombre insuffisant), effectuer systématiquement des mesures MIRE et REAT au moins aux octaves basses fréquences, la méthode REAT pouvant convenir ensuite, et enfin déterminer au moyen de régressions polynomiales ou logarithmiques (ou combinant les deux) une relation reliant REAT à MIRE et une relation reliant les atténuations individuelles des protections à celles de leurs combinaisons. Il faudra ensuite valider sur des données complémentaires les relations. Ce travail risque d'être très important. En effet, il est a priori difficile de déterminer le nombre de protections à tester, ce nombre dépendant de la représentativité statistique de l'échantillon. Les données disponibles dans la littérature sont peu nombreuses et, comme l'a montré l'exploitation des données de Rawlinson et al., peu fiables et ne peuvent pas être exploitées ; il reste donc beaucoup à faire pour remplir l'objectif fixé au départ. Néanmoins, le travail présenté ici a permis de valider une méthodologie, de rassembler un premier jeu de données et il montre que cela est possible.

Conclusion

Les résultats obtenus dans cette étude sont en accord avec les objectifs que nous nous étions fixés, à savoir, dans un premier temps recenser les connaissances sur le sujet de la double protection auditive. Ensuite, nous avons prévu d'effectuer un certain nombre d'essais avec des méthodes de mesures différentes pour qu'ils soient le plus robustes possible et de confronter nos résultats à la bibliographie. Enfin, la dernière phase prévue consistait à essayer d'apporter des éléments de compréhension des phénomènes en jeu et de renseigner les préventeurs sur les bénéfices de l'utilisation d'une double protection.

Nos résultats confirment que l'atténuation apportée par le port d'une double protection ne correspond pas à l'addition des atténuations des protections prises individuellement comme le montrait la littérature. De plus, ils mettent en évidence qu'en fonction de la fréquence, le couple casque antibruit – bouchon d'oreille se comporte différemment. Nous observons notamment qu'en basse fréquence (63-125 Hz) les atténuations se cumulent pratiquement. Au-delà de 2 kHz les limites de la conduction osseuse sont toujours atteintes ce qui était déjà connu. Aux bandes d'octaves de 250 Hz à 1 kHz nous obtenons des résultats très variables, en fonction du couple de protecteurs considéré, mais qui semblent tout de même dépendre plus fortement du bouchon d'oreille que du casque. Nous constatons cependant quasi systématiquement, quelle que soit la fréquence, une meilleure protection lors du port d'une double protection que lors du port des protecteurs pris individuellement, ce qui est plutôt rassurant.

Un autre élément utile pour les préventeurs est que les indicateurs globaux, notamment le SNR qui est le plus fréquemment utilisé, est augmenté de 8 à 11 dB par rapport au meilleur des deux protecteurs. Attention, il s'agit du SNR évalué lors de nos essais par la méthode MIRE et pas du SNR affiché par le fabricant.

Cependant, cette règle est sujette à caution et il sera nécessaire d'effectuer des mesures REAT complémentaires pour les casques anti-bruit seuls afin de vérifier que l'augmentation de l'atténuation est similaire pour les méthodes REAT et MIRE. Pour les casques, les données REAT fournies par les fabricants nous semblent en effet écartées de la réalité, ce que nous n'avions pas anticipé, et elles n'ont pas pu être utilisées. Ce point est le plus critique pour le casque CLARITY C1 pour lequel les écarts par rapports à ces données étaient les plus significatifs.

Un des objectifs non affiché mais sous-jacent était d'essayer d'obtenir une formule permettant d'anticiper l'amélioration apporté par la double protection par rapport aux protections prises individuellement. Nous avons vu à la fois à la lumière de la littérature et grâce à nos mesures, que c'est un problème complexe notamment car le comportement de la double protection varie avec la fréquence d'une part et d'autre part suivant les combinaisons de protecteurs.

Pour arriver à cette fin, il apparait donc nécessaire de pouvoir étendre cette étude à d'autres couples de protecteurs, et notamment d'autres types de bouchons d'oreille, afin de voir l'évolution du cumul des atténuations aux moyennes fréquences. Cela permettra peut-être également de mieux comprendre les phénomènes en jeu, voire de confirmer ou infirmer certaines hypothèses, comme l'existence d'autre voies de transfert, l'influence des résonances du bouchon et de la cavité fermée par le bouchon ou encore le couplage entre le volume fermé par le casque et le bouchon.

Cette étude a nécessité un effort de mesure important qui nous a permis d'éclaircir, notamment grâce aux mesures objectives selon la méthode MIRE, les enseignements issus de la littérature, basée quant à elle essentiellement sur les mesures REAT. Elargir la base de données à d'autres protecteurs, en nombre suffisant pour permettre d'obtenir une formule de combinaison des protecteurs robuste et validée, représentera un volume d'essais très important. Afin de limiter cet effort on pourra peut-être désormais se limiter aux mesures MIRE, qui une fois corrigées de la conduction osseuse sont les plus pertinentes et les plus fiables en particulier aux moyennes fréquences.

Un des enseignements de cette étude est que le biais présenté par la méthode REAT aux basses fréquences, jusqu'à 500 Hz, est effectivement important. C'est un problème crucial, car il conduit à une surestimation de l'atténuation par les fabricants qui utilisent cette méthode. Les normalisateurs sont conscients de ce problème, cependant la méthode MIRE paraissait jusqu'ici trop complexe à mettre en œuvre pour des protecteurs. Nos essais montrent que MIRE est applicable mais qu'elle pose effectivement encore de gros problèmes pratiques. Notamment, les microphones miniatures exigent un perçage du bouchon et sont encore trop volumineux pour permettre un bon enfoncement pour tous les sujets. Cela est regrettable car la représentativité de la mesure est bien meilleure.

Un autre enseignement est que les essais sur mannequin ne sont eux pas représentatifs car le conduit auditif artificiel ne permet pas de reproduire correctement la géométrie et l'étanchéité du bouchon inséré dans le conduit humain.

Afin d'explorer les phénomènes limitant l'atténuation de la double protection, les travaux menés nous invitent enfin à imaginer d'autres configurations d'essai qui pourraient permettre de les éclaircir. Par exemple, l'utilisation d'un casque enveloppant l'ensemble de la tête permettra de limiter l'excitation solidienne du bouchon et la conduction osseuse vers la cavité du conduit auditif. Le test de bouchons d'oreilles profondément insérés sur des sujets doit d'après la littérature améliorer le cumul des atténuations des protecteurs seuls. Les perspectives sont donc nombreuses.

In fine il sera intéressant de pouvoir communiquer sur ce sujet au moyen d'une publication grand public à destination des préventeurs et des utilisateurs pour les sensibiliser à l'effet de la double protection auditive et sur les atténuations qu'ils peuvent obtenir en réalité.

Références bibliographiques

1. **AFNOR.** *NF EN 458 Protecteurs individuels contre le bruit - Recommandations relatives à la sélection, à l'utilisation, aux précautions d'emploi et à l'entretien - Document guide.* Avril 2016.
2. **Damongeot, A., Kusy, A. et Pfeiffer, B.H.** *A procedure, combining objective and subjective techniques, to measure the level-dependant attenuation of electronic amplitude sensitive earmuffs.* s.l. : Applied acoustics, 1991. Vol. 33, 3, pp. 181-198.
3. **CSA.** *Hearing protectors.* 1994.
4. **Byrne, D.C. et Murphy, W.J.** *Double Hearing Protection 5 dB or not to be?* 2016.
5. **Zwislocki, J.** *In search of the bone-conduction threshold in a free sound field.* s.l. : The Journal of the Acoustical Society of America, 1957. Vol. 29, 7, pp. 795-804.
6. **Berger, E.H. et Kerivan, J.E.** *Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold.* s.l. : The Journal of the Acoustical Society of America, 1983. Vol. 74, 1, pp. 81-94.
7. **Berger, E.H.** *Laboratory attenuation of earmuffs and earplugs both singly and in combination.* 1983. Vol. 44, 5, pp. 321-329.
8. **Berger, E.H., Kieper, R.W et Gauger, D.** *Hearing protection: Surpassing the limites to attenuation imposed by the bone conduction pathways.* s.l. : The Journal of the Acoustical Society of America, 2003. Vol. 114, 4, pp. 1955-1967.
9. **Behar, A. et Kunov, H.** *Insertion loss from using double protection.* s.l. : Applied acoustics, 1999. Vol. 57, 4, pp. 375-385.
10. **Voix, J. et Laville, F.** *The objective measurement of individual earplug field performance.* s.l. : The Journal of the Acoustical Society of America, 2009. Vol. 125, 6, pp. 3722-3732.
11. **ANSI/ASA.** *S12.42 Methods for the measurement of insertion loss of hearing protection devices in continuous or impulsive noise using microphone-in-real ear or acoustic test fixture procedures.* s.l. : Standard: American National Standards Institute, 2020.
12. **Nélisse, H., Sgard, F.C., Gaudreau, M-A. et al.** *Attenuation of dual hearing protection: Measurements and finite-element modeling.* s.l. : The Journal of the Acoustical Society of America, 2017. Vol. 141, 5, p. 3633.
13. **Mercy, S.E., Tubb, C. et James, S-H.** *Experimentation to address appropriate test techniques for measuring the attenuation provided by double ANR Hearing Protectors.* s.l. : Qinetiq Ltd Farnborough (UK), 2005.
14. **James, C.** *Finite element modeling and exploration of double hearing protection systems.* s.l. : Virginia Polytechnic inst and state Univ. Blacksburg Dept of mechanical engineering, 2006.
15. **AFNOR.** *NF EN ISO 4869-1 : Acoustique - Protecteurs individuels contre le bruit - Partie 1 : méthode subjective de mesurage de l'affaiblissement acoustique.* Novembre 2018.
16. **AFNOR.** *NF EN ISO 11904-1 Acoustique - Détermination de l'exposition sonore due à des sources placées à proximité de l'oreille - Partie 1 : technique du microphone placé dans une oreille réelle (technique MIRE).* Aout 2003.
17. **AFNOR.** *NF EN ISO 11904-2 Acoustique - Détermination de l'exposition sonore due à des sources placées à proximité de l'oreille - Partie 2 : technique utilisant un mannequin.* Mars 2017.
18. **AFNOR.** *NF EN 61260-1: Électroacoustique - Filtres de bande d'octave et de bande d'une fraction d'octave - Partie 1 : spécifications.* Aout 2014.

19. **Berger, E.H.** *Methods of measuring the attenuation of hearing protection devices.* s.l. : The Journal of the Acoustical Society of America, 1986. Vol. 79, 6, pp. 1655-1687.
20. **Ravicz, M.E. et Melcher, J.R.** *Isolating the auditory system from acoustic noise during functional magnetic resonance imaging: examination of noise conduction through the ear canal, head, and body.* s.l. : The Journal of the Acoustical Society of America, 2001. Vol. 109, 1, pp. 216-231.
21. **Commission of the European Communities et Shipton, M.S.** *Intercomparison of Measurements on Ear Protectors by Subjective and Objective Test Methods: Final Report on the 1982 EEC Intercomparison.* s.l. : Office for Official Publications of the European Communities, 1986.
22. **AFNOR.** *NF EN ISO 4869-2 Acoustique - Protecteurs individuels contre le bruit - Partie 2 : estimation des niveaux de pression acoustique pondérés A en cas d'utilisation de protecteurs individuels contre le bruit.* Novembre 2018.
23. **Trompette, N., Kusy, A. et Ducourneau, J.** *Suitability of commercial systems for earplug individual fit testing.* s.l. : Applied Acoustics, 2015. Vol. 90, pp. 88-94.
24. **Kusy, A.** *Affaiblissement acoustique in situ des protecteurs individuels contre le bruit-Étude bibliographique.* Paris : Hygiène et sécurité du travail, 2008. 212, pp. 43-59.
25. **Viallet, G., Sgard, F., Laville, F. et al.** *Axisymmetric versus three-dimensional finite element models for predicting the attenuation of earplugs in rigid walled ear canals.* s.l. : The Journal of the Acoustical Society of America, 2013. Vol. 134, 6, pp. 4470-4480.
26. **Gaudreau, M-A., Sgard, F., Laville, F. et al.** *A finite element model to improve noise reduction based attenuation measurement of earmuffs in a directional sound field.* s.l. : Applied Acoustics, 2017. Vol. 119, pp. 66-77.
27. **Carillo, K., Sgard, F. et Doutres, O.** *Numerical study of the broadband vibro-acoustic response of an earmuff.* s.l. : Applied Acoustics, 2018. Vol. 134, pp. 25-33.
28. **Behar, A.** *Sound Attenuation from Combinations of Earplugs and Earmuffs.* s.l. : Applied Acoustics, 1990. Vol. 32, pp. 149-158.
29. **Berger, E.H.** *Attenuation of Earplugs Worn in Combination with Earmuffs.* s.l. : EARLog series available upon request from Aearo Company, 1996.
30. **Berger, E.H. et Cert, Ince Bd.** *Extra Protection: Wearing Earmuffs and Earplugs in Combination.* 2001.
31. **Rawlinson, R.D., Wheeler, P.D. et Custard, G.** *The acoustical attenuation of some combinations of earplugs and earmuffs.* s.l. : The annals of occupational hygiene, 1987. Vol. 31, 3, pp. 299-309.
32. **Abel, S.M. et Armstrong, N.M.** *The combined sound attenuation of earplugs and earmuffs.* s.l. : Applied Acoustics, 1992. Vol. 36, 1, pp. 19-30.

Glossaire

- AC** : Air conduction (conduction aérienne)
- APV** : Assumed Protection Value (niveau de protection estimé)
- ATF** : Acoustic test fixture (tête artificielle)
- BC** : Bone conduction (conduction osseuse)
- BENE** : Banc d'Essai à Niveau Elevé
- BESA** : Banc d'Essai au Seuil de l'Audition
- dB** : Décibel
- DHP** : Double Hearing Protection (double protection auditive)
- EM** : Finite element method (méthode des éléments finis)
- ENR** : Estimated Noise Rating (niveau d'atténuation globale décrit dans la Norme ISO 8353 abrogée en 1989)
- H,M,L** : atténuation d'un protecteur contre le bruit pondérée pour trois gammes de fréquences, H(High), M (middle) et L(Low)
- HPD** : Hearing Protection Device (protecteur auditif)
- Hz** : Hertz
- IL** : Insertion loss (perte par insertion)
- INRS** : Institut National de Recherche et de Sécurité
- ISL** : Institut franco-allemand de recherches de Saint-Louis
- MIRE** : Microphone in the real ear (microphone dans l'oreille)
- NR** : Noise reduction (réduction du bruit)
- NRR** : Noise reduction rating (indice de réduction du bruit)
- OE** : Occlusion effect (effet d'occlusion)
- PN** : Physiological Noise (bruit physiologique)
- REAT** : Real ear attenuation at threshold (atténuation sonore au seuil de l'audition)
- SNR** : Single Number Rating (valeur d'atténuation globale sur l'ensemble des fréquences d'essai)
- TFOE** : Transfer function of the open ear (fonction de transfert de l'oreille ouverte)