

Paupières d'oreilles

Tome I : Protection auditive et technologies otiques

Sous la direction de Jérémie Voix



Bibliotech
collaborer apprendre innover

PAUPIÈRES D'OREILLES - TOME I

Protection auditive et technologies otiques

JÉRÉMIE VOIX; ELLIOTT H. BERGER; ET PEGEEN SMITH

École de technologie supérieure

Montréal



Paupières d'oreilles - Tome I Copyright © 2023 by Jérémie Voix et Elliott H. Berger pour l'ensemble des chapitres du Tome I ainsi que Pegeen Smith pour le chapitre "Les tests d'ajustement des protecteurs auditifs" is licensed under a Licence Creative Commons Attribution - Pas d'utilisation commerciale - Pas de modification 4.0 International, except where otherwise noted.

Une entente est intervenue en 2022 entre le professeur Jérémie Voix et l'*American Industrial Hygiene Association* (AIHA) pour la traduction en français, l'adaptation et la modification du Chapitre 11 ("Hearing Protection Devices" par Elliott H. Berger et Jérémie Voix) ainsi que du Chapitre 12 ("Field Fit-Testing and Attenuation-Estimation Procedures" par Jérémie Voix, Pegeen Smith et Elliott H. Berger) rédigés pour la 6e édition du « *Noise Manual* » (ISBN: 978-1-950286-07-2) et afin d'en permettre la diffusion libre avec Attribution – Pas d'Utilisation Commerciale – Pas de Modification 4.0 International (CC BY-NC-ND 4.0).

DÉPÔT LÉGAL

Bibliothèque et Archives nationales du Québec, 2023

Bibliothèque et Archives Canada, 2023

NUMÉRO INTERNATIONAL NORMALISÉ DU LIVRE – ISBN

Selon le Guide sur l'utilisation de l'ISBN de *Bibliothèque et archives nationales du Québec*, un ouvrage publié en plusieurs volumes pouvant être vendus ou distribués séparément doit se voir attribuer un ISBN pour l'ensemble et un ISBN différent pour chacun des volumes de cet ensemble. On mettra au verso de la page de titre de chaque volume l'ISBN désignant l'ensemble de la publication suivi de l'ISBN spécifique à chaque volume. Ainsi, pour ce Tome 1 de *Paupières d'oreilles*, on insérera l'inscription suivante :

- ISBN 978-2-921145-95-4 (ensemble des tomes numériques)
- ISBN 978-2-921145-91-6 (Tome 1 numérique)
- ISBN 978-2-925481-00-3 (ensemble des tomes papier)
- ISBN 978-2-925481-01-0 (Tome 1 papier)

TABLE DES MATIÈRES

Préface	Jérémie Voix	ix
<i>Tome I</i>		ix
<i>Tome II</i>		x
<i>Tomes à venir</i>		x
Lexique anglais-français et acronymes utilisés	Jérémie Voix	xi
Mise en contexte	Jérémie Voix	1
<i>Le bruit industriel : un fléau mondial</i>		1
<i>La protection individuelle, seule solution économique à court terme</i>		2
Références		5
Crédits illustrations		7
Liste des figures		viii
<i>Tome I</i>		viii
Liste des tableaux		xiii
<i>Tome I</i>		xiii
Comment citer cet ouvrage?	Jérémie Voix	xiv
NOTICE BIBLIOGRAPHIQUE ET CITATION DE CET OUVRAGE		xiv
Dépôt légal		xv
Numéro international normalisé du livre – ISBN		xv
PARTIE I. TOME I : PROTECTION AUDITIVE ET TECHNOLOGIES OTIQUES		
1. Introduction		19
Elliott H. Berger et Jérémie Voix		
<i>Choisir le bon protecteur auditif</i>		19
<i>Taux d'utilisation des PIBs et efficacité du programme de prévention des pertes auditives</i>		21
Références		23

2.	Types et caractéristiques des PIBs	25
	Elliott H. Berger et Jérémie Voix	
	<i>Bouchons d'oreilles</i>	25
	<i>Serre-tête antibruit</i>	37
	<i>Casque intégral</i>	41
	<i>Références</i>	41
3.	Mécanismes et limites de l'atténuation des PIBs	43
	Elliott H. Berger et Jérémie Voix	
	<i>Fuites d'air</i>	44
	<i>Oscillation du PIB</i>	45
	<i>Transmission structurelle à travers le PIB</i>	45
	<i>Conduction osseuse et tissulaire</i>	45
	<i>Références</i>	48
4.	Ajustement et émission des PIBs	49
	Elliott H. Berger et Jérémie Voix	
	<i>Entraînement individuel et en groupe</i>	49
	<i>Examen initial de l'oreille et hygiène PIB</i>	50
	<i>Conseils pour l'ajustement des protecteurs auditifs</i>	51
	<i>Conseils de montage pour les serre-têtes antibruits</i>	64
	<i>Sabotage des PIBs</i>	67
	<i>Références</i>	67
5.	Mesure de l'atténuation des PIBs	70
	Elliott H. Berger et Jérémie Voix	
	<i>Procédures de mesure d'atténuation de laboratoire</i>	70
	<i>Procédures de mesure d'atténuation terrain</i>	75
	<i>Références</i>	76
6.	Les tests d'ajustement des PIBs	80
	Jérémie Voix; Pegeen Smith; et Elliott H. Berger	
	<i>Introduction</i>	80
	<i>Qu'est-ce que le test d'ajustement?</i>	81
	<i>Utilisation des tests d'ajustement de PIBs en milieu industriel</i>	100
	<i>Références</i>	119

7.	Caractéristiques d'atténuation des PIBs	126
	Elliott H. Berger et Jérémie Voix	
	<i>Atténuation optimale</i>	126
	<i>Atténuation terrain</i>	129
	<i>Temps de port</i>	134
	<i>Double protection</i>	135
	<i>Infrasons / Ultrasons</i>	136
	<i>Bruit impulsifs et bruit d'arme à feu</i>	137
	<i>Références</i>	140
8.	Utilisation des données d'affaiblissement pour estimer la protection	144
	Elliott H. Berger et Jérémie Voix	
	<i>Mesure par bande d'octave</i>	144
	<i>Indice de réduction du bruit</i>	146
	<i>Comparaison des estimations par OB et NRR</i>	147
	<i>Statistique de réduction de niveau du bruit</i>	148
	<i>Autres systèmes de notation</i>	149
	<i>Déclassement de l'affaiblissement des PIBs</i>	151
	<i>Utilisation de données individuelles – Indice affaiblissement personnel (PAR)</i>	154
	<i>Références</i>	154
9.	Effets des PIBs sur la perception auditive et la production de la parole	157
	Elliott H. Berger et Jérémie Voix	
	<i>Compréhension de la parole</i>	157
	<i>Production de la parole</i>	160
	<i>Perception des alarmes et indicateurs sonores</i>	161
	<i>Perception naturelle des sons ambiants</i>	163
	<i>Remarques générales</i>	165
	<i>Références</i>	166

10.	PIBs spécialisés et autres appareils qui bloquent le son à l'oreille	170
	Elliott H. Berger et Jérémie Voix	
	<i>Protecteurs auditifs passifs</i>	170
	<i>Protecteurs auditifs actifs</i>	173
	<i>Prothèses auditives et implants cochléaires</i>	178
	<i>Écouteurs récréatifs</i>	180
	<i>Références</i>	182
11.	Normes, règlements et documents connexes des PIBs	187
	Elliott H. Berger et Jérémie Voix	
	<i>Normes aux États-Unis</i>	187
	<i>Normes internationales</i>	189
	<i>Références</i>	190
12.	Recommandations	192
	Elliott H. Berger et Jérémie Voix	
	<i>Références</i>	193

PRÉFACE

JÉRÉMIE VOIX

Alors qu'au Québec, les cas de surdité professionnelle sont en constante croissance ces dernières décennies, les protecteurs auditifs individuels contre le bruit restent sous-utilisés en industrie, ce qui diminue d'autant leur efficacité à prévenir la perte auditive causée par le bruit. En effet, la législation sur la santé et la sécurité au travail du Québec – comme beaucoup d'autres ailleurs- priorise les mesures de contrôle du bruit à la source en ne proposant la protection individuelle des personnes qu'en ultime recours. Bien que justifiée du point de vue de la protection collective des personnes, cette position a eu tendance, au fil du temps, à dévaloriser l'usage des protecteurs auditifs, ce qui a limité, par la même occasion, leur inclusion dans les programmes d'enseignement et, de ce fait, la diffusion des connaissances relatives aux meilleures pratiques applicables aux programmes de prévention des pertes auditives en industrie.

Pourtant, avec l'avènement des protecteurs auditifs numériques et l'apparition récente de produits électroniques grand public combinant protection auditive, prothèse auditive et communication téléphonique au sein d'un même dispositif auriculaire, les protecteurs auditifs représentent plus que jamais une solution possible pour endiguer le fléau mondial de la surdité, tant professionnelle que liée aux activités récréatives bruyantes. Selon l'OMS ce sont actuellement au total plus de 1.1 milliard de **Personnes exposées** à des niveaux de bruit excessifs qui risquent de perdre l'audition.

Cet ouvrage collectif tend à remédier à cette lacune dans la diffusion des connaissances actuelles en abordant l'ensemble des aspects de la protection auditive sous forme d'une série de plusieurs tomes, de complexité croissante, allant des conseils généraux d'utilisation courante jusqu'aux enjeux des recherches scientifiques en cours.

TOME I

Adapté par l'un des auteurs de plusieurs chapitres de l'ouvrage de référence "Noise Manual" utilisé aux É.-U. pour la certification des hygiénistes industriels **CAOHC** (Council for Accreditation in Occupational Hearing Conservation), le premier tome de cet ouvrage aborde l'ensemble des aspects propres aux protecteurs auditifs, depuis leur sélection adéquate en fonction du type d'exposition sonore jusqu'à la mesure de leur performance effective terrain, en passant par la revue de tous les inconvénients connus et de leurs possibles palliatifs. Il aborde aussi les autres technologies, dites otiques, liées à l'oreille. Enfin ce tome est écrit dans une perspective nord-américaine incluant donc -en français- les plus récentes références scientifiques américaines, canadiennes et québécoises disponibles.

Le Tome I de cet ouvrage trouve ainsi sa place entre les mains de tous les hygiénistes, industriels, médecins du travail, responsables santé, sécurité au travail, législateurs et preneurs de décisions, en quête de réponses simples au problème complexe du bon usage des protecteurs auditifs dans leur lutte quotidienne pour la préservation d'un des plus complexes et fragiles de nos cinq sens.

TOME II

Le Tome II porte sur la modélisation du comportement acoustique de l'oreille externe occluse par un protecteur auditif. Il discute en premier lieu des avantages et inconvénients des différents types de modèles, allant du plus simple au plus sophistiqué. Dans un deuxième temps, l'emphasis est mise sur l'utilisation de modèles numériques basés sur la méthode des éléments finis. Les étapes de modélisation pour l'oreille externe occluse par des protecteurs auditifs sont décrites pas à pas et des exemples de comparaison entre mesures et calculs pour différents types de protection auditive sont fournis. Enfin les défis associés à la modélisation et des pistes de recherche pour y répondre sont abordés. Il s'adresse aux chercheurs, étudiants et ingénieurs qui veulent approfondir leurs connaissances sur la façon de modéliser et comprendre le comportement acoustique de l'oreille externe occluse par un protecteur auditif.

TOMES À VENIR

Co-écrits par plusieurs chercheur.e.s francophones, ces tomes supplémentaires sont en cours d'écriture et présentent les activités de recherche relatives à la protection auditive individuelle ayant cours, respectivement au Québec et en France, au Canada et dans le reste du monde.

Ces tomes sont écrits à l'intention de lecteurs avisés, étudiantes, chercheurs académiques et industriels et présentent les grands enjeux de recherche actuels en matière de protection auditive et les possibles retombées à moyen terme sur les protecteurs.

- Le Tome III portera sur le confort des protecteurs auditifs, les protecteurs et la communication dans le bruit ou encore les nouveaux tests objectifs des protecteurs auditifs.
- Le Tome IV présentera les récents développements de technologies intra-auriculaires conçues pour tirer parti de l'oreille humaine au-delà de l'audition et proposer une véritable « oreille bionique » combinant de nombreuses fonctionnalités, depuis la protection auditive intelligente jusqu'à la capture des ondes cérébrales pour la réalisation d'interfaces cerveau-machine (« Brain Computer Interfaces »).

LEXIQUE ANGLAIS-FRANÇAIS ET ACRONYMES UTILISÉS

JÉRÉMIE VOIX

Tous les acronymes utilisés dans cet ouvrage sont présentés dans le tableau ci-dessous. Parfois les acronymes sont conservés, par habitude des auteurs, dans leur version anglaise dans le reste de cet ouvrage. Dans tous les cas, la version préférée et utilisée dans l'ouvrage est indiquée **en gras** dans le tableau.

Terme en anglais	Acronyme anglais, unité ou variable	Terme en français (source)	Acronyme français, unité ou variable
A-weighted sound level	dBA	Niveau de pression acoustique pondéré A (Z94.2)	dBA
Acoustical Society of America	ASA	Acoustical Society of America	ASA
Acoustical test fixture	ATF	Montage d'essai acoustique (Z94.2) ou simulateur de tête et de torse (ISO 4869)	STET
Active noise reduction hearing protection device	ANR	Réduction active du bruit (RAB) (Z94.2)	RAB
Active hearing protection device		Protecteur auditif actif (Z94.2)	
Adjustable-attenuation protector		Protecteur à affaiblissement réglable (Z94.2)	
Amplitude-sensitive or level-dependent protector		Protecteur à affaiblissement sensible à l'amplitude ou en fonction du niveau (Z94.2)	
American National Standards Institute	ANSI	American National Standards Institute	ANSI
Application force		Force exercée par l'arceau (ISO/DIS 4869-1)	
Auditory Risk Unit	ARU		
Auditory Wearables		Dispositif auditif connecté ou « Dispauditifs »	
Automatic Volume Control	AVC	Commande de volume automatique	CVA
Assumed protection value	APV	Valeur de protection prévue (Z94.2)	VPP
Attenuation at frequency extremes		Affaiblissement aux fréquences extrêmes (Z94.2)	

Attenuation measurement		Mesure de l'affaiblissement acoustique (Z94.2)
Audiometric booth		Cabine audiométrique
Bone Conduction	BC	L'ostéophonie (conduction osseuse) (Wikipedia)
C-weighted sound level, dBC, in decibels	dBC	Niveau de pression acoustique pondéré C, dBC, en decibels dBC (Z94.2)
Council for Accreditation in Occupational Hearing Conservation	CAOHC	
Communication headset		Serre-tête antibruit d'écoute
Concha		Conque
Cochlea		Cochlée
Cushion		Coussinet
Custom earplug		Bouchon sur mesure
Damage Risk Criteria	DRC	
Earcanal		Conduit auditif
Earcup		Coquille
Earmuff		Serre-tête antibruit (Z94.2) ou <i>casque antibruit</i> (courant en France) ou Coquilles antibruit (courant au Québec)
Earpiece		Oreillette
Earplug		Bouchon d'oreille (Z94.2)

Equivalent A-weighted sound level	L_{A,eq}	Niveau de pression acoustique pondéré A équivalent (Z94.2)	L _{A,eq}
Exchange rate		Taux d'échange (Z94.2)	
Experimenter-fit real-ear attenuation		Affaiblissement acoustique ajusté pour l'expérimentateur (Z94.2)	
Field Attenuation Estimation System	FAES	Système d'estimation de l'affaiblissement en conditions réelles (Z94.2) ou <i>système de test d'ajustement</i> dans cet ouvrage	
Field testing		Mesures terrain	
Fit test / Fit-testing		Test d'ajustement	
Flat attenuation		Affaiblissement linéaire (Z94.2) ou <i>Affaiblissement uniforme</i> dans ce ouvrage	
Frequency-sensitive protector		Protecteur sensible à certaines fréquences (Z94.2)	
Headband		Arceau de serre-tête	
Hearing level (of a pure tone)		Niveau d'audition (d'un son pur) (ISO/DIS 4869-1)	
Hearing protection device	HPD	Dispositif de protection auditive (Z94.2) ou Protecteur individuel contre le bruit (ISO)	PIB
Hearing protection device with direct music input		Protecteur auditif avec entrée directe pour la musique (Z94.2)	
Hearables		Dispositifs audio connectés (possibilité d'utiliser le « mot-valise » « <i>Dispauditifs</i> » soumis en mars 2023 à l'Office québécois de langue française)	
Helmet		Casque enveloppant (Z94.2)	

Hearing Loss Prevention Program	HLPP	Programme de prévention de la perte auditive	PPPA
Hearing Threshold		Seuils audiométriques	
High-Medium-Low method	HML		
Impulse Peak Insertion Loss	IPIL		
Insertion loss	IL	Perte d'insertion (Z94.2)	
Integrating sound level meter		Sonomètre intégrateur (Z107.56-13)	
Interaural Level Difference	ILD		
Interaural Time Difference	ITD		
International Electrotechnical Commission	IEC	Commission électrotechnique internationale (ISO/DIS 4869-1)	CEI
International Organization for Standardization	ISO	Organisation internationale de normalisation (Z107.56-13)	ISO
International Telecommunications Union	ITU	Union internationale des télécommunications	ITU
Microphone in real ear	MIRE	Microphone dans une oreille humaine (Z94.2) ou Microphone placé dans l'oreille réelle (Z107.56-13)	
Mine Safety and Health Administration	MSHA		
National Hearing Conservation Organization	NHCA		
National Institute for Occupational Safety and Health	NIOSH		

National Voluntary Laboratory Accreditation Program	NVLAP		
Noise-attenuating communication headset		Serre-tête antibruit d'écoute affaiblissant les bruits (Z94.2)	
Noise dosimeter		Dosimètre de bruit (Z107.56-13)	
Noise-exposed individual		Personne exposée au bruit (Z94.2)	
Noise exposure level	LEX	Niveaux d'exposition au bruit (Z94.2)	LEX
Noise-Induced Hearing Loss	NIHL	Perte auditive due au bruit (Wikipedia)	
Noise réduction	NR		
Noise reduction rating	NRR	Indice de réduction du bruit (Z94.2)	IRB
Occupational Hearing Conservation	OHC	Protection de l'ouïe en milieu de travail (Z94.2)	
Occupational Safety and Health Administration	OSHA		
Octave-band	OB	Bande d'octave (Z94.2)	BO
Octave-band computation		Mesure par bande d'octave (Z94.2)	
Over-the-head band			
Passive hearing protection device		Protecteur auditif passif (Z94.2)	
Personal Attenuation Rating	PAR	Indice affaiblissement personnel (Z94.2)	IAP
Personal Noise Dosimeter	PND		

Pink noise		Bruit rose (ISO/DIS 4869-1)
Polyurethane	PU	Polyuréthane
Polyvinyl Chloride	PVC	Polychlorure de vinyle
Protection performance		Performance pour la protection (Z94.2)
Push-to-fit foam		Mousse prémoulé à tige (Z94.2)
Real-Ear Attenuation at Threshold	REAT	Affaiblissement réel dans l'oreille à la valeur seuil ou Affaiblissement
Real Ear Measurement	REM	
Real-world attenuation		Affaiblissement réel (Z94.2) ou <i>affaiblissement terrain</i> dans cet ouvrage
Reverberation time		Durée de réverbération (ISO/DIS 4869-1)
Roll-down foam		Mousse à comprimer (Z94.2)
Semi-insert		Bouchon semi-inséré (Z94.2)
Single-number rating	SNR	Indice à nombre unique (Z94.2)
Sound attenuation performance		Affaiblissement du bruit / acoustique (Z94.2)
Sound level		Niveau sonore (Z94.2)
Sound Level Conversion	SLC	
Sound level meter	SLM	Sonomètre (Z107.56-13)

Sound pressure level	SPL	Niveau de pression acoustique (Z94.2)	L _p
Sound restoration hearing protection device		Protecteur auditif à rétablissement du son (Z94.2)	
Standard Deviation	SD	Écart type	
Standard Threshold Shift	STS		
Subject-fit real-ear attenuation		Affaiblissement acoustique ajusté individuellement (Z94.2)	
Temporary Threshold Shift	TTS		
Threshold of hearing		Seuil d'audition (ISO/DIS 4869-1)	
Time-Weighted Average	TWA	Niveau équivalent	
Transfer Function of the Open Ear (or Transfer Function of the Outer Ear)	TFOE	Fonction de transfert de l'oreille ouverte	
Wearables		Dispositifs connectés	
Situational Awareness		Perception naturelle des sons ambiant	

JÉRÉMIE VOIX

LE BRUIT INDUSTRIEL : UN FLÉAU MONDIAL

Malgré plusieurs décennies de lutte contre le bruit, aussi bien par des mesures de contrôle du bruit à la source que par des améliorations en termes de protection individuelle contre le bruit, force est de constater que les cas de surdité professionnelle n'ont cessé d'augmenter au Québec (voir figure 1). La surdité induite par le bruit reste donc la première maladie professionnelle au Québec et au Canada comme dans la plupart des pays industrialisés. Entre 2012 et 2015, on estime que 3,6 millions de canadiens travaillaient dans des milieux de travail bruyants, soit près de 14% de la population canadienne (Ramage *et al.*, 2018). Au Québec, ce sont de 287 000 à 359 000 travailleurs qui seraient exposés à des niveaux de bruit suffisamment élevés pour entraîner une perte auditive (Michel *et al.*, 2014). Selon l'IRSST, 89% des maladies professionnelles sont des troubles de l'oreille, situant ces lésions au premier rang des lésions professionnelles acceptées. Toujours selon ce même rapport de l'IRSST, les coûts annuels totaux pour la période 2015-2016 pour les « troubles de l'oreille » s'élèvent à 1 448 407 980 \$ pour les 7 515 cas annuels, avec un coût moyen de 192 750 \$, (Busque *et al.*, 2022).

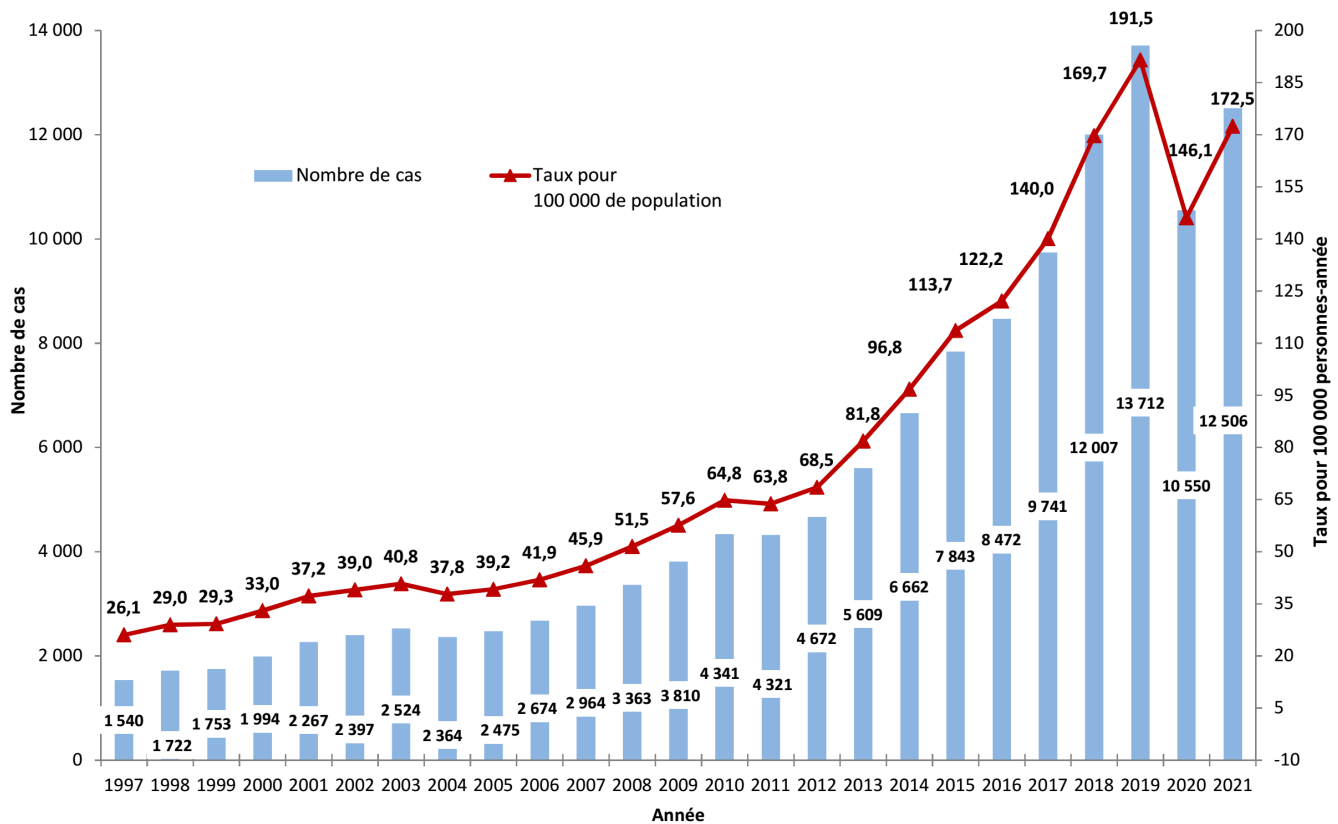


Figure 1: Nombre de surdités professionnelles (progressives) par année et taux d'incidence annuel pour l'ensemble du Québec, de 1997 à 2021. En plus d'augmenter, en valeur absolue, le taux d'incidence augmente considérablement en passant d'une proportion de 26 à 170 pour 100 000 personnes sur cette même période (Source : INSPQ, 2023).

En plus de causer des handicaps majeurs, comme la surdité, une exposition au bruit trop élevée peut causer un stress accru, des maladies cardio-vasculaires, de la fatigue, une augmentation des accidents de travail. S'ajoutent à ces surdités le vieillissement naturel de l'oreille (presbyacousie), et leurs effets superposés sont plus cruels que jamais sur la population humaine : à l'isolation sociale et la détresse vécues par ces personnes malentendantes s'ajoutent maintenant les preuves irréfutables de l'accélération de démences et maladies neuro-dégénératives induites par ces surdités (Lin *et al.*, 2014 et Livingston *et al.*, 2020). La surdité à l'échelle mondiale est un véritable fléau, qui selon la tendance actuelle devrait concerner 2,5 milliard d'humains sur terre d'ici 2050, selon l'OMS, avec des coûts humains et sociétaux tout simplement vertigineux (WHO, 2022).

LA PROTECTION INDIVIDUELLE, SEULE SOLUTION ÉCONOMIQUE À COURT TERME

Face à ce fléau, il y a, bien sûr, la législation qui fixe les limites d'exposition à ne pas dépasser et qui préconise la réduction du bruit à la source comme mesure prioritaire. Dans de nombreux

cas, cette diminution du bruit à la source est techniquement possible et il arrive même qu'elle soit moins coûteuse à terme que l'utilisation généralisée des protecteurs auditifs, par exemple lors de la conception initiale des machines (CNESST, 2023). Cependant, ce constat doit être nuancé par la grande diversité des sources de bruit et la complexité des mécanismes physiques de génération de bruit, souvent « contre-intuitifs » pour les concepteurs d'équipements industriels. Il n'existe, en effet, dans la pratique, aucune solution « toute faite » qui garantisse à tout coup une conception à faible niveau de bruit pour les machines et équipements industriels. Pour présenter ce problème plus en détails, les différentes situations de réduction du bruit ont été regroupées dans ce qui suit en quatre catégories distinctes : celle où les techniques classiques de réduction du bruit sont applicables, celle où la re-conception acoustique est nécessaire, celle où un changement fondamental de procédé est indispensable et enfin, celle où seule la protection individuelle est envisageable.

1. Les techniques classiques de réduction du bruit consistent en des encoffrements, des découplages mécaniques, la minimisation des surfaces rayonnantes, etc. Ces techniques sont très bien documentées dans des guides (CNESST, 2023) et rapports techniques (Organisation internationale de normalisation, 1995). Souvent efficaces, elles permettent des réductions initiales du bruit rapides et assez conséquentes. Elles entraînent généralement un surcoût et amènent parfois des contraintes d'utilisation supplémentaires, mais ces inconvénients peuvent être contrebalancés par la valeur ajoutée que possède un tel équipement « discret » (Tourret et Bockhoff, 1995).
2. La re-conception acoustique intervient lorsque les techniques « classiques » sont insuffisantes. Elle consiste en une ré-ingénierie soignée de l'équipement via une étude des mécanismes fins de génération du bruit. Elle requiert donc de l'ingénieur de solides compétences en conception acoustique de machines, compétences qui demeurent l'apanage de peu de spécialistes en raison du peu de formation dans ce domaine. Cela étant dit, les auteurs de ce texte ont été impliqués dans des projets de réduction du bruit de systèmes surpresseurs fixes (Voix, 1997; Beslin, 2002), du bruit de rivetage (Dessureault *et al.*, 1995) ou du bruit d'ébarbage de pièces métalliques (Laville *et al.*, 1998). Ces étapes de réingénierie sont généralement onéreuses, mais peuvent parfois conduire à des solutions étonnamment peu coûteuses, malheureusement souvent dédiées à un type particulier d'équipement. Par ailleurs, la commercialisation de telles solutions originales et efficaces restent à ce jour un problème, car ces équipements « discrets » n'ont de valeur que si les manufacturiers et les utilisateurs sont sensibilisés au problème du bruit et de ses conséquences sociétales : par exemple, les projets de scies silencieuses (Nicolas, 1995) ou de systèmes surpresseurs mobiles à faible bruit (Papineau, 2002) restent non commercialisés à ce jour.
3. Le changement fondamental de procédé est parfois nécessaire lorsque les procédés utilisés sont bruyants dans leur principe même. Ainsi, lorsque les forces mises en jeu

au sein d'un équipement sont discontinues dans le temps, l'équipement est susceptible de générer du bruit et il sera en pratique très difficile de limiter les sons sans en restreindre les performances ni en changer fondamentalement le procédé. Par exemple, toutes les opérations faisant appel à l'énergie cinétique pourraient être remplacées par une force continue d'amplitude équivalente : l'emboutissage de pièces métalliques (force transitoire appliquée mettant en jeu l'inertie du poinçon) serait remplacé par une opération de formage à basse vitesse, de même le forage minier pourrait ne plus avoir recours à la percussion de la roche, mais plutôt à l'action de vérins hydrauliques de très hautes puissances, etc. Malheureusement, ces changements fondamentaux du procédé à l'origine du bruit requièrent des technologies qui ne sont généralement pas disponibles ou dont le coût est absolument prohibitif, ce qui fait qu'en pratique cette approche est peu utilisée.

4. Seule la protection individuelle est envisageable dans certaines situations où l'exposition « professionnelle » au bruit est dangereuse mais où la réduction à la source n'est pas absolument souhaitable. Ces situations ne sont pas toujours issues du monde industriel, mais plutôt associées à une profession particulière, telle celle, par exemple, de musicien d'orchestre. Dans ce dernier cas, aucune alternative à la protection individuelle n'est envisageable (sauf à utiliser des instruments en versions électroniques pour les pratiques et les répétitions !).

En conclusion, lorsque la réduction du bruit à la source est techniquement possible (par des techniques classiques, par re-conception ou par changement fondamental de procédé), sa mise en œuvre reste souvent difficile pour des raisons économiques, ce qui fait que ses bénéfices à grande échelle ne sont pas attendus dans un futur proche. Parallèlement, les protecteurs auditifs individuels sont largement sous-utilisés dans l'industrie, réduisant ainsi leur efficacité à prévenir la perte auditive due au bruit. En effet lorsque l'on combine le fait que les protecteurs sont souvent mal portés -ne fournissant pas une atténuation comparable à celle mesurée en laboratoire- et le fait que les protecteurs ne sont pas portés en continu lors de l'exposition au bruit (ces deux notions sont détaillées dans le chapitre « Caractéristiques d'atténuation des PIBs ») il ressort que l'atténuation effective globale des protecteurs auditifs peut-être en pratique très faible, comme par exemple de seulement 3 dB dans une importante étude sur de grandes cohortes de travailleurs de la construction (Neitzel et Seixas, 2005). Ce manque d'efficacité effective pratique étant connu, il n'est pas étonnant que la législation sur la santé et la sécurité au travail, tant au Québec que dans de nombreux autres pays et/ou juridictions, mette l'accent sur le contrôle du bruit à la source, ne considérant la protection individuelle que comme une mesure de dernier recours. Cependant, bien que cette dernière approche vise à protéger collectivement les travailleurs et doive être privilégiée, elle a aussi eu pour effet de dévaloriser l'utilisation des protecteurs auditifs, limitant au fil du temps leur bonne intégration dans les programmes de formation et retardant la dissémination de meilleures pratiques en matière de prévention des pertes auditives en milieu industriel.

Pourtant, l'émergence de protecteurs auditifs numériques et de produits grand public combinant protection auditive, aides auditives et communication (téléphonique ou autre) dans un même dispositif offre de réelles et nouvelles opportunités. Ainsi, les protecteurs auditifs deviennent, selon nous, plus que jamais une solution viable pour lutter contre la surdité, qu'elle soit professionnelle ou liée à des activités récréatives bruyantes, et ce tant à l'échelle du Québec qu'à l'échelle mondiale.

RÉFÉRENCES

Beslin, O. (2002). « Identification, Modélisation et Réduction Du Bruit Des Systèmes Surpresseurs Fixes et Mobiles », Étude et recherches R-290, IRSST. Lien externe

Busque, M.-A., Lebeau, M., Tremblay, M.-A., Boucher, A. et Duguay, P. (2022) . « Portrait statistique des lésions professionnelles indemnisées au Québec en 2015-2016 », Portraits statistiques (S-1150-fr), Institut Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail, Montréal, Québec, Canada, 225p.

CNESST (2023). « Prise en charge des risques liés à l'exposition au bruit en milieu de travail – Guide sur les moyens pour réduire l'exposition des travailleuses et des travailleurs », Rapport DC200-7045, 74p.

Dessureault, P.C. Marc Thomas, F.L., Beauchamp, Y., Goudreault, Y., Masounave, J. (1995). « Validation de technologies de réduction du bruit de rivetage », Montréal, Canada, IRSST.

Laville, F., Thomas, M., Beauchamp, Y. (1998). « Réduction du bruit occasionné par les opérations d'ébarbage de pièces d'aluminium coulées », Montréal, Canada, IRSST, 33p.

INSPQ (2023). « Répartition des surdités professionnelles acceptées par la CNESST par année et taux d'incidence annuel: Ensemble du Québec, 1997 à 2021 », Infocentre de Santé Publique, Québec, Canada, Lien externe

Lin, F. R., Ferrucci, L., An, Y., Goh, J. O., Doshi, J., Metter, E. J., Davatzikos, C., Kraut, M.A., et Resnick, S. M. (2014). "Association of hearing impairment with brain volume changes in older adults", *Neuroimage*, 90, 84-92.

Livingston, G., Huntley, J., Sommerlad, A., Ames, D., Ballard, C., Banerjee, S., Brayne, C., Burns, A., Cohen-Mansfield, J., Cooper, C., Costafreda, S., Dias, A., Fox, N., Gitlin, L.N., Howard, R., Kales, H.C., Kivimäki, M., Larson, E.B., Ogunniyi, A., Orgeta, V., Ritchie, K., Rockwood, K., Sampson, E.L., Samus, Q., Schneider, L.S., Selbæk, G., Teri, L., et Mukadam, N. (2020). "Dementia prevention, intervention, and care: 2020 report of the Lancet Commission", *The Lancet*, 396(10248), 413-446.

Michel, C., Funès, A., Martin, R., Fortier, P., Girard, S.-A., Deshaies, P., St-Cyr, J.P., Tremblay,

I. et Gagné, M. (2014). « Portrait de la surdité professionnelle acceptée par la Commission de la santé et de la sécurité du travail au Québec, 1997-2010: troubles de l'audition sous surveillance », Montréal: Direction des risques biologiques et de la santé au travail, Institut national de santé publique Québec.

Neitzel R, Seixas N.(2005) . “The effectiveness of hearing protection among construction workers”, Journal of Occupational and Environmental Hygiene, Volume 2, 2005 – Issue 4, p. 227-238, doi: 10.1080/15459620590932154.

Nicolas, J. (1995). « Validation sur le terrain du prototype de scie-lencieuse », Montréal, Canada, IRSST.

Organisation internationale de normalisation (1995). « Acoustique pratique recommandée pour la conception de machines et d'équipements à bruit réduit : partie 1 : planification », Genève, Organisation internationale de normalisation.

Papineau, J.-M. (2002). « Bruit : modérez vos transports ! Un logiciel favorise la conception de silencieux plus efficaces pour les systèmes surpresseurs », Prévention au travail, 15, 1, 24–25.

Ramage-Morin, P. L. et Gosselin, M. (2018). « Canadiens vulne´rables au bruit en milieu de travail », Rapports sur la sante´, 29(8). Lien externe

Tourret, J., Bockhoff, M. (1995). « Construire plus silencieux. Nouveaux outils pour l'analyse et la conception des machines et équipements », Acoustique et techniques, CIDB/SFA – N° 2, Dossier Bruit et machines, Paris, juillet.

Voix, J. (1997). « Identification et réduction du bruit de surpresseurs industriels », Thèses de l'Université de Sherbrooke – Génie mécanique, [S.l., s.n.] : xi, 176.

World Health Organization (2022). “Deafness and hearing loss”. Lien externe

CRÉDITS ILLUSTRATIONS

Sauf mention contraire, toutes les illustrations du Tome I sont le fruit du travail conjoint des auteurs de chacun des chapitres. Les exceptions sont les suivantes :

Couverture : Illustration exclusive par Kaitlin Walsh pour l'ouvrage « Paupières d'oreilles »

Figure 1 : Rendu 3D par Jérémie Voix

Figure 2 : Illustration par Emmanuel Debien

Figure 3 : Photo de Guilhem Viallet

Figure 4 : Photo de Elliot H. Berger

Figure 5 : Graphe par Elliot H. Berger

Figure 6 : Illustration par Emmanuel Debien

Figure 7 : Illustration par Elliot H. Berger et Jérémie Voix

Figure 9 : Illustration par Elliot H. Berger et Emmanuel Debien

Figure 10 : Illustration par Elliot H. Berget et Nathalie Dabin

Figure 11 : Photo de Elliot H. Berger

Figure 12 : Photo de Elliot H. Berger

Figure 13 : Photo de Elliot H. Berger

Figure 14 : Rendu 3D par Jérémie Voix

Figure 15 : Rendu 3D par Jérémie Voix

LISTE DES FIGURES

TOME I

Figure 1 : Nombre de surdités professionnelles (progressives) par année et taux d'incidence annuel pour l'ensemble du Québec, de 1997 à 2021. En plus d'augmenter, en valeur absolue, le taux d'incidence augmente considérablement en passant d'une proportion de 26 à 170 pour 100 000 personnes sur cette même période (Source : INSPQ, 2023).

Figure 2 : Principales caractéristiques de l'oreille externe (pavillon auditif ou *pinna*).

Figure 3 : Exemples de dispositifs de protection auditive personnels généralement utilisés dans l'industrie et dans l'armée.

Figure 4 : Bouchons d'oreille moulés sur mesure obtenus à partir de deux méthodes différentes pour le même conduit auditif : empreinte auriculaire (à gauche), bouchon auriculaire correspondant obtenu en laboratoire (au centre) et bouchon d'oreille personnalisé formé in-situ (à droite). Notez que le bouchon d'oreille in-situ, dans cet exemple, présente un plus faible remplissage de la conque ainsi qu'une impression légèrement moins profonde du conduit auditif.

Figure 5 : Exemples de quatre empreintes pour le même conduit auditif droit, prises par quatre professionnels différents expérimentés dans la prise d'empreintes auriculaires. Les flèches indiquent les parties qui scellent le conduit auditif. Les deux empreintes à droite atteignent le deuxième coude de la région auriculaire, mais seule la plus à droite offre un remplissage suffisant pour bien sceller le conduit auditif.

Figure 6 : Effet du volume de la coquille sur l'atténuation de serre-têtes anti-bruit. Le volume des coquilles est en centimètres cubes (petit $\sim 120 \text{ cm}^3$, moyen $\sim 200 \text{ cm}^3$, grand $\sim 290 \text{ cm}^3$).

Figure 7 : Comparaison d'un serre-tête anti-bruit neuf et non déformé (à gauche) et d'un avec le serre-tête usé, étiré et déformé (à droite), les deux étant ajustés pour la même extension. Remarquez l'écart plus large en bas à droite.

Figure 8 : (A) Chemins de transmission sonores à travers un bouchon d'oreille, (B) chemins de transmission sonores à travers un casque antibruit, (C) schéma synoptique des quatre chemins de transmission sonores de l'oreille occluse.

Figure 9 : Limites de la conduction osseuse (BC) imposée à l'atténuation d'un PIB avec tête non couverte et avec tête et visage couverts, ainsi qu'un exemple de l'atténuation fournie par un bouchon d'oreille, un casque antibruit et les deux combinés ensemble (« double protection »).

Figure 10 : Variation de l'effet d'occlusion en fonction de l'ajustement et le type de protection auditive. L'effet est minimisé par le port de bouchons d'oreille profondément insérés (côté gauche du graphique), il augmente à mesure que le bouchon d'oreille est retiré du conduit auditif. Son amplitude atteint un maximum lorsque le conduit auditif est recouvert par un dispositif semi-inséré ou lorsque le pavillon de l'oreille est couvert par un dispositif supra-aural, tel qu'un écouteur d'audiométrie (partie centrale du graphique). Finalement, l'effet diminue lorsque l'oreille est entourée d'un casque antibruit et continue à décliner à mesure que le volume de la coquille augmente (côté droit du graphique).

Figure 11 : Le « pinna pull », une méthode pour tirer le pavillon vers l'extérieur et vers le haut tout en insérant un bouchon d'oreille.

Figure 12 : L'effet minimal sur la lumière (ouverture) du canal dû à la pression du pavillon contre le crâne (à gauche) par rapport à l'agrandissement obtenu en tirant vers l'extérieur et vers le haut (à droite) lors de la technique de traction du pavillon.

Figure 13 : Illustration d'un ajustement correct (à gauche) et incorrect d'un bouchon en mousse (à droite).

Figure 14 : Comment « lire » un **Bouchon d'oreille** en mousse après son retrait d'un conduit auriculaire dans lequel on l'a laissé s'expandre pendant environ une minute. Principalement utile pour les conduits auditifs moyens et petits. L'exemple montre une bonne insertion dans laquelle environ la moitié de la fiche est comprimée dans la forme du **Conduit auditif** sans plis ni froissements évidents.

Figure 15 : Exemples de différentes insertions de 2 bouchons de taille différentes sur une même oreille: (à gauche) bouchon d'oreille correctement inséré avec l'aillette extérieure à l'entrée du conduit auditif, (à droite) pas suffisamment inséré et / ou surdimensionné.

Figure 16 : Exemples d'ajustement d'un bouchon de même taille pour trois oreilles différentes : à gauche, l'aillette extérieure n'entre pas dans le petit conduit; au centre, l'aillette extérieure entre bien dans le conduit de taille moyenne; à droite, l'aillette extérieure entre trop profondément dans le conduit de grande taille.

Figure 17 : Effets des lunettes de protection avec des branches fines et d'épaisseur standard sur l'atténuation d'un **Serre-tête antibruit** à volume moyen avec des coussins en mousse, montrant une perte d'atténuation globale de respectivement 2 et 9 dB.

Figure 18 : Effets de la cagoule Tyvek® sur l'atténuation d'une paire de serre-tête anti-bruit de volume moyen avec des coussins en mousse, montrant une perte d'atténuation globale de 6 dB.

Figure 19 : Mesure psychoacoustique par la méthode des seuils (REAT) sur un bouchon

d'oreille en laboratoire: (a) mesure du seuil auditif en oreille ouverte; b) mesure du seuil auditif en oreille occluse.

Figure 20 : Mesure physique, de type microphonique « Field-MIRE », sur un bouchon d'oreille personnalisé, incluant la mesure des niveaux de pression acoustique à l'extérieur et sous le PIB en présence d'une source sonore (haut-parleur représenté ici ou casque d'écoute non représentée ici).

Figure 21 : Mesure physique de type microphonique « Field-MIRE », sur un bouchon d'oreille instrumenté (mesure physique en utilisant PIB de substitution), incluant la mesure des niveaux de pression acoustique à l'extérieur et sous le PIB en présence d'une source sonore (haut-parleur représenté ici ou casque d'écoute non représentée ici).

Figure 22 : Mesure psychophysique à l'aide d'un bouchon d'oreille standard par la méthode des seuils (REAT) sous un casque d'écoute: (a) Mesure de seuil auditif oreille ouverte; b) Mesure de seuil de l'oreille occluse.

Figure 23 : Mesure psychophysique à l'aide d'un bouchon d'oreille standard par balance de sonie : égalisation subjective du volume entre les deux oreilles sous un casque d'écoute, lors d'une séquence de tests avec d'abord les oreilles ouvertes, puis un bouchon d'oreille dans l'une des oreilles, et enfin les deux bouchons d'oreille dans les deux oreilles.

Figure 24 : Résultats de test d'ajustement initial pour un groupe de personnes de l'industrie (n = 327) avec pour objectif un niveau d'exposition inférieur à 85 dBA.

Figure 25 : Mesures initiales de PAR50 par rapport au PAR50 post-intervention pour les (n = 91) personnes identifiées comme n'obtenant pas le PAR minimal, obtenant une importante disparité de PAR binauraux ou n'obtenant pas une atténuation suffisante en basse fréquence

Figure 26 : Valeurs initiales et finales de PAR pour des inspecteurs de plates-formes pétrolières en mer (n = 75 pour l'enquête de 2012, n = 86 pour l'enquête de 2013 et n=35 pour les mêmes personnes testées au cours des deux enquêtes). Les symboles pleins indiquent le PAR initial du test d'ajustement basé sur des mesures à 500, 1000 et 2000 Hz. Les symboles ouverts indiquent les valeurs PAR finales que les personnes ont obtenues après un nouveau test ou une formation. En 2013, quatre personnes (a, b, c et d) ont été soumis à des tests d'ajustement avec différents protecteurs afin de déterminer si ces dispositifs pourraient être appropriés, mais ils n'ont pas atteint le PAR visé de 25 dB

Figure 27 : Nombre de modèles de bouchons d'oreille testés avant d'atteindre un exposition protégée inférieure à 75 dB pour un groupe de personnes de l'industrie minière. « Échec » indique qu'aucun des 8 choix de bouchons d'oreille n'ont pas réussi à conduire à un niveau protégé inférieur à 75 dB (5,6% des employés testés)

Figure 28 : Valeurs initiales des PAR₅₀ après l'intervention puis des PAR₅₀ lors d'un suivi six mois plus tard pour un sous-ensemble (n = 70) de l'ensemble des personnes dont les données apparaissent à la Figure 25. Vingt et une personnes n'étaient pas disponibles pour des tests lors de la visite de suivi.

Figure 29 : Atténuation représentative pour les PIBs conventionnels bien ajustés : bouchons d'oreille en mousse enroutables, bouchons d'oreille moulés sur mesure, bouchons semi-insérés, bouchons d'oreille prémoulés à trois ailettes, serre-tête antibruit de volume moyen et casque de vol militaire avec visière. Un ajustement inadéquat peut dégrader sensiblement les valeurs (voir texte).

Figure 30 : Atténuation représentative pour deux casques protecteurs différents ainsi que pour divers protecteurs non conventionnels : cheveux longs couvrant les oreilles, boules de coton étroitement comprimées, paumes humaines et doigts humains.

Figure 31 : Atténuation de laboratoire (« labellisé NRR ») et de terrain (RW) pour cinq types de PIBs. Les valeurs étiquetées sont basées sur les NRRs déclarés pour les produits en Amérique du Nord et les données réelles (RW) sont basées sur Berger et al., (1996) avec les anciennes données supprimées et les nouvelles valeurs ajoutées comme indiqué dans le texte. Les barres de colonne NRR84 incluent une flèche verticale de ± 1 -SD qui représente la variabilité inter-individuelle pondérée entre les études et qui donne ainsi une indication de la gamme des variabilité inter-individuelles dans chaque étude. Les extrémités des flèches indiquent les valeurs moyenne approximative d'atténuation terrain (c'est-à-dire $\text{NRR}_{84} + 1 \text{ SD} = \text{NRR}_{50}$) pour chacun des types de PIB énumérés.

Figure 32 : Distribution des PARs pour les bouchons d'oreille en mousse cylindrique en PVC (n = 196) et les bouchons d'oreille en mousse de polyuréthane en forme de projectile (n = 155) pour les utilisateurs de sept installations industrielles différentes. Le NRR atteint par 98% des employés (calculé à partir des PARs) est de 18 dB pour le bouchon d'oreille en PVC (vs. une valeur étiquetée de 29 dB) et de 10 dB pour le bouchon d'oreille en PU (vs. une valeur étiquetée de 33 dB).

Figure 33 : Valeur de l'atténuation effective en fonction du temps pendant lequel un PIB n'est pas porté, pour des atténuations nominales de 10, 20 et 30 dB et pour un facteur bissecteur de 3 et 5 dB.

Figure 34 : Niveaux de pression ambiants de la parole et du bruit (lignes pleines en haut) ainsi que sous un bouchon d'oreille typique (niveaux atténués de la parole et du bruit en lignes en pointillés), comparés aux seuil auditif convertis en niveau de pression acoustique (lignes pleines en gras) pour un auditeur normal âgé de 20 ans (en vert), un homme âgé de 45 ans pour le fractile de 0,7 (ligne ocre) et le même homme avec une perte auditive induite par le bruit (NIHL) pour le fractile de 0,7 (ligne marron). Lorsque les niveaux de bruit et

de parole atténués (lignes en pointillés) passent sous la ou les courbes des seuils d'audition, ces composantes fréquentielles du signal ne seront plus audibles par le porteur du bouchon d'oreille.

Figure 35 : Comparaison de l'atténuation d'oreille réelle de deux bouchons d'oreille à atténuation uniforme et modérée [Etymotic ER-15 moulé sur mesure et ER-20 prémoulé (également appelé bouchons d'oreille 3M™ EAR™ UltraTech 12™)], de bouchons d'oreilles en mousse, d'un serre-tête antibruit à volume moyen classique ainsi que d'un serre-tête antibruit conçu pour offrir une atténuation plus uniforme (Casque Howard Leight Clarity® C2). Les courbes pour les bouchons d'oreille prémoulés et en mousse illustrent le plateau d'atténuation compris entre 125 et 2 000 Hz, qui est représentatif des bouchons d'oreille classiques lorsque bien ajustés.

Figure 36 : Schéma de principe d'un système de contrôle actif de bruit de type « Feedback ANR » typique intégré à un serre-tête anti-bruit circumaural.

Figure 37 : Atténuation d'un serre-tête anti-bruit à contrôle actif de bruit (ANR) conçu pour un usage industriel, décomposée en son atténuation active, passive et totale, comparée à celle d'un serre-tête antibruit passif à haute performance, comparée à celle d'une double protection constituée d'un bouchon d'oreille en mousse bien inséré et d'un serre-tête anti-bruit.

Figure 38 : Atténuation des différents types d'écouteurs récréatifs: écouteur placé dans la conche et acoustiquement transparent (ligne rouge), petit serre-tête antibruit ANR de type grand public en modes activé (ligne pleine bleue) et désactivé (ligne pointillée bleue), écouteurs récréatifs conventionnels (ligne verte) et écouteurs insérés avec embouts anti-bruit en mousse (ligne cyan).

LISTE DES TABLEAUX

TOME I

Tableau 1 : Catégorisation des quatre types de systèmes du test d'ajustement (trois sont disponibles en pratique)

Tableau 2 : Systèmes de test d'ajustement disponibles dans le commerce dans les années 2020. F-MIRE désigne une méthode de mesure microphonique terrain.

Tableau 3 : Résumé des technologies de test d'ajustement disponibles dans le commerce, incluant leurs avantages et inconvénients potentiels. Le terme « audit » fait référence au fait de pouvoir tester l'atténuation « terrain » de PIB sur des personnes intentionnellement retirés de leur milieu de travail sans avoir à interférer avec le placement de leurs PIBs.

Tableau 4 : Valeurs de α pour diverses valeurs de performance de protection.

Tableau 5 : Exemple d'utilisation de la méthode par bande d'octave permettant de calculer les niveaux de pression acoustique effectifs lorsqu'un PIB est porté.

Tableau 6 : Aperçu des différentes méthodes de déclassement utilisées au niveau international. Les pourcentages dans le tableau correspondent à la fraction de la valeur d'atténuation indiquée qui est atteinte et les décibels représentent la quantité à soustraire de la valeur étiquetée. La France utilise le SNR selon ISO 4869-2 mais avec une correction 2-SD au lieu d'une correction 1-SD (surnommée « élargissement statistique »), puis soustrait les facteurs indiqués lorsque « les personnes ne sont pas formés », 5 dB pour les bouchons standard et 7 dB pour les bouchons montés sur arceau. La valeur de 5 ou 9 dB pour l'Allemagne se réfère aux déclassements pour bouchons prémoulés ou pour bouchons en mousse respectivement, tandis que les bouchons sur mesure avec test d'ajustement n'ont un déclassement que de 3 dB.

Tableau 7 : Adéquation de la protection auditive en fonction du niveau sonore résiduel (sous le PIB).

COMMENT CITER CET OUVRAGE?

JÉRÉMIE VOIX

NOTICE BIBLIOGRAPHIQUE ET CITATION DE CET OUVRAGE

Citer l'ouvrage *Paupières d'oreilles* dans son intégralité :

Voix, J. (Éd.). (2023-), *Paupières d'oreilles*. 4 tomes. Montréal, QC, Canada: École de technologie supérieure. Repéré à : <https://pressbooks.etsmtl.ca/jvoix>. Sous licence CC BY-NC-ND (Creative Commons Attribution – Pas d'Utilisation Commerciale – Pas de Modification).

Citer ce Tome I uniquement :

Voix, J. & Berger, E. H. & Smith, P. (2023), *Protection auditive et technologies otiques*. Dans Voix, J. (Éd.), *Paupières d'oreilles*. (Montréal, QC, Canada: École de technologie supérieure; Tome I). Repéré à : <https://pressbooks.etsmtl.ca/jvoix>. Sous licence CC BY-NC-ND (Creative Commons Attribution – Pas d'Utilisation Commerciale – Pas de Modification).

Citation au format Bibtex

```
@book{voix_paupieres_2023,  
  address = {Montréal},  
  title = {Paupières d'oreilles},  
  isbn = {978-2-921145-91-6},  
  url = {https://pressbooks.etsmtl.ca/jvoix/},  
  language = {French},  
  urldate = {2024-02-16},  
  publisher = {École de technologie supérieure},  
  author = {Voix, Jérémie and Berger, Elliott H. and Smith, Pegeen},  
  year = {2023},  
}
```

DÉPÔT LÉGAL

Bibliothèque et Archives nationales du Québec, 2023

Bibliothèque et Archives Canada, 2023

NUMÉRO INTERNATIONAL NORMALISÉ DU LIVRE – ISBN

Selon le Guide sur l'utilisation de l'ISBN de *Bibliothèque et archives nationales du Québec*, un ouvrage publié en plusieurs volumes pouvant être vendus ou distribués séparément doit se voir attribuer un ISBN pour l'ensemble et un ISBN différent pour chacun des volumes de cet ensemble. On mettra au verso de la page de titre de chaque volume l'ISBN désignant l'ensemble de la publication suivi de l'ISBN spécifique à chaque volume. Ainsi, pour ce Tome 1 de *Paupières d'oreilles*, on insérera l'inscription suivante :

- ISBN 978-2-921145-95-4 (ensemble des tomes numériques)
- ISBN 978-2-921145-91-6 (Tome 1 numérique)
- ISBN 978-2-925481-00-3 (ensemble des tomes papier)
- ISBN 978-2-925481-01-0 (Tome 1 papier)

PARTIE I.

**TOME I : PROTECTION AUDITIVE ET
TECHNOLOGIES OTIQUES**

CHAPITRE 1.

INTRODUCTION

ELLIOTT H. BERGER ET JÉRÉMIE VOIX

Un protecteur auditif, ou protecteur individuel contre le bruit (**PIB**) est un équipement de protection individuel (**EPI**) porté pour réduire les effets auditifs nocifs et/ou gênants du son. L'utilisation de PIBs est souvent une méthode de dernier recours lorsque d'autres moyens tels que les contrôles techniques ou l'éloignement de la personne de l'environnement bruyant ne sont pas faisables pour des raisons pratiques ou économiques (voir Mise en contexte pour plus de détails).

Dans une large mesure, la recherche et le développement en matière de protection auditive ont commencé pendant et après la Seconde Guerre mondiale en réponse aux énormes pertes auditives causées par les opérations militaires. Les programmes de conservation de l'audition et l'utilisation de protections auditives dans l'armée et l'industrie ont suivi au début des années 1950, se sont multipliés au début des années 1970 et ont explosé dans les années 1980, encouragés -aux États-Unis- par des réglementations fédérales imposant l'utilisation de protections auditives dans les milieux professionnels (**OSHA**, 1983a). Alors que le nombre et la variété des produits disponibles ont considérablement augmenté au cours des 60 dernières années, leur qualité s'est également améliorée. La variable cruciale, cependant, est restée la même : le porteur, ou utilisateur et comment il ou elle ajuste et utilise le PIB. Ainsi, une grande partie de ce chapitre se concentre sur les aspects pratiques de la sélection, de l'ajustement, de l'utilisation des protecteurs auditifs, ainsi que sur les détails connexes de leur performance sur le terrain, dans le monde réel (par opposition au laboratoire).

CHOISIR LE BON PROTECTEUR AUDITIF

À bien des égards, choisir le bon protecteur auditif relève plus de l'art que de la science. Bien que les développements technologiques récents (voir le chapitre sur les procédures de mesure de l'atténuation et le chapitre sur les tests d'ajustement des protecteurs auditifs) soient désormais d'une grande aide pour mesurer l'atténuation individuelle et estimer les performances terrain des **PIBs**, la détermination du niveau de confort et de l'acceptabilité d'un PIB reste encore imprécise. Les professionnels devant recommander des PIBs et dispenser ces derniers devraient être reconnus pour leur capacité à travailler avec les gens, leur maîtrise de l'art de l'éducation et de la motivation, leurs talents de supervision, leurs soucis de l'application, l'attention, l'ergonomie et l'observation pratique. Pour plus de 90% des industries bruyantes, les niveaux d'exposition (TWA ou **LEX**) sont inférieurs à 95 dBA (Royster et Royster, 1999); par conséquent, tout ce dont on a besoin est de 15 dB d'atténuation effective

sur le terrain, une valeur que la plupart des protecteurs auditifs, lorsqu'ils sont correctement ajustés, peuvent facilement fournir.¹ L'atténuation du PIB prend alors une importance secondaire, voire tertiaire, et les professionnels dispensant les PIBs doivent tenir compte du confort, de l'ergonomie, des besoins d'audibilité et de communication, des conditions climatiques ambiantes et des autres conditions de travail, de même que du coût, de la durabilité et même parfois du « style » du PIB. Un PIB avec une atténuation plus faible, porté correctement et de manière continue, chaque fois qu'il y a du bruit, peut souvent fournir une protection plus efficace que les produits de qualité supérieure qui sont mal utilisés ou utilisés sporadiquement.

Aux États-Unis, l'avènement du Noise Reduction Rating (EPA, 1979) ou **NRR**, comme on l'appelle communément, avec la précision et simplicité qu'il semblait fournir, ont jeté une importance indue sur les valeurs d'atténuation **PIB**. En conséquence, les fabricants de protecteurs auditifs ont tout misé sur la valeur du **NRR** et une bataille de chiffres inflationnistes s'en est suivie. Le **NRR** s'est encore davantage retrouvé lorsque l'administration **OSHA** l'a incluse comme méthode préférée pour évaluer la conformité du **PIB** à la loi sur la protection de l'audition (**OSHA**, 1983a). Dans de nombreux cas, d'autres paramètres clés de performance ont été négligés en faveur du **NRR** le plus élevé lors du choix du **PIB**. Cela a contribué historiquement à l'insatisfaction du porteur et à une mauvaise utilisation, souvent non-continue, avec comme résultat une protection inadéquate.

Une autre préoccupation liée à l'atténuation d'un **PIB** était de savoir comment répondre à une question apparemment simple et logique : « *Quelle est la réduction du bruit que les protecteurs auditifs peuvent-ils réellement apporter?* » Or répondre à une telle question n'est pas chose aisée (voir la section sur l'Atténuation du monde réel) et l'utilisation des données optimales provenant des tests en laboratoire n'a jamais fourni une réponse adéquate. Par conséquent, le **NRR** calculé à partir des données de laboratoire est généralement reconnu comme fournissant peu d'indices pour la sélection des PIBs et la prédiction de la protection auditive obtenue (NIOSH, 1998). En fait, on exagère à peine en disant que le seul mérite du **NRR** est d'indiquer que le produit auquel il est associé a été conçu et testé pour la réduction du bruit!

Les travailleurs seront mieux servis lorsque l'accent principal des administrateurs de programmes de conservation de l'ouïe (ou de prévention des pertes auditives) est mis sur l'apprentissage des bases de la sélection, de l'ajustement et de la distribution appropriés des protecteurs auditifs (Berger, 2001, Royster, 1995). Le confort, ainsi que l'ergonomie humaine, devraient être évalués personnellement par les acheteurs potentiels et leurs employés. Les administrateurs de programmes auront une meilleure appréciation des dispositifs en cours

1. Cette cible de 15 dB est basée sur l'obtention d'une exposition protégée équivalente de 80 dBA, qui répond au niveau d'action généralement accepté de 85 dBA pour les programmes de prévention de la perte auditive, avec un facteur de sécurité de 5 dB. Pour des commentaires supplémentaires sur l'attribution des PIBs en fonction de leur atténuation, voir les sections sur l'atténuation dans le monde réel et les effets des PIBs sur la perception auditive et la production de la parole.

d'examen s'ils les portent pendant 8 heures par jour pendant une période d'essai afin de développer leurs propres perceptions.

OSHA (1983b) exige qu'un employeur fournisse une « variété de dispositifs de protection auditive adaptés », ce qui a été interprété comme signifiant au moins un type de bouchon d'oreille et un type de casque antibruit, ou dans les interprétations écrites ultérieures de l'OSHA « selon le nombre nécessaire pour constituer une variété adéquate » **OSHA** (1983b) . Les directives préférées pour fournir un choix suffisant consistent à offrir un minimum de quatre dispositifs, comprenant au moins deux bouchons d'oreille et au moins un casque antibruit. Impliquer les employés dans le processus de sélection, obtenir leur « adhésion » si vous voulez, augmente la probabilité de maintenir leur participation au programme de prévention des pertes auditives (**PPPA**). Si un employé éprouve toujours des difficultés ou un inconfort après quelques semaines d'utilisation quotidienne, le protecteur devrait être réajusté, ou une autre taille ou un autre type de protecteur auditif devrait être distribué. Cependant, la sélection disponible ne devrait pas être trop grande, car les problèmes liés au développement d'une formation uniforme de haute qualité pour une grande variété de produits peuvent facilement devenir ingérables. De plus, un groupe limité de dispositifs facilite la réalisation d'essais utilisateurs dans l'usine, simplifie la gestion des stocks et des pièces de rechange, et peut permettre la négociation de contrats à plus grand volume et à moindre coût avec les fournisseurs.

TAUX D'UTILISATION DES PIBS ET EFFICACITÉ DU PROGRAMME DE PRÉVENTION DES PERTES AUDITIVES

Un grand nombre d'études examinant la performance des PIBs sur le terrain ont rapporté des taux d'utilisation dans des environnements où un bruit dangereux était présent. Berger, (2000a) a examiné 112 études diverses couvrant la période de 1981 à 1999 ; seulement quelques-unes visaient spécifiquement à examiner les taux d'utilisation. Sur la base des données tirées de 67 rapports, il a constaté que les taux d'utilisation dans l'industrie variaient largement, passant d'un minimum de 3 % dans une étude thaïlandaise à un maximum de 92 % dans une étude singapourienne. La moyenne de toutes les études était inférieure à 50 %, mais la bonne nouvelle était que sur la période étudiée, les taux d'utilisation étaient en augmentation.

Similairement aux conclusions de Berger, des preuves positives d'une augmentation des taux d'utilisation avec le temps (de 66 % à 87 %) entre 1981 et 2013 ont été rapportées dans une étude à grande échelle portant sur jusqu'à 150 000 travailleurs par an dans la province canadienne de la Colombie-Britannique (Gillis et Harrison, 1993, WorkSafeBC, 2013), une région mettant fortement l'accent sur la conservation de l'audition. Un autre rapport positif émane de la Suisse, un pays où les programmes **PPPA** sont supervisés et surveillés par le conseil d'assurance accident de l'État (SUVA). Hohmann, (2009) a fourni des preuves que sur une période de 32 ans, le pourcentage d'employés utilisant des **PIBs** dans l'industrie bruyante

suisse est passé de 18 % en 1977 à 95 % en 2004. En Colombie-Britannique et en Suisse, ces améliorations notables ont été attribuées à la qualité, à la cohérence et à l'application des programmes respectifs. De plus, dans ces deux études à grande échelle et à long terme, les auteurs ont noté une réduction des taux de perte auditive qu'ils ont attribuée, au moins en partie, à l'amélioration de l'utilisation des **PIBs**.

Cependant, tous les résultats n'ont pas été aussi positifs. Groenewold *et al.*, (2014) ont examiné les données de l'industrie américaine pour 19 911 travailleurs exposés au bruit dans une étude de cohorte rétrospective sur l'incidence sur cinq ans des changements de seuil d'audition. Bien qu'une analyse bivariable ait trouvé une augmentation de 23 % du risque d'encourir un changement de seuil d'audition standard de l'OSHA (STS) parmi les non-utilisateurs (ceux qui ne portaient jamais de dispositifs de protection auditive) par rapport aux utilisateurs continus de dispositifs de protection auditive, une analyse multi-niveaux plus complète a trouvé des différences non significatives, et seulement marginalement significatives pour la perte auditive à haute fréquence en utilisant 3, 4 et 6 kHz au lieu de 2, 3 et 4 kHz comme indicateur. Étant donné les problèmes d'atténuation réelle des HPD observés dans la pratique (voir la section sur l'Atténuation réelle plus loin), cette constatation n'est pas surprenante. Dans une méta-analyse de 21 études utilisant des essais contrôlés randomisés, Verbeek *et al.*, (2012) ont trouvé des preuves contradictoires selon lesquelles les **PPPA** et l'utilisation de **PIBs** étaient efficaces à long terme et ont appelé à une meilleure mise en œuvre et application. Dans une revue antérieure de la littérature sur le sujet, Dobie, (1995) a rapporté que bien que l'utilisation de protecteurs auditifs personnels puisse fonctionner, il n'a trouvé aucune étude fournissant des preuves convaincantes de l'efficacité, principalement en raison de lacunes méthodologiques dans les études disponibles. Il convient de noter que les études de Groenewold et al., Verbeek et al. et Dobie précèdent toutes l'arrivée des systèmes de test d'ajustement qui sont discutés plus tard (à la section « Les tests d'ajustement des PIBs »).

Enfin, en ce qui concerne la promotion d'une utilisation plus importante de la protection auditive, El Dib *et al.*, (2012) ont résumé sept études à plan d'étude randomisé comprenant 4670 participants, tous exposés à des niveaux de bruit supérieurs à 80 dBA. Ils ont constaté que des interventions adaptées spécifiques aux individus ou aux groupes améliorent l'utilisation de dispositifs de protection auditive par rapport à l'absence d'intervention, et qu'une intervention de longue durée dans un système scolaire était également efficace (voir également la section .

L'utilisation de dispositifs de protection auditive aux États-Unis montre que environ 85 % des employés portant régulièrement une protection auditive contre le bruit professionnel choisissent des bouchons d'oreilles plutôt que des casques antibruit (Royster et Royster, 1984). On peut supposer que cela est dû à la préférence personnelle et au confort. Des preuves anecdotiques suggèrent qu'en Europe et en Australie, l'équilibre penche davantage en faveur des casques antibruit.

RÉFÉRENCES

- Berger, E. H. (2000a). "Hearing Protection Device Utilization Around the World," *Spectrum Suppl.* 1, 17, 18.
- Berger, E. H. (2001). "The Ardent Hearing Conservationist," *Spectrum Suppl.* 1, 18, 17–18.
- Dobie, R. (1995). "Prevention of Noise-Induced Hearing Loss," *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, 121, 385–391.
- El Dib, R., Mathew, J. and Martins, R. (2012). "Interventions to Promote the Wearing of Hearing Protection (Review)," *The Cochrane Collaboration*, by John Wiley & Sons, Ltd., Issue 4.
- EPA. (1979). "Noise Labeling Requirements for Hearing Protectors," *Environmental Protection Agency, Fed Regist* 44(190), 40CFR Part 211, 56130–56147.
- Gillis, H. and Harrison, C. (1993). "Hearing Protection – What is the Best?" *Spectrum Suppl.* 1, 10, 20–21.
- Groenewold, M.R., Masterson, E.A., Themann, C.L., and Davis, R.R. (2014). "Do Hearing Protectors Protect Hearing?" *American Journal of Industrial Medicine*, 57, 1001–1010. doi:10.1002/ajim.22323
- Hohmann, B. (2009). "35 Years of Hearing Conservation in Switzerland, Lessons Learned by the Swiss National Accident Insurance Fund," *Spectrum*, 26(2), 1 and 6–8.
- NIOSH. (1998). "Criteria for a Recommended Standard – Occupational Noise Exposure, Revised Criteria," No. DHHS (NIOSH) Pub. No. 98-126, Natl. Inst. for Occup. Saf. and Health, Cincinnati, OH.
- OSHA. (1983a). "Occupational Noise Exposure; Hearing Conservation Amendment; Final Rule," *Occupational Safety and Health Administration, 29CFR191095 Fed Regist*, 48(46), 9738–97,"
- OSHA. (1983b). Standard interpretation letter to G. A. Brown from J. B. Miles regarding a "variety of suitable hearing protectors," date Oct. 17, 1983. Retrieved November 3, 2014, from https://www.osha.gov/pls/oshaweb/owadisp.show_document?p_table=INTERPRETATIONS&p_id=19154
- Royster, L. (1995). "In Search of a Meaningful Measure of Hearing Protector Effectiveness: Recommendations of the NHCA's Task Force on Hearing Protector Effectiveness," *Spectrum*, 12(2), 1 and 6–13.

Royster, L. and Royster, J. (1984). "Hearing Protection Utilization: Survey Results Across the USA," J. Acoust. Soc. Am. Suppl. 1(76), S43. doi:10.1121/1.2021859

Royster, L. and Royster, J. (1999). "An Overview of Hearing Conservation Practices in the USA," J. Acoust. Soc. Am., 105(2, Pt. 2), 1009. doi:10.1121/1.425833

Verbeek, J.H., Kateman, E., Morata, T.C., Dreschler, W.A., and Mischke, C. (2012). "Interventions to Prevent Occupational Noise-Induced Hearing Loss," Cochrane Collaboration, Wiley & Sons, Ltd.

WorkSafeBC (2013). WorkSafeBC's Hearing Loss Prevention Annual Statistics. Retrieved from http://www2.worksafebc.com/PDFs/hearing/statistics/annual_update_2013.pdf

CHAPITRE 2.

TYPES ET CARACTÉRISTIQUES DES PIBS

ELLIOTT H. BERGER ET JÉRÉMIE VOIX

Les PIBs peuvent être classés en plusieurs catégories bien distinctes : les bouchons d'oreille, qui sont insérés dans ou contre l'entrée du conduit auditif pour former une barrière acoustique et ainsi bloquer le son (les bouchons dits « semi-insérés » reposent contre l'entrée du conduit), en casques antibruit, qui reposent autour des pavillons des oreilles (casques dits « circum-auriculaires ») ou reposent sur les pavillons des oreilles (casques dits « supra-auriculaires ») et créent une barrière acoustique par appui contre la tête, et en casques intégraux, qui enveloppent normalement toute la tête. La figure 2 précise la terminologie des repères importants de l'oreille externe. Pour un aperçu simplifié des avantages et des inconvénients des bouchons d'oreille insérés par rapport aux semi-insérés et aux casques antibruit, voir le Tableau 1.

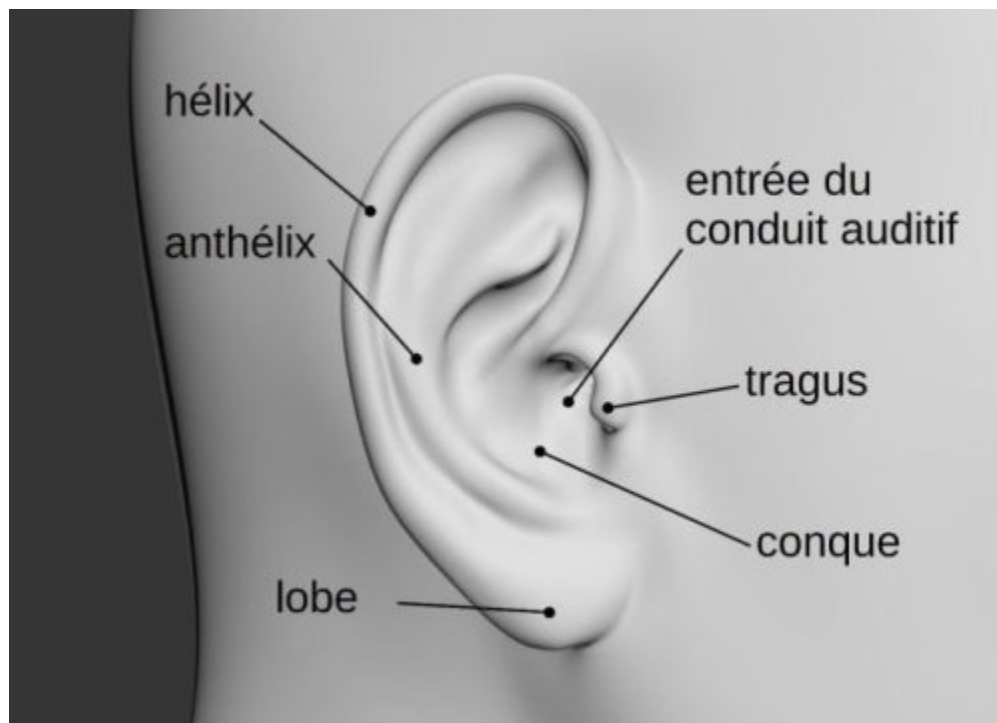


Figure 2 : Principales caractéristiques de l'oreille externe (pavillon auditif ou pinna).

BOUCHONS D'OREILLES

Les bouchons d'oreilles sont fabriqués à partir de matériaux tels que la mousse à cellules fermées à récupération lente, le vinyle, le silicone, les formulations d'élastomères et les combinaisons coton / cire. Ils peuvent être regroupés dans les catégories suivantes: mousse

enroulable, pré-moulée, poussée pour s'adapter et moulée sur mesure, comme illustré à la figure 3, ainsi que bouchons formables (non représentés sur la figure 3, puisque ceux-ci ne sont généralement pas destinés à être utilisés sur le lieu de travail). Les bouchons d'oreille en général, à l'exception des bouchons d'oreille formables, sont disponibles avec ou sans cordons de connexion flexibles. Lorsque ces matériaux sont formés en gousses ou en pointes et attachés à des bandes de tête ou de cou flexibles à ressort, ils sont désignés comme des bouchons d'oreille semi-insérés. Les cordes et les bandes aident à prévenir les pertes, à réduire la contamination et à simplifier le stockage en permettant le placement autour du cou lorsque les bouchons ne sont pas utilisés. Les cordons peuvent également être attachés à la sangle de casques. De plus, les bouchons d'oreille spécifiquement destinés à l'industrie de la transformation des aliments peuvent comprendre des pièces métalliques intégrées ou fixées pour assurer la détectabilité dans les opérations de production.

Bouchons d'oreille

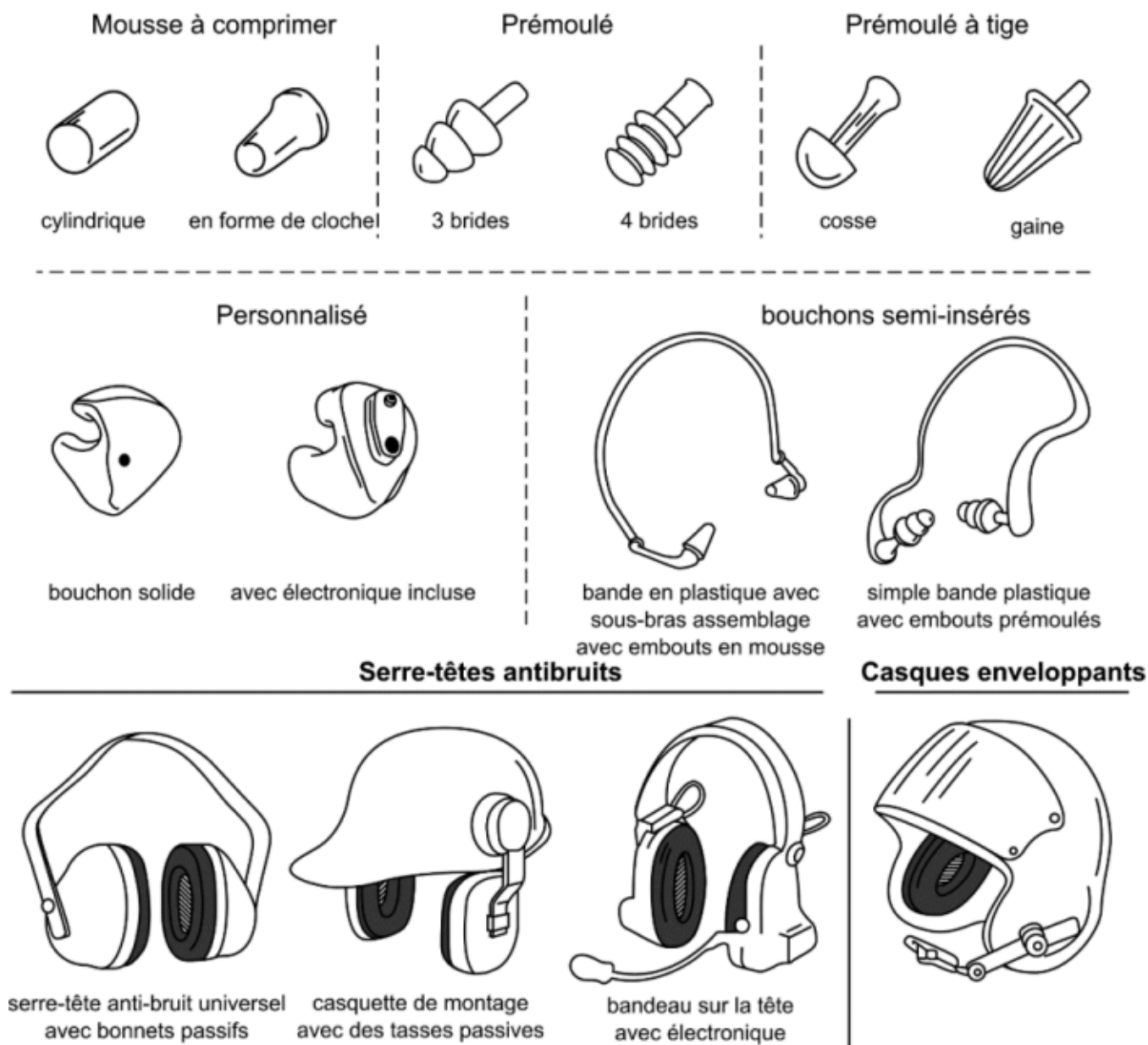


Figure 3 : Exemples de dispositifs de protection auditive personnels généralement utilisés dans l'industrie et dans l'armée.

Un certain nombre de bouchons d'oreille pré-moulés et certains bouchons d'oreille en mousse peuvent être fournis en plusieurs tailles, pour s'adapter correctement à une large gamme de tailles d'oreilles. Les enregistrements de la taille délivrée à chaque employé doivent être conservés, et les employés doivent savoir où aller ou comment obtenir des remplacements appropriés pour les bouchons qui sont perdus ou usés. L'expérience suggère que pour les bouchons d'oreille pré-moulés, un petit pourcentage de la population nécessitera des tailles différentes pour les oreilles gauche et droite. En règle générale, plus un bouchon d'oreille pré-moulé est disponible en un nombre élevé de tailles, plus il est probable que la taille adaptée

diffère d'une oreille à l'autre. L'utilisation de tailles différentes pour les deux oreilles peut poser un problème pour les appareils dont les codes de couleur indiquent la taille, car certains employés peuvent hésiter à porter deux bouchons de couleur différente. Avec des bouchons d'oreilles en mousse, la probabilité d'avoir besoin de tailles différentes pour les deux oreilles est minime.

En raison de la dextérité requise pour manœuvrer de petits objets tels que des bouchons d'oreille dans des cavités serrées comme des conduits auriculaires, la taille et la forme des doigts peuvent également être importantes. Par exemple, certaines personnes ont des doigts larges et arrondis avec des ongles courts ou des phalanges manquantes. Pour ces utilisateurs, les mains plutôt que les oreilles peuvent déterminer le choix du protecteur.

BOUCHONS D'OREILLES EN MOUSSE À COMPRIMER

Les bouchons d'oreille en mousse de la variété « à comprimer », ainsi appelés pour souligner le fait qu'ils doivent être roulés et comprimés avant l'insertion, sont typiquement fabriqués à partir de polychlorure de vinyle (**PVC**) à récupération lente ou de polyuréthane (**PU**). Ni les mousses en **PVC** ni les mousses **PU** ne sont de type « acoustique » à cellules ouvertes qui sont appliquées sur les surfaces architecturales et mécaniques pour absorber le son. Ce sont plutôt des matériaux à cellules fermées de densité plus élevée (0,1 à 0,2 g / cm³) qui sont conçus comme des barrières acoustiques. Les bouchons d'oreille en **PVC** sont généralement découpés à partir de feuilles de mousse et ont des contours simples avec des côtés parallèles et des empreintes cylindriques ou hexagonales d'environ 14 mm de diamètre et 18-23 mm de longueur. Les **Bouchons d'oreilles** en **PU** sont généralement moulés. Ils peuvent donc avoir des formes de balles ou de cloches, et peuvent inclure des crêtes ou des caractéristiques asymétriques. Cependant, les formes relèvent plus de la cosmétique que de la fonctionnalité, tout en procurant des niveaux similaires d'atténuation, les bouchons d'oreilles se sentent et se comportent différemment dans la main et dans l'oreille. Les bouchons d'oreille en mousse de polyuréthane sont généralement plus sensibles à l'absorption d'humidité que ceux en **PVC**. L'humidité absorbée peut les faire se dilater trop rapidement pour une insertion correcte. Bien que les bouchons d'oreilles en **PU** semblent plus doux au toucher, cela ne se traduit pas nécessairement par une plus grande sensation de confort, une fois insérés dans l'oreille.

Depuis leur introduction en 1972, les bouchons d'oreille en mousse sont devenus le type de protection auditive le plus utilisé en raison des niveaux élevés de confort et d'atténuation qu'ils procurent. Ils peuvent être difficiles à insérer correctement pour certains utilisateurs en raison du roulage de la mousse requis, mais grâce à leur conformabilité, même un bouchon d'oreille en mousse partiellement ajusté offre généralement une bonne étanchéité acoustique ainsi qu'une atténuation égale ou supérieure à d'autres types des **PIBs** (voir le chapitre Atténuation réelle). Le choix de l'un ou l'autre des matériaux est souvent basé sur les préférences personnelles. Alors que les bouchons d'oreille en mousse sont fréquemment considérés

comme jetables (ce qui augmente le coût d'utilisation), ils peuvent être réutilisés plusieurs fois, généralement jusqu'à ce que les caractéristiques de récupération de la mousse changent ou que le bouchon d'oreille ne reprenne plus sa forme naturelle.

Pendant de nombreuses années, la plupart des bouchons d'oreille en mousse n'étaient disponibles qu'en une seule taille adaptée à la plupart des conduits auditifs, mais cependant pas tous. Cette approche simplifiait la distribution, l'archivage et l'inventaire. Cependant, l'approche de taille unique exigeait une attention supplémentaire pour les utilisateurs avec des conduits auditifs très petits ou très grands afin de s'assurer que l'ajustement n'était ni trop serré, dans un cas ni trop lâche dans l'autre. Aujourd'hui, certains modèles sont disponibles en deux ou plusieurs tailles pour assurer le meilleur ajustement pour la plus grande variété d'utilisateurs. Étant donné que les bouchons d'oreilles en mousse nécessitent une manipulation manuelle avant l'insertion, pour laquelle les mains doivent être relativement propres, ils ne pas être le meilleur choix lorsque les **PIBs** doivent être retirés ou réinsérés par un travailleur dont les mains seraient au contact de substances caustiques ou irritantes ou même d'une matière abrasive (voir le chapitre Examen initial des oreilles et Hygiène **PIB**).

BOUCHONS D'OREILLES PRÉMOULÉS

Les bouchons d'oreilles prémoulés sont formés à partir de matériaux flexibles de forme conique, bulbeuse ou autre, généralement avec des brides ou des bagues d'étanchéité qui sont fixées à une tige flexible pour la manipulation et l'insertion. Ils sont généralement disponibles en plusieurs tailles pour s'adapter à la plupart des oreilles et sont mis en place dans l'oreille pour obtenir une étanchéité acoustique avec les conduits auditifs.

Les bouchons d'oreilles prémoulés comportent généralement de une à quatre brides. Généralement, plus le nombre de brides est grand, moins les tailles requises pour s'adapter à la population sont grandes. Les bouchons d'oreilles prémoulés sans brides sont normalement plus difficiles à dimensionner correctement et sont plus enclins à se détacher pendant l'utilisation. Les brides à rebord qui entrent en contact tangentiel avec les parois de l'oreille fournissent généralement un confort plus grand que les brides qui coupent perpendiculairement le **Conduit auditif**, et entrent en contact ainsi avec la peau, principalement à leurs surfaces périphériques.

Contrairement aux bouchons d'oreille en mousse, les bouchons d'oreille prémoulés peuvent être insérés sans préalable par l'utilisateur. Ceci est avantageux pour ceux qui manquent de dextérité pour accomplir la procédure d'insertion. Ces bouchons confèrent également des avantages hygiéniques potentiels quand le roulage de la mousse doit être accompli avec des mains sales. En raison de la difficulté d'obtenir et de maintenir une bonne étanchéité acoustique avec des bouchons d'oreilles prémoulés chez un large éventail d'utilisateurs, la performance réelle s'est avérée plus limitée pour la plupart des produits de cette catégorie (voir le chapitre Atténuation réelle).

BOUCHONS D'OREILLE EN MOUSSE PRÉMOULÉ À TIGE

Les bouchons d'oreille en mousse à pousser ont été introduits dans les années 1990 comme un hybride destiné à combiner le confort et l'adaptabilité d'un bouchon d'oreille en mousse avec la facilité d'insertion d'un bouchon d'oreille prémoulé. Aujourd'hui, de nombreuses versions sont disponibles. Les modèles actuels sont des produits de taille unique avec une gousse de mousse, un dôme ou une gaine conique attachés à une tige quelque peu rigide mais néanmoins flexible. La mousse, semblable à celle utilisée dans les bouchons d'oreille en mousse, est poussée dans la cavité de l'oreille en utilisant la tige. Dans le cas des bouchons d'oreille gainés, la mousse est essentiellement entraînée dans l'oreille au moment où on pousse la tige et par conséquent la pointe en place, parfois avec un mouvement de torsion pour faciliter l'insertion.

BOUCHONS D'OREILLES FORMABLES

Des bouchons d'oreilles formables peuvent être fabriqués à partir de matériaux malléables tels que des combinaisons de coton / cire ou de mastic de silicone (exposés ou enfermés dans une vessie). Les espérances de vie varient de produits à usage multiple tels que la cire malléable et le silicone à des articles relativement permanents tels que les mastics encastrés.

Bien que le coton seul soit un protecteur auditif très pauvre en raison de sa faible densité et de sa porosité élevée, lorsqu'il est combiné avec de la cire, une protection contre le bruit peut être obtenue. La cire a tendance à rendre les dispositifs quelque peu difficiles à utiliser, en particulier en cas de température élevée. Ces bouchons d'oreille ne sont pas courants dans les **PPPA**s industriels, mais ils ont acquis une grande popularité sur le marché de la consommation depuis leur introduction à la fin des années 1920. Comme ces matériaux manquent d'élasticité, ils ne se dilatent pas comme les bouchons d'oreilles en mousse et sont donc simplement compactés à l'entrée de l'oreille. Par conséquent, ils peuvent perdre leur étanchéité à la suite d'un mouvement de la mâchoire et du cou et nécessitent un réajustement fréquent.

Les bouchons d'oreille en silicone malléable sont devenus populaires depuis les années 1980, mais principalement sur le marché de la consommation. Similaires aux produits en un mélange coton et cire, ils sont toutefois plus malléables et plus faciles à utiliser. Le caractère collant, inhérent du silicone, les amène à mieux adhérer à l'entrée de l'oreille et à la **Conque**. On les utilise couramment pour empêcher l'eau d'entrer dans l'oreille pendant la baignade, mais ils ont peu d'applications dans la préservation de l'ouïe professionnelle et ne sont donc pas illustrés à la figure 3.

BOUCHONS D'OREILLE MOULÉS SUR MESURE

Les bouchons d'oreilles sur mesure sont disponibles dans le commerce depuis plus de 50 ans, mais leur expansion dans les **PPPA**s professionnels a principalement augmenté en Amérique

du Nord et en Europe au cours de la dernière décennie. Pendant ce temps, le nombre d'options, de matériaux et de fonctionnalités offerts a augmenté, et de nouvelles méthodes ont été développées pour fabriquer un bouchon d'oreille personnalisé. Les méthodes peuvent être regroupées en trois catégories: bouchons d'oreille moulés sur mesure à partir d'empreintes auriculaires, formés in situ, ou obtenus grâce à des procédés de fabrication rapides (voir figure 4 pour une photo des bouchons d'oreilles personnalisés obtenus avec certaines de ces méthodes).

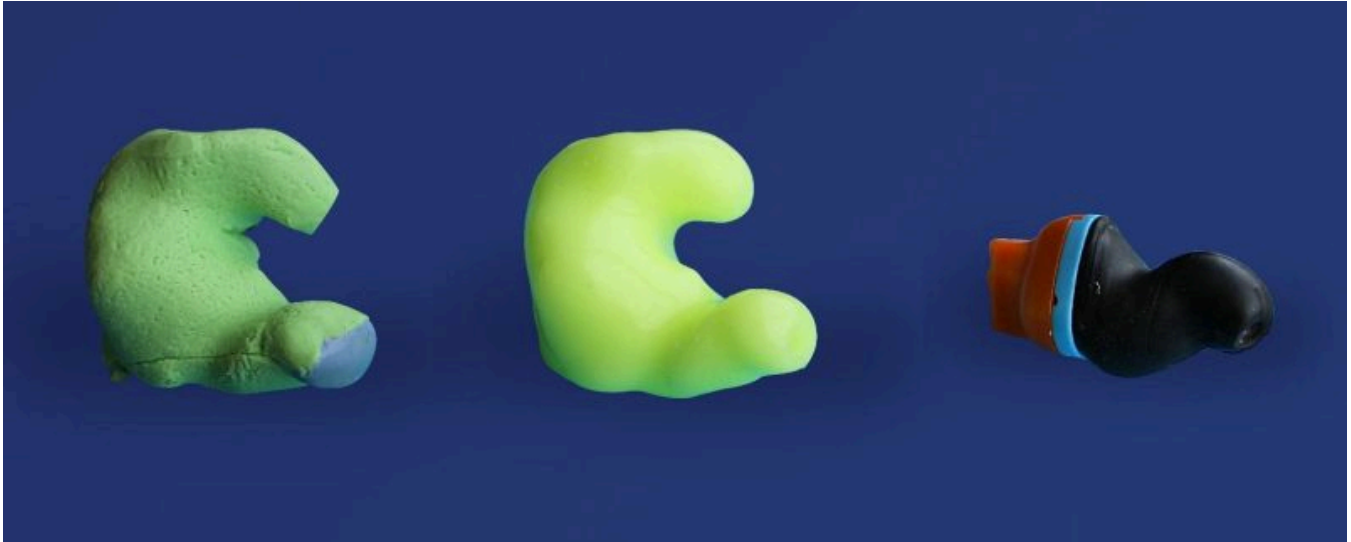


Figure 4: Bouchons d'oreille moulés sur mesure obtenus à partir de deux méthodes différentes pour le même conduit auditif : empreinte auriculaire (à gauche), bouchon auriculaire correspondant obtenu en laboratoire (au centre) et bouchon d'oreille personnalisé formé in-situ (à droite). Notez que le bouchon d'oreille in-situ, dans cet exemple, présente un plus faible remplissage de la conque ainsi qu'une impression légèrement moins profonde du conduit auditif.

La plupart des bouchons d'oreilles moulés sur mesure remplissent une partie du **Conduit auditif** ainsi que la **Conque** et le pavillon. La partie au contact du **Conduit auditif** agit comme un joint acoustique, bloquant ainsi le bruit. La partie en contact avec la **Conque**, sur le pavillon auriculaire, permet de maintenir le **PIB** en position. Bien que la position des bouchons d'oreille moulés sur mesure ait peu de chance de changer dans l'oreille avec le temps, en fonction de l'anatomie de l'oreille et de la précision avec laquelle ils sont fabriqués, un mouvement de la mâchoire ou du cou peut provoquer la rupture de l'étanchéité acoustique. Certains bouchons d'oreille moulés sur mesure sont fabriqués seulement avec une impression de **Conduit auditif**, à des fins souvent esthétiques mais parfois également de confort en partant de l'hypothèse que ce dernier serait amélioré en laissant une plus grande surface du pavillon découvert. Malheureusement, cela peut également nuire à leur maintien dans le **Conduit auditif** en provoquant plus facilement des pertes d'étanchéité pendant leur utilisation (Pirzanski, 2010).

Quelle que soit la technique ou le produit utilisé, la performance du produit fini dépend de la qualité de l'empreinte d'origine. Les bouchons d'oreille personnalisés peuvent être très confortables, en particulier lorsque le matériau utilisé est souple et cède à la déformation de l'oreille. Cependant, le plus haut degré d'atténuation sera obtenu avec un dispositif

profondément ajusté qui agrandit légèrement le canal auriculaire, et un pour lequel la partie du canal s'étend au moins jusqu'au second coude du canal auriculaire, voire le dépasse légèrement (Tufts *et al.*, 2013). L'expérience a montré que lorsque les moules sont réalisés par remplissage total et précis du **Conduit auditif**, le confort peut être dégradé. Inversement, un bouchon d'oreille sur mesure allant peu en profondeur dans le conduit peut être inadéquat non seulement en raison d'une atténuation plus faible, mais aussi du maintien en place insuffisant et de l'effet d'occlusion plus important (voir le chapitre Effet d'occlusion).

Un aspect notable des bouchons d'oreilles moulés sur mesure est qu'ils sont fabriqués pour un porteur donné, d'où leur appellation de **PIBs** « personnalisés ». Cette personnalisation des protections aurait de grandes chances d'encourager les utilisateurs à porter leurs **PIBs** et de les motiver à se protéger. Un autre avantage des bouchons d'oreille personnalisés, avec une impression conduit et **Conque**, est que les insertions incorrectes sont facilement détectées. Ces protections sont donc moins sujettes à une mauvaise insertion, et donc à une mauvaise utilisation, dans des conditions de terrain.

Réaliser des empreintes d'oreilles est un processus complexe qui nécessite de l'expertise. Les responsables des **PPAs**, les techniciens ou toute autre personne responsable de telles impressions devraient recevoir une formation personnalisée d'un audiologiste ou d'un autre professionnel spécialisé dans ce type de procédure. Occasionnellement, pendant la procédure d'impression, une gêne ou un léger traumatisme du **conduit auditif** peut survenir. Dans des cas encore plus rares, l'impression peut provoquer des lésions importantes du conduit auditif et de l'oreille moyenne (Wynne *et al.*, 2000). Afin d'éviter de telles complications, certains pays, états ou provinces, ont même des lois et réglementations stipulant quels groupes professionnels sont autorisés à faire de telles impressions. Malgré une bonne impression initiale, il peut être nécessaire de réitérer la procédure afin d'obtenir un ajustement optimal, la moindre imperfection dans l'empreinte pouvant provoquer une fuite acoustique ou une gêne.

Malgré les annonces de certains fabricants quant à la durée de vie "infinie" de leurs **bouchons d'oreilles** sur mesure, ces dispositifs, comme les autres bouchons d'oreilles, sont susceptibles de rétrécir, durcir et se fissurer. Une maintenance périodique doit donc avoir lieu pour vérifier leur souplesse, leur flexibilité et pour s'assurer qu'ils puissent encore être portés. La prise ou la perte de poids de plus de 9 kg (20 lb) peuvent affecter suffisamment l'ajustement d'un bouchon d'oreille sur mesure pour nécessiter la fabrication de nouvelles protections adaptées (Briskey, 1984). De plus, vu que, comme tous les **PIBs** de type bouchon d'ailleurs, ils peuvent être perdus ou égarés, et leur utilisation peut créer des problèmes administratifs. La fabrication des **bouchons d'oreilles** sur mesure nécessite du temps et les protections doivent impérativement pouvoir être disponibles en permanence. C'est pourquoi il faut prévoir de fournir aux employés une seconde paire de **PIBs** à utiliser en attendant le remoulage de leur **bouchons d'oreilles** sur mesure.

BOUCHONS D'OREILLE MOULÉS SUR MESURE OBTENUS À PARTIR DU CONDUIT AUDITIF

Les bouchons d'oreille moulés sur mesure obtenus à partir d'empreintes du conduit auditif sont généralement fabriqués à partir de mastics de silicone, mais certains sont disponibles en vinyle ou en acrylique. Les impressions sont faites en utilisant un matériau visqueux avec une consistance variant entre celle du sirop épais à celle d'un mastic doux. Le matériau est mélangé avec un agent de durcissement et injecté dans le conduit auditif à l'aide d'une grande seringue ou d'un système de pistolet d'injection. Il doit ensuite être laissé au repos pendant environ 5-10 minutes pour durcir par réticulation. L'impression peut devenir elle-même le **PIB** : c'est le cas de certains bouchons d'oreille sur mesure formés *in situ* qui seront décrits dans le chapitre suivante. Dans certains cas, il peut être trempé dans un revêtement avant utilisation pour aider à en améliorer la durabilité et l'étanchéité de l'ajustement; des revêtements supplémentaires peuvent augmenter l'atténuation, mais cela au détriment du confort. Le processus de fabrication en laboratoire le plus commun est celui dans lequel les impressions sont renvoyées au fabricant afin qu'il s'assure de leur qualité avant de les utiliser. Cela étant fait, il pourra créer les moules positifs et négatifs puis fabriquer les bouchons d'oreille sur mesure attendus. Le fabricant peut aussi choisir de numériser les impressions pour fabriquer les **bouchons d'oreilles** sur mesure *a posteriori*.

L'une des étapes les plus importantes dans la réalisation d'une empreinte auditive est qu'un tampon de coton soit placé au fond du conduit avant d'injecter le matériau. Cela permet à la fois de protéger le tympan et de garantir une impression plus fidèle et plus ajustée (Kieper *et al.*, 1991). Le meilleur ajustement résulte du fait que ce tampon oblige le matériau d'impression à pousser contre les parois du conduit pour le remplir complètement, ce qui garantit un ajustement serré et une bonne étanchéité acoustique. En l'absence de ce tampon, le matériau visqueux peut simplement s'écouler plus loin dans le conduit sans jamais être forcé à entrer en contact avec les parois du conduit (voir figure 5, impression la plus à droite).

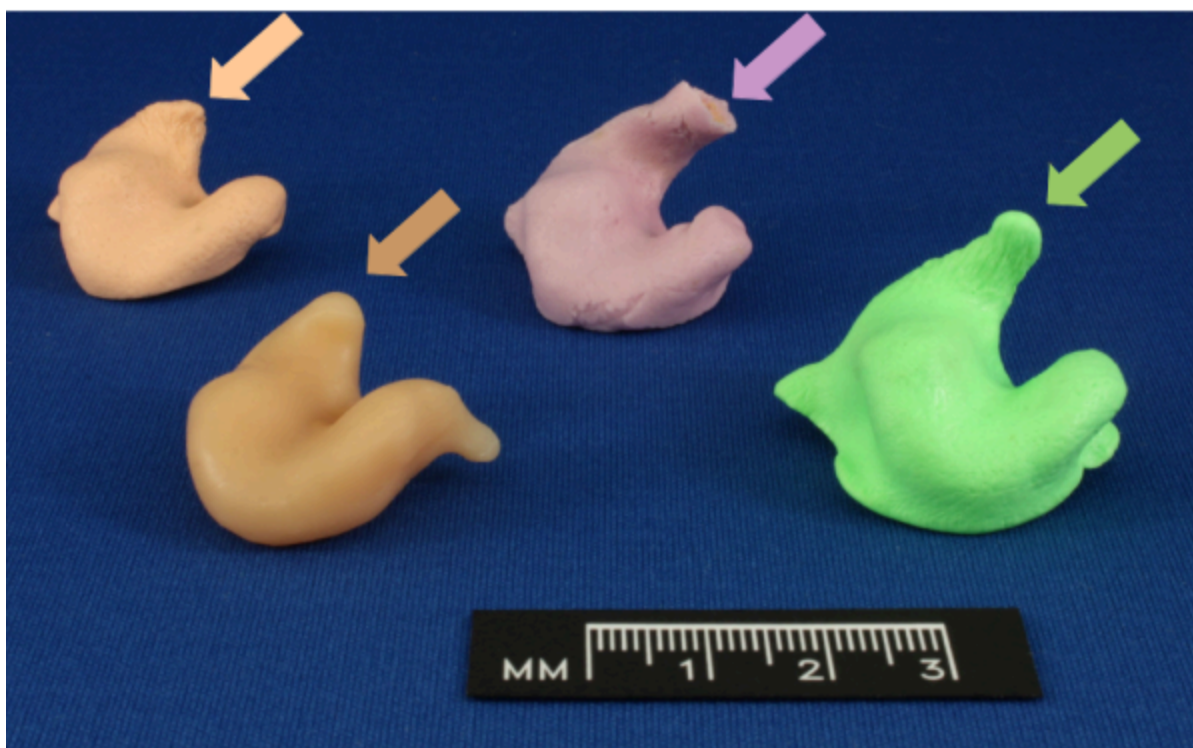


Figure 5 : Exemples de quatre empreintes pour le même conduit auditif droit, prises par quatre professionnels différents expérimentés dans la prise d'empreintes auriculaires. Les flèches indiquent les parties qui scellent le conduit auditif. Les deux empreintes à droite atteignent le deuxième coude de la région auriculaire, mais seule la plus à droite offre un remplissage suffisant pour bien sceller le conduit auditif.

De nombreux articles scientifiques ont relevé les avantages de l'utilisation d'un matériau de moulage à viscosité modérée ou élevée. En effet, un tel matériau permet d'expander adéquatement le conduit auditif et d'en obtenir une impression qui sera plus ajustée. D'autre part, dans certains cas, il a été démontré que prendre une empreinte avec la mâchoire ouverte et les dents serrées sur un le bloc de serrage procure une meilleure impression qui résultera en un bouchon sur mesure avec une meilleure étanchéité acoustique (Lerner, 2015, Pirzanski, 1997).

La figure 5 montre quatre empreintes de la même oreille réalisées par quatre professionnels différents, tous expérimentés avec ce type de prise d'impression. La partie du **bouchon d'oreille** en contact avec le **conduit auditif** (illustrée par les flèches) agit comme un joint d'étanchéité (ou barrière acoustique) qui isole l'oreille et bloque le son. L'utilisation de matériaux et techniques différents peut engendrer des variations significatives sur le bon moulage de certaines portions du conduit auditif. Une bonne atténuation nécessite un bon remplissage de la portion du conduit auditif située entre le premier et le deuxième coude directionnel (portion dite « canal » par opposition à « conque »), ce qui requiert une bonne qualité de l'empreinte d'origine (Berger, 2011a). La seule façon d'évaluer pleinement la qualité du bouchon d'oreille sur mesure est de mesurer l'atténuation qu'il offre. Aujourd'hui, ce

test peut être effectué aisément à l'aide d'un test d'ajustement (voir le chapitre sur Les tests d'ajustement des protecteurs auditifs).

BOUCHONS D'OREILLES MOULÉS PERSONNALISÉS FORMÉS *IN SITU*

Les bouchons d'oreille moulés sur mesure et réalisés *in situ* se présentent généralement comme un bouchon de forme générique capable d'être adapté sur mesure à la forme unique du **conduit auditif** et devenant au final un bouchon sur mesure. Cette approche permet de disposer en quelques minutes du **PIB**, plutôt que de devoir attendre que les bouchons sur mesure traditionnels, fabriqués à partir d'empreintes auriculaires. Les techniques *in situ* comprennent l'expansion au sein du conduit auditif d'un bouchon « gonflable » dans lequel de la silicone liquide ou de l'air est injecté (Casali, 2010b, Voix et Laville, 2002), ou encore le formage *in situ* par ramollissement dans de l'eau d'un bouchon thermoplastique de forme générique puis refroidissement et durcissement dans le conduit auditif.

BOUCHONS D'OREILLES MOULÉS PERSONNALISÉS OBTENUS AVEC DES PROCESSUS DE FABRICATION RAPIDE

La technologie de fabrication rapide, et en particulier l'impression 3D (également appelée fabrication additive), a permis la fabrication de bouchons d'oreilles moulés sur mesure à partir de fichiers numériques dans une gamme toujours plus large de matériaux plastiques durs et mous. Le fichier numérique représentant la géométrie du **Conduit auditif**, de la **Conque** et du pavillon peut être obtenu à partir d'un balayage numérique indirect ou d'un balayage numérique direct, définissant ainsi deux catégories distinctes de processus. Les balayages indirects sont tirés des empreintes traditionnelles comme décrit précédemment, alors que les scans directs utilisent un appareil spécialement conçu pour travailler dans les espaces étroits de l'oreille humaine. Une fois que la géométrie de l'oreille a été acquise, elle peut être manipulée en utilisant un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO) pour la transformer en un bouchon d'oreille personnalisé final. Travailler avec un fichier numérique permet d'inclure des alésages, des cavités et même des inclusions matérielles dans la conception, tels que des filtres acoustiques passifs, des composants électroniques, des poignées, des tiges, des supports de cordon, etc... d'où une large gamme d'applications et de personnalisation possible des **PIBs**.

Les bouchons d'oreilles personnalisés obtenus par des procédés de fabrication rapides sont actuellement en plastique dur imprimé 3D qui peut être recouvert d'une couche de matériau souple. Il en existe une qualité encore plus souple mais qui offre moins de durabilité, à l'heure actuelle, que celle des bouchons moulés traditionnels obtenus à partir d'une empreinte d'oreille. En attendant que l'obtention d'imprimante 3D devienne plus abordable et que leur utilisation se répande, ce processus de fabrication est généralement effectué à distance, le produit final étant expédié au client par le fabricant.

BOUCHONS D'OREILLE SEMI-INSÉRÉS

Un autre type de **PIB** est le bouchon d'oreille semi-inséré, appelé également arceau antibruit. Il se compose de cônes en matière souple qui sont maintenus en place par un arceau léger en plastique ou par un arceau à ressort en métal. Les cônes se positionnent sur la **Conque** et recouvrent l'entrée du **Conduit auditif**, ou s'enfoncent plus ou moins profond dans le conduit auditif. Les **Bouchons semi-insérés** qui coiffent le canal nécessitent une certaine force de l'arceau pour pouvoir conserver leur position et leur étanchéité acoustique. Les **Bouchons semi-insérés** qui pénètrent dans le canal se comportent comme des bouchons d'oreilles: ils procurent une étanchéité acoustique permettant de bloquer le bruit et n'ont pas besoin de la force de l'arceau. Par conséquent, les arceaux avec bouchons d'oreilles aux extrémités ressemblent à un dispositif semi-inséré aux vues de leur arceau mais se comportent comme des bouchons d'oreille.

Les bouchons d'oreille semi-insérés sont facilement enlevables et remplaçables. D'autre part, ils se portent aisément autour du cou lorsque l'on ne les utilise pas inutilisés. Leur bon ajustement dans l'oreille n'est pas compromis par le port de lunettes de sécurité ou de casques. Ces dispositifs sont généralement disponibles à double position (sous le menton et derrière la tête), ou à position "universelle" (à double position et sur la tête), avec des arceaux en métal ou en plastique. Les extrémités peuvent être fabriquées à partir de vinyle, de silicone, de mousse **PU** ou de composites, tels que de la mousse enfermée dans une vésicule en silicone. Elles peuvent avoir une forme balistique, de champignon, conique ou peuvent être à brides.

Les bouchons d'oreille semi-insérés sont principalement destinés à des utilisations intermittentes lorsqu'ils doivent être retirés et remis régulièrement. Ces situations peuvent être l'inspection périodique de l'équipement par du personnel normalement situé dans des postes de contrôle silencieux, la visite de superviseurs, ou encore le passage occasionnel de visiteurs sur les postes de travail bruyants. Dans le cas d'utilisation sur des périodes longues et en continu, la **Force exercée par l'arceau** et les bouchons sur l'entrée du canal peut rendre le port du dispositif inconfortable. Toutefois, pour les personnes préférant ce type de dispositif, même pour des utilisations longues, les meilleurs produits offrent une protection auditive adéquate. À la différence des autres types de **PIBs**, les dispositifs semi-insérés recouvrent généralement le canal auditif à l'entrée ou près de son entrée. Ils ont donc davantage tendance à provoquer un effet d'occlusion déformant, pour leur porteurs, la perception de leur propre voix (voir le chapitre Effet d'occlusion). Cet effet peut provoquer une gêne, parfois inacceptable, pour les utilisateurs. Autre inconvénient, certains dispositifs à semi-insertion, en particulier ceux qui restent en surface du canal, sur la **Conque**, tendent à perdre leur étanchéité acoustique de temps à autre, en particulier si l'arceau a subi un choc ou se déforme.

SERRE-TÊTE ANTIBRUIT

Les serre-têtes antibruit, communément appelés casques ou **Coquilles** anti bruits , sont normalement constitués de **Coquilles** rigides en plastique qui s'appliquent autour de l'oreille et y forment une étanchéité acoustique en utilisant de la mousse, du liquide (glycérine ou huile minérale), des coussins remplis de gel (voir figure 3) ou une combinaison de **Coussinets** remplis de gel et de couche(s) de mousse. Ils sont maintenus en place avec un arceau réglable à ressort en métal ou en plastique, ou par de courts bras à ressorts attachés à un casque. Les **Coquilles** sont revêtues d'un matériau avec de bonnes propriétés d'absorption acoustique, typiquement une mousse à cellules ouvertes, permettant d'absorber l'énergie à haute fréquence (au-dessus de 2 kHz). Les arceaux peuvent être utilisés dans une seule position ou, s'ils sont plus polyvalents, du style universel, ils peuvent être utilisés sur la tête, derrière la tête ou sous le menton. La plupart des fabricants offrent des pièces additionnelles en plastique ou en tissu à utiliser lorsque les bandeaux sont portés derrière la tête ou sous le menton. Ceci est nécessaire pour aider à assurer une protection adéquate et pour garantir un ajustement correct, confortable et sûr.

Le **Serre-tête antibruit** est relativement facile à utiliser, car il est généralement conçu pour s'adapter à presque tout utilisateur adulte, bien que chaque modèle offre différentes tailles de serre-tête et de **Coquilles** (voir le chapitre sur les PIBs spécialisés et autres appareils qui bloquent le son à l'oreille). Certains modèles pour enfants ont récemment été commercialisés. Quoi qu'il en soit, les serre-têtes antibruit doivent être essayés et leur ajustement doit être vérifié avant leur acquisition par l'utilisateur. Les modèles conviennent plus ou moins bien aux utilisateurs, selon leurs caractéristiques physiques. La taille de la tête peut être supérieure à ce que le serre-tête peut tenir, ou celle de l'oreille, à celle que les **Coquilles** peuvent recouvrir. De plus, des caractéristiques anatomiques particulières telles que des pommettes proéminentes (arcades zygomatiques) ou des dépressions sévères sous le pavillon de l'oreille et derrière la mâchoire (postérieure à l'articulation temporo-mandibulaire) sont particulièrement difficiles à compenser en vue d'un bon ajustement. Les cache-oreilles asymétriques (c'est-à-dire possédant des désignations haut / bas ou gauche / droite) sont souvent moins performants que les conceptions symétriques, d'autant plus que l'asymétrie augmente la probabilité d'une mauvaise utilisation.

Lorsque l'utilisation d'un casque de protection est également nécessaire, les casques de sécurité avec casque antibruit inséré représentent une alternative pratique aux serre-têtes antibruit portés derrière la tête ou sous le menton. Cependant, les serre-têtes antibruits attachés au casque de protection peuvent être plus difficiles à ajuster. Les bras de fixation pour le dispositif intégré au casque sont moins ajustables que les bras du **Serre-tête antibruit** seul, et ne permettent pas de s'adapter à autant de tailles de tête. Pour de tels dispositifs, non seulement les bras de fixation doivent être de bonne taille et bien situés, mais la suspension du casque doit aussi être réglée pour que la protection soit correctement ajustée sur la tête. Il est également

important que les utilisateurs soient avisés de ne pas placer les coussins en position de repos contre le casque de protection, car la pression constante engendrée sur les coussins peut entraîner une déformation permanente. Au lieu de cela, les bras de fixation doivent être tournés vers le bas pour que les **Coquilles** restent libres ou, si le fabricant le recommande, il faut mettre les bras en position de «repos » avant de ranger le le casque si on ne l'utilise plus .

Un certain nombre de paramètres de conception affectent l'atténuation offerte par le **Serre-tête antibruit**, y compris le volume et la masse des **Coquilles**, la force du serre-tête, la zone d'ouverture du coussin et les matériaux à partir desquels le dispositif est construit. L'effet du volume sur l'atténuation est illustré à la figure 6. De 125 Hz à 1 kHz, les **Coquilles** de plus grand volume offrent plus d'atténuation que celles de faible volume; sur cette plage de fréquence, le volume et la masse des **Coquilles** sont les paramètres physiques déterminants. Cependant, à partir de 2 kHz, l'atténuation n'augmente pas avec le volume de la **Coquille** et est même limitée par ce paramètre. L'augmentation de la surface externe de la **Coquille** favorise l'apparition de modes de vibration dans ses parois, réduisant ainsi le blocage des sons aux fréquences élevées.

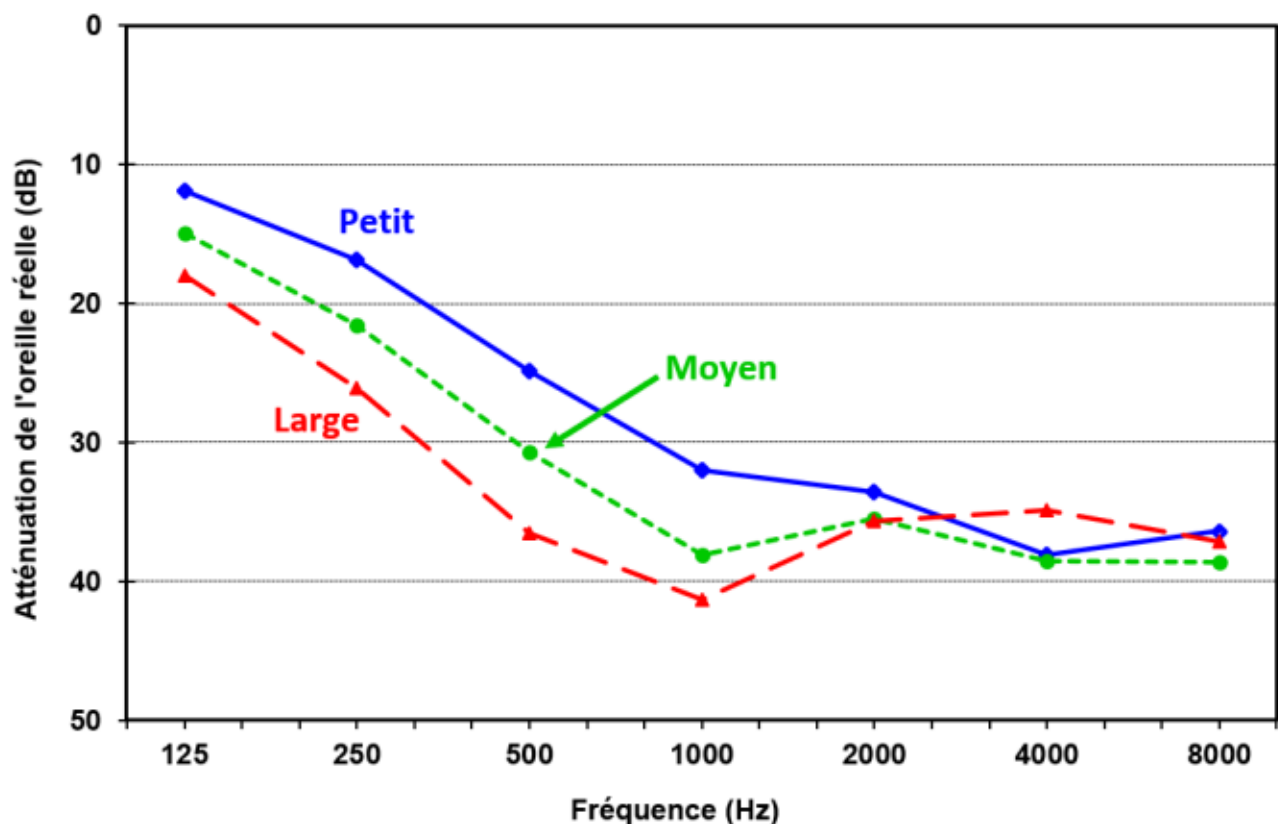


Figure 6 : Effet du volume de la coquille sur l'atténuation de serre-têtes anti-bruit. Le volume des coquilles est en centimètres cubes (petit ~ 120 cm³, moyen ~ 200 cm³, grand ~ 290 cm³).

Une force suffisante doit être exercée pour que les coussins soient parfaitement ajustés contre la tête et assurent ainsi l'étanchéité acoustique. Les fabricants doivent faire des compromis

entre un dispositif imposant une force plus élevée sur les **Coquilles**, qui offre alors une plus grande atténuation sonore mais un confort réduit, et une force plus faible, ce qui a des effets inverses. La force de l'arceau, qui peut se détériorer avec le temps et en fonction de l'utilisation, peut être vérifiée rapidement en comparant les positions de repos du casque anti-bruit usager à celles de nouveaux produits afin de s'assurer que l'écart entre les **Coquilles** est identique (voir figure 7).



Figure 7: Comparaison d'un serre-tête anti-bruit neuf et non déformé (à gauche) et d'un avec le serre-tête usé, étiré et déformé (à droite), les deux étant ajustés pour la même extension. Remarquez l'écart plus large en bas à droite.

En raison de la transformation de la pression sonore de l'extérieur vers l'intérieur des **Coquilles**, plus son ouverture est petite (les autres paramètres étant maintenus constants), plus l'atténuation qu'elle permet est importante. De plus, de petites ouvertures de **Coquilles** permettent d'avoir un meilleur contact circum-auriculaire avec les **Coussinets** plus proches du pavillon de l'oreille. Ceci tend à améliorer l'atténuation puisque l'influence des contours du visage et les mouvements de la mâchoire et du cou sont minimisés dans ces régions. Cependant, lorsque l'atténuation est améliorée par réduction de l'ouverture de la coupelle, cela peut se faire au détriment du confort et de la facilité d'utilisation.

Au fur et à mesure que l'ouverture de la **Coquille** est réduite, il devient de plus en plus difficile de l'ajuster au-dessus et autour du pavillon (voir la figure 2). Cela signifie que de nombreux utilisateurs doivent faire très attention à envelopper leurs oreilles dans les **Coquilles**. Même pour les **Coquilles** avec des ouvertures habituelles (65 × 41 mm), il faut toujours avertir les

utilisateurs de placer leurs pavillons entièrement dans les **Coquilles du Serre-tête antibruit**, car il n'est pas rare d'observer un **Coussinet** reposant sur des parties de l'oreille externe, ce qui crée une fuite acoustique significative (Riko et Alberti, 1982).

Le choix des **Coussinets** remplis de mousse, de liquide ou de gel est quelque peu insignifiant, puisque, sur le marché actuel, tous offrent une performance relativement similaire. Les **Coussinets** remplis de liquide fournissent une protection légèrement meilleure aux basses fréquences et pour ceux en mousse la protection est un peu meilleure aux hautes fréquences. Cependant, des tests indiquent que, pour au moins une marque de casque antibruit, les **Coussinets** remplis de gel semblent mieux entourer les branches de lunettes (Berger et Kieper 1997, Wells *et al.*, 2013).

La housse de protection des **Coussinets**, qu'ils soient en mousse, remplis de gel ou de liquide, est faite d'une matière plastique qui peut durcir et se déformer avec le temps au contact des huiles corporelles, de la transpiration, des cosmétiques et des contaminants environnementaux. Pour cette raison, les **Coussinets** doivent être contrôlés au moins deux fois par an et remplacés si nécessaire. Des housses de **Coussinets** absorbantes sont disponibles pour améliorer le confort. Il a été démontré que les protections en papier, utilisées pour l'hygiène, ne dégradent pas les performances acoustiques, mais celles en tissu peuvent réduire l'atténuation puisqu'elles nuisent à l'étanchéité du coussin sur le côté de la tête.

Les **Serre-tête antibruit** conviennent aux expositions intermittentes en raison de la facilité avec laquelle ils peuvent être enfilés et retirés, et ils peuvent convenir lorsque les bouchons d'oreilles sont contre-indiqués (voir Examen initial des oreilles et Hygiène **PIB**). Pour le port à long terme, on dit souvent que les cache-oreilles sont serrés, chauds, volumineux et lourds, bien que dans les environnements froids, leur capacité à réchauffer soit appréciée. Il est facile pour les superviseurs de vérifier que les serre-têtes antibruit sont effectivement portés mais il ne faut pas oublier qu'un certain nombre de facteurs risque d'en compromettre l'atténuation sonore désirée (voir le chapitre Conseils pour la mise en cache). Il est donc déconseillé de déduire du fait qu'ils sont effectivement portés l'idée que la protection est efficace.

Lorsque l'on choisit un **Serre-tête antibruit**, les différences d'atténuation relativement faibles entre les marques les plus populaires et les différents modèles devraient peut-être nous indiquer que la sélection doit se baser sur d'autres facteurs; sauf dans le cas d'expositions extrêmes il faudra opter pour la meilleure protection. Souvent, les dispositifs plus petits et moins chers peuvent offrir un meilleur confort et sont donc plus facilement acceptés. Dans la pratique, on peut souvent obtenir une meilleure protection en veillant à ce que le **Serre-tête antibruit** soit correctement entretenu et porté, qu'en ayant accès aux modèles « haute performance » plus lourds et en général plus coûteux.

CASQUE INTÉGRAL

Les casques intégraux recouvrent une grande partie de la tête et sont généralement conçus principalement pour la protection contre les chocs (voir la figure 3). Ils ne sont généralement pas portés dans les milieux de travail courants, mais plutôt dans l'armée par les pilotes de chasse ou les personnels de chars d'assaut, ou encore dans le domaine du sport, par les conducteurs de motocyclettes. Lorsque les casques contiennent des **Coquilles** circum-auriculaires ou une doublure dense au niveau des oreilles, comme pour les casques militaires, ils peuvent également apporter une bonne protection auditive (voir Caractéristiques d'atténuation des PIBs). Dans les hautes fréquences, ils peuvent même atténuer au-delà de la conduction osseuse, limite normalement rencontrée avec les protecteurs auditifs conventionnels (voir le chapitre Conduction osseuse et tissulaire ainsi que Berger *et al.*, 2003).

RÉFÉRENCES

- Berger, E. H. (2011a). "Custom Hearing Protection, Have It Your Way ... Maybe," Ind. Hyg. News 34(3), 15 and 20.
- Berger, E. H., and Kieper, R. W. (1997). "Comparison of the Real-Ear Attenuation of Liquid vs. Foam Earmuff Cushions Tested in the E·A·RCAL Chamber," E·A·R/Aearo Technical Rept. 97-38/HP, Indianapolis, IN.
- Berger, E. H., Kieper, R. W. and Gauger, D. (2003). "Hearing Protection: Surpassing the Limits to Attenuation Imposed by the Bone-Conduction Pathways," J. Acoust. Soc. Am., 114(4), 1955-1967. doi:10.1121/1.1605415
- Briskey, R. (1984). "NAEL: Fitting Facts, Part VII: Hearing Aid Fitting: Outer Ear and Canal," Hearing Instr., 35(9), 30-32.
- Casali, J. G. (2010b). "Passive Augmentations in Hearing Protection Technology Circa 2010 Including Flat-Attenuation, Passive Level-Dependent, Passive Wave Resonance, Passive Adjustable Attenuation, and Adjustable-Fit Devices: Review of Design, Testing, and Research," Int. J. Acoust. Vib., 15(4), 187-195. doi:10.20855/ijav.2010.15.4269
- Kieper, R., Berger, E. H. and Lindgren, F. (1991). "An Objective Assessment of the Effect of Ear Impression Techniques on the Real-Ear Attenuation of Earmolds," Spectrum Suppl. 1, 8, 24.
- Lerner, A. (2015). "Attenuation Measurement of Open versus Closed Jaw Impressions in Custom Hearing Protector Devices," Spectrum Suppl. 1, 32, 38.
- Pirzanski, C. (1997). "Critical Factors in Taking an Anatomically Accurate Impression," Hearing J., 50(10), 41-48.

Pirzanski, C. (2010). "Hearing Aid Fittings and Diagnostics: Fitting Tips; Earmold Retention Issues: Why Does This Earmold Keep Falling Out?" *Hearing Rev.*, 17(5), 26–34.

Riko, K. and Alberti, P. (1982). "How Ear Protectors Fail: A Practical Guide," in *Personal Hearing Protection in Industry*, P. Alberti (Ed.), Raven Press, New York, NY, 323–338.

Tufts, J. B., Chen, S. and Marshall, L. (2013). "Attenuation as a Function of the Canal Length of Custom-Molded Earplugs: A Pilot Study." *J. Acoust. Soc. Am.*, 133(6), EL446–EL451. doi:10.1121/1.4802896

Voix, J., and Laville, F. (2002). "Expandable Earplug With Smart Custom Fitting Capabilities," in *Proceedings of the 2002 International Congress and Exposition on Noise Control Engineering*, Institute of Noise Control Engineering, Dearborn, MI, 9.

Wells, L., Berger, E. H., and Kieper, R. (2013). "Attenuation Characteristics of Fit-Compromised Earmuffs and Various Non-Standard Hearing Protectors," in *Proceedings of Meetings on Acoustics*, Montreal, 19, 040003, doi:10.1121/1.4799992

Wynne, M., Kahn, J., Abel, D., and Allen, R. (2000). "External and Middle Ear Trauma Resulting From Ear Impressions," *J. Am. Acad. Audiol.*, 11, 351–360. PMID: 10976496

MÉCANISMES ET LIMITES DE L'ATTÉNUATION DES PIBS

ELLIOTT H. BERGER ET JÉRÉMIE VOIX

Dans l'oreille non occluse, le trajet sonore dominant pour les sons venant de l'environnement extérieur va du canal auditif au tympan. Cependant, dans l'oreille occluse, quatre voies sonores distinctes peuvent être identifiées comme illustré à la figure 8: (1) les fuites d'air, (2) l'oscillation du dispositif de protection auditive, (3) la transmission structurelle à travers le **PIB** et (4) la conduction osseuse et tissulaire.

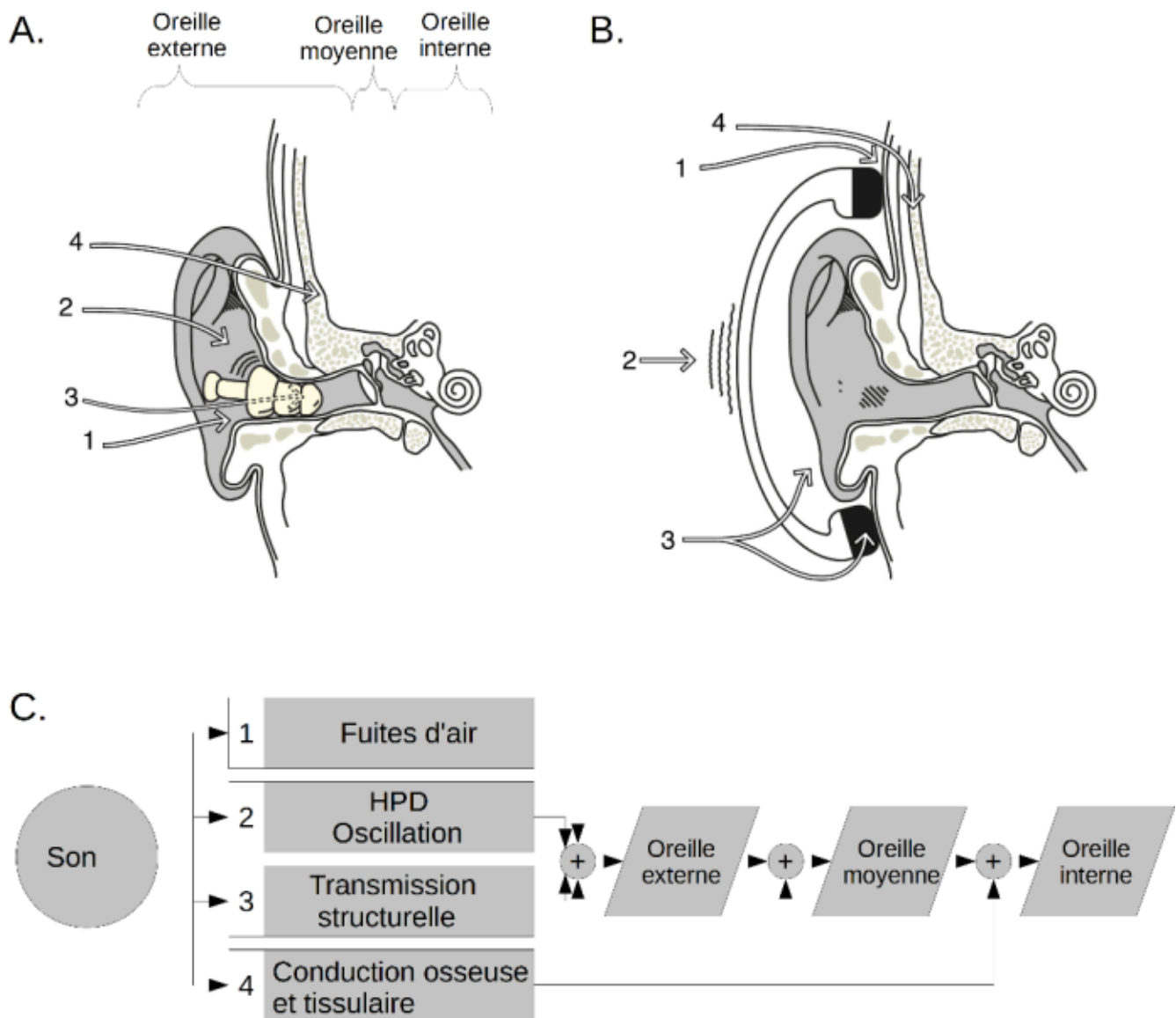


Figure 8: Chemins de transmission sonores à travers un bouchon d'oreille, (B) chemins de transmission sonores à travers un casque antibruit, (C) schéma synoptique des quatre chemins de transmission sonores de l'oreille occluse. [Illustration par Elliot H. Berger et Jérémie Voix]

FUITES D'AIR

Pour une atténuation maximale, les **PIBs** doivent essentiellement réaliser une étanchéité à l'air avec les parois de l'oreille ou les régions circum-auriculaires entourant le pavillon. Une fuite d'air peut réduire l'atténuation de 5 à 15 dB sur une large gamme de fréquences en fonction de la taille de la fuite. Les pertes les plus notables sont généralement observées à basses fréquences. C'est la voie clé à laquelle les défenseurs de l'audition et les utilisateurs doivent faire attention, car une fuite d'air peut affecter considérablement les performances du **PIB**. L'existence de fuites d'air dues à un mauvais ajustement ou à un mauvais état des **PIBs** est souvent ce qui différencie l'atténuation optimale obtenue en laboratoire de l'atténuation réelle

lors de l'utilisation courante. D'autre part, une étanchéité parfaite à l'air ne garantit pas un niveau d'atténuation sonore maximal, car les trajets #2 et #3 peuvent être dominants, réduisant l'atténuation sonore globale indépendamment de l'étanchéité du **PIB**.

OSCILLATION DU PIB

En raison de la flexibilité de la chair de l'oreille, les bouchons d'oreille peuvent vibrer à la façon d'un piston, limitant ainsi leur atténuation des basses fréquences. Les serre-têtes antibruits vibrent également comme un système masse-ressort, la raideur du ressort dépendant des caractéristiques dynamiques du **Coussinet** du dispositif et de la chair circum-auriculaire, ainsi que du volume d'air emprisonné à l'intérieur des **Coquilles**. Ce mouvement, aussi décrit comme un mouvement de corps solide, donne lieu à un phénomène de pompage qui limite l'atténuation des basses fréquences. Les valeurs d'atténuation maximales représentatives à 125 Hz pour les casques antibruit, les bouchons d'oreilles prémoulés et les bouchons d'oreilles en mousse sont respectivement d'environ 20 dB, 30 dB et 40 dB.

TRANSMISSION STRUCTURELLE À TRAVERS LE PIB

Pour les bouchons d'oreilles, les surfaces extérieures d'un **PIB** vibreront en réponse aux forces appliquées par les ondes sonores incidentes. Cette vibration se propage à travers le matériau protecteur et est transmise à sa surface interne où le mouvement résultant fait rayonner une onde sonore d'amplitude plus faible dans le volume fermé entre le **PIB** et le tympan du porteur. Pour les matériaux non poreux, la quantité d'atténuation sonore dépend de la masse, de la rigidité et de l'amortissement interne du matériau du bouchon d'oreille. Cette transmission structurelle à travers le **PIB** (trajectoire #3) et l'oscillation **PIB** précédemment vue (trajectoire #2), sont des phénomènes couplés et représentent un continuum de propagation du son et des vibrations (Viallet et al., 2013). Pour un bouchon d'oreille fabriqué à partir de matériaux fibreux tels que le coton ou les matériaux poreux, le fait qu'il soit imprégné d'air réduira son atténuation puisque le son pénètre dans l'appareil comme s'il y avait beaucoup de minuscules fuites d'air.

Pour les casques antibruit, la transmission structurelle à travers les matériaux des **Coquilles** et des coussins limitera normalement l'atténuation acoustique pour les fréquences supérieures à 1 kHz. La transmission du son à travers les parois de la **Coquille** est distincte de celle due à l'oscillation du **PIB**, qui est principalement due à la dynamique du coussin (Boyer *et al.*, 2013).

CONDUCTION OSSEUSE ET TISSULAIRE

Même si les **PIBs** étaient parfaitement efficaces pour bloquer les trois voies sonores précédentes, l'énergie sonore atteindrait toujours l'oreille interne (voir figure 8c) via la conduction osseuse et tissulaire ("Bone Conduction" en anglais, acronyme **BC** conservé dans le texte) à travers le crâne. L'énergie transmise de cette manière contourne le protecteur,

imposant une limite à l'atténuation de l'oreille réelle que tout **PIB** peut fournir. Cependant, le niveau du son atteignant l'oreille par ce moyen est environ 40-50 dB en dessous du niveau de son conduit par l'air à travers le **Conduit auditif**, comme illustré sur la figure 9 où la performance de protections auditives doubles est également présentée (voir le chapitre Double protection). Les données proviennent de (Berger *et al.*, 2003) et sont représentatives d'autres estimations de la littérature (Schroeter et Poesselt, 1986).

La contribution relative de l'énergie transmise par les voies **BC** est indépendante du niveau de bruit dans lequel le protecteur auditif est porté, donc même si les estimations **BC** sont généralement mesurées avec des signaux de test de bas niveau, les résultats correspondent aux effets trouvés aux niveaux supérieurs. De plus, la linéarité des voies **BC** est démontrée de manière approfondie par le travail de Clavier *et al.* (2012) qui utilise un modèle de tête conçu en respectant les caractéristiques mécaniques du crâne humain. Ils ont trouvé que les niveaux de pression acoustique à l'intérieur du crâne et l'accélération au niveau de l'os temporal étaient linéairement dépendants des niveaux de pression acoustique externes. À moins que l'atténuation des **PIBs** ne se rapproche des limites de **BC**, ce qui est rarement le cas dans les applications de terrain en prenant en compte les trois voies précédemment vues, le son transmis par les voies **BC** n'est normalement pas un problème majeur.

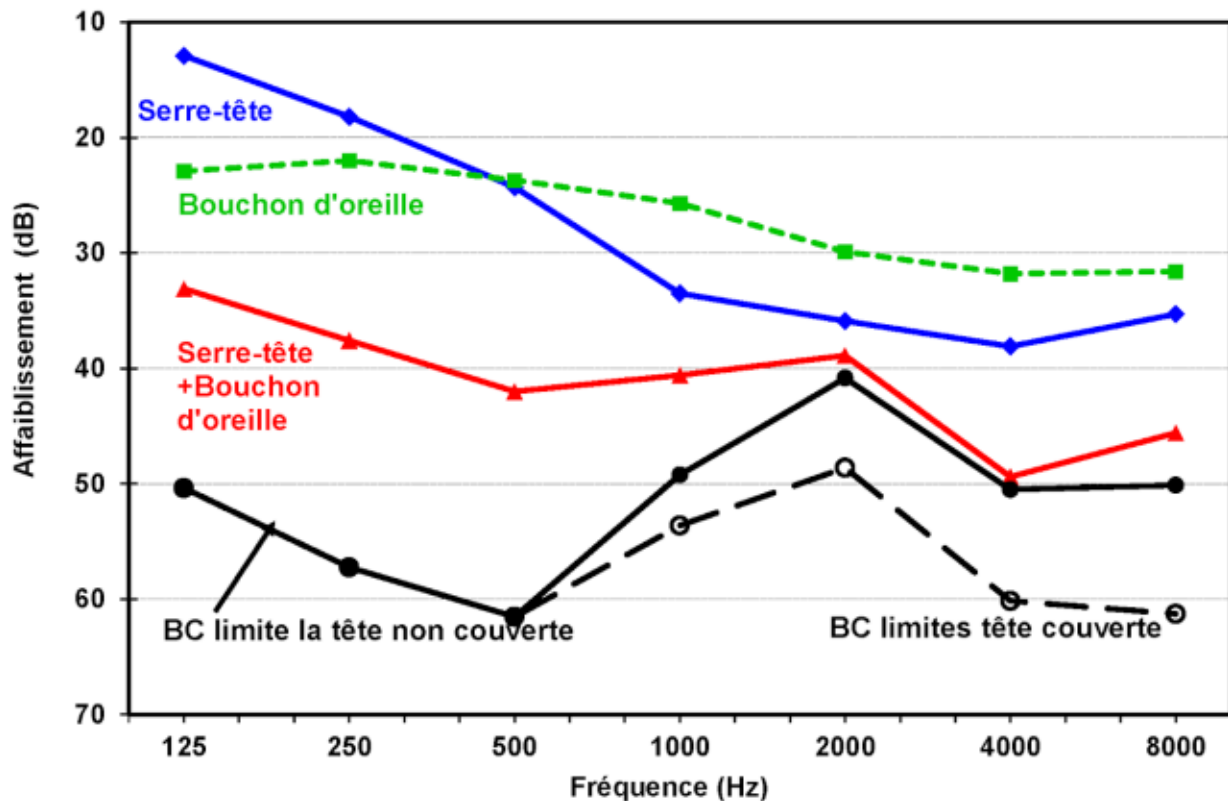


Figure 9 : Limites de la conduction osseuse (BC) imposée à l'atténuation d'un PIB avec tête non couverte et avec tête et visage couverts, ainsi qu'un exemple de l'atténuation fournie par un bouchon d'oreille, un casque antibruit et les deux PIB combinés ensemble.

Puisque les régions de la tête autour de l'oreille externe ne sont qu'une petite partie de la zone totale du crâne exposée au son, les couvrir avec un casque d'oreille est peu important par rapport à d'autres facteurs plus influents sur l'atténuation du protecteur auditif. Par conséquent, la performance relative des bouchons d'oreille par rapport aux casques antibruit n'est pas, en pratique, évaluée en étudiant les voies BC, mais par des facteurs inhérents à la conception des PIBs et à leur interface avec la tête. L'utilisation de **Serre-tête antibruit** avec un casque, qui ne couvre qu'une partie de la tête et comporte de nombreux trous à travers lesquels l'énergie sonore peut pénétrer, n'assure pas plus d'atténuation que le **Serre-tête antibruit** seul. Augmenter les limites d'atténuation de la conduction osseuse et tissulaire, tel qu'illustré à la figure 9, exige d'enfermer complètement la tête dans un casque rigide muni d'un masque facial, comme les casques de vol décrits précédemment. Cela peut augmenter l'atténuation jusqu'à 10 dB aux fréquences supérieures à 1000 Hz.

Une question souvent posée est « pourquoi la limite d'atténuation à 2 kHz est-elle visible lorsque des dispositifs d'atténuation plus élevés sont portés ? ». La baisse n'apparaît qu'à des niveaux d'atténuation élevés, car elle est due aux limites de conduction osseuse qui ne sont pas

approchées ou observées lorsque des valeurs d'atténuation plus faibles sont rencontrées. Il a été démontré que le pendage lui-même était dû à une résonance rotationnelle des osselets de l'oreille moyenne (Homma *et al.*, 2009).

RÉFÉRENCES

Berger, E. H., Kieper, R. W. and Gauger, D. (2003). "Hearing Protection: Surpassing the Limits to Attenuation Imposed by the Bone-Conduction Pathways," *J. Acoust. Soc. Am.*, 114(4), 1955–1967. doi:10.1121/1.1605415

Boyer, S. W., Doutres, O., Sgard, F., Laville, F. and Boutin, J. (2013). "Sound Transfer Path Analysis to Model the Vibroacoustic Behavior of a Commercial Earmuff," *Proceedings of Meetings on Acoustics*, 19(1), 040008. doi:10.1121/1.4800075

Clavier, O., Wilbur, J., Dietz, A., Zechmann, E. and Murphy, W. (2012). "Measurement of Bone-Conducted Impulse Noise from Weapons Using a Head Simulator," *J. Acoust. Soc. Am.* 132 (3, Part2), p. 2014. doi:10.1121/1.4755453

Homma, K., Du, Y., Shimizu, Y. and Puria, S. (2009). "Ossicular Resonance Modes of the Human Middle Ear for Bone and Air Conduction," *J. Acoust. Soc. Am.*, 125(2), 968–979. doi:10.1121/1.3056564

Schroeter, J. and Poesselt, C. (1986). "The Use of Acoustical Test Fixtures for the Measurement of Hearing Protector Attenuation. Part II: Modeling the External Ear, Simulating Bone Conduction, and Comparing Test Fixture and Real-Ear Data," *J. Acoust. Soc. Am.*, 80(2), 505–527. doi:10.1121/1.394046

Viallet, G., Sgard, F. and Laville, F. (2013). "Influence of the External Ear Tissue Domains on the Sound Attenuation of an Earplug Predicted by a Finite Element Model," in *Proceedings of Meetings on Acoustics*, 19(1), 040007. doi:10.1121/1.4800006

AJUSTEMENT ET ÉMISSION DES PIBS

ELLIOTT H. BERGER ET JÉRÉMIE VOIX

Le plus important pour la protection de l'ouïe au sein du **PPPA** est l'ajustement et l'émission des **PIBs**. Ce sont souvent ces phases qui posent problème et pour lesquelles les programmes peuvent être insuffisants. Dans une enquête américaine menée au début des années 1980, on a constaté que 58% des personnes délivrant des **PIBs** dans les **PPPA**s industriels n'évaluaient jamais l'ajustement des **PIB** aux oreilles de leur porteurs, et même lorsque c'était le cas, 42% des gestionnaires des **PIB** (superviseurs, opérateurs de caisses à outils et commis au stock) n'avaient pas reçu de formation sur l'appareillage de protection auditive (Royster et Royster, 1984). Malheureusement, cette étude n'a pas été reproduite, donc il n'y a aucune preuve que la mise en pratique des programmes pour la conservation de l'ouïe se soit améliorée depuis; cependant, il est clair que l'évaluation de l'ajustement et des compétences des gestionnaires sont des questions clefs à aborder pour que les programmes réussissent.

ENTRAÎNEMENT INDIVIDUEL ET EN GROUPE

Lors de la distribution d'un **PIB**, et quel que soit le type de protecteur distribué, il est préférable de réaliser l'ajustement du dispositif individuellement ou en petits groupes d'au maximum 5 élèves pour 1 instructeur. L'importance de cette étape et de cette configuration est primordiale car la compatibilité et l'ajustement des protecteurs doivent être validés pour chaque employé individuellement. L'audioprothésiste ne peut pas s'appuyer uniquement sur la formation en ligne interactive d'aujourd'hui pour mener à bien cette étape. Il faut également prendre en compte le fait que plus le groupe est petit, moins il est probable que les élèves soient embarrassés au cours du processus d'ajustement. Il faut prévoir environ 7-10 minutes par employé. Un complément efficace à une telle formation est l'utilisation de systèmes d'essai d'ajustement, techniquement appelés systèmes d'estimation d'atténuation de champ ("Field Attenuation Estimation System" en anglais, dont l'acronyme **FAES** sera conservé pour la suite), comme discuté dans le chapitre dédié aux tests d'ajustement.

La formation **PIB** en grand groupe est utile lorsqu'elle accompagne un travail individuel ou en petit groupe, mais pas lorsqu'elle le remplace. Travailler avec une classe nombreuse est un moyen approprié de faire passer un examen et un rappel pendant les formations annuelles obligatoires, mais non suffisantes, dans tout programme de prévention de perte d'audition (Royster et Royster, 1985).

Les protecteurs auditifs sont généralement distribués dans des environnements calmes, loin de la zone de travail bruyante. Il s'agit principalement d'une question logistique et de commodité

qui facilite la communication entre l'audioprothésiste et l'employé qui reçoit son protecteur . L'inconvénient de cette approche est que, dans des niveaux de bruit faibles (inoffensifs), le porteur ne peut pas mesurer les bénéfices de l'atténuation sonore fournie par les **PIBs**. Tester et ajuster ses **PIBs** dans un tel environnement revient à essayer d'évaluer des lunettes de soleil en les portant la nuit ou dans un magasin faiblement éclairé.

Lorsque du bruit est utilisé pendant le processus d'ajustement, l'employé peut l'écouter et s'en servir pour ajuster les **PIBs** et atteindre un minimum de bruit perçu. Les enregistrements de bruit à large bande ou de sons industriels typiques peuvent être émis à l'aide d'un lecteur audio portable. Si l'enregistrement pour une source de bruit particulière n'est pas disponible, l'hygiéniste doit faire un suivi auprès des employés dans leur environnement de travail afin de vérifier, dans les conditions d'utilisation, l'ajustement et l'adéquation des appareils distribués.

EXAMEN INITIAL DE L'OREILLE ET HYGIÈNE PIB

Avant de délivrer les **PIBs**, l'hygiéniste doit examiner visuellement l'oreille externe pour identifier les facteurs anatomiques qui pourraient interférer avec leur utilisation et leur bon fonctionnement ou pour vérifier l'absence de pathologies pouvant être aggravées par leur port. Si un problème est repéré, les **PIBs** ne doivent pas être portés avant une consultation professionnelle et l'obtention d'un traitement correctif ou que le problème suspect ait été jugé sans danger. Les signes suspects comprennent une sensibilité extrême, des rougeurs, des inflammations (à l'intérieur ou autour des oreilles), des plaies, des écoulements, des malformations congénitales ou chirurgicales de l'oreille.. Dans le cas particulier des **Bouchons d'oreilles**, il faut faire attention aux obstructions du **Conduit auditif** et / ou à la présence d'un bouchon de cérumen compacté ou d'un excès de cérumen. L'effet de ce dernier signe clinique est cependant difficile à évaluer car peu de données sont disponibles au sujet de l'influence des bouchons d'oreilles sur la formation, l'accumulation et l'altération du cérumen.

Comme pour tous les vêtements et équipements qui entrent en contact régulier avec la peau et l'environnement de travail, il faut s'attacher à la propreté des **PIBs**. Les **PIBs** doivent être nettoyés régulièrement conformément aux instructions du fabricant et des précautions supplémentaires doivent être prises lorsque les employés travaillent avec des substances irritantes. Normalement, l'eau chaude et le savon sont recommandés comme agents nettoyants. Les solvants et les désinfectants à base d'alcool doivent être évités. Les bouchons d'oreille et les casques antibruit ne pouvant pas être nettoyés correctement ou lorsqu'ils ont perdu leur aspect et résilience d'origine.

Les bouchons d'oreille réutilisables (bouchons d'oreille pré-moulés, bouchons d'oreille moulés sur mesure) sans composante électronique doivent être lavés dans leur intégralité et séchés soigneusement avant d'être rangés dans leur étui de transport. Idéalement, les employés devraient nettoyer régulièrement leurs bouchons d'oreille, mais dans la pratique, il suffit de les nettoyer deux à trois fois par semaine. Certains bouchons d'oreille en mousse peuvent

également être lavés et réutilisés un certain nombre de fois selon les recommandations du fabricant. Les **Coussinets** de casque antibruit doivent être périodiquement essuyés ou lavés. Leurs doublures en mousse peuvent également être enlevées pour le lavage, mais doivent être placées avant l'utilisation puisqu'elles impactent l'atténuation.

Toutefois, mettre l'accent sur l'hygiène au-delà des limites pratiques peut compromettre la crédibilité de l'émetteur / hygiéniste **PIB**. Il est souvent difficile de convaincre les employés de remplacer ou de réparer les **PIB** usés ou au moins de les nettoyer régulièrement. Malgré tout, les informations fournies par les autorités dans le domaine de l'audiologie et des **PPPA**, ainsi que les données épidémiologiques disponibles, suggèrent qu'il existe une probabilité minimale sur la prévalence des infections de l'oreille externe dues au port de **PIBs** (Berger, 1985; Gasaway, 1985; Royster et Royster, 1984).

Si une irritation ou infection de l'oreille est rapportée, son étendue exacte et son étiologie doivent être étudiées par un professionnel de santé qualifié pour déterminer si le **PIB** est à l'origine du problème ou s'il existe une autre cause majeure. Ces causes comprennent le nettoyage excessif de l'oreille, les sports aquatiques, les nettoyages d'oreille répétés avec les ongles ou autres objets dans les oreilles, les contaminants environnementaux et les troubles de santé tels que le stress, l'anémie, les carences en vitamines, les troubles endocriniens et diverses dermatites (Caruso et Meyerhoff, 1980). Lorsque les **PIBs** sont effectivement en cause, c'est souvent suite à la contamination des bouchons d'oreille, ou casque anti-bruit, par des substances corrosives et irritantes. Il est également possible que les **PIBs** soient incrustés par des matières coupantes ou abrasives. Dans un cas signalé de contamination des bouchons d'oreilles (Royster et Royster, 1985), des pratiques d'hygiène plus rigoureuses combinées à l'utilisation de bouchons d'oreille avec cordon pour permettre le retrait sans toucher le protecteur, ont éliminé le problème.

Si des problèmes d'oreille externe se développent, il est important de déterminer s'ils se limitent à un département, une opération ou un poste de travail particulier, à une ou plusieurs marques ou types de **PIBs**, à un changement des **PIBs** utilisés, à un moment donné de l'année, ou s'ils sont peut-être dus à d'autres politiques ou procédures qui auraient été modifiées dans l'environnement de travail. Cela permettra une approche raisonnée et aidera à éviter une réaction excessive qui pourrait compromettre le **PPPA** sans nécessairement résoudre le problème en question.

CONSEILS POUR L'AJUSTEMENT DES PROTECTEURS AUDITIFS

La mise en place et l'ajustement de protecteurs auditifs requièrent une approche pratique et une étroite collaboration avec les individus afin d'intégrer les commentaires des utilisateurs, et en même temps, pour transmettre des idées, des techniques et une assistance physique directe. Pour tous les **PIBs**, même les casques-antibruit et les bouchons d'oreille « taille unique », il est nécessaire que l'hygiéniste industriel évalue individuellement sur chaque personne qu'il

y a bien étanchéité acoustique avec l'appareil en question. Au cours des dernières années, plusieurs systèmes ont été développés et commercialisés pour évaluer l'étanchéité acoustique, ou « ajustement », d'un **PIB** donné ce qui permet d'estimer davantage l'atténuation fournie par le **PIB** lors de son port par l'individu (voir le chapitre Procédures de mesure d'atténuation de champ). En outre, il faut du temps pour s'habituer à des protecteurs auditifs, en particulier à la sensation physique et à la perception acoustique. Le confort est perçu différemment avec le temps, une période d'adaptation est donc recommandée pour les nouveaux porteurs, en particulier dans le cas des bouchons d'oreille. Il faut jusqu'à une semaine avant de s'adapter au port des protecteurs auditifs et avant de commencer à reconnaître et à apprécier leurs avantages acoustiques et autres. La distribution de **PIBs** et la formation qui s'en suit doivent également inclure des instructions sur la nécessité de réinstaller périodiquement les appareils tout au long du poste de travail s'ils sont cassés ou ne sont plus correctement ajustés, en notant le type et la taille du produit installé sur chaque oreille, ainsi que les instructions sur la manière d'obtenir les **PIB** de remplacement, ou certaines de leurs pièces, et sur l'emplacement où les récupérer. Des instructions sur les dangers des modifications des **PIBs** par l'utilisateur (voir le chapitre Sabotage), et la documentation de la formation sont également nécessaires. Il est important que si des dispositifs de taille particulière ont été initialement offerts, ajustés et utilisés par l'utilisateur, le même type de dispositif avec la même taille soit de nouveau fourni à l'utilisateur en cas de perte ou d'usure de ses protecteurs. Si un utilisateur trouve un dispositif inconfortable, un autre **PIB** doit être fourni. Lorsqu'un dispositif d'une autre marque ou d'un autre type est demandé, ou lorsque l'utilisateur a besoin d'un réajustement, l'hygiéniste industriel doit être consulté pour assister et valider la sélection des nouveaux **PIBs** et le réajustement.

Lors de l'ajustement des protecteurs auditifs, outre le besoin évident d'échantillons pour chaque type et taille de **PIBs** utilisés dans l'établissement, ainsi que celui de nettoyant et/ou désinfectant, serviettes et chiffons, il sera pratique de disposer des éléments suivants: (1) un otoscope, une lampe-stylo ou une lampe de diagnostic (lampe-stylo avec une pointe de plexiglas pour diriger le faisceau) pour visualiser les régions auriculaires et circumaurales, et du canal auditif jusqu'à la profondeur à laquelle le bouchon sera inséré, (2) des pince à embouts arrondis permettant le retrait des bouchons d'oreille insérés trop profondément, et (3) un outil de calibrage de l'oreille¹ pour aider à la distribution de bouchons d'oreille de taille appropriée.

UTILISER L'EFFET D'OCCLUSION COMME ASTUCE POUR L'AJUSTEMENT

L'occlusion du **Conduit auditif** et l'étanchéité acoustique dans l'oreille avec un casque antibruit ou un bouchon d'oreille augmentent l'efficacité de la conduction osseuse des sons de fréquence inférieures à 2 kHz vers l'oreille interne. Appelé effet d'occlusion, cet effet engendre,

1. Un outil disponible dans le commerce est l'outil de dimensionnement du canal auditif 3M Eargage™, tel que décrit dans la norme ANSI S12.6-2016.

chez les porteurs de **PIBs**, une modification de la perception de la voix et d'autres sons ou vibrations générés par le corps, tels que la respiration, la mastication, la marche, etc. (Berger et Kerivan, 1983; Stenfelt et Reinfeldt, 2007). De tous les conseils pour l'ajustement des **PIBs**, utiliser l'écoute de l'effet d'occlusion est le conseil le plus applicable, car il se met en place avec presque tous les types de protecteurs auditifs.

Concept clé

Pour faire l'expérience de l'effet d'occlusion, commencez par lire cette phrase à haute voix, puis boucher vos oreilles à l'aide de vos doigts et notez le changement dans le son de votre voix – sa plénitude supplémentaire ou sa bassesse résonnante. La qualité de la voix peut également être décrite comme plus profonde, creuse et étouffée.

L'effet d'occlusion peut être utilisé comme test d'ajustement pour les bouchons d'oreille ou les cache-oreilles en demandant au porteur de prononcer des mots contenant des consonnes occlusives ("papa", "bobo", etc.) tout en écoutant le changement de qualité de la voix décrit dans le concept clé ci-dessus. Repérer ces changements permet de garantir une bonne étanchéité acoustique par la présence de l'effet. Avec des bouchons d'oreille, une approche alternative consiste à parler avec seulement une oreille correctement ajustée. La voix entendue ou perçue dans l'oreille occluse devrait être plus forte. Si ce n'est pas le cas, le bouchon d'oreille doit être remis en place ou redimensionné. Lorsque la deuxième oreille a été ajustée correctement, l'effet doit être le même dans les deux oreilles, ce qui fait entendre la voix comme si elle émanait du centre de la tête.

Certains auditeurs sont incapables d'entendre des différences entre leurs deux oreilles quand il s'agit de repérer l'effet d'occlusion, mais la plupart peuvent entendre un changement dans le son global de leur voix une fois les deux oreilles scellées. Une autre façon, plus efficace pour certains individus, de provoquer un effet d'occlusion consiste à bourdonner (le test de bourdonnement). C'est un bon moyen de créer des sons de hauteur variable et de niveau constant qui peuvent être utilisés plus facilement lors de l'écoute de l'effet d'occlusion pour le réglage du **PIB**.

Il faut également mettre en garde contre l'effet d'occlusion. Bien que ce soit une bonne façon de tester l'ajustement des **PIBs**, sa présence est souvent citée comme une caractéristique désagréable du port de la protection auditive. Comme le montre la figure 10, l'effet est maximal lorsque le canal auditif est recouvert à son entrée, par exemple avec un dispositif semi-inséré. L'effet diminue à mesure que les bouchons d'oreilles sont insérés plus profondément ou avec l'utilisation de cache-oreilles, et se fait d'autant moins ressentir que le volume de la **Coquille** est élevé.

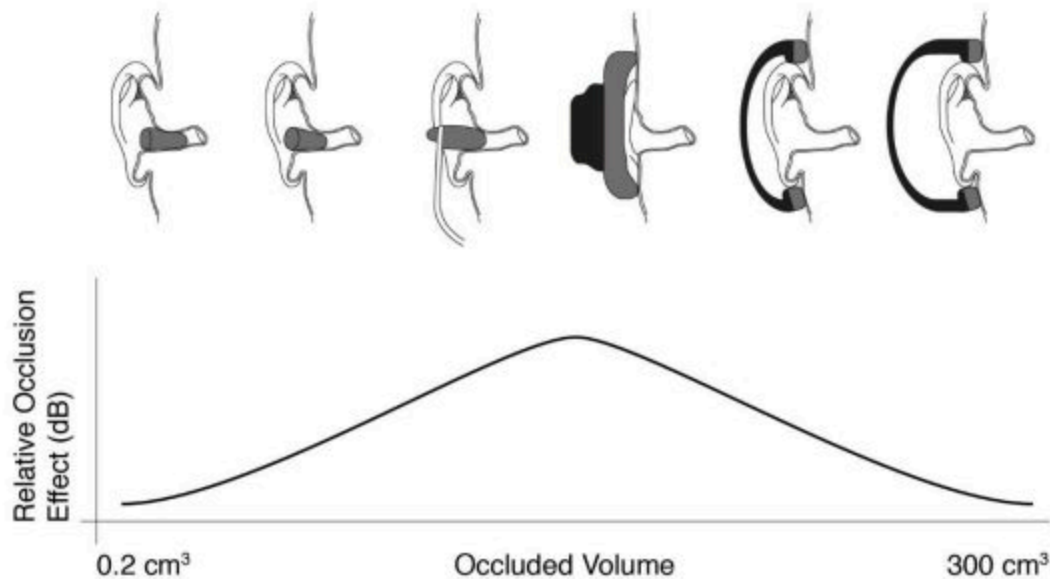


Figure 10 : Variation de l'effet d'occlusion en fonction de l'ajustement et le type de protection auditive. L'effet est minimisé par le port de bouchons d'oreille profondément insérés (côté gauche du graphique), il augmente à mesure que le bouchon d'oreille est retiré du conduit auditif. Son amplitude atteint un maximum lorsque le conduit auditif est recouvert par un dispositif semi-inséré ou lorsque le pavillon de l'oreille est couvert par un dispositif supra-aural, tel qu'un écouteur d'audiométrie (partie centrale du graphique). Finalement, l'effet diminue lorsque l'oreille est entourée d'un casque antibruit et continue à décliner à mesure que le volume de la coquille augmente (côté droit du graphique).

CONSEILS D'ADAPTATION POUR BOUCHONS D'OREILLE

Lors de la distribution des bouchons d'oreille, l'hygiéniste industriel doit insérer et mettre un place au moins l'un des bouchons d'oreille dans l'oreille de l'employé afin qu'il/elle puisse apprécier la sensation d'un dispositif correctement installé. Ceci est particulièrement important en raison de la réticence des utilisateurs les plus novices à insérer un dispositif, quel qu'il soit, en profondeur dans leurs conduits auditifs. Avec un bouchon d'oreille correctement inséré, la personne a alors un exemple à suivre. L'hygiéniste industriel peut/doit maintenant demander à l'utilisateur d'insérer l'autre bouchon d'oreille jusqu'à ce qu'il ressente la même sensation, et entende de la même manière, au niveau des deux oreilles. Il faut ensuite vérifier le bon ajustement dans chaque oreille. Une fois que les deux bouchons d'oreille ont été correctement insérés, l'employé peut les enlever, puis les réinsérer pour s'entraîner et s'assurer de la bonne compréhension du processus. Quel que soit le type de bouchons d'oreille, à l'exception peut-être des bouchons d'oreille personnalisés, l'insertion est généralement plus facile et plus efficace si l'oreille externe est tirée vers l'extérieur et vers le haut, comme illustré à la figure 11. Le pavillon est saisi en passant la main opposée derrière ou au-dessus de la tête.

Tirer sur le pavillon offre une plus grande ouverture du **Conduit auditif**, comme illustré à la figure 12. Les bouchons d'oreille doivent être insérés dans l'oreille droite en utilisant la main droite et dans l'oreille gauche avec la main gauche. Cela permet une meilleure approche qui garantit une insertion correcte du **Bouchon d'oreille** dans le conduit.



Figure 11 : Le « pinna pull », une méthode pour tirer le pavillon vers l'extérieur et vers le haut tout en insérant un bouchon d'oreille.

Concept clé

Technique de traction du pavillon: Commencez par saisir fermement le pavillon de l'oreille entre le pouce et l'index pour pouvoir l'écarter de la tête en tirant vers le haut et vers l'extérieur. Si de la résistance est ressentie lors de l'insertion du **Bouchon d'oreille**, essayez de tirer le pavillon dans des directions différentes tout en continuant à insérer le bouchon d'oreille. Cette technique permet souvent de trouver la direction « correcte » pour que le bouchon d'oreille glisse plus facilement.

L'hygiéniste industriel doit déterminer la meilleure direction dans laquelle tirer le pavillon pour accéder au conduit et maximiser son ouverture. Une petite source de lumière focalisée telle qu'une lampe-stylo ou une lampe d'oreille est utile à cet égard. Simplement presser le pavillon sur le côté du crâne est presque toujours inefficace. Il faut démontrer la technique correcte en guidant la main de l'utilisateur afin qu'il tire son pavillon de manière appropriée. Lors de la familiarisation avec le produit, tous les utilisateurs devraient apprendre à utiliser la technique de traction du pavillon pour savoir comment ajuster au mieux leurs bouchons d'oreille. Avec le temps et l'expérience, certains pourraient ne plus avoir besoin de le faire.

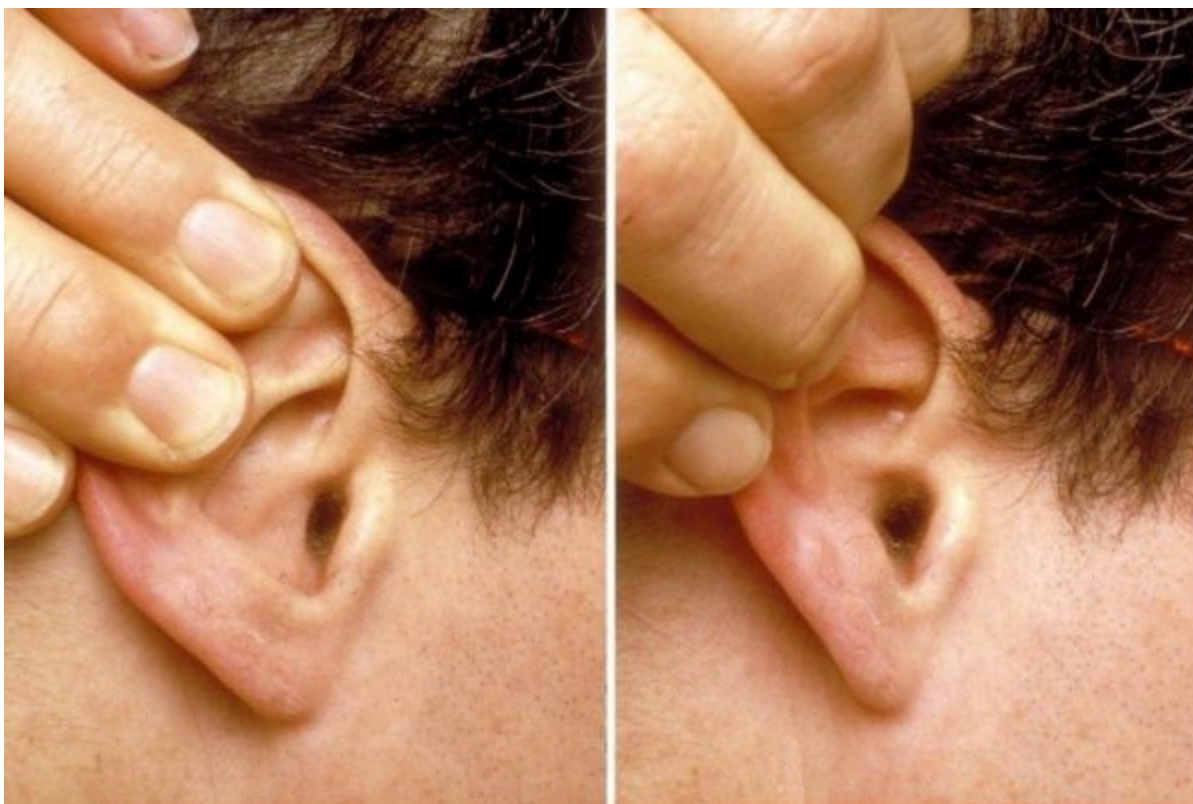


Figure 12 : L'effet minimal sur la lumière (ouverture) du canal dû à la pression du pavillon contre le crâne (à gauche) par rapport à l'agrandissement obtenu en tirant vers l'extérieur et vers le haut (à droite) lors de la technique de traction du pavillon.

Les employés peuvent également avoir besoin d'aide pour trouver la meilleure manière de “diriger” et d'insérer correctement les **Bouchons d'oreilles** dans leur conduit respectif. Bien que ce soit habituellement en dirigeant vers l'avant et légèrement vers le haut, cette recommandation peut varier considérablement en fonction des personnes. Dans certains cas, il se peut même qu'il faille diriger le bouchon vers l'arrière du crâne pour qu'il soit correctement ajusté. Il y a peu de risque de blesser le tympan pendant l'insertion, car la sensibilité de l'oreille à la pression ou à la douleur augmente de manière significative à l'approche du tympan. L'inconfort ressenti en touchant ces parties plus profondes du **Conduit auditif** avertira l'utilisateur d'arrêter de pousser le bouchon d'oreille avant qu'un problème puisse survenir.

Une fois les **Bouchons d'oreilles** ajustés, l'atténuation sonore peut être testée subjectivement en écoutant un bruit régulier et en pressant fermement les mains sur les oreilles, avec les paumes, les poignets vers l'avant et les doigts vers l'arrière (le test d'intensité sonore). Avec des bouchons d'oreille bien ajustés, les niveaux de bruit devraient sembler à peu près les mêmes, que les oreilles soient couvertes par les mains ou non. Inversement, si l'utilisateur casse l'étanchéité acoustique offerte par l'un des deux bouchons d'oreille, il convient de noter une augmentation marquée du niveau de bruit perçu. Si ce n'est pas le cas, il est probable que les protections étaient mal ajustées avant la tentative de rupture de l'étanchéité acoustique.

Tests préconisés pour vérifier l'ajustement des bouchons d'oreille : Bien que plusieurs tests soient décrits dans ce chapitre, à savoir « l'effet d'occlusion », « l'essai de traction », « l'essai de pompe » et le « test d'intensité sonore », le test recommandé pour vérifier qu'une protection est bien ajustée se base sur l'utilisation de systèmes pour **Test d'ajustement**, techniquement appelés systèmes d'estimation de l'atténuation des champs (**FAES**), comme indiqué au chapitre sur les tests d'ajustement. Le test **FAES** permet d'évaluer l'étanchéité acoustique ou l'ajustement d'un **PIB** donné. Il permet également d'estimer l'atténuation fournie par le **PIB** sélectionné sur un individu.

Lors de la distribution de bouchons d'oreille, les hygiénistes industriels pourront se rendre compte que les gens sont très préoccupés par la propreté de leur **Conduit auditif**. Si le cérumen adhère ou recouvre les exemplaires de bouchons d'oreilles, les porteurs peuvent se sentir gênés. Il faut donc leur assurer que les bouchons d'oreilles pénètrent plus profondément dans leurs oreilles que ce qu'ils peuvent, ou devraient, normalement atteindre lorsqu'ils nettoient leurs oreilles. De plus, une certaine quantité de cérumen est nécessaire pour fournir une barrière protectrice et émolliente pour l'oreille. Le cérumen permet en fait d'offrir une lubrification qui facilite et améliore l'insertion des bouchons d'oreille.

Enfin, les utilisateurs doivent être avertis que les bouchons d'oreille peuvent se déplacer lors du port et doivent être réinstallés. Des études ont démontré cet effet pour la plupart des bouchons d'oreille (Nélisse *et al.*, 2011; Kusy et Chatillon, 2012; Le Cocq et Voix, 2014), bien que ceux en mousse semblent y être moins sujets (Abel et Rokas, 1986; Berger, 1981).

Conseils d'adaptation pour bouchons d'oreille en **Mousse à comprimer**

Ces bouchons d'oreilles en mousse sont compressés avant l'insertion en les roulant dans un mince cylindre sans pli. Le cylindre doit avoir un diamètre aussi petit que possible, pour que les bouchons soient aussi comprimés que possible. Le laminage sans pli est obtenu en pressant légèrement lorsque l'on commence à rouler le bouchon dans le cylindre, puis en appliquant une pression progressivement plus grande lorsque le bouchon d'oreille devient plus étroitement comprimé dans le cylindre. Il faut s'assurer de rouler, et non de tordre le bouchon d'oreille dans un cylindre plutôt que dans d'autres formes, qu'elles soient coniques ou sphériques. Parfois les utilisateurs aplatissent leurs bouchons d'oreille comme des disques puis ils les insèrent latéralement dans leur **Conduit auditif**. Certains, après les avoir aplatés et après avoir écrasé leur bout, les poussent dans le **Conduit auditif** sans essayer de les rouler. De telles mauvaises utilisations sont faciles à détecter, et souvent, une fois corrigées, l'utilisateur a une bien meilleure expérience, puisqu'il obtient un meilleur ajustement.

Après insertion, il n'est pas nécessaire de maintenir les bouchons d'oreille en mousse dans le

conduit pendant qu'ils se dilatent. Les bouchons d'oreilles en mousse correctement insérés ne suivent pas la tendance observée avec des bouchons d'oreille insérés peu profondément (Berger, 2012).

Contrairement à d'autres types de bouchons d'oreille, les bouchons d'oreilles en mousse ne doivent pas être réajustés lorsqu'ils sont dans l'oreille. Si l'ajustement initial n'est pas convenable, ils doivent être enlevés, roulés à nouveau et réinsérés correctement. De plus, un effet d'occlusion important ne signifie généralement pas un ajustement optimal dans le cas des bouchons d'oreille en mousse puisque l'effet est maximisé lorsqu'ils pénètrent à peine dans le conduit ou bloquent le canal en superficie (voir figure 10). En effet, plus l'insertion est profonde (ce qui est généralement associé à un confort amélioré pour les bouchons d'oreille en mousse), meilleurs seront l'ajustement et l'atténuation, et moins l'effet d'occlusion sera perceptible et gênant.

La méthode la plus simple, mais la moins précise, pour évaluer l'ajustement de bouchons d'oreille en mousse, est de vérifier visuellement (pour l'hygiéniste industriel) ou avec le bout des doigts (pour le porteur) la position de l'extrémité du bouchon par rapport au tragus et au pavillon d'oreille (voir la figure 13). Si l'extrémité extérieure du bouchon d'oreille affleure ou se trouve légèrement sous le tragus, cela indique généralement qu'au moins la moitié du bouchon d'oreille se trouve dans le canal et que l'ajustement est correct. Si la plupart des bouchons d'oreilles dépassent le tragus et sortent de la **Conque**, l'insertion est probablement trop superficielle. Étant donné que les grandes différences de distances entre tragus et **Conduit auditif** en fonction des utilisateurs, ainsi que les variations significatives de dimension des bouchons d'oreille en mousse en fonction des marques ou modèles, cette vérification est seulement un guide approximatif.

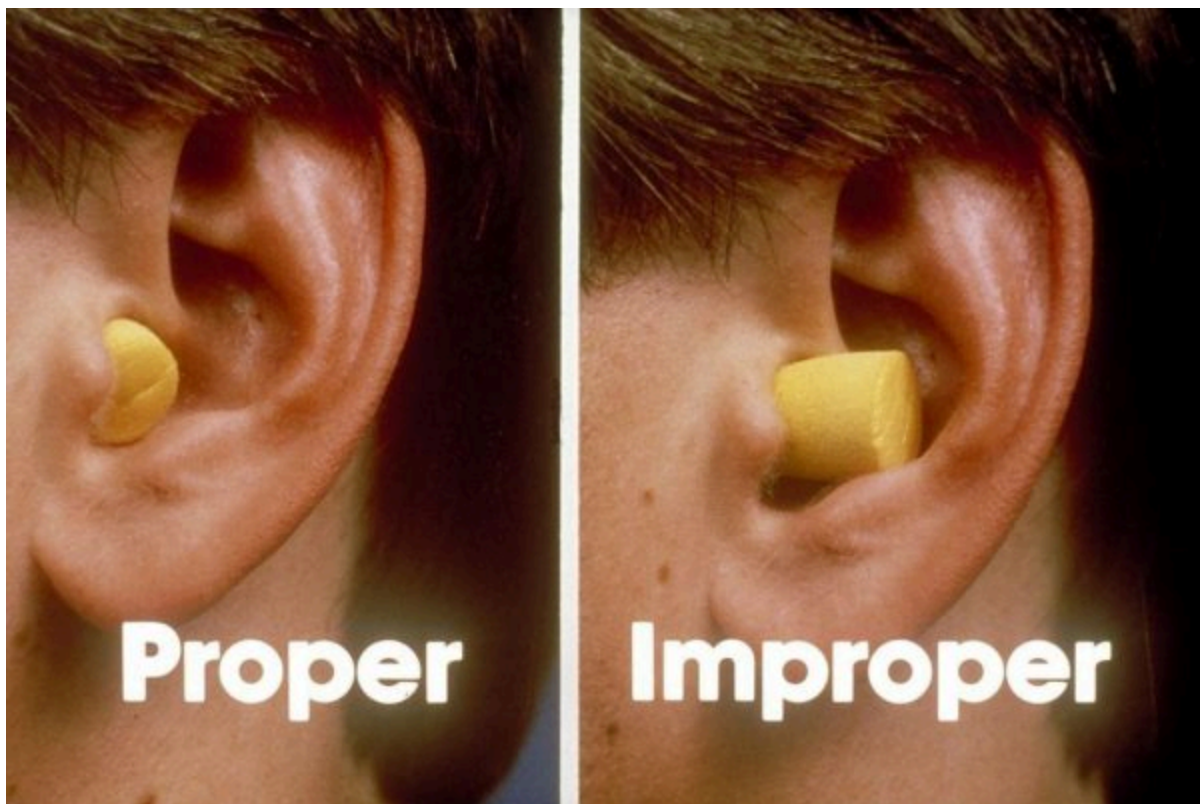


Figure 13 : Illustration d'un ajustement correct (à gauche) et incorrect d'un bouchon en mousse (à droite). [LG
Proper=correct; Improper: incorrect]

Un autre test que le porteur ou l'hygiéniste peut effectuer consiste à retirer un bouchon d'oreille après qu'il se soit dilaté dans l'oreille pendant environ une minute. Si il était bien ajusté, il devrait être exempt de plis et froissements, et la partie partiellement comprimée du bouchon indiquera si au moins la moitié de celui-ci s'étendait bien dans le **Conduit auditif** et s'il a effectivement permis l'étanchéité acoustique (voir la figure 14). Ce test est utile pour des conduits auditifs plutôt moyens ou petits, leurs dimensions plus petites permettant de faire une meilleure prise de forme du **Bouchon d'oreille**. Dans les conduits plus grands, l'impression du **Conduit auditif** sur le bouchon d'oreille sera moins marquée lors de son retrait, mais en raison de sa plus grande lumière, l'insertion est normalement plus facile et nécessite moins d'être vérifiée.

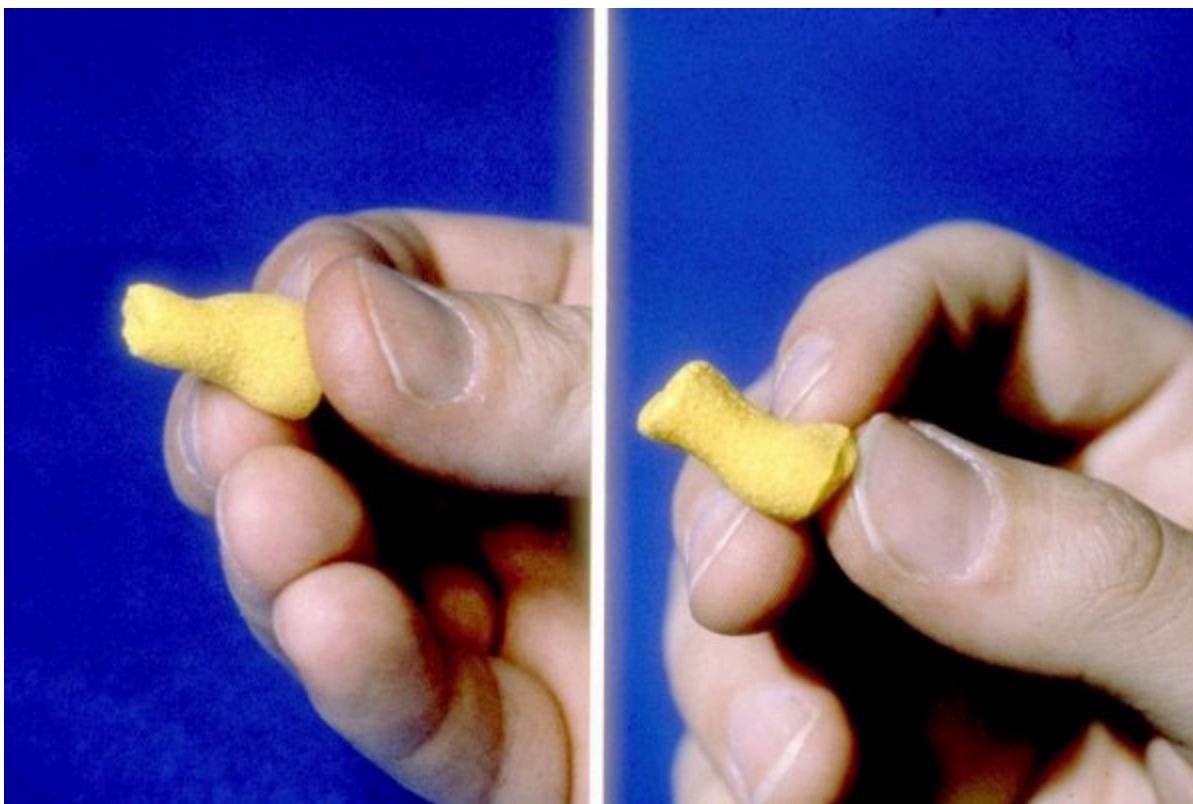


Figure 14 : Comment « lire » un bouchon d'oreille en mousse après son retrait d'un conduit auriculaire dans lequel on l'a laissé s'expandre pendant environ une minute. Principalement utile pour les conduits auditifs moyens et petits. L'exemple montre une bonne insertion dans laquelle environ la moitié de la fiche est comprimée dans la forme du conduit auditif sans plis ni froissements évidents.

CONSEILS D'ADAPTATION POUR BOUCHONS PRÉMOULÉS

Lors de l'insertion initiale des bouchons d'oreille prémoulés, l'hygiéniste devrait être capable de détecter facilement les erreurs grossières dans le dimensionnement du bouchon. Des jauges de mesure de conduits auditifs sont disponibles chez certains fabricants pour faciliter le processus de mise en place. Les bouchons d'oreilles qui sont trop petits auront tendance à glisser dans le canal sans aucune résistance, leur profondeur d'insertion étant limitée seulement par le doigt du monteur et non par le bouchon d'oreille lui-même. Les bouchons d'oreille trop grands n'iront pas du tout dans le canal, ou ne pénétreront pas assez loin pour permettre le contact de leurs plus grandes brides, qui sont les plus à l'extérieur, avec la **Conque** (voir la figure 15). Cependant, avec certains bouchons d'oreille à multiples brides prémoulés, il n'est pas nécessaire que la bride la plus à l'extérieur scelle l'oreille pour obtenir un ajustement approprié, notamment pour ceux qui ont des conduits auditifs de petite à très petite taille (voir la figure 16). La lubrification, fournie par exemple grâce à l'eau du robinet, ou même provenant du cérumen de l'utilisateur une fois que le bouchon d'oreille a été installé dans le **Conduit auditif** pendant une courte période, peut faciliter l'insertion d'un bouchon prémoulé, surtout en attendant que le porteur sache insérer correctement et efficacement le protecteur.

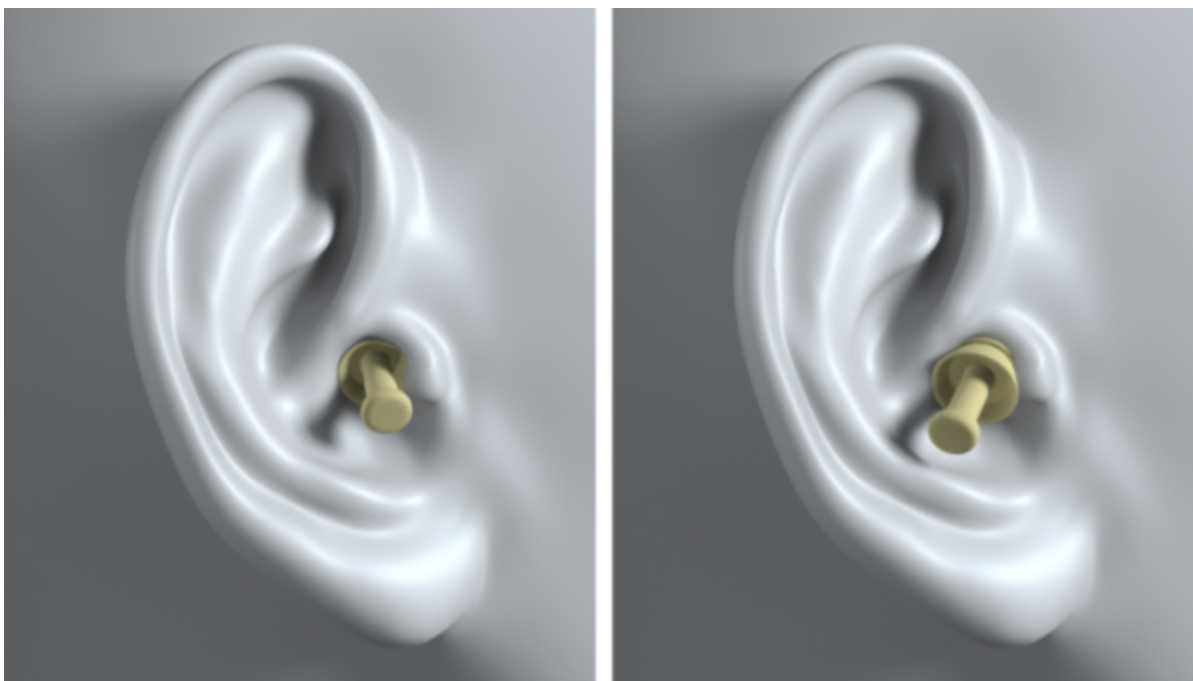


Figure 15 : Exemples de différentes insertions de 2 bouchons de taille différentes sur une même oreille: (à gauche) bouchon d'oreille correctement inséré avec l'aillette extérieure à l'entrée du conduit auditif, (à droite) pas suffisamment inséré et/ou surdimensionné.

Le dimensionnement correct et l'ajustement des bouchons prémoulés exigent habituellement qu'un compromis soit trouvé entre l'atténuation et le confort. Cela doit être accompli avec soin et compétence. Un bouchon d'oreille bien placé et qui semble entrer en contact avec les parois intérieures du canal sans étirer sensiblement les tissus est d'une taille idéale pour se familiariser avec le port de telles protections. Quand la dimension du **Conduit auditif** se situe entre deux tailles, le bouchon d'oreille de plus grande taille n'est pas nécessairement le meilleur à choisir. En effet même s'il peut fournir a priori plus d'atténuation, lorsque le bouchon d'oreille n'est pas porté de la bonne manière ou n'est pas utilisé correctement en raison de l'inconfort qu'il procure, l'efficacité de la protection obtenue peut être inférieure à celle qui aurait été atteinte si la plus petite taille, la plus confortable, avait été choisie.

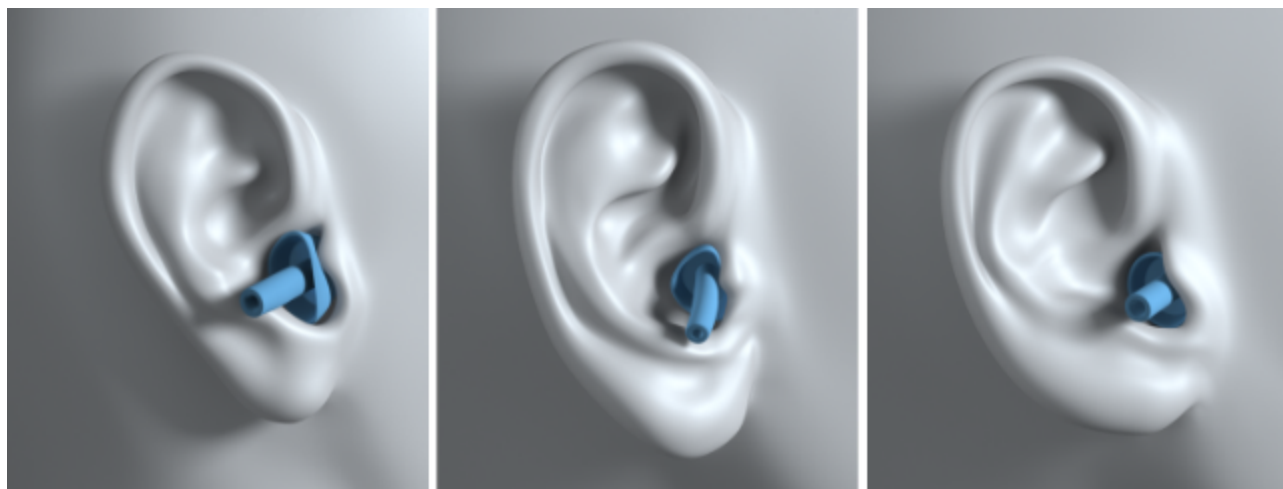


Figure 16 : Exemples d'ajustement d'un bouchon de même taille pour trois oreilles différentes : à gauche, l'aillette extérieure n'entre pas dans le petit conduit; au centre, l'aillette extérieure entre bien dans le conduit de taille moyenne; à droite, l'aillette extérieure entre trop profondément dans le conduit de grande taille.

Un bouchon d'oreille prémoulé correctement inséré créera généralement une sensation d'oreille bouchée provoquée par l'étanchéité pneumatique offerte par ce type de protection. Lorsqu'il y a bien une bonne étanchéité, une résistance doit être ressentie lorsque le porteur tente de retirer le bouchon d'oreille du **Conduit auditif**, un peu comme retirer un bouchon en caoutchouc d'une bouteille en verre (le "tug test"). L'étanchéité peut être testée en amont, sans avoir à le rompre, en poussant et tirant doucement le bouchon d'avant en arrière du **Conduit auditif**. Lorsqu'il y a bien étanchéité, ce mouvement de pompage provoque des changements de pression dans l'oreille que l'utilisateur est en mesure de détecter (test de la pompe). L'étanchéité à l'air, existante lorsque les bouchons d'oreille prémoulés sont correctement insérés, provoque un ressenti d'aspiration lors du retrait rapide des protections. Cela peut être inconfortable, douloureux, voire même potentiellement nocif pour l'oreille. Il est donc nécessaire de montrer aux porteurs comment retirer leurs bouchons lentement, en brisant l'étanchéité par une légère torsion du bouchon. D'autre part, il faut informer les collègues du porteur qu'ils ne doivent en aucun cas lui retirer des oreilles ses bouchons, que ce soit pour plaisanter ou pour d'autres raisons plus sérieuses.

CONSEILS D'ADAPTATION POUR BOUCHONS D'OREILLE EN MOUSSE PRÉMOULÉS À TIGE

Comme les bouchons d'oreilles en mousse prémoulés à tige sont généralement de taille unique, le calibrage à l'oreille n'est pas nécessaire et les embouts pour les bouchons d'oreille prémoulés peuvent être utilisés. Compte tenu de la souplesse du bouchon d'oreille en mousse, la technique du pinna-pull est particulièrement utile. Toutefois, comme pour les autres types de bouchons, si le **Conduit auditif** est large ou droit, il n'est plus nécessaire d'utiliser cette technique, en particulier une fois la technique d'insertion correctement maîtrisée. Pour ce type de bouchons d'oreille avec tige, une torsion peut faciliter l'insertion.

CONSEILS D'ADAPTATION POUR LES BOUCHONS D'OREILLE MALLÉABLES

Les bouchons d'oreilles malléables, comme le silicone, sont insérés correctement en les façonnant en forme de sphère puis en les positionnant dans l'entrée de l'oreille tout en tirant le pavillon d'abord dans un sens puis dans un autre. Former le bouchon en cône dans un souci de meilleure insertion dans le conduit ne présente pas d'intérêt: le matériau manque d'élasticité et ne se détend pas de façon à remplir le **Conduit auditif** et à créer l'étanchéité acoustique. De plus, les fabricants de ces produits déconseillent d'enlever de la matière aux bouchons d'oreille pré dimensionnés puisque cela pourrait aboutir à un **Bouchon d'oreille** trop petit, qui s'insérerait trop profondément dans le conduit et se retirerait difficilement.

CONSEILS D'ADAPTATION POUR BOUCHON D'OREILLE MOULÉS SUR MESURE

Les bouchons d'oreille moulés sur mesure sont généralement livrés dans une pochette de transport qui comprend un tube de lubrifiant. Le lubrifiant est généralement une gelée de pétrole (vaseline) et doit être appliquée sur les bouchons d'oreille pendant leur période initiale d'utilisation. Le lubrifiant rend les bouchons d'oreille plus faciles à insérer et adoucit également la surface du bouchon d'oreille, améliorant ainsi le confort. Il est possible d'arrêter d'appliquer du lubrifiant après qu'il ait été utilisé une dizaine de fois: le matériau de surface a alors suffisamment absorbé le lubrifiant et peut être facilement inséré jusqu'au prochain nettoyage du bouchon.

Des bouchons d'oreille moulés sur mesure sont insérés en plaçant initialement dans le **Conduit auditif** la partie correspondante et en tournant le bouchon d'oreille vers l'avant d'un quart de tour. Le bouchon d'oreille doit être tordu en faisant pivoter sa partie supérieure vers l'arrière de sorte que l'autre extrémité du bouchon d'oreille glisse dans le **Conduit auditif** et le reste du bouchon se dépose dans la **Conque** du pavillon. Assurez-vous que la partie correspondante, si incluse, se positionne correctement avec l'hélice (voir la figure 2 pour les caractéristiques anatomiques de l'oreille). Cette technique est différente de la façon dont les autres bouchons d'oreille sont insérés et adopter la technique de « traction du pavillon » n'est pas forcément nécessaire, quoique parfois utile. Bien qu'il faille généralement compter moins d'une demi-douzaine d'utilisations pour que le porteur sache insérer correctement ses bouchons d'oreille moulés sur mesure, la courbe d'apprentissage sera plus courte si les ajustements et insertions se font en présence de bruit (Voix *et al.*, 2005).

Pour éviter de provoquer un appel d'air dans le **Conduit auditif** qui pourrait endommager le tympan, les bouchons d'oreille moulés sur mesure ne doivent jamais être enlevés en les retirant rapidement hors du conduit, même tout en soulevant le pavillon. Ils doivent être enlevés grâce à un mouvement de torsion de sens opposé à celui utilisé pour l'insertion: il faut tourner la partie supérieure vers l'avant de sorte que les portions en contact avec l'hélice et la **Conque** soient retirées avant celle du conduit.

CONSEILS D'ADAPTATION POUR LES BOUCHONS SEMI-INSÉRÉS

Les bouchons d'oreille semi- insérés sont généralement simplement mis en place en les poussant dans l'entrée de l'oreille, bien que les détails varient pour chaque produit. Par exemple, un modèle nécessite de rouler et d'étirer les embouts avant l'insertion; pour un autre, il est conseillé de tirer sur le pavillon, et certains ont des orientations spécifiques (gauche / droite, haut / bas) qui doivent être prises en compte pour fournir une véritable protection . L'effet d'occlusion, qui est particulièrement perceptible pour ce type de produit (voir figure 10), et les tests d'intensité sonore sont les meilleures méthodes pour vérifier l'ajustement de ces dispositifs.

Un inconvénient fréquemment remarqué avec les bouchons semi-insérés est que lorsque l'arceau est frotté ou tapé, un son désagréable est entendu dans les oreilles. Ce phénomène est surtout notable dans les environnements peu bruyants. La meilleure solution est d'orienter soigneusement l'arceau tel qu'il soit protégé au maximum des contacts et des frottements. Cependant, la position la plus couramment adoptée lors du port de ces dispositifs est avec l'arceau derrière le cou ou sous le menton.

CONSEILS DE MONTAGE POUR LES SERRE-TÊTES ANTIBRUIITS

Contrairement à la croyance populaire, les serre-têtes antibruit ne sont pas des dispositifs universels. Le serre-tête peut ne pas s'étirer ou ne pas se resserrer suffisamment pour s'adapter à toutes les tailles de tête, et les **Coquilles** peuvent ne pas être assez grandes pour contenir certains types d'oreilles. Les contours dans les zones circumaurales de la tête du porteur peuvent être si irréguliers que les coussins peuvent ne pas se positionner correctement et ainsi ne pas fournir une bonne étanchéité acoustique. Bien que les serre-têtes antibruit soient généralement plus faciles à ajuster que les bouchons d'oreilles, ils doivent de la même manière être distribués individuellement, et leur ajustement doit être vérifié, pour faire connaître les caractéristiques du dispositif et s'assurer que les **Coquilles** sont compatibles avec l'anatomie du porteur.

Il faut faire comprendre aux utilisateurs l'importance d'obtenir la meilleure étanchéité possible entre les coussins et le côté de la tête. Il est nécessaire d'informer l'employé dans le cas où son dispositif a une orientation préférentielle, soit gauche/droite ou haut/bas. Ensuite, il faut placer le serre-tête sur la tête du porteur et s'assurer que les **Coquilles** sont bien entourées et centrées autour des pinna sans pour autant reposer dessus. Le serre-tête doit ensuite être réglé de manière à ce qu'il repose confortablement sur la tête et à ce que les coussins exercent une pression à peu près égale en tout point de la **Coquille** et que le porteur ressente cette pression uniformément autour de ses oreilles. Les casquettes et autres équipements portés sur la tête ne doivent pas interférer avec l'étanchéité acoustique créée, et les cheveux longs doivent être tirés vers l'arrière de façon à ne pas se retrouver sous les coussins.

La performance du **Serre-tête antibruit** baisse dès que l'étanchéité entre les coussins et la zone circum aurale est dégradée. Elle peut l'être notamment en présence d'autres équipements de protection individuelle tels que lunettes, masques, écran de protection et cagoules, ainsi que d'autres accessoires portés sur la tête ou les oreilles tels que les boucles d'oreilles, parures d'oreilles, les charlottes, bandanas, les cagoules et les casquettes de baseball, etc. Les branches des lunettes doivent être placées au maximum contre le crâne et être les plus minces possible pour minimiser l'impact qu'elles auront sur l'étanchéité acoustique offerte par le **Serre-tête antibruit**. La perte d'atténuation provoquée au niveau des tempes, avec des coussins en bon état, est normalement de 2 à 4 dB dans toute bande de 1/3 d'octave (OB), mais elle peut atteindre jusqu'à 7 dB. Les effets sur le **NRR** peuvent être plus importants puisque la variabilité, également incluse dans le calcul **NRR**, augmente également.

L'effet varie énormément en fonction des serre-têtes antibruit. L'ajustement et le style des lunettes influent également les pertes d'atténuation étant réduites par des lunettes aux branches plus fines et ajustées tout près des tempes. Des données représentatives sont tracées sur la figure 17. pour les lunettes et sur la figure 18. pour une cagoule de protection portée sous les **Coquilles** d'oreilles commerciales. Les effets des capuches de sweat-shirt, également souvent portés sous les **Serre-tête antibruit**, peuvent être encore plus importants (Wells *et al.*, 2013). D'autres données concernant les effets des lunettes sur l'atténuation ont également été rapportées dans la littérature (Royster *et al.*, 1996).

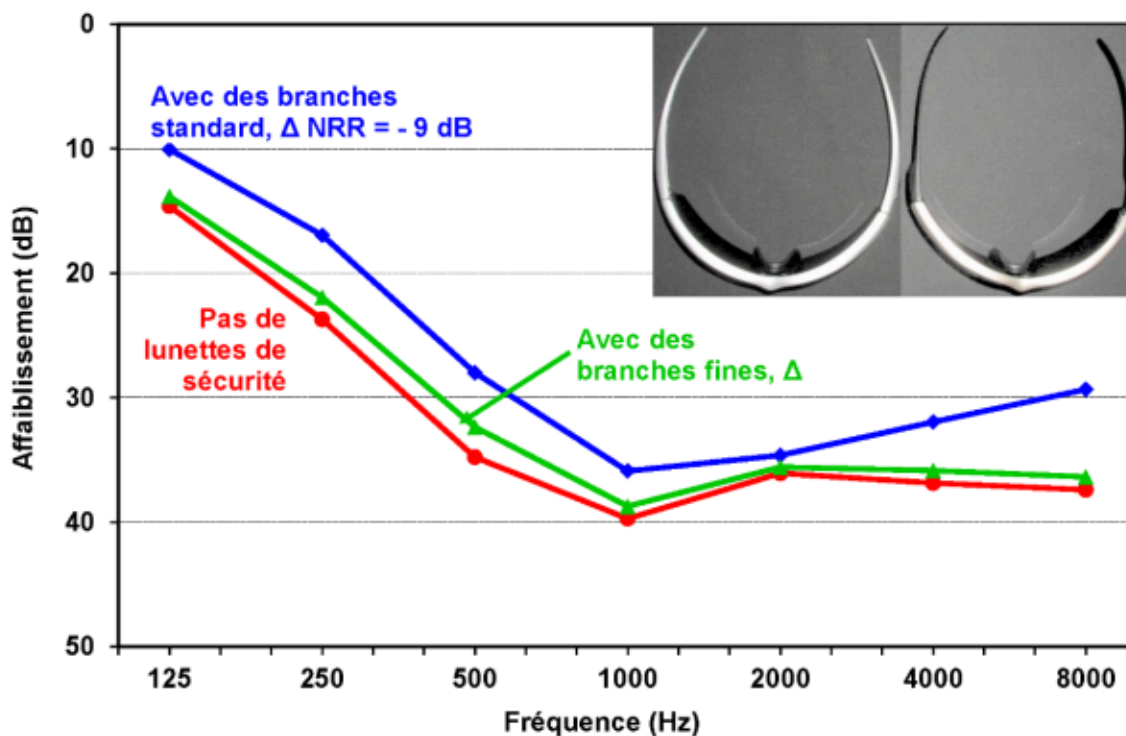


Figure 17 : Effets des lunettes de protection avec des branches fines et d'épaisseur standard sur l'atténuation d'un serre-tête antibruit à volume moyen avec des coussins en mousse, montrant une perte d'atténuation globale de respectivement 2 et 9 dB.

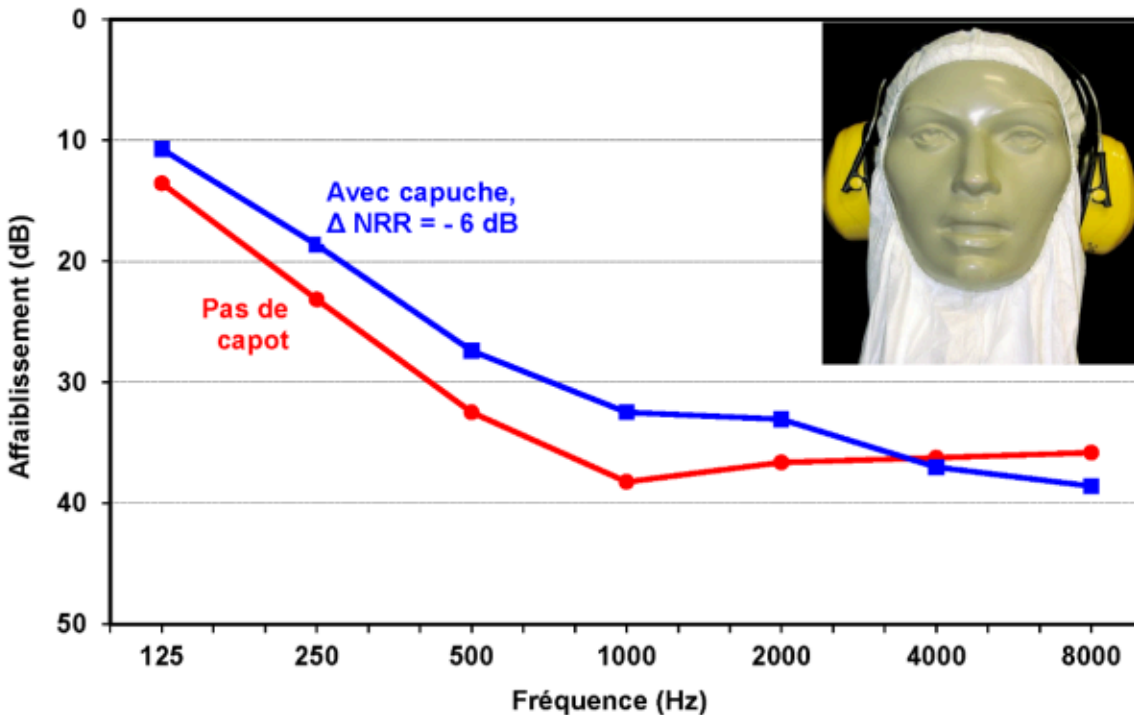


Figure 18 : Effets de la capote Tyvek® sur l'atténuation d'une paire de cache-oreilles à volume moyen avec des coussins en mousse, montrant une perte d'atténuation globale de 6 dB.

Porter des lunettes et un **Serre-tête antibruit** simultanément peut être parfois inconfortable, les **Coquilles** pressant les branches des lunettes contre les tempes. La pression peut être soulagée en installant des coussins de mousse sur les branches, mais cette augmentation du confort peut se faire au détriment de l'atténuation. En outre, ces coussins ne sont d'aucun effet pour réduire les fuites acoustiques causées par des branches trop longues qui cassent l'étanchéité entre le coussin et la tête, derrière l'oreille. Cependant, l'utilisation de coussins à mettre sur les branches devrait toujours être proposée, puisqu'un meilleur confort peut permettre de motiver certains employés à porter leurs **PIBs**.

La protection offerte par un **Serre-tête antibruit** peut être vérifiée en demandant aux porteurs d'écouter avec alors qu'ils sont dans leur environnement de travail bruyant. Les employés devraient être en mesure de détecter une différence considérable dans le niveau de bruit apparent en soulevant une **Coquille**, rompant ainsi l'étanchéité acoustique, puis l'autre (similaire au test d'intensité sonore pour les bouchons d'oreille). Si ce n'est pas le cas, les **Oreillettes** sont soit mal ajustées sur les oreilles, soit en mauvais état, soit le bruit dans lequel le porteur travaille est dominé par des sons de basse fréquence pour lesquels les serre-têtes antibruits offrent généralement moins de protection. Cependant, la plupart des utilisateurs seront incapables d'utiliser efficacement ce test pour détecter de faibles, voire modestes, problèmes d'adaptation. Un cache-oreille légèrement défectueux offre généralement suffisamment de réduction de bruit pour se distinguer clairement de la condition de non-

atténuation (c.-à-d., **Coquille** relevée), et trompent ainsi le porteur en lui faisant croire qu'il est bien ajusté. Comme recommandé dans le cas des bouchons d'oreille, les systèmes de test sur site peuvent fournir des indications supplémentaires pour obtenir le meilleur ajustement (voir le chapitre Procédures de mesure d'atténuation de laboratoire ainsi que le chapitre sur les tests d'ajustement).

SABOTAGE DES PIBS

Un aspect important de la mise à disposition des **PIBs** est d'alerter les utilisateurs que si les appareils sont inconfortables ou défectueux, ils doivent être retournés à la personne contact du programme de prévention des pertes auditives pour le réajustement, le redimensionnement, le remplacement ou la distribution d'autres dispositifs. Les superviseurs devraient également être alertés. Les porteurs ne doivent pas eux-mêmes apporter de modifications aux **PIBs**, car, quand c'est le cas, il risque d'y avoir une diminution de l'atténuation (Gasaway, 1984; Royster et Royster, 1985). Beaucoup de personnes ne se rendent pas compte des effets de la dégradation de leur dispositif de protection; d'autres, si, mais ils ne comprennent pas comment cela peut leur faire perdre l'audition lors d'une exposition excessive au bruit.

Des exemples de modifications apportés par des employés sont cités ensuite: couper les bouchons d'oreille en mousse dans la longueur ou au niveau du diamètre pour tromper le superviseur sur la bonne insertion des bouchons, en enlevant en perçant les trous dans le corps des bouchons d'oreilles prémoulés ou en enlevant des parties pour soulager la pression et augmenter le confort, tailler ou éliminer la partie en contact avec le conduit des **Bouchons d'oreilles** personnalisés pour un ajustement plus lâche, étirer les arceaux au niveau de la tête ou du cou sur les **Bouchons semi-insérés** ou les casques anti-bruit, avec une réduction conséquente de la pression appliquée et de l'atténuation; percer des trous dans les **Coquilles** pour favoriser la ventilation et évacuer la transpiration. Dans certains cas, cette dernière pratique a été si extrême qu'elle comprenait la personnalisation de **Serre-tête antibruit** en perçant la paroi de la **Coquille** de multiples trous rapprochés pour former leurs initiales (Riko et Alberti, 1982). Dans certains lieux de travail, les employés ont fait preuve de créativité pour concevoir leur propre protection auditive en utilisant par exemple des boules de coton, des filtres de cigarettes, des douilles de balles, des gommes à effacer de crayons, des pellicules plastiques, des gobelets remplis de matériaux pour absorber le son et autres dispositifs non standard. Évidemment, ces comportements et d'autres similaires doivent être fortement déconseillés.

RÉFÉRENCES

Abel, S. M., and Rokas, D. (1986). "The Effect of Wearing Time on Hearing Protector Attenuation," *J. Otolaryngol.* 15(5), 293–297.

Berger, E. H. (1981). "Details of Real World Hearing Protector Performance as Measured in the

Laboratory,” In L. Royster, F. Hart and N. Stewart (Eds.), *Proceedings of Noise-Con 81*, Noise Control Foundation, Poughkeepsie, NY, 147–152.

Berger, E. H. (1985). “EARLog #17 – Ear Infection and the Use of Hearing Protection,” *J. Occup. Med.*, 27(9), 620–623.

Berger, E. H. (2012). “Myths and Misconceptions about Hearing Protection,” *Spectrum*, Suppl. III, 29, 34.

Berger, E. H. and Kerivan, J. (1983). “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. doi:10.1121/1.389621

Caruso, V. and Meyerhoff, W. (1980). “Trauma and Infections of the External Ear,” in M. Paparella & D. Shumrick (Eds.), *Otolaryngology*, W.B. Saunders Co., Phila., PA, Volume II, 1345–1353.

Gasaway, D. (1984). “‘Sabotage’ Can Wreck Hearing Conservation Programs,” *Natl. Saf. News*, 129(5), 56–63.

Gasaway, D. (1985). “Hearing Conservation – A Practical Guide,” Edited by G.E. Parker, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, NJ,

Kusy, A. and Chatillon, J. (2012). “Real-World Attenuation of Custom-Moulded Earplugs: Results from Industrial in Situ F-MIRE Measurements,” *Appl. Acoust.*, 73, 639–647. doi:10.1016/j.apacoust.2012.02.001

Le Cocq, C. and Voix, J. (2014). “Experimental Study on Custom Earplug Retention in Real-World Situations,” in *Acoustics Week in Canada Proceedings*, 42(3), Canadian Acoustics, Winnipeg MB, 70-71

Nélisse, H., Gaudreau, M.-A., Boutin, J., Voix, J. and Laville, F. (2011). “Measurement of Hearing Protection Devices Performance in the Workplace During Full-Shift Working Operations,” *Annals Occup. Hyg.* 56(2), 221-232. doi:10.1093/annhyg/mer087

Riko, K. and Alberti, P. (1982). “How Ear Protectors Fail: A Practical Guide,” in *Personal Hearing Protection in Industry*, P. Alberti (Ed.), Raven Press, New York, NY, 323–338.

Royster, L. and Royster, J. (1984). “Hearing Protection Utilization: Survey Results Across the USA,” *J. Acoust. Soc. Am. Suppl.* 1(76), S43. doi:10.1121/1.2021859

Royster, L. and Royster, J. (1985). “Hearing Protection Devices,” in A. Feldman & C. Grimes (Eds.), *Hearing Conservation in Industry*, Williams and Wilkins, Baltimore, MD, 103-150.

Royster, J. D., Berger, E. H., Merry, C. J., Nixon, C. W., Franks, J. R., Behar, A., Casali, J. G., Dixon-Ernst, C., Kieper, R. W., Mozo, B. T., Ohlin, D., and Royster, L. H. (1996). "Development of a New Standard Laboratory Protocol for Estimating the Field Attenuation of Hearing Protection Devices. Part I. Research of Working Group 11, Accredited Standards Committee S12, Noise," *J. Acoust. Soc. Am.* 99(3), 1506–1526.

Stenfelt, S. and Reinfeldt, S. (2007). "A Model of the Occlusion Effect with Bone-Conducted Stimulation," *Int. J. Audiol.*, 46(10), 595–608. doi:10.1080/14992020701545880

Voix, J., Zeidan, J. and Cloutier, A. (2005). "A New Approach to the Objective Assessment of **PIB** Performances in the Field," *Spectrum Supp.* Vol. 22, 2

Wells, L., Berger, E. H., and Kieper, R. (2013). "Attenuation Characteristics of Fit-Compromised Earmuffs and Various Non-Standard Hearing Protectors," in *Proceedings of Meetings on Acoustics*, Montreal, 19, 040003, doi:10.1121/1.4799992

MESURE DE L'ATTÉNUATION DES PIBS

ELLIOTT H. BERGER ET JÉRÉMIE VOIX

Plus d'une douzaine de méthodes différentes de mesure de l'atténuation **PIB** ont été décrites dans la littérature, mais seules quelques-unes ont été trouvées pratiques et fiables, et sont couramment utilisées. Berger, (1986) donne un aperçu complet et Berger, (2005) examine les trois méthodes préférées discutées dans les sections suivantes. Gaudreau *et al.*, (2008) discutent des méthodes de mesure sur le terrain, également résumées ci-dessous dans le chapitre sur les procédures de mesure de l'atténuation sur le terrain et discutées en détail dans le chapitre sur les tests d'ajustement (« fit test »). Qu'elles soient mises en œuvre en laboratoire ou sur le terrain, ces méthodes donnent une estimation de l'atténuation acoustique, c'est-à-dire de la diminution de l'énergie acoustique fournie par le ou les dispositifs en question à un instant donné. Leur défaut est que, à quelques exceptions près, elles ne peuvent pas attester du bon fonctionnement, au quotidien, des appareils lorsqu'ils sont portés pendant des périodes prolongées, ou si le raccord s'est desserré, ou même si l'appareil a été intentionnellement enlevé par les utilisateurs pour un plus grand confort ou pour mieux entendre.

D'autres méthodes d'évaluation basées sur l'estimation des niveaux d'audition des populations de porteurs des **PIBs** donnent la simple information suivante : les **PIBs** protègent l'audition dans cette population; cependant ces méthodes ne fournissent pas d'estimations directes de la protection réellement fournie. De plus, ces méthodes sont sujettes à des artefacts expérimentaux et sont difficiles à mettre en œuvre. Des exemples d'approches alternatives sont obtenus par les techniques d'analyse de bases de données audiométriques (ANSI S12.13-2010) et l'examen des niveaux absolus d'audition des populations industrielles (El Dib *et al.*, 2012; Hohmann, 2009; Rabinowitz *et al.* 2013).

PROCÉDURES DE MESURE D'ATTÉNUATION DE LABORATOIRE

Les tests en laboratoire permettent à l'expérimentateur d'exercer un maximum de contrôle sur les paramètres pertinents connus et donnent l'assurance de générer des données de test reproductibles. Cependant, même les méthodes de laboratoire les plus précises fourniront uniquement des données représentatives de l'atténuation du monde réel dans la mesure où :

- (a) les **PIB** seront ajustés et portés par les sujets exactement comme par les utilisateurs réels et
- (b) la population d'essai sera représentative de ces derniers.

Historiquement, les valeurs d'atténuation étiquetées et les données d'essais des fabricants ont été basées sur des tests en laboratoire et, surtout en Amérique du Nord ont généralement surestimé l'atténuation obtenue par la plupart des utilisateurs dans le monde réel (voir le chapitre Atténuation du réel).

AFFAIBLISSEMENT RÉEL DANS L'OREILLE À LA VALEUR SEUIL

L'une des plus précises et plus courantes méthodes de test d'atténuation **PIB** est la mesure de l'atténuation par la méthode des seuils, en anglais Real-Ear Attenuation at Threshold abrégé **REAT** (ANSI S3.19-1974, ANSI S12.6-2016, ISO 4869 1: 1990). Bien que la méthode de mesure **REAT** soit une méthode psycho-physique (parfois appelée « subjective » car elle repose sur les réponses de sujets humains), les données **REAT** sont normalement considérées comme la norme d'or à laquelle sont comparés tous les autres types de mesures d'atténuation. Pratiquement tous les fabricants disponibles ont déclaré des données en provenance de **REAT**, procédure qui est requise aux États-Unis par l'Environmental Protection Agency pour l'obtention des données pour le calcul du **NRR** (EPA, 1979).

Les mesures **REAT** sont basées la différence entre le niveau minimum de bruit qu'un sujet peut entendre sans porter un **PIB** (seuil ouvert) et le niveau nécessaire lorsque le **PIB** est usé (seuil occlus). La différence entre ces deux seuils, le décalage de seuil, est une mesure du **REAT** offert par le dispositif. Comme le test est effectué à un niveau de pression acoustique relativement faible, il ne peut caractériser avec précision les performances des **PIBs** prétendant offrir une atténuation qui augmente avec le **Niveau sonore**, ou des **PIBs** qui réduisent le niveau de pression acoustique grâce à la réduction active du bruit (voir le chapitre sur les dispositifs de réduction active du bruit (**ANR**)). Cependant, pour les **PIBs** linéaires (sans vannes, orifices, diaphragmes ou circuit électronique actif), l'atténuation mesurée par une évaluation **REAT** représentera fidèlement les performances de l'appareil même si le **Niveau sonore** est en régime permanent (Berger et Kerivan, 1983; Humes, 1983; Martin, 1979). L'application de données **REAT** à des sources de bruit impulsif de niveau supérieur à 140 dB est sujette à débat (ANSI S12.6-2016), mais la prépondérance de la recherche suggère que les estimations sont valables pour des impulsions d'au moins 165 dB (voir le chapitre sur les bruits impulsifs et bruit d'armes à feu).

Le seul artefact procédural connu pour déformer les résultats **REAT** est le masquage des seuils occlus par le bruit physiologique dans l'oreille occluse. Ceci augmente faussement l'atténuation basse fréquence (inférieure à 500 Hz) de quelques décibels, l'erreur augmentant à mesure que la fréquence diminue, et pouvant atteindre jusqu'à 6 dB à 125 Hz (Berger, 1986; Schroeter et Poesselt, 1986; Casali *et al.*, 1995).

Depuis la promulgation de ANSI S3.19 en 1974, les normes américaines **REAT** ont spécifié que les mesures doivent être effectuées dans un champ sonore diffus en utilisant 1/3 **OB** du bruit et un minimum de 10 sujets dont les seuils ouverts et occlus sont mesurés trois fois chacun. Plus récemment, la norme ANSI a demandé 20 sujets pour tester les bouchons d'oreille, mais a retenu l'exigence de 10 pour les casques antibruit (ANSI S12.6-2016). Ces exigences conduisent à des mesures multiples à chaque fréquence, à partir desquelles une atténuation moyenne ainsi qu'un écart-type sont calculés, ce dernier paramètre fournissant

une indication de la variabilité, dans des conditions de laboratoire, d'atténuation entre sujets et de répliques.

Dans la norme ANSI de 1974, il y a neuf fréquences d'essai requises – les **OBs** 1/3 aux fréquences centrales de la bande d'octave de 125 Hz à 8 kHz, ainsi que de 3,15 et 6,3 kHz. Certaines données sont disponibles en dehors de cette plage de fréquences (voir le chapitre Infrason / échographie). La norme américaine la plus récente sur les tests **REAT**, ANSI S12.6-2016, a éliminé l'exigence de tester à 3.15 et 6.3 kHz, ce qui est également conforme aux exigences de la norme ISO 4869 1: 1990 pertinente. En dépit du fait que les audiogrammes sont nécessaires et utiles pour l'évaluation de la perte auditive aux fréquences intermédiaires, les valeurs d'affaiblissement à 3,15 et 6,3 kHz sont sans valeur pour l'estimation de la protection **PIB** puisqu'elles sont toujours moyennées avec les fréquences de test adjacentes de, respectivement 4 et 8 k, pour que l'on soit en mesure de les appliquer aux données de mesure de bruit **OB** normalisées 1/1 (Berger et Rowland, 1989).

L'IMPORTANCE DE L'AJUSTEMENT

Les données d'essai américaines actuellement rapportées sont toujours basées sur la norme ANSI S3.19-1974 puisque c'est ce qui est demandé par le règlement sur l'étiquetage des protections auditives de l'EPA (EPA, 1979). La procédure d'ajustement requise est une interprétation expérimentale conforme à la norme ANSI S3.19-1974, ce qui signifie que l'expérimentateur est celui qui ajuste les **PIBs** pour le test (Franks et al., 2003). Ceci est destiné à produire des valeurs d'atténuation optimales et cohérentes. La première intention est remplie et en effet les valeurs sont généralement beaucoup plus élevées que dans les conditions de terrain (voir le chapitre Atténuation du monde réel) mais l'objectif n'est généralement pas atteint en termes de reproductibilité, au moins en ce qui concerne la variabilité inter-laboratoire.

La dernière version de la norme américaine **REAT** impose deux procédures de test, la méthode A (ajustement du sujet entraîné) et la méthode B (ajustement du sujet inexpérimenté). La méthode A correspond plus étroitement aux tests utilisant ANSI S3.19-1974. De telles valeurs sont utiles pour estimer les performances des utilisateurs hautement entraînés et désireux d'acquérir la connaissance théorique des limites de performances du **PIB**. Elles peuvent l'être aussi pour les concepteurs de produits et pour les tests de contrôle qualité de routine. En revanche, la méthode B vise à fournir « une approximation des limites supérieures de l'atténuation qui peut être attendue en moyenne pour des groupes d'utilisateurs professionnels » (ANSI S12.6-2016, clause 1.2). La norme reconnaît que des personnes correctement entraînées et motivées pourront installer leur appareil de façon à atteindre une meilleure atténuation. Cependant, les valeurs d'ajustement obtenues lorsque ce dernier est réalisé par le sujet correspondent mieux aux performances réelles pour des groupes d'utilisateurs que les données d'ajustement obtenues avec des sujets entraînés. Malgré ses meilleures prédictions de

performance moyenne sur le terrain, la méthode B n'a pas été largement acceptée en raison des problèmes de répétabilité et des aspects pratiques de la mise en œuvre systématique de ce type de procédure pour la recherche, le développement et l'étiquetage du **PIB**.

VARIABILITÉ DU TEST D'ATTÉNUATION

Indépendamment de l'attention des groupes de rédaction de normes sur la précision des tests **REAT**, la variabilité des résultats entre plusieurs mesures dans une installation donnée (« répétabilité ») ou entre installations (« reproductibilité ») est relativement importante. Dans l'une des premières études interlaboratoires **REAT**, la fourchette des **NRR** pour trois bouchons d'oreille et un casque antibruit, testés dans huit laboratoires, était de 11 dB ou plus (Berger *et al.*, 1982). La plus récente étude interlaboratoire américaine sur ce sujet (Murphy *et al.*, 2009) a été résumée avec d'autres données récentes américaines et internationales par Berger et Kieper, (2014). Leurs résultats suggèrent un intervalle de confiance à 95% pour les résultats de test de + 1,5 à 3 dB en laboratoire et de + 3,5 à 6 dB, voire plus, entre les laboratoires utilisant les tests de la méthode A. Dans cette optique, il est inapproprié que les acheteurs de protecteurs auditifs mettent l'accent sur de petites différences dans les **NRR** des produits concurrents.

La norme 2016 (ANSI S12.6-2016) a été adoptée suite à la promulgation du règlement sur l'étiquetage des protecteurs auditifs de l'EPA de 1979. L'EPA réclame encore des tests à la norme de 1974, qui utilisent une procédure d'ajustement encore plus contrôlée que la méthode A, comme indiqué dans le chapitre précédent. Il est probable qu'il faudra un certain temps, ou que cela n'arrivera peut-être jamais aux États-Unis¹, avant que les utilisateurs puissent accéder aux données de la méthode B (voir les caractéristiques d'atténuation des **PIBs** et le chapitre sur le règlement d'étiquetage de l'EPA). Néanmoins, une approche alternative, voire potentiellement plus utile, a commencé à être mise en œuvre, à savoir les tests d'ajustement sur site (voir le chapitre Procédures de mesure de l'atténuation et le chapitre sur les tests d'ajustement).

MESURES MICROPHONIQUES DANS L'OREILLE

La méthode de mesure microphonique dans l'oreille réelle (MIRE) est une méthode de mesure physique, également appelée « objective » pour la distinguer des méthodes « subjectives » qui dépendent des réponses des sujets de test. MIRE utilise des mesures acoustiques pour déterminer soit la différence entre les niveaux de pression acoustique dans le **Conduit auditif** humain, avec et sans **PIB** en place, appelée perte d'insertion (**IL**), soit la différence entre les niveaux de pression acoustique à l'extérieur et sous le **PIB** appelée réduction de bruit (**NR**). La perte d'insertion doit nécessairement être mesurée séquentiellement pour les cas protégés et non protégés, mais la réduction de bruit peut être obtenue grâce à deux mesures simultanées

1. Les tests de type Method-B sont actuellement utilisés en Australie, en Nouvelle-Zélande et au Brésil.

et est donc idéalement adaptée à une utilisation sur le terrain; cette méthode est dénommée “Field-MIRE” ou F-MIRE (Berger *et al.*, 2011; Voix et Laville, 2002). Dans le cas de l’**IL**, les niveaux sont mesurés par l’intermédiaire d’une sonde microphonique miniature, à l’entrée, ou parfois même dans le conduit de l’oreille (ANSI S12.42-2010). Le sujet qui porte le **PIB** doit rester immobile et se comporter comme un appareil de test acoustique. Avec l’approche NR, le microphone extérieur est monté près de l’oreille, parfois sur le bouchon d’oreille ou le casque antibruit (Voix et Laville, 2009).

Le type de mesures MIRE de perte d’insertion peut être considéré comme un **REAT** objectif puisque, dans les deux cas, une différence de niveau est mesurée au même point du système auditif, en oreille ouverte ou en d’oreille occluse. La version NR donne un résultat quelque peu différent puisque la différence entre les microphones externes (non protégés) et internes (protégés) est influencée à la fois par l’atténuation du **PIB** et par la fonction de transfert de l’oreille ouverte (notée **TFOE** pour Transfer Function of the Open Ear, parfois appelée Transfer Function of the Outer Ear). La **TFOE** est le gain de niveau de pression acoustique au niveau du tympan dans un champ sonore diffus dû à la résonance naturelle de l’oreille. La relation est donnée par l’équation 10.1.

$$IL = NR + TFOE$$

Le microphone pour des données établies à partir de mesures supra-seuils ne sera pas influencé par le bruit physiologique comme discuté ci-dessus pour la méthode **REAT**, et aura donc tendance à montrer des valeurs d’atténuation plus faibles dans les basses fréquences. Cependant, MIRE souffre de certaines de ses propres erreurs artefactuelles dans les fréquences plus élevées (Berger, 1986; Le Cocq *et al.*, 2013).

MIRE peut être utilisé pour mesurer l’atténuation de tous les types de protecteurs auditifs, y compris ceux dotés de composants électroniques (Gauger *et al.*, 2006). Cependant, l’approche expérimentale doit se faire prudemment car des difficultés peuvent être rencontrées s’il y a insertion simultanée d’un microphone ou d’un tube de sonde de microphone et d’un bouchon d’oreille (Smootenburg, 1996). Une mauvaise adaptation, des fuites acoustiques et l’éventuelle pénétration des microphones dans le corps du bouchon d’oreille au lieu de leur insertion entre le bouchon et la paroi du **Conduit auditif** sont aussi possibles. Tous ces problèmes peuvent provoquer des fuites à l’interface sonde-écouteur et la création de chemins parasites, si le son peut pénétrer à travers les parois du tube de la sonde. La méthode MIRE prend beaucoup moins de temps que les tests **REAT** et constitue une excellente alternative, en particulier lorsque des mesures sont nécessaires à des niveaux sonores élevés, tels que ceux nécessaires pour étudier la réponse des **PIBs** aux tirs d’armes et aux explosions. Bien que les valeurs de MIRE soient objectives et évitent ainsi les incohérences dans les réponses de seuil des sujets, elles incluent leur propre erreur de mesure due au positionnement des

microphones. Les variabilités d'atténuation dérivées de MIRE sont inférieures ou égales à celles trouvées avec les procédures **REAT** (Berger et Kerivan, 1983; Casali *et al.*, 1995).

BANC D'ESSAI ACOUSTIQUE

La méthode utilisant un banc d'essai acoustique (Acoustic Test Fixture, ou **ATF**) est similaire à la méthode MIRE, sauf qu'un système inanimé est utilisé à la place d'un sujet de test (ANSI S12.42-2010). Souvent l'**ATF** se présente sous forme d'un dispositif de "tête artificielle", dimensionné pour correspondre aux dimensions de la tête humaine, incorpore un microphone à l'emplacement approximatif du tympan et, selon sa sophistication, peut inclure des simulations des tissus circumauraux et de ceux du **Conduit auditif**, peut avoir une impédance correspondante à celle du tympan (via un coupleur acoustique approprié) et peut même inclure des appareils de chauffage pour atteindre la température de l'oreille humaine. Au moins deux **ATFs** sur le marché en 2021 (Sound et Vibration Type 45CB de G.R.A.S. et Institute of St. Louis (ISL Version 2)), incluent toutes ces caractéristiques comme requises pour les **ATFs** conformes à la norme ANSI S12.42-2010.

Les mesures **ATF** fournissent une évaluation rapide pour le développement de produits, le contrôle qualité et les tests d'ajustement des casques antibruit et des casques simples, et constituent la méthode préférentielle pour explorer la dépendance au niveau de la réponse des **PIBs** passifs et actifs (Dancer *et al.*, 1996; Murphy *et al.*, 2011, Zera et Mlynski, 2007). Bien que des progrès considérables aient été réalisés dans la modélisation et la conception des mesures **ATF** (Kunov et Giguère, 1989; Schroeter, 1986), les mesures pour des bouchons d'oreilles sont toujours problématiques. Cependant, pour les systèmes **ATF** les plus récents, conformes à la norme ANSI S12.42-2010, les données recueillies suggèrent qu'ils peuvent fournir des prédictions correctes pour les valeurs **REAT** et qu'ils sont particulièrement intéressants pour les mesures dans un bruit impulsif ou pour tester la performance de dispositifs électroniques pour lesquels aucun test sur sujet humain n'est réalisable. (Berger *et al.*, 2012). Dans tous les cas, la modélisation des voies BC est incorporée mathématiquement comme correction post-mesure. Ceci est dû aux difficultés d'intégrer physiquement dans l'**ATF** les éléments mécaniques nécessaires pour imiter la réponse du crâne humain, tout en intégrant les microphones acoustiques nécessaires pour effectuer des mesures.

PROCÉDURES DE MESURE D'ATTÉNUATION TERRAIN

Historiquement, les meilleures procédures de laboratoire, modifiées pour réduire les coûts et améliorer portabilité et robustesse, ont été utilisées sur le terrain pour estimer la quantité d'atténuation fournie par les **PIBs** en utilisation réelle (Berger, 1984). Les procédures **REAT** appliquées avec succès pour tester les bouchons d'oreille et les casques antibruit sont des procédures **REAT** en champ libre qui utilisent des signaux tests dans une chambre acoustique plus petite que celle utilisée en laboratoire ou avec des écouteurs montés dans de grandes **Coquilles** circumaurales (Michael *et al.*, 1976). De même, les procédures de laboratoire MIRE

ont été adaptées au terrain. Les microphones MIRE sont généralement placés à l'intérieur et à l'extérieur des protège-oreilles (Stewart et Burgi, 1979) pour mesurer simultanément les niveaux de bruit avec et sans protection perçus par les personnes exposés pendant leur temps de travail. Dans certains cas, seul un microphone interne est utilisé, auquel cas les expositions au bruit avec protection sont mesurées et estimées directement, au lieu de prendre des mesures internes et externes pour calculer l'atténuation (Burks et Michael, 2003). Ces procédures de mesure de l'atténuation sur le terrain ont été utiles à des fins de recherche et ont révélé une différence significative d'atténuation fournie par les **PIBs** pour les utilisateurs sur le terrain, par rapport à celle fournie aux sujets de laboratoire (voir le chapitre Atténuation du monde réel).

Aujourd'hui, il existe un certain nombre de systèmes d'essai d'ajustement, techniquement appelés systèmes d'estimation d'atténuation de champ (**FAES**), qui fournissent des capacités de test sur le terrain. Bien que les divers **FAES** actuellement disponibles aient le même but et donnent des valeurs d'atténuation individuelles présentées de manière similaire, la technologie sous-jacente utilisée pour produire l'affaiblissement personnel (comme le **PAR**) peut différer sensiblement. Le lecteur est invité à lire le chapitre sur les tests d'ajustement pour plus de détails.

RÉFÉRENCES

ANSI/ASA (1974). "Method for the Measurement of Real-Ear Protection of Hearing Protectors and Physical Attenuation of Earmuffs," S3.19-1974 (ASA STD 1-1975). Acoustical Society of America, New York, NY.

ANSI/ASA (2010). "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," S12.42-2010, Acoustical Society of America, New York, NY

ANSI/ASA (2016). "Methods for Measuring the Real-Ear Attenuation of Hearing Protectors," S12.6-2016, Acoustical Society of America, New York, NY.

Berger, E. H. (1984). "Assessment of the Performance of Hearing Protectors for Hearing Conservation Purposes," *Noise & Vib. Control Worldwide*, 15(3), 75–81. doi:10.1121/1.2021231

Berger, E. H. (1986). "Review and Tutorial – Methods of Measuring the Attenuation of Hearing Protection Devices," *J. Acoust. Soc. Am.*, 79(6), 1655–1687. doi:10.1121/1.393228

Berger, E. H. (2005). "Preferred Methods for Measuring Hearing Protector Attenuation," In *Proceedings of Inter-Noise 05*, Noise Control Foundation, Poughkeepsie, NY, p. 58.

Berger, E. H., Kerivan, J. and Mintz, F. (1982). "Inter-Laboratory Variability in the Measurement of Hearing Protector Attenuation. Sound and Vibration," 16(1), 14–19.

Berger, E. H. and Kerivan, J. (1983). "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. doi:10.1121/1.389621

Berger, E. H., and Rowland, L. (1989). "Is it Necessary to Measure Hearing Protector Attenuation at 3.15 and 6.3 kHz?" J. Acoust. Soc. Am. 85, 1590–1594. doi:10.1121/1.397362

Berger, E. H., Voix, J., Kieper, R. W., and Le Cocq, C. (2011). "Development and Validation of a Field Microphone-in-Real-Ear Approach for Measuring Hearing Protector Attenuation," Noise & Health 13(51), 163-175. doi:10.4103/1463-1741.77214

Berger, E. H., Kieper, R. W., and Stergar, M. E. (2012). "Performance of new acoustical test fixtures complying with ANSI S12. 42-2010, with particular attention to the specification of self insertion loss," in Proceedings InterNoise 2012, Institute of Noise Control Engineering, 11, 517-528.

Berger, E. H. and Kieper, R. W. (2014). "Evaluation of variability in real-ear attenuation testing using a unique database—35 years of data from a single laboratory," J. Acoust. Soc. Am., 136(Pt. 2), 2134.

Burks, J., and Michael, K. (2003). "A New Best Practice for Hearing Conservation: The Exposure Smart Protector (ESP)," in Proceedings of Noise-Con 2003, D. K. Holger, and G.C. Maling Jr., eds. Inst. Noise Control Eng. paper 009.

Casali, J., Mauney, D. and Burks, J. (1995). "Physical versus Psychophysical Measurement of Hearing Protector Attenuation – a.k.a. MIRE vs. **REAT**," Sound and Vibration, 29(7), 20–27.

Dancer, A., Franke, R., Parmentier, G. and Buck, K. (1996). "Hearing Protector Performance and **NIHL** in Extreme Environments: Actual Performance of Hearing Protectors in Impulse Noise/Nonlinear Behavior," in A. Axlesson, H. Borchgrevink, R. Hamernik, P. Hellstrom, D. Henderson and R. Salvi (Eds.), Scientific Basis of Noise-Induced Hearing Loss, Thieme Medical Pub., Inc, NY, 321–338.

El Dib, R., Mathew, J. and Martins, R. (2012). "Interventions to Promote the Wearing of Hearing Protection (Review)," The Cochrane Collaboration, by John Wiley & Sons, Ltd., Issue 4.

EPA. (1979). "Noise Labeling Requirements for Hearing Protectors," Environmental Protection Agency, Fed Regist 44(190), 40CFR Part 211, 56130–56147.

Gaudreau, M.-A., Laville, F., Voix, J. and Nélisse, H. (2008). "State of the Art and Outlook on the Measurement of Effective Performances of Hearing Protection Devices in Field Conditions," *Revue Internationale Sur l'Ingénierie Des Risques Industriels*, Vol. 1(1). Retrieved from http://jiiri.etsmtl.ca/AC05_vf.pdf

Gauger, D., Berger, E. H., Kieper, R., Casali, J. and Perala, C. (2006). "Methods of Measuring the Insertion Loss of Active Noise Reduction Devices," *J. Acoust. Soc. Am.*, 120(5, Pt.2), 3160. doi:10.1121/1.4787866

Humes, L. (1983). "A Psychophysical Evaluation of the Dependence of Hearing Protector Attenuation on Noise Level," *J. Acoust. Soc. Am.*, 73(1), 297–311. doi:10.1121/1.388810

Hohmann, K., Du, Y., Shimizu, Y. and Puria, S. (2009). "Ossicular Resonance Modes of the Human Middle Ear for Bone and Air Conduction," *J. Acoust. Soc. Am.*, 125(2), 968–979. doi:10.1121/1.3056564

ISO (1990). "Acoustics — Hearing Protectors — Part 1: Subjective Method for the Measurement of Sound Attenuation," International Organization for Standardization, ISO 4869-1:1990, Geneva, Switzerland.

Kunov, H. and Giguère, C. (1989). "An Acoustic Head Simulator for Hearing Protector Evaluation. I: Design and Construction," *J. Acoust. Soc. Am.*, 85(3), 1191–1196. doi:10.1121/1.397449

Le Cocq, C., Boutin, J., Nélisse, H., Voix, J. and Laville, F. (2013). "Comparison of Subjective and Objective Methods for the Measurements of Hearing Protector Devices Attenuation and Occlusion Effect," in *Proceedings of Meetings on Acoustics*, 21st International Congress on Acoustics, 19, 2–8). doi:10.1121/1.4800460

Martin, A. (1979). "Dependence of Acoustic Attenuation of Hearing Protectors on Incident Sound Level," *Br J Ind Med*, 36, 1–14. doi:10.1136/oem.36.1.1

Michael, P., Kerlin, R., Bienvenue, G., Prout, J. and Shampan, J. (1976). "A Real-Ear Field Method for the Measurement of the Noise Attenuation of Insert-Type Hearing Protectors," National Institute for Occupational Safety and Health, U.S. Dept. of HEW, Rept. No. 76-181, Cincinnati, OH.

Murphy W. J., Byrne, D. C., Gauger, D., Ahroon, W. A., Berger, E. H., Gerges, S. N. Y., McKinley, R., Witt, B., and Krieg, E. F. (2009). "Results of the National Institute for Occupational Safety and Health – U.S. Environmental Protection Agency Interlaboratory Comparison of American National Standards Institute S12.6-1997 Methods A and B," *J Acoust. Soc. Am.*, 125(5), 3262-3277. doi:10.1121/1.4787864

Murphy, W.J., Azman, A., Berger, E.H., Grigorie, M., Michael, K., Jerome, J., Witt, B., and Voix, J. (2011). "Hearing Protector Fit-Testing: No Two Ears are the Same," *Spectrum*, Suppl 2, 28, 19- 20.

Rabinowitz, P. M., Galusha, D., Dixon-Ernst, C., Clougherty, J. E. and Neitzel, R. L. (2013). "The Dose-Response Relationship between In-Ear Occupational Noise Exposure and Hearing Loss," *Occup. Environ. Med.*, 70(10), 716–721. doi:10.1136/oemed-2011-100455

Schroeter, J. (1986). "The Use of Acoustical Test Fixtures for the Measurement of Hearing Protector Attenuation. Part I: Review of Previous Work and the Design of an Improved Test Fixture," *J. Acoust. Soc. Am.*, 79(4), 1065–1081.

Smootenburg, G. (1996). "Assessment of Hearing Protector Performance in Impulsive Noise. Final Report," TNO Human Factors Research Inst., Rept. TM-96-C042, Soesterberg, Netherlands.

Stewart, K. and Burgi, E. (1979). "Noise Attenuating Properties of Earmuffs Worn by Miners, Volume 1: Comparison of Earmuff Attenuation as Measured by Psychophysical and Physical Methods," Final Report Volume 1 on Contract No J0188018, Univ of Pittsburgh, Pittsburgh, PA.

Voix, J., and Laville, F. (2002). "Expandable Earplug With Smart Custom Fitting Capabilities," in *Proceedings of the 2002 International Congress and Exposition on Noise Control Engineering*, Institute of Noise Control Engineering, Dearborn, MI, 9.

Voix, J. and Laville, F. (2009). "The Objective Measurement of Earplug Field Performance," *J. Acoust. Soc. Amer.*, 125(6), 3722–3732. doi:10.1121/1.3125769

Zera, J., and Mlynski, R. (2007). "Attenuation of High-Level Impulses by Earmuffs," *J. Acoust. Soc. Am.* 122, 2082–2096. doi:10.1121/1.2756973

LES TESTS D'AJUSTEMENT DES PIBS

JÉRÉMIE VOIX; PEGEEN SMITH; ET ELLIOTT H. BERGER

INTRODUCTION

Lorsqu'elles sont correctement sélectionnées et utilisées, les protections auditives peuvent être un moyen efficace d'atténuer le bruit pour prévenir des dommages auditifs. Ce fait est simple et clair. Pourtant, pour garantir une protection maximale, il est nécessaire de régler d'importants détails : comment former et motiver les employés à adapter correctement et de manière cohérente leurs dispositifs de protection auditive (**PIBs**), comment attribuer les **PIBs** proportionnellement aux expositions au bruit et comment tenir compte des préférences personnelles et des variations anatomiques. Une attention particulière aux détails est nécessaire pour que les individus atteignent ces objectifs. Jusqu'à présent, réussir une sélection correcte et un ajustement approprié a été compliqué puisque les personnes chargées de distribuer les dispositifs de protection auditive dans les environnements industriels, généralement des hygiénistes industriels, ont souvent été peu, voire non formés à l'ajustement des **PIBs**, et les seules données d'atténuation du bruit sont basées sur des moyennes de mesures obtenues en laboratoire, tel le (**NRR**) ou des indicateurs similaires. Même si les données de laboratoire étaient représentatives du groupe de sujets utilisant l'e protecteur, la variabilité individuelle est suffisamment importante pour que les prédictions des performances d'une personne à partir de données de groupe puissent facilement comporter jusqu'à 20 dB d'erreur (Gauger et Berger, 2004). Une approche pour résoudre ces problèmes dans l'industrie est le développement de systèmes permettant des tests d'ajustement individuels, et de tels systèmes ont été effectivement développés. Les technologies de tests d'ajustement sont disponibles et utilisées pour la recherche depuis près de 40 ans et sous de nombreuses formes (Michael *et al.*, 1976), mais c'est seulement au cours de la dernière décennie, alors que des solutions commerciales sont devenues plus largement disponibles, que la communauté de la conservation de l'ouïe s'est intéressée de plus près à ces solutions (Hager, 2011; Witt, 2008).

Concept clé

La technologie du test d'ajustement est disponible sous une forme ou une autre depuis plus de 40 ans, mais ce n'est que depuis les années 2000 que la communauté de la protection de l'audition a

commencé à l'adopter. Aujourd'hui, il est considéré comme une tendance émergente et une bonne pratique pour former les personnes et vérifier l'atténuation individuelle.

Aujourd'hui, il existe un certain nombre de systèmes d'estimation de l'affaiblissement sur le terrain (**FAES**), familièrement appelés systèmes de « **Test d'ajustement** » qui offrent la possibilité de faire les tests sur le terrain. Bien que les divers systèmes de test d'ajustement aient le même but et donnent des valeurs d'atténuation individuelles présentées de manière similaire entre elles, la technologie sous-jacente utilisée pour produire le facteur d'atténuation personnel (PAR) peut différer considérablement.

Cette section comprend cinq sous-sections. Dans un premier temps, les différents systèmes du test d'ajustement développés par les fabricants au cours des dernières années sont passés en revue et catégorisés. Bien que ces systèmes améliorent la prédiction des performances individuelles de protection, ils sont sujets à leurs propres erreurs et incertitudes inhérentes au processus de mesure et aux capacités d'adaptation de l'utilisateur. Cette section comprend également une brève discussion sur l'utilisation du PAR. La deuxième sous-section décrit l'utilisation des tests d'ajustement dans le cadre d'un programme de prévention de la perte auditive (PPPA). Les résultats de la recherche sont passés en revue et les nombreuses applications des méthodes de test d'ajustement dans un PPPA sont discutées. Les trois dernières sous-sections résument brièvement les limites des systèmes de test d'ajustement d'aujourd'hui, les efforts en cours aux États-Unis, au Canada et en Europe pour développer une normalisation pertinente, et enfin l'avenir des tests d'adéquation en ce qui concerne les meilleures pratiques dans les PPPAs.

QU'EST-CE QUE LE TEST D'AJUSTEMENT?

L'HISTOIRE DES TESTS D'AJUSTEMENT DES PROTECTEURS INDIVIDUELS

Historiquement, les meilleures procédures de laboratoire (voir le chapitre 5 sur la mesure de l'atténuation des **PIBs**) ont été modifiées pour réduire les coûts, en améliorer la portabilité et la robustesse, et ont été utilisées sur le terrain pour estimer l'atténuation fournie par les **PIBs** en utilisation terrain (Berger, 1984). La première procédure à avoir été appliquée avec succès pour tester les bouchons d'oreille et les casques antibruit sur le terrain était la méthode de seuils (**REAT**) mesurée dans une chambre acoustique généralement plus petite que celle utilisée en laboratoire. Pour les bouchons d'oreilles, des écouteurs montés sous des casques d'écoute circumauraux, utilisées à la place de haut-parleurs dans une cabine audiométrique, ont également été utilisés pour mesurer l'atténuation des bouchons d'oreille (Michael *et al.*, 1976). Pour les casques antibruit, la procédure microphonique **MIRE** a été utilisée avec des microphones montés à l'intérieur et à l'extérieur des casques anti-bruits (Stewart et Burgi, 1979). Ces procédures de mesure d'atténuation sur le terrain ont été utiles à des fins de

recherche et ont révélé la différence significative dans l'atténuation du **PIB** obtenue par les utilisateurs sur le terrain par rapport aux sujets de test en laboratoire (voir la section sur l'atténuation du monde réel pour plus d'informations et les explications des écarts observés). Sur la base des systèmes de mesure terrain précédemment développé, principalement à des fins de recherche, des systèmes commerciaux ont été récemment mis à disposition pour répondre à la question que se pose l'ensemble des spécialistes de la protection auditive : « Quelle niveau de protection peut ou est en train de recevoir une personne donnée de son protecteur ? » (Hager, 2011; Witt, 2008). Il est important de noter que le terme « test d'ajustement », tel qu'il est utilisé dans ce chapitre, fait référence au processus de mesure afin d'estimer l'atténuation acoustique d'un **PIB** donné, comme par exemple elle serait mesurée selon ANSI / ASA S12.6-2016(R2020).

TECHNOLOGIE DE SYSTÈME DE TESTS D'AJUSTEMENT

Afin d'étiqueter les protecteurs auditifs en comparant leur potentiel, l'atténuation des **PIBs** est généralement mesurée en utilisant la procédure des seuils (**REAT**) telle que définie dans la norme ANSI / ASA S12.6-2016(R2020) ou ISO 4869-1 (ISO, 2018), décrite en détail dans le chapitre sur Normes, règlements et documents connexes des PIBs. Bien que la méthode d'essai **REAT** soit connue pour avoir des limites, elle est considérée comme la « norme d'excellence » pour mesurer l'atténuation d'un **PIB**. La figure 19 illustre la méthodologie **REAT**, où les seuils auditifs sont mesurés alternativement pour l'oreille non protégée (ouverte) (figure 19a) et pour l'oreille protégée (occluse) (figure 19b). L'atténuation est exprimée comme la différence entre les seuils auditifs ouverts et occlus à chaque fréquence de test, tels qu'ils sont ressentis par le sujet testé, dans ses deux oreilles simultanément. Sur le terrain, le but d'un système du **Test d'ajustement** est d'estimer rapidement et précisément une valeur d'atténuation correspondant à celle qui aurait été produite par **REAT** pour un ajustement donné de l'individu testé.

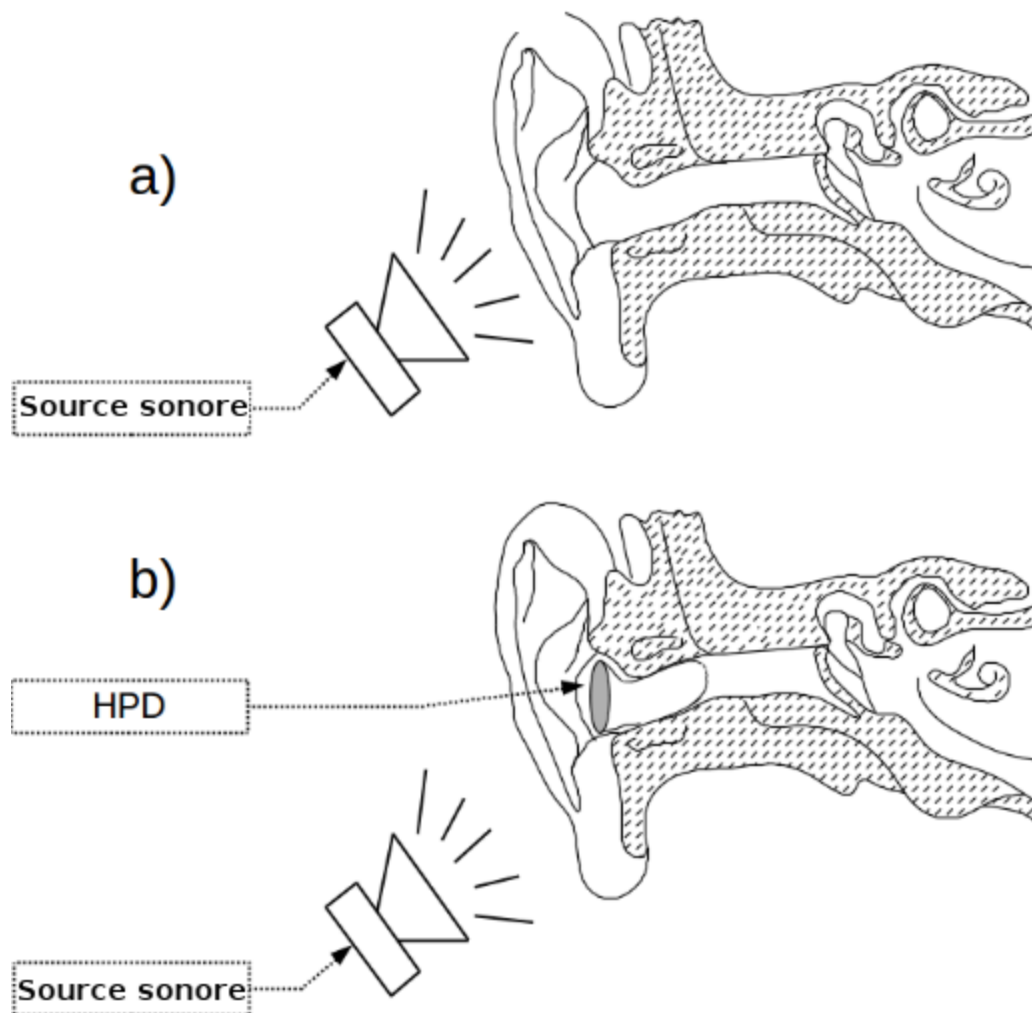


Figure 19 : Mesure psychoacoustique par la méthode des seuils (REAT) sur un bouchon d'oreille en laboratoire: (a) mesure du seuil auditif en oreille ouverte; b) mesure du seuil auditif en oreille occluse.

Types de systèmes de test d'ajustement

Les systèmes du test d'ajustement peuvent estimer **REAT** en utilisant des mesures physiques (aussi appelées objectives) ou des mesures psychophysiques (aussi appelées subjectives). Les systèmes physiques utilisent un transducteur de mesure, tel qu'un microphone, un accéléromètre ou un capteur de pression. Pour les systèmes physiques, le **PIB** utilisé pendant les tests est soit un **PIB** standard (non modifié) tel que celui que l'employé (également appelé utilisateur) portera plus tard, soit un **PIB** de substitution (modifié), qui est une version du **PIB** modifiée afin de faciliter la mesure. Les systèmes psychophysiques impliquent activement un sujet de test humain et s'appuient sur des tâches telles que la mesure des seuils d'audition ou l'établissement d'un équilibre perceptif de sonie. Au sein de ces systèmes psychophysiques, une distinction supplémentaire peut être faite; soit la méthode utilisée est réalisée à des niveaux sonores seuils soit elle est réalisée à des niveaux sonores plus élevés (méthodes basées sur le supra-seuil). Par conséquent, pour distinguer les types de mesures et de dispositifs d'essai mentionnés précédemment, quatre catégories de combinaisons de mesures sont définies et

présentées dans le Tableau 1. Une autre distinction, non illustrée dans le tableau, est que les quatre types permettent de mesurer et de signaler une valeur de mesure d'atténuation et / ou un PAR, ou simplement indiquer, via des métriques de réussite / échec, si un ajustement donné satisfait à un critère préétabli d'atténuation.

Tableau 1 – Catégorisation des quatre types de systèmes du test d'ajustement (trois sont disponibles en pratique)

Type de système	Dispositif de test PIB		Type de méthode psychophysique	
Mesure physique	PIB standard	PIB de substitution	n/d	
Mesure psychophysique	PIB standard		Seuil basé	Supra-seuil basé

Systèmes de test d'ajustement disponibles dans le commerce

Les systèmes de test d'ajustement disponibles au moment de la rédaction sont énumérés dans le Tableau 2. Le tableau comprend à la fois les informations commerciales, telles que la marque actuelle, le distributeur et / ou le site Web du fabricant, et le type de système avec une brève description de la technologie sous-jacente. Les données du Tableau 2 sont fournies à des fins d'illustration, classées par type, puis par technologie, puis par ordre alphabétique de marque, et ne sont pas destinées à être approuvées par les auteurs. La liste a été établie à partir de références publiées dans la littérature, soit à travers des présentations lors de conférences (Hager et Voix, 2007; Murphy *et al.*, 2010; Murphy *et al.*, 2011b), soit à travers des articles scientifiques et des rapports en Amérique du Nord et en Europe (Canetto et Voix, 2008, Dyrba *et al.*, 2014; Trompette et Kusy, 2013).

Il existe d'autres systèmes commerciaux qui mesurent l'exposition effective au bruit d'un employé donné. Souvent désignés sous le nom de dosimètres intra-auriculaires, ces systèmes ne sont pas considérés comme des systèmes de test d'ajustement, mais plutôt comme des dosimètres personnels qui mesurent l'exposition des employés au bruit pendant toute la période de travail. Les données sont récupérées à la fin de chaque quart de travail ou semaine de travail et les résultats sont analysés sur un ordinateur personnel. Certaines solutions commerciales nécessitent l'utilisation d'un petit enregistreur de données porté par les employés dans une poche de chemise ou à l'arrière d'un casque, des bouchons ou des casques antibruit munis de microphones qui enregistrent les niveaux de bruit intra-auriculaire en temps réel et un harnais de connexion (Michael *et al.*, 2011; Rabinowitz *et al.*, 2010). Dans une autre solution commerciale, les bouchons d'oreille électroniques actifs sont munis de microphones d'oreille externe et interne et une unité de traitement de ceinture mesure la dose de bruit accumulée effective de l'utilisateur (Mazur et Voix, 2013).

Tableau 2 : Systèmes de test d'ajustement disponibles dans le commerce dans les années 2020. F-MIRE désigne une méthode de mesure microphonique terrain.

Type	Technologie	Protecteurs auditifs testables	Fabricant, développeur ou distributeur	Marque ou nom commercial	Site Internet
Mesure physique utilisant un PIB standard (non modifié)	F-MIRE en champ libre	Bouchons d'oreilles personnalisés	CeoTronics AG	CT-EarGuard	www.ceotronics.de
	F-MIRE en champ libre	Bouchons d'oreilles personnalisés	Sonomax Technologies, Inc.	SonoPass™	www.sonomax.com
	F-MIRE en champ libre	Casques antibruit	Michael and Associates, Inc.	FitCheck pour les cache-oreilles	www.michaelassociates.com
	F-MIRE en champ libre	Casques antibruit	SVANTEK Sp.zo.o	SV 102A+	www.svantek.com
	F-MIRE sous les casque d'écoute	Bouchons d'oreilles personnalisés	Elcea International B.V.	Elacin SI-Meter	www.elacin.co.nz
	F-MIRE sous les casque d'écoute	Bouchons d'oreilles personnalisés	Phonak Communications, AG	SafetyMeter	www.phonak-communications.com
	Test d'étanchéité pneumatique ou test d'écoulement d'air	Bouchons d'oreilles personnalisés	Bachmaier	Bachmaier leak test instrument	www.bachmaier.de
Mesure psychophysique basée sur un seuil utilisant un PIB standard (non modifié)	F-MIRE en champ libre	Bouchons d'oreilles, y compris les bouchons et casques antibruit	3M Company	3M™ E-A-Rfit™ Dual-Ear Validation System	www.e-a-rfit.com
	REAT sous casque d'écoute	Bouchons d'oreilles personnalisés	Egger Otoplastik + Labortechnik GmbH	ePRO-Meter	www.egger-labor.de
	REAT sous casque d'écoute	Bouchons d'oreilles	Cotral Lab, Inc.	CAPA®	www.cotral.com
	REAT sous casque d'écoute	Bouchons d'oreilles	Inmedico	Oscilla	www.inmedico.com

Mesure psychophysique au-dessus du seuil à l'aide d'une PIB standard (non modifiée)	REAT sous casque d'écoute	Bouchons d'oreilles	Maico	MA 33	www.maico-diagnostic.com
	REAT sous casque d'écoute	Bouchons d'oreilles	Michael and Associates, Inc.	FitCheck Solo™	www.michaelassociates.com
	REAT sous casque d'écoute	Bouchons d'oreilles	Workplace INTEGRA, Inc.	INTEGRAtfit®	www.workplaceintegra.com
	Balance de sonie Balance	Bouchons d'oreilles	Howard Leight by Honeywell International, Inc.	VeriPRO®	www.howardleight.com

Spécifications et caractéristiques des systèmes de test d'ajustement

Comme nous l'avons vu précédemment, les systèmes de test d'ajustement peuvent s'appuyer sur différents types de technologie. L'approche de mesure sous-jacente et le matériel particulier utilisé auront des effets différents sur les résultats du RAP. Le Tableau 3 présente les différentes technologies et leurs avantages et inconvénients généraux, tandis que les figures 20 à 23 illustrent les méthodes de test. D'autres considérations concernant les différents types de systèmes de test d'ajustement sont à prendre en compte:

1. La rapidité avec laquelle le test peut être effectué affecte l'application pratique du système de test d'ajustement et la capacité à traiter et potentiellement à améliorer le problème de l'incertitude d'ajustement en prenant des mesures répétées sur des ajustements multiples. Généralement, les systèmes objectifs permettent une acquisition de données plus rapide, en utilisant des **PIBs** standards (non modifiés) ou des substituts (modifiés).
2. Pour les systèmes objectifs qui utilisent un stimulus acoustique, présenté via un haut-parleur, pour la mesure de l'atténuation **PIB** (voir figure 20 et figure 21), le signal de test est clairement audible et peut être gênant, bien que ce soit en général seulement pendant quelques secondes.
3. Pour les systèmes utilisant un **PIB** de substitution (voir figure 21), l'ajustement et la facilité d'utilisation du **PIB** modifié doivent être comparables au **PIB** original pour garantir la capacité de l'utilisateur à s'adapter au **PIB** de substitution. Par exemple, l'utilisation d'un tube de sonde pour la mesure du microphone à oreille interne augmente également la rigidité du bouchon d'oreille et peut affecter l'insertion du bouchon d'oreille.
4. Pour les systèmes qui reposent sur l'utilisation de **PIB** de substitution (voir figure 19), les **PIBs** sont toujours nouveaux et peuvent ne pas montrer les effets du vieillissement qui se produirait pour un tel produit dans une utilisation réelle sur le terrain.
5. Le bruit de fond dans l'environnement de test doit être suffisamment faible pour ne pas masquer les signaux de test, en particulier pour les systèmes reposant sur des mesures psychophysiques.
6. Pour les systèmes nécessitant une réponse psychophysique d'un sujet de test, l'audition du sujet doit être suffisamment bonne pour s'assurer que les signaux sont perçus même après que le signal de test ait été atténué par le **PIB** testé. De même, la présence d'acouphènes peut compliquer les réponses des employés, ainsi que des problèmes de compréhension pour les utilisateurs dont la langue principale n'est pas celle utilisée dans l'interface d'ajustement.
7. Certains systèmes psychophysiques permettent d'effectuer la procédure de mesure sur les **PIBs** portés in situ, c'est-à-dire que les employés sont emmenés en dehors de leur

lieu de travail tout en portant leur **PIBs** pour qu'ils puissent être testés en étant portés. Cela peut être utile pour auditer, mesurer le délogement des bouchons d'oreilles avec le temps, et mesurer les bouchons d'oreille qui peuvent avoir été utilisés au-delà de leur durée nominale d'utilisation, etc.

Tableau 3 : Résumé des technologies de test d'ajustement disponibles dans le commerce, incluant leurs avantages et inconvénients potentiels. Le terme « audit » fait référence au fait de pouvoir tester l'atténuation « terrain » de PIB sur des personnes intentionnellement retirés de leur milieu de travail sans avoir à interférer avec le placement de leurs PIBs.

Type de système de Test d'ajustement	Technologie	PIB testable	Description	Avantages	Inconvénients
Mesure physique utilisant un PIB standard (non modifié)	Test d'étanchéité pneumatique ou test d'écoulement d'air sur un protecteur auditif standard	Bouchons d'oreilles personnalisés	Une petite pompe pneumatique bâtie une pression statique d'air sous le bouchon d'oreille et une mesure de pression évalue la fuite pneumatique du bouchon d'oreille.	Rapide. Simple.	Fournit seulement une indication d'étanchéité pneumatique mais aucune mesure de la quantité d'atténuation acoustique obtenue.
	F-MIRE sur un protecteur auditif standard (voir la figure 20)	Bouchons et casques antibruit	Mesures directes simultanées de niveau de pression acoustique à l'extérieur et sous le casque anti-bruit ou le bouchon d'oreille en présence de bruit ambiant ou d'une source sonore générant un bruit large bande ou à bande étroite. La source sonore peut être un haut-parleur externe ou un casque d'écoute.	Rapide. Objectif. Teste toutes les fréquences simultanément. Relativement insensible au bruit de fond. Non affecté par la perte d'audition. Peut être utilisé pour un audit. Peut être utilisé pour tous les bouchons et casques antibruit	Doit être utilisé avec le PIB issu du fabricant. Quand le test se fait en utilisant un haut-parleur externe, le bruit est audible pour les autres personnes dans l'environnement. Les fils du microphone sous le PIB peuvent affecter la qualité de l'étanchéité acoustique avec le coussin du casque.

Mesure physique à l'aide d'un PIB de substitution (modifié)	F-MIRE sur un protecteur auditif de substitution (voir la figure 21)	Bouchons et casques antibruit	Mesures directes et simultanées de niveau de pression acoustique à l'extérieur et en dessous de l'audience modifiée protecteur en présence d'une source de bruit à large bande ou à bande étroite. La source sonore peut être un haut-parleur externe ou un casque d'écoute pour tester les bouchons d'oreille, mais un haut-parleur externe est requis pour tester les cache-oreilles.	Rapide. Objectif. Teste toutes les fréquences simultanément. Relativement insensible au bruit de fond. Non affecté par la perte d'audition.	Doit être utilisé avec le test de substitution des PIB du fabricant. Lorsqu'il est réalisé avec un haut-parleur externe, le son utilisé pour le test est audible et peut être gênant pour les autres personnes présentes dans l'environnement de test. L'utilisateur ne peut pas être audité, car les bouchons ou les casques de substitution ne peuvent pas être portés de manière autonome en tant que PIB
--	--	-------------------------------	--	--	---

Mesure psychophysique basée sur un seuil utilisant un PIB standard (non modifié)	REAT sous les casques d'écoute (voir la figure 22)	Bouchons d'oreilles	Semblable à l'approche standard des tests REAT en laboratoire, mais réalisée sur le terrain et réalisée sous casque d'écoute. Tests d'audition avec et sans bouchon d'oreille, chaque fréquence séparément, chaque oreille testée séparément ou testées ensemble, en fonction du système et du choix de l'opérateur.	Peut être utilisé avec n'importe quel bouchon d'oreille du fabricant (pas de bouchon de canal). Peut être utilisé pour l'audit.	Se fie à la réponse subjective de l'utilisateur. Les utilisateurs ayant une perte auditive peuvent ne pas être en mesure d'entendre le signal d'essai dans l'état occlus ou à toutes les fréquences d'essai. Les utilisateurs souffrant d'acouphènes peuvent ne pas être en mesure de distinguer les signaux de test (stimuli acoustique) de manière adéquate. Le temps de test augmente avec le nombre de fréquences testées. Lorsque les deux oreilles sont testées simultanément, il devient impossible de distinguer si l'un ou l'autre des PIB est mal ajusté. Impossible de tester les casques antibruit ou les Bouchons semi-insérés.
---	---	---------------------	---	---	--

	REAT dans une cabine portable	Bouchons et casque antibruit	Semblable à l'approche standard de l'essai REAT en laboratoire, mais réalisée dans une cabine de son portable. Tests d'audition avec ou sans bouchons d'oreille ou cache-oreilles, chaque fréquence séparément.	Peut être utilisé avec n'importe quel bouchon d'oreille de fabricant et n'importe quel type de PIB . Peut être utilisé pour l'audit.	Se fie à l'évaluation subjective de l'utilisateur. Les utilisateurs ayant une perte auditive peuvent être incapables d'entendre le signal de test. Les utilisateurs souffrant d'acouphènes peuvent ne pas être en mesure de distinguer les signaux de test de manière adéquate. Le temps de test augmente avec le nombre de fréquences testées. L'étalonnage du champ sonore nécessite des microphones ambiants à haute sensibilité pour vérifier la diffusivité et le niveau de bruit de fond.
--	-------------------------------	------------------------------	--	---	---

D'autres technologies de test d'ajustement ont également été testées au fil des années, des techniques psychophysiques, telles que l'utilisation de l'équilibre intensité sonore-conduction osseuse (Rimmer et Ellenbecker, 1997), à l'utilisation de techniques biophysiques par électroencéphalographie (Valentin *et al.*, 2014). Bien qu'elles nécessitent davantage de recherche, ces techniques pourraient être commercialisées à l'avenir.

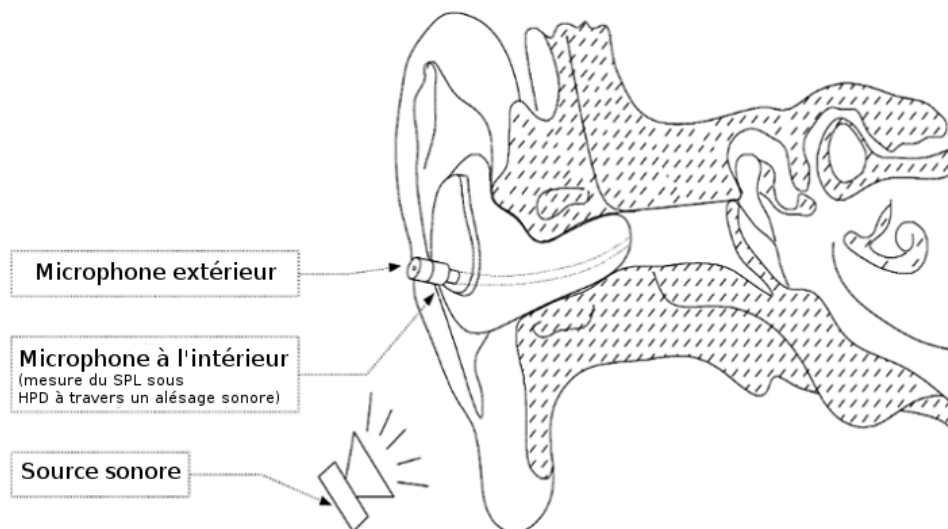


Figure 20 : Mesure physique, de type microphonique « Field-MIRE », sur un bouchon d'oreille personnalisé, incluant la mesure des niveaux de pression acoustique à l'extérieur et sous le PIB en présence d'une source sonore (haut-parleur représenté ici ou casque d'écoute non représentée ici).

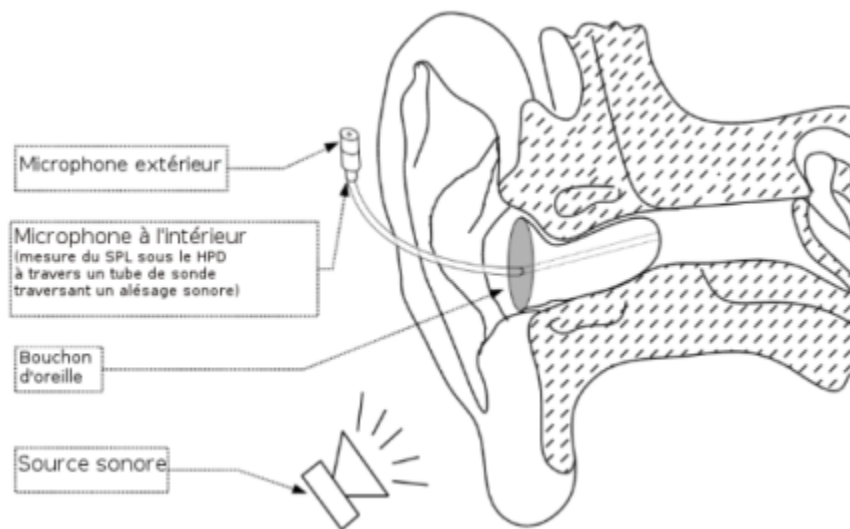


Figure 21 : Mesure physique de type microphonique « Field-MIRE », sur un bouchon d'oreille instrumenté (mesure physique en utilisant PIB de substitution), incluant la mesure des niveaux de pression acoustique à l'extérieur et sous le PIB en présence d'une source sonore (haut-parleur représenté ici ou casque d'écoute non représentée ici).

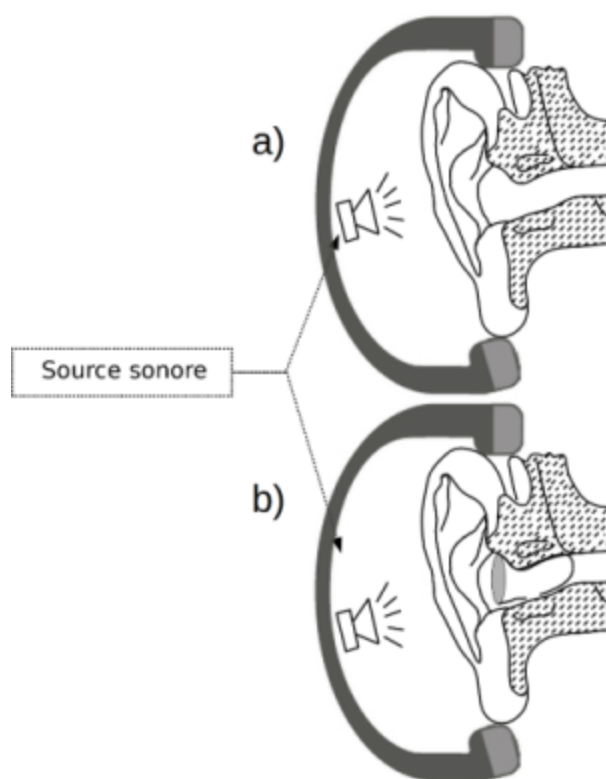


Figure 22 : Mesure psychophysique à l'aide d'un bouchon d'oreille standard par la méthode des seuils (REAT) sous un casque d'écoute: (a) Mesure de seuil auditif oreille ouverte; b) Mesure de seuil de l'oreille occluse.

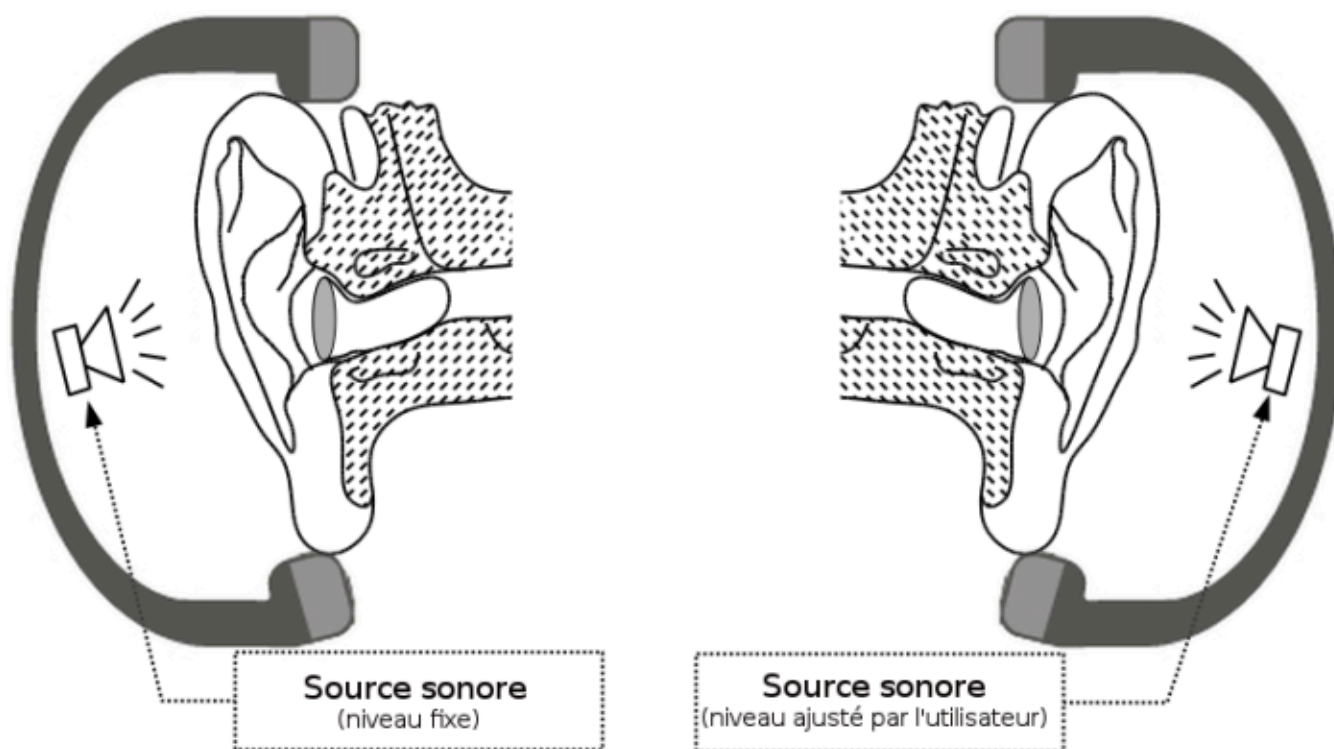


Figure 23 : Mesure psychophysique à l'aide d'un bouchon d'oreille standard par balance de sonie : égalisation subjective du volume entre les deux oreilles sous un casque d'écoute, lors d'une séquence de tests avec d'abord les oreilles ouvertes, puis un bouchon d'oreille dans l'une des oreilles, et enfin les deux bouchons d'oreille dans les deux oreilles.

Critères de performance pour les systèmes de test d'ajustement

Pour permettre aux opérateurs de sélectionner correctement le système de test d'ajustement le plus adapté à leur application, les fabricants devraient publier des déclarations de performance et des conseils. Les suggestions suivantes sont basées à la fois sur l'expérience des auteurs et sur le matériel en cours d'élaboration dans la norme ANSI S12.71 en cours de développement (Voix, 2011).

Pour tous les systèmes de test d'ajustement, le fabricant doit spécifier:

- Si le système de test d'ajustement fournit une valeur de mesure d'atténuation globale et / ou simplement une évaluation de réussite ou d'échec,
- Dans le cas d'une valeur de mesure d'atténuation, si le PAR rapporté est calculé selon la norme ANSI/ASA S12.71 ou un autre type de notation non standard,
- Quelles valeurs d'atténuation par fréquence ou par bande d'octave sont disponibles en plus de la valeur globale d'atténuation,
- Si les mesures d'atténuation sont présentées séparément (monaural) et / ou en tant que valeur unique combinant les deux oreilles (binaural), imitant ainsi l'atténuation mesurée à l'aide de la procédure **REAT** telle que définie dans ANSI/ASA S12.6 ou ISO 4869-1 (voir les détails au chapitre 11).

- Une déclaration d'incertitude concernant la mesure effectuée par le système d'ajustement de l'ajustement (voir plus loin la sous-section « Incertitude du système de **Test d'ajustement** » pour plus de détails),
- L'atténuation mesurable la plus faible et la plus élevée, qui peut dépendre à la fois du type et du modèle de **PIB** testés, et du niveau de bruit de fond maximal admissible dans lequel le test d'ajustement peut être effectué avec précision,
- Les intervalles d'étalonnage physiques périodiques recommandés pour le système de test d'ajustement,
- Toute vérification quotidienne qui doit être effectuée au moment de la mesure pour assurer une performance optimale du système de test d'ajustement,
- Si les sujets doivent ou ne doivent pas porter de lunettes, de bijoux d'oreille ou d'autres accessoires susceptibles d'affecter la capacité du système d'ajustement de l'ajustement à fonctionner dans le mode de mesure prévu.

Pour les systèmes de test d'ajustement utilisant des mesures physiques sur des **PIBs** de substitution, le fabricant doit fournir des conseils à l'opérateur du système de test d'ajustement sur la façon dont la conception physique du **PIB** de substitution pourrait affecter l'ajustement du **PIB** par l'utilisateur.

Pour les systèmes de test d'ajustement utilisant une mesure physique sur un **PIB** de substitution, les directives devraient spécifier si le fabricant a conçu le système pour tenir compte des différences de performance d'atténuation entre le substitut et le **PIB** réel qu'il représente.

Pour les systèmes de test d'ajustement utilisant une mesure psychophysique, les fabricants devraient conseiller l'opérateur sur la façon d'estimer la perte auditive maximale admissible pour les tests et comment identifier et traiter le problème lorsque les utilisateurs ne peuvent pas entendre suffisamment les signaux de test pour fournir des réponses cohérentes. Les fabricants devraient également fournir des conseils à l'opérateur concernant les utilisateurs ayant une perte auditive asymétrique et les acouphènes et comment cela pourrait affecter les résultats des test.

Pour les systèmes de test d'ajustement qui reposent sur l'utilisation de systèmes de génération de sons sous casque d'écoute, les fabricants devraient conseiller les utilisateurs sur la façon de positionner correctement les casques d'écoute et leur recommander de ne pas les toucher d'aucune manière puisque cela pourrait affecter l'ajustement de l'appareil et que les valeurs mesurées ne seraient alors pas fiables.

Pour les systèmes de test d'ajustement qui indiquent seulement un succès ou un échec, le

critère de réussite, c'est-à-dire le seuil d'atténuation au-delà duquel un test d'atténuation est considéré comme réussi, doit être expliqué et présenté comme une valeur de type PAR.

De nombreux systèmes de test d'ajustement peuvent fournir des résultats de mesure estimant les valeurs **REAT** à une ou plusieurs fréquences, idéalement correspondant aux sept bandes d'octave allant de 125 Hz à 8000 Hz. Cependant, la sortie préférée pour la plupart des utilisateurs finaux est une notation à numéro unique, appelée PAR. Ce PAR combine les valeurs d'atténuation des deux oreilles, tout comme pour la procédure **REAT** qui mesure en pratique l'atténuation binaurale des **PIBs**. La sortie, obtenue de la plupart des applications de test d'ajustement, d'une seule valeur PAR binaurale permet à un utilisateur final de prendre des mesures et de formuler rapidement des recommandations pour l'exposition au bruit de chaque utilisateur. Étant donné que les données d'exposition des employés ne sont généralement disponibles que sous forme de valeurs A-pondérées individuelles, il est pratique d'utiliser un PAR composé d'un seul nombre. Cependant, certains systèmes indiquent également des valeurs pour chaque oreille individuellement, car cela peut être utile dans la formation pour les cas où les personnes peuvent avoir plus de difficulté à ajuster une oreille que l'autre.

SORTIES DE SYSTÈME DE TEST D'AJUSTEMENT

De nombreuses notations uniques ont été mises au point, et les différents systèmes de test d'ajustement ont en effet calculé leurs propres nombres uniques avec des approches différentes. La méthode de calcul actuellement envisagée dans le projet de norme ANSI S12.71 est analogue à la statistique de réduction du bruit à utiliser avec une A-pondération (NRSA) telle que définie dans la norme ANSI / ASA S12.68 (ANSI, 2012). Cette définition normalisée des PARs permet la comparaison croisée des résultats de test d'ajustement qui sera brièvement présentée ci-après (Voix, 2011).

Indice affaiblissement personnel (PAR)

Le calcul de l'Indice affaiblissement personnel (Personal Attenuation Rating ou PAR) décrit dans ce chapitre repose sur le calcul, pour un ajustement donné du **PIB** sur un seul utilisateur, de l'atténuation moyenne A-pondérée globale dans un grand ensemble de spectres de bruit représentatifs. Comme la forme du spectre fait partie des calculs impliquant les divers bruits, cette approche n'est possible que pour un système de test d'ajustement qui rapporte deux valeurs d'atténuation de bande d'octave ou plus. Les spectres utilisés pour le calcul d'un PAR ont été communément appelés NIOSH 100 Noises (Kroes *et al.*, 1975). Ils sont un échantillon de spectres de bruit industriels et sont également fournis dans la norme ANSI S12.68.

Le PAR est un numéro de type **NRR**, mais étant donné qu'il est basé sur les données d'un utilisateur qui est l'utilisateur réel de l'appareil, au lieu d'un groupe de 10 à 20 sujets, la correction d'écart type entre sujets incluse dans le calcul **NRR** n'est pas nécessaire. Cependant, comme pour toute notation à numéro unique, comme le **NRR**, la variabilité spectrale doit

être prise en compte. Avec le **NRR**, ceci est accompli en utilisant un facteur de sécurité spectrale constant de 3 dB, alors que le PAR accomplit ceci avec une valeur de performance de protection explicite (voir Tableau 4) résultant de la variabilité des calculs utilisant les 100 bruits NIOSH. Le PAR peut être directement soustrait de A mesures de bruit pondérées au lieu de nécessiter l'utilisation de valeurs pondérées C, comme cela est recommandé avec l'application du **NRR**. Les détails de calcul du PAR dépassent la portée de ce chapitre mais peuvent être trouvés dans Voix et Hager (2009) avec une comparaison avec d'autres évaluations et métriques d'atténuation. En fin de compte, ces calculs conduisent aux équations suivantes :

$$\text{PAR}_x = \text{FAES}_A - \alpha \cdot u_{\text{FAES}_A} \quad (\text{Eq. 1})$$

où

$$u_{\text{FAES}_A} = \sqrt{s_{\text{measurement}}^2 + s_{\text{fit}}^2 + s_{\text{spectrum}}^2} \quad (\text{Eq. 2})$$

avec FAES_A l'atténuation globale pondérée A du **PIB** estimée par le système d'ajustement-test, α le facteur de couverture du Tableau 4, et u_{FAES_A} , l'incertitude combinée définie comme la racine carrée de la somme des carrés des composantes d'incertitude de mesure, d'ajustement et de spectre, définie plus loin dans la section Sources d'incertitude.

Tableau 4 : Valeurs de α pour diverses valeurs de performance de protection.

Facteur de couverture x (%)	Valeur de α
50	0,00
80	0,84
84	1,00
90	1,28
95	1,64
98	2,00

Comme on le voit à partir de l'Équation 1, PAR tient compte de l'incertitude combinée, u_{FAES_A} , et tient compte d'un facteur de couverture x (une valeur de percentile), notée PAR_x . Le percentile x souhaité est généralement exprimé à 50%, 80%, 84% ou 98% et incorpore une constante multiplicative correspondante, comme indiqué dans le Tableau 4, multiplié par l'incertitude combinée du système de test d'ajustement. Dans le cas d'un PAR_{50} , aucune contribution de l'incertitude combinée n'est soustraite de la valeur PAR mesurée, tandis que dans PAR_{98} , deux fois l'incertitude de mesure combinée est soustraite de la valeur PAR mesurée. Alors que PAR_{50} , représente la valeur la plus statistiquement probable, l'utilisation

de PAR_{80} , PAR_{84} , ou même PAR_{98} est une pratique plus sûre pour évaluer la suffisance de l'atténuation du protecteur auditif pour un individu donné.

Concept clé

L'utilisation de PAR_{80} , PAR_{84} , ou même PAR_{98} est une pratique sûre pour évaluer la suffisance de l'atténuation du protecteur auditif pour un individu donné exposé à un niveau de bruit connu. Ces valeurs sont réduites de quelques fractions de l'incertitude combinée pour assurer une estimation prudente de l'atténuation réelle du **PIB**. Tout comme un radar de vitesse réduirait de quelques kilomètres par heure la vitesse mesurée de votre véhicule, afin de tenir compte de l'incertitude de mesure inhérente du radar, en vue d'établir une situation d'excès de vitesse automobile.

Les PARs sont basés sur des mesures effectuées sur une période relativement courte, allant de quelques secondes à quelques minutes, et fournissent une estimation plus directe de la protection qu'une personne donnée est censée recevoir de son **PIB** que ne le font les données moyennes d'un groupe de sujets dans une expérience de laboratoire séparée. Cependant, les PARs ne sont toujours pas basés sur des mesures in situ pour les utilisateurs réels exposés au bruit qu'ils subissent pendant un quart de travail. Ainsi, les PARs reflétant la protection peuvent atteindre et ont démontré qu'ils réalisent, pas nécessairement ce qu'ils réalisent réellement au jour le jour, comme nous le verrons dans la section suivante.

Incertitude des systèmes de test d'ajustement

Quel que soit le type de système, une mesure clé de performance est la comparaison des données d'atténuation estimées via le système d'ajustement-test à une mesure **REAT** (Berger *et al.*, 2011). Que ce soit en utilisant une approche de mesure objective ou subjective, les résultats du système d'ajustement-test peuvent différer de **REAT** sur un ajustement donné d'un **PIB** sur un sujet donné. Cela devrait être évalué sur un grand groupe de sujets testés dans des conditions contrôlées et signalé dans une déclaration d'incertitude.

Pour les applications dans lesquelles une estimation explicite de l'atténuation du bruit est requise, la spécification de l'incertitude est importante. L'incertitude de mesure peut différer entre les différents systèmes. Pour que l'opérateur ou l'utilisateur applique correctement les données d'atténuation mesurées, il convient de fournir un énoncé clair de l'incertitude et de la manière dont il devrait être inclus dans le processus d'évaluation. Des estimations d'incertitude sont nécessaires non seulement pour une bonne application des données mesurées, mais aussi pour faciliter la comparaison de la qualité des données provenant de différents systèmes de test d'ajustement.

Il existe trois principales sources d'incertitude, supposées indépendantes, inhérentes à la

mesure et à l'application des données de test d'ajustement et qui doivent être prises en compte dans le calcul de la RAP (Berger *et al.*, 2011).

L'incertitude de mesure, s_{fit}^2 dans l'Équation 2, parfois appelée incertitude de prédiction, se rapporte à la différence entre la prédiction de l'affaiblissement du système de test d'ajustement et la valeur mesurée par un étalon-or accepté tel que **REAT**. Étant donné que les valeurs **REAT** contiennent leur propre incertitude (connue par de nombreuses études de laboratoire publiées), une divergence sur une seule mesure entre le **REAT** et le système de test d'ajustement n'indique pas nécessairement que l'estimation du système d'ajustement est erronée. Il faut plutôt comparer plusieurs mesures **REAT** et tests d'ajustement pour que la qualité des données du système d'ajustement puisse être déterminée par la quantité de biais par rapport aux valeurs **REAT** et la propagation des données existantes (Voix, 2011).

L'incertitude d'ajustement, s_{fit}^2 dans l'Équation 2, se rapporte à la variabilité de l'atténuation du **PIB** d'un ajustement à l'autre. L'incertitude d'ajustement, qui peut souvent être la plus grande composante d'incertitude, est considérablement affectée par la compétence de la personne qui réalise l'ajustement, qui peut être l'opérateur ou l'utilisateur, ainsi que par les caractéristiques d'ajustement du **PIB** évalué. Cette composante d'incertitude est largement indépendante du système de test d'ajustement utilisé pour la mesure.

L'incertitude spectrale, u_{FAES_A} dans l'Équation 2, survient lorsqu'un système de test d'ajustement fournit un nombre unique tel qu'un PAR qui doit être appliqué à des mesures de **Niveau sonore** pondéré de bruits avec un contenu spectral inconnu. Selon le contenu spectral de bruit réel, il peut y avoir une variation entre l'atténuation prédite en utilisant un calcul de bande d'octave appliqué aux données de bruit de bande d'octave réelles, et celle obtenue avec un PAR, qui est analogue à l'approche de nombre unique décrite dans ANSI S12.68 (ANSI, 2012). Lorsque les données de bruit de bande d'octave réelles sont disponibles et utilisées pour le calcul de l'atténuation, la composante d'incertitude spectrale devient nulle.

UTILISATION DES TESTS D'AJUSTEMENT DE PIBS EN MILIEU INDUSTRIEL

MISE EN PLACE DES TESTS D'AJUSTEMENT AU SEIN D'UN PROGRAMME DE PRÉVENTION DES PERTES AUDITIVE (HLPP)

En l'absence de directives réglementaires et d'une recherche approfondie appliquée aux **FAES**, le recours à l'expérience pratique fournit les conseils nécessaires pour mettre en œuvre des tests d'adéquation dans un HLPP. Considérant que le test d'adéquation « qui, quoi, où, pourquoi et comment » est mis en œuvre aidera à maximiser les avantages de l'intégration de tests d'ajustement au sein d'un programme de prévention des pertes auditives (Hearing Loss Prevention Program ou HLPP).

La façon dont les tests d'adéquation sont mis en œuvre, ainsi que les types des **PIBs** auxquels

il est appliqué, peuvent varier considérablement. Bien qu'il existe actuellement des systèmes de test d'ajustement qui permettent d'estimer l'atténuation fournie par les serre-têtes antibruit (voir Tableau 3), de nombreux systèmes de test d'ajustement présentent des coupes circumaurales pour la présentation et l'essai des signaux des **Oreillettes**, telles que des bouchons d'oreille. Cependant, l'ampleur de ce problème est limitée, puisque les casques antibruit sont plus faciles à ajuster que les bouchons d'oreilles et nécessitent moins d'être testés. Cependant, il existe d'autres avantages à tester l'ajustement des casques antibruit, comme la capacité d'apprécier l'atténuation en portant d'autres **EPI** ou des vêtements qui réduisent l'atténuation, ou de l'évaluer avec des **Coquilles** usées ou des serre-têtes portés ayant pu se dégrader avec l'utilisation (Wells *et al.*, 2013).

QUI EST LA POPULATION CIBLE?

Choisir qui est testé pour le **Test d'ajustement** dépend du temps et des ressources humaines disponibles. La population cible est vraisemblablement le groupe d'employés susceptibles d'être à risque de perte auditive due au bruit (**NIHL**) et peut être limitée ou définie au sens large. Une entreprise peut donner la priorité à une population cible particulière lors de la première mise en œuvre d'un programme de **Test d'ajustement**, mais ensuite étendre les tests à d'autres groupes si le temps et les ressources le permettent. Des exemples de populations cibles comprennent :

- **Employés nouvellement embauchés** – Cette population bénéficie d'un **Test d'ajustement** comme moyen de formation initiale sur l'utilisation adéquate d'un protecteur auditif, sélectionnant le meilleur dispositif pour l'exposition au bruit, et établissant une base de comparaison à des fins de comparaison future.
- **Employés avec un changement de seuil temporaire mesuré (TTS) ou un changement de seuil standard (STS) défini par l'OSHA** – Une des étapes de suivi pour les cas **STS** est de fournir, si nécessaire, un protecteur auditif offrant une meilleure atténuation. Actuellement, le **NRR** est utilisé comme un indicateur de l'atténuation, même s'il ne s'agit généralement pas d'une mesure précise de la performance individuelle ou de groupe sur le lieu de travail. Les tests d'ajustement, étant meilleurs indicateurs de la performance individuelle, peuvent être utilisés pour déterminer si l'employé n'arrive pas à obtenir une protection adéquate et pour remédier au problème par l'entraînement ou en offrant une nouvelle alternative de **PIB**. La surveillance **STS** est un indicateur de suivi d'un succès **HLPP**. Concentrer les efforts uniquement sur cette population limite la capacité d'identifier les employés qui ont une protection insuffisante et d'intervenir avant qu'ils ne présentent des dommages de leur système auditif. Une approche proactive est préférable.
- **Sous-ensemble d'employés qui travaillent dans les zones les plus bruyantes ou qui doivent porter une protection auditive double** – Lorsqu'elles comptent un grand

nombre d'employés, les entreprises peuvent également concentrer leurs efforts pour tester l'ajustement sur les employés dont les tâches, ou dont les zones de travail, sont les plus exposées aux bruits et dangereuses. aux zones les plus dangereuses du bruit ou au travail. Bien que cette approche soit plus facile à gérer en termes d'investissement en temps et de personnel, la possibilité d'identifier les employés à haut risque exposés à des niveaux inférieurs est manquée. Puisque 9 personnes sur 10 sont exposés à 95 dBA ou moins, cela peut signifier qu'une grande partie de la population ne sera pas évaluée (OSHA, 1981).

- **Sous-ensemble des employés qui sont en marge de l'inclusion pour la protection auditive obligatoire** – Rabinowitz *et al.*, (2007) ont constaté que les personnes dont l'exposition au bruit ambiant était inférieure ou égale à 85 dBA étaient plus susceptibles de subir un STS de 10 dB que les personnes exposés à des expositions plus élevées. Par conséquent, il peut être prudent d'inclure ce groupe de personnes .
- **Sous-ensemble des employés exposés aux produits chimiques ototoxiques ainsi qu'au bruit** – Cette population peut être plus vulnérable à la perte auditive et peut bénéficier des tests d'ajustement pour s'assurer d'avoir une protection adéquate.
- **Tous les employés inscrits dans le HLPP** – idéalement, chaque employé dans un HLPP devrait être testé et peut bénéficier de l'expérience. Cela fournit la meilleure opportunité pour la gestion des risques de l'employeur.
- **Tous les employés, peu importe l'exposition au bruit au travail** – Les programmes de test d'ajustement **PIB** les plus complets comprennent toute la population de personnes , et pas seulement ceux qui se qualifient pour le programme de conservation de l'ouïe. Les entreprises qui offrent des tests d'ajustement pour tout leur personnel comprennent que les employés peuvent participer à des activités bruyantes en dehors du travail et qu'ils peuvent bénéficier de connaissances sur le bon port de protecteurs auditifs. De nombreuses entreprises encouragent les employés à porter des protecteurs auditifs à la maison, par exemple, à porter lors de l'utilisation d' outils électriques, pour tondre le gazon, pour assister à des concerts, pour chasser ou pour tirer. L'extension du programme de test d'adéquation à tous les employés, quelle que soit leur exposition sonore au travail, soutient l'utilisation du **PIB** lors d'événements non professionnels en renforçant l'utilisation adéquate des protecteurs auditifs et en sensibilisant davantage les **NIHL**. L'inclusion de tests d'ajustement pour des populations entières de personnes peut être un avantage important pour les employés dans le cadre de programmes visant à améliorer le bien-être global d'une entreprise.

QUI EFFECTUE LES TESTS D'AJUSTEMENT ET / OU GÈRE LE PROGRAMME DE TEST D'AJUSTEMENT?

En général, les responsables du programme HLPP géreront le programme de test d'ajustement.

Les exemples de personnel généralement responsable, précédemment appelé opérateurs, pour effectuer des tests d'ajustement comprennent:

- Hygiénistes industriels;
- Professionnels de l'audition certifiés par **CAOHC**¹;
- Professionnels de la sécurité;
- Audiologistes professionnels;
- Infirmières en santé du travail;
- Personnel formé par le vendeur;
- Fournisseurs de services indépendants ou autorisés.

QUELS SONT LES AVANTAGES DES TESTS D'AJUSTEMENT ET POURQUOI INCLURE LES TESTS D'AJUSTEMENT DANS HLPP ?

Concept clé

Quels sont les avantages des tests d'ajustement et pourquoi inclure les tests d'ajustement dans un HLPP?

- Identifier les employés à risque de **NIHL** et de benchmarking;
- Vérification de la bonne atténuation de la protection auditive;
- Outil de formation et de motivation;
- Former l'outil de formation;
- Outil de sélection du protecteur auditif.

Identifier les employés à risque de NIHL et benchmark

Les organismes de réglementation fédéraux exigent une formation des employés. Par exemple, l'OSHA, (1983) exige que les employeurs « dispensent une formation sur l'utilisation de tous les **PIBs** et l'attention qu'il faut leur porter, garantissent un bon ajustement initial et surveillent l'utilisation correcte de tous les protecteurs auditifs » (29 CFR 1910.95 (i) (5)). Avant que les technologies de test d'ajustement ne soient disponibles sur le marché, les employeurs n'étaient pas en mesure d'assurer systématiquement un bon ajustement initial et de documenter l'atténuation obtenue par un travailleur individuel. Leur seul choix pour la sélection des produits et l'estimation de l'atténuation consistait à se fier aux valeurs d'atténuation étiquetées

1. Conseil d'accréditation américains (Council for Accreditation in Occupational Hearing Conservation)

par les fabricants, qui sont peu utiles pour faire des prédictions pour les personnes individuels. Afin d'assurer un bon ajustement, de nombreuses approches ont été adoptées pour améliorer l'ajustement et essayer d'obtenir le meilleur possible, comme par exemple le chapitre sur l'ajustement des PIBs. Mais jusqu'à l'avènement des tests d'ajustement, les professionnels de la santé et de la sécurité ne disposaient pas d'un moyen efficace pour mesurer si une protection adéquate était atteinte et si la formation avait influencé le comportement.

Quant aux personnes nouvellement embauchés et n'ayant jamais porté de protecteurs auditifs, il est préférable de les entraîner avant le test d'ajustement initial grâce au moyen des stratégies décrites à la section sur l'entraînement individuel et en groupe. Pour les autres personnes, ceux qui sont familiers avec les protecteurs auditifs, ils devraient effectuer des mesures lors de leur visite initiale d'ajustement pour établir une valeur de référence de la performance (à ne pas confondre avec l'audiogramme de référence tel que requis par l'OSHA pour les tests audiométriques). Idéalement, l'opérateur devrait demander aux personnes d'ajuster leur protecteur auditif comme ils le feraient dans le bruit et d'observer attentivement la technique d'ajustement, sans accompagnement ni intervention. Ensuite, l'opérateur doit effectuer le test d'ajustement pour la mesure de référence et enregistrer les résultats. Les mesures de base permettent d'identifier les personnes qui, en raison des PARs faibles ou inadéquats par rapport à leur exposition au bruit, seraient à risque pour les **NIHL**, et permettent aux professionnels de la santé et de la sécurité de concentrer les efforts d'intervention sur ce sous-groupe. Les résultats des mesures de test d'ajustement de référence peuvent être juste une mesure utilisée pour évaluer une formation antérieure en matière de conservation de l'ouïe et servir à juger de l'efficacité du programme. Johns Manville, auquel a été décerné un prix d'excellence en prévention de la perte auditive en 2012, a utilisé le pourcentage d'employés ayant atteint le critère PAR comme l'un des nombreux paramètres permettant d'évaluer le HLPP (NIOSH, 2016).

Michael et Byrne, (2002) ont étudié les tests d'ajustement des protecteurs auditifs dans l'industrie de l'acier à l'aide d'une unité d'essai mobile. Les mesures initiales ont été effectuées sans formation ou assistance supplémentaire. Ils ont été témoins d'un large éventail de techniques d'ajustement résultant en une variabilité substantielle de l'atténuation fournie par les protecteurs auditifs. Berger *et al.*, (2008) ont trouvé des résultats de base similaires lors de l'évaluation initiale de 351 employés de sept usines différentes. Les PARs individuels des employés ont varié de 6 à 43 dB. Bien que les PARs moyens aient été supérieurs à 25 dB, les **NRRs** réels estimés pour l'ajustement étaient de 10 dB et de 18 dB pour les deux bouchons d'oreille testés, beaucoup plus bas que leurs valeurs étiquetées. Le large éventail de PARs individuels montre comment les données d'atténuation des tests d'ajustement dérivés du groupe peuvent surestimer ou sous-estimer considérablement l'atténuation offerte à un travailleur individuel. Pour les personnes individuels, les PARs peuvent même varier entre leurs oreilles gauche et droite. Ce phénomène peut être dû à des différences dans la forme et la taille du canal auditif et par ailleurs, il y a peu de preuves que la manualité joue un rôle.

La collecte de données de mesure de référence et la comparaison avec des mesures ultérieures aident à quantifier la valeur des tests d'ajustement et l'intervention éducative qui accompagne les tests d'ajustement. En outre, les mesures de référence fournissent des données pour l'analyse comparative entre les groupes de personnes ou avec d'autres industries, et peuvent être utilisées comme l'un des indicateurs pour évaluer le HLPP d'une entreprise.

Vérification de la bonne atténuation de la protection auditive

L'amendement pour la conservation de l'ouïe par l'OSHA (29 CFR 1910.95 (j) (1-4)) exige que les employeurs évaluent l'adéquation de l'atténuation pour des environnements sonores spécifiques, qu'ils vérifient que l'exposition au bruit est adéquatement réduite et déterminent la réévaluation de l'audition afin de décider si l'atténuation de protection est justifiée. Actuellement, les employeurs doivent choisir parmi diverses méthodes NIOSH ou **NRR**, qui sont toutes des variantes d'utilisation des valeurs d'atténuation étiquetées par les fabricants pour estimer la protection obtenue par des groupes de personnes (voir le chapitre Utilisation de données d'atténuation pour estimer la protection). En outre, le Manuel technique de l'OSHA (Section III, Chapitre 5, Annexe E) décrit la méthode d'application d'un déclassement de 50% au **NRR** comme facteur de sécurité pour déterminer si des contrôles techniques doivent être mis en œuvre (OSHA, 2013). Cependant, non seulement les schémas de déclassement varient à travers le monde, mais il n'y a pas de consensus sur le schéma qui décrit le mieux ce qu'un travailleur individuel réalise lorsque le protecteur auditif est porté dans la pratique. Les tests d'ajustement individuels permettent aux employeurs de fixer l'atténuation minimale cible en fonction de l'exposition au bruit et aident à identifier les personnes mal protégées.

Étant donné que les technologies **FAES** n'étaient pas disponibles au moment de la promulgation du règlement de l'OSHA, elles ne sont pas mentionnées dans la règle ni incluses en tant qu'option pour estimer l'atténuation. Bien qu'il ne soit pas actuellement un substitut du **NRR** selon les règlements, le PAR obtenu par test d'ajustement peut être un excellent complément. Si les employeurs peuvent utiliser les tests d'adéquation pour déterminer l'adéquation de l'atténuation des protecteurs auditifs en fonction des personnes individuels plutôt que des moyennes des groupes, il semblerait que cette approche soit plus fiable et rende le déclassement inutile. Bien que la réglementation actuelle ne nécessite pas de test d'ajustement, les données et informations recueillies lors d'une séance de test d'ajustement peuvent aider les professionnels de l'audition à évaluer les réclamations liées à l'OSHA et à l'indemnisation des accidents du travail.

Les entreprises diffèrent dans la façon dont elles utilisent le PAR pour estimer la protection des personnes. Idéalement, le PAR binaural (avec ou sans incertitude considérée) devrait être soustrait directement de l'exposition du travailleur, sous la forme d'une valeur pondérée A unique pour estimer la protection du travailleur. Lorsque l'exposition d'un travailleur n'est pas connue, certaines entreprises peuvent choisir de soustraire le PAR à une exposition de

référence. Si les employés sont très mobiles ou sont exposés à des niveaux de bruit variables, certains employeurs choisissent de protéger contre les niveaux sonores typiques plutôt que d'utiliser des moyennes pondérées par le temps et le plus haut **Niveau sonore** mesuré pour ce travail ou ce travailleur individuel. Bien qu'apparemment plus protectrice, cette approche introduit le risque de protection excessive, en particulier pour les emplois qui dépendent de la capacité de communiquer dans le bruit. D'autres entreprises peuvent exiger qu'un travailleur atteigne au moins une atténuation minimale. Cette valeur peut être définie indépendamment de l'exposition au bruit du travailleur ou peut être réglée avec une atténuation minimale couvrant le pire scénario d'exposition, ce qui permet une exposition protégée inférieure à 90 dBA, 85 dBA ou même 75 dBA. Selon l'approche d'une entreprise, l'atténuation minimale cible sera différente et, par conséquent, les taux de réussite / échec et les déclencheurs d'intervention varieront.

Outil de formation et de motivation

La modification OSHA sur la protection de l'ouïe (29 CFR 1910.95 (k) (3) (ii)) oblige les employeurs à former les personnes sur les avantages, les inconvénients et l'atténuation de divers types de **PIB** et à leur donner des instructions. Des instructions simples améliorent de manière significative la performance du protecteur auditif (Williams, 2004). Murphy *et al.*, (2011a) ont constaté qu'une formation individuelle et personnalisée des employés en matière de protection auditive était supérieure à la simple présentation de vidéos et / ou à la lecture des instructions écrites du fabricant. Une méta-analyse de sept études d'intervention a révélé que « l'éducation individualisée était plus efficace pour améliorer l'utilisation du **PIB** que les programmes d'éducation ciblés qui traitent des caractéristiques du travail partagé (El Dib *et al.*, 2012). »

Des études de recherche, ainsi que des expériences d'employeurs, ont suggéré que lorsque les individus sont impliqués dans le processus d'ajustement et reçoivent un retour positif sur l'ajustement de leurs bouchons d'oreille, ils seront plus susceptibles de faire attention à leur audition et seront plus enclins à utiliser leur protection auditive correctement et régulièrement sur le lieu de travail (Meinke et Morata, 2012; NIOSH, 2016; Smith *et al.*, 2014). Étant donné que les technologies de test d'ajustement offrent des possibilités éducatives individualisées et personnalisées, il n'est pas surprenant que la recherche sur les tests d'ajustement ait appuyé leur utilité. Smith *et al.*, (2014) ont constaté que, bien qu'ils aient été formés chaque année à la pose d'un protecteur auditif, 30% des personnes ont découvert pour la première fois qu'ils ne bénéficiaient pas d'une protection adéquate (exposition protégée inférieure à 85 dB) et / ou que le protecteur auditif qu'ils portaient n'était pas de la bonne taille ou du bon style pour fournir une atténuation adéquate (voir figure 24). Après avoir offert une formation de recyclage à l'employé et / ou lui avoir fourni une taille adaptée ou un type de **PIB** différent, chaque employé testé a montré une augmentation de PAR₅₀ de base à post-

intervention et la différence moyenne de PAR₅₀ a augmenté significativement de base à post-intervention (95% CI: 10.3, 13.4) comme illustré à la figure 25.

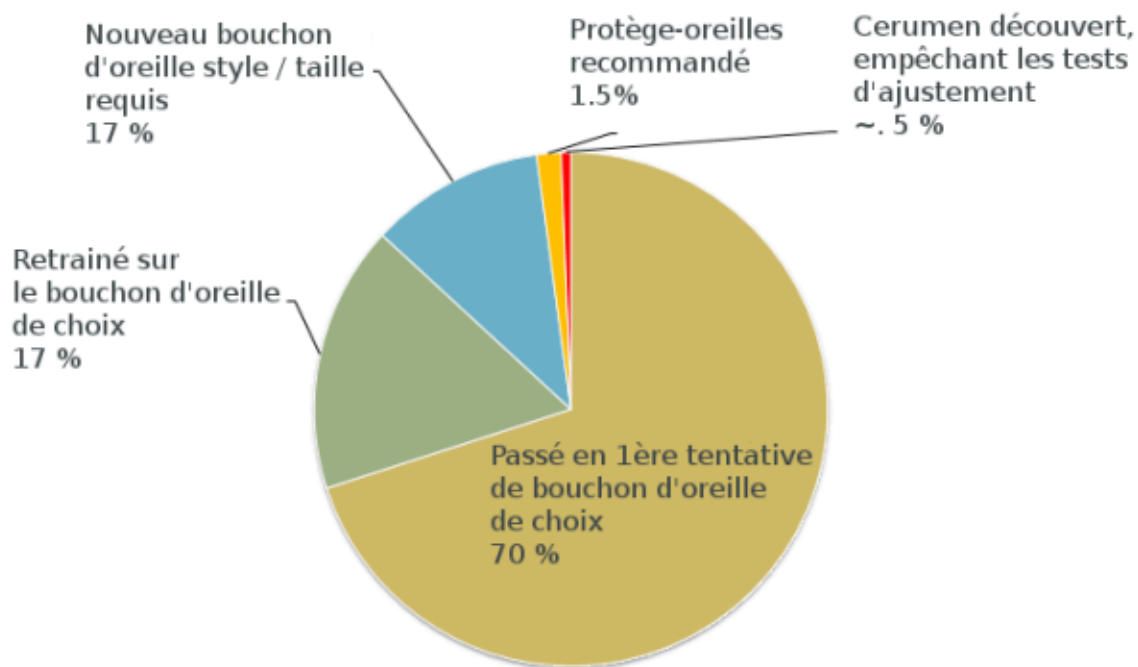


Figure 24 : Résultats de test d'ajustement initial pour un groupe de personnes de l'industrie (n = 327) avec pour objectif un niveau d'exposition inférieur à 85 dBA (D'après Smith et al., 2014).

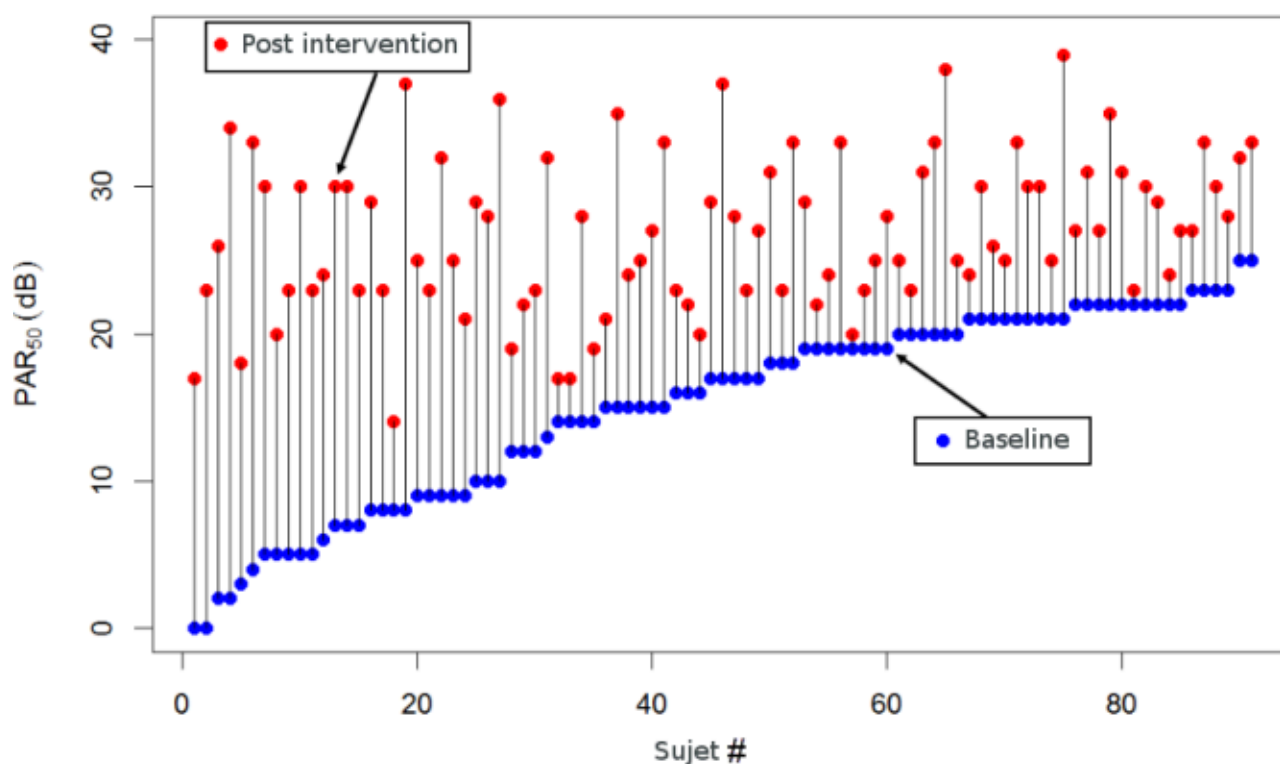


Figure 25 : Mesures initiales de PAR₅₀ par rapport au PAR₅₀ post-intervention pour les (n = 91) personnes identifiées comme n'obtenant pas le PAR minimal, obtenant une importante disparité de PAR binauraux ou n'obtenant pas une atténuation suffisante en basse fréquence (D'après Smith et al., 2014)

Une étude sur une plateforme pétrolière off-shore menée par Murphy *et al.* (2016) rapporte que 44% des personnes n'obtenaient pas une protection adéquate, mais après la formation, 89% ont amélioré leur PAR à au moins 25 dB (voir la figure 26). Ces résultats concordent avec ceux d'autres études qui ont analysé les différences entre les PAR avant et après la formation et au fil du temps (Cassano *et al.*, 2013; Johnson, 2011; Kabe *et al.*, 2012; Kunz *et al.*, 2013; Michael et Byrne, 2002; Murphy et Themann, 2012; Schulz, 2011; Tsukada et Sakakibara, 2008; Witt, 2008).

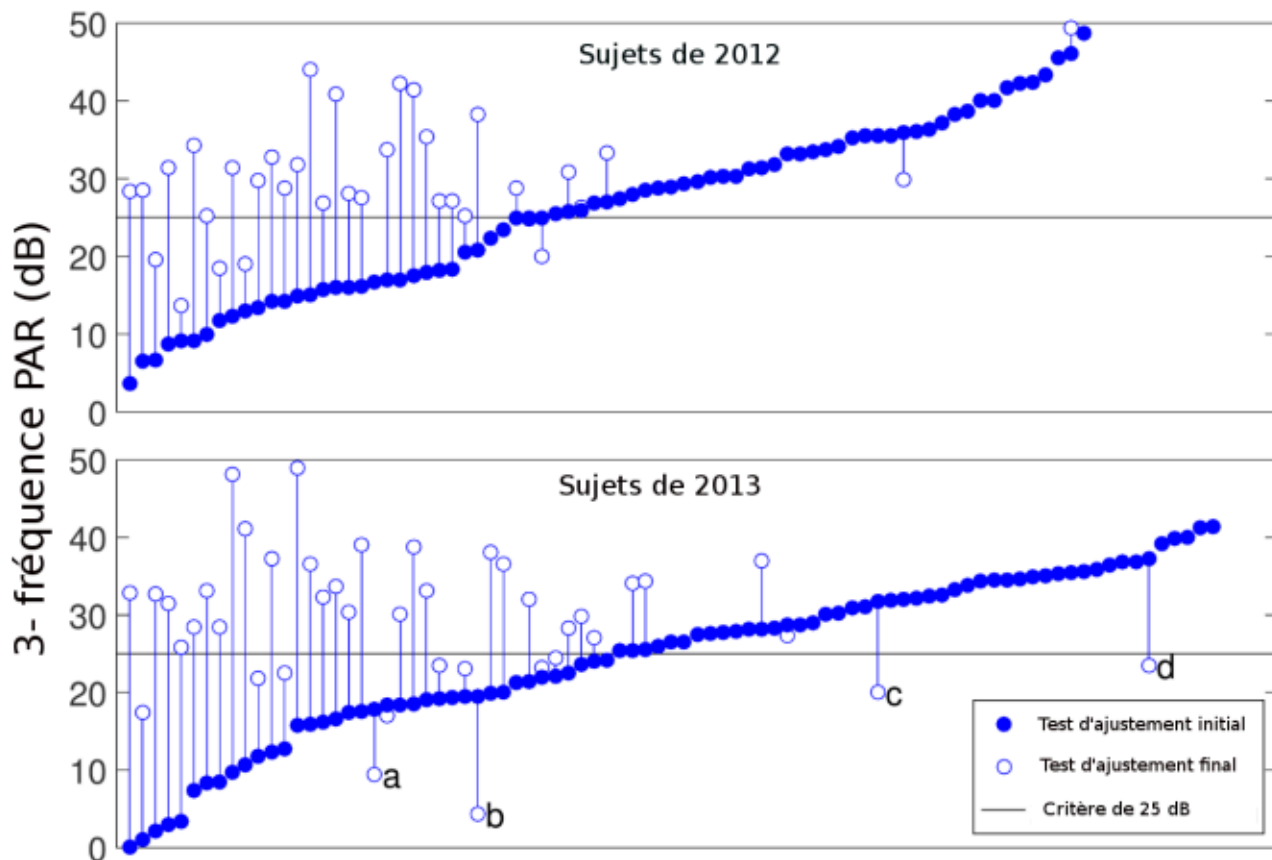


Figure 26 : Valeurs initiales et finales de PAR pour des inspecteurs de plates-formes pétrolières en mer ($n = 75$ pour l'enquête de 2012, $n = 86$ pour l'enquête de 2013 et $n=35$ pour les mêmes personnes testées au cours des deux enquêtes). Les symboles pleins indiquent le PAR initial du test d'ajustement basé sur des mesures à 500, 1000 et 2000 Hz. Les symboles ouverts indiquent les valeurs PAR finales que les personnes ont obtenues après un nouveau test ou une formation. En 2013, quatre personnes (a, b, c et d) ont été soumises à des tests d'ajustement avec différents protecteurs afin de déterminer si ces dispositifs pourraient être appropriés, mais ils n'ont pas atteint le PAR visé de 25 dB (Murphy et al., 2016, reproduit avec permission des auteurs).

Dans de nombreux cas et en fonction de la technologie, les tests d'ajustement offrent une opportunité d'enseignement et de motivation multi-sensorielle. Tout d'abord, les personnes peuvent voir les valeurs de PAR et les regarder augmenter en ajustant leur protection auditive plus efficacement. Certains systèmes de test d'ajustement peuvent également présenter d'autres repères visuels tels que des voyants lumineux de réussite / échec. Deuxièmement, les personnes peuvent comparer leurs expériences auditives avant et après qu'un protecteur auditif soit bien ajusté. Dans le cas d'un système objectif de test d'ajustement qui présente un bruit de test à niveau constant, même les signaux eux-mêmes seront perçus comme plus silencieux une fois que le protecteur auditif sera mieux ajusté. Enfin, une protection auditive bien ajustée sera perçue comme différente dans l'oreille et souvent plus confortable qu'une protection auditive mal ajustée. Mettre l'accent sur les différences entre les protections auditives mal ajustées et celles bien ajustées aide à améliorer l'expérience éducative et à augmenter les exigences de formation de la réglementation.

Entraîner l'outil du formateur

Le test d'ajustement est un outil de formation utile non seulement pour les personnes, mais aussi pour les opérateurs / formateurs effectuant les tests d'ajustement. Les résultats des tests d'ajustement fournissent des données qui aident à guider les stratégies d'intervention du formateur. Par exemple, de faibles valeurs de PAR associées à des techniques médiocres d'ajustement des bouchons d'oreilles peuvent inciter le formateur à donner des instructions au travailleur sur le bon déroulement ou l'utilisation de la technique d'ajustement de l'oreille. De faibles valeurs de PAR associées à des bouchons d'oreilles apparemment bien ajustés peuvent inciter le formateur à envisager un protecteur auditif mieux adapté aux plus gros écouteurs. Le formateur apprend la meilleure stratégie pour une situation donnée, et le fait de retester aide à vérifier si les interventions sont réussies ou si d'autres étapes doivent être employées. Après chaque test d'ajustement effectué, les formateurs acquièrent davantage d'expérience qu'ils ajoutent à leur « boîte à outils de trucs et astuces » pour s'y référer par la suite. Récemment, les établissements d'enseignement ont utilisé des systèmes de test d'ajustement pour former des étudiants en santé et sécurité ainsi que des étudiants en audiologie pour l'utilisation, l'ajustement et la sélection des protecteurs auditifs (Meinke, 2015). Les étudiants ont incorporé des systèmes de test d'ajustement comme moyen de recueillir des données personnelles d'atténuation à des fins de recherche qui élargissent davantage la compréhension de la protection du monde réel par toute la discipline (Johnson, 2011; Kunz *et al.*, 2013; Lerner, 2015)

Outil de sélection du protecteur auditif

Les personnes tiennent compte de divers facteurs lorsqu'ils décident quel protecteur auditif choisir et porter. Ces facteurs comprennent le confort, la disponibilité, la facilité d'utilisation, les exigences de communication du travail, l'exposition au bruit et / ou le **NR** publié. Certaines personnes peuvent simplement choisir et porter n'importe quel protecteur auditif disponible à l'entrée de la zone de protection de l'ouïe dans laquelle ils pénètrent. Le confort et l'atténuation perçus ont joué un rôle clé dans l'utilisation du protecteur auditif dans une étude menée par Davis *et al.*, 2011. Trop souvent, les protecteurs auditifs sont achetés par les employeurs sans qu'ils se demandent vraiment s'ils conviendront au travailleur. Bien que cette approche puisse convenir à la plupart des personnes, un certain nombre d'employés choisira par inadvertance une taille ou un type inapproprié. Les tests d'ajustement peuvent documenter la variété et l'ensemble des protecteurs auditifs adaptés à une population donnée.

Comme nous l'avons vu précédemment, les données sur l'ajustement montrent que, bien que certains personnes bénéficient d'une protection adéquate, d'autres, jusqu'à 44%, ne sont pas bien protégés, et risquent donc davantage de développer des pertes auditives (Murphy *et al.*, 2011b; Murphy *et al.*, 2016). Smith *et al.*, (2014) ont constaté que la formation de suivi à elle seule n'aidait pas 11% des sujets de l'étude, lesquels bénéficiaient plutôt une nouvelle taille ou un style différent de protecteur auditif afin d'obtenir une protection adéquate. Les tests

d'ajustement sont essentiels pour identifier le sous-groupe d'employés qui ont besoin d'une solution de protection auditive différente de celle qui est choisie. Un employé peut avoir besoin d'être testé plusieurs fois avant de trouver l'atténuation d'offre **PIB** requise pour son travail. Une mine de l'ouest de l'Australie a constaté que dans un groupe de 70 employés, plusieurs ont eu besoin de nombreuses tentatives pour atteindre un critère d'ajustement rigoureux de 75 dBA (voir figure 27) (Hey, 2015). Murphy *et al.*, (2016) ont constaté que l'effort supplémentaire nécessaire pour obtenir un bon ajustement et pour trouver le bon **PIB** équivalait à un temps de test moyen de 10 minutes par employé. Il s'agit d'un investissement en temps plutôt limité étant donné l'avantage d'identifier les employés à haut risque. Sans utiliser le test d'ajustement individuel, il peut ne pas être possible d'identifier ce sous-groupe d'employés à haut risque.

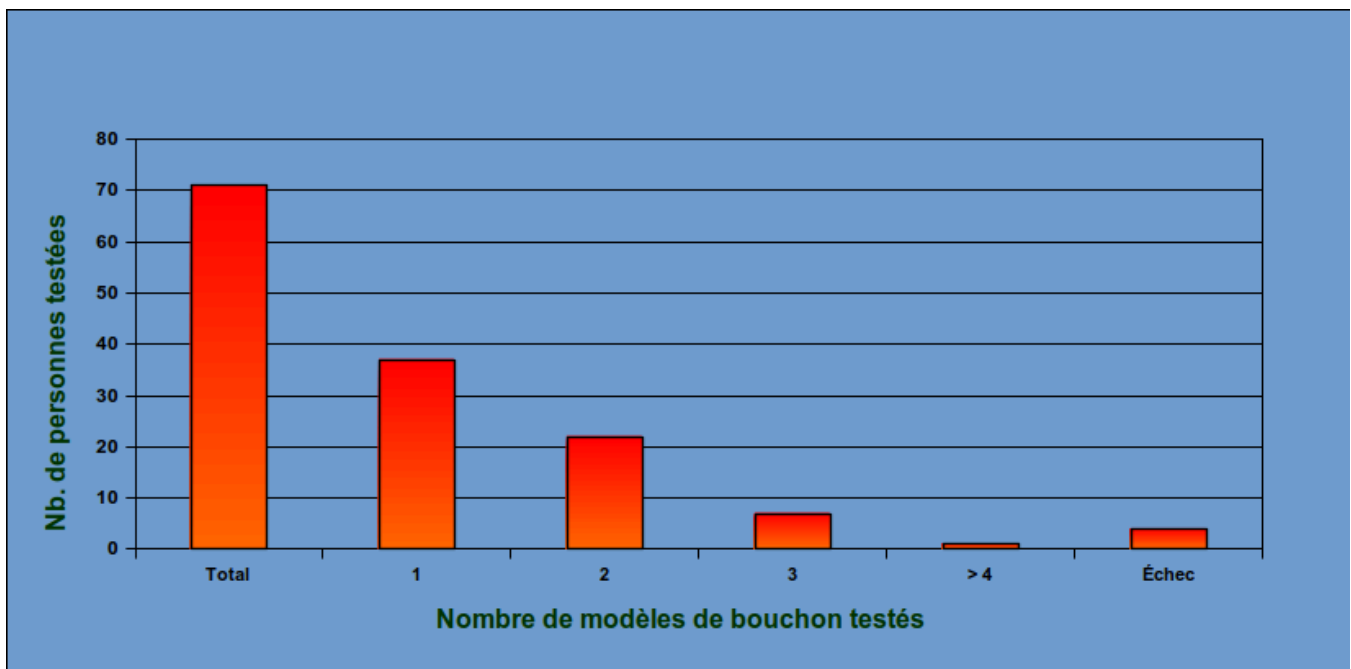


Figure 27 : Nombre de modèles de bouchons d'oreille testés avant d'atteindre un exposition protégée inférieure à 75 dB pour un groupe de personnes de l'industrie minière. « Échec » indique qu'aucun des 8 choix de bouchons d'oreille n'ont pas réussi à conduire à un niveau protégé inférieur à 75 dB (5,6% des employés testés). Avec l'aimable autorisation de Hey (2015).

En l'absence de tests d'adéquation, les professionnels de la santé et de la sécurité environnementale se fient à leur évaluation visuelle pour déterminer si le **PIB** est correctement sélectionné et ajusté. Berger, (2013) a trouvé que, avec des bouchons d'oreilles en mousse, la profondeur d'insertion permettait de prédire l'atténuation moyenne pour un groupe de sujets. En général, si le protecteur auditif semble bien inséré derrière le tragus et dans le **Conduit auditif**, on peut supposer que le travailleur reçoit une protection adéquate. Inversement, un protecteur auditif qui semble être monté à plat peut être présumé mal ajusté avec une faible atténuation. Bien que cela puisse être vrai pour la plupart des employés, il y aura des personnes occasionnels qui auront des PARs bas malgré le fait qu'ils ont un bouchon d'oreille profondément enfoncé, ou qu'ils auront des PARs élevés malgré une insertion

partielle. Par conséquent, la meilleure approche pour comprendre l'atténuation d'un protecteur auditif d'un travailleur individuel n'est pas seulement par l'évaluation visuelle, mais bien par des tests d'ajustement objectifs et quantitatifs, comme les **FAES**. Des recherches futures visant à examiner de plus près le degré auquel le jugement visuel de l'ajustement d'un **PIB** est corrélé à la valeur du PAR pourrait donner des résultats intéressants.

L'amendement sur la protection de l'ouïe par OSHA (29 CFR 1910.95 (i) (3)) stipule que les employeurs devraient fournir une variété d'options de protection auditive appropriées. Cependant, les employeurs fixent souvent un **NRR** minimal comme critère pour décider ce qui convient et cette politique peut limiter la variété de protecteurs auditifs mis à la disposition des employés. Par exemple, un protecteur auditif avec un **NRR** de 26 dB peut effectivement mieux fonctionner que celui avec un **NRR** de 33 dB pour un travailleur donné et peut ne pas être offert comme une option, uniquement basé sur le **NRR** plus bas. Le PAR peut être utilisé pour guider la sélection des protecteurs auditifs appropriés pour l'environnement sonore du travailleur. Si plusieurs protecteurs auditifs sont testés sur chaque travailleur et qu'il est prouvé qu'ils protègent adéquatement contre le bruit, le travailleur aura d'autres options de protection auditive parmi lesquelles choisir, si son protecteur auditif assigné n'est pas ou plus disponible pour le moment. En outre, les résultats des tests d'ajustement individuels peuvent aider les entreprises à gérer les stocks de protecteurs auditifs et pourraient éventuellement entraîner des économies.

OÙ ET COMMENT UN TEST D'AJUSTEMENT EST-IL EFFECTUÉ ?

L'emplacement physique de la zone de test, et les conditions dans lesquelles ils sont réalisés, dépendent du type de système de test d'ajustement mis en œuvre. Les systèmes qui nécessitent un environnement relativement calme, généralement des systèmes psychophysiques basés sur des mesures de seuil, ont besoin d'un bureau silencieux, d'une clinique ou d'une cabine de son. D'autres systèmes peuvent bien fonctionner dans une zone ouverte proche de l'environnement de travail du travailleur, comme une salle à manger ou une salle de conférence. Quel que soit le système de test d'ajustement choisi, si vous testez de grands groupes d'employés, la mise en place de tests d'ajustement est plus efficace et plus efficiente si:

- L'emplacement de l'ajustement est central et facilement accessible aux personnes;
- Les gestionnaires et les superviseurs sont impliqués dans le processus et peuvent aider les personnes à quitter leur poste de travail pour être testés rapidement et en temps opportun;
- Un horaire flexible avec des créneaux horaires individuels est utilisé;
- Un « wrangler » est désigné qui peut aider et assurer le flux efficace des personnes à tester.

- Du matériel pédagogique et des outils sont disponibles si une formation supplémentaire est requise;
- Une sélection complète d'échantillons de protection auditive de tous les types utilisés à l'usine est disponible pour donner aux personnes, en particulier dans les cas où ils ont été « réaffectés » d'une taille ou d'un style différent en fonction des résultats des tests d'adéquation.

À QUELLE FRÉQUENCE LES TESTS D'AJUSTEMENT SONT-ILS EFFECTUÉS?

En l'absence de documents d'orientation, de normes ou de règlements qui définissent la façon dont les tests d'adéquation sont mis en œuvre, la prérogative de l'entreprise est de décider de l'intervalle entre les tests d'adéquation. À l'instar d'autres aspects des HLPPs, tels que l'évaluation des risques liés au bruit et l'audiométrie, les protections auditives d'ajustement ne doivent pas être considérées comme un événement ponctuel. Les mesures de suivi sur les personnes qui obtiennent une protection adéquate pendant les mesures de base aident à documenter le fait que les personnes continuent à porter leur protection auditive correctement au fil du temps. Les mesures de suivi sur les personnes identifiées comme étant à haut risque (PARs de bas niveau et expositions au bruit plus élevées) sont importantes pour trois raisons.

1. **Accès et affectation** – Il est important de déterminer si le travailleur a accès à la protection auditive attribuée et l'utilise. Le protecteur auditif assigné doit être facilement utilisable pour que le travailleur ait plus d'expérience en matière d'ajustement et de port et pour décider si le **PIB** est confortable à porter au cours de son quart de travail. Généralement, les personnes « portent tout ce qui est disponible » lorsqu'ils entrent dans les zones bruyantes, même si ce n'est pas le protecteur auditif de leur choix ou celui qui leur est assigné. Changer cette culture pour la sélection du protecteur auditif peut être difficile. Cependant, comme nous l'avons vu plus haut, les protections auditives mises à la disposition des personnes après la « réaffectation » peuvent aider à assurer la continuité entre le protecteur auditif assigné lors d'un test d'ajustement et le protecteur auditif porté sur le lieu de travail.
2. **Confort** – Une bonne protection auditive est non seulement une protection adéquate, mais est également utilisée à 100% du temps lorsque le travailleur est exposé au bruit. Une protection auditive inconfortable peut affecter le temps d'usure et l'atténuation effective globale comme décrit à la section [XREF]. L'évaluation du confort peut être compliquée étant donné la nature subjective des paramètres utilisés. Park et Casali, (1991) ont rapporté que les notations de confort **PIB** établies dans un environnement de laboratoire essayant de reproduire les conditions de travail ne prédisent pas le confort et la commodité de l'utilisateur en situation réelle. L'importance du confort ne doit pas être sous-estimée lors de la sélection des protecteurs auditifs, et l'attribution

arbitraire de la plus haute atténuation **PIB** sans tenir compte du confort doit être évitée. Un **PIB** nouvellement attribué qui est porté pour la première fois lors d'une courte séance de test d'ajustement peut ne pas être représentatif du confort que ressentira le protecteur auditif lorsqu'il est porté pendant une longue période de temps. L'un des risques d'attribuer un **PIB** inconfortable est que le travailleur revient à son appareil d'origine bien qu'il ait appris qu'il n'est pas suffisamment protecteur pendant la séance de test d'ajustement. Par conséquent, il est impératif de faire un suivi auprès de l'employé afin d'évaluer le confort et l'acceptation de la **PIB** assignée avant que le travailleur ne retourne à un protecteur auditif offrant une atténuation inadéquate.

3. **Atténuation** – Effectuer des mesures de suivi aidera à documenter si l'employé continue à recevoir une protection adéquate au fil du temps. Smith *et al.*, (2014) ont constaté que même si les sujets de l'étude présentaient un gain de PAR depuis le début jusqu'à la fin de l'intervention, ils n'étaient pas maintenus au même niveau lorsqu'ils étaient testés six mois plus tard. Notez que quelques sujets ont montré un déclin marqué par rapport à leur ligne de base initiale comme le montre la figure 28. Meinke *et al.*, (2015) ont utilisé **FAES** pour mesurer l'atténuation du protecteur auditif sur les personnes avant et deux heures après leur quart de travail. Ils ont constaté que l'atténuation des protecteurs auditifs diminuait quelque peu avec le temps, l'atténuation est variable chez les personnes, et la variabilité est plus grande avec les bouchons d'oreilles préformés qu'avec les bouchons d'oreilles formables. Des variations similaires dans l'atténuation du protecteur auditif ont été constatées lorsque les mesures **FAES** étaient effectuées plusieurs fois sur une durée représentative de deux ou trois heures (Le Cocq et Voix, 2014). Les changements de protection auditive sur un poste de travail, l'accès au protecteur auditif attribué, les problèmes de confort et la nécessité d'une répétition de l'entraînement peuvent tous être des facteurs influençant le PAR au fil du temps.

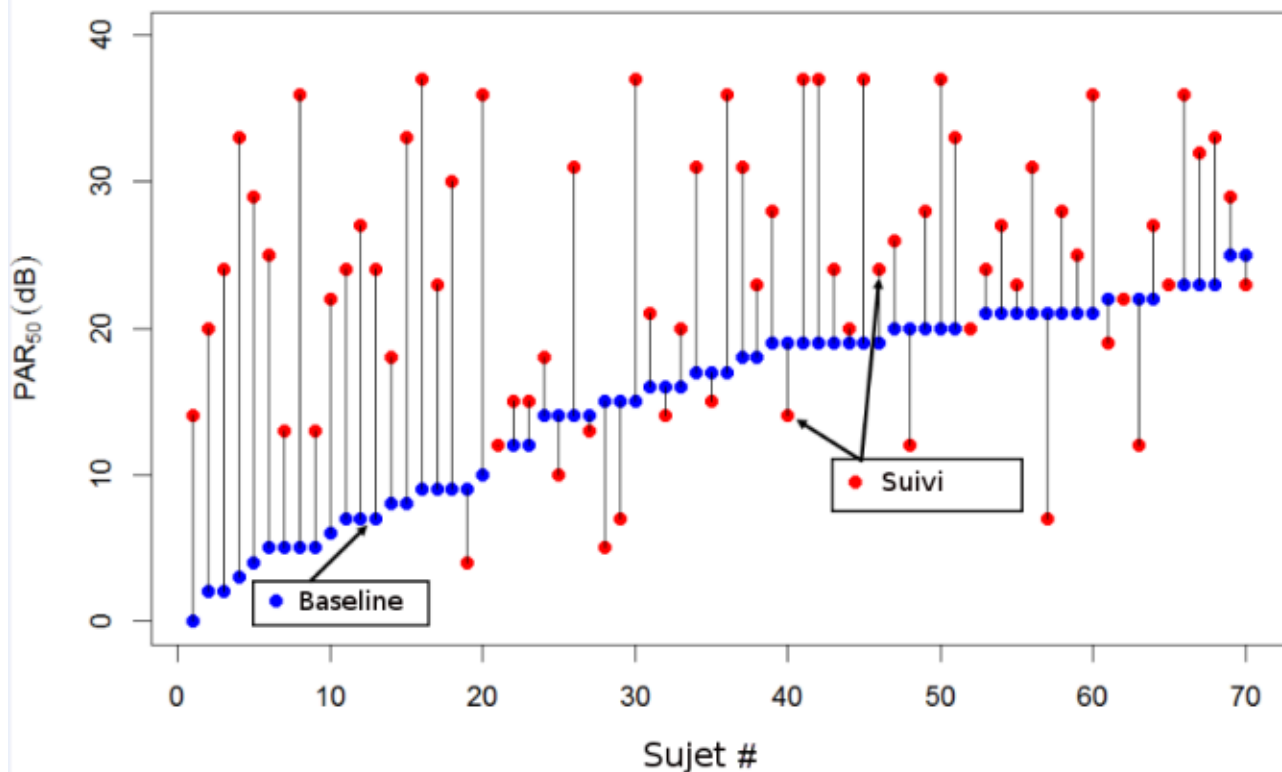


Figure 28 : Valeurs initiale des PAR₅₀ après l'intervention puis des PAR₅₀ lors d'un suivi six mois plus tard pour un sous-ensemble (n = 70) de l'ensemble des personnes dont les données apparaissent à la figure 26. Vingt et une personnes n'étaient pas disponibles pour des tests lors de la visite de suivi (D'après Smith et al., 2014).

Etant donné les difficultés d'accès aux bons protecteurs, il semble logique d'assurer un suivi régulier afin d'obtenir une bonne atténuation au fil du temps, mais pour autant on ne sait pas exactement comment procéder. L'effet d'une intervention de rappel pour pousser à utiliser davantage un protecteur auditif a été étudié. On pourra parler d'une intervention de rappel pour désigner aussi bien des relances téléphoniques que des e cartes postales des messages électroniques de suivi. Hong *et al.*, (2013) ont réalisé un essai contrôlé randomisé mesurant l'efficacité des interventions de rappel et ont constaté qu'un rappel effectué environ deux à trois mois après l'intervention initiale était plus efficace qu'un rappel à plus court (un à deux mois) ou plus long terme (3 à 4 mois) et pouvait majorer de deux ans l'utilisation du protecteur auditif. La fréquence à laquelle les personnes subissent un test d'ajustement peut dépendre du niveau d'exposition au bruit, de l'état de santé de l'ouïe du travailleur et des valeurs initiales de PAR, ainsi que de la protection recommandée. L'engagement des ressources nécessaires peut interdire la possibilité de fournir des tests d'ajustement de suivi et des interventions de rappel. Davantage de recherches peuvent aider à comprendre l'intervalle de test optimal et le type d'intervention de rappel qui peut être le plus efficace pour maintenir le PAR au fil du temps.

RÉSUMÉ DES AVANTAGES POTENTIELS DES TESTS D'AJUSTEMENT

L'intégration des tests d'adéquation au sein d'un HLPP aboutit à une multitude d'avantages, comme indiqué précédemment. La liste ci-dessous met en évidence les avantages les plus convaincants des tests d'ajustement. Les tests d'ajustement peuvent être utilisés pour :

- Identifier les personnes avec des PARs bas, et par conséquent à risque de développer des **NIHL**.
- Vérifier l'atténuation des **PIBs** par des mesures individuelles, au lieu de s'appuyer sur des valeurs dérivées obtenues en laboratoire, basées sur la moyenne du groupe plutôt que sur des données individuelles des personnes .
- Former et motiver les employés sur le bon usage et l'ajustement de **PIBs**.
- Sélectionner et attribuer des **PIBs** en fonction de l'exposition au bruit, des niveaux de protection attendus et de l'anatomie des oreilles des personnes.
- Former le personnel chargé d'enseigner aux employés l'utilisation et l'adaptation **PIBs**.
- Fournir une procédure de suivi **STS** pour déterminer si le problème peut être lié à l'ajustement ou à la sélection du **PIB**.
- Fournir des données qui pourraient être acceptées par les organismes de réglementation comme une meilleure alternative à l'utilisation des valeurs d'atténuation étiquetées et des **NRRs** dévalorisés, pour évaluer l'adéquation du **PIB**.
- Les départements d'audit évaluent l'efficacité et la pertinence globales du **PIB**.
- Fournir la documentation utile pour démontrer l'intérêt de certes offres de programme de prévention de la perte auditive qui vont au-delà des exigences réglementaires, pouvant être réalisés par une entreprise spécialisée.

LIMITES DES SYSTÈMES ACTUELS DES TESTS D'AJUSTEMENT

Les tests d'ajustement individuel présentent beaucoup d'avantages pour la conservation de l'ouïe, mais il faut bien être conscients que les systèmes de test d'ajustement ont leurs propres limites. L'une d'elles est que les mesures effectuées sont instantanées et n'estiment l'atténuation d'un **PIB** donné qu'au moment même de la mesure. L'éducation et la motivation, la supervision et la mise en application, le souci du détail et l'ergonomie, etc. (voir le chapitre Entraînement individuel et en groupe) permettront d'assurer que la valeur d'atténuation mesurée sera atteinte par l'utilisateur sur le terrain. Bien que cela puisse sembler évident, l'argument mérite d'être mentionné puisque des études ont démontré que les bouchons d'oreille ne sont pas toujours ajustés (Voix et Le Cocq, 2010) et que les bouchons d'oreille peuvent perdre du temps et nécessiter un rééquilibrage périodique (Kusy et Chatillon, 2012; Meinke *et al.*, 2015; Nélisse *et al.*, 2012). À cet égard, les systèmes de mesure sur le terrain qui assurent un suivi continu de l'exposition réelle d'un utilisateur donné au bruit selon la **PIB** (Bessette, 2012; Mazur et

Voix, 2013; Michael *et al.*, 2011; Rabinowitz *et al.*, 2010; Theis *et al.*, 2012) ont le mérite de répondre à la question « Ce travailleur est-il correctement protégé contre l'exposition au bruit? » L'un des freins à l'application de tels systèmes aujourd'hui est la nature fastidieuse et administrative de leur mise en œuvre actuelle, mais cela pourrait changer à l'avenir avec les progrès technologiques rapides dans les protections auditives électroniques et les dispositifs électroniques portables.

Un autre problème concerne le fait que les mesures obtenues par **FAES**, comme tout dispositif métrologique, comportent une incertitude inhérente, c'est-à-dire que les valeurs d'atténuation rapportées peuvent différer de l'atténuation physique « réelle ». Comme déjà mentionné plusieurs fois, cette incertitude doit être prise en compte ou bien affichée par le système de test d'ajustement afin que l'opérateur puisse en tenir compte, en particulier dans les applications dans lesquelles une atténuation de bruit du **PIB** spécifique est requise. Plusieurs études de validation indépendantes par des tiers ont été menées sur des systèmes commerciaux existants. Certaines de ces études rapportent qu'il arrive que systèmes de test d'ajustement sur le marché présentent des résultats sensiblement différents d'une évaluation **REAT** sur ce même sujet suivant ISO 4869 ou ANSI / ASA S12.6 (Brueck, 2013; Trompette et Kusy, 2013; Dyrba *et al.*, 2014).

EFFORTS POUR DÉVELOPPER UNE NORME NATIONALE AMÉRICAINE PERTINENTE À **FAES**

Le nombre et la variété des **FAES** disponibles dans le commerce ont rapidement augmenté depuis le début des années 2000. En raison du large éventail de technologies utilisées, il a été déterminé qu'une norme serait utile pour assurer la qualité des résultats de la mesure du **FAES**. Le développement d'un tel standard, appelé ASA / BSR S12.71 201x, est en cours sous les auspices de la Société Acoustique d'Amérique (ASA) et de l'Institut national de normalisation d'Amérique (ANSI). Le groupe de travail S12 / WG 11 de l'ASA, Atténuation et performance des protecteurs de l'ouïe, a préparé un avant-projet de norme à partir de 2017 et continue de travailler pour finaliser le processus avant vote et approbation.

Dans son format de projet actuel, la norme ANSI S12.71 spécifie des critères de performance minimum pour les systèmes conçus permettant d'estimer l'atténuation de l'oreille réelle fournie par les **PIBs** sur des utilisateurs individuels. Les critères de performance visent à garantir que les **FAES** conformes à la norme fournissent des résultats d'essai comparables à ceux d'une procédure de laboratoire de référence. En tant que tel, la qualité des données est évaluée par comparaison des données **FAES** à celles de la procédure standard **REAT** (ANSI, 2016) pour le même ajustement de l'appareil sur un groupe identique de sujets testés. Cette norme guidera également les fabricants de **FAES** dans le développement de systèmes et pour la spécification de leurs performances de manière standardisée, notamment en fournissant des données qui sont à la fois utiles pour estimer l'atténuation obtenue par les utilisateurs

individuels et comparables entre les systèmes. Cette norme envisage également de spécifier des procédures pour le calcul d'un PAR. Les données de test d'ajustement individuel ne remplacent pas les données d'atténuation de groupe contrôlées en laboratoire de ANSI / ASA S12.6 ou les données de perte d'insertion de ANSI / ASA S12.42 (ANSI, 2010), et ces données ne sont pas appropriées pour une utilisation en tant que données d'entrée pour ANSI / ASA S12.68 (ANSI, 2012). De plus, de telles données ne sont pas appropriées pour étiqueter l'atténuation des **PIBs**.

L'AVENIR DES TESTS D'AJUSTEMENT EN CE QUI CONCERNE LES MEILLEURES PRATIQUES EN MATIÈRE DE PRÉVENTION DES PERTES AUDITIVES

L'impact positif des tests d'adaptation dans les efforts visant à réduire la perte auditive induite par le bruit en milieu de travail est maintenant largement documenté dans diverses industries et dans différents territoires, tel que décrit dans ce chapitre, ainsi que dans Berger *et al.*, (2008), Hager et Smith, (2010), et Witt (2006, 2007a, 2007b, 2008). De plus, des résultats publiés récemment aux États-Unis et en Australie démontrent l'efficacité des tests d'ajustement dans les PPHR professionnels. Donoghue *et al.*, (2015) ont étudié l'introduction de 12 initiatives dans les opérations minières australiennes d'Alcoa en 2006 et ont suivi les résultats pendant sept ans. Ils ont constaté que les **STS** confirmés de 10 dB (moyennés sur 2, 3 et 4 kHz) corrigés selon l'âge chez environ 4 500 personnes sont passés d'environ 5,5 % à un peu plus de 1 %. Leur postulat principal est que cette réduction est due à l'amélioration de l'éducation et à la mise en œuvre des tests d'ajustement.

Une autre étude importante a été réalisée par Sayler et ses collaborateurs (Sayler, 2018), via un projet financé par le NIOSH qui a évalué des éléments des **PPPA**s en utilisant le jugement d'experts et des évaluations objectives de la relation entre les différents éléments du programme et les résultats auditifs, dans 14 différentes usines américaines fabriquant des métaux. Ils ont constaté que les coûts par personne des **PPPA**s n'étaient pas un prédicteur significatif des résultats pour la santé auditive, mais que des dépenses plus élevées pour les tests d'ajustement étaient un prédicteur significatif des taux plus faibles de **STS** non corrigés selon l'âge.

En raison des résultats positifs rapportés dans des études comme celles citées ci-dessus, l'utilisation des tests d'ajustement est maintenant de plus en plus acceptée dans les HLPP, notamment par plusieurs des programmes de prévention de la perte auditive qui ont obtenu le prix NIOSH/ **NHCA** Safe-in-Sound (NIOSH, 2016). De plus, l'Alliance OSHA-**NHCA**-NIOSH a identifié les tests d'ajustement individuel comme une nouvelle tendance et une pratique exemplaire (OSHA, 2008). D'autres initiatives réglementaires sont actuellement en cours dans le monde entier, alors que les pays envisagent d'inclure les tests d'ajustement en tant que meilleure pratique dans les documents d'orientation et d'utilisation des protections auditives.

Actuellement, les tests d'ajustement individuels sont inclus dans les normes sur les **PPPA** et sur la sélection des **PIB** aux États-Unis, au Canada et en Europe (ANSI/ASSE A10.46, 2013; CSA Z94.2, 2014; CSA Z1007, 2016; EN 458, 2016). En outre, l'armée américaine a reconnu l'importance des essais d'ajustement en les recommandant lorsque cela est possible (norme militaire 1474E, section 4.2.1.1.1, U.S. Department of Defense, 2015) et, dans le cas de l'armée, lorsque des **STS** sont détectés (U.S. Department of the Army, pamphlet 40-501, 2015). En outre, plusieurs pays, dont l'Allemagne, prévoient ou ont déjà inclus des essais d'ajustement dans les prochaines révisions des normes et exigences existantes. On peut s'attendre à ce que d'autres recherches et améliorations soient apportées aux systèmes commerciaux, et l'élaboration de normes et de politiques continue d'aider à raffiner l'utilisation des tests d'ajustement individuel. Les tests d'adaptation individuels des protections auditives représentent la meilleure pratique en **PPPA** au début du 21^e siècle et constituent une étape importante vers l'objectif de prévention de la perte auditive d'origine professionnelle due au bruit.

RÉFÉRENCES

ANSI/ASA (2010). "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," American National Standards Institute, S12.42–2010, New York, NY.

ANSI/ASA (2012). "Methods of Estimating Effective A Weighted Sound Pressure Levels When Hearing Protectors are Worn," American National Standards Institute, S12.68–2007 (R2012), New York, NY.

ANSI/ASA (2016). "Methods for Measuring the Real-Ear Attenuation of Hearing Protectors," American National Standards Institute, S12.6–2016(R2020), New York, NY.

ANSI/ASA (2018). "Performance Criteria for Systems that Estimate the Attenuation of Passive Hearing Protectors for Individual Users," American National Standards Institute, S12.71–2018, New York, NY.

ANSI/ASSE (2013). "Hearing Loss Prevention for Construction and Demolition Workers," American National Standards Institute and American Society of Safety Engineers, A10.46–2013, New York, NY.

Berger, E.H. (1984). "Assessment of the Performance of Hearing Protectors for Hearing Conservation Purposes," *Noise & Vib. Control Worldwide* 15, 75–81. doi: 10.1121/1.2021231.

Berger, E.H. (2013). "Calibrating the Insertion Depth of Roll Down Foam Earplugs," in *Proceedings of Meetings on Acoustics*, Acoustical Society of America, 19(1), 040002. doi: 10.1121/1.4800461.

Berger, E.H., Voix, J., and Hager, L.D. (2008). "Methods of Fit Testing Hearing Protectors, with Representative Field Test Data," in 9th Congress of the Int. Commission Biological Effects of Noise, edited by B. Griefahn, Mashantucket, CT, 71–78.

Berger, E.H., Voix, J., Kieper, R.W., and Le Cocq, C. (2011). "Development and Validation of a Field-MIRE Approach for Measuring Hearing Protector Attenuation," *Noise & Health* Mar.-Apr. 13, 163–175. doi: 10.4103/1463-1741.77214.

Bessette, R. (2012). "Measure and Intervene: An In-Ear Dosimetry Method That Can Change an OSHA Violation – and Internal Attitudes," *Hearing Rev.* 2012;19(04):46-51.

Brueck, L. (2013). "Assessment of Subjective and Objective Measurement Systems of Earplug Attenuation on an Individual," Research Report RR975, Health and Safety Laboratory, Buxton, UK.

Canetto, P. and Voix, J. (2008). "Hearing Protectors 'Real World' Performance and the European Directive 2003/10/EC," *Noise/News Internat.* 16, 134–138. doi: 10.1080/10803548.2009.11076803.

Cassano, F., Aloise, I., Labianca, G., Gaccionne, V., Mazzotta, C., Cardascia, F., Garavaglia, M., Scarselletta, R.S., and Di Lorenzo, L. (2013). "La Misura del Reale Abbattimento Suggestivo di Rumore con Uso di Inserti Auricolari Tramite Sistema E-A-Rfit™," *Medicina del Lavoro* 104(3), 213–223.

CSA (2014). "Hearing Protection Devices: Performance, Selection, Care, and Use," Canadian Standards Association, Z94.2–14, Toronto, Ontario, Canada.

CSA (2016). "Hearing Loss Prevention Program (HLPP) Management," Canadian Standards Association, Z1007–16, Toronto, Ontario, Canada.

Davis, R., Murphy, W.J., Byrne, D.C., and Shaw, P.B. (2011). "Acceptance of a Semi-Custom Hearing Protector by Manufacturing Workers," *J. Occup. Environ. Hyg.*, 8(12), D125–D130. doi: 10.1080/15459624.2011.626262.

Donoghue, A.M., Frisch, N., Dixon-Ernst, C., Chesson, B.J., and Cullen, M.R. (2015). "Hearing Conservation in the Primary Aluminum Industry," *Occup. Med.* doi: 10.1093/occmed/kqv168.

Dyrba, P., Dantscher, S., Augustin, S., Fritsch, T., and Sickert, P. (2014). "Comparison of Different Measurement Systems for the Assessment of the Individual Noise Attenuation of Earplugs," *Lärmbekämpfung [Noise Abatement Ed.]* 9(6), 255–266. http://www.dguv.de/medien/ifa/en/pub/grl/pdf/2015_265.pdf

El Dib, R., Mathew, J., and Martins, R. (2012). "Interventions to Promote the Wearing of Hearing Protection," The Cochrane Collaboration, John Wiley & Sons, Ltd., New York, NY. PMID:19821342. doi: 10.1002/14651858.CD005234.pub3.

EN (2016). "Hearing Protectors: Recommendations for Selection, Use, Care, and Maintenance: Guidance Document," European Committee for Standardization, EN 458:2016, Brussels, Belgium.

Gauger, D. and Berger, E.H. (2004). "A New Hearing Protector Rating: The Noise Reduction Statistic for Use with A Weighting (NRS A)," report prepared at the request of the U.S. Environmental Protection Agency, reviewed and approved by ANSI S12/WG11, E-A-R 04-01/HP. doi:10.1121/1.4780174.

Hager, L.D. (2011). "Fit-Testing Hearing Protectors: An Idea Whose Time Has Come," Noise & Health 13(51), 147–151. doi: 10.4103/1463-1741.77217.

Hager, L.D. and Smith, P. (2010). "Fit Testing: Questions and Answers," Occup. Health Safe. 79(9), 66–69.

Hager, L.D. and Voix, J. (2007). "Criteria for Individual Hearing Protector Fit Testing Protocol," Spectrum Suppl. 1, 24, 17.

Hey, K. (2015). Personal communication regarding testing at Newmont Mining, Western Australia.

Hong, O., Chin, D.L., Fiola, L.A., and Kazanis, A.S. (2013). "The Effect of a Booster Intervention to Promote Hearing Protection Behavior in Operating Engineers," Am. J. Ind. Med. 56, 258–266. doi: 10.1002/ajim.22091.

ISO (2018). "Acoustics — Hearing protectors — Part 1: Subjective method for the measurement of sound attenuation," Int. Org. for Standardization, ISO 4869–1:2018, Geneva, Switzerland.

Johnson, C.E. (2011). "Fit Testing of Hearing Protection in a Large Occupational Survey," University of Minnesota, Unpublished Master's Thesis, Minneapolis, MN.

Kabe, I., Kochi, T., Tsuruoka, H., Tonegawa, T., Denda, I., Nonogi, M., Tsuiki, H., Mizoue, T., and Tanaka, S. (2012). "Noise Attenuation of Earplugs as Measured by REAT and F-MIRE Methods in a Japanese Metal Manufacturing Plant," J. Occup. Health 54, 310–315. doi: 10.1539/joh.11-0217-fs

Kroes, P., Fleming, R., and Lempert, B. (1975). "List of Personal Hearing Protectors and

Attenuation Data,” National Institute for Occupational Safety and Health, U.S. Dept. of HEW, Rept. No. 76-120, Cincinnati, OH.

Kunz, J., Johnson, C.E., and Logan, P.W. (2013). “Hearing Protection Attenuation Values over Time in a Population of Manufacturing Workers Using the E-A-Rfit Validation System,” University of Minnesota, Unpublished Master’s Thesis, Minneapolis, MN.

Kusy, A., and Châtillon, J. (2012). “Real-World Attenuation of Custom-Moulded Earplugs: Results from Industrial InSitu F-MIRE Measurements,” *Appl. Acoustics* 73, 639–647. doi: 10.1016/j.apacoust.2012.02.001.

Lerner, A. (2015). “Attenuation Measurements of Open Versus Closed Jaw Impressions in Custom Hearing Protector Devices,” *Spectrum* 32(Suppl. 1), 38.

Le Cocq, C. and Voix, J. (2014). “Experimental Study on Custom Earplug Retention in Real-World Situations,” in *Acoustics Week in Canada Proceedings*, Canadian Acoustics.

Mazur, K., and Voix, J. (2013). “Implementing 24-Hour In-Ear Dosimetry with Recovery,” in *Proceedings of Meetings on Acoustics*, Acoustical Society of America, 19, 040016. doi: 10.1121/1.4800398.

Meinke, D.K. (2015). Personal communication.

Meinke, D.K. and Morata, T.C. (2012). “Awarding and Promoting Excellence in Hearing Loss Prevention,” *Int. J. Audiol.* 51, 863–870. doi: 10.3109/14992027.2011.633569.

Meinke, D.K., Stephenson, M., and Shaw, P. (2015). “Hearing Protector Performance in the Workplace,” *Spectrum* 32(Suppl. 1), 37.

Michael, K. and Byrne, D.C. (2002). “Current State of Insert Type Hearing Protector Fit-Testing: Follow-On Measurements in the Steel Industry and Fit-Testing in a Mobile Environment,” *Spectrum* 19(1), 14–16.

Michael, K., Tougaw, E., and Wilkinson, R. (2011). “Role of Continuous Monitoring in a Hearing Conservation Program,” *Noise & Health* 13(51), 195–199. doi: 10.4103/1463-1741.77204.

Michael, P., Kerlin, R., Bienvenue, G., Prout, J., and Shampan, J. (1976). “A Real-Ear Field Method for the Measurement of the Noise Attenuation of Insert-Type Hearing Protectors,” National Institute for Occupational Safety and Health, U.S. Dept. of HEW, Cincinnati, OH.

Murphy, W.J., Berger, E.H., Dijkstra, E., Madison, T.K., Moore, G., Randolph, R., Schulz, T., and Voix, J. (2010). “Hands-on Fit-Testing,” *Spectrum* 27(Suppl. I), 24.

Murphy, W.J., Stephenson, M., Byrne, D., Witt, B., and Duran, J. (2011a). "Effects of Training on Hearing Protector Attenuation," *Noise & Health* 13, 132–141. doi: 10.4103/1463-1741.77215.

Murphy, W.J., Azman, A., Berger, E.H., Grigorie, M., Michael, K., Jerome, J., Witt, B., and Voix, J. (2011b). "Hearing Protector Fit-Testing: No Two Ears Are the Same," *Spectrum* 28(Suppl. II), 20.

Murphy, W.J., Themann, C.L., Stephenson, M.R., and Byrne, D.C. (2012). "Two Case Studies for Fit Testing Hearing Protector Devices," *J. Acoust. Soc. Am.* 132(3), 2013. doi: 10.1121/1.4755450.

Murphy, W.J., Themann, C.L., and Murata, T.K. (2016). "Hearing Protector Fit Testing with Off-Shore Oil-Rig Inspectors in Louisiana and Texas," *Int. J. Audiol.* 55, 688–698.

Nélisse, H., Le Cocq, C., Boutin, J., Laville, F., and Voix, J. (2012). "Estimation of Noise Levels & HPD Attenuation in the Workplace Using Microphones Located in the Vicinity of the Ear," in *Canadian Acoustical Week, Canadian Acoustics*, 122–123.

NIOSH (2016). "Safe-in-Sound Excellence in Hearing Loss Prevention Award." <http://www.safeinsound.us/archive.html>

OSHA (1981). "Occupational Noise Exposure; Hearing Conservation Amendment," *Occupational Safety and Health Administration*, 29CFR1910.95 Fed. Regist. 46, 42622–42639.

OSHA (1983). "Occupational Noise Exposure; Hearing Conservation Amendment; Final Rule," *Occupational Safety and Health Administration*, 29CFR1910.95 Fed. Regist. 48, 9738–9785.

OSHA (2008). "Best Practice Bulletin: Hearing Protection – Emerging Trends: Individual Fit Testing," OSHA/NIOSH/ **NHCA** Alliance, https://www.hearingconservation.org/assets/docs/AllianceRecommendationForFitTesting_Final.pdf

OSHA (2013). "Technical Manual," https://www.osha.gov/dts/osta/otm/new_noise/index.html#appendix

Park, M.Y. and Casali, J.G. (1991). "An Empirical Study of Comfort Afforded by Various Hearing Protection Devices: Laboratory Versus Field Results," *Appl. Acoustics* 43(3), 151–179. doi: 10.1016/0003-682x(91)90082-p.

Rabinowitz, P., Galusha, D., Dixon-Ernst, C., Slade, M., and Cullen, M. (2007). "Do Ambient Noise Exposure Levels Predict Hearing Loss in a Modern Industrial Cohort?" *Occup. Env. Med.* 64, 53–59. doi: 10.1136/oem.2005.025924.

Rabinowitz, P.M., Galusha, D., Kirsche, S.R., Cullen, M.R., Slade, M.D., and Dixon-Ernst, C.

(2010) “Effect of Daily Noise Exposure Monitoring on Annual Rates of Hearing Loss in Industrial Workers,” *Occup. Environ. Med.*, 68(6), 414–418.

Rimmer, T. and Ellenbecker, M. (1997). “Hearing Protector Attenuation Measurement by Bone Conduction Loudness Balance Compared with Real Ear Attenuation at Threshold in a Sound Field,” *Appl. Occup. Environ. Hyg.*, 2(1), 62–68. doi: 10.1080/1047322x.1997.10389457.

Sayler, S.K., Rabinowitz, P.M., Cantley, L.F., Galusha, D., and R.L. Neitzel (2018). “Costs and effectiveness of hearing conservation programs at 14 US metal manufacturing facilities,” *International Journal of Audiology*, vol. 57, no. sup1, pp. S3–S11, Jan. 2018, doi: 10.1080/14992027.2017.1410237.

Schulz, T.Y. (2011). “Individual Fit-Testing of Earplugs: A Review of Uses,” *Noise & Health* 13, 152–162. doi: 10.4103/1463-1741.77216.

Smith, P.S., Monaco, B.A., and Lusk, S.L. (2014). “Attitudes Toward Use of Hearing Protection Devices and Effects of an Intervention Based on Results of Fit Testing,” *Workplace Health & Safety* 62(12), 491–499. doi: 10.3928/21650799-20140902-01.

Stewart, K. and Burgi, E. (1979). “Noise Attenuating Properties of Earmuffs Worn by Miners, Volume 1: Comparison of Earmuff Attenuation as Measured by Psychophysical and Physical Methods,” Final Report Volume 1 on Contract No. J0188018, Univ. of Pittsburgh, Pittsburgh, PA.

Theis, M.A., Gallagher, H.L., McKinley, R.L., and Bjorn, V.S. (2012). “Hearing Protection with Integrated In-Ear Dosimetry: A Noise Dose Study,” in *Proceedings InterNoise 2012*. doi:10.1115/NCAD2012-0636.

Trompette, N. and Kusy, A. (2013). “Suitability of Commercially Available Systems for Individual Fit Tests of Hearing Protectors,” in *INTER-NOISE and NOISE-CON Congress and Conference Proceedings*, Institute of Noise Control Engineering 247, 1398–1407.

Tsukada, T. and Sakakibara, H. (2008). “A Trial of Individual Education for Hearing Protection with an Instrument That Measures the Noise Attenuation Effect of Wearing Earplugs,” *Ind. Health* 46, 393–396. doi: 10.2486/ind-health.46.393.

U.S. Department of the Army (2015). “Army Hearing Program, Pamphlet 40–501,” Medical Services, Department of the Army, Washington, D.C. U.S. Department of Defense (2015). “Department of Defense Design Criteria Standard Noise Limits,” Document MIL-STD-1474E, Washington, D.C.

Valentin, O., John, M.S., and Laville F. (2014). “Use of Auditory Steady-State Responses in

Measuring the Attenuation of Hearing Protection Devices,” *Canadian Acoustics* 42(3), 96–97. doi: 10.1121/1.4877125.

Voix, J. (2011). “Introduction to upcoming ANSI S12.71: Performance Criteria for Systems Designed to Estimate the Attenuation Obtained by Individual Users of Passive Hearing Protector – Hearing Protector Fit-Testing Workshop: No Two Ears are the Same,” *Spectrum* 28 (Suppl. 2), 19.

Voix, J. and Hager, L.D. (2009). “Individual Fit Testing of Hearing Protection Devices,” *Int. J. Occup. Safe. Ergon.* 15(2), 211–219. doi: 10.1080/10803548.2009.11076802.

Voix, J. and Le Cocq, C. (2010). “Intra-Subject Fit Variability for Field Microphone-in-Real-Ear Attenuation Measurement for Custom Molded Earplugs,” *Int. J. Acoust. Vib.* 15, 196–200. doi: 10.20855/ijav.2010.15.4271.

Voix, J. and Murphy, W.J. (2011). “Statistical Assessment Behind a Standard on Hearing Protector Field Attenuation Measurement Devices,” *J. Acoust. Soc. Am.* 129, 2650. doi: 10.1121/1.3588840.

Wells, L., Berger, E.H., and Kieper, R.W. (2013). “Attenuation Characteristics of Fit-Compromised Earmuffs and Various Non-Standard Hearing Protectors,” in *Proceedings of Meetings on Acoustics* 19, 040003. doi: 10.1121/1.4799992.

Williams, W. (2004). “Instruction and Improvement of Hearing Protector Performance,” *Noise & Health* 7(25), 41–47.

Witt, B. (2006). “Innovative Field Practices in Hearing Conservation: Four Companies Share the Strategies They Use to Redefine Success,” *Occup. Health Safe.* 75(10), 116.

Witt, B. (2007a). “Putting the Personal Back into PPE: Hearing Protector Effectiveness,” *Occup. Health Safe.* 76(6), 90-94. PMID:17595970.

Witt, B. (2007b). “Fit Testing of Hearing Protectors,” *Occup. Health Safe.* 76(10), 118–122.

Witt, B. (2008). “Fit-Testing of Hearing Protection,” *Hearing Prod Repts.* May/June, 40–43.

CARACTÉRISTIQUES D'ATTÉNUATION DES PIBS

ELLIOTT H. BERGER ET JÉRÉMIE VOIX

L'atténuation fournie par un protecteur auditif est fortement contrôlée par la manière dont le porteur et / ou le sujet d'essai s'adaptent au dispositif, en particulier pour les bouchons d'oreilles (Casali et Lam, 1986). Ceci est vrai à la fois en laboratoire et dans des conditions d'utilisation réelles, et conduit à une grande variation de l'atténuation rapportée, même dans le cas de données prétendument « optimales » mesurées en laboratoire (Berger *et al.*, 1982). Voir également la discussion sur l'incertitude dans le chapitre précédent sur les procédures de mesure de l'atténuation du laboratoire. Par conséquent, il est difficile de comparer les valeurs d'affaiblissement publiées et les notations telles que les **NRR**s provenant de différentes sources telles que des fabricants concurrents ou différents laboratoires (voir plus loin le chapitre Atténuation du bruit). Des comparaisons précises ne sont possibles que si toutes les données proviennent d'un même laboratoire, et même dans ce cas, il est important qu'elles correspondent à la même époque, car les données de laboratoire peuvent changer au fil des ans (Berger et Kieper, 2014). La variabilité ou la reproductibilité interlaboratoire est principalement influencée par les différences d'interprétation et de mise en œuvre de la méthodologie de mesure standardisée, notamment en ce qui concerne l'ajustement des **PIBs** pendant le test, les différences de sélection et de formation des sujets et, dans une moindre mesure, d'instrumentation et de test chambre. Ceci suppose, bien entendu, que l'installation et les procédures satisfont aux exigences de la méthode d'essai citée, par exemple ANSI S3.19-1974 tel qu'il est actuellement prescrit pour utilisation aux États-Unis. La répétabilité des mesures d'atténuation dans le même laboratoire est également soumise à variation, mais dans une moindre mesure qu'entre les laboratoires.

Suite à cette discussion, nous présentons dans les chapitres suivants des données relatives à la fois aux protections auditives bien ajustées dans des conditions de laboratoire ainsi que leurs performances typiques sur le terrain. Les valeurs indiquées seront basées sur des mesures **REAT** sauf indication contraire. Lors du choix des dispositifs, il est important de comprendre que les différences de moins de 3 dB dans les valeurs uniques telles que le **NRR** n'ont aucune importance pratique, et même des changements de 4 à 5 dB ou plus peuvent être douteux à moins d'analyses comparées de données contrôlées (voir le chapitre Atténuation de l'oreille réelle au seuil).

ATTÉNUATION OPTIMALE

Les valeurs d'atténuation présentées sur la figure 29 et la figure 30 sont représentatives

de celles obtenues dans des mesures **REAT** en laboratoire, dans lesquelles les **PIBs** sont soit ajustées par l'expérimentateur, soit ajustées sous sa surveillance étroite. Les utilisateurs individuels hautement motivés et formés peuvent potentiellement atteindre ces valeurs moyennes, mais les valeurs moyennes pour les groupes d'utilisateurs sont mieux estimées par des études réelles, ou de préférence par des tests d'ajustement individuels (voir le chapitre sur les tests d'ajustement).

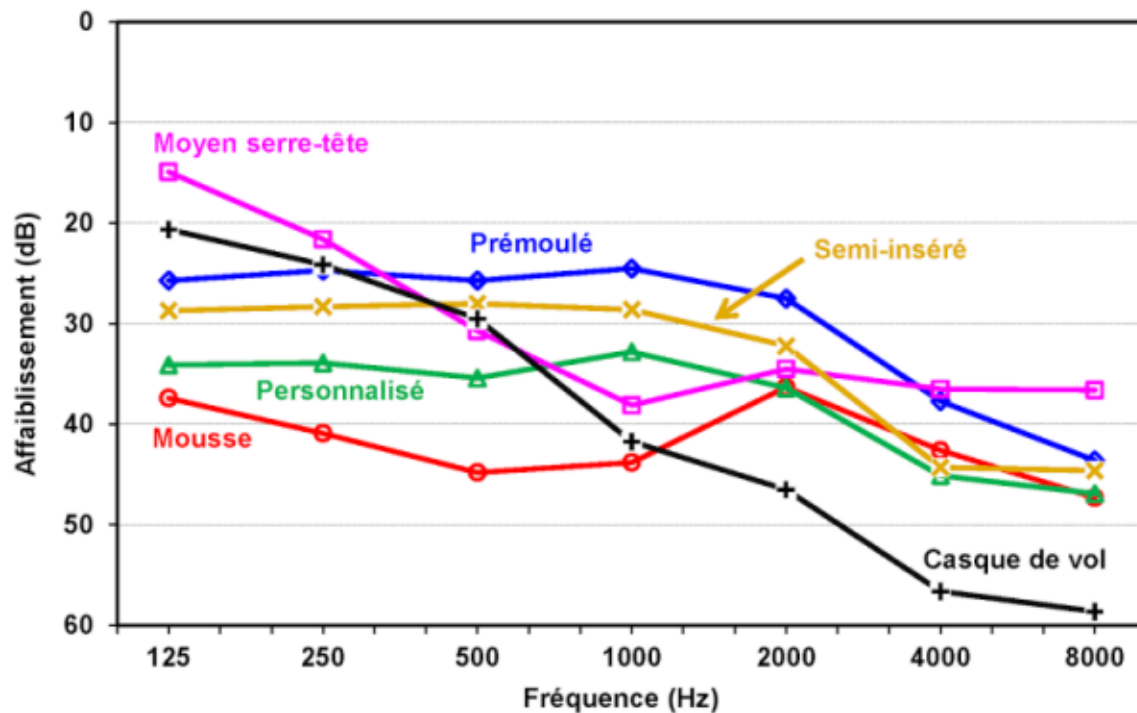


Figure 29 : Atténuation représentative pour les PIBs conventionnels bien ajustés : bouchons d'oreille en mousse enroulables, bouchons d'oreille moulés sur mesure, bouchons semi-insérés, bouchons d'oreille prémoulés à trois ailettes, serre-tête antibruit de volume moyen et casque de vol militaire avec visière. Un ajustement inadéquat peut dégrader sensiblement les valeurs (voir texte). Toutes les données proviennent du laboratoire 3M E•A•RCAL.

Les performances des bouchons d'oreille conventionnels, des serre-têtes antibruit et d'un casque de vol militaire sont illustrées à la figure 29 . La meilleure atténuation, associée à un bon confort, est généralement obtenue par un bouchon en mousse entièrement ajusté, bien que son atténuation varie sensiblement en fonction de la profondeur d'insertion dans la gamme de fréquence de 125 à 1000 Hz (Berger, 2013). Les bouchons d'oreilles moulés sur mesure peuvent également fournir une atténuation et un confort élevés, mais l'habileté du preneur d'empreinte et la bonne profondeur du moule sont essentielles (Tufts *et al.*, 2013). Les bouchons d'oreille à brides et prémoulés peuvent aussi bien fonctionner, mais ne fournissent habituellement pas autant d'atténuation ni de confort. Cependant, la performance et la tolérance varient considérablement selon les individus, d'où la nécessité de choisir parmi une variété de produits.

L'atténuation des serre-têtes antibruit augmente généralement d'environ 7-9 dB / octave de 125 Hz à 1000 Hz, et à 2000 Hz, elle approche la limite imposée par la conduction osseuse d'environ 40 dB (voir figure 26). Au-dessus de cette fréquence, l'atténuation atteint en moyenne 35 dB à 40 dB. Pour une discussion des effets des lunettes sur l'atténuation des serre-têtes antibruit, voir le chapitre Conseils pour la mise en place des écouteurs et la figure 17. En général, ceux en mousse offrent une meilleure atténuation que les **Serre-tête antibruit** en dessous de 500 Hz, et une atténuation équivalente ou supérieure à 2000 Hz. À 1000 Hz, les serre-têtes antibruit avec des **Coquilles** de plus grand volume peuvent fournir, à leur maximum d'atténuation, une atténuation supérieure ou égale à celle de bouchons d'oreille bien ajustés.

Les casques, lorsqu'ils sont bien scellés autour de la tête et contiennent des **Coquilles** circumaurales internes, peuvent fonctionner aussi bien que les casques conventionnels à 1000 Hz environ et offrent des niveaux d'atténuation beaucoup plus élevés aux fréquences les plus élevées puisqu'ils protègent le crâne de tels sons (voir la figure 29). Cela permet à l'atténuation de dépasser les limites de conduction osseuse de la tête découverte (figure 26). Cependant, les casques qui ne scellent pas bien, comme les casques de moto et les casques de grenailage typiques, offrent moins de 10 dB de protection en dessous de 1000 Hz et seulement de 20-25 dB, parfois légèrement plus, aux fréquences plus élevées. La figure 30 montre également des « **PIBs** » non conventionnels. Les longs cheveux ou poils recouvrant les oreilles n'offrent pratiquement aucune protection. Les boules de coton ou les ouates, souvent utilisées en dernier recours par les personnes qui se trouvent soudainement plongées dans un milieu bruyant et ne protègent que modestement. En revanche, la paume de la main, voire encore plus les doigts, peuvent faire un travail honorable, mais seulement pour des courtes périodes de temps en raison de la perte de capacité fonctionnelle qui en résulte.

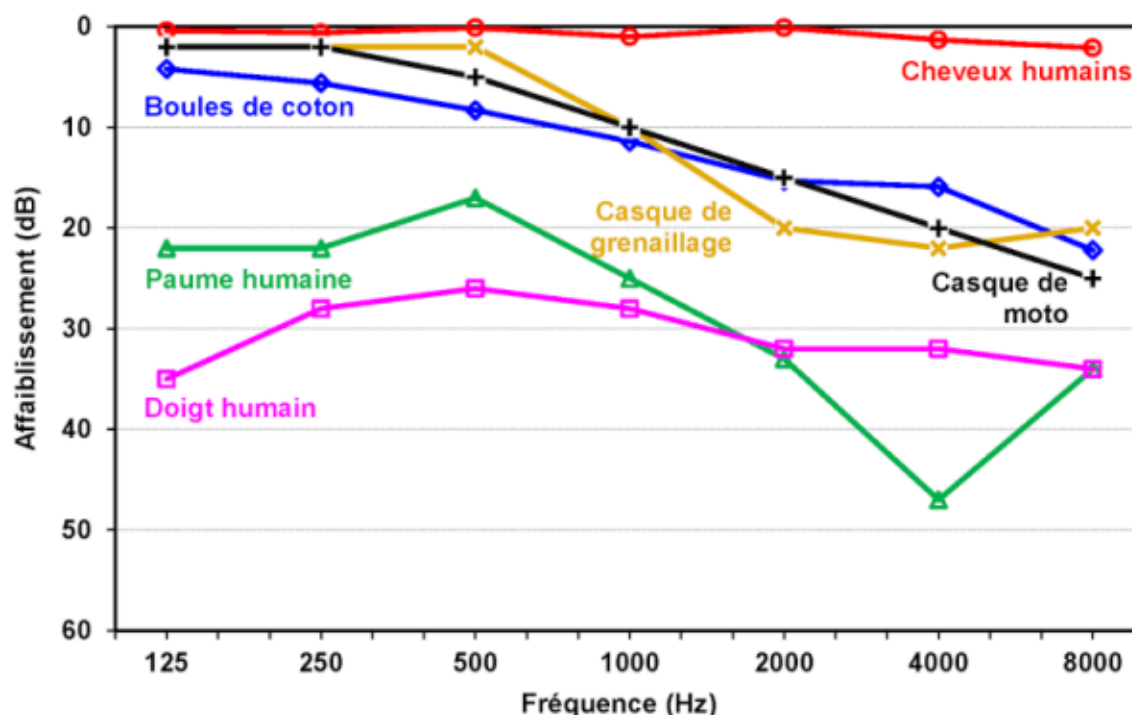


Figure 30 : Atténuation représentative pour deux casques protecteurs différents ainsi que pour divers protecteurs non conventionnels : cheveux longs couvrant les oreilles, boules de coton fortement comprimées, paumes de main sur les oreilles et doigts insérés dans les conduits auditifs. Toutes les données du laboratoire 3M E•A•RCAL sauf pour les casques protecteurs (Price et Whitaker, 1986) et les doigts (Holland, 1967).

ATTÉNUATION TERRAIN

Vers la fin des années 1970, les chercheurs ont commencé à étudier la protection que les utilisateurs de **PIB** atteignaient réellement sur leur lieu de travail, généralement appelée “atténuation terrain” (voir le chapitre sur les Procédures de mesure de l’atténuation). Les mesures peuvent être effectuées sur site en prenant les instruments sur le lieu de travail, ou hors site en demandant aux employés d’apporter leurs propres **PIBs** à un centre de test indépendant et en leur demandant d’ajuster les **PIBs** comme ils le font normalement pour le travail.

Vers la fin des années 1990, il y avait au moins 23 études disponibles fournissant des mesures de l’atténuation du monde réel. Ces études couvraient plus de 90 industries dans sept pays, avec un total d’environ 3000 sujets. Pour plus de détails et pour obtenir une liste des études menées, se référer à (Berger *et al.*, 1996). Un résumé de ces résultats a souvent été cité et est également apparu dans la 5^{ème} édition de ce texte (Berger, 2000b). Les données les plus anciennes de ces études ont maintenant plus de 35 ans et un certain nombre de produits testés ne sont plus vendus. Pour le présent ouvrage, l’analyse a été mise à jour en supprimant les résultats plus anciens, et ceux désormais plus pertinents, et en ajoutant deux études récentes comprenant plus de 10 industries et 683 personnes (Dantscher *et al.*, 2009; Kusy et Chatillon,

2012). Des tendances similaires ont été observées, mais nous notons que les données les plus récentes tendent à refléter un rendement légèrement supérieur qui peut être dû à des HLPPs de meilleure qualité (voir les taux d'utilisation **PIB** et l'efficacité du programme de prévention des pertes auditives), à l'utilisation plus répandue de bouchons d'oreilles moulés ou encore à l'amélioration des produits et des techniques de fabrication. Les résultats fournissent une perspective globale sur la performance des **PIBs** dans des conditions réelles.

Dans la figure 31, nous présentons les données regroupées en cinq catégories: bouchons d'oreille en mousse, bouchons d'oreilles prémoulés / à brides, bouchons d'oreille moulés sur mesure, bouchons d'oreilles semi-insérés et serre-têtes antibruit. Les produits inclus dans les analyses se limitaient à ceux pour lesquels des données provenant d'études sur le terrain étaient disponibles. Chaque catégorie comprend des tailles d'échantillons allant de deux études avec 89 sujets pour les semi-insérés jusqu'à sept études avec 533 sujets pour les bouchons en mousse. De plus, pour chaque catégorie, trois études ou plus étaient disponibles, à l'exception des semi-inserts, pour lesquels il n'y en avait que deux. Les bouchons en mousse comprennent à la fois les variétés en **PVC** et en **PU** car il n'y avait pas de différence de performance réelle significative entre les deux, et de même, les bouchons personnalisés sont consolidés à travers les types de bouchons d'oreille personnalisés. Les valeurs étiquetées, indiquées par les barres vertes, sont les **NRRs** publiés moyens pour les produits dans chaque catégorie. Ils sont basés sur les valeurs publiées par les fabricants calculées au 98^{ème} centile comme requis par l'EPA (voir Atténuation de l'oreille réelle au seuil). La procédure nécessite de déterminer des valeurs de performance optimales qui ne peuvent généralement pas être obtenues dans des conditions réelles. Les données ANSI S3.19-1974 sont les seules valeurs normalisées que les régulateurs et les fabricants des États-Unis ont actuellement à leur disposition (vers 2016) à des fins d'étiquetage et d'information.

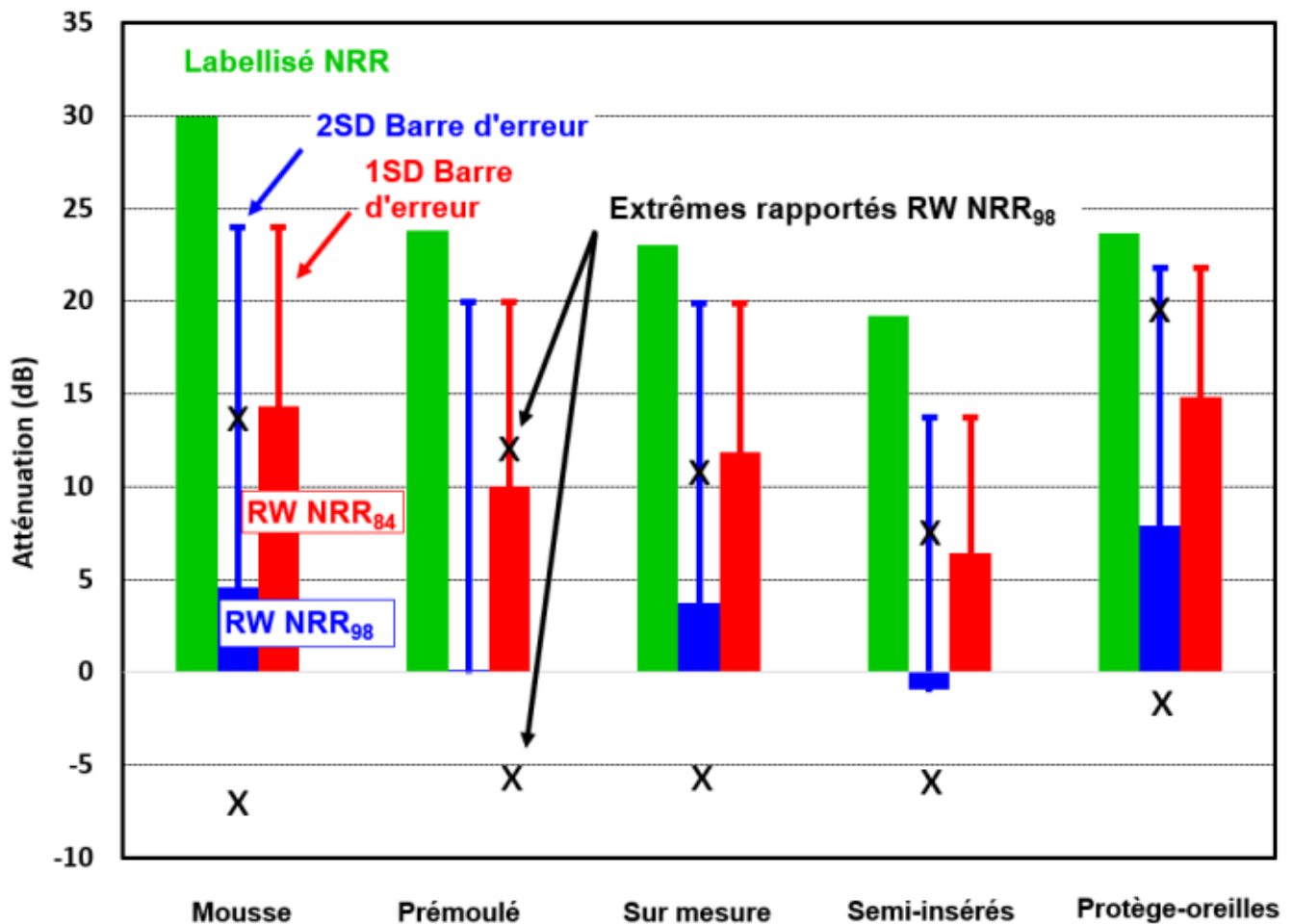


Figure 31 : Atténuation de laboratoire (« labellisé NRR ») et de terrain (RW) pour cinq types de PIBs. Les valeurs étiquetées sont basées sur les NRRs déclarés pour les produits en Amérique du Nord et les données réelles (RW) sont basées sur Berger et al., (1996) avec les anciennes données supprimées et les nouvelles valeurs ajoutées comme indiqué dans le texte. Les barres de colonne NRR₈₄ incluent une flèche verticale de ± 1 -SD qui représente la variabilité inter-individuelle pondérée entre les études et qui donne ainsi une indication de la gamme des variabilité inter-individuelles dans chaque étude. Les extrémités des flèches indiquent les valeurs moyenne approximative d'atténuation terrain (c'est-à-dire $\text{NRR}_{84} + 1 \text{ SD} = \text{NRR}_{50}$) pour chacun des types de PIB énumérés.

Les barres bleues de la figure 31 représentent les **NRRs** sur le terrain du 98^{ème} centile moyen, calculées à partir des atténuations moyennes pour chacune des études individuelles citées ci-dessus et pondérées par le nombre de sujets dans chaque étude. Ils sont montrés pour la comparaison directe aux valeurs étiquetées, également calculées au 98^{ème} centile. Notez que les valeurs de champ **NRR98** sont inférieures à zéro pour deux des catégories.

Les barres rouges sur la figure 31 sont les **NRR** du 84^{ème} centile moyen, calculés en soustrayant de l'atténuation moyenne du groupe, une fois le **SD** du groupe, avec le **SD** représenté par des flèches verticales rouges (notées ± 1 -SD). Le **SD** a été calculé en pondérant la contribution de chaque variable par le nombre de sujets dans cette étude, puis en faisant la moyenne entre les études. Par conséquent, ces écarts-types représentent la variabilité inter-sujets dans chacune des études, et non la variabilité entre les moyennes de chaque étude.

Les valeurs du champ NRR_{84} sont indiquées car elles sont une méthode courante pour évaluer des données sur le terrain. Quel que soit le centile sélectionné, il y a une erreur potentielle dans la transmission des implications des données. Un pourcentage trop élevé, tel que 98%, entraîne une valeur **NRR** faible et, lorsque la sélection est basée sur cette valeur, certains utilisateurs sont surprotégés (puisque 98% obtiennent au moins cette protection). De même, si une valeur moyenne (de 50%) est sélectionnée, la protection semble plus élevée, mais la moitié de la population sera insuffisamment protégée si la sélection est basée sur cette valeur. Le 84^{ème} centile semble bien équilibré.

Les valeurs indiquées par les sommets des barres d'erreur rouges indiquent ce qu'environ 50% des utilisateurs ont obtenu dans le monde réel par rapport aux valeurs cataloguées. Dans tous les cas, les **NRRs** obtenus sur le terrain par au moins 50% des personnes étaient inférieurs à ce que 98% des utilisateurs estimaient pouvoir obtenir en se basant sur les valeurs déterminées en laboratoire.

Bien qu'il y ait une variation de 11 dB entre les catégories pour les valeurs de **NRRs** (barres vertes) cataloguées, les bouchons en mousse atteignent la valeur la plus élevée et les **Bouchons semi-insérés** la plus faible, la différence entre les catégories pour la performance sur le terrain mesuré par le NRR_{84} (barres rouges) est réduite à seulement 8 dB; en excluant les valeurs obtenues pour les **Bouchons semi-insérés**, la différence diminue à 5 dB. Compte tenu de la variabilité entre les études individuelles sur le terrain, indiquée par les flèches d'erreur 1 **SD**, les différences ne sont probablement pas statistiquement significatives.

L'analyse des données terrain révèle, qu'il s'agisse des métriques du 84^{ème} ou du 98^{ème} centile, qu'une atténuation d'environ 7 à 15 dB ou 0 à 7 dB est obtenue pour les différentes catégories de protecteurs, soit beaucoup moins que les valeurs de 20 à 30 dB présentées sur les étiquettes des produits. Les valeurs réelles sont très faibles puisqu'elles tendent à englober l'atténuation minimale obtenue par la majorité des utilisateurs; ils nous en disent peu sur ce que l'utilisateur moyen ou au-dessus de la moyenne obtient. L'incapacité des données de laboratoire à fournir des conseils par utilisateur est la raison pour laquelle de nombreuses personnes sur le terrain se concentrent désormais sur la mesure des valeurs de performance individuelles sur le terrain, ou des PARs. Même les meilleures prédictions de terrain basées sur des données de laboratoire ne peuvent qu'estimer ce qu'un groupe d'utilisateurs obtiendra; ils ne nous disent à peu près rien sur un individu particulier que nous voudrions protéger.

Outre les études terrain examinées ci-dessus, de nombreux utilisateurs de systèmes de test d'adéquation sur le terrain et de publications issues de ces données émergent. Bien que ces études ne soient, généralement, pas aussi bien contrôlées et documentées que les études de recherche sur le terrain, on peut en tirer beaucoup d'enseignements. Les données de la figure 32 proviennent d'un rapport d'une telle étude pour 196 employés qui ont été testés F-MIRE avec un bouchon d'oreille cylindrique en mousse de **PVC** (E•A•R Classic™) et 155 employés

utilisant un bouchon d'oreille en mousse **PU** conique (3M™ E•A•Rsoft™ Yellow Neons™) (Berger et al., 2008). Les données, exprimées en termes de PAR, proviennent de sept études faites dans cinq usines différentes, incluant des installations de recherche militaire ou de fabrication de produits pétrochimiques. Les employés ont été invités à ajuster les bouchons d'oreille comme ils le feraient normalement pour un usage quotidien et ont été soumis à des tests d'ajustement pour chaque oreille.

Les données concernant le bouchon d'oreille en **PVC** sont plutôt unimodales mais penchent vers des valeurs d'atténuation plus élevées, alors que la distribution des données avec le bouchon d'oreille en **PU** est bimodale avec le mode supérieur similaire à celui trouvé pour le bouchon d'oreille en vinyle mais le mode inférieur tendant vers les valeurs de faible atténuation. La fourchette des valeurs de PARs est de 14 à 43 dB (moyenne de 29 dB) pour le bouchon d'oreille en vinyle et de 6 à 42 dB (moyenne de 26 dB) pour l'uréthane. De telles fourchettes de valeurs ne sont pas inhabituelles avec des enregistrements par mesures sur le terrain et mettent en évidence la difficulté de prédire la performance individuelle à partir de données de groupe mesurées en laboratoire. Il explique également pourquoi l'utilisation de valeurs nominales de 84^{ème} ou 98^{ème} percentile, estimées à partir de la moyenne et de l'écart type, pour exprimer l'**Affaiblissement réel**, peut conduire à des valeurs assez faibles (voir le chapitre Utilisation des données d'atténuation pour estimer la protection). De telles estimations ne sont valables que si la distribution des valeurs PAR est normale, non asymétrique ni bimodale. Bien que la majorité des personnes s'en sortent assez bien, comme le montre la figure 32, une minorité non négligeable, environ un tiers ou plus, ajustera très mal ses protections, augmentant ainsi l'écart-type des données et réduisant l'étendue des valeurs numériques uniques qui sont ensuite calculées et utilisées pour représenter l'atténuation minimale qu'un pourcentage donné, tel que celui que 84% des utilisateurs obtiendront.

Les PARs et les **NRRs** ne peuvent pas être directement comparés, mais il est possible, avec des ajustements appropriés, de faire une comparaison approximative. (Berger *et al.*, 2008) ont été en mesure de déterminer que le **NRR** réel réalisé par 98% des employés (calculé à partir de PARs) était de 18 dB comparé à une valeur étiquetée pour le bouchon d'oreille en **PVC** de 29. Même cette valeur faible est meilleure que prévu pour un bouchon d'oreille en **PVC** basé sur des études antérieures réelles présentées dans la figure 31.

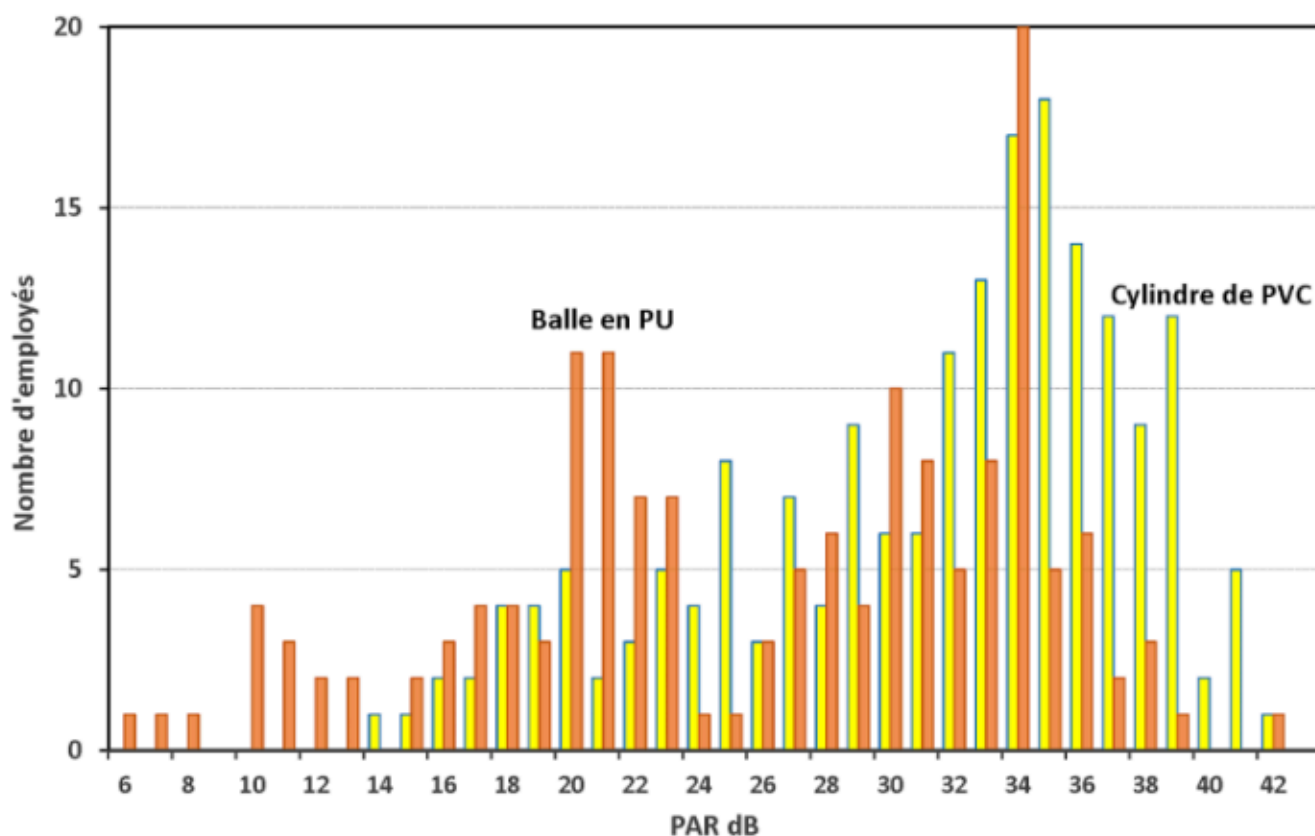


Figure 32: Distribution des PARs pour les bouchons d'oreille en mousse cylindrique en PVC (n = 196) et les bouchons d'oreille en mousse de polyuréthane en forme de projectile (n = 155) pour les utilisateurs de sept installations industrielles différentes. Le NRR atteint par 98% des employés (calculé à partir des PARs) est de 18 dB pour le bouchon d'oreille en PVC (vs. une valeur étiquetée de 29 dB) et de 10 dB pour le bouchon d'oreille en PU (vs. une valeur étiquetée de 33 dB).

TEMPS DE PORT

L'atténuation du monde réel rapportée dans le chapitre précédent suppose que le dispositif soit effectivement porté. La protection efficace d'un appareil est considérablement réduite lorsqu'il est retiré, même pour de courts instants, comme illustré à la figure 33 par l'utilisation de valeurs d'atténuation de 10, 20 et 30 dB, et de facteur d'échange (aussi appelé **Taux d'échange** ou facteur bissecteur) de 3 et 5 dB. Notez que la perte d'atténuation pour de courtes périodes d'inutilisation est beaucoup plus rapide pour les **PIBs** à atténuation élevée avec un facteur d'échange de 3 dB qu'avec le taux d'échange de 5 dB. Un **PIB** avec une atténuation nominale de 30 dB qui est retiré pendant 15 minutes pendant une journée de travail de 8 heures fournit une atténuation effective de seulement 22 dB et donc une perte de 8 dB. Avec un facteur d'échange de 3 dB, la perte de son atténuation effective est encore plus importante et atteint 15 dB. Des réductions plus importantes de l'efficacité sont observées pour des valeurs plus élevées d'atténuation. Peu d'effet est observé pour une atténuation du **PIB** inférieure à 10 dB. Cette perte d'atténuation effective due à la durée de port peut avoir tout autant de conséquences,

voire même encore plus d'importance, que pour les problèmes d'atténuation rencontrés sur le terrain décrits dans le chapitre précédent.

Concept clé

Enseignez aux employés à porter une protection auditive avant d'entrer dans le bruit, et souligner que retirer cette protection dans le bruit peut sérieusement dégrader l'efficacité des protecteurs auditifs. En raison de cet effet, un dispositif avec une atténuation plus faible (et peut-être un plus grand confort), s'il est utilisé de manière cohérente et correcte, peut fournir une protection supérieure à un **PIB** à atténuation plus élevée et moins régulièrement porté. Cependant, dans la pratique, l'effet néfaste d'un mauvais ajustement **PIB** (voir le chapitre Temps de port) et d'un port intermittent, tous deux combinés, peut conduire à des valeurs de protection efficaces très faibles qui, selon une estimation, sont inférieures à 5 dB (Neitzel et Seixas, 2005).

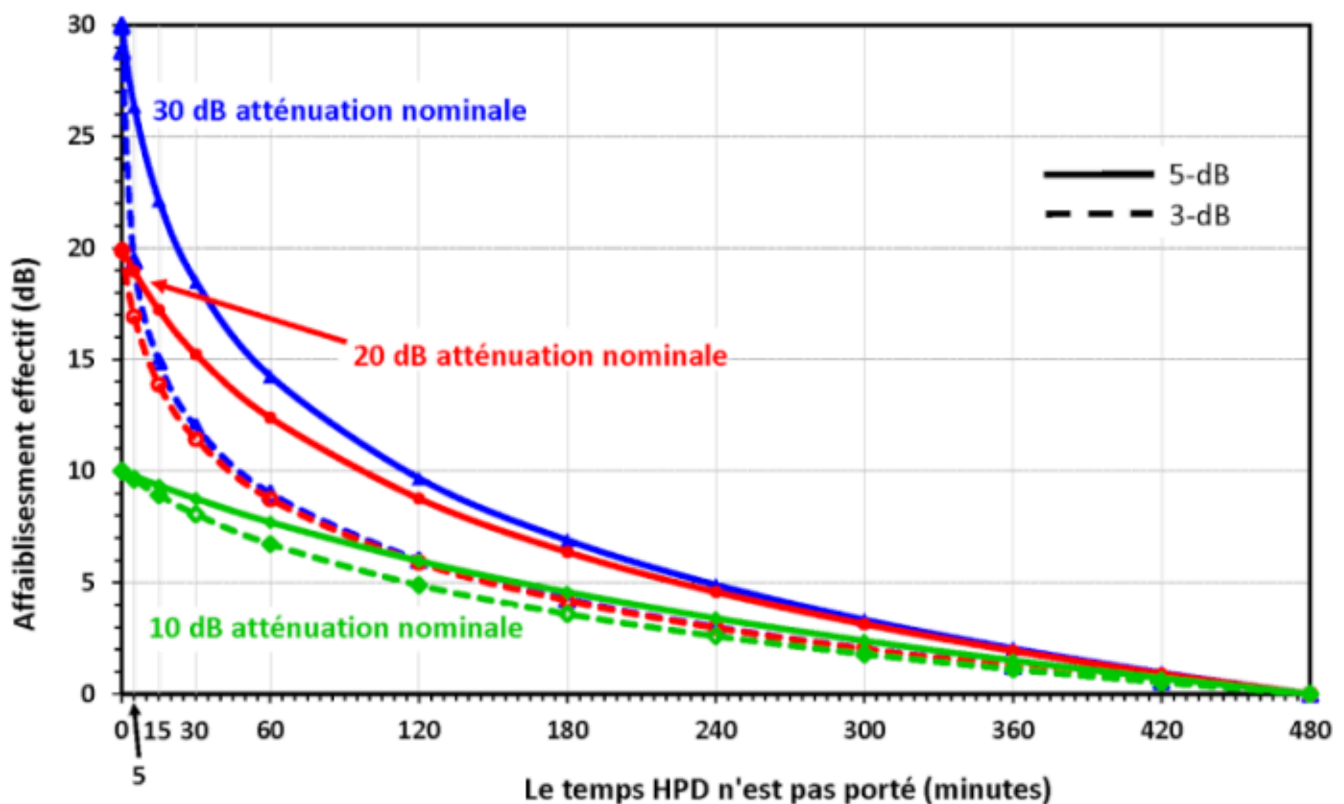


Figure 33 : Valeur de l'atténuation effective en fonction du temps pendant lequel un PIB n'est pas porté, pour des atténuations nominales de 10, 20 et 30 dB et pour un facteur bissecteur de 3 et 5 dB.

DOUBLE PROTECTION

La double protection, comme les bouchons d'oreilles portés avec des **Serre-tête antibruit**, des

casques ou des systèmes de communication, offre généralement une plus grande protection que les dispositifs seuls (Abel et Odell, 2006; Berger, 1983b; Damongeot *et al.*, 1989). Cependant, l'atténuation offerte par la combinaison n'est pas égale à la somme des valeurs d'atténuation si chaque protecteur était porté individuellement, comme illustré sur la figure 26 pour un bouchon d'oreille avec une atténuation modérée. Aucune équation empirique ou théoriquement dérivée qui puisse prédire l'atténuation d'une combinaison de bouchons d'oreilles et de **Serre-tête antibruit** avec une précision suffisante pour être utile n'est actuellement disponible, malgré d'innombrables tentatives. Une double protection est recommandée lorsque les expositions moyennes pondérées sur 8 heures dépassent 100 à 105 dBA (CSA, 2014; EN, 2016; NIOSH, 1998), mais est souvent problématique pour les expositions inférieures à cette valeur en raison des interférences qu'elle crée avec la communication et la difficulté de motiver et d'imposer l'utilisation de deux **PIBs** dans des environnements sonores inférieurs. L'utilisation de deux **PIBs** est particulièrement recommandée lorsque le bruit de haut niveau est dominé par une énergie inférieure ou égale à 500 Hz, car c'est dans cette gamme de fréquences que l'atténuation des **PIBs** les plus faibles sera la plus faible. Une double protection est également recommandée pour une protection maximale contre les bruits impulsifs (voir Impulsif et Bruit d'arme).

À des fréquences individuelles, le gain incrémental de **Performance pour la protection** auditive double varie d'environ 0 à 15 dB par rapport au meilleur des deux protecteurs, mais à 2000 Hz le gain est limité à quelques décibels seulement. L'atténuation change très peu lorsque différents types de serre-têtes antibruit sont utilisés avec le même bouchon d'oreille, mais pour un **Serre-tête antibruit** donné, le choix du bouchon d'oreille est critique pour l'atténuation à des fréquences inférieures à 2000 Hz. À partir de 2000 Hz, toutes les combinaisons à double protection fournissent une atténuation essentiellement égale aux limitations imposées par les voies de conduction osseuse, d'environ 40 à 50 dB, selon la fréquence.

Concept clé

En règle générale, la procédure **OSHA** de calcul de l'atténuation d'une double protection consiste à ajouter 5 dB au **NRR** du meilleur des deux protecteurs (Source : **OSHA**, n.d.)

INFRASONS / ULTRASONS

Les données **REAT** sont normalement limitées à la gamme de fréquence de 125 Hz à 8 kHz, bien que certains laboratoires testent des fréquences aussi basses que 63 Hz, en particulier en Europe. Cependant, quelques rapports, dans des publications disponibles, dégagent de ces faits d'intéressantes analyses. Des bouchons d'oreille bien ajustés fournissent une atténuation à des fréquences infrasonores (c'est-à-dire inférieures à environ 20 Hz) approximativement égales

à celle de la bande tiers d'octave de 125 Hz. À ces mêmes fréquences, les serre-têtes antibruit offrent très peu de protection et peuvent même amplifier le son (Nixon *et al.*, 1967; Paakkonen et Tikkanen, 1991). Les **Serre-tête antibruit** et les bouchons d'oreille conventionnels assurent généralement une protection adéquate aux fréquences ultrasoniques (c'est-à-dire au-dessus de 20 kHz environ), avec une atténuation supérieure à 30 dB pour des fréquences comprises entre 10 et 30 kHz (Berger, 1983a; Crabtree et Behar, 2000).

BRUIT IMPULSIFS ET BRUIT D'ARME À FEU

L'estimation de l'atténuation fournie par les **PIBs** en présence de bruit impulsif (aussi appelé bruits d'impacts ou par abus de langage bruits impulsif) est l'un des problèmes les plus délicats en matière de protection auditive. Non seulement les critères de risque de dommage ("Damage Risk Criteria", **DRC**) pour le bruit impulsif font l'objet de nombreux débats, mais l'application de ces critères à des oreilles protégées est discutable car les formes d'ondes sous les protecteurs sont très différentes de celles en champ libre pour lesquelles les **DRCs** ont été établis. Sous le **PIB**, en particulier sous les casques anti-bruit, la forme d'onde n'a plus un temps de montée aussi court que celui du signal incident et présente généralement des composantes basse fréquence importantes dues aux oscillations des **Oreillettes** non présentes dans le signal original (Dancer *et al.*, 1996; Johnson et Patterson, 1992).

Une approche de la mesure de l'efficacité du **PIB** pour le bruit impulsif a été l'utilisation de la technique MIRE afin de mesurer le NR ou l'**IL** des utilisateurs, généralement des soldats, face aux bruits d'armes (Ylikoski *et al.*, 1995). Le microphone de mesure sous protecteur dans l'oreille réelle indique une atténuation des niveaux de pression acoustique de crête pour un casque typique d'environ 30 dB pour des tirs de pistolet, d'environ 18 dB pour des tirs de fusil et environ 5 dB pour ceux de canons de très gros calibre (ce qui peut s'expliquer par une non linéarité structurelle liée au mouvement du casque mais aussi à la conduction osseuse). On a constaté que les bouchons d'oreille en mousse procurent une atténuation similaire à celle des casques pour les tirs au pistolet, mais nettement plus de réduction du bruit que les casques pour les canons et les bazookas (atténuation supérieure à 15 dB). Les doubles protections (casque+bouchons) offrent une protection supplémentaire, en particulier pour les impulsions basse fréquence avec des valeurs d'atténuation de 20 à 25 dB (Ylikoski *et al.*, 1995). Ces valeurs correspondent également à des prédictions basées sur l'utilisation de données **REAT** classiques appliquées au spectre **OB** des impulsions.

Depuis les années 2010, la méthode la plus courante pour évaluer l'atténuation des **PIBs** dans des conditions impulsives est l'utilisation des **ATFs** suivant les méthodes décrites dans la norme ANSI S12.42-2010 (en cours de révision en 2020-2021). Les sources sonores décrites dans cette norme sont des tubes à choc pour une utilisation en laboratoire, des charges explosives en extérieur sur des terrains d'essais militaires, et aussi l'utilisation d'armes portatives réelles. Les valeurs de réduction du bruit sont présentées en termes de valeurs

crête de pertes par insertion en bruit impulsif (“Impulse Peak Insertion Loss”, IPIL). Ces tests fournissent le plus de contrôle et la capacité d’examiner une gamme de conditions, et lors de l’utilisation des **ATFs** améliorés récents, fournissent des données utiles (voir le chapitre précédent). Il convient cependant de noter que la comparaison des mesures MIRE dans les conditions de terrain, comme indiqué ci-dessus, révèle que les résultats MIRE indiquent une protection moindre. La cause probable de ceci est triple. Un problème est le problème mentionné précédemment concernant le positionnement des microphones MIRE et des **PIBs** pour un bon ajustement par rapport aux ajustements de haute qualité qui peuvent souvent être obtenus avec les **ATFs**. Le deuxième problème est que les tests MIRE effectués sur le terrain indiquent parfois NR, qui en raison de **TFOE** est inférieur à **IL** de 5 dB ou plus, selon le spectre du signal d’essai (voir l’équation 10.1). Enfin, si des microphones avec une plage dynamique insuffisante sont utilisés, les microphones externes peuvent être saturés, limitant ainsi les différences non protégées et protégées qui peuvent être mesurées.

Une étude européenne multi-laboratoires à grande échelle a examiné les performances du casque antibruit dans le bruit impulsif industriel généré par des cloueuses, marteaux et poinçonneuses pneumatiques ainsi que par des explosifs militaires de type “plastic”. L’auteur a conclu que, pour les casques d’oreilles actifs et passifs, l’atténuation du bruit impulsif tendait à être supérieure ou égale à l’atténuation trouvée pour le bruit à large bande stable aux niveaux inférieurs (Smoorenburg, 1996). Dans une étude distincte, Lloyd, (1996) a tiré des conclusions similaires. La seule exception que Smoorenburg a observée à cette découverte était dans le cas des explosions qui étaient d’un niveau suffisant pour provoquer réellement des mouvements induits par le souffle des **Oreillettes** qui rompraient l’étanchéité acoustique du casque contre le pourtour de l’oreille. Johnson et Patterson, (1992) ont documenté des mouvements de cuvettes similaires en présence d’impulsions explosives à un niveau de pression acoustique crête de 190 dB destinées à imiter des expositions militaires de haut niveau.

Concept clé

Un point de confusion existe depuis 1979 à cause de la mise en garde de l’EPA inscrite sur l’étiquette des protecteurs auditifs qui stipule: « Bien que les protecteurs auditifs puissent être recommandés pour la protection contre les effets nocifs du bruit impulsif, le **NRR** repose sur l’atténuation du bruit continu et peut ne pas être un indicateur précis de la protection pouvant être obtenue contre un bruit impulsif tel qu’un coup de feu ».

Beaucoup ont mal interprété cela et en ont déduit que les **PIBs** ne peuvent pas atténuer le bruits des tirs d’armes à feu. Au contraire, les **PIBs** peuvent et atténuent bien les bruits de tirs. Le but de cette mise en garde, lorsqu’elle était rédigée, était de suggérer que certains **PIBs**, en particulier les dispositifs sensibles à l’amplitude, pourraient mieux fonctionner que le **NRR** dérivé de mesures selon la méthode des seuils (**REAT**), et en effet, les recherches actuelles confirment cela (voir aussi

le chapitre sur les **Protecteur auditif à rétablissement du son** dans PIBs spécialisés et autres appareils qui bloquent le son à l'oreille).

Il semblerait que les meilleures estimations de la protection **PIB** dans le bruit impulsif et le bruit des armes seraient obtenues en examinant la perte auditive induite par le bruit pour les oreilles protégées et non protégées. Les chercheurs les plus avancés dans le domaine ont développé des études basées sur la présence de changements de seuil auditif temporaire ("Temporary Threshold Shift", **TTS**) induits par du bruit impulsif réel. Johnson et Patterson, (1992) et Dancer *et al.*, (1996) ont fourni de telles données et ont montré qu'une variété de protecteurs auditifs conventionnels, même avec des fuites acoustiques intentionnelles introduites, peuvent fournir une protection suffisante contre le bruit d'armes, armes même de haut niveau, bien qu'avec un nombre limité de tirs. Une note d'avertissement a été exprimée par Johnson pour la protection contre les bruits impulsifs de très haut niveau (supérieures à 180 dB niveau de pression acoustique crête) utilisant des bouchons d'oreille. Cependant, il a observé que le bouchon d'oreille en mousse protégeait 95% des sujets à plus de 180 dB de pointe niveau de pression acoustique pour 25 à 100 tirs dans ces études (Johnson, 1998).

Fournir des prévisions analytiques d'une protection adéquate contre le bruit impulsif est compliqué du fait de la variété des critères de risque de dommages (**DRC**) qui existent dans la littérature et des différentes réponses qu'ils fournissent. Une approche qui a été utilisée par l'armée américaine est le critère CHABA avec un niveau « sécuritaire » de niveau de pression acoustique maximal de 140 dB. À partir de 2015, l'armée exige plutôt des évaluations $L_{Aeq100ms}$ et des unités de risque auditif (**ARU**) une fois que les niveaux de pointe dépassent la métrique de 140 dB (MIL-STD 1474E, Dept of Defense, 2015). En faisant l'hypothèse que le niveau de crête de 140 dB est sécuritaire, on peut alors mesurer les niveaux de pression acoustique crête et soustraire la valeur d'atténuation crête **IPIL** du **PIB** pour vérifier si ce niveau est dépassé ou non sous le protecteur. L'inclusion d'un facteur de sécurité de 5 dB, c'est-à-dire essayant de ne pas dépasser 135 dB de niveau de pression acoustique crête, offre une sécurité supplémentaire. Ces diverses méthodes, y compris l'utilisation de $L_{Aeq,8}$, ont également été préconisées, mais il apparaît que l'émergence d'une « bonne » réponse reste incertaine et vivement débattue.

Pour une sécurité maximale en cas d'exposition au bruit des armes à feu, l'utilisation d'une double protection auditive est recommandée. À cet égard, la recommandation NIOSH d'un casque antibruit actif sensible à l'amplitude sur un bouchon passif, ou alternativement d'un casque antibruit passif sur un bouchon sensible à l'amplitude, pour fournir une protection supplémentaire et permettre la communication en l'absence de tirs, sont de bonnes approches sur le champ de tir (Kardous, 2009). En outre, il existe des casques de communication disponibles dans le commerce qui permettent aux commandements aux commandement de

transmettre des instructions directement au casque du tireur via une radio à courte portée. Pour la chasse au gros gibier, où moins de cartouches sont généralement déchargées, un seul **PIB** dépendant du niveau (actif ou passif) peut être approprié, à condition qu'il soit bien ajusté. Dans tous les cas, les tireurs doivent être vigilants à tout changement soudain de leur état d'audition. La survenue ou l'aggravation de l'acouphène après la séance de tir est un indicateur d'une performance ou d'un ajustement **PIB** médiocre. Une sensation de lourdeur ou de trop-plein trop plein dans les oreilles, suggère également que la protection auditive était inadéquate ou mal ajustée. Cela devrait être signalé au personnel de sécurité et de santé, et de meilleurs **PIBs** devraient être utilisés dans le futur.

RÉFÉRENCES

- Abel, S. and Odell, P. (2006). "Sound Attenuation from Earmuffs and Earplugs in Combination: Maximum Benefits vs. Missed Information," *Aviat. Space Env. Med.*, 77(9), 899–904.
- ANSI/ASA (1974). "Method for the Measurement of Real-Ear Protection of Hearing Protectors and Physical Attenuation of Earmuffs," S3.19-1974 (ASA STD 1-1975). Acoustical Society of America, New York, NY.
- ANSI/ASA (2010). "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," S12.42-2010, Acoustical Society of America, New York, NY
- Berger, E. H. (1983a). "Attenuation of Hearing Protectors at the Frequency Extremes," 11th Int. Congr. on Acoustics, Paris, France, 3, 289–292.
- Berger, E. H. (1983b). "Laboratory Attenuation of Earmuffs and Earplugs both Singly and in Combination," *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, 44(5), 321–329. doi: 10.1080/15298668391404905
- Berger, E. H. (2000b). "Hearing Protection Devices," in *The Noise Manual*, 5th Edition, edited by E. H. Berger, L. H. Royster, J. D. Royster, D. P. Driscoll, and M. Layne, Am. Ind. Hyg. Assoc., Fairfax, VA, 379- 454.
- Berger, E. H. (2013). "Calibrating' the insertion depth of roll-down foam earplugs," *Proceedings of ICA 2013*, Vol. 19. doi:10.1121/1.4805162
- Berger, E. H. and Kieper, R. W. (2014). "Evaluation of variability in real-ear attenuation testing using a unique database—35 years of data from a single laboratory," *J. Acoust. Soc. Am.*, 136(Pt. 2), 2134.
- Berger, E. H., Kerivan, J. and Mintz, F. (1982). "Inter-Laboratory Variability in the Measurement of Hearing Protector Attenuation. *Sound and Vibration*," 16(1), 14–19.

Berger, E. H., Franks, J. R., and Lindgren, F. (1996). "International Review of Field Studies of Hearing Protector Attenuation," in *Scientific Basis of Noise-Induced Hearing Loss*, edited by A. Axlesson, H. Borchgrevink, R. P. Hamernik, P. Hellstrom, D. Henderson, and R. J. Salvi, Thieme Medical Pub., Inc., New York, NY, 361–377.

Berger, E. H., Voix, J., and Hager, L. D. (2008). "Methods of Fit Testing Hearing Protectors, With Representative Field Test Data," In *9th Congress of the Int. Commission Biological Effects of Noise*, B. Griefahn, ed. (Mashantucket, CT: Int. Commission Biological Effects of Noise), 71–78.

Casali, J. G., and Lam, S. T. (1986). "Effects of User Instructions on Earmuff/Earcap Sound Attenuation," *Sound and Vibration* 20(5), 22–28.

Crabtree, R. and Behar, A. (2000). "Measurement of Hearing Protector Insertion Loss at Ultrasonic Frequencies," *Appl. Acoust.*, 59, 287–299. doi:10.1016/s0003-682x(99)00003-1

CSA. (2014). "Hearing Protection Devices – Performance, Selection, Care, and Use," Z94.2-14, includes 2015 Errata, Canadian Stds. Assoc., Toronto, Canada.

Damongeot, A., Lataye, R., and Kusy, A. (1989). "An Empirical Formula for Predicting the Attenuation Given by Double Hearing Protection (Earplugs and Earmuffs)," *Appl. Acoust.*, 28, 169–175. doi:10.1016/0003-682x(89)90091-1

Dancer, A., Franke, R., Parmentier, G. and Buck, K. (1996). "Hearing Protector Performance and **NIHL** in Extreme Environments: Actual Performance of Hearing Protectors in Impulse Noise/Nonlinear Behavior," in A. Axlesson, H. Borchgrevink, R. Hamernik, P. Hellstrom, D. Henderson and R. Salvi (Eds.), *Scientific Basis of Noise-Induced Hearing Loss*, Thieme Medical Pub., Inc, NY, 321–338.

Dantscher, S., Sickert, P., and Liedtke, M. (2009). "Sound Attenuation of Hearing Protectors in Use at Work," BGIA – German Social Accident Insurance, Sankt Augustin, Germany.

Dept. of Defense (2015). *Design Criteria Standard Noise Limits*. Military MIL-STD-1474E, Washington, DC.

EN (2016). "Hearing protectors – Recommendations for selection, use, care and maintenance – Guidance document," EN 458:2016, European Committee for Standardization, Brussels.

Holland, H. H. Jr. (1967). "Attenuation Provided by Fingers, Palms, Tragi, and V-51R Ear Plugs," *Letter to the Editor, J. Acoust. Soc. Am.* 41(6), 1545. doi:10.1121/1.1910518

Johnson, D. L. (1998). "Blast Overpressure Studies," U. S. Army Medical Res. and Materiel Command, DAMD17-93-C-3101, Albuquerque, NM.

Johnson, D. L., and Patterson, J. Jr. (1992). "Rating of Hearing Protector Performance for Impulse Noise," in Proceedings, Hearing Conservation Conference, Off. Eng. Serv., Univ. Kentucky, Lexington, KY, 103–106.

Kardous, C. A. (2009). "NIOSH Alert: Preventing Occupational Exposures to Lead and Noise at Indoor Firing Ranges," NIOSH Publication Number 2009-136, National Institute for Occupational Safety and Health, Cincinnati OH.

Kusy, A. and Chatillon, J. (2012). "Real-World Attenuation of Custom-Moulded Earplugs: Results from Industrial in Situ F-MIRE Measurements," *Appl. Acoust.*, 73, 639–647. doi:10.1016/j.apacoust.2012.02.001

Lloyd, J. A. (1996). "Assessing Hearing Protectors for Use in Impulsive Noise," in Proceedings of Inter-Noise 96, edited by F. A. Hill and R. Lawrence, Inst. of Acoustics, St. Albans, UK, 971–974.

Neitzel, R. and Seixas, N. (2005). "The Effectiveness of Hearing Protection among Construction Workers," *J. Occup. Env. Hyg.*, 2(4), 227–238. doi:10.1080/15459620590932154

NIOSH. (1998). "Criteria for a Recommended Standard – Occupational Noise Exposure, Revised Criteria," No. DHHS (NIOSH) Pub. No. 98-126, Natl. Inst. for Occup. Saf. and Health, Cincinnati, OH.

Nixon, C., Hille, H. and Kettler, L. (1967). "Attenuation Characteristics of Earmuffs at Low Audio and Infrasonic Frequencies," Report AMRL-TR-67-27, Wright-Patterson, AFB, OH.

OSHA. (n.d.). Noise and Hearing Conservation Technical Manual Chapter: Hearing Conservation Program (App IV:C). Retrieved August 2, 2014, from https://www.osha.gov/dts/osta/otm/noise/hcp/attenuation_estimation.html

Paakkonen, R. and Tikkanen, J. (1991). "Attenuation of Low-Frequency Noise by Hearing Protectors," *Ann. Occup. Hyg.*, 35(2), 189–199. doi:10.1093/annhyg/35.2.189

Price, I. R., and Whitaker, G. (1986). "Noise Exposure During Shotblasting and the Acoustic Properties of Air-Fed Helmets," in *Proceedings of Inter-Noise '86*, edited by R. Lotz, Noise Control Foundation, Poughkeepsie, NY, 559–564.

Smootenburg, G. (1996). "Assessment of Hearing Protector Performance in Impulsive Noise. Final Report," TNO Human Factors Research Inst., Rept. TM-96-C042, Soesterberg, Netherlands.

Tufts, J. B., Chen, S. and Marshall, L. (2013). "Attenuation as a Function of the Canal Length

of Custom-Molded Earplugs: A Pilot Study.” *J. Acoust. Soc. Am.*, 133(6), EL446–EL451. doi:10.1121/1.4802896

Ylikoski, M. E., Pekkarinen, J. O., Starck, J. P., Paakkonen, R. J., and Ylikoski, J. S. (1995). “Physical Characteristics of Gunfire Impulse Noise and its Attenuation by Hearing Protectors,” *Scand. Audiol.* 24(1), 3–11. doi:10.3109/01050399509042203

CHAPITRE 8.

UTILISATION DES DONNÉES D’AFFAIBLISSEMENT POUR ESTIMER LA PROTECTION

ELLIOTT H. BERGER ET JÉRÉMIE VOIX

Dans ce chapitre, nous discutons des méthodes d’estimation des niveaux effectifs d’exposition lorsque les **PIB** sont portés. Cependant, la précision de la méthode, quelle que soit la sophistication de la procédure de calcul, dépend de la pertinence des données utilisées. L’utilisation de données telles que les valeurs de laboratoire est inadaptée pour tenter de prévoir la protection terrain pour des groupes de personnes. De plus, comme nous l’avons déjà observé, aucune des procédures de ce chapitre ne peut prédire avec précision l’atténuation effective pour un utilisateur à moins de mesurer les valeurs d’atténuation réelles obtenues par cet individu, par exemple en utilisant des test d’ajustement (voir le chapitre Procédures de mesure de l’atténuation terrain). De plus, étant donné que les mesures d’exposition au bruit ont elles-mêmes une précision limitée, certains auteurs recommandent de classer les estimations d’exposition dans des fourchettes de valeur aussi larges que 5 dB pour indiquer explicitement leur précision limitée (Royster et Royster, 1985). Il est également important de souligner qu’à des niveaux de pression acoustique équivalents (donc moyennés sur le temps d’exposition) inférieurs à environ 95 dBA, il est plus important de se concentrer sur la facilité d’usage, le confort et le bon ajustement et l’usage correct des **PIB** que sur la détermination précise de l’atténuation du **PIB**.

MESURE PAR BANDE D’OCTAVE

La méthode de calcul par bande d’octave (BO ou “Octave Bands”, **OB** en anglais) est la méthode la plus précise pour estimer les niveaux d’expositions protégées. Cette méthode, définie à l’Article 7 de la norme ANSI S12.68-2007, est illustrée dans le Tableau 5 en utilisant les données du casque antibruit de la Figure 28. La précision inhérente à cette méthode dépend de la qualité des données d’entrée, comme indiqué dans le chapitre précédent. Cette méthode est considérée comme la référence absolue (“*gold standard*” en anglais) en comparaison de laquelle les autres méthodes de calcul sont habituellement évaluées.

Tableau 5 : Exemple d'utilisation de la méthode par bande d'octave permettant de calculer les niveaux de pression acoustique effectifs lorsqu'un PIB est porté.

	Fréquences centrales des bandes d'octave							dBA	Réduction du Niveau sonore
	125	250	500	1000	2000	4000	8000		
Niveau de bruit ambiant	85	87	90	90	85	82	80		
Pondération A	-16,1	-8,6	-3,2	0,0	1,2	1,0	-1,1		
Bruit ambiant pondéré A	68,9	78,4	86,8	90	86,2	83	78,9	93,5	
Écart-type (SD)	3,3	3,5	3,9	2,9	2,8	3,2	3,9		
APV _{f84}	11,6	18,1	26,8	35,2	31,7	33,3	33,7		
Niveau protégé	57,3	60,3	60,0	54,8	54,5	49,7	46,2	65,2	28,3

Dans le Tableau 5, les niveaux de bruit ambiant en bande d'octave dans l'environnement de travail sont entrés dans la ligne 1. Les niveaux de bruit ambiant pondérés A (ligne 3) sont calculés en ajoutant la ligne 2 à la ligne 1 et sont sommés logarithmiquement **Niveau sonore** pondéré A. Les valeurs moyennes d'atténuation de la bande d'octave et d'écart type des spécifications du fabricant de protections auditives sont entrées dans les lignes 4 et 5 respectivement. Les valeurs de protection supposées (**APV**, ligne 6), qui sont les valeurs d'atténuation atteintes par un pourcentage spécifié de la population, sont calculées en soustrayant la ligne 5 de la ligne 4. Dans cet exemple, les **APVs** sont calculées au 84ème percentile, c'est-à-dire avec une fois la valeur de l'écart type (**SD**). Si les données d'affaiblissement sont présentes à 3,15 et 6,3 kHz, elles sont moyennées linéairement avec les données à 4 et 8 kHz respectivement. Les niveaux effectifs de protection (ligne 7) sont calculés en soustrayant la ligne 6 de la ligne 3 et sont ensuite sommés logarithmiquement pour déterminer le **Niveau sonore** pondéré en A effectif lorsque le protecteur est utilisé (ici 65,2 dBA). Ce calcul nécessite que l'utilisateur effectue les calculs appropriés pour chaque spectre de bruit individuel, c'est-à-dire que la quantité de protection fournie ne peut pas être calculée indépendamment du bruit dans lequel le **PIB** est porté. L'atténuation du **PIB**, de 28,3 dB dans cet exemple, est calculée comme la différence entre le niveau global ambiant et le niveau global protégé.

Concept clé

Une erreur conceptuelle fréquente consiste à supposer que la correction d'un écart-type (**SD**) permet d'ajuster les données de laboratoire pour estimer les valeurs terrain. Il n'en est rien et le but réel de la prise en compte de l'écart-type est simplement d'ajuster les atténuations moyennes obtenues en laboratoire pour refléter l'atténuation obtenue pour 84% (pour une correction 1-**SD**) ou 98% (pour une correction 2-**SD**) de la population des sujets de test. La possibilité d'appliquer la méthode de calcul par bande d'octave à des utilisateurs réels sur le terrain est uniquement déterminée par le réalisme du protocole utilisé en laboratoire et sa capacité à reproduire les conditions d'utilisation terrain.

INDICE DE RÉDUCTION DU BRUIT

Un descripteur à numéro unique est pratique et souvent suffisamment précis pour estimer les expositions protégées. Le descripteur qui a été normalisé aux États – Unis depuis 1979, et donc fourni par les fabricants sur leur emballage, est le **NRR** (EPA, 1979). Le **NRR** représente la réduction moyenne globale du bruit en décibels qu'un **PIB** fournit dans un environnement avec un **Niveau sonore** pondéré en C connu. Le **NRR** est identique (à 0,5 dB près) à la méthode NIOSH #2 à partir de laquelle il a été adapté (Kroes *et al.*, 1975).

Le **NRR** est calculé d'une manière analogue à l'approche **OB** dans le Tableau 5, sauf qu'au lieu d'utiliser le bruit ambiant réel, nous commençons dans la rangée 1 avec un spectre de **Bruit rose** (énergie égale dans chaque **OB**), fixé à un niveau arbitraire tel que 100 dB dans chaque bande. Le calcul se déroule comme dans le Tableau 5, sauf que l'étape finale nécessite que le niveau protégé effectif soit soustrait du **Niveau sonore** global pondéré en C du **Bruit rose** (au lieu du niveau pondéré en A, ligne 3). Un facteur de sécurité spectrale supplémentaire de 3 dB doit également être soustrait de la réduction du **Niveau sonore** calculée à la ligne 7, à l'extrême droite. Le facteur de sécurité spectrale tient compte des erreurs qui découlent de l'utilisation du **Bruit rose** au lieu du bruit réel auquel le porteur est exposé. Comme dans la méthode **OB**, le calcul inclut un ajustement **SD** pour le pourcentage de population protégée, alors que le **NRR** utilise 2 **SD** (théoriquement un facteur de protection de 98%, parfois explicitement dénommé **NRR98**), au lieu de 1 **SD** illustré dans Tableau 5. Le **NRR** calculé à partir des données du Tableau 5 est de 23,1 dB. Pour les détails computationnels complets du **NRR**, voir EPA, (1979).

Le **NRR** est utilisé pour estimer les expositions au bruit de l'utilisateur en le soustrayant des niveaux sonores pondérés en C comme indiqué dans l'Équation 3.

$$\text{Exposition estimée (en dBA)} = \text{Niveau sonore du lieu de travail (en dBC)} - \text{NRR} \quad (\text{Eq. 3})$$

La soustraction du **NRR** au **Niveau sonore** pondéré en C permet d'ajuster le calcul de la

quantité d'énergie basse fréquence dans le bruit et fournit, pour les **PIBs** typiques, une estimation plus précise de la réduction du bruit que le seul **Niveau sonore** pondéré en A (Gauger et Berger, 2004). La précision perdue lorsque le **NRR** est soustrait aux niveaux sonores pondérés en A nécessite l'utilisation d'un facteur de sécurité supplémentaire, comme indiqué dans l'Équation 4. Cette méthode a été appelée méthode NIOSH #3 (Kroes *et al.*, 1975).

$$\text{Exposition estimée (en dBA)} = \text{Niveau sonore du lieu de travail (en dBA)} - (\text{NRR} - 7 \text{ dB}) \quad (\text{Eq. 4})$$

Le facteur de sécurité de 7 dB de l'Équation 4 (Kroes *et al.*, 1975; OSHA, 1983a) est une correction du « pire cas » qui, dans la plupart des cas, surestimera les différences réelles de pondération en C et A. Des analyses récentes suggèrent qu'environ une correction de moitié de cette quantité est plus appropriée (Gauger et Berger, 2004). En fin de compte, la précision réelle dépendra de l'environnement sonore considéré. Comme alternative, on peut corriger la TWA pondérée A en utilisant un sonomètre pour développer ou signaler une valeur C-A pour des processus, des zones ou des descriptions de travail typiques. Cette valeur C-A est ajoutée au TWA pondéré en A pour calculer un TWA pondéré en C ou un niveau de bruit en milieu de travail pondéré en C, à partir duquel le **NRR** peut être soustrait en utilisant la procédure de l'Équation 3. Dans la mesure où une valeur C-A précise peut être estimée, cette méthode fournira une précision accrue par rapport à l'utilisation de l'Équation 4 pour les situations dans lesquelles les expositions pondérées en C ne sont pas disponibles.

COMPARAISON DES ESTIMATIONS PAR OB ET NRR

En raison des simplifications inhérentes au **NRR**, des erreurs peuvent survenir lors de l'estimation de la protection, mais les valeurs sont suffisamment proches des prédictions faites en utilisant la méthode **OB** lorsque l'on considère les inexactitudes dans les données **OB** de base à partir desquelles l'une ou l'autre méthode de calcul doit être effectuée. Pour l'exemple du Tableau 5, avec un niveau de bruit ambiant de 93,5 dBA qui calcule à un niveau pondéré en C de 95,2 dB, le niveau de protection effectif calculé **OB** comme indiqué précédemment est de 65,2 dBA en utilisant la correction 1-**SD** dans le tableau. Cependant, pour comparer à un **NRR**, une correction 2-**SD** doit être utilisée. Cela donne un niveau de protection effectif calculé de l'**OB** de 68,7 dBA, par rapport aux valeurs calculées **NRR** de :

$$95,2 \text{ dBC} - 23,1 = 72,1 \text{ dBA; en utilisant l'Équation 3}$$

$$93,5 \text{ dBA} - (23,1 - 7) = 93,5 - 16,1 = 77,4 \text{ dBA; en utilisant l'Équation 4}$$

Notez que le **NRR** calculé selon l'Équation 3 prédit une exposition supérieure de 3,4 dB (moins de protection) que le niveau calculé de **OB** de 2-**SD** et 68,7 dB, et qu'il y a une surestimation encore plus grande (c'est-à-dire moins de protection) le **NRR** avec dBA si calculé avec l'Équation 4. L'erreur accrue à l'aide de l'Équation 4, dans cet exemple, est due à l'ajustement excessivement conservateur de 7 dB (inapproprié pour ce spectre) qui est requis

lorsque seuls les niveaux sonores pondérés en A sont disponibles. Les différences **NRR** vs. **OB** augmenteront pour les spectres moins uniformes et / ou plus inclinés, et diminueront pour les **PIBs** tels que les bouchons d'oreille qui présentent des courbes d'atténuation plus plates. Cependant, l'augmentation potentielle de la précision que peut fournir la méthode **OB** peut être illusoire si l'on considère les grandes différences entre les données de laboratoire et les données réelles, et en particulier entre les données de laboratoire et individuelles.

Si l'on peut assurer la similitude de l'atténuation prévue et réelle pour l'utilisateur ou le groupe d'utilisateurs considéré, et si l'on dispose des données **OB** pour l'environnement de bruit, alors il est préférable d'utiliser la méthode **OB**. Cependant, dans la plupart des cas, il est peu probable que l'une ou l'autre de ces conditions soit satisfaite. La plupart des hygiénistes industriels se plaignent de devoir mesurer les niveaux sonores pondérés en C pour le **NRR**, sans parler de l'effort supplémentaire nécessaire pour effectuer des analyses en bande d'octave ou de l'échantillonnage répété nécessaire pour une précision adéquate.

L'utilité principale de l'examen des valeurs d'atténuation **OB** pour un **PIB** est de pouvoir faire une correspondance grossière entre le dispositif et le spectre de bruit. Par exemple, les données du laboratoire et du monde réel montrent que si une énergie de basse fréquence significative est présente (125-250 Hz), alors un bouchon d'oreille bien ajusté, en particulier un bouchon en mousse, est un meilleur choix qu'un **Serre-tête antibruit**. Inversement, si une énergie significative est présente autour de 500 Hz à 1 kHz, alors un **Serre-tête antibruit** peut être préféré. Le désir d'effectuer ce type d'appariement spectral doit être modéré par la prise de conscience que certains **PIB** ne sont pas toujours appropriés à des tâches particulières dans une usine. Il est déjà assez difficile de s'assurer que les **PIBs** sont portés correctement sans devoir également s'assurer que certains appareils ne sont effectivement portés que par des employés exposés à des spectres de bruit particuliers.

STATISTIQUE DE RÉDUCTION DE NIVEAU DU BRUIT

Pour combler certaines lacunes du **NRR** et développer une norme ANSI spécifiant comment appliquer les résultats d'atténuation du **PIB** pour estimer les expositions protégées, ANSI S12.68-2007 a été créé (Berger et Gauger, 2008). Il comprend une nouvelle cote unique, la statistique de réduction du **Niveau sonore** (NRS_A), pour estimer, à partir de l'exposition pondérée en A, les niveaux de pression acoustique pondérés en A effectifs pour des **PIBs** usés. Bien que complexe, le calcul du NRS_A est similaire à la méthode **OB** décrite dans le Tableau 5, la seule différence étant que les **SDs** ne sont pas explicitement introduits dans le calcul. Au lieu de cela, les réductions du **Niveau sonore** pondéré en A (c'est-à-dire la différence entre les expositions non protégées et protégées) sont calculées de façon répétitive sur 100 spectres de bruit différents (les bruits « NIOSH 100 ») pour chacune des atténuations **OB** individuelles du panneau de test (10 sujets avec **Serre-tête antibruit** ou 20 avec bouchons d'oreille). À partir des estimations 1000 ou 2000 qui en résultent, une valeur moyenne de groupe ainsi qu'un

écart-type peuvent être calculés. Le NRS_A est ensuite rapporté comme une notation à deux nombres, typiquement les 20ème et 80ème centiles, NRS_{A20} et NRS_{A80} , tenant compte de la plage d'atténuation qu'un groupe d'utilisateurs peut attendre dans les conditions de bruit typiques des espaces de travail.

La logique de l'approche à deux chiffres consiste à indiquer explicitement qu'une gamme de performances est attendue (plus la plage entre les nombres élevés et faibles représente une plus grande variabilité inter-sujets), à détourner l'attention portée sur une seule valeur et donc à contrecarrer la tendance associée qui est de se concentrer uniquement sur cette valeur pensée comme précise. Cette approche supporte également l'évaluation du produit avec un nombre conservateur qui peut sembler faible à certains observateurs, tout en indiquant un niveau de protection beaucoup plus élevé qui est éventuellement réalisable pour un protecteur auditif parfaitement ajusté. Enfin, elle attire l'attention, via le nombre le plus élevé, sur la possibilité d'une surprotection (voir le Tableau 7 dans le chapitre sur les effets des **PIBs** sur la perception auditive et la production de la parole).

Cette notation à deux nombres a été créée pour être utilisée par l'EPA dans une nouvelle règle d'étiquetage **PIB** anticipée (Gauger et Berger, 2004) qui, à ce jour, semble bloquée indéfiniment (voir le chapitre sur la réglementation de l'étiquetage EPA).

Par ailleurs, la statistique de réduction du **Niveau sonore** peut être exprimée graphiquement en fonction de valeurs C-A allant de -1 à +13 dB, auquel cas, elle est désignée comme NRS_G . En supposant que les deux niveaux d'exposition pondérés C et A sont connus, la valeur C-A ainsi que les valeurs NRS_G correspondantes sont utilisées pour calculer une réduction de bruit estimée pour le bruit en question. Ceci fournit une plus grande précision, c'est-à-dire une approximation plus proche de la méthode **OB**, que l'utilisation des NRS_A (ANSI S12.68-2007, Gauger et Berger, 2004).

AUTRES SYSTÈMES DE NOTATION

Parmi les autres systèmes de notation utilisés aujourd'hui figurent les méthodes de notation par nombre unique (**SNR**) et haute-moyenne-basse (**HML**), très populaires en Europe, la conversion au **Niveau sonore** (SLC_{80}), populaire en Australie et en Nouvelle-Zélande et les systèmes de classe, également utilisés en Australie et en Nouvelle-Zélande, ainsi que dans certaines provinces canadiennes.

Le **SNR**, calculé de la même manière que le **NRR**, est décrit dans l'ISO 4869-2: 1994. Comme le **NRR**, il est soustrait d'un **Niveau sonore** pondéré en C, mais contrairement au **NRR**, le **SNR** peut être calculé avec une gamme de facteurs de soustraction **SD**. Normalement, 1 **SD** est préféré à la place des 2 **SD** incorporés dans le **NRR**. Lorsque le **SNR** et le **NRR** sont calculés en utilisant le même facteur **SD**, le **SNR** dépasse le **NRR** d'une valeur constante de 3,5 dB en raison de petites différences inhérentes au calcul. Le SLC_{80} décrit dans la norme AS / NZS

1270: 2002 est l'autre notation numérique unique actuellement utilisée et, bien que légèrement différente du **NRR** et du **SNR**, elle est également soustraite des niveaux sonores pondérés en C pour prédire l'exposition mesurée en pondération en A. La valeur indicative de 80 sur le **SLC** signifie qu'il est prévu de prédire une valeur d'atténuation atteinte par environ 80% des utilisateurs.

Le **HML** est une méthode à trois nombres qui classe les **PIBs** avec des indices d'atténuation à haute, moyenne et basse fréquence (ISO 4869-2:1994). Comme le **NRR** est une méthode à numéro unique et que la procédure **OB** peut être considérée comme une méthode à sept chiffres (c'est-à-dire qu'elle utilise sept **OBs**), le **HML** à trois chiffres peut être considérée comme une méthode intermédiaire, à la fois en termes de complexité d'utilisation et de précision des prédictions¹. En effet, il a été démontré que sa précision de prédiction est légèrement supérieure à celle du **SNR**, d'où une meilleure approximation des calculs **OB** (Lundin, 1992). Cependant, on se demande si la précision limitée des données existantes **REAT** de laboratoire, à partir desquelles un **NRR** ou **HML** serait calculé, justifie les complexités supplémentaires et les erreurs potentielles qui peuvent survenir dans l'application du **HML** (Thomas et Casali, 1995).

Le **HML** est utilisé en mesurant d'abord les niveaux sonores pondérés en C et A pour calculer la valeur C-A du spectre de bruit. Selon l'amplitude de la valeur C-A, l'une des deux équations est utilisée pour calculer la réduction du niveau de bruit (PNR) prévue qui peut ensuite être soustraite d'un niveau de bruit pondéré en A pour prédire le niveau d'exposition avec protection pondéré en A. Divers abaques ont également été conçus pour simplifier l'application du **HML**.

Les systèmes de classe attribuent une classe ou un grade à un appareil en fonction de ses valeurs d'atténuation mesurées en laboratoire. L'avantage des classes est qu'elles simplifient la sélection faite par les hygiénistes industriels, , puisqu'elles peuvent mettre en évidence l'importance de l'atténuation et éliminer la possibilité que l'utilisateur soit tenté de faire des estimations de protection précises à 1 dB. Il est également possible, comme dans le système canadien, d'intégrer des facteurs de déclassement pour utilisation terrain qui sont transparents pour l'utilisateur. Toutefois, que les classes soient ABC au Canada (CSA, 2014) ou de la 1re à la 5e classe comme en Nouvelle-Zélande et en Australie (AS / NZS 1270: 2002), les décideurs sont tentés de toujours utiliser la «meilleure» note. Une autre lacune est que des différences de 0,1 dB dans l'atténuation d'un seul **OB** peuvent entraîner une classification différente du protecteur auditif. Bien que les systèmes de classe continuent à être utilisés et que leurs partisans soient souvent persuasifs, ils n'ont pas réussi à atteindre la popularité internationale des systèmes de notation numérique.

1. Le **NRS_G** mentionné dans le chapitre précédent se rapproche un peu plus de la méthode **OB** que de la méthode **HML**, et fournit également une méthode d'application graphique plus facile à appliquer.

Enfin, il est intéressant de noter les arguments de Williams, (2012) sur les systèmes de notation dans lesquels il déplore le fait d'inclure l'indicateur de variabilité dans la notation comme l'ajustement de 2-SD dans le **NRR** ou l'ajustement 1-SD dans la notation **SLC**₈₀. Il soutient que cela obscurcit les données parce que les faibles valeurs d'un **NRR** ou d'un **SLC** peuvent être dues soit à la capacité inhérente de blocage du bruit du dispositif, soit à une grande variabilité de son ajustement, ou aux deux. Il suggère de rapporter l'atténuation comme une paire de nombres – la moyenne, et le **SD** associé – et, il propose également un schéma de calcul légèrement modifié pour améliorer la compréhension de ces nombres.

DÉCLASSEMENT DE L'AFFAIBLISSEMENT DES PIBS

Comme le montre la figure 20, il existe de grandes divergences entre les **NRRs** étiquetés et ceux obtenus sur le terrain. Par conséquent, pour faire des prédictions utiles de la performance terrain pour les employés dans leur lieu de travail, le **NRR** ou les données de laboratoire à partir desquelles il est calculé, doivent être réduits (déclassés). Le déclassement le plus couramment utilisé aujourd'hui est une réduction globale à 50% du **NRR** étiqueté. Toutefois, certains ont suggéré que le pourcentage de déclassement devrait être moindre pour les **PIBs** plus faciles à installer, comme les serre-têtes antibruit. Cela est recommandé par le NIOSH et ce dernier propose différents pourcentages de déclassement selon le type de **PIB** (NIOSH, 1998).

Concept clé

Bien qu'aucun schéma de déclassement ne soit précis et valable pour tous les **PIBs**, les hygiénistes industriels doivent choisir au moins une approche pour pouvoir utiliser les données du fabricant actuellement disponibles et développer des estimations, même approximatives, de la performance terrain. En aucun cas, les **NRRs** étiquetés ne devraient être utilisés tels quels pour faire des prédictions pour des groupes de porteurs.

La modification des règles de l'**OSHA** sur la protection de l'ouïe (**OSHA**, 1983a) spécifie l'utilisation des données étiquetées du fabricant, dérivées des mesures de laboratoire pour évaluer l'adéquation du **PIB** sur le lieu de travail. Par la suite, l'**OSHA** a reconnu que les données de laboratoire devraient être déclassées et a recommandé de réduire les **NRRs** publiés de 50% (par exemple, un **NRR** de 24 dB serait réduit à 12 dB) (**OSHA**, 1987a, 1987b et n.d.). Cependant, le déclassement sert uniquement à évaluer l'efficacité relative des **PIBs** et des contrôles techniques du bruit (réduction du bruit grâce à la conception et à la modification du matériel) ou lorsque d'autres indicateurs suggèrent un programme inefficace (Barry, 2015). Cette situation est source de confusion à la fois pour les responsables de programmes de prévention des pertes auditives, mais aussi même pour les inspecteurs de l'**OSHA**.

Lorsqu'on utilise simultanément le déclassement et la correction spectrale de 7 dB, l'**OSHA** exige que le facteur de 7 dB soient soustraits au **NRR** avant de déclasser de 50%, , soit " $(\text{NRR}-7) / 2$ ".

Concept clé

La réduction de 50% citée ci-dessus n'a aucun rapport avec la correction bien connue de 7 dB spécifiée à l'annexe B de la modification (OSHA, 1983a) et discutée ci-dessus. La réduction de 50% ajuste les valeurs étiquetées pour mieux refléter la performance terrain, tandis que la correction spectrale de 7 dB tient compte de l'utilisation du **NRR** avec des niveaux sonores pondérés en A au lieu de C.

Un autre élément qui prête à confusion est le fait que le schéma de déclassement recommandé par le NIOSH est appliqué dans l'ordre inverse: le 7 dB est soustrait après la réduction du **NRR**, ce qui conduit à un déclassement plus sévère de 3,5 dB, puisque issu du calcul " $(\text{NRR} / 2) - 7$ ". Il convient également de mentionner que le pourcentage de déclassement à appliquer peut dépendre de l'autorité compétente et du type de **PIB**. Par exemple, le NIOSH recommande des déclassements relatifs de 75% pour les serre-têtes antibruits (la protection est estimée à 75% de la valeur nominale), 50% pour les bouchons d'oreilles formables et 30% pour tous les autres bouchons d'oreille. Si les données d'atténuation proviennent de la norme ANSI S12.6-2016 Méthode B, aucun déclassement ne doit être appliqué (NIOSH, 1998).

Pour ajouter à cette complexité de déclassement, les approches varient considérablement selon les pays, les législations et les types de **PIB**, et plutôt qu'un déclassement relatif (en pourcentage) peut impliquer un déclassement absolu ou d'autres facteurs, résumés dans le Tableau 6. Ces informations peuvent être particulièrement pertinentes pour les hygiénistes industriels travaillant dans le cadre de programmes internationaux de santé et de sécurité.

Tableau 6 : Aperçu des différentes méthodes de déclassement utilisées au niveau international. Les pourcentages dans le tableau correspondent à la fraction de la valeur d'atténuation indiquée qui est atteinte et les décibels représentent la quantité à soustraire de la valeur étiquetée. La France utilise le SNR selon ISO 4869-2 mais avec une correction 2-SD au lieu d'une correction 1-SD (surnommée « élargissement statistique »), puis soustrait les facteurs indiqués lorsque « les personnes ne sont pas formés », 5 dB pour les bouchons standard et 7 dB pour les bouchons montés sur arceau. La valeur de 5 ou 9 dB pour l'Allemagne se réfère aux déclassements pour bouchons prémoulés ou pour bouchons en mousse respectivement, tandis que les bouchons sur mesure avec test d'ajustement n'ont un déclassement que de 3 dB.

Pays	Bouchons					Serre-têtes	Double protection
	À comprimer	Prémoulés	Semi-insérés	Sur mesure avec test d'étanchéité	Sur mesure		
É.-U. (OSHA)	50% (déclassement proportionel)						
É.-U. (NIOSH)	50%	30%				75%	
Italie	50%	30%				75%	
Royaume-Uni	4 dB (déclassement absolu)						
France (Recommandations INRS)	10 dB	10 dB	10 dB		5 dB	5 ou 7 dB	
Allemagne	9 dB	5 dB	5 dB	3 dB	6 dB	5 dB	5 ou 9 dB
Chine	Requiert SNR de 17 à 34 pour Lex < 95, et SNR > 34 pour Lex > 95 dB						
Finlande/ Espagne	Pas de déclassement						
AS / NZ / Brésil	Test selon “Method-B”						
Canada	NRR avec déclassement différent selon les protecteurs,, ou Classes avec déclassement inclus ou SNR basé sur données provenant de Method-B						

Les déclassements sont tout aussi nécessaires et applicables au calcul par OB dans le Tableau 5 qu'à des évaluations de nombres uniques tels que le **NRR**. Cependant, les calculs faits avec des valeurs moyennes d'affaiblissement et des écarts-types, paramètres qui affectent tous deux le résultat, rendent difficile le déclassement sur une base des OB. L'approche la plus simple consiste à déclasser la valeur globale de réduction du **Niveau sonore** (calculée à l'extrême droite de la rangée 7) de la quantité désirée. Si les valeurs d'atténuation **OB** déclassées sont également requises, on peut les calculer, ou trouver les **APVs** associés, par itération en saisissant des valeurs déclassées sur les rangées 4, ou 6 respectivement, en utilisant le même pourcentage de déclassement à chaque fréquence, et en ajustant ce pourcentage de déclassement jusqu'à atteindre le déclassement de réduction du **Niveau sonore** précédemment atteint pour la rangée 7. Indépendamment de l'approche choisie, la précision des estimations de déclassement est limitée, en particulier si l'on considère que les données fondamentales elles-mêmes, ainsi que les réductions correspondantes, sont destinées à des prédictions pour des groupes d'utilisateurs, et non pour des personnes individuels. Une manière évidente d'éviter cette confusion et de fournir des données potentiellement plus précises et utilisables consiste à s'appuyer sur des valeurs d'atténuation mesurées

individuellement, telles que celles fournies par les systèmes de test d'ajustement (voir le chapitre sur les tests d'ajustement).

UTILISATION DE DONNÉES INDIVIDUELLES - INDICE AFFAIBLISSEMENT PERSONNEL (PAR)

L'indice d'affaiblissement personnel (IAP ou PAR en anglais) d'un protecteur auditif donné, mesuré à l'aide d'un système de test d'ajustement ou **FAES** (voir le chapitre sur les procédures de mesure d'atténuation terrain), peut être utilisé pour estimer l'atténuation du bruit obtenue par un individu donnée. La beauté du PAR est qu'il ne nécessite aucun déclassement terrain. Contrairement à un nombre obtenu en laboratoire basé sur un groupe de sujets évalués dans des conditions idéales, les seules corrections applicables aux PAR sont des corrections statistiques visant à tenir compte de l'incertitude des données de mesure et de la variation spectrale du bruit. Alors que le terme « évaluation d'atténuation personnelle » a pu être utilisé dans le passé par certains auteurs pour décrire les valeurs d'affaiblissement individuelles obtenues par diverses méthodes de calcul, le PAR, actuellement dans la norme nationale américaine ANSI S12.71, hérite de certains détails de calcul du NSSA (Voix et Hager, 2009). Les différences subtiles dans les calculs PAR et NRS_A proviennent du fait que le PAR est basé sur les données d'un sujet tandis que le NRS_A est basé sur des données de groupe provenant de plusieurs sujets. L'une des caractéristiques uniques des NRS_A , comparée au **NRR** et à la plupart des autres indices numériques simples, est qu'il se présente sous forme de deux nombres, l'un au 80^e et l'autre au 20^e percentile, qui définissent une gamme de performances à attendre pour un individu. Ces valeurs sont destinées à être soustraites à des mesures de bruit pondérées en A au lieu d'exiger l'utilisation de valeurs pondérées C. Certains **FAES** peuvent fournir des valeurs PAR_{80} et PAR_{20} , et calculer également un PAR moyen, appelé PAR_{50} , lequel peut être directement soustrait aux niveaux sonores pondérés en A pour estimer les niveaux de bruit ou l'exposition sonore aux oreilles protégées.

RÉFÉRENCES

ANSI/ASA (2007). "Methods of Estimating Effective A-Weighted Sound Pressure Levels When Hearing Protectors are Worn," S12.68-2007 (R2012), Acoustical Society of America, New York, NY.

ANSI/ASA (2016). "Methods for Measuring the Real-Ear Attenuation of Hearing Protectors," S12.6-2016, Acoustical Society of America, New York, NY.

AS/NZS (2002). "Acoustics – Hearing Protectors," No. 1270:2002(R2014), Sydney, NSW: Standards Australia and Standards New Zealand.

Barry, J. (2015). Personal communication from Senior Ind. Hyg. Compliance Officer, OSHA Region One, U. S. Dept. of Labor.

Berger, E. H. and Gauger, D. (2008). "A New ANSI Standard on Rating Hearing Protectors and a Potential New EPA Hearing Protector Labeling Regulation," *Spectrum*, 25(1), 1 and 5–9.

CSA. (2014). "Hearing Protection Devices – Performance, Selection, Care, and Use," Z94.2-14, includes 2015 Errata, Canadian Stds. Assoc., Toronto, Canada.

EPA. (1979). "Noise Labeling Requirements for Hearing Protectors," Environmental Protection Agency, Fed Regist 44(190), 40CFR Part 211, 56130–56147.

ISO (1994) "Acoustics — Hearing Protectors — Part 2: Estimation of Effective A-Weighted Sound Pressure Levels When Hearing Protectors are Worn," International Organization for Standardization, ISO 4869-2:1994, Geneva, Switzerland.

Gauger, D. and Berger, E. H. (2004). "A New Hearing Protector Rating: the Noise Reduction Statistic for Use with A-Weighted (NRS_A)," Report prepared at the request of the U. S. Environmental Protection Agency, reviewed and approved by ANSI S12/WG11, E-A-R 04-01/HP. doi:10.1121/1.4780174

Kroes, P., Fleming, R. and Lempert, B. (1975). "List of Personal Hearing Protectors and Attenuation Data," National Institute for Occupational Safety and Health, U.S. Dept of HEW, Rept. No. 76-120, Cincinnati, OH.

Lundin, R. (1992). "Properties of Hearing Protector Rating Methods," in Proceedings, Hearing Conservation Conference, Off. Eng. Serv., Univ. Kentucky, Lexington, KY, 55–60.

NIOSH (1998). "Criteria for a Recommended Standard – Occupational Noise Exposure, Revised Criteria," DHHS (NIOSH) Pub. No. 98-126, Natl. Inst. for Occup. Safe. and Health, Cincinnati, OH.

OSHA. (1983a). "Occupational Noise Exposure; Hearing Conservation Amendment; Final Rule," Occupational Safety and Health Administration, 29CFR191095 Fed Regist, 48(46), 9738–97.

OSHA (1987a). "OSHA Instruction CPL 2-2.20A, change 2, March 1," in Industrial Hygiene Technical Manual, U.S. Government Printing Office, Washington, DC, VI-13–VI-20.

OSHA (1987b). "OSHA Instruction CPL 2.45A, change 12, September 21," in Field Operations Manual, U.S. Government Printing Office, Washington, DC, IV-32–IV-34.

OSHA. (n.d.). Noise and Hearing Conservation Technical Manual Chapter: Hearing Conservation Program (App IV:C). Retrieved August 2, 2014, from https://www.osha.gov/dts/osta/otm/noise/hcp/attenuation_estimation.html

Royster, L. and Royster, J. (1985). "Hearing Protection Devices," in *A. Feldman & C. Grimes (Eds.), Hearing Conservation in Industry*, Williams and Wilkins, Baltimore, MD, 103-150.

Thomas, W. C. and Casali, J. G. (1995). "Instructional Requirements for Using the HML and NRR Methods for Estimating Protected Exposure Levels under Hearing Protectors," Auditory Systems Laboratory, Virginia Tech, Rept. No. 3/1/95-1-HP; ISE Rept. 9502, Blacksburg, VA.

Voix, J. and Hager, L. D. (2009). "Individual Fit Testing of Hearing Protection Devices," *Int. J. Occup. Saf. Ergon.*, 15(2), 211–219. doi:10.1080/10803548.2009.11076802

Williams, W. (2012). "A Proposal for a More Refined Single Number Rating System for Hearing Protector Attenuation Specification," *Noise & Health* 14, 210–214. doi:10.4103/1463-1741.77206

EFFETS DES PIBS SUR LA PERCEPTION AUDITIVE ET LA PRODUCTION DE LA PAROLE

ELLIOTT H. BERGER ET JÉRÉMIE VOIX

Une question importante à considérer lorsque l'on recommande l'utilisation des **PIBs** est quels effets éventuels, ils auront sur la capacité des porteurs à communiquer verbalement, à écouter les machines en fonctionnement et à répondre aux signaux d'alarme. Certains fabricants de protecteurs auditifs affirment dans leurs publications que leurs appareils bloquent le bruit haute fréquence nocif et laissent passer la parole, mais les personnes, en particulier ceux avec une perte auditive, se plaignent souvent de ne pas pouvoir parler à leurs collègues ou entendre leurs machines quand ils utilisent des **PIBs**. Chacune de ces affirmations, que ce soient les revendications des fabricants ou les observations des employés, contiennent des éléments de vérité, expliqués dans la discussion qui suit.

COMPRÉHENSION DE LA PAROLE

Le niveau auquel un son particulier sera atténué par un **PIB** dépend uniquement de son niveau incident et de sa fréquence. Les **PIBs** ne peuvent pas différencier le signal désiré, ici la parole, du signal indésirable, ici appelé "bruit"; les deux signaux seront atténués de façon égale pour une fréquence donnée (voir figure 34). Ainsi, le rapport entre le signal désiré et le signal indésirable, appelé rapport signal/bruit (**SNR**), résultant, ne sera pas affecté par l'utilisation du **PIB**, et ce quelle que soit la fréquence considérée. Mais pour la plupart des protecteurs auditifs, l'atténuation dépend de la fréquence, augmentant généralement à mesure que la fréquence augmente, de sorte que la balance fréquentielle du spectre du signal atténué diffère de la condition non atténuée, rendant généralement les sons étouffés. Dans la figure 34, les sons qui ne sont plus audibles en raison d'une combinaison de perte auditive et d'atténuation **PIB** sont indiqués par les lignes en pointillés qui se trouvent sous les trois courbes de seuil d'audition au bas du graphique. Pour un auditeur avec une audition normale, et même pour un homme de 45 ans avec une perte auditive due à l'âge légèrement inférieure à la moyenne (valeurs prises au fractile 0,7), tous les sons, sauf ceux hautes fréquences, sont encore audibles, avec ou sans protection auditive. Cependant, dans le cas d'une personne souffrant de perte auditive induite par le bruit et qui porte des **PIBs**, les composantes spectrales de la parole au-dessus de 3000 Hz ne seront plus audibles.

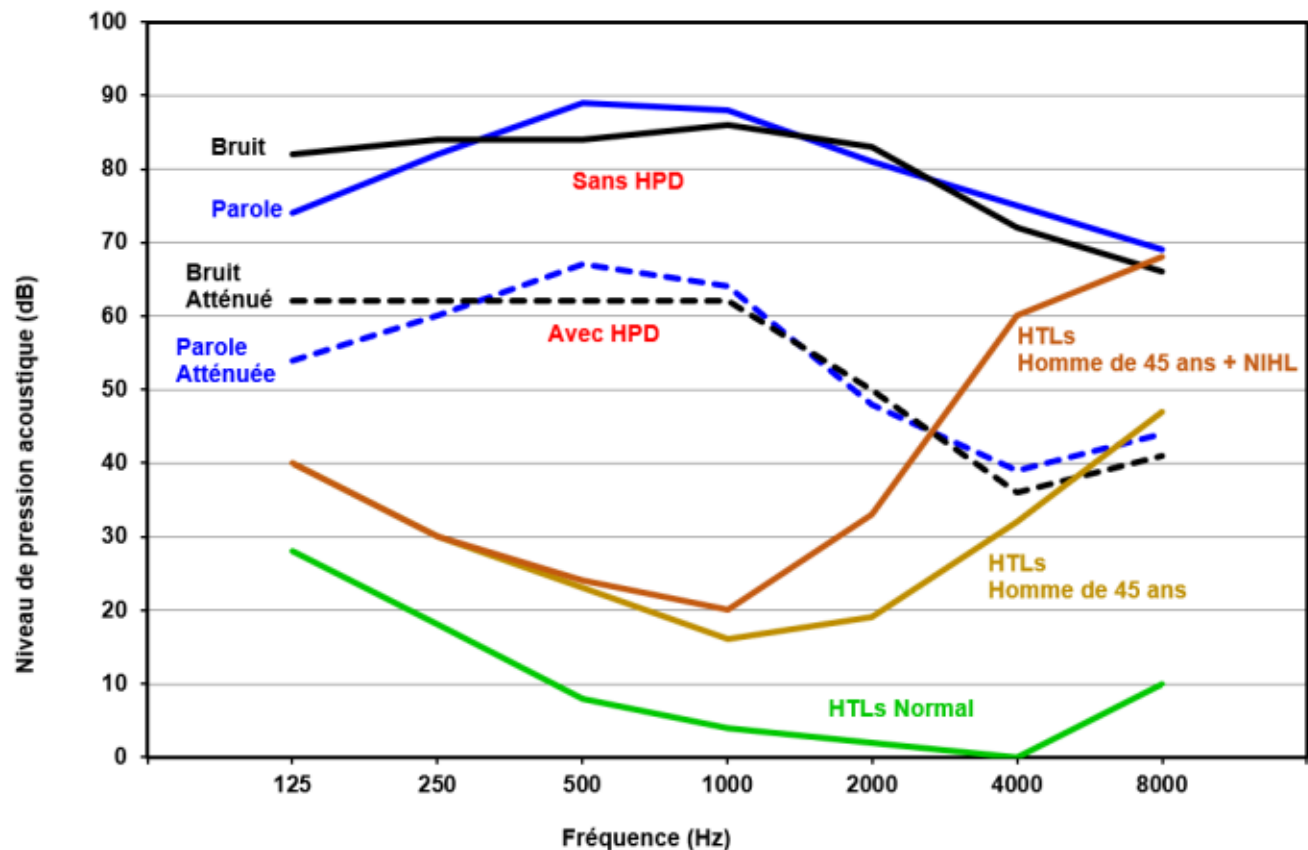


Figure 34 : Niveaux de pression ambiants de la parole et du bruit (lignes pleines en haut) ainsi que sous un bouchon d'oreille typique (niveaux atténués de la parole et du bruit en lignes en pointillés), comparés aux seuils auditifs convertis en niveau de pression acoustique (lignes pleines en gras) pour un auditeur normal âgé de 20 ans (en vert), un homme âgé de 45 ans pour le fractile de 0,7 (ligne ocre) et le même homme avec une perte auditive induite par le bruit (NIHL) pour le fractile de 0,7 (ligne marron). Lorsque les niveaux de bruit et de parole atténués (lignes en pointillés) passent sous la ou les courbes des seuils d'audition, ces composantes fréquentielles du signal ne seront plus audibles par le porteur du bouchon d'oreille.

Généralement, les **PIBs** améliorent la capacité des individus sans problèmes d'audition à discerner la parole dans des environnements à niveau de bruit élevé. Cela se produit parce que les **PIBs** réduisent le niveau global du signal avec celui du bruit, permettant ainsi à la **Cochlée** de répondre sans distorsion, une caractéristique qui ne peut être assurée qu'à des niveaux sonores bien inférieurs à 90 dBA (Lawrence et Yantis, 1956). L'effet est l'équivalent de celui obtenu en portant des lunettes de soleil un jour très lumineux. L'illumination totale de la scène étant réduite, l'œil peut fonctionner plus efficacement, et sans trop forcer. Métaphoriquement parlant, les **PIBs** réduisent « l'éblouissement acoustique » créé par des sons de haut niveau.

La compréhension de la parole est affectée par des facteurs tels que la santé auditive d'une personne, le rapport **SNR**, les niveaux absolus des signaux, les caractéristiques spectrales et temporelles, les repères visuels (mouvements des lèvres et des mains) et le contexte du message envoyé. La reconnaissance de mots est mesurée en présentant aux auditeurs l'une des listes de mots normalisés préparés et en déterminant le pourcentage de réponses correctes qu'ils obtiennent en répétant les phrases entendues. Les effets du **PIB** peuvent être évalués

en mesurant la reconnaissance des mots dans des conditions constantes, avec et sans les **PIBs** en place. Les résultats de ces tests sur des sujets sans problèmes d'audition indiquent que les **PIBs** passifs ont peu, voire pas, d'effet sur l'intelligibilité de la parole dans un bruit de fond d'environ 80 dBA ou plus, mais qu'ils empêchent de correctement comprendre si le niveau de bruit est inférieur (Berger, 2010; Hormann *et al.*, 1984; Howell et Martin, 1975; Suter, 1992). Pour les niveaux de bruit supérieurs à environ 85 dBA, les **PIBs** passifs peuvent améliorer l'intelligibilité de la parole pour ceux qui ont une audition normale, ou presque normale. Giguère *et al.*, (2010; 2014) fournit des techniques prédictives spécifiques pour les **PIBs** passifs ainsi que pour des résultats spécifiques liés aux **PIBs** dit **Protecteur auditif à rétablissement du son** (Giguère *et al.*, 2015).

En règle générale, les normes sur les protecteurs auditifs, comme EN 458 et CSA Z94.2-14 ont suggéré que les niveaux effectifs de bruit avec protection devraient se situer dans une plage allant du niveau limite d'exposition au bruit, généralement 85 dBA, jusqu'à 70 dBA, offrant ainsi une fenêtre de 15 dB pour la performance souhaitée, comme illustré dans le Tableau 7. Cependant cet objectif est difficile à atteindre en pratique, car il est impossible de prédire avec précision les niveaux d'affaiblissement terrain, la variation des niveaux de bruit ambiant ou encore le manque d'informations sur la condition auditive de l'utilisateur (Giguère et Berger, 2016; Giguère *et al.*, 2014). De plus, certains utilisateurs ne voudront pas de cette protection « optimale », et se sentiront plus à l'aise avec une atténuation plus élevée voire maximale lorsque leurs besoins de communication le permettent.

Tableau 7 : Adéquation de la protection auditive en fonction du niveau sonore résiduel (sous le PIB).

Niveau sonore résiduel sous le PIB (en dBA)	Résultat de la protection
Plus de 85	Insuffisant
80 – 85	Acceptable
75 – 80	Optimal ou idéal
70 – 75	Acceptable
Moins de 70	Surprotection possible

Lorsque l'auditeur est malentendant, la situation est plus complexe. Cependant, il est clair que les **PIBs** passifs typiques, qui fournissent plus d'atténuation aux fréquences plus élevées, diminuent l'intelligibilité de la parole pour les individus malentendants dans des situations de bruit faible à modéré (typiquement moins de 80 dB). L'intelligibilité de la parole augmentera avec l'augmentation des niveaux de bruit et des rapports **SNR** (Abel *et al.*, 1982; Chung et Gannon, 1979; Giguère *et al.*, 2010; Rink, 1979; Suter, 1992). La difficulté pour les auditeurs malentendants vient du fait que les **PIBs** peuvent réduire le niveau des signaux vocaux en dessous de leur seuil d'audibilité, en particulier pour les consonnes de fréquence plus élevée, comme le montre la figure 34. Les modèles prédictifs les plus récents prennent en compte les caractéristiques du bruit ambiant, le rapport **SNR**, l'atténuation du **PIB** et l'état auditif du

porteur. Ces modèles ont de bonnes capacités pour la prédiction des scores d'intelligibilité de la parole dans le bruit avec les **PIBs** en considérant à la fois la sensibilité auditive et les effets supra-seuil découlant de la perte auditive (Giguère *et al.*, 2010; 2014).

Cela dit, la complexité procédurale et calculatoire des approches de modélisation proposées ci-dessus les rend probablement difficiles à mettre en œuvre dans la plupart des **PPPA**. De plus, alors que de telles approches permettent de prédire l'intelligibilité de la parole des personnes malentendantes utilisant des **PIBs**, les **PIBs** passifs, pour lesquels l'atténuation ne peut être contrôlée ni en amplitude ni en fréquence, tendent dans la majorité des cas à réduire l'intelligibilité pour les personnes avec pertes auditives, en dessous des limites acceptables. Heureusement, le développement récent des **PIBs** actifs (détaillés dans le chapitre Protecteurs auditifs actifs) peut offrir une solution à cette situation. Les **PIBs** actifs, qui peuvent fournir une amplification à faible niveau de bruit et une atténuation à des niveaux plus élevés, peuvent améliorer la compréhension dans le bruit pour tous les utilisateurs, particulièrement ceux avec une perte auditive légère à modérée (Dolan et O'Loughlin, 2005; Giguère *et al.*, 2015).

Les généralisations précédentes peuvent être modifiées dans la pratique par des facteurs supplémentaires. Par exemple, sur le terrain, les messages communiqués peuvent être soit limités (quelques mots clés seulement seront utilisés), soit accompagnés de repères visuels, permettant de « remplir » les mots manquants et d'assurer l'intelligibilité (Rink, 1979). Acton, (1970) a démontré que les personnes s'habituent à écouter dans le bruit, obtenant ainsi de meilleurs résultats en matière de l'intelligibilité de la parole que les sujets de laboratoire ayant des niveaux d'audition équivalents.

PRODUCTION DE LA PAROLE

Les **PIBs** peuvent non seulement affecter la capacité d'écoute, mais aussi affecter la production de la parole. Des études ont montré qu'une personne qui parle en portant des **PIBs** voit la qualité de sa parole dégradée, ce qui affecte la communication (Hormann *et al.*, 1984; Howell et Martin, 1975). Cette observation est au moins partiellement expliquée en remarquant les effets d'un **PIB** sur la perception de sa propre voix par un locuteur. Le **PIB** atténue significativement l'énergie transmise par voie aérienne, mais a peu d'effet sur l'énergie transmise par voie solidienne (conduction osseuse, **BC**), sauf dans les basses fréquences où les niveaux de voix perçus sont effectivement amplifiés en raison de l'effet d'occlusion (voir le chapitre Effet d'occlusion). Cela modifie le contenu fréquentiel des sons que le locuteur contrôle (sa voix) et le fait que le niveau de sa propre voix reste le même ou augmente légèrement tandis que le niveau des bruits ambiants est considérablement réduit par le **PIB**. Il lui semble que sa voix est plus forte que le bruit, et les niveaux de parole tendent à être abaissés en conséquence, généralement de 2 à 4 dB. Par conséquent, les employés devraient apprendre que, tout en portant des **PIBs** dans des environnements bruyants, la communication peut être améliorée simplement en parlant légèrement plus fort que ce qu'il paraît nécessaire (Berger, 2010).

Dans le calme, cependant, la tendance est de parler fort lorsque des **PIBs** sont portés. En effet,

dans le calme, le niveau de leur parole est déterminé par la perception que les locuteurs ont du niveau absolu de leur voix au lieu du rapport entre le niveau de leur parole et celui du bruit ambiant. Bien que la composante de leur voix transmise par conduction osseuse soit encore amplifiée par l'effet d'occlusion, l'atténuation de leur voix perçue par conduction aérienne est généralement plus notoire, et donc les locuteurs ont tendances à sous-évaluer le niveau de leur parole, les forçant ainsi à parler plus (trop) fort.

PERCEPTION DES ALARMES ET INDICATEURS SONORES

Les effets des **PIBs** sur la capacité des utilisateurs avec et sans problèmes d'audition à détecter les alarmes et indicateurs sonores sont similaires à ceux sur l'intelligibilité de la parole (Giguère et Berger, 2015; Suter, 1992). Cependant, lorsque les employés sont absorbés par des tâches prenantes et ne s'occupent pas spécifiquement des sons qui peuvent les avertir d'un danger ou leur indiquer un dysfonctionnement d'une machine, la question de la détection et de discrimination est non seulement importante, mais devient même critique pour savoir s'i ces sons vont effectivement attirer leur attention. Une faible attention aux signaux d'alarme, liée au fait d'être attentif à la tâche à accomplir, peut entraîner une élévation de 6-9 dB des seuils effectifs, voire plus pour certains individus, pour des stimuli auditifs (Wilkins et Martin, 1978).

Une étude terrain a évalué l'efficacité des bruits d'avertissement intentionnels (sirène d'avertissement) et accidentels (tintement de composants métalliques s'échappant de leur conteneur) dans des conditions d'usine réelles, en utilisant des sujets employés sur le site d'essai (Wilkins, 1980). On a constaté qu'il n'y avait pas d'effet significatif du port de la protection auditive sur la capacité des sujets normaux ou malentendants à détecter la sirène ou le son du cliquetis lorsqu'ils attendaient précisément son apparition. Cependant, lorsque les sujets étaient distraits ou concentrés sur leurs tâches habituelles, le signal d'avertissement accidentel (le tintement) était moins perçu comme tel par les personnes ayant une perte auditive importante. De plus, les **PIBs** nuisaient à sa perception indépendamment de la sensibilité auditive des porteurs. En revanche, même lorsque les sujets étaient distraits ou concentrés sur leurs tâches habituelles, il n'y avait pas de variations significatives dans les taux de réponse au son d'avertissement intentionnel (la sirène) dus à leur audition ou à leur protection (oreilles protégées ou non protégées).

Par le passé, certaines législations ont délibérément exempté certaines catégories de personnes exposés au bruit, comme les personnes travaillant dans le secteur des transports routiers et ferroviaires allemands, de porter des **PIBs** passifs traditionnels, car ces derniers pourraient masquer certains signaux d'alerte importants et augmenter ainsi le risque d'accident (Liedtke, 2002). Aujourd'hui la situation est différente. Les protecteurs auditifs à profil d'atténuation plus plat, décrits plus en détail dans le prochain chapitre **PIBs** à atténuation uniforme et modérée, ont souvent été recommandés lorsqu'une bonne communication verbale ou

perception sonore est essentielle, particulièrement pour les personnes ayant une perte auditive à haute fréquence. (Hiselius, 2000). Les **PIBs** dont l'atténuation est inférieure à 3,6 dB / octave entre 125 et 4 000 Hz sont maintenant acceptables sur la base des critères établis pour l'audibilité du signal, l'intelligibilité de la parole et la perception de l'information (Liedtke, 2009).

Giguère et Berger, (2015) ont testé ce critère avec un modèle théorique basé sur des données réelles et ont trouvé que les **PIBs** le remplissant étaient avantageux pour ceux ayant une perte auditive modérée à sévère, mais que la courbe d'atténuation du **PIB** était sans conséquence pour ceux dont l'audition était normale. Ils ont également constaté que la détection sonore à partir de 2500 Hz devient progressivement plus sensible à la pente de l'atténuation **PIB** et au niveau de protection obtenu par son utilisation, en fonction du type de perte auditive de l'utilisateur. Aussi est-il nécessaire de choisir avec circonspection le **PIB** afin d'éviter la surprotection et de continuer à assurer la sécurité des personnes avec perte auditive. Il peut être judicieux que le personnel de santé et de sécurité discute des besoins individuels du **PIB** avec le soignant du travailleur (audiologiste et / ou médecin).

Les alarmes et autres signaux d'avertissement intentionnels peuvent être réglés en hauteur et en intensité pour être bien perçus dans la plupart des conditions. Les signaux d'avertissement semblent être plus efficaces lorsque leur composante acoustique primaire est inférieure à 2 kHz, puisque les employés malentendants présentent généralement des pertes plus importantes au-dessus de cette fréquence, et que de nombreux **PIBs** atténuent moins en dessous de cette fréquence. Le lecteur intéressé pourra se référer aux méthodes de calcul utilisées pour la conception de signaux d'avertissement sur le lieu de travail et en particulier Zheng *et al.*, (2007) pour un modèle psychoacoustique spécifiant le niveau et le spectre des signaux acoustiques d'alarme prenant en compte l'atténuation du protecteur auditif. En outre, la technologie des alarmes de recul basée sur l'utilisation d'un signal à large bande a récemment gagné en popularité dans de nombreux pays. Les signaux à large bande génèrent un champ sonore plus uniforme derrière les véhicules, sont plus faciles à localiser dans l'espace, au moins pour les bouchons d'oreilles, et sont considérés légèrement plus forts à certains niveaux représentatifs d'alarme. Cependant, les seuils de détection et les degrés d'urgence semblent être plus sévèrement affectés par l'utilisation des **PIBs** pour l'alarme large bande que pour l'alarme tonale. Une sélection rigoureuse des **PIBs** garantit de minimiser les problèmes de détection (Vaillancourt *et al.*, 2013). D'autres études terrain (Cohen, 1976; Schmidt *et al.*, 1982) ont fourni des preuves supplémentaires concernant les dangers associés à l'utilisation d'une protection auditive dans les environnements bruyants. Ces auteurs ont démontré que la mise en œuvre d'un HLPP nécessitant l'utilisation des **PIBs** réduisait, plutôt qu'augmentait le nombre d'accidents du travail.

PERCEPTION NATURELLE DES SONS AMBIANTS

La Perception naturelle des sons ambiants comprend plus que la détection, la reconnaissance et l'identification d'une source sonore, dont les aspects ont été discutés ci-dessus. Elle comprend également la localisation de la source en azimuth et en élévation, ainsi que l'estimation de la distance, de la vitesse et de la direction, des capacités qui peuvent toutes être affectées par l'utilisation des **PIBs**. Une altération de cette perception peut entraîner des risques mortels dans un environnement militaire, et peut-être dangereuse dans un environnement de travail civil (Brungart *et al.*, 2003a; Simpson *et al.*, 2002). Une batterie de tests pour évaluer les effets des dispositifs sur la communication, ainsi que la capacité à accomplir l'ensemble des tâches énumérées ci-dessus est en cours de développement et a été appelée « DRILCOM » pour la détection, la reconnaissance, l'identification, la localisation et la communication (Casali et Clasing, 2013). D'autres évaluations multidimensionnelles ont également été rapportées (Giguère *et al.*, 2012).

Deux indicateurs auditifs majeurs permettent aux oreilles non protégées de localiser la provenance des sons dans le plan azimuthal (horizontal). Les différences temporelles interaurales (**ITD**) décrivent le fait que, à l'exception des sources dans le plan médian, le son atteindra une oreille avant l'autre, permettant ainsi la localisation de la source par le système auditif central. Les différences de niveaux interauraux (**ILD**) résultent de l'effet d'écran acoustique créé par la tête qui implique que l'oreille la plus éloignée de la source sonore a des niveaux de pression acoustiques inférieurs, variants avec la fréquence. La fréquence limite en dessous de laquelle les **ITDs** dominent, et au-dessus de laquelle les **ILDs** sont les plus importantes, est d'environ 1500 Hz. Dans la dimension verticale, un troisième indicateur aide à détecter l'élévation d'une source sonore dans les fréquences plus élevées. Ce processus est principalement permis grâce aux résonances et anti-résonances du pavillon et de la **Conque** de l'oreille qui sont sensibles à l'angle d'élévation de la source sonore. Il y a de plus des contributions d'autres indices spectraux causés par les réflexions et la diffraction de l'onde sonore sur le torse, les épaules et la tête.

Les effets des **PIBs** sur la capacité de localisation dépendent de la façon dont le protecteur modifie les indices **ITD**, **ILD** et les résonances du pavillon et de la **Conque**. En théorie, les bouchons d'oreille qui procurent une atténuation similaire dans les deux oreilles auront un effet identique sur le temps d'arrivée et sur les niveaux résiduels de l'onde sonore incidente, ce qui aura peu d'impact sur les valeurs de l'**ITD** et l'**ILD**. En supposant que les bouchons d'oreille soient bien ajustés et n'occupent pas la **Conque**, les indicateurs provenant du pavillon et de la **Conque** restent également inchangés, permettant également la localisation verticale. Cependant, en pratique, deux études qui ont mesuré l'impact sur la capacité à localiser pour plusieurs types de **PIBs** ont trouvé que les bouchons d'oreille qui s'ajustent profondément peuvent être plus perturbateurs que les bouchons d'oreille à atténuation plus faible, et même dans un cas, que les serre-têtes antibruit (Alali et Casali, 2011; Mershon et Lin, 1987). Ceci est

probablement dû à la forte atténuation offerte par les bouchons d'oreille, rendant inaudibles les trois indicateurs mentionnés ci-dessus. En général, les serre-têtes antibruit passifs, même s'ils offrent une atténuation nettement plus faible que les bouchons d'oreille profondément ajustés, ont tendance à interférer davantage avec la précision de la localisation verticale, car ils affectent les indices directionnels du pavillon et de la **Conque**. Pour la même raison, ils ont tendance à augmenter la confusion avant / arrière tout en conservant des capacités de localisation horizontale quelque peu similaires lorsque le mouvement de la tête et du torse est possible (Noble *et al.*, 1990). La double protection passive a un effet encore plus perturbateur puisqu'elle peut faire de la conduction osseuse le chemin sonore dominant, affectant de façon dramatique les mécanismes de localisation auditive naturelle mentionnés ci-dessus (Brungart *et al.*, 2003a; Simpson *et al.*, 2002).

Certains **PIBs** actifs, tels que les **PIBs** à rétablissement de son (présentés plus loin dans le chapitre **PIBs** sur la transmission du son dépendant de l'amplitude), cherchent à réduire les perturbations des indices permettant la détection et l'identification des sons tout en protégeant contre les bruits de niveau excessifs. Ceci est obtenu en utilisant des microphones ambiants (ou microphones externes) sur les surfaces externes des protecteurs et en transmettant le son sous le **PIB** via un système électroacoustique. De tels dispositifs sont couramment utilisés dans des environnements militaires, mais ont également été bien reçus dans des lieux de travail civils (Williams, 2011).

Il n'existe pas encore de mesures auditives normalisées pour tester l'**aptitude au travail** ni de mesures efficaces qui permettent d'évaluer la performance des porteurs protégés en ce qui concerne les tâches auditives de détection, de reconnaissance, d'identification, de localisation et de communication. Néanmoins, les études actuelles visant à évaluer les **PIBs** actifs et passifs en termes de performances DRILCOM mentionnées ci-dessus, telles que Clasing et Casali, (2014), montrent clairement les différences entre les différents **PIBs**. Un **PIB** électronique circumaural, pour lequel les microphones ambiants sont montés à l'extérieur des **Oreillettes**, peut complètement supprimer les indices directionnels du pavillon et de la **Conque** tout en augmentant les valeurs d'**ITD**, supprimant ainsi simultanément les indices auditifs critiques pour la localisation horizontale. En conséquence, ils entraînent typiquement une performance de localisation médiocre pour les porteurs non entraînés et un taux élevé de confusion de localisation avant / arrière qui peut uniquement être quelque peu atténué par le fait que le porteur puisse tourner la tête. Pour les **PIBs** actifs intra-auriculaires, l'emplacement du microphone ambiant est également critique, et seul un microphone situé au-delà de l'entrée du conduit conserve en pratique tous les indices de localisation (Brungart *et al.*, 2003b).

Même si les capacités de localisation sont affectées par les **PIBs** actifs, il a été suggéré que le porteur du protecteur puisse s'adapter et réapprendre les nouveaux repères de localisation grâce à la plasticité cérébrale associée au système auditif (Trapeau et Schöenwiesner, 2011). Il a même été récemment démontré que, pour la plupart des sujets normo-entendants, dans

le plan horizontal, un entraînement approprié du porteur de **PIBs** actifs peut conduire à des performances DRILCOM aussi bonnes que s'il ne portait pas de protections (Casali et Robinette, 2014). Cependant, il a également été démontré que l'apprentissage auditif par utilisation continue d'un certain type de **PIB** actif n'est pas transférable à un autre type de **PIB** actif, ni à l'oreille ouverte. Par conséquent, il est fortement recommandé aux utilisateurs des **PIBs** actifs de s'habituer et de s'entraîner avec les appareils qu'ils utiliseront sur le terrain.

REMARQUES GÉNÉRALES

La revue précédente suggère que les **PIBs** peuvent être efficacement utilisés pour la préservation de l'audition dans des environnements à niveau de bruit élevé, bien qu'ils aient certains effets négatifs sur la communication, mais aussi qu'ils soient avantageux dans d'autres environnements.

Pour les personnes malentendantes, l'utilisation de **PIBs** passifs à des niveaux de bruit plus faibles doit être soigneusement prise en compte. Lorsque des troubles auditifs importants sont présents, en particulier dans le cas des porteurs de prothèses auditives, les décisions concernant le travail dans un milieu bruyant et / ou l'utilisation de protections auditives ne sont pas claires (Berger, 1987). Même avec un suivi individuel, des conseils personnalisés, des examens audiologiques complets et des consultations d'experts, les solutions idéales sont difficiles à trouver. La décision revient parfois à choisir entre préserver l'ouïe, déjà altérée, d'un employé ou lui imposer des difficultés de communication supplémentaires au travail. L'utilisation des **PIBs** actifs (voir le prochain chapitre) s'avère être un grand avantage pour de nombreux personnes malentendants puisqu'ils restaurent l'intelligibilité de la parole à des niveaux de bruit plus faibles sans pour autant affecter l'atténuation à des niveaux de bruit plus élevés (Giguère *et al.*, 2014, 2015). Enfin, les sons d'alarmes et d'avertissement peuvent être complétés ou remplacés par des signaux visuels ou tactiles afin d'aider les personnes malentendantes.

Le bruit intermittent pose un problème important puisque les **PIBs** passifs provoquent une dégradation de la communication pendant les intervalles de silence. Par conséquent, les serre-têtes antibruit, ou les dispositifs semi-insérés, seront les types de **PIBs** passifs préférés pour de telles conditions, car ils sont facilement enlevés et remis en réponse au caractère intermittent du bruit. Malheureusement, les bouchons d'oreille passifs sensibles à l'amplitude ne peuvent normalement pas être recommandés dans le bruit en milieu professionnel, car lorsque du bruit est présent, il n'est généralement pas d'un niveau suffisant pour activer leurs caractéristiques sensibles au niveau. Aussi, ce genre de **PIB** ne peut fournir une protection adéquate, en particulier aux basses et moyennes fréquences. Heureusement, les **PIBs** actifs, dont l'atténuation dépend du niveau (sensible à l'amplitude), aussi appelé **Protecteur auditif à rétablissement du son** peuvent apporter une réponse pratique et satisfaisante au problème d'exposition intermittente au bruit, puisqu'ils peuvent devenir acoustiquement transparents

pendant les périodes de silence, comme nous le verrons plus loin dans un chapitre à venir sur les Dispositifs avec atténuation dépendante du niveau (protecteur à rétablissement de son).

RÉFÉRENCES

Abel, S., Alberti, P., Haythornthwaite, C., and Riko, K. (1982). "Speech Intelligibility in Noise: Effects of Fluency and Hearing Protector Type," *J. Acoust. Soc. Am.*, 71(3), 708–715. doi:10.1121/1.387547

Alali, K., and Casali, J. (2011). "The Challenge of Localizing Vehicle Backup Alarms: Effects of Passive and Electronic Hearing Protectors, Ambient Noise Level, and Backup Alarm Spectral Content," *Noise & Health* 13(51), 99–112. doi:10.4103/1463-1741.77202

Berger, E. H. (1987). "EARLog #18 – Can Hearing Aids Provide Hearing Protection?" *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, 48(1), A20–A21.

Berger, E. H. (2010). "Hearing Through the Protectors – How Hearing Protection Changes Speech Understanding and What to do about it," *Ind. Hyg. News* 33(4), 8 and 14.

Brungart, D., Kordik, A., Simpson, B., and McKinley, R. (2003a). "Auditory Localization in the Horizontal Plane with Single and Double Hearing Protection," *Aviat. Space Env. Med.* 74, 937–946. doi:10.1121/1.4778914

Brungart, D., Kordik, A., Eades, C., and Simpson, B. (2003b). "The Effect of Microphone Placement on Localization Accuracy with Electronic Pass-Through Earplugs," *IEEE Workshop on Applications of Signal Processing to Audio and Acoustics*, New Paltz, NY.

Casali, J. G. and Clasing, J. (2013). "Implications if your life depends upon your hearing: The **NRR** vs the ASAF (Auditory Situation Awareness Factor)," *Spectrum*, Vol. 30, Supplement 1.

Casali, J., and Robinette, M. (2014). "Electronic Sound Transmission Hearing Protectors and Horizontal Localization: Training/adaptation Effects." *J. Acoust. Soc. Am.* 136, No. 4, p. 2166. doi:10.1121/1.4899837

Chung, D., and Gannon, R. (1979). "The Effect of Ear Protectors on Word Discrimination in Subjects with Normal Hearing and Subjects with Noise-Induced Hearing Loss," *J. Am. Aud. Soc.*, 5(1), 11–16.

Clasing, J. E. and Casali, J. G. (2014). "Warfighter auditory situation awareness: Effects of augmented hearing protection/enhancement devices and TCAPS for military ground combat applications," *Int. J. Audiol.*, 52, Suppl 2, S43-52. doi:10.3109/14992027.2013.860489

Cohen, A. (1976). "The Influence of a Company Hearing Conservation Program on Extra-Auditory Problems in Workers," *J. Saf. Res.* 8(4), 146–162.

CSA. (2014). "Hearing Protection Devices – Performance, Selection, Care, and Use," Z94.2-14, includes 2015 Errata, Canadian Stds. Assoc., Toronto, Canada.

Dolan, T.G. and O'Loughlin, D. (2005). "Amplified Earmuffs: Impact of Speech Intelligibility in Industrial Noise for Listeners with Hearing Loss," *Am. J. Audiol.*, 14, 80-85. doi:1059-0889/05/1401-0080

EN (2016). "Hearing protectors – Recommendations for selection, use, care and maintenance – Guidance document," EN 458:2016, European Committee for Standardization, Brussels.

Giguère, C., Laroche, C., Vaillancourt, V. and Soli, S. (2010). "Modelling Speech Intelligibility in the Noisy Workplace for Normal-hearing and Hearing-impaired Listeners Using Hearing Protectors," *International Journal of Acoustics and Vibration*, 15(4), 156–167. doi:10.20855/ijav.2010.15.4268

Giguère C, Laroche C, Vaillancourt V, Shmigol E, Vaillancourt T, Chiasson J, Rozon-Gauthier V. (2012). "A Multidimensional Evaluation of Auditory Performance in One Powered Electronic Level-Dependent Hearing Protector," *Proceedings of the International Conference on Sound and Vibration*, Vilnius, Lithuania, 8 pp.

Giguère, C., Laroche, C., and Vaillancourt, V. (2014). "The Interaction of Hearing Loss and Hearing Protection on Speech Recognition," *Spectrum*, 32(2), 11-16.

Giguère, C., Laroche, C., and Vaillancourt, V. (2015). "The Interaction of Hearing Loss and Level-Dependent Hearing Protection on Speech Recognition in Noise," *Int. J. Audiol.* 54, S9-S18. doi:10.3109/14992027.2014.973540

Giguère, C. and Berger E. H. (2016). "Speech Recognition in Noise Under Hearing Protection: A Computational Study of the Combined Effects of Hearing Loss and Hearing Protector Attenuation," *Int. J. Audiol.*, 55, S30-S40. doi:10.3109/14992027.2015.1129460

Hiselius, P. (2000). "A New Generation: Uniform Attenuation Hearing Protectors Offer Superior Communication and User Acceptance for Normal and Hearing-Impaired Listeners," *Occup. Health Saf.* 69, 50–54.

Hormann, H., Lazarus-Mainka, G., Schubeius, M. and Lazarus, H. (1984). "The Effect of Noise and the Wearing of Ear Protectors on Verbal Communication," *Noise Control Eng. J.*, 23(2), 69–77. doi:10.3397/1.2827640

Howell, K., and Martin, A. (1975). "An Investigation of the Effects of Hearing Protectors on Vocal Communication in Noise," *J. Sound Vib.*, 41(2), 181–196.

Lawrence, M., and Yantis, P. A. (1956). "Onset and Growth of Aural Harmonics in the Overloaded Ear," *J. Acoust. Soc. Am.* 28, 852–858. doi:10.1121/1.1908491

Liedtke, M. (2002). "Specifying a General Criterion for Hearing Protectors with the Aim of Ensuring Good Acoustic Perception," *Noise & Vib. Worldwide* 33, 19–23. doi:10.1260/09574560260370105

Liedtke, M. (2009). "German Criteria for Selection of Hearing Protectors in the Interest of Good Signal Audibility," *Int. J. Occup. Saf. Ergon.*, 15(2), 163–174. doi:10.1080/10803548.2009.11076797

Mershon, D., and Lin, L. (1987). "Directional Localization in High Ambient Noise With and Without the Use of Hearing Protectors," *Ergonomics* 30(8), 1161–1173. doi:10.1080/00140138708966005

Rink, T. (1979). "Hearing Protection and Speech Discrimination in Hearing-Impaired Persons," *Sound and Vibration*, 13(1), 22–25.

Schmidt, J. W., Royster, L. H., and Pearson, R. G. (1982). "Impact of an Industrial Hearing Conservation Program on Occupational Injuries," *Sound and Vibration*, 16(5), 16–20.

Simpson, B., Bolia, R., McKinley, R., and Brungart, D. (2002). "Sound Localization with Hearing Protectors: Performance and Head Motion Analysis in a Visual Search Task," in *Proceedings of Human Factors and Ergon Soc, 46th Annual Meeting* 1618–1622. doi:10.1177/154193120204601719

Suter, A. H. (1992). "Communication and Job Performance in Noise: A Review," *Am. Speech-Language-Hearing Assoc., ASHA Monograph No. 28*, Rockville, MD.

Trapeau, R. and Schönwiesner, M. (2011). "Relearning Sound Localization with Digital Earplugs," *Canadian Acoustics*, 39(3), 116–117.

Vaillancourt, V., Nélisse, H., Laroche, C., Giguère, C., Boutin, J., and Laferrière, P. (2013). "Comparison of Sound Propagation and Perception of Three Types of Backup Alarms with Regards to Worker Safety," *Noise and Health*, 15(67), 420–436. doi:10.4103/1463-1741.121249

Wilkins, P. A. (1980). "A Field Study to Assess the Effects of Wearing Hearing Protectors on the Perception of Warning Sounds in an Industrial Environment," *Inst. of Sound and Vibration Research Contract Report No. 80/18*, Southampton, England. doi:10.1016/0022-4375(86)90115-5

Wilkins, P. A., and Martin, A. M. (1978). "The Effect of Hearing Protectors on the Perception

of Warning and Indicator Sounds — A General Review,” Inst. of Sound and Vibration Research Tech. Report No. 98, Southampton, England.

Williams, W. (2011). “A Qualitative Assessment of the Performance of Electronic, Level-Dependent Earmuffs When Used on Firing Ranges,” *Noise & Health* 13, 189–194. doi:10.4103/1463-1741.77206

Zheng, Y., Giguère, C., Laroche, C., Sabourin, C., Gagné, A., and Elyea, M. (2007). “A Psychoacoustical Model for Specifying the Level and Spectrum of Acoustic Warning Signals in the Workplace,” *J. Occup. Environ. Hyg.* 4, 87–98. doi:10.1080/15459620601115768

PIBS SPÉCIALISÉS ET AUTRES APPAREILS QUI BLOQUENT LE SON À L'OREILLE

ELLIOTT H. BERGER ET JÉRÉMIE VOIX

Des protecteurs auditifs ont été développés spécialement pour améliorer la perception auditive et la communication verbale de leurs utilisateurs lorsque exposés au bruit. Ces dispositifs peuvent être classés en **PIB** passifs (sans électronique alimentée), en **PIBs** actifs (c'est-à-dire intégrant des composants électroniques alimentés) et comprennent également des casques de communication et d'autres appareils électroniques pouvant affecter le son perçu à l'oreille, tels que les prothèses auditives ou encore les écouteurs musicaux.

PROTECTEURS AUDITIFS PASSIFS

Une grande variété de **PIBs** spécialisés passifs ont été conçus au fil des ans pour fournir des caractéristiques telles qu'une atténuation uniforme, une atténuation modérée, des caractéristiques d'atténuation particulières ou encore une atténuation dépendant du **Niveau sonore**. Dans les deux sections suivantes, nous nous concentrerons sur les conceptions les plus répandues et dirigerons le lecteur ailleurs pour un examen plus complet (Casali, 2010b).

PIBS À ATTÉNUATION UNIFORME ET MODÉRÉE

Parce que l'atténuation des **PIBs** passifs augmente typiquement avec la fréquence, la perception du timbre est déséquilibrée pour le porteur. Non seulement les sons ambiants sont atténués en niveau, et parfois plus que nécessaire, mais ils deviennent également colorés, puisque l'équilibre spectral est affecté. Cela peut contribuer à réduire le taux d'utilisation du **PIB** lorsque, par exemple, les sons pouvant alerter un opérateur d'outil de coupe sont déformés ou que la perception de hauteur pour un musicien est compromise. Pour contrer ces problèmes, les **PIBs** à atténuation plate, ou uniforme, sont conçus pour fournir une atténuation presque égale (à l'intérieur d'une plage d'environ 10 dB) de 125 à 8000 Hz (voir figure 35). Pour les bouchons d'oreilles, les techniques réussies reposent sur l'inclusion d'une fuite acoustique contrôlée (un orifice spécialement conçu combiné à un résonateur Helmholtz et / ou une membrane mécanique) dans le bouchon d'oreille pour laisser filter une certaine partie de l'énergie sonore directement dans le **Conduit auditif**. Avec un choix approprié du diamètre et de la longueur du canal de fuite, ainsi que d'autres paramètres acoustiques associés, un profil d'atténuation uniforme de valeur modérée peut être obtenu (Berger, 2011b; Casali, 2010b). Dans le cas d'un produit offrant une atténuation uniforme et basé sur un bouchon d'oreille moulé sur mesure, tel que les Etymotic ER-15 Musicians Earplugs™, un grand soin

doit être apporté à la prise d’empreinte et à la fabrication du bouchon d’oreille personnalisé à partir de cette dernière afin d’obtenir le profil d’atténuation « plat »; un bouchon d’oreille bien ajusté et profondément inséré est nécessaire, et il doit comporter un grand évent sonore avec une forme de cône inversé (Niquette, 2009).

En raison de l’intérêt croissant pour les produits à atténuation uniforme, des serre-têtes antibruit présentant cette caractéristique sont également disponibles . L’atténuation uniforme est obtenue grâce à des plaques de fixation spécialement conçues pour les coussins qui permettent également une fuite contrôlée dans les **Coquilles** (voir “casque à atténuation uniforme” sur la figure 35).

Les **PIBs** à atténuation uniforme ajustés correctement offrent une protection adéquate et améliorent la perception de l’ouïe dans les expositions au bruit faibles à modérées d’environ 92 dBA, ou moins, pour les personnes et les musiciens. Ils sont particulièrement avantageux pour les personnes ayant une perte auditive à haute fréquence, qui bénéficient d’autant plus de la réduction de masquage énergétique des basses fréquences améliorant ainsi l’intelligibilité de la parole et la détection de signaux (Giguère et Berger, 2015, 2016). Les musiciens peuvent également en bénéficier, en raison des effets atténués de ces protecteurs auditifs sur l’équilibre spectral de la musique qu’ils perçoivent (Chasin, 1996). Pour un bruit d’énergie à haute fréquence, les bouchons d’oreille d’atténuation uniforme offrent généralement moins de protection que les bouchons d’oreille conventionnels, car la caractéristique d’atténuation plate est obtenue en diminuant la réduction de bruit haute fréquence pour qu’elle corresponde à celle des basses fréquences. Des exemples caractéristiques d’atténuation uniforme pour des **Serre-tête antibruit**, des bouchons d’oreille personnalisés et des bouchons prémoulés sont présentés sur la figure 35 et comparés par rapport à la technologie passive conventionnelle¹.

1. Il est intéressant de noter que, dans le cas d’un bouchon d’oreille en mousse bien ajusté, il procure également une atténuation relativement uniforme, mais à un niveau de réduction du bruit si élevé qu’il serait trop atténué pour la plupart des applications pour lesquelles une courbe d’atténuation uniforme est souhaitée.

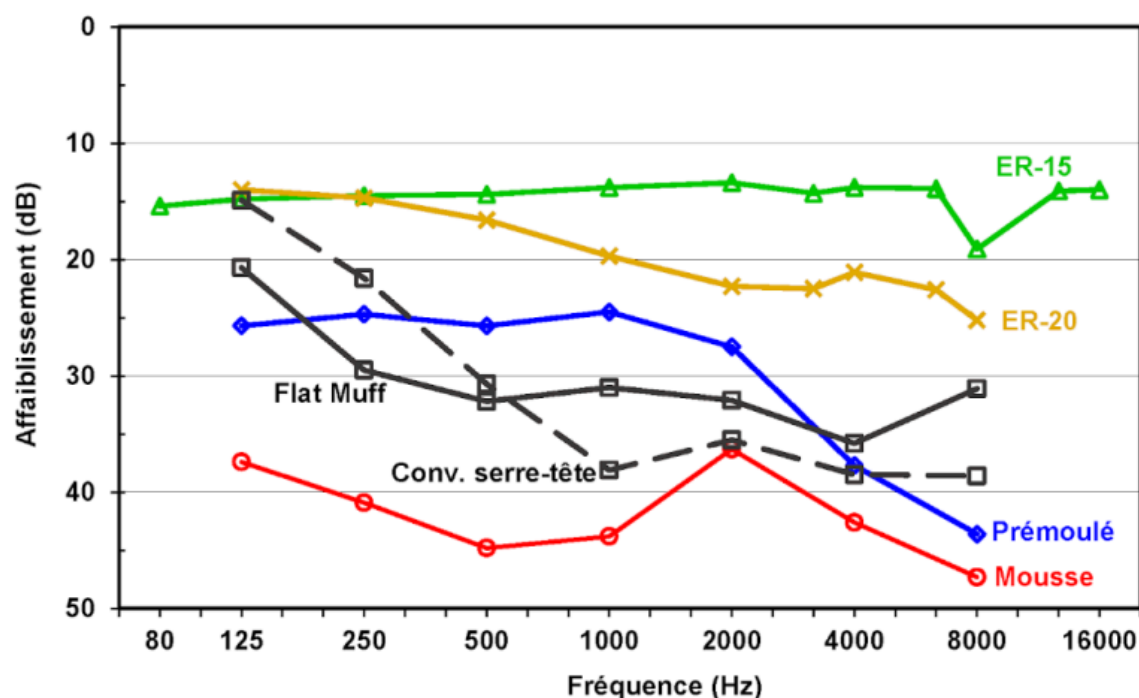


Figure 35 : Comparaison de l'atténuation d'oreille réelle de deux bouchons d'oreille à atténuation uniforme et modérée [Etymotic ER-15 moulé sur mesure et ER-20 prémoulé (également appelé bouchons d'oreille 3M™ EAR™ UltraTech 12™)], de bouchons d'oreilles en mousse, d'un serre-tête antibruit à volume moyen classique ainsi que d'un serre-tête antibruit conçu pour offrir une atténuation plus uniforme (Casque Howard Leight Clarity® C2). Les courbes pour les bouchons d'oreille prémoulés et en mousse illustrent le plateau d'atténuation compris entre 125 et 2 000 Hz, qui est représentatif des bouchons d'oreille classiques lorsque bien ajustés.

Bien que des dispositifs d'atténuation uniformes soient décrits dans certaines normes acoustiques, les tolérances limites pour l'uniformité de l'atténuation sont actuellement inexistantes. Très peu d'études existent sur les conditions exactes dans lesquelles ces dispositifs peuvent protéger leur porteur tout en garantissant une bonne communication, la capacité de détecter un signal, ou de conserver l'équilibre spectral (Giguère et Berger, 2015). Le critère utilisé par les Allemands, décrit dans le chapitre sur la réponse aux avertissements et aux indicateurs, exige une pente de moins de 3,6 dB / octave de 125 Hz à 4000 Hz, mais cela permet toujours une différence d'atténuation de 18 dB entre les fréquences limites de 125 Hz et 4000 Hz. Ainsi, 42% des **PIBs** sur le marché allemand en 2002, soit presque tous les bouchons d'oreille disponibles, répondaient à ce critère (Liedtke, 2002).

DISPOSITIFS AVEC ATTÉNUATION DÉPENDANTE DU NIVEAU (PROTECTEUR NON-LINÉAIRES)

Du fait qu'un **PIB** conventionnel fournit une atténuation constante et indépendante des niveaux sonores incidents, la capacité auditive du porteur est compromise pendant les périodes calmes d'exposition sonore intermittente. Les **PIBs** passifs dont l'atténuation dépend du niveau, également appelés sensibles à l'amplitude, résolvent ce problème en fournissant une

atténuation réduite à des niveaux sonores bas et une atténuation accrue à des niveaux sonores plus élevés.

Les **PIBs** passifs dont l'atténuation dépend du niveau utilisent une composante non linéaire, telle qu'une valve, un diaphragme ou une plaque-orifice dans un bouchon d'oreille, ou une ouverture de conduit à l'intérieur d'un **Serre-tête antibruit**, pour modifier dynamiquement l'atténuation. Cette technique est basée sur le fait que la résistance acoustique de ces éléments augmente selon le carré de la vitesse particulière de l'onde incidente : les ondes sonores de bas niveau ont une petite vitesse particulière et génère un écoulement d'air laminaire qui passent relativement sans obstacle à travers l'ouverture, alors que les ondes de haut niveau ont une vitesse particulière bien supérieure qui génère un écoulement d'air turbulent qui est alors atténué par une résistance acoustique accrue (Allen et Berger 1990; Berger et Hamery, 2008).

Un paramètre de performance fondamental est le **Niveau sonore** de transition, normalement de 110 à 120 dB, au-dessus duquel la perte d'insertion augmente à un taux d'environ 1 dB pour chaque augmentation de 2 à 4 dB du **Niveau sonore**. Parce que ce niveau de transition est si élevé, les **PIBs** passifs sensibles à l'amplitude sont plus appropriés pour les bruits impulsifs extérieurs, tel que les explosions, et les expositions à des tirs pour lesquels des études militaires suggèrent qu'ils peuvent être bien adaptés (Dancer *et al.*, 1996). À des niveaux sonores plus faibles mais toujours dangereux, la plupart des dispositifs passifs présentent un comportement de bouchon d'oreille avec évent, offrant une faible protection aux fréquences inférieures à 1000 Hz. Malheureusement, des affirmations exagérées sur la performance des dispositifs passifs sensibles à l'amplitude sont fréquemment trouvées dans la littérature, y compris des revendications de forte dépendance de niveau commençant à des niveaux bien inférieurs à 100 dB, comme discuté et démystifié par Berger et Hamery, (2008). Bien qu'il n'existe aucune preuve pour appuyer de telles assertions aberrantes, les bouchons d'oreille à évent et les **PIBs** passifs à atténuation dépendante du niveau offrent des améliorations de performance intéressantes pour certaines applications.

PROTECTEURS AUDITIFS ACTIFS

Les **PIBs** actifs sont des protecteurs auditifs avec des composants électroniques alimentés. Avec la miniaturisation croissante des composants électroniques et les progrès dans le traitement du signal numérique, le nombre et la variété des nouveaux **PIBs** électroniques continueront de croître, avec des capacités accrues de communication dans le bruit pour les personnes sans problèmes d'audition et malentendants (Casali, 2010a; Giguère *et al.*, 2011; Voix, 2014). Dans les trois prochaines sections, nous nous concentrons sur la plus répandue des conceptions actuelles.

PIBS À RÉTABLISSEMENT DE SON

Les **protecteurs auditifs à rétablissement de son**, également appelés protecteurs auditifs à

transmission active du son, sont constitués de serre-têtes antibruit, ou de bouchons d'oreille conventionnels, modifiés avec des microphones et des amplificateurs ajoutés pour transmettre les sons externes aux haut-parleurs montés à l'intérieur des **PIBs**. Généralement, l'amplificateur limite les sons à un niveau de lecture prédéterminé (dans certains cas réglable par l'utilisateur), souvent à environ 82 dBA, jusqu'à ce que le bruit ambiant soit si élevé que la transmission passive directe à travers le protecteur devienne le facteur prépondérant. En comparaison avec les **PIBs** conventionnels et passifs sensibles à l'amplitude (non linéaires), **les protecteurs auditifs à rétablissement de son** sont plus coûteux mais offrent une alternative viable pour les bruits intermittents, en particulier ceux avec des bruits impulsifs (par exemple, des coups de feu) ou de courtes périodes de bruit.

La perception auditive et le **Niveau sonore** sous les **PIBs** à rétablissement de son dépendent des facteurs de conception électroniques tels que le gain pré-coupure, le niveau limite de coupure, la pente de la transition d'atténuation à la coupure, le temps de réponse du système, la réponse en fréquence et la bande passante, le taux de distorsion et le bruit électronique résiduel lié aux effets du vent. Le microphone ambiant (externe) peut être diotique, lorsqu'un unique microphone alimente les écouteurs droite et gauche, ou dichotique, lorsque chaque écouteur est alimenté par son propre microphone externe, droite ou gauche. Cette dernière approche fournit une meilleure performance de localisation pour les situations dans lesquelles les porteurs doivent être capables de localiser le placement ou la direction des sons d'alarmes et indicateurs sonores dans leur environnement. Néanmoins, comme mentionné précédemment (voir Perception naturelle des sons ambiants), les **PIBs** circumauraux affectent davantage les indices de localisation que les **PIBs** intra-auriculaires, bien que l'adaptation du système auditif de l'utilisateur puisse compenser quelque peu cette capacité de localisation altérée.

Les protecteurs auditifs actifs à rétablissement de son sont très avantageux pour les personnes malentendantes, car ils peuvent compenser la perte auditive de l'utilisateur à faible niveau de bruit, grâce à la possibilité d'amplification fournie par les composants électroniques du **PIB**, tout en pouvant protéger l'utilisateur contre les bruits de haut niveau (Giguère *et al.*, 2015). Enfin, **les protecteurs auditifs à rétablissement de son** peuvent être utilisées en présence de bruit impulsif et de bruit d'arme à feu, car l'amplitude élevée du bruit sature le circuit d'entrée et le **PIB** atténue alors passivement le son comme si l'appareil était éteint (Murphy et Tubbs, 2007). Les bouchons d'oreille passifs portés sous un serre-tête électronique avec gain électronique offrent une solution utile pour les malentendants ainsi que pour les individus sans problèmes auditifs, car cette combinaison permet une meilleure audibilité dans les environnements à faible bruit sans sacrifier la protection auditive contre les niveaux de bruit excessifs (Kardous, 2009). Une autre option désormais réalisable avec les technologies actuelles est l'utilisation d'un système actif double, c'est-à-dire un bouchon d'oreille actif sous un **Serre-tête antibruit** actif. Bien que coûteuse, cette option peut fournir une meilleure audibilité des sons de bas niveau.

DISPOSITIFS DE RÉDUCTION ACTIVE DU BRUIT (ANR)

L'électronique de réduction active du bruit (ANR) repose sur le principe de l'interférence destructive des ondes acoustiques et permet d'annuler le bruit localement. Historiquement, l'ANR a été intégré à des serre-têtes passifs classiques et, plus récemment, à des bouchons d'oreille (Bauer *et al.*, 2003; McKinley *et al.*, 2004; Solbeck *et al.*, 2007). A des fins d'illustration, sur la figure 36, un microphone interne détecte le bruit résiduel sous la **Coquille** du serre-tête, ce signal résiduel est ensuite passé à travers un contrôleur analogique ou numérique. Il est ensuite amplifié et filtré pour créer un nouveau signal qui, lorsqu'il est présenté grâce au haut-parleur miniature interne, produit un signal « anti-bruit » d'amplitude égale au bruit d'origine mais déphasé de 180 degrés par rapport à ce dernier. Lorsque le bruit et l'« anti-bruit » se combinent, il y a annulation et le niveau de pression acoustique net sous l'**Oreille** est annulé ou, tout le moins grandement, réduit. Certains **PIBs** utilisent également un ou plusieurs microphones ambiants (sur la face extérieure du **PIB**) comme entrées pour la création du signal d'annulation par le contrôleur anti-bruit.

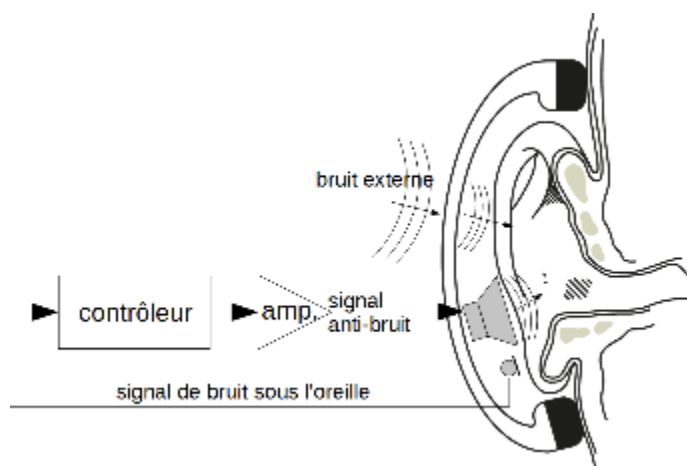


Figure 36 : Schéma de principe d'un système de contrôle active de bruit de type « Feedback ANR » typique intégré à un serre-tête anti-bruit circumaural.

Les dispositifs **ANR** sont principalement limités à la réduction du bruit en basse fréquence, inférieur à environ 1000 Hz, avec une atténuation maximale de 20 à 25 dB au-dessous de 300 Hz, comme illustré à la figure 37 (McKinley *et al.*, 1996). Ainsi, les systèmes **ANR** ne sont bénéfiques que dans les environnements où l'énergie sonore est à très basse fréquence et les systèmes **ANR** présentent donc un avantage limité dans la plupart des lieux de travail civils (Berger, 2002). Tout comme les **Serre-tête antibruit** passifs, les dispositifs **ANR** circumauraux peuvent être sujets à des fuites d'étanchéité sous le coussin, comme celles causées par les branches des lunettes, ce qui peut réduire l'atténuation active des contrôleurs **ANR** analogiques (Bartholomae, 1994).

L'efficacité à basse fréquence de l'**ANR** est bénéfique pour augmenter l'atténuation généralement partielle à haute fréquence d'un **Serre-tête antibruit** passif comme illustré

sur la figure 37, figure dans laquelle l'atténuation fournie par les composantes d'atténuation passives et actives (annulation du bruit) d'un serre-tête peuvent être observée. La figure 37 compare aussi les valeurs d'atténuation pour un **Serre-tête antibruit** passif performant qui sont légèrement inférieures à 500 Hz, mais dépassent principalement celles d'un système ANR aux fréquences de 1 et 2 kHz, et on peut observer que l'association d'un **Serre-tête antibruit** et de **Bouchons d'oreilles** passifs a une atténuation supérieure aux serre-tête à réduction active de bruit pour toutes les fréquences. Si l'environnement de bruit est composé uniquement d'une énergie à basse fréquence, les serre-têtes à réduction active dits "ouverts" (par exemple, les écouteurs supra-auriculaires légers qui reposent sur le pavillon) peuvent offrir une meilleure capacité de communication, et peut-être plus de confort, que les serre-têtes antibruit circumauraux. Cependant, les serres-têtes antibruit ouverts présentent l'inconvénient de fournir une atténuation globale moindre dans les environnements de bruit à large bande, n'offrant pratiquement aucune protection passive en cas de dysfonctionnement du circuit de réduction de bruit active.

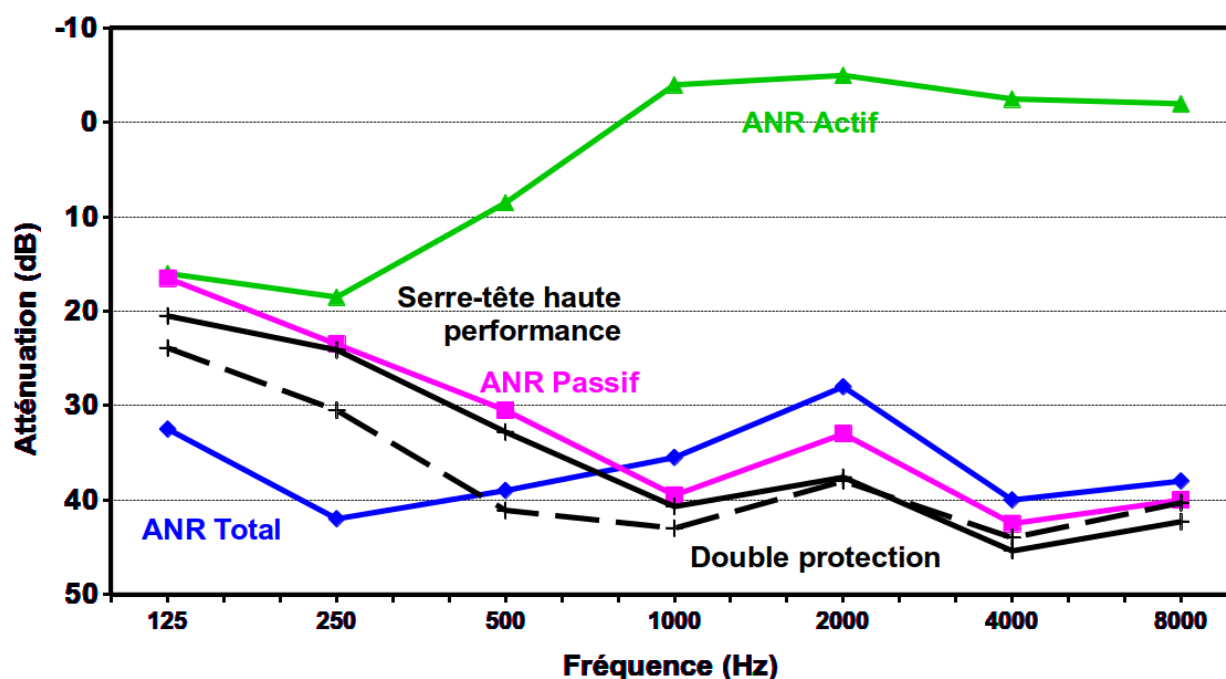


Figure 37: Atténuation d'un serre-tête anti-bruit à contrôle actif de bruit (ANR) conçu pour un usage industriel, décomposée en son atténuation active, passive et totale, comparée à celle d'un serre-tête antibruit passif à haute performance, comparée à celle d'une double protection constituée d'un bouchon d'oreille en mousse bien inséré et d'un serre-tête anti-bruit.

Bien que l'ANR soit principalement destiné à annuler les sons stables et à basse fréquence, une étude suggère que les dispositifs ANR peuvent également être utilisés en toute sécurité dans le bruit impulsif, bien qu'ils n'apportent apparemment aucune augmentation bénéfique

de la réduction du bruit. Les auteurs ont évalué treize dispositifs **ANR** de diverses conceptions et ont constaté que l'atténuation maximale des coups de feu qu'ils utilisaient comme source sonore impulsive était essentiellement la même avec **ANR** activé et désactivé (Rudzyn et Fisher, 2012).

Les tests d'atténuation pour les dispositifs **ANR** sont spécifiés dans la norme ANSI S12.42-2010. Cette norme spécifie une procédure en deux parties où l'atténuation passive est mesurée en utilisant la méthode des seuils (**Mesure de l'affaiblissement acoustique**) selon ANSI S12.6-2016, et la composante active est déduite en mesurant l'atténuation active et passive à l'aide soit de mesures **MIRE** sur des sujets humains, soit des mesures de perte d'insertion sur un **ATF**, selon le type des dispositifs testés. Ces valeurs ne doivent pas être rapportées selon l'EPA à des fins d'étiquetage, mais sont parfois disponibles auprès des fabricants.

PIBS AVEC FONCTIONS DE COMMUNICATION ÉLECTRONIQUE

Afin de transmettre des signaux à l'oreille protégée, des haut-parleurs miniatures peuvent être intégrés dans des dispositifs supra-auraux ou circumauraux, ou encore être connectés à des bouchons d'oreille (moulés sur mesure ou non). Habituellement, seuls les dispositifs circumauraux ou les bouchons d'oreilles bien ajustés fournissent une atténuation suffisante pour être utilisés dans des environnements bruyants. Les appareils sont disponibles avec des interfaces soit sans fil (radio FM, technologie Bluetooth®, voire par modulation RF ou infrarouge), soit des interfaces câblées, conçues pour les communications unidirectionnelles, bidirectionnelles et / ou la transmission de musique. Les microphones utilisés pour la communication peuvent être de type antibruit, montés sur les **Coquilles** du **Serre-tête antibruit** et positionnés devant les lèvres (« **microphone tige** »), ou situés dans le **Conduit auditif**, isolés du bruit ambiant par le corps du bouchon d'oreille (« **micro intra-auriculaire** »). Alternativement, la voix du porteur peut être captée par des transducteurs sensibles à la conduction osseuse qui sont pressés contre le cou (« microphone laryngé »), ou en contact avec le crâne (« **microphone ostéo-squelettique** »).

Certains appareils incluent à la fois des microphones de communication et des microphones environnementaux. Les dispositifs à privilégier incorporent des circuits électroniques spécialisés pour limiter les niveaux ambiants de pression acoustique perçus, afin que les haut-parleurs internes, eux-mêmes, ne puissent pas générer des signaux qui pourraient être dangereux pour le porteur. Ils peuvent également intégrer du traitement du signal afin d'améliorer la communication vocale (Brammer et al., 2014). Utilisés actuellement dans certaines industries, les **PIBs** électroniques sont maintenant couramment utilisés dans les environnements militaires où ils sont appelés systèmes tactiques de communication et de protection (**TCAPS**), et ont fait l'objet d'un examen approfondi dans Casali, (2010a).

Comme mentionné précédemment, dans des niveaux de bruit extrêmement élevés, lorsque les

serre-têtes antibruit circumauraux de communication peuvent ne pas fournir une atténuation suffisante du bruit ambiant pour permettre une communication claire, l'intelligibilité de la parole peut être améliorée en portant des bouchons d'oreilles passifs sous les serre-têtes antibruits à contrôle actif. Le bouchon d'oreille réduira à la fois le bruit ambiant et le signal souhaité, mais tant que le **Serre-tête antibruit** aura suffisamment de gain pour que sa sortie puisse être augmentée, sans distorsion, et ainsi permette de compenser pour la perte par insertion du bouchon d'oreille. Ainsi le rapport signal / bruit dans l'oreille de l'auditeur peut être significativement amélioré (Kardous, 2009).

Un autre moyen d'améliorer potentiellement la communication dans le bruit est d'intégrer la réduction active de bruit **ANR**, précédemment décrite, dans un serre-tête de communication. En se référant à la figure 36, le signal de parole souhaité est injecté via un circuit additionnel au contrôleur, où il est combiné et amplifié pour être transmis au haut-parleur interne. Pour certaines situations de bruit, les **serres-têtes à contrôle actifs** peuvent également bénéficier aux utilisateurs malentendants (Abel et Spencer, 1997; Lancaster *et al.*, 2007), mais certaines études montrent que les serres-têtes à contrôle actif de bruit améliorent significativement la reconnaissance des mots ou les seuils de réception de la parole par rapport aux serre-têtes antibruit passifs (Paschall et Chandler, 2004).

PROTHÈSES AUDITIVES ET IMPLANTS COCHLÉAIRES

La réglementation fédérale américaine **OSHA** (**OSHA**, 1983a) ne traitent pas directement la question des prothèses auditives ou des implants cochléaires utilisés dans les environnements professionnels, mais l'**OSHA** a publié une interprétation de l'applicabilité de la norme 29 CFR 1910.95 sur le bruit en milieu de travail pour les personnes malentendantes ou sourdes et, plus récemment, a spécifiquement discuté des prothèses auditives. Dans l'interprétation précédente, l'**OSHA** affirmait que le règlement s'appliquait à tous les employés, sans exception, et recommandait en outre que « les employés dont la capacité d'écoute est réduite ne peuvent pas porter une protection auditive simplement en éteignant leurs appareils auditifs lorsqu'ils travaillent en milieu bruyant. Les appareils auditifs ne sont pas des protecteurs auditifs. Les employés devraient enlever leurs prothèses auditives et porter des protections auditives avec suffisamment d'atténuation pour réduire tout bruit au-dessous de 85 dBA TWA. Les employés doivent être protégés contre les bruits excessifs, mais ils doivent également être en mesure d'entendre les bruits des machines ou les signaux avertisseurs nécessaires. Même les employés chez qui on a diagnostiqué une surdité sévère ou profonde peuvent encore entendre du bruit et doivent être protégés contre des pertes supplémentaires » (**OSHA**, 2004).

Cela étant dit, la communauté scientifique a une position un peu plus nuancée, récemment résumée dans Laroche *et al.*, (2014), où ils recommandent une évaluation au cas par cas de la condition auditive d'un travailleur à l'égard de ces questions. Par exemple, des implants cochléaires peuvent être envisagés pour les malentendants sévères. Comme l'a décrit Cire,

(2008), il n'y a aucun risque de perte auditive due au bruit professionnel supplémentaire dans l'oreille aidée par implant cochléaire lorsque l'utilisateur a déjà une perte auditive très élevée. Il poursuit en soulignant que le signal électrique de l'implant est adapté à la plage dynamique fonctionnelle de l'utilisateur, de sorte que l'inconfort causé par l'intensité sonore ne pose de problème. Ces approches individualisées sont soutenues par un officier de l'**OSHA** qui suggère qu'un avis médical soit obtenu puis présenté à l'agent de conformité de l'**OSHA** pour examen (Barry, 2015).

L'**OSHA**, (2014) a revu l'utilisation des prothèses auditives dans une note d'interprétation dans laquelle il appert que lorsque le **NRR** est spécifié par le fabricant de la prothèse auditive, cette dernière peut être utilisée comme protecteur auditif.

LES PROTHÈSES AUDITIVES ÉTEINTES

Lorsque les employés porteurs de prothèses auditives travaillent dans le bruit, ils peuvent demander à porter leurs prothèses, désactivées, à la place des **PIBs** traditionnels. Ces demandes peuvent être motivées par souci de confort (puisque'ils sont habitués à leur prothèse auditive personnalisée), ou de commodité (puisque leurs prothèses auditives sont disponibles), ou d'atténuation réduite (ce qui peut les aider à mieux entendre dans certaines conditions), ou simplement parce qu'ils peuvent souhaiter utiliser occasionnellement leurs prothèse en présence de bruit. Il a été observé que pour une prothèse intra-auriculaire ventilée typique, et même les dispositifs intra-auriculaires non ventilés selon la façon dont ils sont fabriqués, l'atténuation n'est pas suffisante pour la plupart des expositions professionnelles, les exceptions étant des cas marginaux. Cependant, malgré la mise en garde de l'**OSHA** mentionnée ci-dessus, avec une prothèse intra-auriculaire non ventilé et bien ajusté ou lorsque qu'un embout en mousse est utilisé, il est possible d'atteindre avec certaines prothèses une atténuation équivalente à celle de bouchons d'oreille standard disponibles dans le commerce (Berger, 1987; Héту *et al.*, 1992). Il est préférable de valider le niveau de protection en demandant à l'audiologiste qui a installé la prothèse auditive d'estimer son atténuation en utilisant l'audiométrie à champ sonore pour mesurer la différence des seuils auditifs avec et sans la prothèse éteinte.

Quelle que soit la décision prise concernant la capacité de la prothèse auditive à être utilisée comme protecteur auditif, la personne malentendante doit être protégée. Des exceptions peuvent inclure une personne ayant une perte auditive si sévère que le risque lié à l'exposition sonore est négligeable, ou des personnes ayant une perte de conductivité qui dépasse l'atténuation qu'un protecteur auditif peut fournir.

LA PROTHÈSE AUDITIVE ALLUMÉE

En attendant le jour où les aides auditives seront spécifiquement conçues pour protéger contre les bruits de haut niveau (Van Vliet, 2008), les prothèses auditives actuelles, qui procurent

généralement un gain maximal de 20 à 50 dB, peuvent potentiellement entraîner une perte auditive supplémentaire due au bruit lorsqu'elles sont utilisées en présence d'un bruit de haut niveau soutenu. Bien qu'aucune réponse définitive ne soit disponible, une recommandation prudente est que les employés ne doivent jamais utiliser leurs aides sans l'ajout d'un **Serre-tête antibruit** lorsque les niveaux sonores dépassent 80 dBA (Dolan et Maurer, (2000); Preves *et al.*, (1998); Verbsky, (2003, 2004); Laroche *et al.*, (2014)). Dans de tels cas, le gain et autres réglages de la prothèse auditive auront très probablement besoin d'un ajustement pour éviter une boucle de rétroaction (effet Larsen) sous le **Serre-tête antibruit**. Chaque fois que les prothèses auditives sont utilisées dans le bruit, un audiologiste doit être consulté pour les ajustements de ces dernières; un suivi prudent des employés est nécessaire, et une surveillance audiométrique plus fréquente (deux fois par an) est recommandée jusqu'à ce que la stabilité des seuils d'audition de l'individu puisse être vérifiée.

ÉCOUTEURS RÉCRÉATIFS

Souvent, les employés demandent à utiliser des écouteurs stéréo pour se protéger contre le bruit tout en leur permettant d'écouter de la musique. La figure 38 illustre le risque à compter sur ces dispositifs pour la protection de l'ouïe. En particulier, l'atténuation d'un écouteur populaire conçu avec transparence acoustique, et celle d'écouteurs classiques, sont tracées et peuvent être comparées à celle des **PIB** classiques de la figure 28.

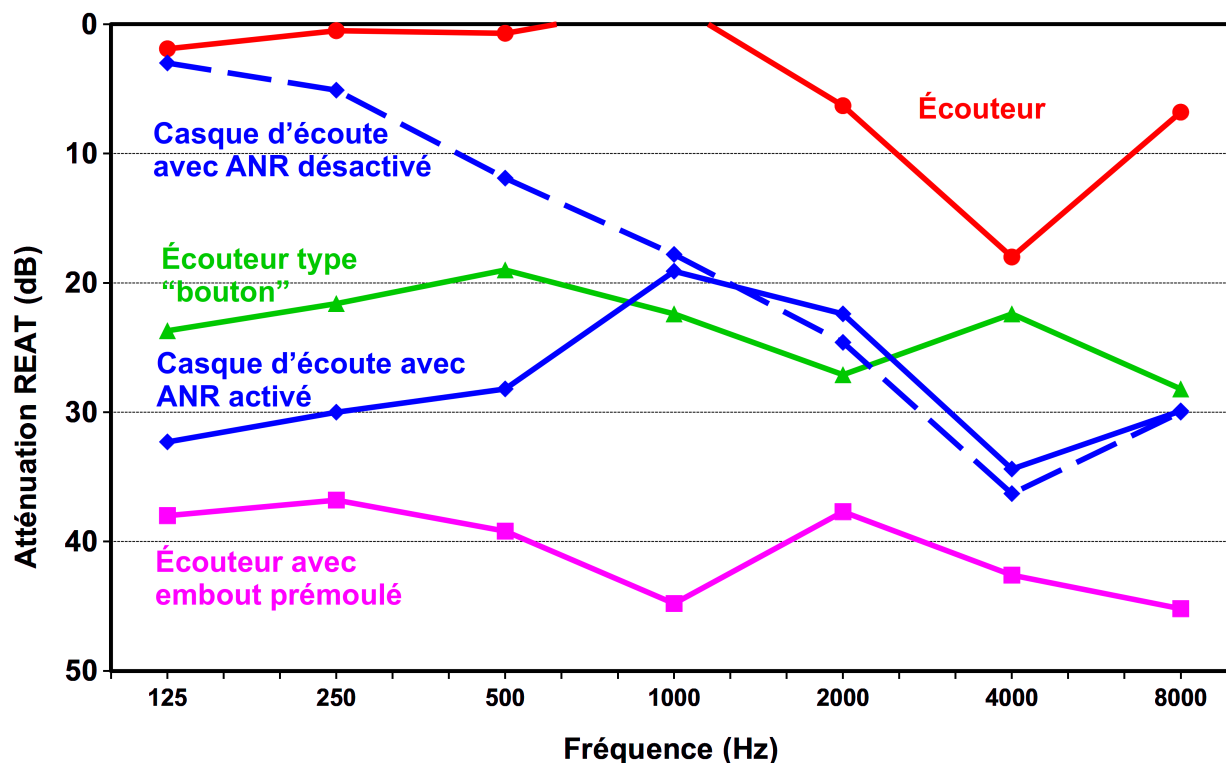


Figure 38 : Atténuation des différents types d'écouteurs récréatifs: écouteur placé dans la conche et acoustiquement transparent (ligne rouge), petit serre-tête antibruit ANR de type grand public en modes activé (ligne pleine bleue) et désactivé (ligne pointillée bleue), écouteurs récréatifs conventionnels (ligne verte) et écouteurs insérés avec embouts anti-bruit en mousse (ligne cyan).

La figure 38 présente également pour un écouteur circumaural récréatif à contrôle actif de bruit populaire des données qui montrent une protection offerte correcte, bien que le fabricant ne le commercialise pas à cette fin. Malheureusement, tous les écouteurs **ANR** récréatifs ne peuvent pas fournir ces niveaux de protection. La figure 38 présente aussi des écouteurs intra-auriculaires qui utilisent des embouts en mousse, des embouts prémoulés ou même des embouts moulés sur mesure pour fournir une atténuation substantielle lorsqu'ils sont correctement ajustés. Ces produits utilisent simplement l'atténuation passive et sont parfois appelés casques d'écoute ou écouteurs à isolation phonique. Ils permettent au porteur d'abaisser le niveau d'écoute à un niveau plus sécuritaire, car le bruit ambiant est partiellement réduit (Fligor et Ives, 2006; Voix *et al.*, 2008). Cependant, ces écouteurs à isolation phonique ne doivent pas être traités comme des **PIBs**, à moins que le fabricant ne le spécifie et qu'il ne fournisse l'indice d'atténuation correspondant. Idéalement, comme c'est le cas dans certains modèles, le produit incorpore également un moyen de limiter les niveaux sonores générés par les haut-parleurs internes de l'écouteur.

Les écouteurs récréatifs modernes peuvent seuls générer des niveaux de bruit dont l'équivalent en champ libre approche les valeurs pour lesquelles les critères de risque de dommages (**DRC**) sont établis, soit jusqu'à environ 107 dBA et peuvent même parfois atteindre 120 dBA si l'écouteur est bien ajusté à l'oreille (Keith *et al.* 2008). Comme ces écouteurs offrent la possibilité d'écouter à fort volume, tout en offrant une faible atténuation du bruit ambiant, dans de nombreux cas, les employés ont tendance à augmenter le volume de leur musique pour masquer (c.-à-d. « noyer ») le bruit ambiant, ce qui réduit leur capacité à communiquer ou entendre des signaux avertisseurs et qui augmente significativement leur exposition effective au bruit. Ainsi, l'utilisation d'écouteurs récréatifs non isolants devrait être interdite lorsque l'exposition sonore est égale ou supérieure à 85 dBA. La musique qu'ils fournissent peut réduire l'ennui et augmenter la productivité (Fox, 1971), mais ils offrent peu, voire pas de protection, et augmentent considérablement l'exposition au bruit (Autenrieth *et al.*, 2012). Une approche alternative et plus protectrice serait offerte par le port de **PIBs** intra-auriculaires ou circumauraux avec écouteurs intégrés dotés de fonctions de limitation de niveau pour éviter les expositions dangereuses au bruit.

Une autre considération est que les écouteurs sont souvent utilisés à des fins récréatives en dehors du lieu de travail, et que donc, la dose sonore qu'ils créent va ajouter à l'exposition au bruit en milieu de travail. Les études sur l'utilisation d'un lecteur de musique personnel récréatif tendent à montrer que 25% ou plus des utilisateurs dépassent les limites d'exposition sonore recommandées uniquement par leur écoute musicale récréative, suggérant qu'ils courent un risque accru de perte auditive due au bruit (Williams, 2009). Bien que certains auteurs aient fait des recommandations sur la durée et les niveaux d'écoute perçus, et même si certaines législations peuvent imposer aux fabricants des limitations sur la sortie électrique des lecteurs personnels, la sensibilité (le rendement de conversion entre l'énergie électrique reçue et le niveau de pression acoustique généré) des écouteurs rend problématique tous ces efforts. L'approche la plus sûre avec les écouteurs récréatifs reste de les utiliser seulement pour une écoute de courte durée, et au niveau le plus bas possible. Il faudrait également utiliser des écouteurs à isolation phonique dans des environnements plus forts afin de limiter l'exposition au bruit.

RÉFÉRENCES

Abel, S. M. and Spencer, D. (1997). "Active Noise Reduction versus Conventional Hearing Protection: Relative Benefits for Normal-Hearing and Impaired Listeners," *Scand. Audiol.*, 26(3), 155–167. doi:10.3109/01050399709074989

Allen, C. H., and Berger, E. H. (1990). "Development of a Unique Passive Hearing Protector with Level-Dependent and Flat Attenuation Characteristics," *Noise Control Eng. J.* 34(3), 97–105. doi:10.3397/1.2827760

ANSI/ASA (2010). "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,” S12.42-2010, Acoustical Society of America, New York, NY

ANSI/ASA (2016). “Methods for Measuring the Real-Ear Attenuation of Hearing Protectors,” S12.6-2016, Acoustical Society of America, New York, NY.

Autenrieth, D., Sandfort, D., Lipsey, T. and Brazile, W. (2012). “Occupational Exposures to Noise Resulting from the Workplace Use of Personal Media Players at a Manufacturing Facility,” *J. Occup. Env. Hyg.*, 9(10), 592–601. doi:10.1080/15459624.2012.713768

Bartholomae, R. (1994). “Active Noise Cancellation — Performance in Hearing Protector Under Ideal and Degraded Conditions,” Bureau of Mines, Pittsburgh, PA.

Bauer, R., Lotton, P., Hamery, P. and Bruneau, A. (2003). “An Active Noise Reduction Earplug Using a Piezoelectric Laterally Radiating Loudspeaker,” *Appl. Acoust.*, 64(6), 591–609. doi:10.1016/s0003-682x(02)00139-1

Berger, E. H. (2002). “Active Noise Reduction (ANR) in Hearing Protection: Does it Make Sense for Industrial Applications?” *Spectrum Suppl.* 1 19, 20–21.

Berger, E. H. (2011b). “The ER-15 – Development of a Good-Sounding Earplug,” *Canadian Hearing Report* 6, 30–32.

Berger, E. H., and Hamery, P. (2008). “Empirical Evaluation Using Impulse Noise of the Level-Dependency of Various Passive Earplug Designs,” *J. Acoust. Soc. Am.* 123, 3528. doi:10.1121/1.2934476

Berger, E. H. (1987). “EARLog #18 – Can Hearing Aids Provide Hearing Protection?” *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, 48(1), A20–A21.

Casali, J. G. (2010a). “Powered electronic augmentations in hearing protection technology circa 2010 including Active Noise Reduction, electronically-modulated sound transmission, and tactical communications devices: Review of design, testing, and research,” *Int. J. Acoust. Vib.*, 15(4), 186. doi:10.20855/ijav.2010.15.4269

Casali, J. G. (2010b). “Passive Augmentations in Hearing Protection Technology Circa 2010 Including Flat-Attenuation, Passive Level-Dependent, Passive Wave Resonance, Passive Adjustable Attenuation, and Adjustable-Fit Devices: Review of Design, Testing, and Research,” *Int. J. Acoust. Vib.*, 15(4), 187–195. doi:10.20855/ijav.2010.15.4269

Chasin, M. (1996) “Musicians and the Prevention of Hearing Loss”, Singular Publishing, San Diego, CA.

Cire, G. (2008). "Baha and Cochlear Implants Worn in the Presence of Industrial Noise," *Spectrum* 25(4), p. 9.

Dancer, A., Franke, R., Parmentier, G. and Buck, K. (1996). "Hearing Protector Performance and **NIHL** in Extreme Environments: Actual Performance of Hearing Protectors in Impulse Noise/Nonlinear Behavior," in A. Axlessen, H. Borchgrevink, R. Hamernik, P. Hellstrom, D. Henderson and R. Salvi (Eds.), *Scientific Basis of Noise-Induced Hearing Loss*, Thieme Medical Pub., Inc, NY, 321–338.

Dolan, T. and Maurer, J. (2000). "Hearing Aids in Occupational Settings: Safety and Management Issues," *Occup. Health Saf.*, 69(10), 104–106.

Fligor, B., and Ives, T. (2006). "Does Earphone Type Affect Risk for Recreational Noise-Induced Hearing Loss?" *Noise-Induced Hearing Loss in Children at Work and Play*, Cincinnati, OH.

Fox, J. (1971). "Background Music and Industrial Efficiency – A Review," *Appl. Ergonomics*, 2(2), 70–73. doi:10.1016/0003-6870(71)90072-x

Giguère, C., Laroche, C., Brammer, A. J., Vaillancourt, V., and Yu, G. (2011). « Advanced Hearing Protection and Communication: Progress and Challenges," in *Proceedings of the 10th International Congress on Noise as a Public Health Problem*, Vol. 24, 225-33.

Giguère, C. and Berger, E. H. (2015). "Modeling the Interaction between the Hearing Protector Attenuation Function and the Hearing Loss Profile on Sound Detection in Noise," in *EuroNoise*, Maastricht, The Netherlands. Retrieved from <http://www.conforg.fr/eurnoise2015/proceedings/data/articles/000415.pdf>

Giguère, C. and Berger E. H. (2016). "Speech Recognition in Noise Under Hearing Protection: A Computational Study of the Combined Effects of Hearing Loss and Hearing Protector Attenuation," *Int. J. Audiol.*, 55, S30-S40. doi:10.3109/14992027.2015.1129460

Hétu, R., Quoc, H. and Tougas, Y. (1992). "Can an Inactivated Hearing Aid Act as a Hearing Protector?" *Canadian Acoust.*, 20(3), 35–36.

Kardous, C. A. (2009). "NIOSH Alert: Preventing Occupational Exposures to Lead and Noise at Indoor Firing Ranges," NIOSH Publication Number 2009-136, National Institute for Occupational Safety and Health, Cincinnati OH.

Keith, S., Michaud, D., and Chiu, V. (2008). "Evaluating the Maximum Playback Sound Levels from Portable Digital Audio Players," *J. Acoust. Soc. Am.* 123, 4227–4237. doi:10.1121/1.2904465

- Lancaster, J., Casali, J., Valimont, R. and Gauger, D. (2007). "Do Active Noise Reduction Headsets Really Make a Difference in Speech Intelligibility, Protected Exposure Levels, and Workload for Pilots in Low-Frequency Cockpit Noise?" *Spectrum Suppl.* 1, 24, 22.
- Laroche, C., Vaillancourt, V., Gendron, M., Fortier, P., Paré, L., Giguère, C., and Voix, J. (2014). "Hearing Aids in Noisy Workplaces: a good or bad solution?" *Spectrum*, 32(2).
- Liedtke, M. (2002). "Specifying a General Criterion for Hearing Protectors with the Aim of Ensuring Good Acoustic Perception," *Noise & Vib. Worldwide* 33, 19–23. doi:10.1260/09574560260370105
- McKinley, R., Hall, J., Saunders, W., and Vaudrey, M. (2004). "Development and Performance of an Active Noise Reduction Earplug for use in Extreme Noise Environments," *J. Acoust. Soc. Am.*, 116(4, Pt. 2), 2595. doi:10.1121/1.4785355
- Murphy W, Tubbs RL. (2007). "Assessment of Noise Exposure for Indoor and Outdoor Firing Ranges," *J. Occ. Env. Hyg.* 4, 688–697. doi:10.1080/15459620701537390
- Niquette, P. A. (2009). "Uniform Hearing Protection for Musicians," in *Hearing Loss in Musicians: Prevention and Management*, M. Chasin (Ed.), Plural Publishing, Inc., San Diego, CA, 63-74
- OSHA. (1983a). "Occupational Noise Exposure; Hearing Conservation Amendment; Final Rule," *Occupational Safety and Health Administration*, 29CFR191095 *Fed Regist*, 48(46), 9738–97,"
- OSHA (2004). "Application of the Occupational Noise Standard to Employees Who Are Deaf or Have a Diminished Capacity to Hear," Aug. 3, 2004, retrieved July 12, 2015, from https://www.osha.gov/pls/oshaweb/owadisp.show_document?p_table=INTERPRETATIONS&p_id=24980.
- OSHA (2014). "The use of Hearing Aids as Hearing Protection Devices," Sept. 2, 2014, retrieved July 12, 2015, from https://www.osha.gov/pls/oshaweb/owadisp.show_document?p_table=INTERPRETATIONS&p_id=29312
- Paschall, D. and Chandler, C. (2004). "The Limited Benefit of **ANR** Headsets for Improving Speech Understanding in General Aviation Cockpits," in *Proceedings of 11th Int. Cong. on Sound and Vibration*, N. Ivanov, and M. Crocker, eds. , St. Petersburg, Russia, Politechnika, 1863–1870.
- Preves, D., Millier, R., Yanz, J., Anderson, B. and Hagen, L. (1998). "A Combination Custom Active Hearing Protector/Hearing Aid," *Hearing J.*, 51(2), 34–43

- Rudzyn, B. and Fisher, M. (2012). "Performance of Personal Active Noise Reduction Devices," *Appl. Acoust.*, 73(11), 1159–1167. doi:10.1016/j.apacoust.2012.05.013
- Solbeck, J., Maher, M., Deitrich, T., Ray, L., and Collier, R. (2007). "Active Noise Reduction Communication Earplug for Helicopter Crew," *J. Acoust. Soc. Am.*, 121(5) Pt.2, 3180. doi:10.1121/1.4782338
- Van Vliet, D. (2008). "Using Hearing Aids for Ear Protection," *Hearing J.*, 61(9), 70. doi:10.1097/01.hj.0000339514.95118.f4
- Verbsky, B. (2003). "Hearing Aids + Earmuffs: Safe & Effective within Limits," *Spectrum Suppl.* 1, 20, 24.
- Verbsky, B. (2004). "Hearing Aids + Earmuffs: Counter-Intuitive Hearing Conservation," *Update*, 16(2), p. 1 and 6.
- Voix, J. (2014). "Did you say 'bionic' ear?" in *Canadian Acoustics*, 42(3), 68-69.
- Voix, J., Le Cocq, C. and Hager, L. D. (2008). "The Healthy Benefits of Isolating Earphones," in *Proceedings of Meetings on Acoustics*, Vol. 4, p. 050003. doi:10.1121/1.2979231
- Williams, W. (2009). "Trends in Listening to Personal Stereos," *Int. J. Audiol.* 48, 784–788. doi:10.3109/14992020903037769

NORMES, RÈGLEMENTS ET DOCUMENTS CONNEXES DES PIBS

ELLIOTT H. BERGER ET JÉRÉMIE VOIX

NORMES AUX ÉTATS-UNIS

Actuellement, il existe trois normes américaines concernant spécifiquement les protecteurs auditifs.:

- ANSI S12.6-2016 – spécifie les évaluations **REAT** des **PIBs**;
- ANSI S12.42-2010 – spécifie les mesures **MIRE** et **ATF** des **PIBs**;
- ANSI S12.68-2007 (R2020) – spécifie le calcul des niveaux de protection effectifs en utilisant les approches **OB**, **NRSA** et **NRSG**.

Une quatrième norme, ANSI S3.19-1974, supplantée par la norme S12.6 et actuellement retirée, est toujours spécifiée dans le règlement américain sur Règlement sur l'étiquetage des protecteurs auditifs de l'EPA et a donc un impact important sur le marché (voir la section suivante sur le règlement EPA sur l'étiquetage). Les utilisateurs présument souvent à tort que les normes ANSI spécifiant la méthode **REAT** contiennent des critères pour juger de l'acceptabilité des **PIBs**. En fait, ces normes ne décrivent que des méthodes pour déterminer l'atténuation du protecteur auditif. Les méthodes ne confèrent en aucun cas une homologation, ni n'attribuent un degré de qualité particulier, aux dispositifs testés.

Un processus d'accréditation du Department of Commerce existe également et est géré par le National Voluntary Laboratory Accreditation Program (**NVLAP**). Les laboratoires peuvent être accrédités par le programme (comme au moins quatre installations américaines l'étaient vers 2016) pour des tests selon ANSI S3.19-1974, ANSI S12.6-2016, et ANSI S12.42-2010. L'accréditation indique que les laboratoires respectent de nombreuses procédures spécifiques. Elle n'assure cependant pas les résultats d'un test particulier, ni ne certifie les appareils testés. À l'heure actuelle, il n'existe aux États-Unis aucune agence fédérale, ou gouvernementale, ni aucun organisme de normalisation qui approuvent ou homologuent des **PIBs** particuliers à vendre ou à utiliser, même s'il existe un règlement EPA exigeant l'étiquetage de tous les emballages de **PIB**.

L'**OSHA** aborde l'utilisation de protecteurs auditifs dans le Hearing Conservation Amendment (OSHA, 1983a), exigeant que les **PIBs** réduisent l'exposition (TWA) de l'employé à 90 dBA ou moins, et dans les cas d'employés présentant des changements de seuil standard ou n'ayant pas encore passé d'audiogramme, à 85 dBA ou moins. Aucun type particulier

ou marque de **PIBs** n'est spécifiquement recommandé ni proscrit. La méthode d'évaluation du niveau de réduction attendu figure à l'annexe B de l'amendement. Un organisme gouvernemental connexe qui dispose également d'une règle spécifiant l'utilisation des **PIBs** dans le bruit, la Mine Safety and Health Administration, publie une liste intitulée « Hearing Protector R & D Factor List » (MSHA, 2014). Le seul critère pour qu'un appareil puisse être listé est qu'il soit testé selon une des normes ANSI **REAT**, et que les données soient disponibles dans la documentation commerciale ou sur les fiches techniques.

RÈGLEMENT D'ÉTIQUETAGE DE L'EPA

La loi américaine sur le contrôle du bruit de 1972 habilite l'EPA à étiqueter tous les dispositifs produisant du bruit et ceux le réduisant. La première, et la seule, norme qui a été promulguée pour les dispositifs de réduction du bruit est la réglementation sur l'étiquetage des protecteurs auditifs (EPA, 1979). Comme pour les législations précédemment discutées, il n'a pas été précisé les critères selon lesquels les **PIBs** devaient être jugés acceptables ou non. Il est toutefois précisé que l'atténuation de tout dispositif, ou matériel, susceptible d'être porté sur la tête, ou dans le **Conduit auditif**, vendu en totalité ou en partie en fonction de sa capacité à réduire le niveau de bruit entrant dans l'oreille, devait être évalué selon la norme ANSI S3.19 (ANSI S3.19-1974). Un **NRR** devait être calculé et placé sur une étiquette dont la taille et la configuration étaient bien définies.

Au début des années 1980, les réductions budgétaires à l'EPA ont conduit à l'élimination de la division du contrôle du bruit. Incapable de faire respecter la réglementation, l'EPA a ensuite révoqué les tests de vérification de produits et les exigences connexes en matière de déclaration et documentation. Cependant, le reste du règlement est resté valable et à appliquer, même si beaucoup, dans la communauté professionnelle, avaient des inquiétudes sur la valeur **NRR** (comme discuté dans la section d'Atténuation du Monde Réel) et s'interrogeaient sur les limites d'une telle législation. Par exemple, la loi s'applique uniquement aux **PIBs** passifs; les dispositifs électroniques sont étiquetés avec leur **NRR**, mais celui-ci ne s'applique qu'à l'appareil éteint. Les **PIBs** avec atténuation dépendante du niveau ne sont même pas considérés dans la législation.

Reconnaissant la nécessité de mettre à jour la règle, l'EPA s'est engagée en 2003 dans le processus en s'appuyant sur des audiences et ateliers publics. Six ans plus tard, en 2009, une proposition de loi exigeait une nouvelle étiquette et une nouvelle méthode d'évaluation, ainsi que des tests selon la méthode A de la norme ANSI S12.6 (voir la section « Atténuation optimale » du chapitre Caractéristiques d'atténuation des **PIBs**). Cependant, la proposition était complexe, confuse, techniquement erronée, elle a reçu de nombreux commentaires de la part d'acteurs de l'industrie et d'experts dans le domaine. L'EPA a travaillé pour répondre aux préoccupations et émettre une loi révisée, mais à ce jour, n'a pas été en mesure de finaliser ce processus. Il semble improbable que l'EPA puisse mettre à jour la sous-partie B du 40 CFR Part

211 dans un proche avenir, en raison d'un manque de fonds et de personnel pour effectuer le travail requis et des processus de réglementation américains en vigueur.

NORMES INTERNATIONALES

Le principal groupe de travail de l'Organisation internationale de normalisation (ISO) chargé des normes **PIB** relève du Comité technique 43 et de son sous-comité 1 et est identifié comme ISO / TC43 / SC1 / WG17. Au cours des 30 dernières années, le nombre et la complexité des normes ISO relatives aux **PIBs** ont considérablement augmenté et comprennent aujourd'hui les parties 1 à 6 de la norme ISO 4869, telles que listées ci-dessous.

- ISO 4869-1:2018 Acoustique — Protecteurs individuels contre le bruit — Partie 1 : Méthode subjective de mesurage de l'affaiblissement acoustique. Il s'agit d'une méthode d'atténuation en oreille réelle correspondant approximativement à la méthode A de la norme ANSI S12.6-2016.
- ISO 4869-2:2018 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. La norme spécifie trois méthodes (la méthode par bande d'octave, la méthode **HML** et la méthode **SNR**) pour estimer les niveaux de pression acoustique effectifs pondérés A en cas d'utilisation de protecteurs et correspond approximativement aux méthodes NRSA, NRSG et **OB** dans ANSI S12.68-2007 (R2012).
- ISO 4869-3:2007 Acoustique — Protecteurs individuels contre le bruit — Partie 3: Mesurage de l'affaiblissement acoustique des protecteurs du type serre-tête au moyen d'un dispositif d'essai acoustique. Cette norme spécifie une méthode de mesurage de l'affaiblissement acoustique des protecteurs individuels contre le bruit du type serre-tête au moyen d'un dispositif d'essai acoustique. Elle est similaire à la norme ANSI S12.42-2010, mais pas aussi complète relativement aux exigences **ATF**.
- ISO/TR 4869-4:1998 Acoustique — Protecteurs individuels contre le bruit — Partie 4 : Mesurage des niveaux effectifs de pression acoustique des serre-tête destinés à la restitution du son. Ce rapport technique spécifie une méthode d'essai physique pour les serre-tête destinés à la restitution du son. Les mesurages physiques sont effectués à l'aide du dispositif d'essai acoustique conformément à l'ISO/TR 4869-3 ou à l'aide d'un simulateur de tête et de torse (STET) approprié. Il n'y a pas de contrepartie ANSI bien que certaines mesures de ces types soient décrites dans ANSI S12.42-2010.
- ISO/TS 4869-5:2006 Acoustique — Protecteurs individuels contre le bruit — Partie 5 : Méthode d'estimation de la réduction du bruit au moyen de réglages par des sujets d'essai non expérimentés. Cela correspond assez étroitement à la méthode B de la norme ANSI S12.6-2016.

- ISO 4869-6:2019 Acoustique — Protecteurs individuels contre le bruit — Partie 6 : Détermination de l'affaiblissement acoustique des serre-tête à réduction active du bruit. Cette norme concerne les serre-tête à réduction active du bruit (**ANR**). Il précise les méthodes d'essai pour la détermination de l'isolement acoustique actif et les procédures de calcul pour en dériver l'affaiblissement total. Il n'y a pas de contrepartie ANSI bien que certaines mesures de ces types soient décrites dans ANSI S12.42-2010.

Les normes ISO concernant les **PIBs** sont plus complètes que celles des États-Unis, et sont étroitement liées aux règlements de la Commission européenne pour la vente et l'étiquetage des protections auditives dans l'Union Européenne. Les États-Unis n'ont pas d'homologue à ce processus d'approbation de **PIB**, car il est généralement estimé que, pour des dispositifs de cette nature, les approbations devraient être laissées aux organisations acheteuses, en particulier pour des produits peu coûteux et facilement remplaçables. Comme de plus en plus de produits électroniques entrent sur le marché américain, cette façon de penser peut changer.

Une norme européenne (EN) importante à mentionner, pour laquelle les États-Unis n'ont également pas d'équivalent, est l'EN 458: 2016, un document d'orientation de grande envergure sur la sélection, l'utilisation, le soin et la maintenance des **PIBs**.

RÉFÉRENCES

ANSI/ASA (1974). "Method for the Measurement of Real-Ear Protection of Hearing Protectors and Physical Attenuation of Earmuffs," S3.19-1974 (ASA STD 1-1975). Acoustical Society of America, New York, NY.

ANSI/ASA (2007). "Methods of Estimating Effective A-Weighted Sound Pressure Levels When Hearing Protectors are Worn," S12.68-2007 (R2012), Acoustical Society of America, New York, NY.

ANSI/ASA (2010). "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," S12.42-2010, Acoustical Society of America, New York, NY

ANSI/ASA (2016). "Methods for Measuring the Real-Ear Attenuation of Hearing Protectors," S12.6-2016, Acoustical Society of America, New York, NY.

EN (2016). "Hearing Protectors — Recommendations for Selection, Use, Care and Maintenance — Guidance Document," BS EN 458:2016, European Committee for Standardization, Brussels.

EPA. (1979). "Noise Labeling Requirements for Hearing Protectors," Environmental Protection Agency, Fed Regist 44(190), 40CFR Part 211, 56130–56147.

ISO (1998) “Acoustics — Hearing protectors — Part 4: Measurement of effective sound pressure levels for level-dependent sound-restoration ear-muffs,” ISO/TR 4869-4:1998, International Organization for Standardization, ISO/TR 4869-4:1998, Geneva, Switzerland.

ISO (2006) “Acoustics —Hearing protectors — Part 5: Method for estimation of noise reduction using fitting by inexperienced test subjects,” International Organization for Standardization, ISO/TS 4869-5:2006, Geneva, Switzerland.

ISO (2007) “Acoustics —Hearing protectors — Part 3: Measurement of insertion loss of ear-muff type protectors using an acoustic test fixture,” International Organization for Standardization, ISO 4869-3:2007, Geneva, Switzerland.

ISO (2018a) « Acoustics — Hearing protectors — Part 1: Subjective method for the measurement of sound attenuation », International Organization for Standardization, ISO 4869-1:2018, Geneva, Switzerland.

ISO (2018b) « Acoustics — Hearing protectors — Part 2: Estimation of effective A-weighted sound pressure levels when hearing protectors are worn », International Organization for Standardization, ISO 4869-2:2018, Geneva, Switzerland.

ISO (2019). “Acoustics — Hearing protectors — Part 6: Determination of sound attenuation of active noise reduction ear-muffs,” International Organization for Standardization, ISO/CD 4869-6:2019, Geneva, Switzerland.

OSHA. (1983a). “Occupational Noise Exposure; Hearing Conservation Amendment; Final Rule,” Occupational Safety and Health Administration, 29CFR191095 Fed Regist, 48(46), 9738-97,”

MSHA (2014). “Hearing Protector R & D Factor List” Mine Safety and Health Administration.

RECOMMANDATIONS

ELLIOTT H. BERGER ET JÉRÉMIE VOIX

Cette section fournit un examen et une analyse complète de la sélection, de l'émission, de la mesure et de la performance des **PIBs**, avec les contenus les plus pratiques en début de section. On ne saurait trop insister sur le fait que l'impact le plus significatif que l'hygiéniste industriel peut avoir sur la prévention de la perte auditive à long terme consiste à veiller à l'adaptation, la délivrance, la formation et la motivation. En fait, lorsque les TWAs sont inférieures ou égales à 95 dBA, pratiquement tout protecteur auditif suffira à condition qu'il soit bien ajusté et qu'il soit porté correctement et régulièrement (Royster et Royster, 1985). Ce n'est que lorsque les expositions quotidiennes dépassent 95 dBA qu'une plus grande attention devrait être portée à l'atténuation de l'environnement sonore et aux estimations de performance sur le terrain. Lorsqu'elles approchent et dépassent 100 dBA, les critères d'atténuation pour la sélection deviennent une préoccupation majeure. Dans de tels cas, les systèmes de tests d'ajustements (**FAES**, voir section [XREF] sur les tests d'ajustement) devraient être utilisés pour les estimations d'atténuation; cependant, en général, les données suggèrent que des bouchons d'oreille en mousse, ou des serre-têtes antibruit, ou pour des expositions supérieures à environ 100 à 105 dBA, une combinaison des deux, devraient être requis (CSA, 2014; EN, 2016; NIOSH, 1998).

L'électronique est de plus en plus utilisée dans les **PIBs**, comme indiqué dans la section sur les produits spécialisés (voir des **PIBs** spécialisés et autres appareils qui bloquent le son à l'oreille), et peut améliorer significativement la communication et l'audition/compréhension, voire offrir de la réduction de bruit, en particulier pour les malentendants. Ces appareils ont un coût et un besoin de maintenance supplémentaires. Ils peuvent être plus difficiles à distribuer. Cependant, ils valent la peine d'être pris en compte pour les employés qui travaillent dans des environnements sonores particuliers et dangereux, comme proche de tir d'armes, dans l'armée et, bien sûr, dans des véhicules tels que des avions de combat et des chars d'assaut lorsque la communication est vitale et que l'énergie électrique est facilement disponible.

Les protecteurs auditifs ne sont pas une solution miracle et ne peuvent pas être distribués sans discernement, mais ils peuvent fonctionner lorsqu'ils sont utilisés dans le contexte d'un **PPPA** bien défini et correctement mis en œuvre (voir la section sur les taux d'utilisation, l'efficacité du PIB et l'efficacité du programme de prévention de la perte auditive) surtout maintenant que les systèmes de test d'ajustement (**FAES**) sont utilisés de manière plus systématique (Murphy *et al.*, 2011). Une mise en œuvre efficace est principalement liée à l'humain et non à l'aspect technique du dispositif. En fait, dans une étude à grande échelle démontrant une efficacité

de HLPP avec une base de données de plus de 100 000 audiogrammes, aucune relation n'a été observée entre les groupes de classe A (protecteurs offrant plus d'atténuation) et de classe B (protecteurs offrant moins d'atténuation) des dispositifs (Gillis et Harrison, 1993). Cela était évident dans toutes les industries étudiées. De telles découvertes soutiennent un axiome largement cité, mais souvent méconnu: le meilleur protecteur auditif est celui qui est porté et porté correctement. Et ce protecteur sera celui qui correspond au bruit, à l'environnement et surtout à la personne qui a besoin de protection auditive.

RÉFÉRENCES

CSA. (2014). "Hearing Protection Devices – Performance, Selection, Care, and Use," Z94.2-14, includes 2015 Errata, Canadian Stds. Assoc., Toronto, Canada.

EN (2016). "Hearing protectors – Recommendations for selection, use, care and maintenance – Guidance document," EN 458:2016, European Committee for Standardization, Brussels.

Gillis, H. and Harrison, C. (1993). "Hearing Protection – What is the Best?" *Spectrum Suppl.* 1, 10, 20–21.

Murphy, W.J., Azman, A., Berger, E.H., Grigorie, M., Michael, K., Jerome, J., Witt, B., and Voix, J. (2011). "Hearing Protector Fit-Testing: No Two Ears are the Same," *Spectrum, Suppl* 2, 28, 19- 20.

NIOSH. (1998). "Criteria for a Recommended Standard – Occupational Noise Exposure, Revised Criteria," No. DHHS (NIOSH) Pub. No. 98-126, Natl. Inst. for Occup. Saf. and Health, Cincinnati, OH.

Royster, L. and Royster, J. (1985). "Hearing Protection Devices," in *A. Feldman & C. Grimes (Eds.), Hearing Conservation in Industry*, Williams and Wilkins, Baltimore, MD, 103-150.

Adapté de plusieurs chapitres de l'ouvrage de référence "Noise Manual" publié par l'*American Industrial Hygiene Association* et utilisé aux É.-U. pour la certification des hygiénistes industriels CAOHC (*Council for Accreditation in Occupational Hearing Conservation*), le premier tome de "Paupières d'oreilles" aborde l'ensemble des aspects propres aux protecteurs auditifs, depuis leur sélection adéquate en fonction du type d'exposition sonore jusqu'à la mesure de leur performance effective terrain, en passant par la revue de tous les inconvénients connus et de leurs possibles palliatifs. Ce tome est écrit dans une perspective nord-américaine incluant donc -en français- les plus récentes références scientifiques américaines, canadiennes et québécoises disponibles.

Cet ouvrage trouve donc sa place entre les mains de tous les hygiénistes industriels, médecins du travail, responsables santé sécurité au travail, législateurs et preneurs de décisions, en quête de réponses simples au problème complexe du bon usage des protecteurs auditifs dans leur lutte quotidienne pour la préservation d'un des plus complexes et fragiles de nos cinq sens.



Jérémie Voix, ing., Ph.D.

Physicien de formation et acousticien par passion, le professeur Jérémie Voix est auteur de plus de 175 articles scientifiques et 25 brevets en technologies otiques. Il siège à l'Association canadienne de normalisation (CSA) et participe activement à l'écriture des dernières normes sur la protection auditive (Z94 et Z1007) et sur la mesure de l'exposition au bruit (Z107). Membre actif de l'*American National Standard Institute* (ANSI), il est l'instigateur de la norme ANSI S12.71 sur les tests d'ajustements ("*fit-test*") des protecteurs auditifs. Depuis 2018, il prend part également à l'initiative "*Make Listening Safe*" sous l'égide de l'Organisation mondiale de la santé (OMS). Titulaire de la chaire de recherche industrielle ÉTS-EERS en technologies intra-auriculaires (CRITIAS), il développe avec son équipe les futures générations de dispauditifs ("*hearables*").

ISBN : 978-2-925481-01-0

Le contenu -régulièrement mis à jour- de cet ouvrage
est disponible gratuitement à l'adresse suivante :
<https://pressbooks.etsmtl.ca/jvoix/>



9 782925 481010