

# 10ème Congrès Français d'Acoustique

Lyon, 12-16 Avril 2010

## Mesure de l'efficacité réelle des bouchons moulés individualisés

Alain Kusy, Jacques Chatillon

Institut National de Recherche et de sécurité, rue du Morvan, CS 60027, 54519 Vandoeuvre Les Nancy Cedex  
{alain.kusy, jacques.chatillon}@inrs.fr

Les protections individuelles contre le bruit sont largement utilisées dans les industries bruyantes. La réglementation européenne relative à la protection des travailleurs exposés au bruit fixe des valeurs limites d'exposition (VLE) qui se définissent protecteurs individuels contre le bruit (PICB) inclus. Par conséquent, la détermination du niveau résiduel sous le protecteur doit tenir compte du niveau de bruit d'exposition et de l'affaiblissement acoustique du PICB.

Or, il est avéré que les affaiblissements des PICB tels qu'ils sont mesurés en laboratoire et affichés par les fabricants sont supérieurs à ceux qui peuvent être évalués in situ. Le niveau résiduel calculé est donc inférieur à la réalité du terrain et la protection du porteur n'est pas toujours assurée.

Une revue de la littérature a montré qu'il existe peu de données concernant les bouchons moulés individualisés (BMI), type de protecteur individuel offrant une réelle personnalisation de la protection, déterminante pour convaincre les salariés de se protéger d'une manière continue pour qu'elle soit efficace.

Une campagne de mesures de l'efficacité in situ de BMI a été menée avec le concours de 63 sujets d'essai portant des BMI dans 9 sites d'activités diverses. Le principe de la technique est fondé sur la mesure différentielle de deux niveaux de pression acoustique à l'aide de deux microphones miniatures : l'un est inséré dans le BMI, côté tympan, l'autre est placé au plus près de l'oreille. L'écart (NR) entre les deux niveaux est considéré comme indicateur de la réduction du bruit obtenue par le port du BMI.

Les résultats confirment un écart entre mesures de laboratoire et mesures in situ, démontrant une surestimation de la protection affichée par les fabricants de BMI.

## 1 Introduction

La réglementation européenne [1] relative à la protection des travailleurs exposés au bruit fixe des valeurs limites d'exposition qui se définissent protecteurs individuels contre le bruit (PICB) inclus. Par conséquent, la détermination de ces valeurs doit tenir compte du niveau de bruit d'exposition et de l'affaiblissement acoustique du PICB. Or, une revue de la littérature [2] montre que les affaiblissements des PICB tels qu'ils sont mesurés en laboratoire selon une méthode normalisée [3] et affichés par les fabricants sont supérieurs à ceux qui peuvent être évalués in situ. Le niveau résiduel calculé est donc inférieur à la réalité du terrain et la protection du porteur n'est pas toujours assurée. Cette revue bibliographique a mis en évidence le peu de données disponibles concernant les PICB de type bouchon moulé individualisé (BMI). L'objectif de cette étude visait à la mise au point d'une méthode d'évaluation des performances réelles in situ des BMI afin de rendre possible l'estimation d'une atténuation réelle.

## 2 Matériel et méthode

Une campagne de mesures de l'efficacité in situ de BMI a été menée avec le concours de trois fabricants de bouchons dans neuf entreprises d'activités variées. Des mesures ont été effectuées, avec enregistrements numériques des données, sur des périodes variant de 1h30 à 2h45, dans les 9 sites, avec un panel validé de 63 salariés, objet d'une observation permanente pendant les enregistrements. Le principe de la technique est fondé sur la mesure différentielle de deux niveaux de pression acoustique à l'aide de deux microphones miniatures : l'un

est inséré dans le BMI et placé à son extrémité côté tympan, l'autre est placé au plus près de l'oreille au-dessus du pavillon comme l'indiquent les figures 1 et 2.

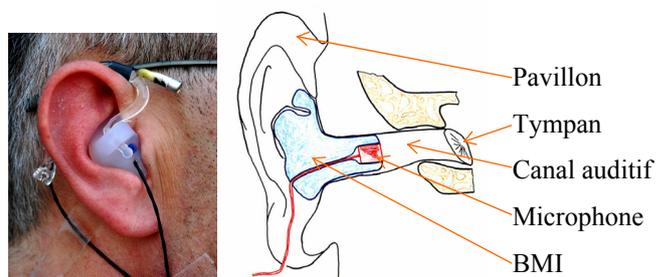


Figure 1 : Oreille équipée des deux microphones et position du microphone dans le BMI

Les capteurs utilisés sont des microphones à électret ① et ④. Ces capteurs délivrent des signaux pré-amplifiés par deux conditionneurs ② puis, acquis dans un enregistreur numérique portable à deux voies ③.



Figure 2 : Chaîne d'acquisition et équipement des sujets d'essai

L'ensemble, très léger et compact ⑤, permet d'équiper le salarié sans nuire à l'accomplissement de sa tâche. L'autonomie de l'enregistreur autorise des durées d'enregistrement proches de 2 heures et demie.

Les différents BMI utilisés (notés BMI1, BMI2 et BMI3) ont été fabriqués sur le même modèle. Sur place, le BMI a été mis en place par l'expérimentateur, maintenu par un tour d'oreille et les câbles de connexion des microphones ont été fixés à l'aide de ruban adhésif, assurant ainsi le maintien de l'ensemble en place pendant la durée complète de l'enregistrement.

### 3 Traitement des données

L'écart entre les deux niveaux est considéré comme indicateur de la réduction du bruit obtenue par le port du BMI. Des traitements complémentaires permettent d'améliorer la précision de cet indicateur pour obtenir un affaiblissement de terrain, afin de le comparer à l'affaiblissement mesuré en laboratoire. Ces traitements sont effectués en trois phases : une mise en forme, une sélection des signaux utiles et un amendement des données.

#### 3.1 Mise en forme

La mise en forme consiste à transformer les fichiers temporels enregistrés in situ en données tabulées par bandes d'un tiers d'octave comprises entre 50 Hz et 10 kHz. Les fichiers sont ainsi constitués d'échantillons contigus de 200 ms (5 spectres par seconde), pour chacune des deux voies. La cohérence avec les VLE exige qu'à ces données soit appliquée la pondération A. La différence globale entre la voie extérieure (niveau  $L_{A,ext}$ ) et la voie intérieure (niveau  $L_{A,int}$ ) correspond à l'atténuation apportée par le port du bouchon. Elle est appelée réduction du bruit pour éviter une confusion avec l'affaiblissement acoustique établi en laboratoire. La réduction du bruit est notée NR (pour Noise Reduction). Ces définitions permettent d'établir l'équation :

$$NR = L_{A,ext} - L_{A,int} \quad (1)$$

L'affaiblissement acoustique établi en laboratoire selon une méthode normalisée est noté REAT (pour Real Ear Attenuation at Threshold)

#### 3.2 Sélection des signaux utiles

La sélection des signaux utiles a permis d'éliminer d'une part les périodes correspondant à des singularités ou phénomènes (cas 1) observés pendant les mesures ainsi que des laps de temps (cas 2) n'ayant pas de rapport direct avec l'accomplissement de la tâche et, d'autre part des artefacts provoqués par la saturation (cas 3), le manque de dynamique des signaux (cas 4) ou les problèmes liés aux bruits physiologiques (cas 5).

Dans tous les cas, l'écart entre les niveaux mesurés par les deux microphones ne reflète ni la réalité du poste de travail ni le niveau du bruit d'exposition.

Pour commencer, un tri des fichiers d'enregistrement a été effectué en tenant compte des notes consignées dans des fiches d'observation.

- Pour les deux premiers cas, les phases correspondant à des pauses ou à des conversations longues ont été éliminées des fichiers.
- Pour le cas 3, les phases de saturation, aisément détectables, ont également été supprimées des fichiers d'enregistrement.

- Dans les cas 4 et 5, les phases perturbées par un manque de dynamique des signaux sont moins évidentes et il est moins aisé de les détecter ; il en est de même pour les bruits physiologiques, consécutifs à une toux, par exemple. La détection peut se faire par l'observation de la cohérence des signaux.

Cette observation donne des indications, fréquence par fréquence, sur la corrélation entre la pression extérieure et la pression intérieure, et par conséquent sur le degré de qualité des signaux. La cohérence moyenne a été observée sur la largeur de la bande de fréquences utile.

$$\overline{C_{xy}} = \frac{1}{f_{max} - f_{min}} \int_{f_{min}}^{f_{max}} C_{xy}(f) df \quad (2)$$

Cette cohérence moyenne est calculée au même rythme que les niveaux de pression (toutes les 200 ms). Il est ainsi possible de la comparer à un seuil pour éliminer les phases pendant lesquelles les signaux présentent une faible corrélation entre eux.

À l'issue de ces traitements, il subsiste des phases d'enregistrement dans lesquelles apparaissent des niveaux de pression extérieurs plus faibles que les niveaux de pression intérieurs correspondants. C'est le cas, en particulier, lors des conversations courtes dont la cohérence reste élevée. L'élimination de ces phases est effective dès que le niveau de pression intérieure ( $L_{A,int}$ ) est supérieur au niveau de pression extérieure ( $L_{A,ext}$ ) augmenté du bruit physiologique de masquage (PN). Ce dernier est prépondérant en basses fréquences : PN = -4 à -2 dB pour les fréquences inférieures à 400 Hz ; PN est nul pour les fréquences supérieures [4].

Les fichiers ont été reconstitués en accolant les unes aux autres les phases conservées.

#### 3.3 Amendement des données

L'amendement des données conduit à la définition d'un pseudo-affaiblissement (pREAT) constitué par une transformation de NR au moyen de termes correctifs. Des travaux (Berger [5], Bockstael [6] et Voix [7]) ont montré que pour asseoir une comparaison réaliste de la NR et de l'affaiblissement acoustique REAT du protecteur, des corrections doivent être appliquées aux niveaux sonores mesurés en tenant compte de divers éléments (la fonction de transfert de l'oreille ouverte, la diffraction du sujet sur la mesure extérieure, l'effet résonateur du conduit auditif occlus, ...)

Le traitement effectué a permis d'appliquer les autres termes correctifs exposés ci-dessus à l'aide d'une équation dérivée de l'équation de Voix [6]:

$$pREAT = NR + \left\{ TFOE + 20 \log_{10} \left( \frac{P}{P_{ref}} \right) + PN \right\} \quad (3)$$

où : - pREAT est le pseudo affaiblissement acoustique reconstitué du PICB ;

- NR est la réduction du bruit apportée par le PICB pendant la mesure in situ ;

- TFOE est la fonction de transfert de l'oreille ouverte, décrite dans la norme ISO 11904-1 [8] qui en indique le spectre chiffré ;

- $20 \log_{10} \left( \frac{p}{p_{ref}} \right)$  est le terme lié à la présence du sujet dans le champ acoustique. Ce terme a été mesuré à l'INRS en chambre réverbérante avec le matériel utilisé in situ ;
- $PN$  compense le bruit physiologique de masquage.

## 4 Résultats

### 4.1 Analyse descriptive des données

Les sites industriels choisis pour la campagne de mesures présentent, figure 3, des postes dont les niveaux de pression acoustique sont compris dans une fourchette allant de 76,1 à 119,8 dB(A) avec une moyenne de 94,7 dB(A).

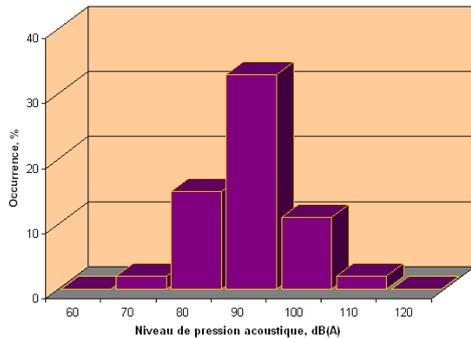


Figure 3 : Niveau d'exposition des postes étudiés

Comme le montre la figure 4, la majorité des postes choisis ont des indices  $L_C-L_A$  compris entre  $-2$  et  $+3$  dB pour des niveaux d'exposition compris entre 85 et 100 dB(A). Une dizaine de postes à prépondérance de basses fréquences présentent un indice  $L_C-L_A$  supérieur à 5 dB ; un parmi ces derniers est remarquable avec un  $L_C-L_A = 9,6$  pour un niveau d'exposition de 108,6 dB(A), conditions dans lesquelles il est particulièrement difficile de protéger les salariés.

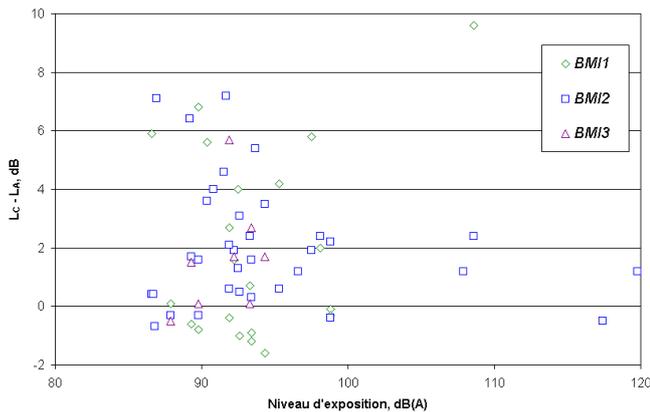


Figure 4 : Niveau d'exposition, fonction du  $L_C-L_A$

### 4.2 Réduction corrigée du bruit

La réduction corrigée du bruit est calculée à l'aide de l'équation (3). Le calcul a été effectué pour 63 sujets. La valeur de pREAT varie de 10,9 à 37,0 dB(A), tous BMI confondus. Les graphes de la figure 5 indiquent les valeurs de pREAT comparées à REAT affichées par les fabricants de BMI

La réduction corrigée du bruit pREAT est globalement inférieure aux REAT affichées par les fabricants ; en

particulier, dans le cas du fabricant du BMI3 pour lequel l'affaiblissement acoustique affiché par le fabricant est notablement différent de l'affaiblissement estimé in situ. Cet écart est probablement attribuable à un défaut de fabrication. Il n'a pas été possible de vérifier cette hypothèse. En revanche, les estimations de pREAT pour les BMI1 et BMI2, soit un peu plus de 87 % des protecteurs testés et validés, semblent être en accord avec des valeurs observées dans la littérature [9, 10].

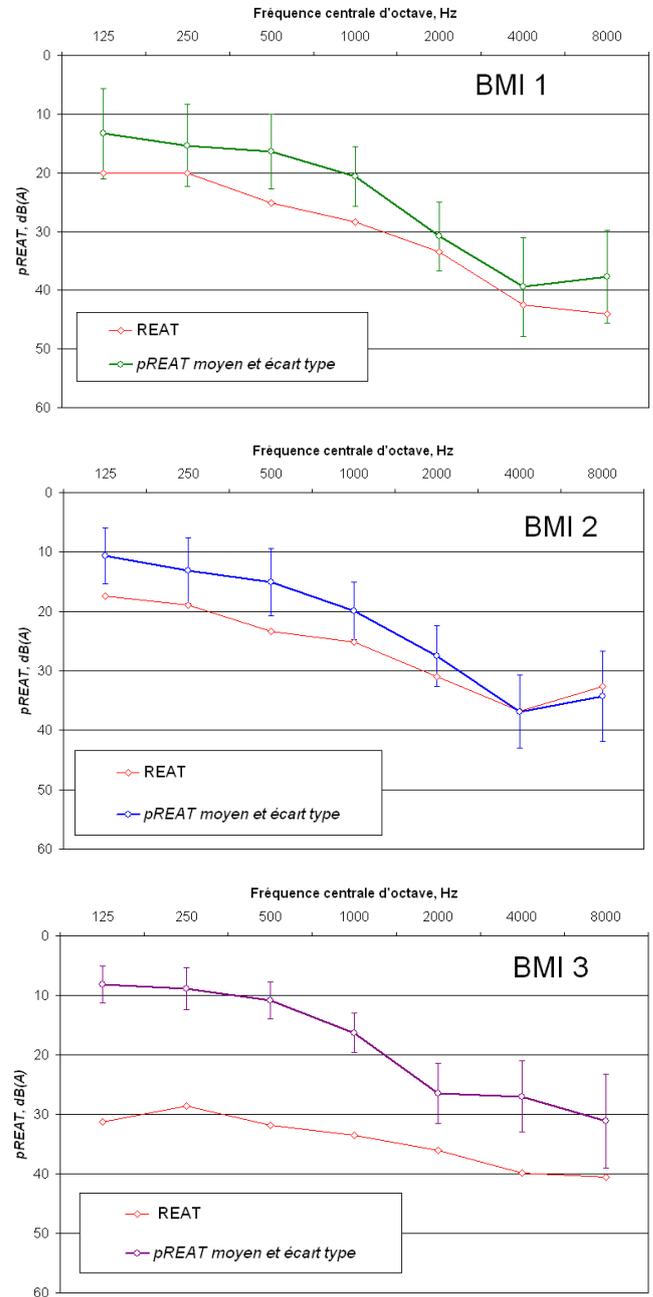


Figure 5 : Réduction corrigée du bruit (pREAT) comparée à l'affaiblissement acoustique établi en laboratoire (REAT) pour les trois BMI

Ces résultats indiquent corrélation, certes faible, entre la pREAT et l'indice  $L_C-L_A$ , mais qui confirme le fait que, quel qu'en soit le type, les bouchons d'oreille affaiblissent mal les basses fréquences.

### 4.3 Effet de la durée de port du BMI

Selon les sujets d'essai, les graphes temporels de la réduction du bruit montrent des variations plus ou moins importantes de cette grandeur. Cependant, l'évolution de la valeur moyenne entre le début et la fin de la mesure n'est jamais significative. L'efficacité du BMI, lorsqu'elle est effective, n'est pas dégradée par la durée de port comme le montre la figure 6.

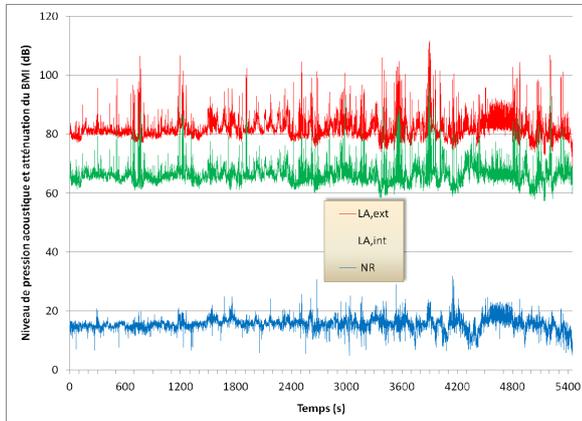


Figure 6 : Evolution temporelle brute de  $L_{A,ext}$  (rouge) et de  $L_{A,int}$  (vert) et de la réduction du bruit (NR) (bleu)

## 5 Discussion et conclusion

Si les valeurs du BMI3 sont exclues (pour manque de fiabilité technique) de notre panel de données, les résultats relatifs aux BMI1 et BMI2 indiquent une assez bonne crédibilité des valeurs d'affaiblissement acoustique affichées par les fabricants dans la partie la plus élevée du spectre, c'est-à-dire les fréquences les plus faciles à amortir. L'écart entre REAT et pREAT est proche de 3 dB, écart acceptable en se référant à l'avertissement contenu en introduction à la norme NF EN ISO 4869-2 [11] et à l'annexe sur l'incertitude de mesurage de l'affaiblissement acoustique de la norme NF EN 24869-1 (méthode de déplacement du seuil d'audition). En revanche, ces résultats confirment le manque d'efficacité des bouchons d'oreille dans les fréquences basses. Pour les fréquences comprises entre 125 et 1000 Hz, l'écart entre REAT et pREAT varie de 5 à 10 dB(A). Ces résultats sont comparables à ceux, peu nombreux, signalés dans notre revue bibliographique [2].

Cette étude fournit des informations qui confirment d'autres déjà publiées. Cependant, quelques points restent provisoirement sans réponse : notamment *a*) le potentiel effet de la présence du microphone miniature dans l'embout du BMI, *b*) la prise en compte de l'effet de résonance amplifiée du conduit occlus, *c*) le nombre limité de fabricants ayant pris part à l'expérimentation peut également être sujet à caution.

Ce dernier point serait aisément réglé pour peu que la publication des présents résultats incite les autres fabricants à comparer la réelle performance de leurs produits à ceux déjà testés.

Il est probable que le fait d'insérer un microphone miniature, élément métallique, dans le composant silicone de l'embout ait un effet sur le comportement acoustique du BMI. Quelle est l'amplitude et à quelles fréquences se produit cet effet ? Peut-il être rapporté aux masses des matières mises en jeu ? Cet effet serait-il si important qu'il nécessite des investigations complémentaires ?

En ce qui concerne l'effet de résonance amplifiée du conduit auditif occlus, l'équation de Voix [6] indique une solution, mais elle est globale. Cette réponse est donc inexploitable dans la configuration de la présente étude. La précision de nos résultats en est probablement affectée sans que nous puissions dire dans quelle mesure.

Pour les BMI, la surestimation de l'affaiblissement acoustique issu de mesures effectuées en laboratoire à l'aide d'une méthode normalisée peut atteindre tout de même 10 dB dans les médiums et les basses fréquences.

## Références

- [1] Décret 2006-892 du 19 juillet 2006, relatif aux prescriptions de sécurité et de santé applicables en cas d'exposition des travailleurs aux risques dus au bruit et modifiant le code du travail (deuxième partie) : Décrets en Conseil d'Etat (JO du 20 juillet 2006)
- [2] Kusy A. Affaiblissement acoustique in situ des protecteurs individuels contre le bruit – Étude bibliographique. HST – Cahiers de notes documentaires - ND 2295. 212 (08), 43-59. (2008)
- [3] Norme NF EN 24869-1 - PICB. Partie 1 : Méthode subjective de mesurage de l'affaiblissement acoustique. Paris - La Défense, AFNOR. (1993)
- [4] Berger E. H.; Kerivan J. E. - Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold. J. Acoust. Soc. Am. 74 (1), 81-94 (1983)
- [5] Berger E. H. Methods of Measuring the Attenuation of Hearing Protection Devices. J. Acoust. Soc. Am. 79 (6), 1655-1687 (1986)
- [6] Bockstael A., de Greve B., Van Renterghem T., Botteldooren D., d'Haenens W., Keppler H., Maes L., Philips B., Swinnen F. et Vinck B. Verifying the Attenuation of Earplugs in situ: Method Validation using artificial Head and numerical Simulations. J. Acoust. Soc. Am. 124 (2), 973-981 (2008)
- [7] Voix J., Laville F. Problématiques associées au développement d'un bouchon d'oreille "intelligent". Pistes, 2005, vol. 7, n° 2. <http://www.pistes.uqam.ca>
- [8] Norme NF EN ISO 11904-1 – Acoustique – Détermination de l'exposition sonore due à des sources sonores placées à proximité de l'oreille. Partie 1 : Technique du microphone placé dans une oreille réelle (technique MIRE). Paris - La Défense, AFNOR, (2002)
- [9] Edwards R. G., Green W.W. Effect of an Improved Hearing Conservation Program on Earplug Performance in the Workplace. Noise Control Engineering Journal. 28 (2), 55-65 (1986)
- [10] Pfeiffer B. H., Kuhn H. D., Specht U., Knipfer C. Schalldämmung von Gehörschützern in der betrieblichen Praxis. BIA, Sankt-Augustin. Rapport 5/89, 1989.
- [11] Norme NF EN ISO 4869-2 - PICB. Partie 2 : Estimation des niveaux de pression acoustique pondérés A en cas d'utilisation de protecteurs individuels contre le bruit. Paris - La Défense, AFNOR, 13 p. (1995)