

ÉVALUATION DE L'AFFAIBLISSEMENT ACOUSTIQUE RÉEL *IN SITU* DES BOUCHONS MOULÉS INDIVIDUALISÉS

Les protecteurs individuels contre le bruit présents sur le marché européen sont soumis à une réglementation stricte. Les fabricants et distributeurs ont l'obligation, entre autres, d'apposer le marquage CE sur le protecteur et de faire connaître leurs valeurs d'affaiblissement acoustique aux utilisateurs.

Il est avéré que ces dernières affichées par les fabricants (VAL) surestiment les valeurs d'affaiblissement acoustique évaluées *in situ* (VAS).

L'objectif premier de l'étude présentée dans cet article réside dans la mise au point d'une relation fondée sur la comparaison des données établies pour les fabricants par des mesures normalisées en laboratoire et des données estimées sur le terrain par une méthode expérimentale. L'application de cette relation assurerait le respect de la réglementation relative à la protection des salariés.

Il existe peu de données relatives aux protecteurs de type bouchon moulé individualisé (BMI). La démarche entreprise consiste à estimer l'atténuation de ce type de protecteurs portés par les utilisateurs, pendant le déroulement de leur tâche. Trois fabricants ont participé à cette démarche ; cette participation impliquait la fabrication de BMI avec insertion d'un microphone miniature. Les mesures ont été effectuées sur 63 salariés dans neuf sites industriels aux activités diverses. L'estimation de la réduction du bruit est obtenue par différence entre le niveau de bruit d'exposition mesuré au plus près de l'oreille du salarié et le niveau de bruit résiduel mesuré sous le protecteur.

Les résultats des mesures effectuées confirment, dans le cas des BMI, la surestimation des VAL par rapport aux VAS. De 3 à 5 dB dans les hautes fréquences, l'écart peut atteindre 8 à 10 dB dans les médiums et dans les basses fréquences. Ces résultats confirment que les BMI sont peu aptes à affaiblir les basses fréquences.

Les prescriptions minimales relatives à la protection des travailleurs exposés au bruit sont définies par la directive 2003/10/CE [1]. Cette directive a été transposée en France par une modification du code du travail consécutive à l'entrée en application du décret 2006-892 du 19 juillet 2006 [2]. Le code du travail indique, outre les seuils d'action de prévention, des valeurs limites d'exposition (VLE). Celles-ci sont fixées à 87 dB(A) pour le niveau d'exposition quotidienne au bruit ($L_{EX,d}$) et à 140 dB(C) pour le niveau de pression acoustique de crête ($L_{p,c}$). Ces limites s'entendent protecteurs individuels contre le bruit (PICB) inclus.

Le respect de la réglementation implique une vérification du niveau de bruit résiduel sous le protecteur (L'_A) compte tenu, d'une part, du niveau de bruit d'exposition au poste de travail (L_A) et, d'autre part, de l'affaiblissement acoustique (REAT)¹ apporté par le port du PICB.

Schématiquement, cette vérification peut être effectuée à partir de la relation suivante :

$$L'_A = L_A - \text{REAT}$$

¹ REAT acronyme anglophone pour "Real Ear Attenuation at Threshold", signifiant approximativement : « Atténuation sur une oreille réelle au seuil d'audition »

- Protecteur oreille
- Bouchon oreille
- Affaiblissement acoustique
- Essai comparatif

► Alain KUSY, INRS, département
Ingénierie des équipements de travail

EVALUATING THE *IN-SITU* ACOUSTIC ATTENUATION OF CUSTOM-MOULDED EARPLUGS

Personal noise protectors on the European market are governed by strict regulations. Manufacturers and distributors have a duty, amongst others, to affix CE marking to all protectors and to inform users of their acoustic attenuation values.

It would appear that these manufacturer-displayed attenuation values (VAL) in fact overestimate the acoustic attenuation values evaluated *in situ* (VAS).

The primary aim of the study described in this paper involves developing a relationship based on comparing data established for manufacturers using standard laboratory measurements and data estimated in the field using an experimental method. Applying this relationship would ensure compliance with regulations concerning employee protection.

There are few data relating to custom-moulded earplug-type protectors (BMI). The in-company operation involves estimating the attenuation of this type of protector worn by users during performance of their work task. Three manufacturers took part in this operation; participation implied manufacturing BMI integrating a miniature microphone. Measurements were taken on 63 employees at nine industrial sites, performing various work activities. The estimated noise reduction was obtained by noting the difference between the exposure noise level measured closest to the employee's ear and the residual noise level measured beneath the protector.

Measurement results confirm overestimation of the VAL values compared with the VAS values for these BMI. This would be 3 to 5 dB for high frequencies, but can reach 8 to 10 dB for medium and low frequencies. These results confirm that BMI are relatively inefficient in attenuating low frequencies.

- Ear protector
- Earplug
- Acoustic attenuation
- Comparison test

Il est avéré que l'affaiblissement acoustique REAT, affiché sur les notices d'utilisation des protecteurs et, réputé maximal dans la norme de mesurage NF EN 24869-1 [3], surestime l'atténuation réelle qui peut être évaluée *in situ*. Par conséquent, le respect de la VLE suppose, lors du calcul du L'_A , la prise en compte de valeurs d'affaiblissement acoustique plus proches de la réalité que celles affichées par les fabricants.

Notre revue bibliographique [4] a mis en évidence les valeurs de l'écart entre l'affaiblissement acoustique affiché par les fabricants (REAT) et celui évalué *in situ* que nous appellerons pseudo REAT (pREAT). Il apparaît cependant que cet écart entre REAT et pREAT est particulièrement mal connu pour les PICB de type bouchons d'oreille moulés individualisés (BMI). La démarche décrite dans le présent article a permis de mettre en œuvre des mesures destinées à évaluer *in situ* un affaiblissement acoustique plus réaliste des BMI pour :

- le comparer à l'affaiblissement acoustique maximal déterminé en laboratoire par les fabricants,

- tenter d'établir une relation entre les deux permettant de déduire l'affaiblissement acoustique réel à partir de l'affaiblissement acoustique maximal, quel que soit le fabricant du BMI.

Cet article décrit les BMI utilisés tels qu'ils ont été instrumentés avant leur mise en œuvre lors d'une campagne de mesures *in situ*, à l'aide d'une méthode connue mais actualisée grâce à une technologie miniaturisée. Il expose également les traitements spécifiques appliqués aux données brutes issues de la campagne de mesures.

METHODOLOGIE

L'affaiblissement acoustique REAT d'un PICB est obtenu subjectivement en laboratoire à l'aide de la méthode dite « de déplacement du seuil d'audition », normalisée et décrite dans la norme NF EN 24869-1. L'affaiblissement acoustique REAT est la différence entre les seuils d'audition mesurés successivement avec et sans protecteur à l'aide de seize sujets d'essai. Les résultats de cette méthode permettent de comparer les performances des PICB entre eux. Elle n'est évidemment pas transposable

in situ car les conditions acoustiques des postes de travail ne sont pas compatibles avec les exigences en matière de signaux et de site d'essai requises par la norme. Des applications dérivées de cette méthode [5 - 9], d'autres fondées sur des mesurages d'exposimétrie [10, 11] ou d'autres encore avec surveillance audiométrique de salariés exposés [12] ont été mises en œuvre *in situ* pour estimer l'atténuation réelle des protecteurs. Cependant, la mise en œuvre de ces méthodes sur le terrain est rendue contraignante par la réalité industrielle à laquelle sont confrontés les expérimentateurs. Ces contraintes (entre autres : espace limité, présence étrangère, appareillages de mesure) peuvent être contournées par la mise en œuvre d'une méthode ambulatoire.

La caractéristique ambulatoire réside dans la possibilité d'effectuer des mesures sur des salariés pendant l'accomplissement normal de leur tâche. Il s'agit donc bien de véritables mesures *in situ* effectuées à l'aide de salariés accomplissant une tâche réelle, sur des sites industriels, dans des environnements sonores présentant des spectres industriels. Les résultats de ces mesures sont tout à fait similaires au niveau de pression acoustique résiduel sous le protecteur qui doit être comparé à la VLE fixée par la réglementation. Dans le cas des bouchons d'oreille, la principale difficulté réside dans la mesure du niveau de bruit sous le protecteur. La méthode adoptée pour estimer la réduction du bruit apportée par le BMI est dérivée

de la méthode décrite dans la norme NF EN ISO 11904 - 1 [13] et dénommée technique MIRE². Cette technique a été mise en œuvre dans diverses configurations en fonction des avancées de la technologie et de la miniaturisation des capteurs et des matériels nécessaires à la mesure du niveau de bruit dans le conduit auditif.

Le principe de cette technique est fondé sur la mesure du niveau de pression acoustique à l'aide d'un microphone miniature (ou d'une sonde microphonique) placé dans le conduit auditif d'un salarié au plus près du tympan. La sonde microphonique est constituée d'un microphone associé à un tube de dimensions connues (diamètre et longueur). Le point de mesure n'est plus la membrane du microphone mais bien l'extrémité du tube. Celui-ci se comporte comme un résonateur d'Helmholtz, modifiant la réponse en fréquence du capteur et, donc, la mesure.

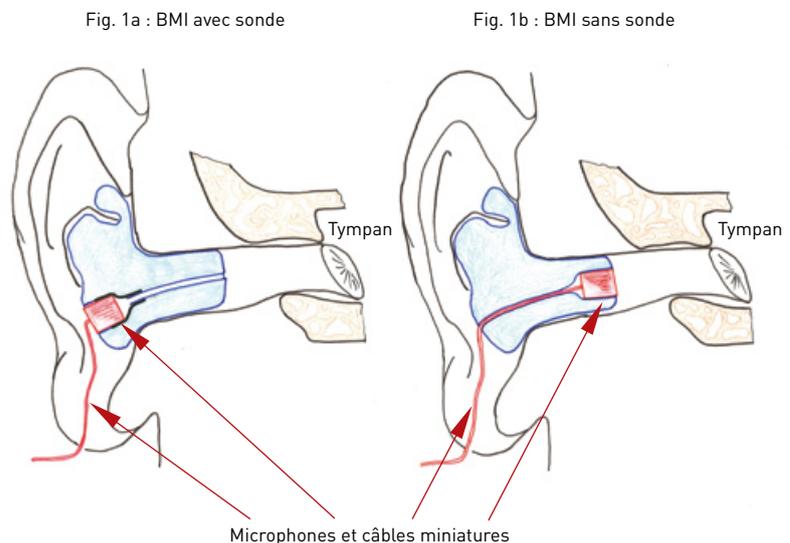
Le niveau extérieur est mesuré et enregistré simultanément à l'aide d'un microphone de même type que celui inséré dans le bouchon.

Il existe deux possibilités d'instrumenter un BMI, illustrées par la *Figure 1*.

¹ MIRE acronyme anglophone pour "Microphone In the Real Ear", signifiant : « microphone dans l'oreille réelle »

FIGURE 1

Technique de mesure : 1a) sonde microphonique, 1b) insertion



Dans les deux cas, l'utilisation de deux microphones (l'un sous le protecteur, l'autre à l'extérieur de l'oreille) implique une correction de la réponse en fréquence de chacun des microphones. Cette réponse peut varier dans le temps.

La première option permet d'utiliser un seul couple de capteurs pour toutes les oreilles. Cependant, elle nécessite en plus une correction de la mesure pour compenser la réponse en fréquence de la sonde. Celle-ci varie fortement en fonction de la longueur de la sonde. Or la longueur de la sonde est fonction de la longueur du conduit auditif et elle est donc différente pour chaque BMI. Cela conduirait à estimer la réponse en fréquence de la sonde pour chaque BMI.

La seconde option permet de s'affranchir de la sonde microphonique et donc de cette correction. Elle oblige, pour des raisons pratiques de connexion des câbles miniatures, à utiliser un microphone pour chaque salarié. Il est cependant aisé de vérifier et de corriger la réponse en fréquence de tous les microphones. Cette option a donc été choisie.

L'estimation de l'efficacité *in situ* est obtenue par différence entre la valeur du niveau de bruit dans le conduit auditif sous le protecteur et la valeur du niveau de bruit extérieur au plus près de l'oreille comme indiqué sur la *Figure 2*. Cependant, ces deux valeurs brutes ne permettent pas de calculer le pREAT directement. Ces valeurs doivent être corrigées en tenant compte de différents paramètres exposés ci-dessous.

LES PROTECTEURS

Trois fabricants de protecteurs ont prêté leur concours aux tests en fournissant des BMI de modèles éprouvés, certifiés conformes à la réglementation (marquage CE) et dont les valeurs REAT sont connues. Ils ont également participé à l'instrumentation des BMI suivant un protocole destiné à insérer, dans l'embout auriculaire, le capteur prévu pour la mesure sous le bouchon.

Tous les BMI utilisés ont été fabriqués selon la même conformation, avec occupation entière de la conque et conservation du crochet supérieur (correspondant à la *cymba conchae*).

FIGURE 2

Bouchon et oreille instrumentés

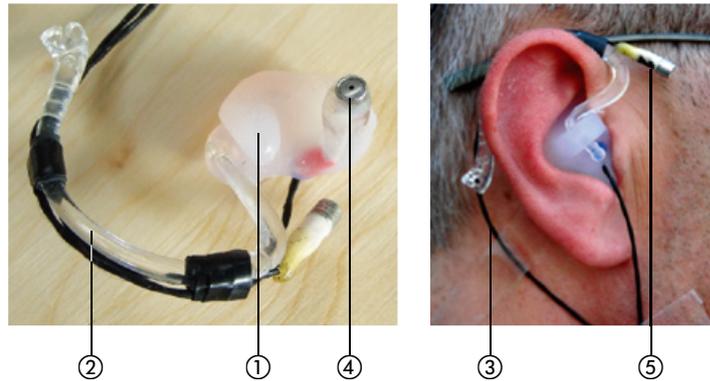
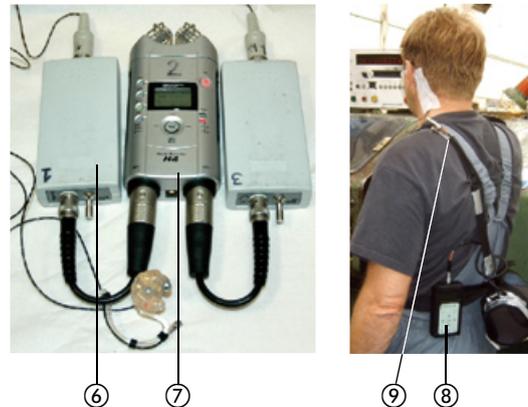


FIGURE 3

Technique de mesure : appareillage



Le BMI ① a été mis en place (cf. *Figure 2*) par l'expérimentateur, maintenu par un tour d'oreille ② et les câbles de connexion ③ des microphones ④ et ⑤ ont été fixés sur la peau du salarié à l'aide de ruban adhésif anti-allergique, assurant ainsi le maintien de l'ensemble en place pendant la durée complète de l'enregistrement.

LA CHAÎNE DE MESURE ET D'ENREGISTREMENT

Les capteurs utilisés sont des microphones à électret. Ces capteurs délivrent des signaux pré-amplifiés par deux conditionneurs ⑥ puis, acquis dans un enregistreur numérique portable à deux voies ⑦ (cf. *Figure 3*). L'ensemble, très léger et compact 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 deux heures et demie.

Préalablement à chaque enregistrement, la chaîne d'acquisition est calibrée.

MISE EN ŒUVRE

Une campagne de mesures a été menée entre mars et juin 2008 avec le concours de trois fabricants de BMI (notés BMI1, BMI2 et BMI3) dans neuf entreprises d'activités variées telles que sidérurgie, forge, métallurgie, chaudronnerie, mécanique, pneumatiques, verrerie. Des mesures ont été effectuées dans les neuf sites sur un panel de 78 salariés (29 BMI1, 41 BMI2 et 8 BMI3).

Les salariés ont été l'objet d'une constante observation pendant la durée totale de l'enregistrement. Leurs faits et gestes ont été notés sur des fiches détaillées, permettant, au dépouillement, d'éliminer les phases de mesures sans rapport direct avec une réelle situation de travail.

Lors de plusieurs séances d'enregistrement (cf. *figure 3*), le niveau de bruit extérieur a été mesuré simultanément à l'aide d'un dosimètre ⑧ dont le microphone ⑨ est placé sur l'épaule du salarié. Cette mesure, effectuée avec du matériel conforme à la norme CEI 61252

[14] et selon une méthode préconisée par le fabricant, permet de contrôler celle effectuée à l'aide du microphone miniature extérieur au plus près de l'oreille.

TRAITEMENT DES DONNEES

Le traitement des données comporte trois phases : une mise en forme, un tri et un amendement des données.

MISE EN FORME

Ce premier traitement permet de transformer des enregistrements temporels en échantillons contigus de 200 ms dans chacune des bandes de tiers d'octave comprises entre 50 Hz et 10 kHz. Cette opération est effectuée pour les deux voies de mesure de la pression acoustique p_{int} et p_{ext} . La pondération A est appliquée à ces valeurs, qui deviennent des niveaux de bruit pondérés A, respectivement $L_{A,int}$ et $L_{A,ext}$. Pour chaque échantillon, la différence entre le niveau de la voie extérieure ($L_{A,ext}$) et le niveau de la voie intérieure ($L_{A,int}$) peut être assimilée à une atténuation apportée par le port du bouchon. Elle est appelée réduction du bruit. Cette appellation évite une confusion avec l'affaiblissement acoustique (REAT) établi en laboratoire selon la méthode normalisée. La réduction du bruit est notée NR (pour Noise Reduction). Ces définitions permettent d'établir l'équation :

$$NR = L_{A,ext} - L_{A,int}$$

SÉLECTION DES SIGNAUX UTILES

Pour des raisons techniques et/ou organisationnelles, 15 fichiers se sont révélés inexploitable. Ils ne sont pas pris en compte dans les résultats de la présente publication. Un tri des fichiers d'enregistrement a été effectué en tenant compte des notes consignées dans les fiches d'observation. Cela a permis d'éliminer en premier lieu les périodes non liées à la tâche. Ensuite, la lecture des données brutes a mis en évidence des anomalies telles que la saturation des capteurs ou le manque de dynamique des capteurs. 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 les deux premiers cas (périodes non liées à la tâche et périodes de saturation des capteurs), très lisibles, les phases d'enregistrement incriminées ont été éliminées des fichiers. Les phases perturbées par un manque de dynamique des capteurs sont moins évidentes et donc moins détectables. Il en est de même pour les bruits intempestifs, consécutifs au comportement physiologique des salariés (une toux, par exemple). Ces cas peuvent être détectés 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. Le nombre d'échantillons à traiter étant trop important (un enregistrement de 2 heures compte 864 000 échantillons), la cohérence moyenne a été observée sur la largeur de la bande de fréquence utile dans sa globalité.

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 lors desquelles apparaissent des niveaux de pression intérieurs plus élevés que les niveaux de pression extérieurs correspondants. Ces phénomènes sont essentiellement provoqués par des bruits physiologiques dont les niveaux de pression sont plus élevés que les niveaux de bruits enregistrés par le microphone extérieur. C'est, en particulier, le cas lors des conversations courtes dont la cohérence reste élevée. L'élimination de ces phases est effective dès que le niveau de pression intérieur ($L_{A,int}$) est supérieur au niveau de pression extérieur ($L_{A,ext}$) 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 [15].

Les fichiers ont été reconstitués en accolant les unes aux autres les phases conservées. Le bilan des données restantes après ces traitements est indiqué dans la *Figure 4* et le *Tableau I*.

FIGURE 4

Répartition des échantillons étudiés en fonction de leur durée

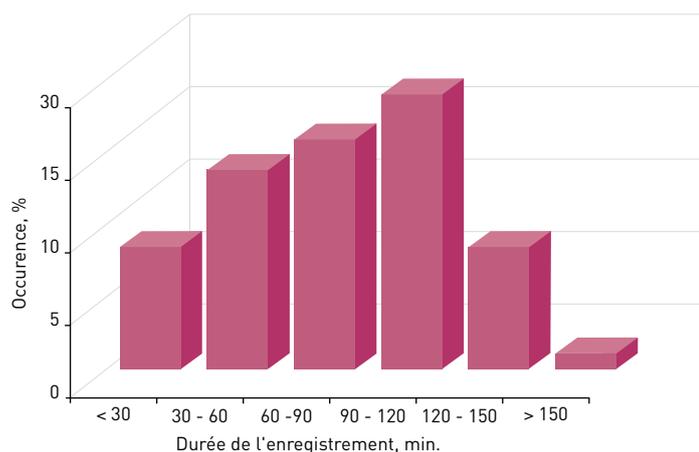


TABLEAU I

Bilan du traitement des données initiales

Données	Nombre de sujets	Durée des enregistrements		
		Totale	Minimale	Maximale
initiales	78	183 h 40	50 min	2 h 50
traitées	63	137 h 30	4 min	2 h 33

AMENDEMENT DES DONNÉES

Le pseudo-affaiblissement pREAT est constitué d'un amendement de NR au moyen de termes correctifs. Les travaux récents de Bockstael [16] et Voix [17] ont montré que, pour asseoir une comparaison réaliste entre la NR et l'affaiblissement acoustique REAT du protecteur, des corrections doivent être appliquées aux niveaux sonores mesurés en tenant compte des termes suivants :

- la fonction de transfert de l'oreille ouverte,
- l'effet de résonateur du tube de la sonde microphonique,
- l'effet de résonateur de la partie du conduit auditif comprise entre le bouchon et le tympan (conduit occlus),
- le bruit physiologique de masquage,
- la modification acoustique du bouchon par la présence de l'insert,
- l'effet produit sur le champ acoustique d'exposition par la présence du sujet dans ce champ acoustique.

Certains de ces effets sont connus et quantifiés. D'autres, en revanche, sont négligés sans qu'ils n'aient été mesurés avec précision ou parce qu'ils n'interviennent pas dans notre méthode. C'est le cas de :

- l'effet dû à l'insertion du microphone miniature dans l'embout,
- la résonance du conduit compris entre l'embout et le tympan,
- la résonance de la sonde.

Ces trois effets n'ont pas été pris en compte dans l'amendement des données.

Le traitement effectué a permis d'appliquer les autres termes correctifs exposés ci-dessus à l'aide d'une équation similaire à celle de Voix.

RESULTATS

MESURE DU NIVEAU EXTÉRIEUR

La comparaison entre la mesure *in situ* obtenue avec le microphone extérieur et la mesure obtenue avec le microphone du dosimètre montre un écart faible, compris entre $-1,7$ et $+1,1$ dB avec une moyenne proche de $-0,7$ dB.

FIGURE 5

Niveau d'exposition des postes étudiés

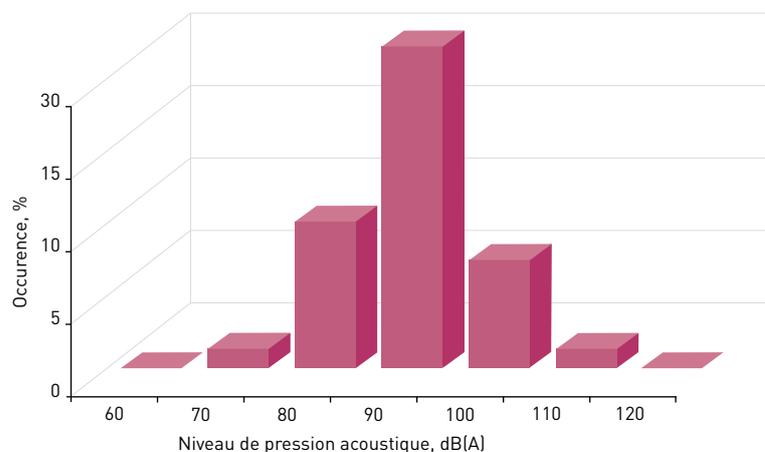
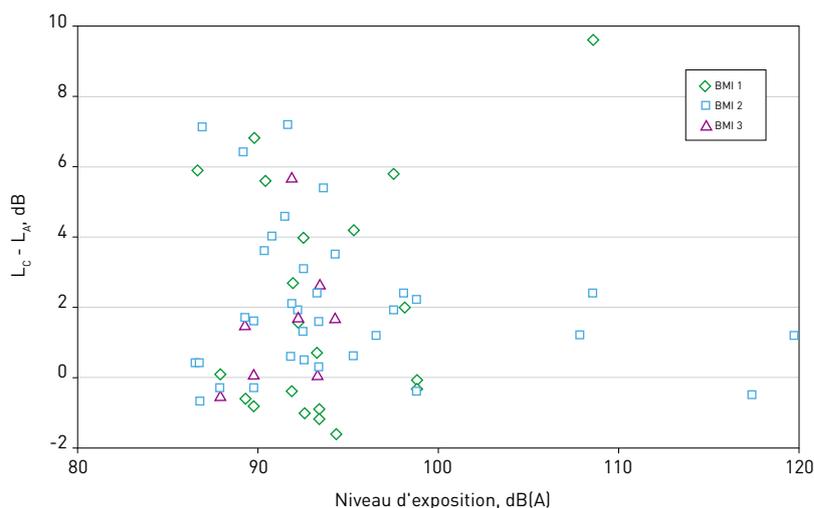


FIGURE 6

Niveau d'exposition en fonction de l'indice $L_C - L_A$



EFFET DE LA DURÉE DE PORT DU BMI

Selon les salariés, les graphes temporels de la réduction du bruit montrent des variations plus ou moins importantes de ce paramètre. 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.

ANALYSE DESCRIPTIVE DES DONNÉES

Niveaux d'exposition

Les sites industriels choisis pour la campagne de mesures présentent 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) comme l'indique la Figure 5.

Spectres d'exposition

La Figure 6 montre qu'une forte 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). L'indice $L_C - L_A$, différence entre un niveau d'exposition pondéré C et le même niveau d'exposition pondéré A est un indicateur de la tonalité de ce bruit d'exposition : plus il est élevé, plus le bruit est à prépondérance de basses fréquences. Il est difficile de s'en protéger avec un PICB. 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 indice $L_C-L_A = 9,6$ pour un niveau d'exposition de 108,6 dB(A), conditions dans lesquelles il est particulièrement difficile de protéger les salariés.

Réduction corrigée du bruit, pREAT

Le calcul de la réduction corrigée du bruit a été effectué pour 63 sujets. La valeur de pREAT varie de 10,9 à 37,0 dB(A), tous BMI confondus. Les valeurs de pREAT comparées à REAT affichées par les fabricants de BMI sont détaillées Figure 7.

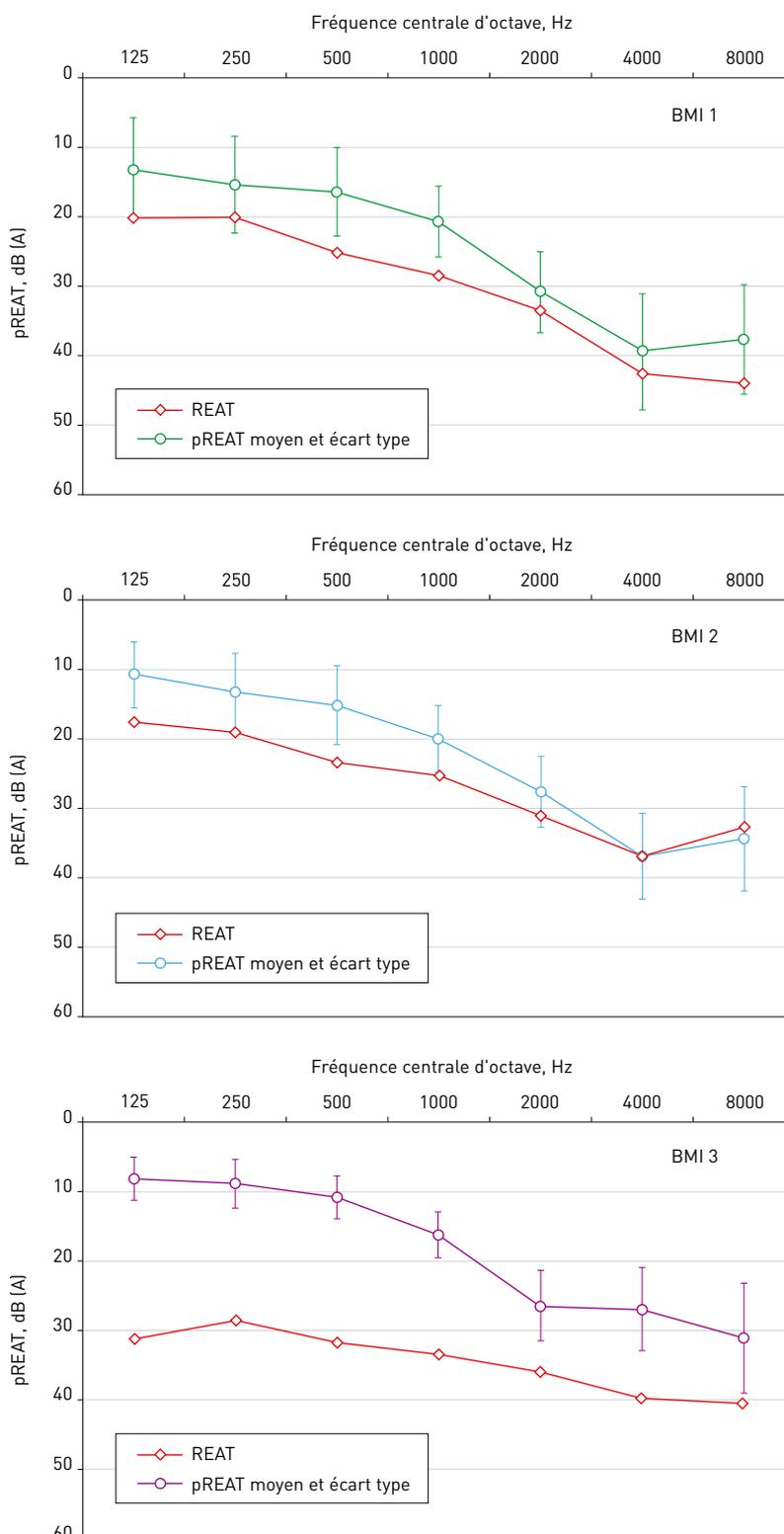
DISCUSSION ET CONCLUSIONS

Une très large proportion des réductions corrigées du bruit pREAT est globalement inférieure aux REAT affichées par les fabricants, avec une importance particulière pour le BMI3. Dans ce dernier cas, l'affaiblissement acoustique affiché par le fabricant est notablement différent de l'affaiblissement estimé *in situ*. En revanche, les estimations de pREAT pour les BMI1 et BMI2, soit un peu plus de 87 % des protecteurs testés, semblent converger vers des valeurs déjà observées lors de précédentes études [9, 18]. L'analyse des données montre une corrélation entre pREAT et l'indice L_C-L_A , comme en témoigne la Figure 8. Cela confirme le fait que, quel qu'en soit leur type, les bouchons d'oreille affaiblissent mal les basses fréquences.

Compte tenu des doutes à lever sur la fabrication du BMI3, si l'on ne considère que les BMI 1 et 2, ces résultats indiquent une assez bonne fiabilité 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'annexe sur l'incertitude de mesurage de l'affaiblissement acoustique de la norme NF EN 24869-1 [3] et à l'avertissement contenu en introduction à la norme NF EN ISO 4869-2 [19]. En revanche, ces résultats confirment le manque d'efficacité des bouchons d'oreille dans les fréquences basses, conséquence prin-

FIGURE 7

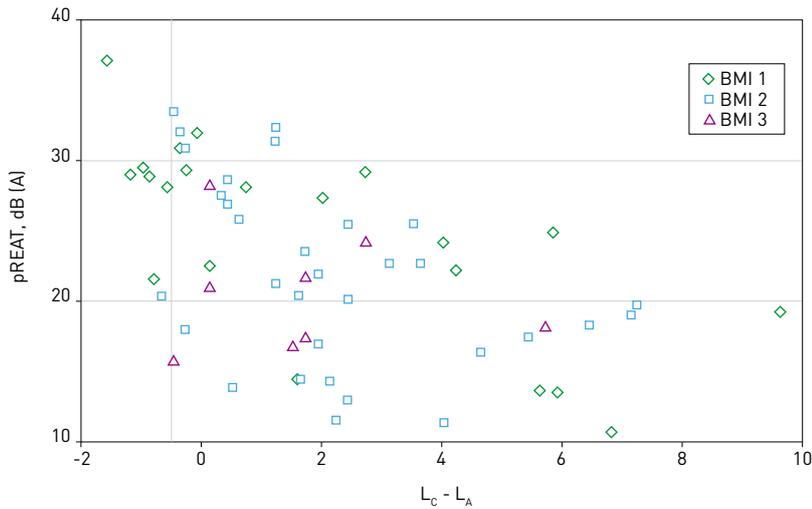
Réduction corrigée du bruit (pREAT) comparée à l'affaiblissement acoustique établi en laboratoire (REAT) pour les trois BMI



cipale de l'effet d'occlusion et du bruit physiologique de masquage liés à l'application de la méthode de déplacement du seuil d'audition. Pour les fréquences comprises entre 125 et 1 000 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 [4].

FIGURE 8

Réduction corrigée du bruit en fonction de l'indice $L_C - L_A$ 

Ces résultats sont rassurants qu'ils soient sur les performances des BMI *in situ* ne doivent pas nous induire en erreur sur leurs réelles performances. Cette étude a été conduite sur la base de paramètres maîtrisés : caractéristiques dimensionnelles des bouchons, mise en place par l'expérimentateur, fixation des BMI par un tour d'oreille et des bandes adhésives, évitant la transmission solide de bruit par les câbles miniatures. Toutes ces précautions opératoires, visant une bonne reproductibilité de la mise en œuvre des mesures, améliorent l'efficacité des protecteurs, comparée à celle obtenue dans les conditions de la pratique industrielle. En effet, dans le but d'améliorer le confort des utilisateurs pendant le port des protecteurs, les fabricants de BMI tendent de plus en plus à réduire le volume (et donc la masse) des bouchons par rapport à l'espace disponible dans la conque du porteur. Cette réduction de masse

induit, d'une part, une diminution de l'atténuation et, d'autre part, une perte de la surface de contact entre la peau et le bouchon au détriment du maintien du BMI et de l'étanchéité de l'embout dans le conduit auditif. Cette réduction importante du volume des bouchons peut également induire des risques d'erreur de la part du porteur lors de la mise en place du bouchon, l'asymétrie entre les deux bouchons étant moins évidente lorsque le crochet est supprimé.

Cet argument, associé à d'autres (qualité de la prise d'empreinte, reproductibilité de fabrication, qualité des différentes résines utilisées, durée de vie) nous porte à croire que nos résultats sont plutôt avantageux pour les vraies performances des BMI sur le terrain.

Le principe de la personnalisation de la protection ne peut être remis en cause. Les résultats de cette étude montrent que

les BMI sont des protecteurs contre le bruit efficaces à la condition d'en maîtriser tous les stades de fabrication et d'en assurer le maintien en place pendant toute la durée d'exposition. La revue bibliographique [4] a montré qu'ils apportent une protection moins aléatoire que les autres types de bouchons avec des écarts faibles entre REAT et pREAT.

Il n'en reste pas moins vrai que les valeurs d'affaiblissement acoustique issues de mesures effectuées en laboratoire par une méthode normalisée surestiment leur réelle efficacité *in situ*. Si la protection semble assurée dans les fréquences au-delà de 1 000 Hz pour une mise en place maîtrisée et un port continu du bouchon, la surestimation de l'efficacité dans les médiums et les basses fréquences peut tout de même atteindre 10 dB(A).

La mise en œuvre de la méthode expérimentée lors de la présente étude a permis la collecte d'un volume conséquent de données. L'analyse de ces données peut être approfondie. En particulier, le découpage des enregistrements en événements de courte durée permettrait d'affiner les résultats en hiérarchisant les paramètres les plus significatifs.

Compte tenu de ces constatations, il serait possible d'établir une relation entre REAT et pREAT sous la condition que les données connues soient exprimées en bandes d'octave. Cependant, les résultats de cette étude ne sont fondés que sur les BMI de trois fabricants. Il est donc prématuré d'en donner une version concrète et chiffrée. Ce dernier point mérite des investigations complémentaires.

Reçu le : 10/02/2010

Accepté le : 29/06/2010

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Directive 2003/10/CE du Parlement Européen et du Conseil du 6 février 2003 concernant les prescriptions minimales de sécurité et de santé relatives à l'exposition des travailleurs aux risques dus aux agents physiques (bruit). Journal officiel des Communautés européennes du 15 février 2003 n° L 42/38-44.
- [2] 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)
- [3] Norme NF EN 24869-1:1993 - Protecteurs individuels contre le bruit. Partie 1 : Méthode subjective de mesurage de l'affaiblissement acoustique. Paris - La Défense, AFNOR, février 1993.
- [4] KUSY A. Affaiblissement acoustique in situ des protecteurs individuels contre le bruit - Étude bibliographique. Hygiène et sécurité du travail - 3ème trimestre 2008 - ND 2295 - 212 - 08, p. 43-59. Cette note documentaire peut être téléchargée sur le site www.hst.fr sous la référence ND 2295
- [5] PADILLA M. Ear Plug Performance in Industrial Field Conditions. Journal of Sound and Vibration, 1976, vol. 10, n° 5, p. 33-36.
- [6] EDWARDS R. G., HAUSER W. P., MOISEEV N. A., BRODERSON A. B., GREEN W.W. Effectiveness of Earplugs as Worn in the Workplace. Journal of Sound and Vibration, 1978, vol. 12, n° 1, p. 12-42.
- [7] BEHAR A. Field Evaluation of Hearing Protectors. Noise Control Engineering Journal, 1985, vol. 24, n° 1, p.13-18.
- [8] HEMPSTOCK T. I., Hill E. The Attenuations of some Hearing Protectors as Use in the Workplace. Annals of Occupational Hygiene, 1990, vol. 34, n° 5, p. 453-470.
- [9] PFEIFFER B. H., KUHN H. D., SPECHT U., KNIPFER C. Schalldämmung von Gehörschützern in der betrieblichen Praxis. Sankt-Augustin : Berufsgenossenschaftliches Institut für Arbeitssicherheit, Rapport 5/89, 1989.
- [10] GOFF R. J., BLANK W. J. A Field Evaluation of Muff-Type Hearing Protection Devices. Sound & Vibration, 1984, vol. 18, n° 10, p. 16-22.
- [11] CHUNG D. Y., HARDIE R., GANNON R. P. The Performance of Circumaural Hearing Protectors by Dosimetry. Journal of Occupational Medicine, 1983, vol. 25, n° 9, p. 679-682.
- [12] ROYSTER L. H., ROYSTER J. D., CECICH T. F. An Evaluation of the Effectiveness of Three Hearing Protection Devices at an Industrial Facility with a Time Weighted Average of 107 dB. Journal of the Acoustical Society of America, 1984, vol. 76, n° 2, p. 485 497.
- [13] Norme NF EN ISO 11904-1:2002 - 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.
- [14] Norme CEI 61252:2002 - Electroacoustique - Spécifications des exposimètres acoustiques individuels. Genève - IEC - mars 2002, 13 p.
- [15] BERGER E. H., KERIVAN J. E. - Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold. Journal of the Acoustical Society of America. 1983, Vol 74, n°1, pp. 81-94.
- [16] BOCKSTAEEL 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. Journal of the Acoustical Society of America, 2008, vol. 124, n° 2, p. 973 981.
- [17] 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>
- [18] EDWARDS R. G., BRODERSON A. B., GREEN W.W., LEMPERS B. L. A Second Study of the Effectiveness of Earplugs as Worn in the Workplace. Noise Control Engineering Journal, 1983, vol. 20, n° 1, p. 6-15.
- [19] Norme NF EN ISO 4869-2:1995 - 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. Paris - La Défense, AFNOR, août 1995, 13 p.