

Mise au point d'une méthode de mesure objective de l'effet d'occlusion basée sur la voix

Hugues Nélisse
Hugo Saint-Gaudens
Franck Sgard
Olivier Dautres

RAPPORTS
SCIENTIFIQUES

R-1118



NOS RECHERCHES travaillent pour vous !

Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

Mission

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes;

Assurer la diffusion des connaissances et jouer un rôle de référence scientifique et d'expertise;

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail.

Pour en savoir plus

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement. www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement :

- au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CNESST (preventionautravail.com)
- au bulletin électronique [InfoIRSST](#)

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec
2021
ISBN : 978-2-89797-153-3

IRSST - Direction des communications
et de la valorisation de la recherche
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail
Mars 2021

Mise au point d'une méthode de mesure objective de l'effet d'occlusion basée sur la voix

Hugues Nélisse¹, Hugo Saint-Gaudens²,
Franck Sgard¹, Olivier Doutres²

¹ IRSST

² École de technologie supérieure ÉTS

RAPPORTS
SCIENTIFIQUES

R-1118



Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

Cette publication est disponible en version PDF sur le site Web de l'IRSST.



ÉVALUATION PAR DES PAIRS

Conformément aux politiques de l'IRSST, les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

REMERCIEMENTS

Les auteurs tiennent à témoigner leur gratitude envers les personnes qui ont participé aux essais en laboratoire. En particulier, les auteurs désirent remercier Laurence Martin pour tout le support qu'elle a fourni sur les questions liées aux aspects audiologiques. Ils tiennent aussi à souligner la participation financière de Mitacs.

SOMMAIRE

Lors de l'utilisation de protecteurs auditifs ou de prothèses auditives, le fait d'obstruer le canal auditif peut engendrer un effet indésirable et désagréable, appelé « effet d'occlusion », qui se manifeste notamment par la sensation que notre propre voix sonne différemment, avec de basses fréquences amplifiées, qu'elle est distordue. L'effet d'occlusion est souvent considéré comme une source d'inconfort qui entraîne parfois les utilisateurs de protecteurs ou de prothèses à mal les utiliser ou encore à simplement les retirer. Dans le cas des travailleurs, par exemple, le retrait des protecteurs auditifs peut les exposer à des niveaux de bruits potentiellement dangereux, et ainsi leur faire perdre les bénéfices apportés par les protecteurs. Il importe donc de bien quantifier cet effet pour mieux le comprendre ou encore pour guider l'utilisateur dans le choix d'un protecteur plus efficace. L'effet d'occlusion se caractérise par une augmentation du niveau de pression acoustique en basses fréquences dans le conduit auditif occlus, induite par des excitations internes du corps (parole, mastication, respiration, etc.). Ainsi, en apparence, la mesure de l'effet d'occlusion pourrait se faire « tout simplement » en mesurant cette augmentation du niveau de bruit lorsque l'oreille est occluse. Malheureusement, bien que des méthodes de mesure existent pour quantifier l'effet d'occlusion obtenu chez des sujets humains, il n'y a pas de consensus dans la communauté scientifique quant à la meilleure méthode à utiliser et aucune de celles-ci n'est normalisée.

Une approche jugée prometteuse consiste à mesurer l'effet d'occlusion à l'aide de microphones placés dans le conduit auditif et à utiliser notre propre voix comme source d'excitation. Ce projet vise à 1) étudier la robustesse d'une telle méthode de mesure objective de l'effet d'occlusion, 2) proposer une alternative originale pour évaluer l'effet d'occlusion, basée sur une seule prise de mesure, et 3) proposer des indicateurs de performance appropriés. Des essais ont été conduits avec deux types d'excitations chez des sujets humains, afin d'analyser comment ces excitations affectent l'effet d'occlusion. Ainsi, différentes excitations vocales (énumération de nombres aléatoires, maintien des voyelles /i/ et /ə/) à différents niveaux d'efforts ont été utilisées, de même que des excitations par conduction osseuse (ossivibrateur et mastication).

L'analyse détaillée des résultats a permis de dresser les constats suivants : i) il est possible de définir un indice à valeur unique robuste traduisant l'effet d'occlusion; ii) l'effort vocal a peu d'effet sur l'effet d'occlusion objectif mesuré; iii) l'utilisation de nombres aléatoires plutôt que de voyelles (/i/ et /ə/) facilite l'application de la méthode par effort vocal et permet de diminuer la variabilité intersujets; iv) comme attendu, l'excitation vocale produit un effet d'occlusion inférieur à celui produit sous excitation par conduction osseuse (ossivibrateur ou mastication); v) la mastication comme source d'excitation produit un effet d'occlusion moyen semblable à celui obtenu avec un ossivibrateur; vi) l'excitation par ossivibrateur produit des variabilités intersujets plus importantes que l'excitation par effort vocal avec des nombres aléatoires.

La méthode, basée sur l'utilisation de la voix et présentée dans ce rapport, est relativement facile à mettre en œuvre et requiert peu d'équipements difficiles à opérer. En ce sens, elle est bien adaptée à une éventuelle utilisation terrain et pourrait ouvrir la voie à l'élaboration d'une méthode normalisée. À terme, elle devrait faciliter le choix de protecteurs en permettant d'obtenir des indicateurs de performance liés à l'effet d'occlusion, en complément aux indicateurs de performance déjà existants, liés à l'atténuation sonore apportée par les protecteurs.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	i
SOMMAIRE	iii
TABLE DES MATIÈRES	v
LISTE DES TABLEAUX	vii
LISTE DES FIGURES	ix
LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xi
1. Introduction	1
2. État des connaissances	3
2.1 Problèmes liés à l'utilisation des protecteurs auditifs	3
2.2 Effet d'occlusion	4
2.3 Mesure de l'atténuation sonore et de l'effet d'occlusion.....	7
2.3.1 Mesure de l'atténuation sonore (AS)	7
2.3.2 Mesure de l'effet d'occlusion (EO) objectif et subjectif	8
2.4 Relation entre l'atténuation et l'effet d'occlusion	12
2.5 Bilan	13
3. Objectifs de recherche	15
3.1 Objectif principal	15
3.2 Objectifs spécifiques	15
4. Méthodologie	17
4.1 Volet S1	17
4.1.1 Environnement de test.....	17
4.1.2 Sélection des participants	19
4.1.3 Protecteurs auditifs utilisés et oreillettes de mesures	19
4.1.4 Déroulement de la séance expérimentale	20
4.2 Volet S2 (résumé)	22
4.2.1 Environnement de test.....	22
4.2.2 Sélection des participants et des protecteurs	23
4.2.3 Déroulement des essais	24
4.3 Calculs complémentaires	25
4.3.1 Effet d'occlusion « temps réel » (RTOE).....	25
4.3.2 Atténuation sonore.....	26

4.4	Représentation des données et analyses statistiques	26
4.4.1	Conventions utilisées	26
4.4.2	Taille des séries de données	27
5.	Résultats	29
5.1	Valeurs moyennes et écarts-types : volets S1 et S2	29
5.2	Indicateurs à valeur unique	31
5.2.1	Indicateurs basés sur l'utilisation du L_{eq}	31
5.2.2	Utilisation du niveau sonore percentile L_n	34
5.3	Effet de l'excitation	36
5.3.1	Effet de l'effort vocal	36
5.3.2	Effort vocal c. mastication ou ossivibrateur.....	38
5.4	Comparaison entre EO et RTOE.....	39
6.	Discussion	43
6.1	Effet d'occlusion en fonction de la fréquence et indice à valeur unique	43
6.2	Effet du type d'excitation	44
6.3	Comparaison entre l'EO objectif et le RTOE	45
6.4	Limites de l'étude	45
7.	Conclusion	47
	BIBLIOGRAPHIE	49
	ANNEXE A : Séquence des mesures pour le volet S1	53
	ANNEXE B : Taille des échantillons traités	55
	ANNEXE C : Résultats des analyses statistiques	57
C.I	Analyse statistique liée aux données présentées à la Figure 18.....	57
C.II	Analyse statistique liée aux données présentées à la Figure 19.....	59
C.III	Effet d'occlusion par sujet pour la mastication et l'ossivibrateur pour le volet S1	60

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.	Définitions de l'effet d'occlusion	4
Tableau 2.	Description des excitations à produire par le participant lors de la 2 ^e partie de la séance du volet S1, pour chaque configuration d'occlusion.....	22
Tableau 3.	Nombre de séances d'essais réalisées pour chaque combinaison coquilles/bouchons lors du volet S2	24
Tableau 4.	Indicateurs à valeur unique utilisés, basés sur l'utilisation du L_{eq}	32
Tableau 5.	Taille des échantillons analysés	55
Tableau 6.	Résultats des <i>tests-t</i> avec mesures répétées : tableaux des différences entre les moyennes (haut) et des valeurs p (bas) pour les différents types et niveaux d'effort vocal pour l'oreille ipsilatérale.	57
Tableau 7.	Résultats des <i>tests-t</i> avec mesures répétées : tableaux des différences entre les moyennes (haut) et des valeurs p (bas) pour les différents types et niveaux d'effort vocal, pour l'oreille controlatérale.....	58
Tableau 8.	Anova avec mesures répétées sur l'effet du facteur effort vocal.....	59

LISTE DES FIGURES

Figure 1.	Illustration de l'influence du volume occlus sur l'effet d'occlusion pour un bouchon ou un serre-tête	5
Figure 2.	Effet d'occlusion, en dB, pour un bouchon peu inséré (<i>Shallow</i>), inséré plus profondément (<i>Deep</i>) et un serre-tête (<i>Muff</i>), mesuré par ossivibrateur/microphones (–); ossivibrateur/seuils audiométriques (—) et par modélisation (–.).....	6
Figure 3.	Illustration des chemins de conduction aérienne et osseuse pour le cas d'une oreille non protégée.....	6
Figure 4.	(a) Photo d'un ossivibrateur; (b) exemple de positionnement d'un ossivibrateur sur la mastoïde d'un sujet.	9
Figure 5.	Effet d'occlusion moyen en fonction de la fréquence pour les trois types de protection testés et pour deux sujets : (a) sujet 3, (b) sujet 21.....	11
Figure 6.	Environnement de test, composé de quatre haut-parleurs décorrélés, de deux microphones de référence et d'un écran affichant un système de rétroaction sonore en temps réel.....	18
Figure 7.	Positionnement de l'ossivibrateur sur l'os temporal d'un participant portant une des oreillettes.	18
Figure 8.	Dispositifs de mesure utilisés.	20
Figure 9.	Illustration du positionnement des microphones pour la mesure de la pression acoustique dans le canal et à l'extérieur de l'oreille.....	23
Figure 10.	Protecteurs utilisés lors des séances du volet S2.	24
Figure 11.	Illustration de la boîte à encoches de Tukey.	27
Figure 12.	Moyennes et écarts-types de l'effet d'occlusion en fonction de la fréquence pour le volet S1.	30
Figure 13.	Moyennes et écarts-types de l'effet d'occlusion objectif en fonction de la fréquence pour le volet S2.	31
Figure 14.	Indicateurs à valeur unique pour le volet S1.	33
Figure 15.	Indicateurs à valeur unique pour le volet S2.	34
Figure 16.	Comparaison de l'effet d'occlusion moyen obtenu avec les bouchons de type « Push-in » pour le volet S2, avec les niveaux sonores percentiles L_n et avec le niveau sonore L_{eq} , pour l'excitation vocale par énumération de nombres aléatoires.....	35
Figure 17.	Indice d'effet d'occlusion, IEO, sous forme de boîtes à encoches, calculé en utilisant différents niveaux sonores percentiles pour le volet S2.....	36
Figure 18.	Indice d'effet d'occlusion (volet S1) pour les différents types (nombres aléatoires /###/ et voyelles /i/ et /ə/) et niveaux d'effort vocal, ainsi que pour l'ossivibrateur en mode supraliminaire (Ossi Obj).....	37

Figure 19.	Indice d'effet d'occlusion (volet S2) pour les 3 modèles de coquilles et les 3 modèles de bouchons testés à différents niveaux d'effort vocal.	38
Figure 20.	Indice d'effet d'occlusion (volet S1), sous forme de boîtes à encoches, pour les différents types d'excitation utilisés.	39
Figure 21.	Moyenne et écart-type de l'effet d'occlusion (volet S1) pour les 3 types d'excitation par effort vocal (nombres aléatoires /###/ et voyelles /i/ et /ə/) et pour l'excitation par mastication (Mast) : EO (courbes pleines); RTOE (courbes en pointillés).	40
Figure 22.	Indice d'effet d'occlusion (volet S1) pour les 3 types d'excitation par effort vocal (nombres aléatoires /###/ et voyelles /i/ et /ə/) et pour l'excitation par mastication (Mast) : comparaison entre l'EO et le RTOE.	41
Figure 23.	Effet d'occlusion objectif obtenu pour chaque sujet avec une excitation par mastication ou par ossivibrateur pour l'oreille ipsilatérale pour le volet S1.	60
Figure 24.	Effet d'occlusion objectif obtenu pour chaque sujet avec une excitation par mastication ou par ossivibrateur pour l'oreille controlatérale pour le volet S1.	61

LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AS :	Atténuation sonore
EO :	Effet d'occlusion
HTL :	Seuil d'audition (<i>Hearing Threshold</i>)
IEO :	Indice d'effet d'occlusion
IL :	Perte par insertion (<i>Insertion Loss</i>)
MIRE :	Microphone-In-Real-Ear
NR :	Affaiblissement sonore (<i>Noise Reduction</i>)
NRR :	Indice d'affaiblissement sonore (<i>Noise Reduction Rating</i>)
OVP :	Gestion automatique de la propre voix (<i>Own Voice Processing</i>)
REAT :	Real-Ear-Attenuation-at-Threshold
RTOE :	Effet d'occlusion temps réel (<i>Real-Time Occlusion Effect</i>)

1. INTRODUCTION

Un des inconforts pouvant limiter le port des protecteurs auditifs et ainsi leur efficacité est l'effet d'occlusion qui survient lorsqu'on vient boucher ou occlure le canal auditif, par exemple avec un bouchon d'oreille ou avec un protecteur de type serre-tête. L'effet d'occlusion se caractérise par une augmentation du niveau de pression acoustique en basses fréquences dans le conduit auditif occlus, induite par des excitations internes du corps (parole, mastication, respiration, etc.). Bien que des méthodes de mesure existent pour quantifier l'effet d'occlusion obtenu chez des sujets humains, il n'existe pas de consensus quant à la meilleure méthode à utiliser et aucune de celles-ci n'est normalisée.

Une des méthodes qui semble naturellement refléter l'expérience vécue en milieu de travail est celle basée sur l'utilisation de sa propre voix afin de recréer un effet d'occlusion réaliste dans un environnement contrôlé (par ex. : en laboratoire). Cette méthode, déjà abordée dans un projet précédent (Sgard *et al.*, 2016) et basée sur des mesures microphoniques dans le canal auditif et sur une excitation par effort vocal, semble prometteuse, car elle serait applicable sur le terrain et pourrait être mise en place en même temps qu'une mesure de l'atténuation sonore des protecteurs. Afin d'assurer son applicabilité sur le terrain, certaines questions restent néanmoins à élucider. Par exemple, quel indicateur acoustique basé sur la mesure de la pression acoustique dans le conduit auditif est le mieux indiqué pour caractériser l'effet d'occlusion? Est-ce que l'effet d'occlusion mesuré est influencé par l'effort vocal? Comment la méthode utilisant la voix se compare-t-elle aux autres méthodes existantes? Est-ce que cette méthode est suffisamment robuste (précise et répétable)? L'objectif principal de cette étude est d'étudier la robustesse de cette mesure objective de l'effet d'occlusion, basée sur l'utilisation de microphones miniatures et d'une excitation par effort vocal, en la comparant avec des mesures effectuées à l'aide d'autres types d'excitations. Ce rapport fait état des résultats obtenus et contient la proposition d'une méthode objective de mesure de l'effet d'occlusion qui soit relativement simple à mettre en œuvre et adaptée à une utilisation terrain.

2. ÉTAT DES CONNAISSANCES

2.1 Problèmes liés à l'utilisation des protecteurs auditifs

Faire le bon choix d'un protecteur auditif pour une utilisation en milieu de travail repose sur plusieurs facteurs. On doit tout d'abord bien connaître le bruit auquel est exposé le travailleur (niveaux et durées d'exposition, caractéristiques temporelles et fréquentielles, etc.), ainsi que l'environnement dans lequel il œuvre (besoins de communication, besoins de la tâche, etc.). Ensuite, il faut s'assurer de choisir un protecteur bien adapté qui, d'une part, offrira l'atténuation sonore appropriée à l'environnement du travailleur et, d'autre part, favorisera un port continu de ce protecteur tout au long de l'exposition. L'atténuation sonore (notée AS dans le reste du document) procurée par les protecteurs auditifs en milieu de travail a été largement discutée et étudiée (voir notamment Berger et Voix (2019), Nélisse *et al.* (2010) et Nélisse *et al.* (2012)). La littérature scientifique est assez claire à ce sujet : l'atténuation procurée par les protecteurs auditifs en milieu de travail est souvent bien inférieure à celle mesurée en laboratoire, cette dernière étant obtenue dans des conditions bien contrôlées.

La durée du temps de port d'un protecteur est un paramètre clé qui peut limiter considérablement l'efficacité de celui-ci lorsque cette durée n'est pas maximisée (Berger et Voix, 2019; Neitzel et Seixas, 2005; Neitzel, Somers et Seixas, 2006; Nélisse *et al.*, 2010). Parmi les raisons évoquées pour expliquer pourquoi un travailleur choisit de ne pas porter son protecteur auditif en permanence, on recense (Bhattacharya, Tripathi et Kashyai, 1993; Hsu, Huang, Yoa, Chen et Lien, 2004; Morata *et al.*, 2001; Patton, 2000) le fait :

- qu'il constitue une entrave importante à la communication entre les personnes et à la perception de signaux d'alarme et de bruits importants;
- qu'il entraîne un sentiment d'isolement ou d'être dans de la ouate, une sensation d'irritation ou d'être sale;
- que le protecteur a facilement tendance à glisser ou à se déloger;
- que la sensation de présence d'un corps étranger dans l'oreille est assimilable à un acouphène, à un manque de protection acoustique, à un changement d'environnement sonore ou à une interférence avec la tâche;
- que son utilisation provoque un inconfort dû aux parties rigides du protecteur, une déformation trop facile du protecteur et des maux de tête.

Le confort est donc fondamental pour une utilisation optimale des protecteurs. La notion de confort est complexe et multifactorielle (Doutres *et al.*, 2019), et l'évaluation du confort d'un protecteur auditif n'est pas simple. Une définition complète du confort est donnée par Doutres *et al.* (2019), qui proposent une construction conceptuelle du confort des protecteurs basée sur quatre dimensions : i) physique, ii) fonctionnelle; iii) acoustique et iv) psychologique.

2.2 Effet d'occlusion

Associé à la dimension « acoustique » du confort (Doutres *et al.* (2019)), l'effet d'occlusion (noté EO dans le reste du document) est une source d'inconfort pouvant limiter le port des protecteurs auditifs et donc leur efficacité. Cet effet survient lorsqu'on occlut le canal auditif avec un protecteur ou une prothèse auditive. En bouchant le conduit auditif, les niveaux de bruit générés par le porteur du protecteur dans le conduit auditif, par ex. : la parole ou les bruits physiologiques¹, se voient amplifiés, en particulier dans les basses fréquences. Pour le porteur du protecteur, il s'ensuit alors une perception modifiée de sa propre voix, une impression de parler dans un tonneau ou encore une sensation d'oreille bouchée. À l'origine, le terme « effet d'occlusion » était relié à la mesure des seuils en conduction osseuse (voir la Figure 3 pour une illustration de ce que représente la conduction osseuse) pour des prothèses auditives. Depuis, le terme est utilisé de plusieurs façons pour décrire l'effet induit par l'occlusion du canal auditif lors du port de prothèses auditives ou de protecteurs auditifs. Il est donc fonction du contexte expérimental dans lequel il est étudié. Le Tableau 1 propose des définitions, inspirées notamment de Hansen (1997), qui seront utilisées dans ce rapport.

Tableau 1. Définitions de l'effet d'occlusion

Terme utilisé	Définition
Effet d'occlusion (général)	Changement auditif perçu ou objectivement mesurable qui se produit lorsque le canal auditif est occlus
Effet d'occlusion objectif (EO _{obj})	Différence entre les niveaux de pression sonore dans le canal occlus et non occlus $EO_{obj}(f) = 20 \log_{10}(P'_c(f)) - 20 \log_{10}(P_c(f))$
Effet d'occlusion subjectif (EO _{subj})	Différence entre les seuils auditifs obtenus avec le canal occlus et non occlus, sous excitation par conduction osseuse (ossibivrateur) $EO_{subj}(f) = HTL(f) - HTL'(f)$
Effet d'occlusion ressenti (perceptif)	Changement auditif, gêne ou inconfort ressenti ou perçu lorsque le canal auditif est occlus, quantifié à l'aide de questionnaires
f : fréquence P'_c , P_c : pression sonore efficace pour l'oreille occluse et non occluse respectivement HTL', HTL : seuil auditif (HTL : <i>Hearing Threshold</i>) obtenu en oreille occluse et non occluse respectivement	

¹ Des exemples de bruits physiologiques sont la mastication, la respiration, les bruits de pas.

Ce rapport porte essentiellement sur les effets d'occlusion objectif et subjectif avec un accent mis sur l'effet d'occlusion objectif, plus adapté pour des mesures terrain. L'effet d'occlusion objectif (ou subjectif), exprimé en dB, est défini comme la différence des niveaux de pression (ou de seuils auditifs) au tympan des oreilles occluse et non occluse². L'effet d'occlusion est généralement positif en basses fréquences indiquant un niveau de pression sonore supérieur en oreille occluse par rapport à l'oreille non protégée. L'effet d'occlusion dépend particulièrement du volume occlus, soit le volume du canal auditif entre le tympan et la surface interne du dispositif d'occlusion (et aussi le volume du domaine d'air externe dans lequel le conduit peut rayonner dans le cas d'une protection par serre-tête). La relation entre le volume occlus et l'EO est illustrée à la Figure 1.

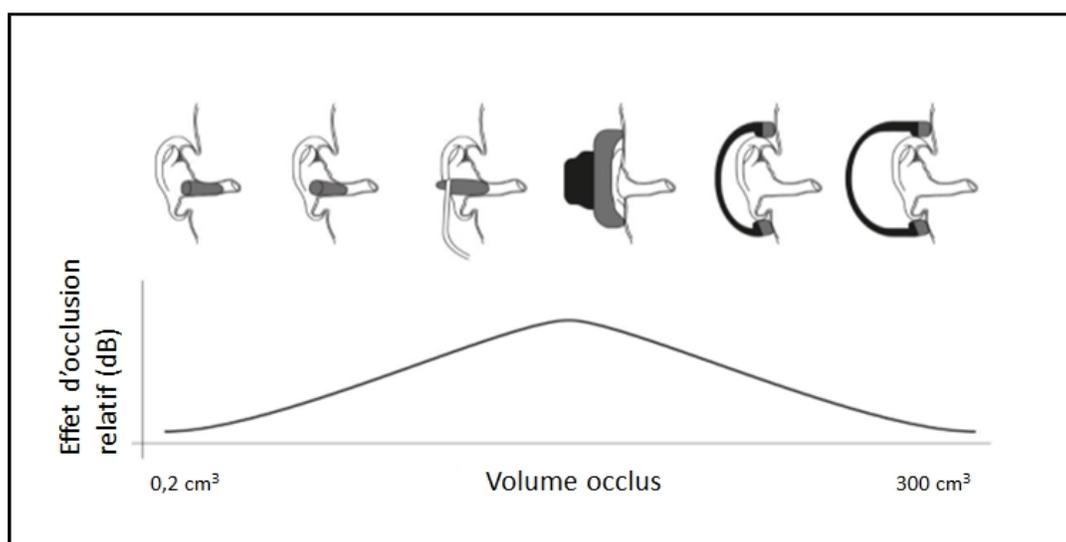


Figure 1. Illustration de l'influence du volume occlus sur l'effet d'occlusion pour un bouchon ou un serre-tête (adapté de Berger et Voix, 2019).

Un exemple de résultats d'effet d'occlusion, tiré des travaux de Stenfelt et Reinfeldt (2007), est montré à la Figure 2. Des valeurs d'EO en fonction de la fréquence sont présentées pour 2 profondeurs d'insertion d'un bouchon (« peu profonde » (*shallow*) et « profonde » (*deep*)) et pour un serre-tête (*muff*). On observe entre autres que l'EO est plus élevé à basses fréquences qu'à hautes fréquences, et que l'EO est plus élevé pour un bouchon peu inséré que pour un bouchon inséré plus profondément, en adéquation avec l'illustration tirée de Berger et Voix (2019) montrée plus haut.

² En pratique, on ne mesure que très rarement les niveaux de pression sonore directement au tympan, mais plutôt dans le canal auditif, à une certaine distance du tympan. Bien qu'on suppose que les corrections à apporter à ces mesures soient faibles dans la zone de fréquences où l'effet d'occlusion est important, l'importance de ces corrections reste tout de même à quantifier.

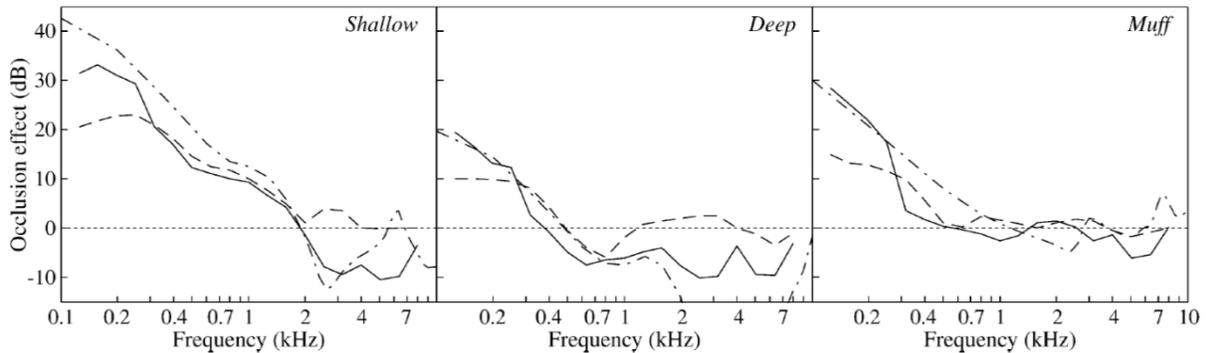


Figure 2. Effet d'occlusion, en dB, pour un bouchon peu inséré (*Shallow*), inséré plus profondément (*Deep*) et un serre-tête (*Muff*), mesuré par ossi-vibrateur/microphones (-); ossi-vibrateur/seuils audiométriques (—) et par modélisation (-.) (tirée de Stenfelt et Reinfeldt, 2007).

La propagation de la voix et des bruits physiologiques jusqu'à la cochlée se fait par deux chemins de propagation (Stenfelt et Goode, 2005) : une conduction aérienne et une conduction osseuse. La Figure 3 illustre de façon schématique la distinction entre ces deux chemins de propagation pour l'oreille non protégée. Par conduction osseuse, appelée aussi conduction solidienne, on entend une propagation de la voix et des bruits physiologiques dans les parties solides du système (par les os, la peau, etc.), par opposition à la propagation directe dans l'air, appelée conduction aérienne. À basses fréquences, la contribution de l'oreille externe par le chemin de propagation par conduction osseuse (c'est-à-dire, la pression acoustique rayonnée par les parois vibrantes du conduit auditif) est faible lorsque l'oreille est non protégée (oreille ouverte) par rapport à la conduction aérienne. Lorsque l'oreille est occluse par un dispositif intra-auriculaire, comme un bouchon, la contribution de l'oreille externe par le chemin de propagation par conduction osseuse devient alors dominante, le dispositif venant atténuer fortement la conduction aérienne directe.

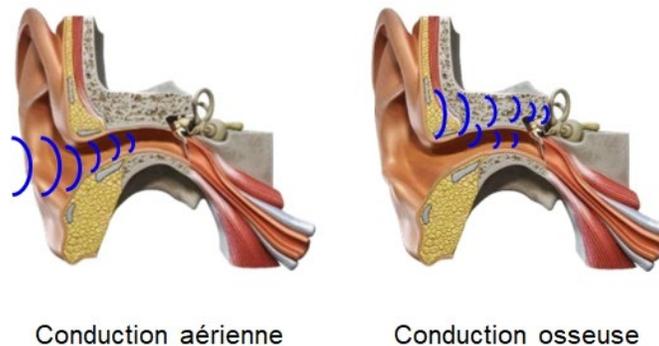


Figure 3. Illustration des chemins de conduction aérienne et osseuse pour le cas d'une oreille non protégée.

Les mécanismes de transmission par conduction osseuse sont complexes et dépendent de nombreux facteurs (parties cartilagineuses et osseuses dans l'oreille, géométrie du canal auditif, profondeur d'insertion et propriétés du dispositif intra-auriculaire, stimulus, etc.). De nombreux auteurs ont proposé des modèles et hypothèses pour expliquer les principaux phénomènes physiques liés à l'effet d'occlusion (Hansen, 1998; Stenfelt et Reinfeldt, 2007; Tonndorf, 1966; Zurbrugg, Stirnemann, Kuster et Lissek, 2014). Ces modèles et hypothèses font présentement l'objet d'un nouvel éclairage à l'aide de modèles par éléments finis détaillés du système bouchon/canal auditif (Carillo, Doutres et Sgard, 2019). Ces travaux permettent de mieux comprendre les mécanismes fondamentaux gouvernant l'effet d'occlusion généré lors du port d'un bouchon.

2.3 Mesure de l'atténuation sonore et de l'effet d'occlusion

2.3.1 Mesure de l'atténuation sonore (AS)

Deux principales méthodes sont utilisées pour mesurer l'AS des protecteurs. La méthode du REAT (*Real-Ear-Attenuation-at-Threshold*) est une méthode psychoacoustique³ qui consiste à faire passer des tests de seuils audiométriques à des sujets, avec et sans protecteurs auditifs. Les différences de seuils obtenues à différentes fréquences donnent l'atténuation sonore. La méthode du REAT existe depuis plus de 50 ans, est normalisée et est considérée comme la méthode de référence dans le domaine (Berger et Voix, 2019). Par contre, compte tenu des infrastructures de test et de la méthodologie qu'elle demande, elle n'est pas bien adaptée aux mesures dans les milieux de travail. La méthode MIRE (*Microphone-In-Real-Ear*), et son équivalent terrain F-MIRE (*field-MIRE*), est une méthode dite objective qui consiste à utiliser des microphones miniatures placés dans le canal auditif pour mesurer le bruit. L'atténuation peut alors être obtenue de deux façons (Nélisse, Le Cocq, Boutin, Laville et Voix, 2015). Dans une première approche, on mesure le bruit dans le canal auditif, avec et sans protecteur. La différence des niveaux de bruit permet d'obtenir l'AS sous la forme d'une perte par insertion (IL : *Insertion Loss*). Une deuxième approche consiste à utiliser un autre microphone miniature placé à l'extérieur du protecteur. La différence des niveaux de bruit de part et d'autre du protecteur permet d'obtenir l'AS sous forme d'affaiblissement sonore (NR : *Noise Reduction*), en une seule étape. Lorsqu'utilisée avec l'approche du NR, la méthode F-MIRE est particulièrement bien adaptée aux mesures terrain, car elle permet d'obtenir en temps réel et en continu l'atténuation procurée par un protecteur. Cette approche est notamment discutée dans la récente norme ANSI S12.71 (2018) et par Voix (2018).

Par ailleurs, il est possible de relier les valeurs objectives d'AS obtenues avec l'approche du NR à celles obtenues avec l'approche du IL, ou encore à celles obtenues subjectivement par REAT, comme en font foi les travaux menés dans le cadre d'un projet précédent (Nélisse *et al.*, 2015; Sgard *et al.*, 2016). La mesure de l'atténuation est donc relativement bien connue et maîtrisée, que ce soit en laboratoire ou sur le terrain. Pour les études terrain, la logistique impliquée peut paraître complexe (microphones miniatures, sondes, enregistreur, etc.), mais on connaît assez bien maintenant comment la mettre en œuvre et traiter les données issues de telles études. Différents indicateurs d'atténuation (à valeur unique, en fonction de la fréquence, etc.) ont été proposés au cours des années. Ces indicateurs sont utilisés pour l'étiquetage des protecteurs auditifs et font partie de diverses normes et réglementations permettant de faire un choix plus éclairé de protecteurs en situation réelle de travail.

³ De nombreux auteurs qualifient aussi la méthode du REAT de méthode subjective.

2.3.2 Mesure de l'effet d'occlusion (EO) objectif et subjectif

Contrairement à l'atténuation sonore, il n'existe pas de méthode standardisée ou de consensus quant à la méthode à utiliser pour mesurer l'effet d'occlusion. En effet, l'EO n'est pas (encore) un indicateur de performance des protecteurs auditifs, ces derniers étant uniquement caractérisés par leur performance en atténuation sonore (voir section 2.3.1). La majorité des études portant sur l'effet d'occlusion ont eu lieu dans le domaine des prothèses auditives. L'EO y est souvent évoqué comme une source importante d'inconfort par les utilisateurs de prothèses auditives lorsqu'ils communiquent verbalement, car ils portent généralement celles-ci sur une base régulière et dans des environnements peu bruyants. C'est dans ce contexte qu'ont été développées certaines méthodes de mesures de l'EO. Comme pour l'AS, on peut diviser les méthodes de mesure de l'EO en deux catégories, à savoir les méthodes psychoacoustiques (subjectives) et les méthodes objectives (voir aussi Tableau 1). À ces deux catégories, on ajoute le volet « perceptif », qui est évalué à partir de questionnaires. La méthode subjective, décrite plus bas, consiste à faire des tests de seuils audiométriques avec et sans protecteurs, en utilisant un dispositif d'excitation faisant vibrer la boîte crânienne pour stimuler la conduction osseuse. Les méthodes dites objectives consistent à mesurer les niveaux de bruit dans le canal auditif à l'aide de microphones ou de sondes miniatures (avec et sans protecteur), lorsque la boîte crânienne du sujet est mise en vibration ou lorsque ce dernier émet des sons (parole ou bruits physiologiques). L'effet d'occlusion, qu'il soit objectif, subjectif ou ressenti dépend ainsi du mécanisme d'excitation utilisé pour stimuler la conduction osseuse. Les principaux stimuli utilisés expérimentalement que l'on retrouve dans la littérature sont décrits dans les sous-sections qui suivent.

2.3.2.1 Excitation par conduction osseuse avec ossivibrateur

L'ossivibrateur est un dispositif vibrant qui, appliqué sur un os crânien (typiquement les mastoïdes gauche ou droite ou encore le front), permet de stimuler la conduction osseuse (Figure 4). L'approche avec un tel dispositif consiste à utiliser l'ossivibrateur comme source de vibration en le plaçant sur le front ou sur la mastoïde (derrière l'oreille) du sujet, comme illustré à la Figure 4(b).

Il est alors possible, de façon analogue à l'AS, de faire des tests de seuils audiométriques avec l'ossivibrateur à différentes fréquences, avec et sans protecteur, pour en déduire ensuite un EO en calculant la différence de seuils « avec et sans protecteur ». On obtient alors l'effet d'occlusion subjectif décrit au Tableau 1. Cette approche est une des plus rencontrées dans la littérature (Berger et Kerivan, 1983; Fagelson et Martin, 1998; Hansen, 1997; Reinfeldt, Stenfelt, Good et Hakansson, 2007; Reinfeldt, Stenfelt et Håkansson, 2013). Tout comme pour la méthode du REAT pour l'AS, cette approche psychoacoustique peut être fastidieuse et elle est généralement associée à une grande variabilité (variabilités intra- et interparticipants importantes). De plus, le positionnement/repositionnement de l'ossivibrateur, ainsi que son maintien en position, est difficile à contrôler, contribuant ainsi à la grande variabilité observée avec cette méthode de mesure.

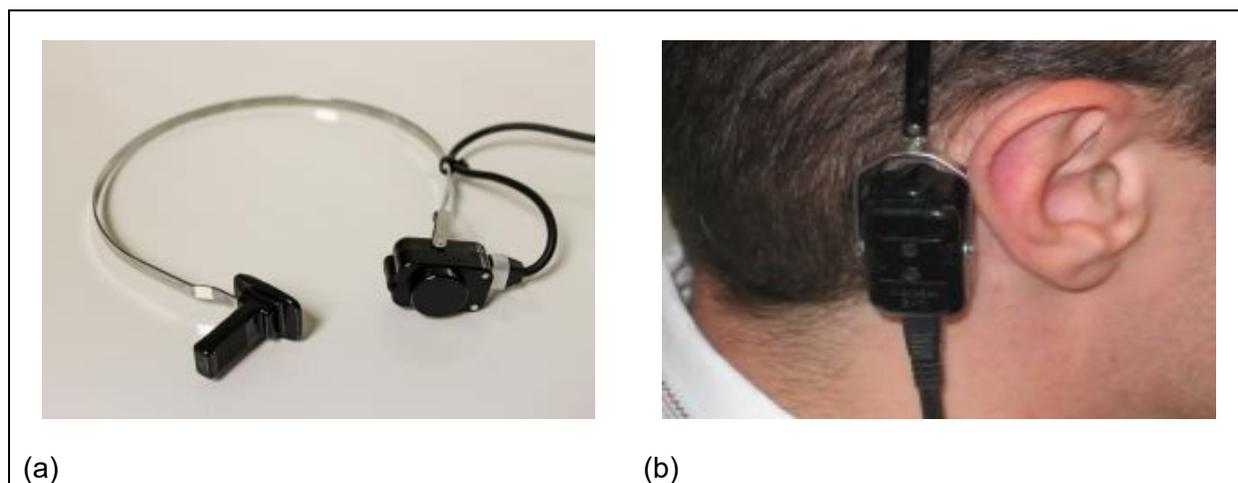


Figure 4. (a) Photo d'un ossivibrateur; (b) exemple de positionnement d'un ossivibrateur sur la mastoïde d'un sujet.

Il est aussi possible, tout comme pour l'AS, d'utiliser des microphones miniatures ou des sondes pour mesurer le bruit transmis par conduction osseuse dans le canal auditif, avec et sans protecteur, avec l'ossivibrateur comme source de vibration. Dans cette approche, l'ossivibrateur est utilisé à des niveaux vibratoires plus élevés que pour les tests aux seuils afin de pouvoir obtenir des niveaux de bruit supérieurs au bruit de fond dans le canal auditif. Les niveaux de pression sont alors mesurés dans les cas occlus et non occlus pour ensuite les soustraire et en déduire un effet d'occlusion objectif. Des exemples de résultats obtenus avec cette approche peuvent être trouvés dans (Berger et Kerivan, 1983; Fagelson et Martin, 1998; Hansen, 1997; Lee, 2011; Reinfeldt *et al.*, 2007, 2013). Cette approche souffre toutefois de quelques faiblesses : 1) il n'est pas toujours facile de bien placer l'ossivibrateur de façon stable et répétitive d'un essai à l'autre, et d'un sujet à l'autre; 2) de la distorsion est parfois observée lorsqu'on cherche à augmenter le niveau vibratoire de l'ossivibrateur; 3) les ossivibrateurs disponibles dans le commerce manquent de puissance pour les fréquences inférieures à 200 Hz; 4) utilisé à plus fort niveau, l'ossivibrateur peut lui-même générer du bruit aérien qui peut polluer les résultats en oreille non occluse; 5) le positionnement sur la mastoïde est très difficile, voire impossible, lorsque l'on désire tester des protecteurs de type serre-tête.

2.3.2.2 Excitation par effort vocal

La mesure de l'EO par effort vocal consiste à mesurer le bruit à l'intérieur du canal auditif, à l'aide de microphones ou de sondes miniatures, lorsque le sujet émet des sons avec un effort vocal spécifique. Plus précisément, on demande au participant d'émettre un son (généralement une voyelle comme /i/ ou /ə/, ou encore de la parole en continu) durant quelques secondes tout en maintenant fixe le niveau sonore de la voix à l'aide, par exemple, d'un sonomètre placé devant le sujet ou d'un microphone de contrôle. Un effet d'occlusion objectif est alors obtenu en faisant la mesure des niveaux de bruit L_{eq}^4 sur la durée du signal dans le canal auditif avec et sans protecteur. L'avantage de l'excitation par la voix est sa simplicité d'application. En effet, il n'est pas nécessaire d'utiliser de dispositif externe comme l'ossivibrateur pour générer le stimulus, et

⁴ L_{eq} : niveau d'un bruit constant équivalent dont l'énergie est la même que celle du bruit analysé, exprimé en dB ou en dBA.

il est relativement aisé d'obtenir une rétroaction avec un microphone de contrôle pour fixer le niveau d'effort vocal. Le système de mesure est donc suffisamment simple pour être utilisé en situation terrain, dans un endroit relativement calme. Plus important encore est que cette excitation est aussi plus représentative de la réalité terrain où on retrouve beaucoup de communications verbales entre les travailleurs.

Des exemples de résultats obtenus avec ces techniques peuvent être trouvés dans littérature (Byrne, 2013; Hansen, 1997; Kiessling, Brenner, Thunberg Jespersen, Groth et Jensen, 2005; Kuk, Keenan et Lau, 2005; Lee, 2011; Reinfeldt *et al.*, 2013; Vasil et Cienkowski, 2006; Vasil-Dilaj et Cienkowski, 2011). L'utilisation de voyelles est toutefois considérée comme problématique (Hansen, 1997), car il est difficile de reproduire la même voyelle deux fois, avec le même niveau et le même contenu fréquentiel de surcroît. Hansen mentionne aussi que l'EO peut dépendre de la voyelle utilisée. Dans le cas de la parole en continu, il est nécessaire de maintenir l'effort vocal plus longtemps, mais on peut obtenir des résultats plus réguliers et plus répétitifs qu'avec l'utilisation de voyelles (Byrne, 2013; Hansen, 1997; Hansen et Stinson, 1998).

La parole en continu comme excitation est notamment utilisée dans certaines prothèses auditives pour contrôler l'EO. La prothèse Signia[®], de la compagnie Siemens, utilise une technologie appelée OVP (*Own Voice Processing* pour 'Gestion automatique de la propre voix') pour détecter la voix du porteur de la prothèse et pour effectuer des ajustements permettant de contrôler l'EO afin de rendre la communication plus confortable⁵ (Høydal, 2017). L'information fournie par la compagnie nous indique que l'ajustement prosthétique de l'EO est effectué par apprentissage du système en demandant à l'utilisateur de compter à haute voix, à un rythme régulier et en continu, à partir de 21. Une étude récente montre qu'après activation de l'OVP, 75 % des patients qui étaient gênés par leur propre voix ne le sont plus (Powers, Froehlich, Branda et Weber, 2018). De tels résultats viennent appuyer l'utilisation de la parole en continu (ici des nombres en ordre croissant) pour étudier l'effet d'occlusion. Cependant, aucune mesure ni valeur de l'EO ne sont présentées dans ces études, ce qui rend difficile de statuer sur les valeurs d'EO que permet d'obtenir ce type d'excitation.

Un projet antérieur sur la protection auditive individuelle, dont le rapport final R-901 est paru en 2016 (Sgard *et al.*, 2016, section 5), a permis de proposer le développement initial d'une méthode de mesure objective, robuste et simple de l'effet d'occlusion sur des sujets humains. La procédure de mesure de l'EO proposée dans ces travaux reposait sur l'utilisation de microphones miniatures pour effectuer la mesure de pression sonore dans le canal auditif, lorsque les sujets devaient prononcer des nombres, de façon aléatoire et à trois différents niveaux d'effort vocal, soit 60, 70 et 80 dBA. Un des aspects qui distingue l'approche proposée de celles décrites dans la littérature est le fait que les sujets devaient maintenir l'effort vocal plus longtemps (environ 30 s) et prononcer des nombres de façon aléatoire, soit un effort semblable à de la parole en continu (Hansen, 1997; Lee, 2011). L'utilisation de nombres aléatoires plutôt que la lecture d'un texte permettait au sujet de plus facilement maintenir un niveau vocal prédéterminé, évitant ainsi de demander au sujet d'effectuer deux tâches cognitives : lire une liste de mots ET viser un effort vocal spécifique. Un enregistrement suffisamment long des signaux microphoniques rendait possible une analyse plus complète des données acquises. Finalement, l'utilisation de nombres comme effort vocal, par rapport à l'utilisation des voyelles /i/ ou /ə/, permettait, selon nous, la

⁵ Essentiel OVP (2018, 22 octobre). *Signia – Lettre d'information*. Repéré à <https://www.signia-pro.fr/blog/essentiel-ovp/>

génération d'une excitation solide à plus large spectre et plus proche de ce qu'on retrouve en situation réelle de travail. La Figure 5 montre des résultats obtenus avec la méthode présentée ci-dessus pour 2 sujets. On constate bien que les tendances sont similaires à celles présentées à la figure 2 et obtenues par des techniques différentes.

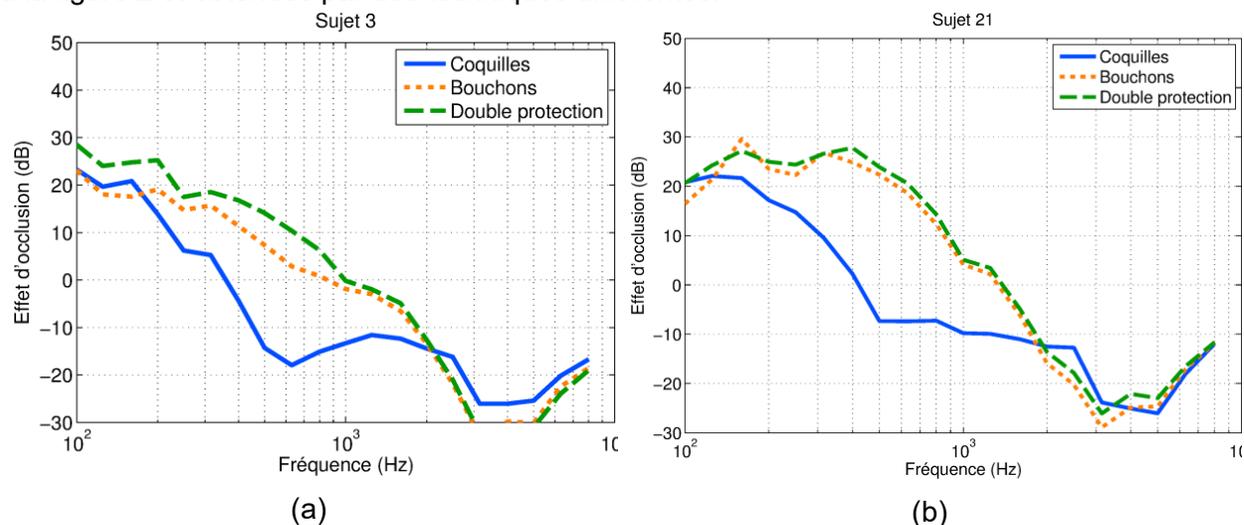


Figure 5. Effet d'occlusion moyen en fonction de la fréquence pour les trois types de protection testés et pour deux sujets : (a) sujet 3, (b) sujet 21. Une moyenne sur les trois niveaux cibles d'effort vocal (60, 70 et 80 dBA) a été effectuée.

Malgré certains avantages qu'elle procure, l'approche par effort vocal souffre de quelques faiblesses ou, du moins, repose sur certains aspects qui mériteraient d'être plus étudiés : 1) l'effet d'occlusion sera difficilement exploitable pour caractériser la performance d'un protecteur auditif s'il dépend de l'excitation vocale et/ou de l'effort vocal; 2) il peut être difficile pour le participant de maintenir constant l'effort vocal pendant la durée de la mesure (oreille ouverte et/ou occluse), ce qui peut augmenter la variabilité associée à la mesure; 3) l'excitation vocale est difficilement reproductible à l'identique d'une mesure à une autre, ce qui peut affecter la mesure de l'EO basée sur deux mesures (oreilles ouvertes puis occluses), réalisées à deux instants différents; 4) la contribution aérienne relative du son de la voix vers le conduit auditif peut affecter significativement la mesure de l'EO.

2.3.2.3 Excitation par bruits physiologiques

L'effet d'occlusion peut aussi être induit par des bruits physiologiques telle la mastication, les bruits de pas, la déglutition, la toux, etc. Ils sont toutefois difficiles à produire et à reproduire de manière régulière, donc difficilement reproductible expérimentalement. Notons tout de même que la mastication a été brièvement étudiée par Courtois *et al.* (1989) et par Hansen (1997). De plus, Courtois *et al.* (1989) ont aussi montré des résultats d'EO pour d'autres types de bruits physiologiques (par ex. : déglutir, mâcher de la gomme, croquer des aliments, taper du pied). Tout comme pour l'effort vocal, l'approche consiste simplement à mesurer le bruit à l'intérieur du canal auditif, à l'aide de microphones ou de sondes miniatures, lorsque le sujet émet un bruit physiologique, avec et sans protecteur. Un effet d'occlusion objectif est ainsi obtenu.

Cette approche, somme toute rarement utilisée, pose certains problèmes : 1) il est difficile de répéter de façon cohérente et uniforme ce type d'excitation; 2) il n'y a pas de consensus quant au type de bruit physiologique à utiliser pour mesurer l'effet d'occlusion; 3) on peut s'attendre à ce que les niveaux de bruit dans le conduit en oreille ouverte soient faibles, voire au même niveau que le bruit de fond, pour certains bruits physiologiques, ce qui viendrait fausser la mesure de l'EO.

2.3.2.4 Indicateurs utilisés pour qualifier l'effet d'occlusion objectif

Dans la littérature, l'effet d'occlusion objectif est défini comme étant la différence entre les niveaux de bruit (L_{eq}) mesurés avec et sans protecteur, intégrés sur toute la durée de la mesure du signal. L'EO objectif est souvent présenté en fonction de la fréquence (Byrne, 2013; Hansen et Stinson, 1998; Lee, 2011; Vasil et Cienkowski, 2006), à certaines fréquences bien précises (Killion, 1988; Lee, 2011; Lee et Casali, 2011; May et Dillon, 1992), ou encore moyenné sur certaines plages fréquentielles (Biering-Sørensen, Pedersen et Parving, 1994; Kiessling *et al.*, 2005). Pour des signaux de parole assez longs (~20 à 30 s), et compte tenu de la nature fluctuante de la parole, d'autres indicateurs que le L_{eq} pourraient être considérés pour mieux caractériser la parole (par ex. : niveaux sonores percentiles L_n ⁶ (Corthals, 2004)). Il ressort de la revue de la littérature qu'il n'existe pas de définition universelle de l'EO ou d'indice unique caractérisant l'EO.

2.4 Relation entre l'atténuation et l'effet d'occlusion

Une différence importante entre les prothèses auditives et les protecteurs vient du fait que pour les prothèses auditives, on recourt souvent à l'utilisation d'événements pour réduire l'effet d'occlusion. Ces événements sont en quelque sorte des ouvertures pratiquées dans la prothèse auditive pour permettre d'empêcher l'augmentation du bruit lorsqu'on occlut le canal auditif, réduisant du même coup l'EO. Dans le cas de protecteurs auditifs, l'utilisation d'événements s'avère difficile à réaliser, voire même impossible, car ils viendraient réduire de façon significative l'atténuation du protecteur. On constate alors qu'il pourrait exister un lien étroit entre l'effet d'occlusion apporté par un protecteur auditif et son atténuation sonore. C'est ce que laisse indirectement suggérer la Figure 1 ci-dessus (Berger et Voix, 2019). En effet, cette figure laisse penser qu'un bouchon inséré profondément procure une atténuation importante et un EO plus faible, tandis qu'un bouchon peu inséré procure une faible atténuation et un EO plus important. Berger et Voix (2019) proposent d'utiliser l'effet d'occlusion ressenti comme indice pour évaluer le « fit » de bouchons lorsqu'ils sont insérés dans l'oreille. Selon ces auteurs, lorsqu'un effet d'occlusion est ressenti, c'est qu'il y a peu de fuites, donc qu'un bon « fit », soit une bonne étanchéité acoustique, est établi (et indirectement, qu'une bonne atténuation est obtenue)⁷. Bien que cette technique donne de bons résultats en pratique pour évaluer la qualité d'insertion des bouchons, le lien entre l'atténuation et l'effet d'occlusion n'est pas établi clairement dans la littérature. De plus, comme mentionné auparavant, il n'y a pas de consensus, contrairement à l'AS, quant à l'indicateur à utiliser pour qualifier et quantifier l'effet d'occlusion, ce qui rend difficile d'évaluer s'il existe un lien entre l'AS et l'EO.

⁶ Niveau sonore percentile L_n : niveau de bruit qui a été dépassé pendant n % du temps du mesurage.

⁷ Notons que cette technique laisse supposer, selon nous, une faible ou une moyenne profondeur d'insertion, ce qui n'est pas mentionné par les auteurs. De même, des fuites de taille importante peuvent aussi induire un EO significatif (Brummund, 2014).

2.5 Bilan

La revue de la littérature permet de confirmer que la méthode de mesure basée sur l'utilisation d'efforts vocaux est une approche assez bien adaptée pour une mesure terrain de l'EO objectif. Afin notamment d'évaluer la robustesse de cette approche et de mieux comprendre l'effet d'occlusion objectif, certaines questions demeurent toutefois en suspens :

1. Est-ce que l'EO dépend significativement de l'effort vocal utilisé? De plus, est-ce que le type d'excitation vocale utilisée (voyelles /i/ ou /ə/, parole, etc.) affecte l'EO?
2. Dans quelle mesure l'EO obtenu par excitation vocale pour les bouchons est différent de celui obtenu à l'aide de l'ossivibrateur ou encore de l'EO obtenu à l'aide de bruits physiologiques?
3. L'effet d'occlusion objectif mesuré par excitation vocale est obtenu par la soustraction du niveau sonore (L_{eq}) avec et sans protecteurs. Puisque la parole fluctue sensiblement dans le temps, on peut se demander si le L_{eq} est le meilleur indicateur pour caractériser les niveaux de bruit dans le canal. Est-ce que l'utilisation d'indicateurs tels les percentiles L_n , souvent utilisés pour caractériser des bruits fluctuants, donne des résultats différents ou encore plus robustes?
4. Comment l'EO mesuré pour des coquilles varie-t-il avec le type de coquille?
5. Est-ce que la différence d'EO observée entre la double protection et le bouchon seul est significative? Le cas échéant, à quoi peut-on attribuer cette différence?
6. Est-il possible, à partir des valeurs spectrales d'EO, de proposer un indicateur à valeur unique de l'EO de façon analogue à ce qui est fait pour l'atténuation des protecteurs?
7. Quel est le lien entre l'EO et le niveau d'AS du protecteur testé? Pour un bouchon, est-ce que la corrélation entre l'EO et la profondeur d'insertion est confirmée?

L'approche proposée, par excitation vocale, offre l'avantage d'être beaucoup plus simple à mettre en œuvre puisqu'elle ne requiert pas l'utilisation d'un ossivibrateur, donc d'équipements supplémentaires. De plus, elle peut être utilisée sans problème pour tous types de protecteurs (coquilles, bouchons, etc.) et elle ne nécessite pas un environnement hautement silencieux telle une cabine audiométrique pour réaliser les tests puisque ceux-ci sont effectués à des niveaux supérieurs à 55 dB. Finalement, une fois les sujets instrumentés avec des microphones miniatures, l'approche peut facilement être combinée avec des tests d'atténuation sonore basés sur le MIRE. C'est dans cette optique que la présente étude a été réalisée. Les résultats de ces travaux permettent, comme montré dans le rapport, de répondre en grande partie aux questions 1 à 6 présentées ci-dessus.

3. OBJECTIFS DE RECHERCHE

3.1 Objectif principal

L'objectif principal de ce projet est d'étudier la robustesse d'une mesure objective de l'effet d'occlusion basée sur l'utilisation de microphones miniatures et d'une excitation par effort vocal.

3.2 Objectifs spécifiques

L'atteinte de l'objectif principal passe par celle des sous-objectifs suivants :

1. Proposer une méthode de calcul de l'effet d'occlusion à l'aide des mesures objectives microphoniques, tant pour des protecteurs de type serre-tête que pour des bouchons, et établir les indicateurs appropriés pour y parvenir;
2. Évaluer la robustesse d'une méthode objective basée sur une excitation par effort vocal, et ce, par rapport à différentes méthodes de mesures de l'EO basées sur d'autres types d'excitation;
3. Évaluer l'effet du niveau d'effort vocal sur l'EO pour la méthode proposée.

4. MÉTHODOLOGIE

La méthodologie utilisée dans ce projet comprenait deux volets.

- 1) Volet S1 : Le premier volet consistait en une série de mesures avec sujets humains. Dans ce volet, l'accent était mis exclusivement sur l'effet d'occlusion mesuré avec différents stimuli pour un protecteur de type bouchon. Ce volet a permis de répondre aux trois sous-objectifs présentés à la section précédente pour un protecteur de type bouchon.
- 2) Volet S2 : Le deuxième volet découlait des données obtenues dans le cadre des essais avec sujets humains effectués lors d'un projet antérieur intitulé « Développement d'outils et de méthodes pour mieux évaluer et améliorer la protection auditive individuelle des travailleurs »⁸ (Sgard *et al.*, 2016, section 5). Ce volet S2, complémentaire au volet S1, en plus de permettre de répondre en grande partie aux sous-objectifs 1 à 3, a servi à vérifier si la méthode proposée permet de tester à la fois des protecteurs de type serre-tête et de type bouchon. La robustesse de cette méthode a également été évaluée par des tests sur plusieurs modèles de serre-tête et de bouchon.

En plus de contribuer à atteindre les objectifs de cette recherche (section 3), les données obtenues lors des deux volets, S1 et S2, ont permis d'apporter des éléments de réponses à certaines des questions présentées dans le bilan de l'état de l'art (section 2.5).

4.1 Volet S1

4.1.1 Environnement de test

Les essais avec sujets humains pour ce volet étaient effectués dans la cabine audiométrique⁹ de 20 m³, située au laboratoire conjoint ICAR¹⁰ de l'École de technologie supérieure (ÉTS) et de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST). Trois types de mesure étaient effectués dans la cabine : i) mesure objective de l'atténuation sonore avec haut-parleurs; ii) mesures objectives de l'effet d'occlusion avec effort vocal ou avec mastication; iii) mesures objective et subjective de l'effet d'occlusion avec ossivibrateur. Lors des essais, les sujets étaient assis sur une chaise placée près du centre de la cabine. Pour la mesure de l'AS, quatre haut-parleurs¹¹ Klipsch^{MC}, décorrélés, situés dans chaque coin de la cabine audiométrique et reliés à une carte¹² National Instruments^{MC} étaient utilisés pour générer un bruit blanc de 90 dBA. Pour les mesures d'effet d'occlusion avec effort vocal (ou avec bruits physiologiques), deux microphones de référence étaient placés à environ 60 cm de la bouche des participants. Le premier microphone, connecté à un système de rétroaction en temps réel, permettait d'afficher le niveau de bruit instantané $L_{eq,500ms}$ (en dBA) sur un écran situé à 1 m devant le participant et de communiquer avec l'expérimentateur à l'extérieur de la cabine. Ce système de rétroaction était utilisé pour aider les participants à atteindre et à maintenir le niveau cible d'effort vocal. Le deuxième microphone, connecté à une carte d'acquisition National Instruments^{MC}, servait à

⁸ Rapport R-901; <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/R-901.pdf>

⁹ Industrial Acoustics Company Inc.^{MC}, North Aurora, IL, États-Unis; <https://www.iacacoustics.com>

¹⁰ Infrastructure commune en acoustique pour la recherche (ICAR)

¹¹ Klipsch^{MC}, Indianapolis, IN, États-Unis; <https://www.klipsch.ca>

¹² National Instruments^{MC}, Austin, TX, États-Unis; <https://www.ni.com/fr-ca.html>

enregistrer le signal sonore émis par le participant lors de l'effort vocal. Cet environnement de test (Figure 6) était aussi utilisé pour les essais avec ossivibrateur. Pour les mesures d'effet d'occlusion avec ossivibrateur, un transducteur¹³ RadioEar^{MC} B-81 avec une surface de contact circulaire (175 mm²) était positionné sur l'os temporal de l'oreille ipsilatérale (voir section 4.1.2 pour la définition de l'oreille ipsilatérale), le plus près possible de la mastoïde sans toutefois toucher au pavillon de l'oreille. L'ossivibrateur était maintenu en place par un arceau métallique RadioEar^{MC} P-3333 (Figure 7). Afin de générer des bruits tonaux par conduction osseuse, l'ossivibrateur était contrôlé par un audiomètre¹⁴ Shoebox Ltd.^{MC} Pro. Pour les mesures subjectives avec l'ossivibrateur, des écouteurs 3M¹⁵ [E-A-RTONE Gold](#) avec des embouts 3M [E-A-RLINK](#) étaient utilisés afin de masquer l'oreille non testée.

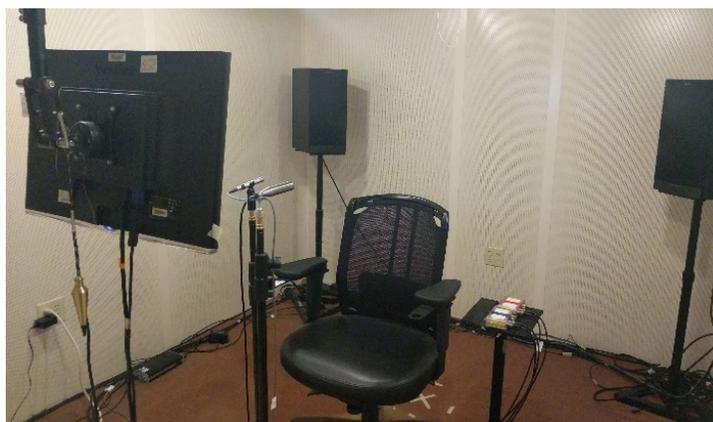


Figure 6. Environnement de test, composé de quatre haut-parleurs décorrelés, de deux microphones de référence et d'un écran affichant un système de rétroaction sonore en temps réel.

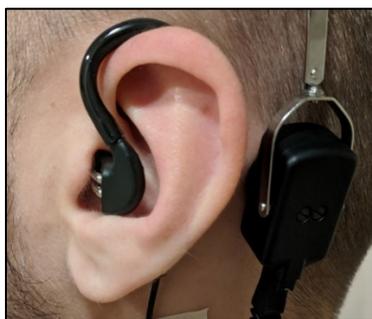


Figure 7. Positionnement de l'ossivibrateur sur l'os temporal d'un participant portant une des oreillettes.

¹³ RadioEar^{MC}, Middelfart, Danemark; <https://www.radioear.us/products/bone-transducers>

¹⁴ Shoebox Ltd.^{MC}, Ottawa, ON; <https://www.shoebox.md>

¹⁵ 3MTM, St. Paul, MN, États-Unis; <https://www.3m.com>

4.1.2 Sélection des participants

Trente participants (26 hommes, 4 femmes, âge : $25,1 \pm 4,4$ ans) se sont portés volontaires pour participer aux mesures de ce volet. Chaque participant a été rencontré à deux reprises, soit lors d'une première séance pour vérifier leur admissibilité aux essais et lors d'une seconde séance pour effectuer les essais. Les participants étaient principalement composés d'étudiants ayant peu d'expérience sur ce type d'essai et n'étant pas habitués à porter des bouchons sur une base quotidienne.

Afin d'être éligibles, les participants devaient rencontrer les critères suivants :

1. Avoir des seuils d'audition en conduction aérienne et osseuse de 20 dB HL ou moins pour la plage de fréquences 125-8000 Hz;
2. Ne pas montrer d'anomalies, à la suite d'une inspection otoscopique, et ne pas avoir subi de chirurgies aux oreilles;

À la suite des audiogrammes aériens et osseux, l'oreille avec les meilleurs seuils d'audition était identifiée comme étant l'oreille ipsilatérale (O_I), et l'oreille opposée comme étant l'oreille controlatérale (O_C).

4.1.3 Protecteurs auditifs utilisés et oreillettes de mesures

L'effet d'occlusion est en général beaucoup plus important pour les protecteurs de type bouchon que ceux de type serre-tête (par ex. : Figure 5). Par ailleurs, la procédure d'essai utilisée pour le volet S1 durait entre 90 et 180 minutes par participant, en ne considérant qu'un seul protecteur de type bouchon (voir section 4.1). L'objectif de ces mesures étant principalement d'étudier l'effet du type d'excitation, et non l'effet du bouchon ou de la profondeur d'insertion de ce dernier, il avait été convenu de ne tester qu'un protecteur de type bouchon afin de ne pas allonger les séances expérimentales. Le bouchon dosimétrique développé par Bonnet et Nogarolli a donc été utilisé (Bonnet, 2019; Nogarolli, 2019). Il consiste en une oreillette de mesure instrumentée avec deux microphones miniatures permettant de faire la mesure de la pression acoustique dans le canal auditif de même qu'à l'extérieur de celui-ci. Un embout protecteur est inséré sur l'oreillette, qui peut alors servir de bouchon protecteur. Pour les essais, des embouts de mousse de la marque Comply^{MC16}, modèle T-400 étaient proposés. Les embouts étaient disponibles en trois grandeurs et étaient sélectionnés pour chaque participant de manière à procurer une étanchéité acoustique adéquate, vérifiée par une mesure d'atténuation. La Figure 8(a) illustre ce bouchon dosimétrique. L'oreillette est conçue de façon telle qu'elle comporte une petite butée qui permet d'assurer, lors de l'insertion du bouchon dans l'oreille, que le microphone de mesure dans le canal soit toujours positionné à la même distance de l'entrée du canal auditif.

Pour faire les mesures en oreille ouverte (non protégée), l'oreillette ouverte développée par Bonnet et Nogarolli a été utilisée (Bonnet, 2019; Nogarolli, 2019). Basée sur la même architecture que pour le bouchon dosimétrique, l'oreillette est instrumentée avec deux microphones miniatures qui permettent de faire la mesure de la pression acoustique dans le canal auditif de même qu'à l'extérieur de celui-ci (Figure 8(b)). Contrairement au bouchon dosimétrique,

¹⁶ Hearing Components, Inc. (<https://www.complyfoam.com/>)

elle n'a pas été conçue pour accueillir un embout protecteur, mais plutôt pour être acoustiquement transparente et pour s'insérer dans l'oreille de façon stable. Elle contient aussi la petite butée qui permet de positionner précisément le microphone de mesure dans le canal. Ainsi, le microphone de mesure dans le canal est positionné au même endroit dans le canal avec l'oreillette ouverte qu'avec le bouchon dosimétrique, ce qui rend possible et facilite la mesure de l'effet d'occlusion.

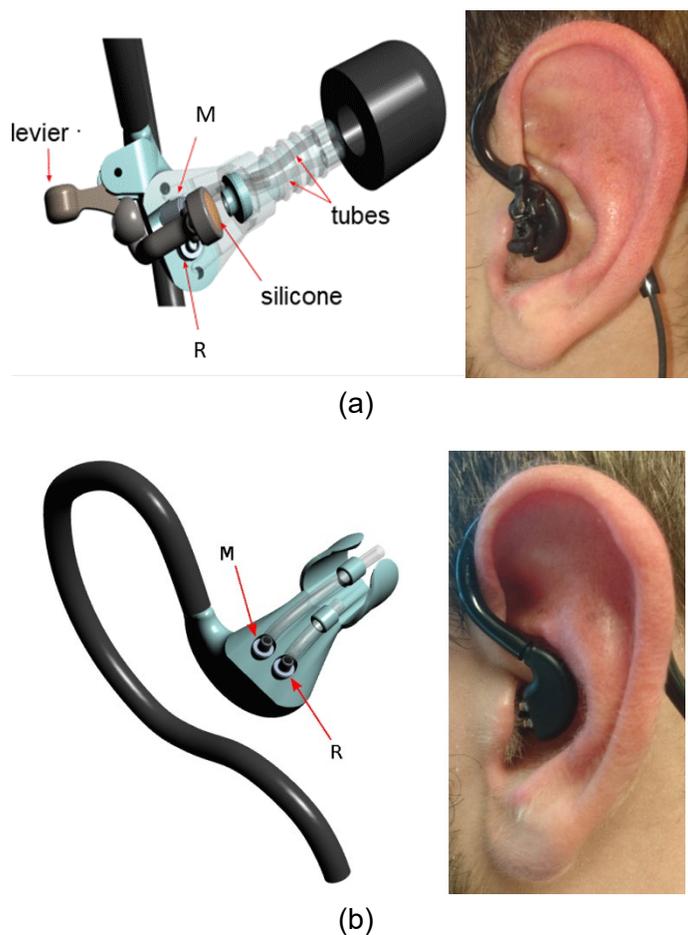


Figure 8. Dispositifs de mesure utilisés. (a) Bouchon dosimétrique muni d'un embout Compliy^{MC} T-400. Le levier est utilisé pour créer une fuite contrôlée pour la calibration de l'oreillette lors de mesures dosimétriques (Bonnet, 2019, chap. 3) (b) Oreillette ouverte, acoustiquement transparente. (M : microphone pour la mesure dans le conduit auditif; R : microphone de référence pour la mesure à l'entrée du conduit).

4.1.4 Déroulement de la séance expérimentale

La séance de mesures de chaque participant était divisée en deux parties, soit une première partie pour les mesures objectives et subjectives avec l'ossivibrateur, immédiatement suivi de la deuxième partie pour les mesures objectives avec effort vocal et mastication produits par le participant. Avant chaque bloc d'essais, le sujet était soumis à une courte période d'entraînement sur le type de mesure afin de minimalement maîtriser la tâche demandée.

Pour les mesures objectives avec l'ossivibrateur, le signal d'excitation était généré durant 20 secondes. Le niveau d'opération de l'ossivibrateur était de 25 dB HL de manière à produire un bruit tonal centré aux fréquences audiométriques de 250, 500, 750, 1000, 1500 et 2000 Hz. Le niveau de 25 dB HL a été choisi afin de générer un bruit supraliminaire sans toutefois entraîner de distorsion dans les basses fréquences ou de rayonnement acoustique dans les hautes fréquences, tous deux dus aux limites d'opération du transducteur.

Pour les mesures subjectives avec l'ossivibrateur, les seuils d'audition étaient déterminés au moyen de la procédure de Hughson-Westlake modifiée (Carhart et Jerger, 1959) pour les fréquences audiométriques de 250, 500, 750, 1000, 1500 et 2000 Hz. Afin de s'assurer que les seuils d'audition mesurés étaient bien ceux de l'oreille choisie, un écouteur générant un bruit de masque était placé dans l'oreille opposée. Le bruit de masque était un bruit blanc à large bande centrée à la fréquence d'excitation à un niveau de 60 dBHL, niveau choisi pour masquer suffisamment l'oreille opposée sans toutefois produire une transmission sonore transcrânienne jusqu'à l'autre oreille par conduction osseuse. Puisque la procédure exige une importante concentration de la part du participant, les seuils d'audition ont été mesurés uniquement pour l'oreille ipsilatérale ouverte et occluse, l'oreille controlatérale étant toujours masquée à l'aide de l'écouteur.

Pour réduire la variabilité due au positionnement de l'ossivibrateur, toutes les mesures de la première partie du test étaient réalisées successivement pour une même et unique installation de l'ossivibrateur. Lorsque l'expérimentateur installait le dispositif sur l'os temporal du participant, il s'assurait que le positionnement était stable. Pour cela, l'ossivibrateur était poussé légèrement dans toutes les directions afin de vérifier qu'il n'y ait pas de glissement possible. L'ossivibrateur était installé de manière à minimiser la présence de cheveux entre la surface de contact et la peau, et de manière à éviter tout contact entre l'ossivibrateur et son arceau élastique avec le pavillon de l'oreille ou avec le crochet de l'oreillette de mesure. Dans le cas d'un glissement ou d'un contact, on recommençait l'installation de l'ossivibrateur jusqu'à ce que le positionnement soit jugé adéquat.

Pour les mesures avec effort vocal et mastication de la deuxième partie de la séance, elles étaient répétées pour les trois configurations d'occlusion suivantes : 1) les deux oreilles occluses; 2) l'oreille ipsilatérale occluse et l'oreille controlatérale ouverte; 3) les deux oreilles ouvertes. Pour chacune des configurations, le participant devait produire différents types d'efforts vocaux à trois intensités ou mâcher de la gomme pour un temps donné, comme présenté au Tableau 2. Pour les efforts vocaux, le système de rétroaction était utilisé et une liste de nombres aléatoires pouvait être affichée à l'écran pour aider le participant à être fluide et constant durant l'énumération. Pour la mastication, quatre consignes (à réaliser simultanément) étaient données au participant : 1) mâcher la gomme du côté ipsilatéral de la bouche uniquement; 2) mâcher avec les lèvres fermées; 3) mâcher à un rythme régulier; 4) mâcher normalement sans exagérer le mouvement de mastication. Afin de minimiser l'effet d'ordre, les excitations étaient produites dans un ordre déterminé aléatoirement pour chaque configuration d'oreille et chaque participant.

Pour réduire la variabilité due au positionnement des oreillettes dans le conduit auditif, l'ensemble des mesures ont été réalisées dans un ordre tel que toutes les mesures avec bouchons dosimétriques étaient réalisées successivement sans jamais avoir à les retirer et à les réinstaller. Une fois le bouchon dosimétrique installé, quelques minutes étaient allouées pour permettre l'expansion de l'embout, afin qu'il épouse convenablement le conduit auditif. Une mesure de l'AS

était ensuite réalisée pour valider qu'aucune fuite n'était présente. Dans le cas d'une AS insuffisante, l'oreillette était retirée et réinstallée dans l'oreille et l'AS était revérifiée jusqu'à ce qu'elle soit jugée adéquate. Puisque l'installation du bouchon dosimétrique n'était pas effectuée au même moment pour les deux oreilles, la procédure était répétée pour chacune des oreilles. La séquence utilisée pour réaliser les mesures est présentée à l'annexe A.

Tableau 2. Description des excitations à produire par le participant lors de la 2^e partie de la séance du volet S1, pour chaque configuration d'occlusion

Excitation	Effort	Durée
Énumération de nombres aléatoires	60, 70, 80 dBA	20 secondes
Maintien de la voyelle /ə/	60, 70, 80 dBA	5 secondes
Maintien de la voyelle /i/	60, 70, 80 dBA	5 secondes
Mastication d'une gomme à mâcher	Mastication normale	20 secondes

4.2 Volet S2 (résumé)

Les sections qui suivent dressent un résumé de la méthodologie utilisée pour obtenir les données du volet S2. Les détails de la démarche sont disponibles aux sections 5.1 et 5.2 du rapport R-901¹⁷ (Sgard *et al.*, 2016).

4.2.1 Environnement de test

Les essais étaient conduits dans la chambre semi-anéchoïque du laboratoire conjoint ICAR de l'ÉTS et de l'IRSST. Pour la mesure des AS, la chambre était équipée de quatre haut-parleurs décorrés permettant de générer un champ diffus répondant aux exigences des normes ANSI S12.6 et ISO 8253-2 sur les essais audiométriques au seuil (ANSI, 2008; ISO, 1992). Chaque sujet était instrumenté avec 3 microphones miniatures par oreille (Figure 9). Un premier microphone était placé dans le canal auditif, à peu près à mi-chemin entre l'entrée du canal et le tympan (oreille ouverte ou occluse par une coquille) ou à quelques millimètres du bouchon (oreille occluse par un bouchon). Ce microphone permettait la mesure de la pression dans le canal auditif, et était connecté au système d'acquisition par un câble de cuivre très fin permettant de limiter les fuites (visible sur la Figure 9(c)). Un second microphone était placé juste à l'entrée du canal auditif (oreille ouverte ou occluse par une coquille) ou juste à côté du bouchon, vers l'extérieur (oreille occluse par un bouchon). Finalement, un troisième microphone était utilisé pour mesurer le champ acoustique extérieur. Il était positionné près du lobe de l'oreille (oreille ouverte ou occluse par un bouchon) ou sur la partie extérieure supérieure de la coquille (oreille occluse par une coquille). De manière additionnelle, un microphone d'un pouce de diamètre de marque B&K¹⁸ était placé à environ 30 cm au-dessus de la tête des sujets et était utilisé comme microphone de contrôle.

¹⁷ <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/PublIRSST/R-901.pdf>

¹⁸ Brüel & Kjaer ©, Nærum, Danemark; <https://www.bksv.com/>

Lors de la séance expérimentale, le sujet devait s'asseoir sans bouger dans la chambre et était testé sous quatre conditions de protection auditive : i) oreille ouverte; ii) coquille; iii) bouchon; iv) double protection (combinaison bouchons + coquille). Un point important à noter est que les protecteurs étaient installés et positionnés par l'expérimentateur ou par le participant, s'il le demandait. Il n'y avait donc pas de contrôle systématique de la qualité d'insertion ou de positionnement du protecteur. Ce choix était motivé par l'intérêt des chercheurs à obtenir une grande diversité de « fits », donc un large éventail d'atténuation, comme observé sur le terrain.

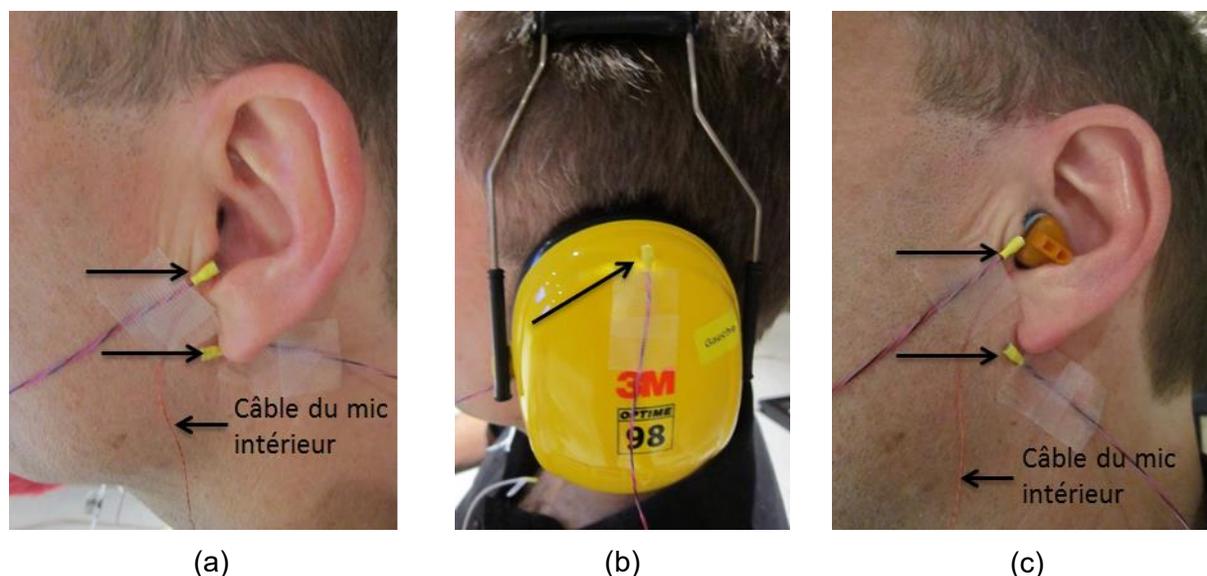


Figure 9. Illustration du positionnement des microphones pour la mesure de la pression acoustique dans le canal et à l'extérieur de l'oreille pour la condition (a) oreille ouverte; (b) coquilles; (c) bouchons d'oreille.

4.2.2 Sélection des participants et des protecteurs

Au total, 29 sujets avec audition normale ont participé au volet S2. Il s'agissait principalement d'étudiants ayant peu d'expérience pour ce type d'essai et qui n'étaient pas habitués à porter un protecteur auditif (bouchons ou serre-têtes). Chacun des sujets était équipé d'une paire de coquilles, d'une paire de bouchons ainsi que de la double protection résultant du port combiné des bouchons et des coquilles. Certains sujets ont été testés plus d'une fois avec différentes combinaisons coquilles/bouchons. Trois modèles de coquilles et trois modèles de bouchons ont été utilisés. Les coquilles sélectionnées étaient les modèles Ear 1000, Optime 98 et Optime 105 de la compagnie 3M^{MC}. Les valeurs affichées d'indice d'affaiblissement sonore, NRR, sont de 20, 25 et 30 dB respectivement pour ces modèles de coquilles. Pour les bouchons d'oreille, des bouchons moulés sur mesure de la compagnie¹⁹ Sonomax Technologies Inc.^{MC} ont été choisis. Des bouchons de type « Push-in » (NRR = 28 dB) et des bouchons de mousse à rouler de type « Classic » de la compagnie 3M^{MC} (NRR = 29 dB) ont également été testés. Le NRR des bouchons moulés sur mesure variait d'un individu à l'autre. Le nombre de séances réalisées avec chaque protecteur est indiqué au Tableau 3. Par exemple, les bouchons mousses de type « Classic » ont été testés lors de 6 séances conjointement avec les coquilles Optime 105,

¹⁹ Sonomax Technologies Inc.^{MC}, Montréal, QC; <https://www.sonomax.com>

7 séances avec les coquilles Optime 98 et 6 séances avec les coquilles Ear 1000 pour un total de 19 séances d'essais. La sélection des protecteurs a été effectuée de telle sorte que chacun des protecteurs a été testé 19 fois. Conséquemment, au total, 57 séances d'essais ont été réalisées. Les protecteurs utilisés sont présentés à la Figure 10.

Tableau 3. Nombre de séances d'essais réalisées pour chaque combinaison coquilles/bouchons lors du volet S2

		Bouchons d'oreille			Nombre total de séances d'essais/coquille	
		Mousse « Classic »	« Push-in »	Moulés sur mesure		
	NRR*	29	28	-		
Coquille	Optime 105	30	6	6	7	19
	Optime 98	25	7	6	6	19
	Ear 1000	20	6	7	6	19
Nombre total de séances d'essais/bouchon			19	19	19	57

* NRR : Indice d'affaiblissement sonore affiché par le manufacturier

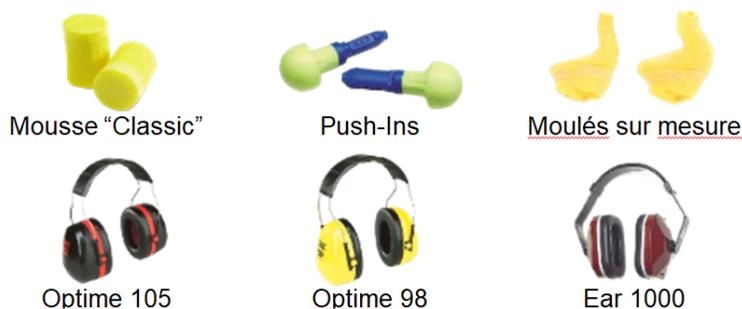


Figure 10. Protecteurs utilisés lors des séances du volet S2.

4.2.3 Déroulement des essais

Avant chaque séance d'essais, le sujet était soumis à une courte période d'entraînement sur le type de mesure afin de minimalement maîtriser la tâche demandée. Pour la mesure de l'atténuation sonore, des essais aux seuils et à des niveaux supraliminaires étaient effectués sous le champ diffus généré par les haut-parleurs. Des atténuations dites *REAT* et *MIRE/F-MIRE*, sous forme de perte par insertion (IL : *insertion loss*) ou d'affaiblissement sonore (NR : *noise reduction*), étaient obtenues. Pour la mesure de l'effet d'occlusion, le sujet devait prononcer des nombres de façon aléatoire en ajustant le niveau de sa parole en continu à l'aide d'un écran de rétroaction. Pour ce faire, un microphone de contrôle était placé à 30 cm devant sa bouche et le niveau de bruit global $L_{eq, 1s}$ correspondant était affiché à l'écran. Le sujet devait ajuster le niveau de sa parole pour atteindre des cibles d'effort vocal bien spécifiques. Des essais ont été effectués pour trois cibles, soit : 60, 70 et 80 dBA. Ces cibles correspondaient à trois efforts vocaux et les

signaux sonores étaient mesurés aux sept microphones lorsque le niveau de parole était stabilisé autour de la cible, et ce, avec et sans protecteurs. L'utilisation de nombres aléatoires plutôt que la lecture d'une liste de mots permettait au sujet de maintenir plus facilement un niveau vocal demandé en évitant d'avoir à effectuer deux tâches cognitives : lire une liste de mots ET viser un effort vocal spécifique. Finalement, l'énumération de nombres comme effort vocal, par rapport au maintien des voyelles /i/ ou /ə/, permettait la génération d'une excitation solidienne à plus large spectre et plus proche d'une situation réelle de travail.

De plus, des mesures avec un ossivibrateur RadioEar^{MC} B-81 en mode supraliminaire (niveau supérieur au seuil d'audition) ont aussi été effectuées. La surface de contact circulaire de l'ossivibrateur (175 mm²) était placée sur la mastoïde derrière le pavillon de l'oreille droite du sujet et était maintenue en place par un arceau élastique (Figure 4). Une série de cinq bruits blancs ayant une largeur de bande limitée (bandes d'octaves de 125, 250, 500 1000 et 2000 Hz) était générée. Pour chacune des cinq bandes, des signaux temporels d'une durée de 10 secondes étaient enregistrés. L'amplitude du stimulus envoyé à l'ossivibrateur était choisie de telle sorte que le niveau de bruit était supérieur au bruit de fond dans le canal auditif d'une oreille non protégée (oreille ouverte). Ce même niveau d'excitation était aussi utilisé dans le cas de l'oreille protégée tout en s'assurant qu'il ne causait aucun inconfort chez les sujets. Notons finalement que l'ossivibrateur n'a été utilisée que pour la condition de protection où seuls des bouchons étaient testés. En effet, pour les conditions avec coquilles, il était difficile, voire impossible, de placer l'ossivibrateur sur la mastoïde à cause de la présence de la coquille.

Que ce soit pour le stimulus par effort vocal ou avec l'ossivibrateur, les signaux sonores temporels mesurés ont été analysés et traités en utilisant des routines de calcul développées sous Matlab^{MC20}. Il a alors été possible d'obtenir des valeurs d'effet d'occlusion objectif en fonction de la fréquence à l'aide d'auto et d'interspectres, et ce, pour toutes les conditions de protection et de valeurs cibles d'effort vocal, ainsi que pour les mesures avec l'ossivibrateur en mode supraliminaire.

4.3 Calculs complémentaires

4.3.1 Effet d'occlusion « temps réel » (RTOE)

La méthodologie utilisée pour le volet S1 a permis d'obtenir, en plus de l'EO objectif, un effet d'occlusion objectif en « temps réel » mesuré différemment, noté RTOE (*Real Time Occlusion Effect*). Ainsi, en protégeant une oreille tout en maintenant l'autre non protégée, il a été possible de définir un effet d'occlusion en mesurant les niveaux de bruit dans les deux oreilles simultanément, lors d'une seule prise de mesure. La différence des niveaux de bruit est alors l'EO objectif appelé RTOE, défini par :

$$RTOE(f) = 20 \log_{10} \left(P_{G(D)}^{occlus}(f) \right) - 20 \log_{10} \left(P_{D(G)}^{non-occlus}(f) \right) \quad (1)$$

où $P_{G(D)}^{occlus}(f)$ est la pression acoustique dans l'oreille gauche (ou droite) occluse et $P_{D(G)}^{non-occlus}(f)$ est la pression dans l'oreille droite (ou gauche) non occluse. Un avantage de la mesure du RTOE

²⁰ The MathWorks Inc., Natick, MA, États-Unis; <https://www.mathworks.com>

est qu'elle était effectuée en une seule prise de mesure, contrairement à l'EO objectif qui demande deux prises de mesure séparées pour une même oreille (avec et sans protecteur).

4.3.2 Atténuation sonore

Dans ce rapport, l'affaiblissement sonore NR^* (*Noise Reduction*) est utilisé pour définir l'atténuation sonore du protecteur (voir Nélisse *et al.* (2015)). L'atténuation sonore AS, mesurée lorsque l'oreille est occluse, s'écrit alors :

$$AS(f) = 20 \log_{10} \left(\frac{P'_{ext}(f)}{P'_c(f)} \right) \quad (2)$$

où, pour l'oreille occluse, P'_{ext} est la pression efficace mesurée à l'extérieur du protecteur et P'_c est la pression efficace mesurée dans le canal auditif, et où f est la fréquence. L'AS est donc la différence des niveaux de pression de part et d'autre du protecteur.

4.4 Représentation des données et analyses statistiques

4.4.1 Conventions utilisées

De nombreux résultats dans le rapport sont présentés sous forme de boîte à encoches de Tukey [*notched boxplot*] (Chambers, Cleveland, Kleiner et Tukey, 2018), appelé aussi « boîte à moustaches ». Une boîte à encoches (Figure 11) est utilisée pour représenter graphiquement une série de données. Elle permet d'obtenir rapidement une idée du profil de la série de données en indiquant plusieurs paramètres de distribution : la médiane, l'écart interquartile, la valeur maximale et minimale de la distribution et l'étendue (valeur maximale moins la valeur minimale). Par exemple, la longueur de la boîte permet d'estimer la variabilité des valeurs de la série, tandis que la longueur des « moustaches » (valeurs du maximum et du minimum) donne une idée de la taille de la queue de la distribution. Les encoches dans la boîte donnent l'intervalle de confiance à 95 % autour de la médiane.

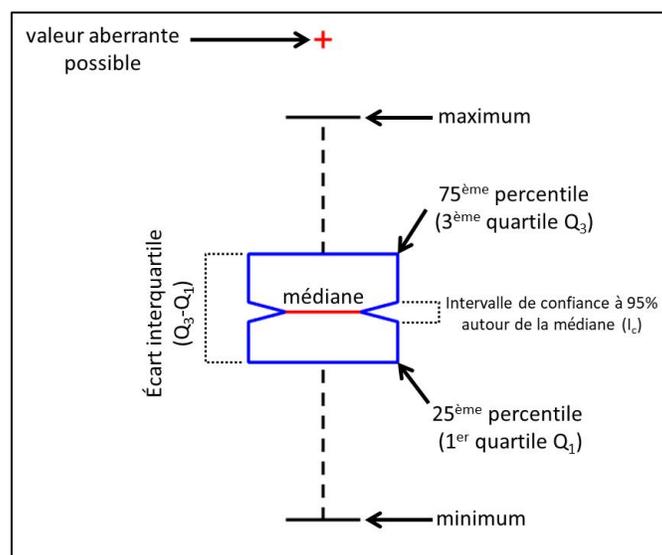


Figure 11. Illustration de la boîte à encoches de Tukey.

4.4.2 Taille des séries de données

Que ce soit pour le volet S1 ou pour le volet S2, la taille des échantillons de données analysées dépendait de plusieurs facteurs :

- 1) Le nombre de sujets était différent entre les volets S1 et S2.
- 2) Le nombre de sujets par protecteur pouvait varier pour le volet S2.
- 3) Pour chaque sujet, le fait d'inclure les deux oreilles ou non dans les calculs variait en fonction du type d'excitation. En effet, pour les excitations par conduction osseuse et la mastication, les deux oreilles étaient généralement considérées séparément compte tenu de l'asymétrie de l'excitation, tandis qu'elles étaient regroupées pour les excitations par effort vocal.
- 4) Pour le volet S1, certains sujets ont été incapables de maintenir la cible voulue pour certains efforts vocaux.
- 5) Pour certains sujets, des problèmes techniques sont survenus, nous obligeant à exclure certaines données (problèmes de connectivité avec le boîtier électronique connecté aux microphones).
- 6) Pour certaines analyses, les résultats obtenus avec les trois efforts vocaux étaient tous inclus, tandis que pour d'autres, ils étaient considérés séparément.

Ainsi, afin de simplifier la lecture des résultats dans les sections qui suivent, un tableau indiquant la taille des échantillons analysés pour les différentes conditions d'acquisition de données est présenté à l'annexe B.

5. RÉSULTATS

5.1 Valeurs moyennes et écarts-types : volets S1 et S2

Pour le volet S1, la Figure 12 montre les valeurs moyennes et les écarts-types en fonction de la fréquence pour les excitations par effort vocal à 70 dBA, pour la mastication et pour les excitations avec ossivibrateur. Pour les excitations par effort vocal (nombres aléatoires, /i/ et /ə/), les données des deux oreilles (ipsi- et controlatérale) ont été utilisées, tandis que seules les données de l'oreille ipsilatérale ont été utilisées pour l'excitation par ossivibrateur et pour la mastication. Des écarts importants entre les valeurs d'EO objectif obtenues avec une excitation par conduction osseuse (35 dB à 250 Hz; 21 dB à 500 Hz) et celles obtenues par effort vocal (15 dB à 250 Hz et 4 dB à 500 Hz pour les nombres) sont observés. Des différences entre les approches par effort vocal (nombres c. /i/ c. /ə/) sont obtenues sur les valeurs moyennes. Des écarts d'EO objectif moyen de 8 dB sont obtenus entre /i/ et /ə/ à 250 et 500 Hz. Les variabilités associées aux efforts vocaux utilisant /i/ et /ə/ (écarts-types de l'ordre de 12-14 dB) sont bien supérieures à celles obtenues avec les nombres aléatoires (écarts-types d'environ 5 dB) pour des fréquences inférieures à 500 Hz. Des résultats similaires ont été obtenus pour les excitations vocales à 60 et à 80 dBA. Une analyse statistique des différences entre chaque type d'excitation est présentée à la section 5.3.

Par ailleurs, les valeurs de l'EO subjectif diffèrent beaucoup de celles de l'EO objectif (écarts de 25 dB à 250 Hz et de 10 dB à 500 Hz), des différences *a priori* surprenantes. Après inspection de la chaîne de mesures pour l'EO subjectif, ces résultats sont en grande partie attribuables au fait que l'équipement utilisé pour effectuer les tests subjectifs ne permettait pas de générer des niveaux inférieurs à -10 dBHL, ce qui impose une limite de -10 dBHL aux seuils mesurables. Cette limite s'appliquant surtout en oreille ouverte, où on s'attend à avoir des niveaux perçus plus faibles, on obtient un effet d'occlusion plus faible. Cette limite liée à l'appareillage vient donc mettre en doute la validité des résultats obtenus pour l'EO subjectif. Ces résultats sont donc montrés ici à titre informatif, afin d'expliquer pourquoi ils sont remis en question, mais ne sont pas montrés dans les sections qui suivent.

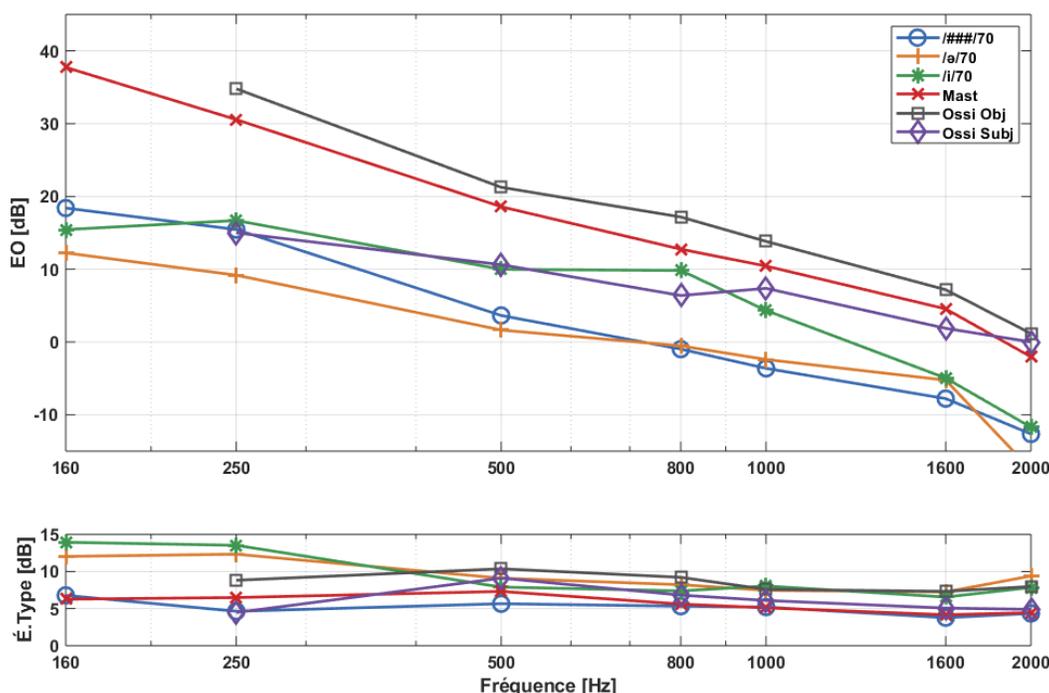


Figure 12. Moyennes et écarts-types de l'effet d'occlusion en fonction de la fréquence pour le volet S1. Les notations /###/70, /i/70 et /ə/70 indiquent les excitations vocales à un effort de 70 dBA pour, respectivement, l'énumération de nombres, le maintien de la voyelle /i/ et le maintien de la voyelle /ə/. « Ossi Obj » réfère à l'excitation par ossivibrateur en mode supraliminaire, « Ossi Subj » à l'excitation par ossivibrateur en mode liminaire (au seuil) et « Mast » à l'excitation par mastication.

Pour le volet S2, la Figure 13 montre les valeurs moyennes et les écarts-types en fonction de la fréquence pour les différents types de protection utilisés et pour deux excitations : effort vocal à 70 dBA (énumération de nombres) et ossivibrateur en mode supraliminaire. Les moyennes ont été effectuées sur l'ensemble des coquilles, sur l'ensemble des bouchons et sur l'ensemble des paires bouchons/coquilles testées (double protection). Pour l'excitation par effort vocal, les données des deux oreilles (ipsi- et controlatérale) ont été utilisées, tandis que seules les données de l'oreille ipsilatérale ont été utilisées pour l'excitation par ossivibrateur. Les valeurs moyennes d'EO obtenues avec l'excitation par conduction osseuse (ossivibrateur) sont plus élevées que celles obtenues par effort vocal pour les bouchons (33 dB c. 12 dB à 125 Hz; 17 dB c. 4 dB à 500 Hz). Par ailleurs, pour l'effort vocal, l'EO pour les coquilles chute plus rapidement en fonction de la fréquence que pour les bouchons (de 15 à -10 dB entre 125 et 500 Hz pour les coquilles et de 12 à 4 dB pour les bouchons pour les mêmes fréquences respectivement). Aussi, la différence entre l'EO obtenu avec un bouchon simple et celui obtenu en double protection (combinaison coquilles-bouchons) est statistiquement non significative, pour toutes les fréquences. Finalement, les écarts-types obtenus pour les coquilles (~5 dB) sont sensiblement plus faibles que ceux obtenus pour les bouchons (9-10 dB) et que ceux pour l'excitation par ossivibrateur (10-11 dB), du moins pour les fréquences inférieures à 500 Hz. Des résultats similaires ont été obtenus pour les excitations par effort vocal à 60 et à 80 dBA.

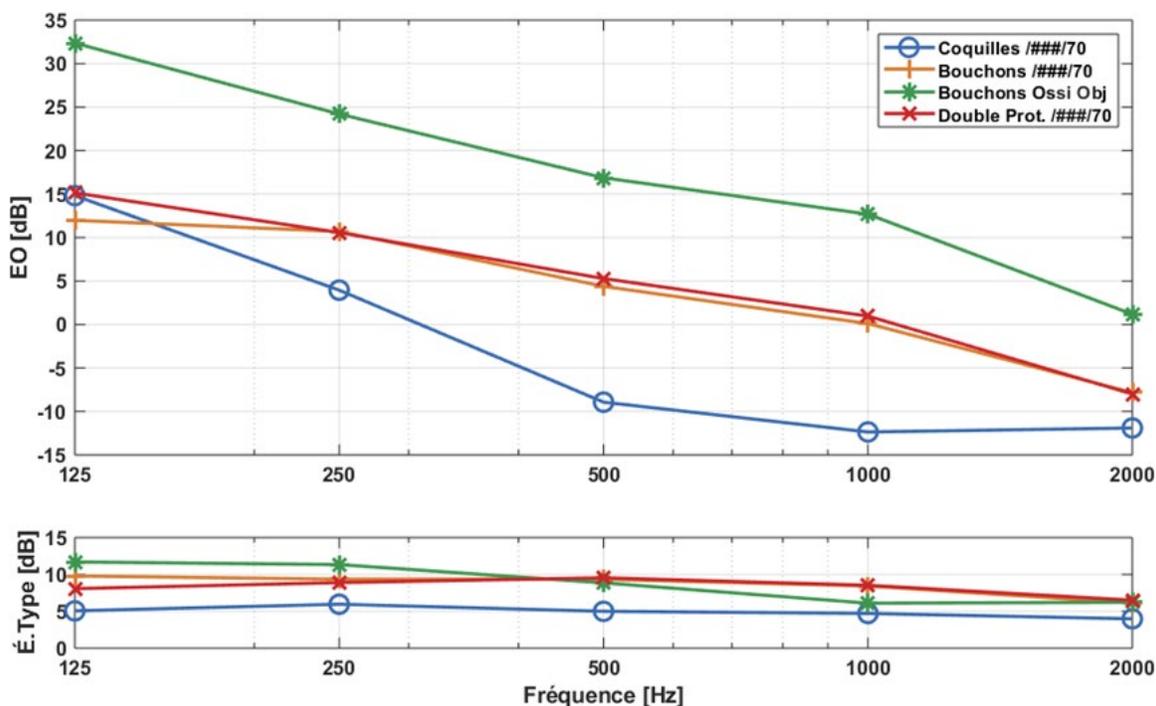


Figure 13. Moyennes et écarts-types de l'effet d'occlusion objectif en fonction de la fréquence pour le volet S2. La notation /###/70 indique l'excitation vocale par énumération de nombres, à un effort de 70 dBA, tandis que « Ossi Obj » réfère à l'excitation par ossivibrateur en mode supraliminaire.

L'importance des différences observées (effet de l'effort vocal, type d'excitation, type de protecteur, etc.) est discutée dans les sections qui suivent.

5.2 Indicateurs à valeur unique

5.2.1 Indicateurs basés sur l'utilisation du L_{eq}

L'utilisation d'un indicateur à valeur unique offre l'avantage de la simplicité pour conduire des analyses comportant plusieurs facteurs, mais aussi pour comparer différents protecteurs entre eux. Comme il n'existe pas de consensus dans la littérature quant à l'indicateur à utiliser, différents indicateurs ont été construits et comparés. Pour ce faire, on se base d'abord sur les résultats d'EO présentés pour les séries S1 et S2 dans la section précédente qui montrent que l'EO est plus élevé à basse fréquence et chute de façon assez monotone en fonction de la fréquence. Comme l'EO est surtout important en dessous de 1000 Hz, et maximum à des fréquences inférieures à 500 Hz, la zone fréquentielle allant de 125 à 500 Hz a été retenue pour construire des indicateurs à partir des spectres d'EO, ce dernier étant calculé comme la différence de valeurs de L_{eq} intégré sur la durée du signal. Six indicateurs ont été définis, comme résumé dans le Tableau 4.

Tableau 4. Indicateurs à valeur unique utilisés, basés sur l'utilisation du L_{eq}

Notation utilisée dans les figures	Description
@125 Hz	Valeurs de l'EO à 125 Hz
@ 250 Hz	Valeur de l'EO à 250 Hz
@ 500 Hz	Valeur de l'EO à 500 Hz
Max	Valeur maximale de l'EO dans la gamme 125-500 Hz
Moy. 125-500 Hz	Moyenne arithmétique de l'EO de 125 à 500 Hz
Global 125-500 Hz	Différence occlus/non occlus des niveaux de pression globaux intégrés de 125 à 500 Hz (valeurs énergétiques)

La Figure 15 et la Figure 14 montrent les valeurs obtenues, sous forme de boîtes à encoches, pour chaque indicateur pour les différents types d'excitations (volet S1) et pour les différents types de protecteurs testés (volet S2), respectivement. Pour alléger les figures, seul l'effort vocal à 70 dBA est présenté puisque les valeurs obtenues pour des efforts à 60 et à 80 dBA étaient très similaires à celles obtenues à 70 dBA. La première constatation est qu'une valeur différente est obtenue pour chaque indicateur, ce qui n'est pas surprenant, compte tenu de la façon dont sont construits ceux-ci. Par contre, peu importe l'excitation ou le type de protecteur utilisé, l'ordre relatif des indicateurs est inchangé. Ainsi, bien que le choix d'un indicateur par rapport à un autre soit subjectif, le fait que l'ordre relatif reste inchangé laisse suggérer qu'on peut sélectionner l'indicateur de notre choix sans modifier l'interprétation des résultats.

Deux critères entrent dans le choix de l'indicateur à utiliser : 1) présenter le moins de variabilité et le moins de valeurs aberrantes; 2) être simple à calculer. Les indicateurs plus globaux, soit la moyenne arithmétique ou l'indicateur utilisant les valeurs énergétiques, présentent des variabilités moins élevées, comme en témoigne la taille des boîtes, et montrent peu de valeurs aberrantes. La moyenne arithmétique est simple à calculer et elle peut aussi être utilisée avec des données obtenues par ossivibrateur à l'aide de la méthode des seuils (EO subjectif), ce que ne permet pas l'indicateur par valeurs énergétiques. Pour ces raisons, il a été décidé d'utiliser l'indicateur basé sur la moyenne arithmétique des valeurs d'EO²¹ pour conduire les analyses restantes. Dans le reste du rapport, cet indice est noté IEO, pour « indice d'effet d'occlusion ».

²¹ En pratique, la moyenne était effectuée sur l'intervalle allant de 160 à 500 Hz pour le volet S2, car les données à 125 Hz étaient manquantes pour certains sujets.

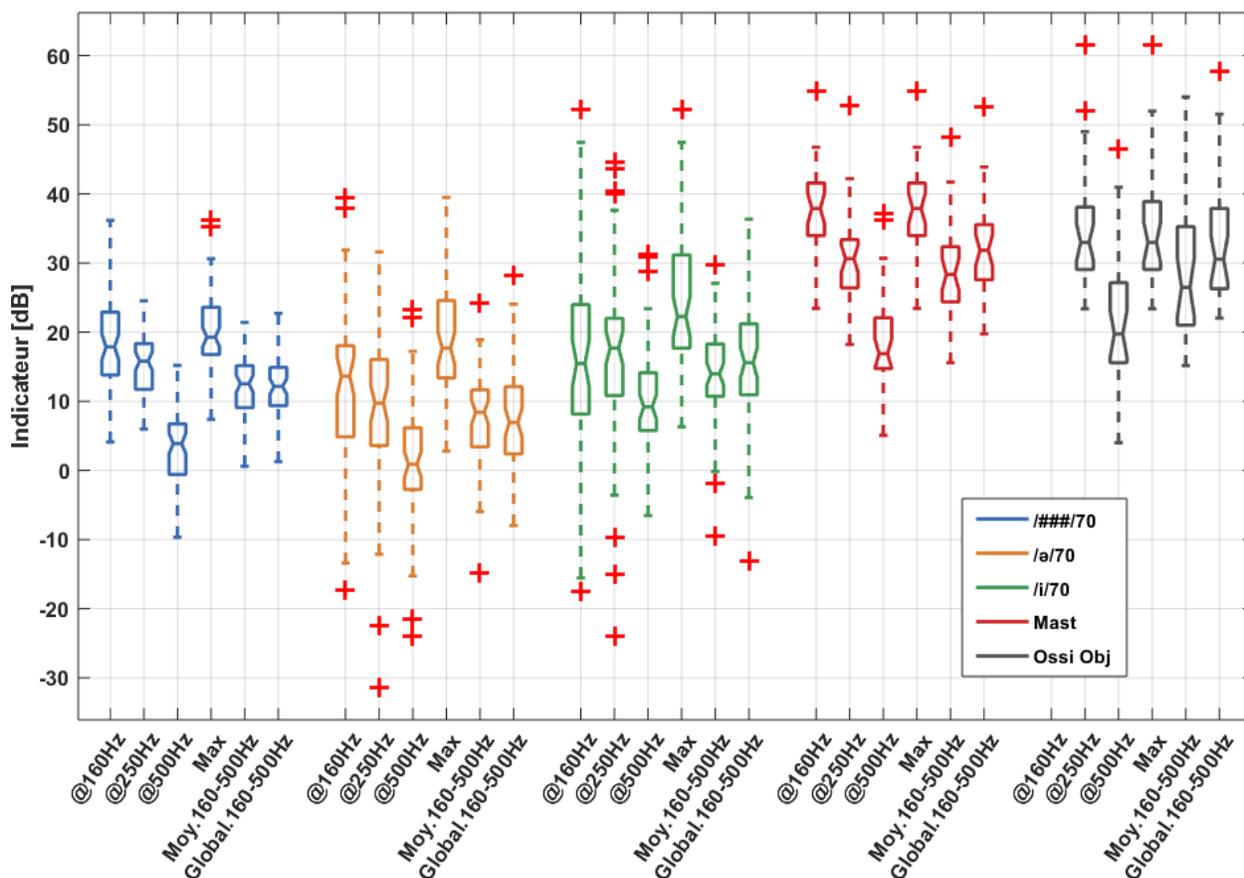


Figure 14. Indicateurs à valeur unique pour le volet S1. Les notations $###/70$, $/i/70$ et $/ə/70$ indiquent les excitations vocales à un effort de 70 dBA pour, respectivement, l'énumération de nombres, le maintien de la voyelle $/i/$ et le maintien de la voyelle $/ə/$. « Ossi Obj » réfère à l'excitation par ossivibrateur en mode supraliminaire et « Mast » réfère à l'excitation par mastication. Les croix rouges indiquent des valeurs aberrantes.

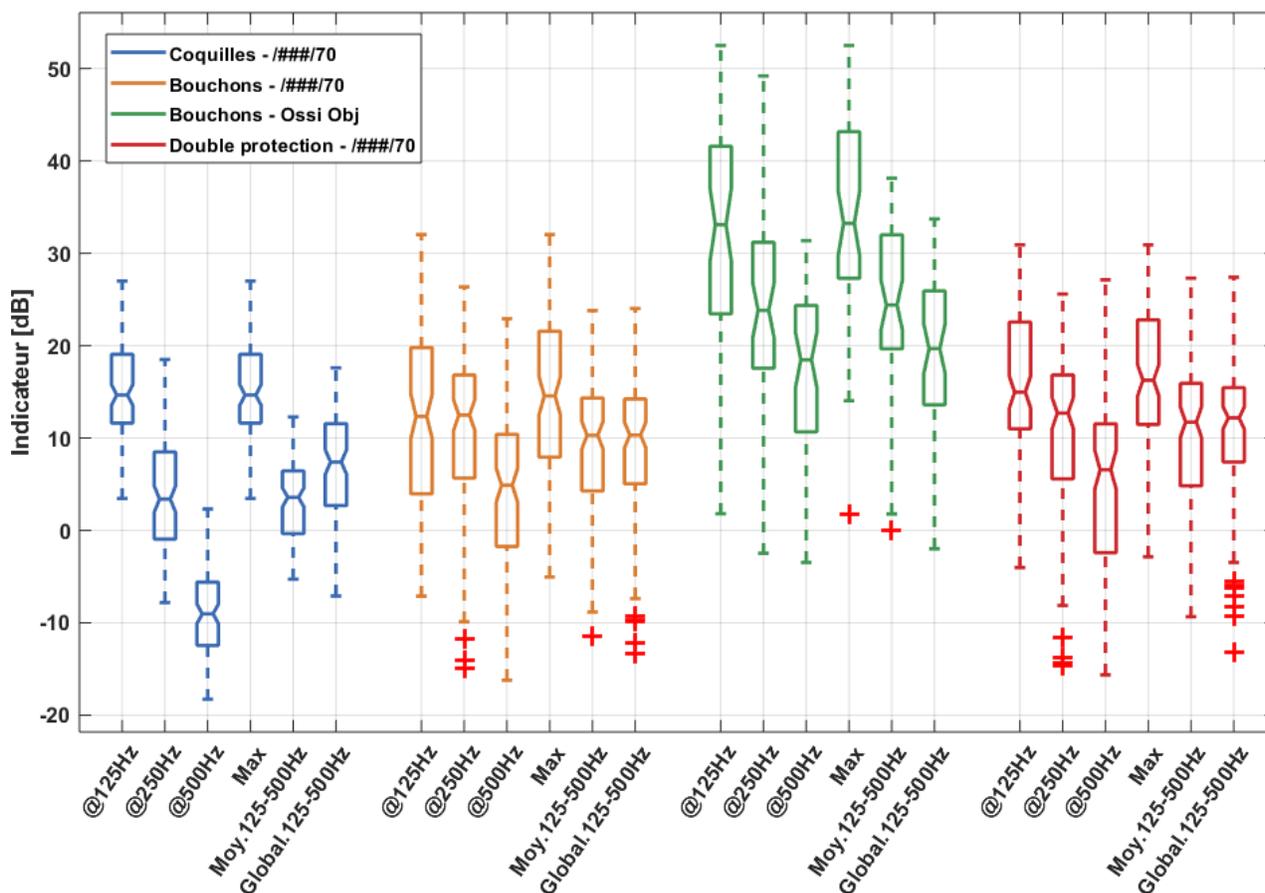


Figure 15. Indicateurs à valeur unique pour le volet S2. La notation /###/70 indique l'excitation vocale par énumération de nombres à un effort de 70 dBA, tandis que la notation « Ossi Obj » réfère à l'excitation par ossivibrateur en mode supraliminaire. Les croix rouges indiquent des valeurs aberrantes.

5.2.2 Utilisation du niveau sonore percentile L_n

Une autre approche possible pour calculer l'effet d'occlusion est d'utiliser le niveau sonore percentile L_n au lieu du L_{eq} lors du calcul des niveaux de bruit occlus et non occlus. On rappelle que le niveau sonore percentile L_n est le niveau de bruit qui a été dépassé pendant n % du temps du mesurage. Les niveaux sonores L_n , plutôt employés en acoustique environnementale, sont utilisés lorsqu'un bruit fluctue considérablement durant le temps de mesurage. L'énumération de nombres aléatoires comme excitation sur une période de 20 à 30 secondes est un exemple de bruit fluctuant. Il a donc été décidé de comparer l'EO calculé avec le L_{eq} (c.-à-d. l'EO calculé « classiquement ») avec l'EO calculé à l'aide de différentes valeurs de L_n , pour l'excitation vocale par énumération de nombres aléatoires. Pour ce faire, chaque enregistrement a été découpé en tranches de 300 ms²² et les niveaux sonores percentiles $L_{10}, L_{20}, L_{30} \dots L_{90}$ ont été calculés pour chaque enregistrement. Un effet d'occlusion basé sur ces valeurs est défini par :

²² Selon la durée proposée par Bonnet (Bonnet, 2019, chap. 4).

$$EO_{L_n}(f) = L_n^{occlus}(f) - L_n^{non\ occlus}(f) \quad (3)$$

Notons qu'à notre connaissance, une telle façon de calculer l'effet d'occlusion n'a jamais été proposée dans la littérature.

La Figure 16 montre l'effet d'occlusion moyen obtenu avec les niveaux sonores percentiles pour le volet S2, les bouchons de type « Push-in » et l'excitation vocale par énumération de nombres aléatoires (60, 70 et 80 dBA inclus). Pour fins de comparaison, l'EO obtenu avec L_{eq} est aussi montré sur la figure. Pour les fréquences inférieures à 500 Hz, où les valeurs d'EO sont les plus élevées, et compte tenu de la variabilité observée (de 5 à 10 dB), l'effet d'occlusion dépend peu du type de niveau sonore utilisé pour le calcul. Des résultats similaires ont été obtenus avec les autres types de protecteurs pour le volet S2, ainsi qu'avec les données du volet S1. Une des conséquences est que l'indice à valeur unique IEO n'est pas modifié de façon significative par le choix du type de niveau sonore utilisé pour son calcul (Figure 17).

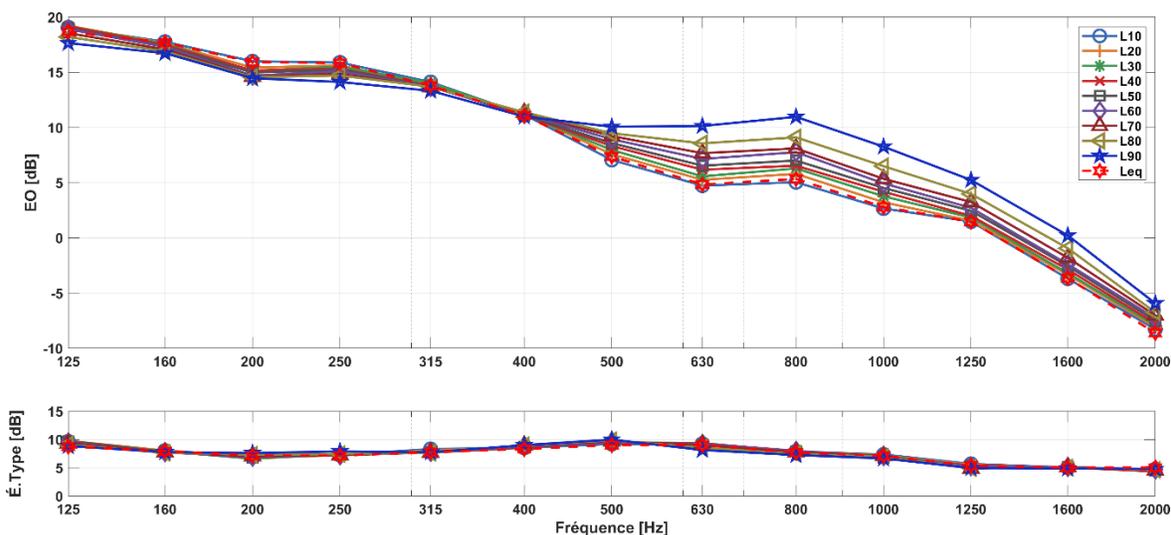


Figure 16. Comparaison de l'effet d'occlusion moyen obtenu avec les bouchons de type « Push-in » pour le volet S2, avec les niveaux sonores percentiles L_n et avec le niveau sonore L_{eq} , pour l'excitation vocale par énumération de nombres aléatoires. Les données pour tous les niveaux d'effort vocal (60, 70 et 80 dBA) et pour les deux oreilles sont incluses dans le calcul.

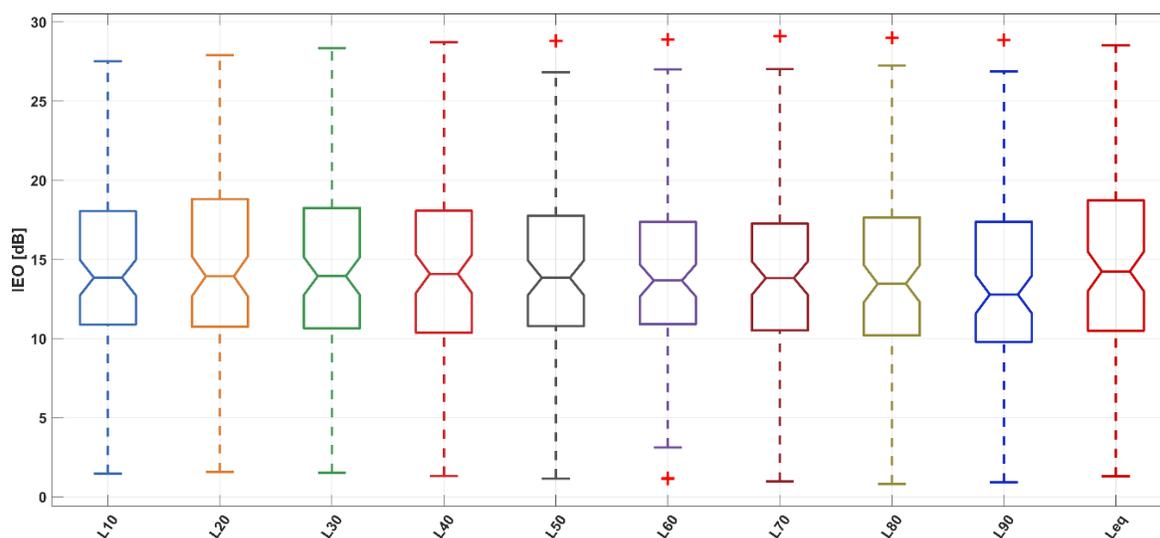


Figure 17. Indice d'effet d'occlusion, IEO, sous forme de boîtes à encoches, calculé en utilisant différents niveaux sonores percentiles pour le volet S2. Les données pour tous les niveaux d'effort vocal (60, 70 et 80 dBA) et pour les deux oreilles sont incluses dans le calcul. Les croix rouges indiquent des valeurs aberrantes.

5.3 Effet de l'excitation

5.3.1 Effet de l'effort vocal

Afin d'évaluer l'effet de l'effort vocal sur l'IEO, la Figure 18 montre l'IEO, pour le volet S1, pour différents types d'effort vocaux (nombres aléatoires /###/, /ə/ et /i/) à différents niveaux, ainsi que pour l'excitation par ossivibrateur en mode supraliminaire. Compte tenu du positionnement asymétrique de l'ossivibrateur, les résultats pour les deux oreilles sont présentés séparément. Une plus grande variabilité dans l'IEO est obtenue avec le maintien des voyelles (écarts Q_3-Q_1 allant de 7 à 11 dB et étendues allant de 20 à 30 dB) qu'avec l'énumération de nombres aléatoires (écarts Q_3-Q_1 allant de 4 à 6 dB et étendues allant de 16 à 20 dB). Par ailleurs, les comparaisons entre les deux oreilles ne montrent pas de différences significatives pour l'IEO, même pour l'excitation par ossivibrateur. Cependant, des différences entre l'IEO obtenu avec différents types d'excitation sont obtenues. Pour tester l'importance de ces différences et l'effet de l'effort vocal, un *test-t* avec mesures répétées a été effectué. Les comparaisons entre chaque groupe testé sont présentées dans des tableaux à la section C.I de l'annexe C. Ces tableaux montrent que l'effet de l'effort vocal est très faible pour l'excitation par énumération de nombres aléatoires, mais peut augmenter légèrement avec le maintien des voyelles /ə/ et /i/. Les seules différences jugées significatives ont été obtenues entre les efforts à 60 et à 80 dBA pour le maintien de la voyelle /i/. Finalement, on note aussi que l'IEO obtenu à l'oreille controlatérale présente moins de variabilité que celui obtenu pour l'oreille ipsilatérale, un résultat également obtenu par Reinfeldt *et al.* (2013), qui ne fournissent toutefois pas d'explication pour expliquer cette différence.

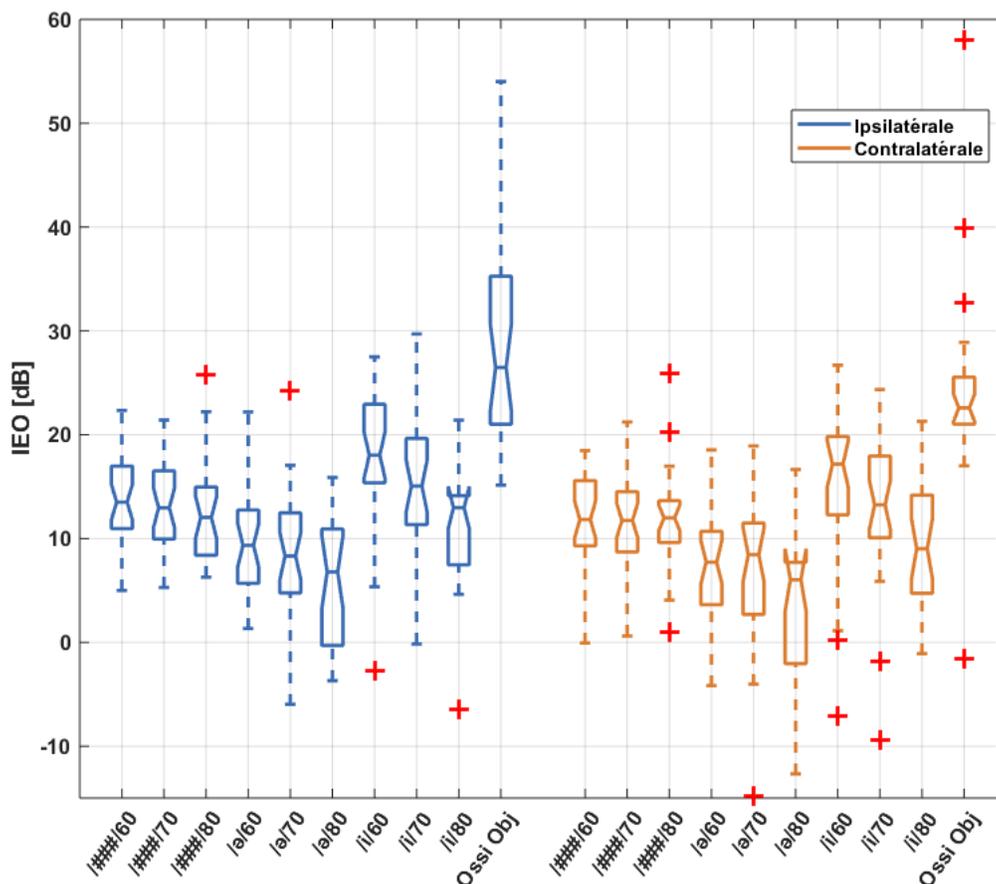


Figure 18. Indice d'effet d'occlusion (volet S1) pour les différents types (nombres aléatoires ### et voyelles /i/ et /ə/) et niveaux d'effort vocal, ainsi que pour l'ossivibrateur en mode supraliminaire (Ossi Obj). Les croix rouges indiquent des valeurs aberrantes.

La Figure 19 présente l'indice d'effet d'occlusion, sous forme de boîtes à encoches, pour tous les modèles de protecteurs testés et pour tous les niveaux d'effort du volet S2. Pour chaque modèle de protecteur, une analyse de variance (ANOVA) avec mesures répétées a été effectuée pour tester cet effet. Ces derniers résultats sont présentés à la section C.II de l'annexe C. Ces résultats montrent un faible effet de l'effort vocal pour les protecteurs de type coquille et un effet jugé non significatif pour les protecteurs de type bouchon. La Figure 19 montre aussi que la variabilité de l'IEO est plus élevée pour les bouchons (écarts Q_3-Q_1 allant de 5 à 11 dB et étendues de l'ordre de 25 dB) que pour les coquilles (écarts Q_3-Q_1 de l'ordre de 5 dB et étendues de l'ordre de 10 dB).

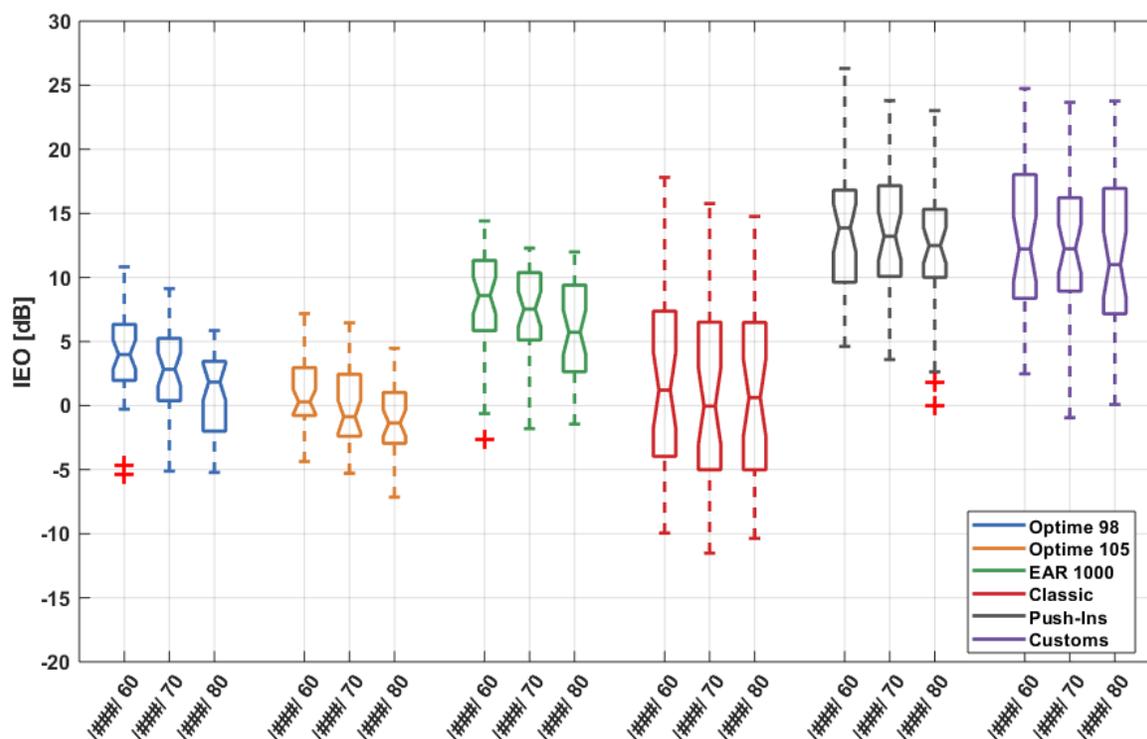


Figure 19. Indice d'effet d'occlusion (volet S2) pour les 3 modèles de coquilles et les 3 modèles de bouchons testés à différents niveaux d'effort vocal. Les croix rouges indiquent des valeurs aberrantes.

5.3.2 Effort vocal c. mastication ou ossivibrateur

La Figure 20 compare l'indice d'effet d'occlusion entre les différents types d'excitations, soit l'excitation vocale et celle par conduction osseuse, pour le volet S1, sous forme de boîtes à encoches. Compte tenu de l'effet très faible du niveau d'effort vocal sur l'IEO, mis en évidence à la section précédente, l'ensemble des données pour les trois niveaux d'effort vocal a été utilisé pour chaque type d'excitation vocale. Pour les excitations par conduction osseuse, soit la mastication et l'ossivibrateur, seules les données pour l'oreille ipsilatérale ont été utilisées. Des différences entre les médianes obtenues avec les voyelles comparativement à celle obtenue avec les nombres aléatoires sont observées, même si l'utilisation de la moyenne des données pour tous les efforts vocaux vient réduire l'écart entre les médianes (écarts de 4,5 dB entre l'énumération de nombres aléatoires et le maintien de la voyelle /ə/ et de 2 dB entre l'énumération de nombres aléatoires et le maintien de la voyelle /i/). Comme pour les résultats montrés sur la Figure 18, la variabilité de l'IEO est plus grande lorsque les voyelles étaient prononcées (étendue plus large, 28-30 dB) que lorsque les nombres aléatoires étaient énumérés (étendue plus courte, ~21 dB). Par ailleurs, les médianes obtenues pour une excitation par mastication et par ossivibrateur sont similaires (différence de 0,7 dB). Un *test-t* avec mesures répétées a permis de montrer que cette différence est statistiquement non significative. Une inspection plus détaillée des résultats, sujet par sujet, pour ces deux types d'excitation est présentée à la section C.III de l'annexe C. Bien que l'EO obtenu pour une excitation par mastication se compare bien avec celui obtenu pour une excitation par ossivibrateur pour une majorité de participants, des différences considérables sont observées pour quelques sujets.

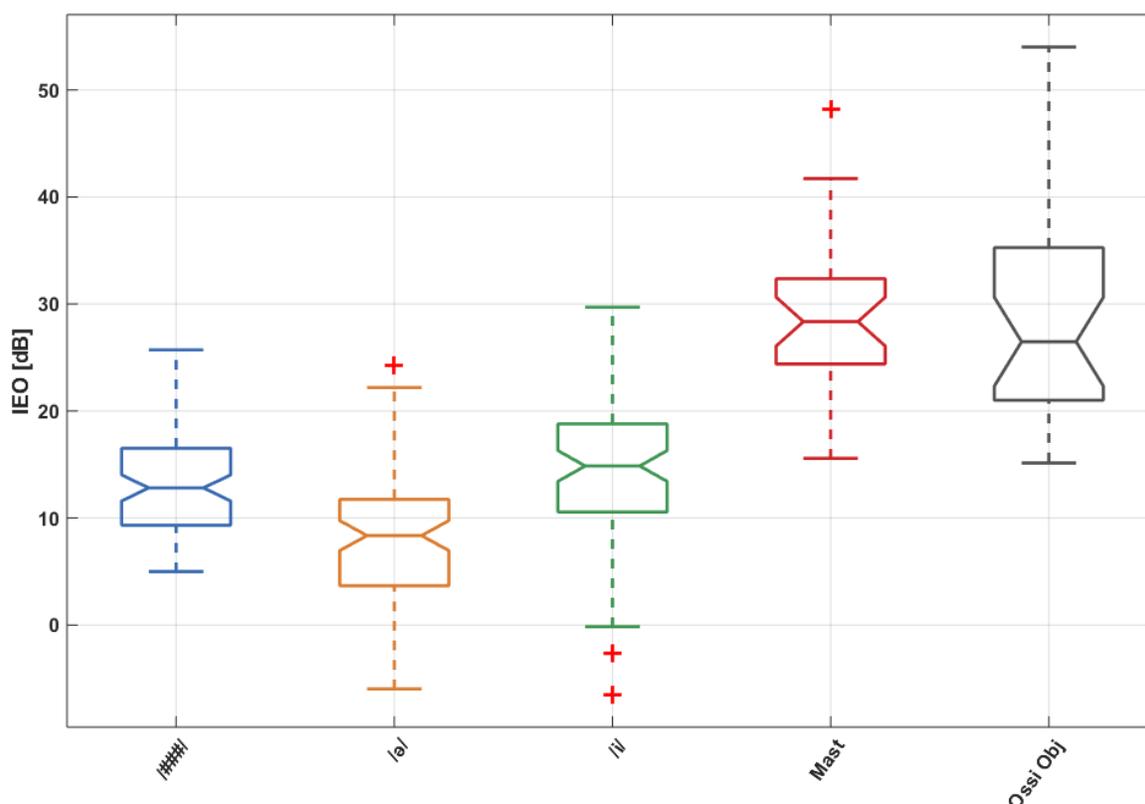


Figure 20. Indice d'effet d'occlusion (volet S1), sous forme de boîtes à encoches, pour les différents types d'excitation utilisés. Les valeurs pour les trois niveaux d'effort vocal et pour les deux oreilles ont été utilisées pour les résultats avec excitation par effort vocal, tandis que seule l'oreille ipsilatérale a été considérée pour calculer les résultats avec excitation par conduction osseuse (Mast et Ossi Obj). Les croix rouges indiquent des valeurs aberrantes.

5.4 Comparaison entre EO et RTOE

La Figure 21 compare l'EO objectif « classique » et le RTOE obtenus pour le volet S1 avec les excitations par effort vocal et par mastication. Les valeurs moyennes du RTOE, en pointillé sur la figure, sont très proches de celles obtenues pour l'EO, un écart maximal de 2,5 dB étant obtenu pour la mastication à 500 Hz. Les écarts-types sont moins élevés avec le RTOE (5-7 dB) qu'avec l'EO (8-13 dB) pour l'excitation par effort vocal avec les voyelles /ə/ et /i/.

La Figure 22 compare l'indice d'effet d'occlusion (IEO) calculé à partir de l'EO et du RTOE. Des étendues nettement plus élevées sont obtenues pour l'EO que pour le RTOE pour une excitation par effort vocal avec les voyelles (30 c. 23 dB pour /ə/ et 30 c. 22 dB pour /i/). Pour chacune des excitations testées, des *tests-t* avec mesures répétées ont été effectués et n'ont révélé aucune différence significative entre les moyennes arithmétiques obtenues pour l'EO et pour le RTOE.

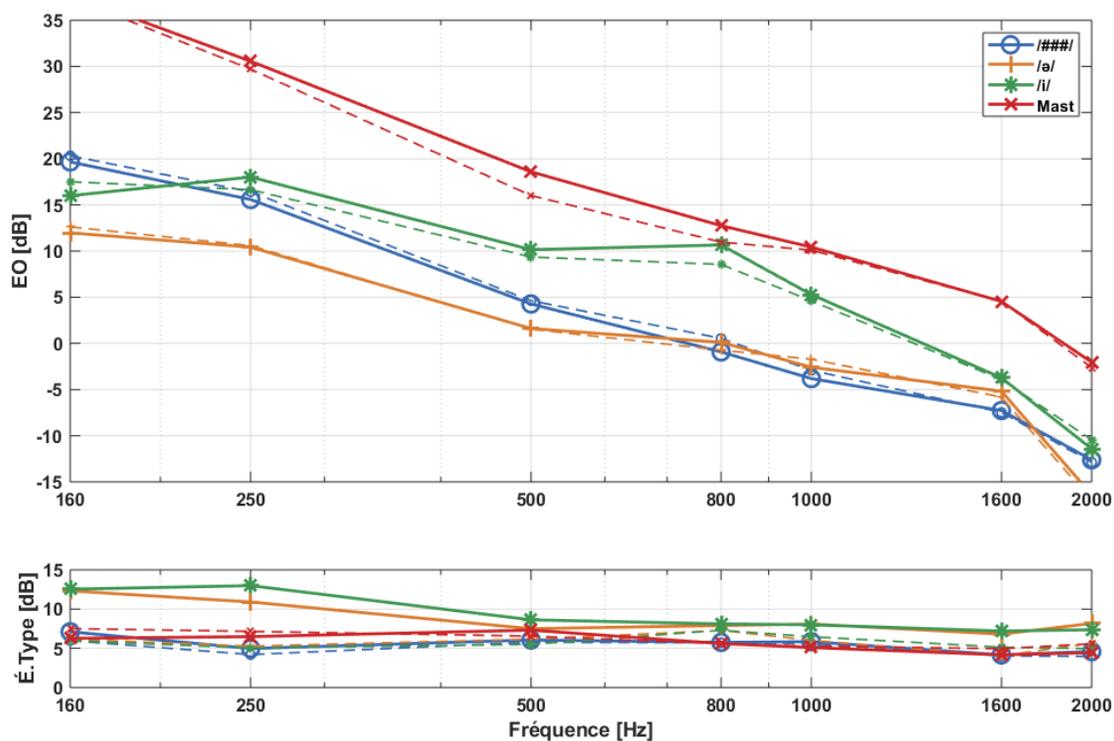


Figure 21. Moyenne et écart-type de l'effet d'occlusion (volet S1) pour les 3 types d'excitation par effort vocal (nombres aléatoires /###/ et voyelles /i/ et /ə/) et pour l'excitation par mastication (Mast) : EO (courbes pleines); RTOE (courbes en pointillés).

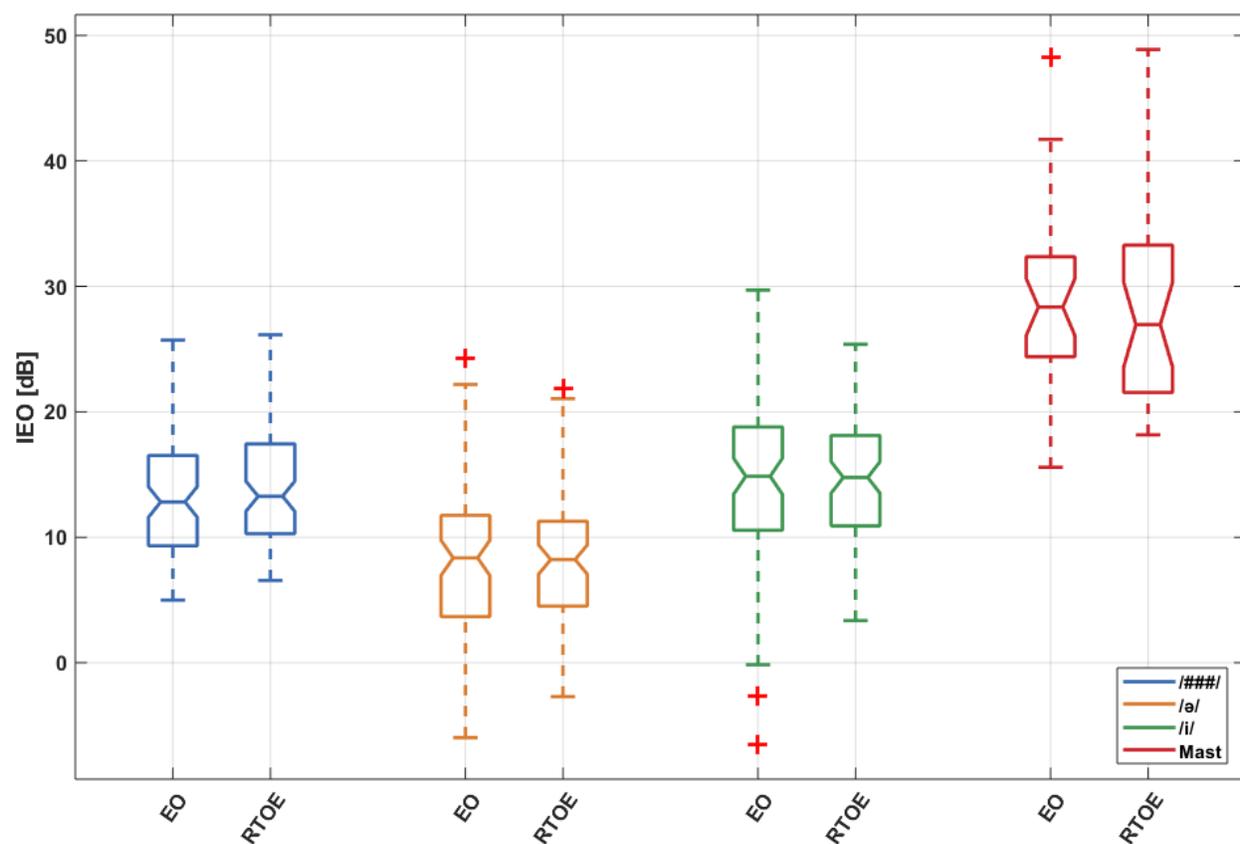


Figure 22. Indice d'effet d'occlusion (volet S1) pour les 3 types d'excitation par effort vocal (nombres aléatoires /###/ et voyelles /i/ et /ə/) et pour l'excitation par mastication (Mast) : comparaison entre l'EO et le RTOE.

6. DISCUSSION

6.1 Effet d'occlusion en fonction de la fréquence et indice à valeur unique

Les résultats moyens d'EO en fonction de la fréquence pour différents types d'excitation (Figure 12) et différents protecteurs (Figure 13) montrent que la méthode de mesure avec excitation par effort vocal - énumération de nombres - donne des ordres de grandeur de valeur d'EO similaires à ce que l'on peut trouver dans la littérature (Hansen, 1997; Stenfelt et Reinfeldt, 2007). Ces résultats suggèrent que l'approche proposée ici permet d'obtenir des valeurs d'EO ayant une signification physique. Les mesures obtenues dans le volet S2 ont permis de montrer que l'approche proposée pouvait s'appliquer tant pour des serre-têtes que pour des bouchons, avec l'utilisation d'un microphone inséré dans le conduit auditif indépendamment du protecteur (comme avec un microphone sonde). Compte tenu des soins à prendre pour insérer le microphone, cette façon de procéder est plus appropriée pour une utilisation en laboratoire ou en clinique. De plus, les mesures obtenues dans le volet S1 ont permis d'obtenir des résultats similaires à ceux obtenus dans le volet S2 en utilisant cette fois un microphone intégré à une oreillette de mesure. L'utilisation d'oreillettes instrumentées se prête bien à une utilisation en milieu de travail.

L'EO pour les serre-têtes est plus faible que pour les bouchons et décroît plus rapidement avec l'augmentation de la fréquence. De plus, la variabilité de l'EO est plus importante pour les bouchons que pour les serre-têtes. Cela peut s'expliquer par le fait que l'effet d'occlusion a pour origine la vibration des parois du conduit auditif (parties cartilagineuse et osseuse) et la modification de l'impédance acoustique vue par ces parois lorsque le conduit est occlus. De par le contact direct entre un bouchon et les parois du conduit auditif, ces deux propriétés (vibration des parois et impédance vue par les parois) sont donc logiquement beaucoup plus affectées par la variabilité dans l'insertion et port d'un bouchon que par celle des serre-têtes. Notons aussi que l'EO moyen obtenu avec les bouchons est très similaire à celui obtenu en condition de double protection (combinaison serre-tête/bouchon), et ce pour toute la gamme de fréquences. Ainsi sans surprise, pour la double protection, l'EO est gouverné par le bouchon, l'action de placer un serre-tête par-dessus l'oreille ne venant pas modifier sensiblement celui-ci.

Les spectres d'effet d'occlusion obtenus dans les volets S1 et S2 ont permis de construire un indicateur à valeur unique, appelé l'indice d'effet d'occlusion, soit l'IEO. L'avantage d'un indicateur à valeur unique est principalement sa simplicité d'utilisation puisqu'il permet, par exemple, d'évaluer différents types d'excitations ou encore de comparer plus facilement la performance de protecteurs entre eux. Dans ce sens, l'introduction d'un indicateur à valeur unique pourrait permettre de mettre sur pied un indice de performance utilisable pour l'étiquetage des protecteurs, comme ce qui est déjà fait pour l'atténuation sonore avec des indicateurs tels le NRR (*noise reduction rating*), le NRSA (*noise reduction statistic*) ou encore le SNR (*single number rating*). Dans la présente étude, différents indicateurs ont été proposés tels que la valeur d'EO à une fréquence spécifique ou encore la moyenne des valeurs d'EO sur une certaine plage de fréquences. Les résultats obtenus indiquent que bien que les indicateurs proposés puissent mener à des valeurs différentes, le classement relatif de ces valeurs est préservé d'une excitation à l'autre, et dépend peu du type de protecteur étudié (voir Figure 14 et Figure 15). On peut donc sélectionner de façon relativement arbitraire l'indicateur de son choix, tout en préservant la physique du problème. Pour cette étude, il a été convenu d'utiliser la moyenne arithmétique de l'EO dans la gamme de fréquences de 160-500 Hz, pour pouvoir éventuellement comparer cette

moyenne à des résultats d'EO subjectif obtenus avec l'ossivibrateur. Par ailleurs, compte tenu du caractère fluctuant de la voix dans le temps, le calcul de l'IEO à l'aide des niveaux sonores percentiles a été testé. Les résultats montrent que pour la gamme de fréquences pour laquelle EO est le plus élevé (<500 Hz), l'IEO dépend très peu de la façon dont est calculé le niveau sonore, que ce soit par les niveaux percentile (L_n) ou $L_{eq,T}$. Ces résultats suggèrent que le $L_{eq,T}$ est une mesure valide et fiable pour caractériser l'intensité de la voix, en accord avec les travaux de Corthals (2004) et Liénard (2019).

6.2 Effet du type d'excitation

Deux familles d'excitation ont été testées : l'excitation par effort vocal et l'excitation solidienne. Trois types d'excitation par effort vocal, à trois niveaux d'effort, ont été comparés. Les résultats montrent de légères différences dans l'EO moyen pour toute la gamme de fréquences et pour l'IEO entre l'énumération de nombres aléatoires et le maintien des voyelles /ə/ et /i/. Le maintien des voyelles entraîne toutefois des écarts-types beaucoup plus grands, en particulier à 125 et à 250 Hz où l'EO est le plus élevé. Il semble qu'il soit plus difficile avec les voyelles de reproduire une excitation similaire d'une fois à l'autre, tant en ce qui concerne le maintien du niveau d'effort que le spectre émis (contenu fréquentiel), occasionnant ainsi plus de variabilité sur l'EO. L'utilisation de nombres aléatoires permet de maintenir un signal vocal sur une plus longue période (~20 s) et mieux stabilisé en termes de niveau sonore. De plus, l'intégration sur le temps de mesure dans le calcul du $L_{eq,T}$ pour les nombres aléatoires permet de moyenniser un grand nombre de consonnes et de voyelles, ce qui suggère un spectre plus reproductible d'un essai à l'autre, et donc une moins grande variabilité d'un sujet à l'autre. Pour ces raisons, l'utilisation de nombres aléatoires est plus robuste et reproductible, tout en étant plus représentative d'une situation réelle en milieu de travail. Par ailleurs, les résultats montrent un faible effet du niveau d'effort vocal sur l'IEO, particulièrement pour les bouchons (voir Figure 19). Cela permet en pratique d'éviter de faire un suivi du niveau d'effort vocal, ou du moins d'avoir à répéter les essais pour trois niveaux d'effort différents. Cette simplification de la procédure de test, avec une réduction du nombre d'essais à répéter, est analogue à ce qui est notamment utilisé dans certaines prothèses auditives utilisant l'OVP pour contrôler l'effet d'occlusion (Høydal, 2017). Ce résultat s'inscrit bien dans l'optique de développer un système de mesure de l'EO objectif simple et robuste, éventuellement utilisable en milieu de travail. Par ailleurs, s'affranchir d'avoir à faire un suivi du niveau d'effort vocal (et donc d'une tâche cognitive supplémentaire) pourrait permettre d'utiliser une liste de mots au lieu d'une liste de nombres, une excitation plus représentative de la réalité en milieu de travail. Des travaux pour évaluer ce type de stimulus (« mots » c. « nombres ») sont donc à poursuivre.

Pour l'excitation solidienne, les essais effectués avec l'ossivibrateur et avec la mastication ont donné en moyenne des valeurs similaires pour l'IEO, valeurs toutefois supérieures à celles obtenues avec excitation par effort vocal, malgré certaines différences importantes observées au plan individuel. Cela suggère que la mastication peut représenter une alternative intéressante à l'utilisation de l'ossivibrateur, en particulier grâce à sa facilité de mise en œuvre (notamment pour les serre-têtes) et du fait de la plus faible variabilité obtenue. Cependant, cette approche bénéficierait de plus de recherches afin de mieux définir comment mieux conduire ces essais (façon de mastiquer, durée, intensité, etc.), les instructions données aux participants dans la présente étude étant somme toute assez simples et peu restrictives. Quoiqu'il en soit, les résultats présentés ici permettent de juger favorablement le potentiel de la méthode, encore une fois dans

l'optique où il s'agit de développer une méthode de mesure simple et robuste de l'EO objectif, utilisable en milieu de travail.

L'écart qui peut exister entre l'EO par excitation vocale et celui obtenu avec un ossivibrateur ou par mastication lors du port d'un bouchon est clairement mis en évidence. Il s'explique notamment par le fait que pour l'effort vocal, la contribution aérienne de la voix, c'est-à-dire le son qui arrive directement de la bouche à l'oreille dans l'air, est plus importante en condition non protégée (oreille ouverte). En effet, lorsque l'oreille est non protégée, la contribution aérienne de la voix vient faire augmenter le niveau de bruit dans le canal. Lorsque l'oreille est occluse avec un bouchon, cette contribution aérienne est en grande partie bloquée par le bouchon. Il en résulte un effet d'occlusion plus faible par rapport à celui obtenu avec l'ossivibrateur. Avec ce dernier, la contribution aérienne (dans ce cas le bruit généré dans l'air directement par l'ossivibrateur, se rendant à l'oreille) est beaucoup moins importante, voire minimale.

Laquelle des deux valeurs d'IEO est alors la plus représentative de l'effet d'occlusion ressenti : l'EO objectif par excitation vocale ou l'EO objectif par excitation solidienne ? Malheureusement, la littérature n'apporte toujours pas de réponse à cette question. La réalisation d'études à plus grande échelle, avec questionnaires et plusieurs participants, pourrait aider à élucider cette question. Entre-temps, la recommandation est, pour un protecteur donné, d'utiliser les deux valeurs d'IEO, vocale et solidienne, pour caractériser l'effet d'occlusion. Ces deux valeurs représentent en quelque sorte des limites inférieures et supérieures qu'un utilisateur pourrait s'attendre à obtenir. Par ailleurs, dans le but de classer des protecteurs en fonction de l'IEO, il serait intéressant d'étudier si un tel classement dépend du type d'excitation utilisé. Dans une perspective de normalisation, une recommandation pratique et simple à mettre en œuvre et un concept de classification des protecteurs en fonction de l'IEO exigeront d'être accompagnés d'études de validation et d'études terrain pour d'autres types de bouchons et de serre-têtes.

6.3 Comparaison entre l'EO objectif et le RTOE

Une alternative possible présentée dans ce rapport pour évaluer l'effet d'occlusion est la mesure du RTOE, soit une mesure en une seule étape, dans les deux oreilles simultanément. Les résultats obtenus montrent une bonne concordance entre les valeurs de RTOE et ceux de l'EO objectif, et ce, pour toutes les excitations testées. L'intérêt de l'approche du RTOE est multiple. Premièrement, effectuée en une seule étape de test, cette approche permet de mesurer l'EO dans une oreille pour une seule et même excitation, réduisant ainsi l'incertitude liée à la reproductibilité de cette excitation. Deuxièmement, elle permet une lecture en temps réel de l'effet d'occlusion. Cela permet notamment de tester rapidement différentes excitations (nombres, voyelles, déglutition, mastication, ossivibrateur, etc.) et d'obtenir en temps réel les valeurs d'effet d'occlusion. Ces avantages sont non seulement utiles pour la recherche, mais aussi pour une utilisation à des fins de sensibilisation ou de formation. Toutefois, les résultats entre l'EO et le RTOE seront probablement différents si la morphologie des deux oreilles est sensiblement différente (longueur et diamètre du canal auditif, anatomie des parties cartilagineuse et osseuse, etc.).

6.4 Limites de l'étude

La mesure objective de l'effet d'occlusion demande l'utilisation de microphones miniatures pour mesurer les niveaux de bruit dans le canal auditif des participants. Elle demande donc de faire

l'insertion de microphones dans les oreilles et un équipement de mesure approprié (haut-parleur et systèmes d'acquisition), ce qui peut être restrictif dans un contexte de mesure en milieu de travail. Dans cette étude, des bouchons déjà instrumentés de microphones ont été utilisés pour évaluer l'effet de différentes excitations. Ainsi, les conclusions tirées des essais réalisés avec ces dispositifs ne s'appliquent en principe qu'à ces bouchons. Par contre, il est attendu que ces conclusions s'appliquent à la majorité des bouchons passifs.

Comme mentionné à la section 5.1, des problèmes techniques liés à l'utilisation de matériel clinique non dédié à la recherche n'ont pas permis d'obtenir des résultats fiables pour l'effet d'occlusion subjectif. Il était donc impossible de comparer l'approche proposée avec celle de l'ossivibrateur en mode liminaire (effet d'occlusion subjectif).

L'étude de l'effet du type excitation a été principalement réalisée avec un seul type de bouchon (volet S1), et trois modèles de bouchons et serre-têtes (volet S2). Par ailleurs, seuls des protecteurs passifs ont été testés dans cette étude. Afin de bien valider les résultats obtenus. Il serait intéressant de réaliser des essais supplémentaires avec d'autres types de bouchons et de serre-têtes passifs, ou encore avec des protecteurs plus complexes comme des protecteurs actifs ou équipés de filtres (mécanique ou électronique). Il serait alors possible d'évaluer l'effet des composantes ajoutées (microphones, haut-parleurs, filtres), des algorithmes de filtrage et des effets de non-linéarité sur l'effet d'occlusion.

Les résultats obtenus dans cette étude montrent qu'il est difficile d'obtenir des valeurs d'effet d'occlusion avec un faible écart-type, notamment en raison des variabilités intersujets, des différences dans le port des protecteurs d'un sujet à un autre (par ex. : présence de fuites) et des conditions de mesures (position des microphones, incertitudes sur les excitations et sur les mesures, etc.). Sans surprise, les écarts-types obtenus pour l'EO sont du même ordre de grandeur que ceux obtenus pour l'atténuation sonore (par REAT ou MIRE), tant dans cette étude que dans la littérature (Berger et Voix, 2019; Nélisse *et al.*, 2015; Voix, 2006). Ces écarts-types importants rendent évidemment plus difficiles l'analyse et l'interprétation des résultats.

Les résultats présentés dans cette étude ont été obtenus dans un environnement de laboratoire, avec des participants majoritairement jeunes (étudiants), qui devaient effectuer des tâches en étant à peu près immobiles. Un milieu de travail typique est de toute évidence assez différent d'un environnement de laboratoire. Les travailleurs sont régulièrement en mouvement, communiquent avec leurs collègues et peuvent être amenés à enlever et à remettre leurs protecteurs fréquemment. Par ailleurs, s'ils portent des protecteurs, c'est qu'ils travaillent dans un environnement bruyant, donc dans un bruit ambiant important presque en continu, ce qui n'était pas le cas en laboratoire. Ces travailleurs sont généralement des utilisateurs réguliers de protecteurs; ils peuvent avoir une perception de la protection auditive différente de la population testée dans la présente étude. Il est donc probable que les valeurs d'effet d'occlusion objectif obtenues par des travailleurs soient différentes de celles obtenues en laboratoire. Ces différences d'environnement laboratoire/terrain viennent donc confirmer l'importance d'étudier l'effet d'occlusion ressenti par rapport à l'EO objectif. Le lien entre l'effet d'occlusion objectif et l'effet d'occlusion ressenti n'ayant pas encore été clairement établi dans la littérature, il est difficile de faire des recommandations quant au choix de la meilleure méthode pour mesurer l'effet d'occlusion objectif, soit celle qui serait la mieux corrélée avec ce qui est ressenti par les utilisateurs de protecteurs.

7. CONCLUSION

Cette étude visait à évaluer la robustesse d'une méthode de mesure de l'effet d'occlusion basée sur une excitation vocale. Une approche simple à mettre en œuvre a été développée. Elle consiste à demander à l'utilisateur d'un protecteur auditif de prononcer aléatoirement des nombres pendant une vingtaine de secondes, avec et sans le protecteur, et de mesurer les niveaux de bruit dans le conduit auditif. L'effet d'occlusion objectif est alors obtenu en prenant la différence des niveaux de bruit obtenus avec et sans le protecteur. Une comparaison avec l'approche par excitation solidienne (ossivibrateur ou mastication) a été présentée. De même, l'effet du choix de l'effort vocal a été discuté et une comparaison avec des excitations vocales avec les voyelles /ə/ et /i/ a été montrée.

Sur le plan scientifique, ce travail a permis d'enrichir les connaissances sur l'effet d'occlusion obtenu lors du port de protecteurs auditifs, plus particulièrement lors du port de bouchons. L'influence relativement faible de l'effort vocal lorsque la voix est utilisée comme excitation a été mise en évidence, de même que la différence importante qu'il peut y avoir entre les valeurs d'effet d'occlusion obtenues par excitation vocale et par excitation solidienne (ossivibrateur ou mastication). De même, il a été montré qu'il est possible de construire un indicateur à valeur unique représentatif de l'effet d'occlusion, l'IEO. Les mesures par excitations solidiennes ont montré, quant à elles, que la mastication pouvait représenter une alternative intéressante à l'utilisation d'un ossivibrateur, alors que ce dernier requiert un appareillage beaucoup plus conséquent et une mise en œuvre plus lourde. Finalement, cette étude a révélé qu'une approche basée sur une mesure simultanée aux deux oreilles permet d'obtenir un effet d'occlusion objectif, le RTOE, qui se compare très bien à celui mesuré de façon « standard » en deux étapes, avec et sans protecteur.

Sur le plan technique, ce travail aura permis de proposer une méthode robuste de mesure de l'effet d'occlusion objectif. Il est proposé ici d'utiliser l'excitation vocale (nombres aléatoires) de même que la mastication pour obtenir deux valeurs de l'indice d'effet d'occlusion. Pour un protecteur, ces deux valeurs peuvent donner une indication des limites inférieures et supérieures d'effet d'occlusion que l'on pourrait s'attendre à obtenir. À terme, cette méthode pourrait faire l'objet de travaux avec des comités de normalisation, afin de mieux définir les caractéristiques et les spécifications de son utilisation et de la rendre disponible à un plus vaste public. Elle pourrait notamment être bonifiée à l'aide d'études sur d'autres types de bouchons et de serre-têtes, ainsi que d'études terrain avec des mesures objectives et des questionnaires administrés à des travailleurs pour évaluer le lien entre l'effet d'occlusion objectif et l'effet d'occlusion ressenti.

Sur le plan de la santé et de la sécurité au travail, ces travaux ont permis de proposer une méthode potentiellement utilisable en milieu de travail pour évaluer l'effet d'occlusion, pouvant aussi servir comme outil de sensibilisation ou de formation. De plus, cette étude peut mener à un test normalisé permettant de quantifier l'effet d'occlusion apporté par un protecteur, et ainsi fournir une valeur d'étiquetage aidant au choix d'un protecteur, de la même façon que ce genre d'affichage existe pour l'atténuation sonore des protecteurs. Cela permettrait aux hygiénistes industriels, aux préventeurs et autres acteurs dans les milieux de travail de mieux choisir les protecteurs auditifs, non seulement par l'atténuation sonore qu'ils procurent, mais aussi par l'effet d'occlusion qu'ils occasionnent.

Il est souhaité que les avancées scientifiques et techniques proposées dans ce travail permettent de soutenir les efforts en cours de l'équipe de recherche sur le développement et sur la validation de modèles numériques du système complet tête/protecteur, ainsi que sur le développement d'une tête artificielle complète (Benacchio *et al.*, 2019; Carillo *et al.*, 2019; Carillo, Doutres et Sgard, 2020; Poissenot-Arrigoni, Benacchio, Doutres et Sgard, 2019). L'ensemble de ces travaux permettra non seulement de mieux comprendre comment mesurer l'effet d'occlusion, mais aussi de mieux comprendre les phénomènes physiques en jeu pour, à terme, proposer des solutions visant à réduire l'effet d'occlusion d'un protecteur sans compromettre son atténuation sonore.

BIBLIOGRAPHIE

- ANSI. (2008). *Methods for measuring the real-ear attenuation of hearing protectors*. Norme ANSI S12.6. New York, NY: ANSI.
- ANSI. (2018). *Performance criteria for systems that estimate the attenuation of passive hearing protectors for individual users*. Norme ANSI/ASA S12.71. New York, NY: ANSI.
- Benacchio, S., Poissenot-Arrigoni, B., Martin, L., Saint-Gaudens, H., Sgard, F. et Doutres, O. (2019). *An artificial ear to assess objective indicators related to the acoustical comfort dimension of earplugs: Comparison with attenuation and occlusion effect measured on subjects*. Communication présentée au 26th International Congress of Sound and Vibration, Montréal, QC (p. 1-8). Tiré de <https://espace2.etsmtl.ca/id/eprint/19256/1/Doutres%20O%202019%2019256.pdf>
- Berger, E. H. et Kerivan, J. E. (1983). Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold. *Journal of the Acoustical Society of America*, 74(1), 81-94. doi: 10.1121/1.389621
- Berger, E. H. et Voix, J. (2019). Hearing protection devices. Dans D. K. Meinke, E. H. Berger, R. Neitzel, D. P. Driscoll et K. Bright (Édit.) *The Noise Manual* (6^e éd.). Falls Church, VA: AIHA.
- Bhattacharya, S. K., Tripathi, S. R. et Kashyai, S. K. (1993). Assessment of comfort of various hearing protection devices (HPD). *Journal of Human Ergology*, 22(2), 163–172.
- Biering-Sørensen, M., Pedersen, F. et Parving, A. (1994). Is there a relationship between the acoustic occlusion effect and the sensation of occlusion?. *Scandinavian Audiology*, 23(2), 111-116.
- Bonnet, F. (2019). *Méthode de mesure individuelle de l'exposition sonore effective intra-auriculaire en milieu de travail* (Thèse de doctorat, École de technologie supérieure, Montréal, QC).
- Brummund, M. (2014). *Study of the occlusion effect induced by an earplug: numerical modelling and experimental validation* (Thèse de doctorat, École de technologie supérieure, Montréal, QC).
- Byrne, D. C. (2013). Influence of ear canal occlusion and air-conduction feedback on speech production in noise (Thèse de doctorat, University of Pittsburgh, Pittsburgh, PA).
- Carhart, R. et Jerger, J. F. (1959). Preferred method for clinical determination of pure-tone thresholds. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 24(4), 330-345. doi:10.1044/jshd.2404.330
- Carillo, K., Doutres, O. et Sgard, F. (2019). Numerical investigation of the fundamental low frequency mechanism of the objective occlusion effect: Focus on the ear canal wall vibration. Communication présentée au 26th International Congress of Sound and Vibration, Montréal, QC (p. 8).
- Carillo, K., Doutres, O. et Sgard, F. (2020). Theoretical investigation of the low frequency fundamental mechanism of the objective occlusion effect induced by bone-conducted stimulation. *Submitted to Journal of the Acoustical Society of America (en revision)*.
- Chambers, J. M., Cleveland, W. S., Kleiner, B. et Tukey, P. (2018). *Graphical Methods for Data Analysis* (1^e éd.). New York, NY: CRC Press. doi:10.1201/9781351072304
- Corthals, P. (2004). Sound pressure level of running speech: Percentile level statistics and equivalent continuous sound level. *Folia Phoniatrica et Logopaedica*, 56(3), 170-181. doi:10.1159/000076939

- Courtois, J., Johansen, P. A., Larsen, B. V., Christensen, P. H. et Beilin, J. (1989). Open moulds. Dans : J. H. Jensen (Édit.), *Hearing aid fitting* (p. 175-201). Copenhague, Danemark: The Danavox Jubilee Foundation.
- Doutres, O., Sgard, F., Terroir, J., Perrin, N., Jolly, C., Gauvin, C. et Negrini, A. (2019). A critical review of the literature on comfort of hearing protection devices: Definition of comfort and identification of its main attributes for earplug types. *International Journal of Audiology*, 58(12), 1-10. doi:10.1080/14992027.2019.1646930
- Fagelson, M. A. et Martin, F. N. (1998). The occlusion effect and ear canal sound pressure level. *American Journal of Audiology*, 7(2), 50-54. doi:10.1044/1059-0889(1998)010
- Hansen, M. O. (1997). *Occlusion effects: Part I: Hearing aid users experiences of the occlusion effect compared to the real ear sound level* (Thèse de doctorat, Technical University of Denmark, Lyngby, Danemark).
- Hansen, M. O. (1998). *Occlusion effects: Part II: A study of the occlusion effect mechanism and the influence of the earmould properties* (Thèse de doctorat, Technical University of Denmark, Lyngby, Danemark).
- Hansen, M. O. et Stinson, M. R. (1998). Air conducted and body conducted sound produced by own voice. *Canadian Acoustics*, 26(2), 11-19.
- Høydal, E. H. (2017). A new own voice processing system for optimizing communication. *The Hearing Review*, 24(11), 20-22.
- Hsu, Y.-L., Huang, C.-C., Yoa, C.-Y., Chen, C.-J. et Lien, C.-M. (2004). Comfort evaluation of hearing protection. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 33(6), 543-551.
- ISO. (1992). *Acoustics: Audiometric test methods: Part 2: Sound field audiometry with pure-tone and narrow-band test signals*. Norme ISO 8253-2. Genève, Suisse: ISO.
- Kiessling, J., Brenner, B., Thunberg Jespersen, C., Groth, J. et Jensen, O. D. (2005). Occlusion effect of earmolds with different venting systems. *Journal of the American Academy of Audiology*, 16(4), 237-249.
- Killion, M. C. (1988). The hollow voice occlusion effect. Dans : J. H. Jensen (Édit.), *13th Danavox Symposium* (p. 231-241). Copenhague, Danemark: The Danavox Jubilee Foundation.
- Kuk, F., Keenan, D. et Lau, C.-C. (2005). Vent configurations on subjective and objective occlusion effect. *Journal of the American Academy of Audiology*, 16(9), 747-762. doi:10.3766/jaaa.16.9.11
- Lee, K. (2011). *Effects of earplug material, insertion depth, and measurement technique on hearing occlusion effect*. Tiré de <https://vtechworks.lib.vt.edu/handle/10919/27021>
- Lee, K. et Casali, J. G. (2011). Investigation of the auditory occlusion effect with implications for hearing protection and hearing aid design. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 55(1), 1783-1787. doi:10.1177/1071181311551370
- Liénard, J.-S. (2019). Quantifying vocal effort from the shape of the one-third octave long-term-average spectrum of speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 146(4), EL369-EL375. doi:10.1121/1.5129677
- May, A. et Dillon, H. (1992). *Comparison of physical measurements of the occlusion effect with subjective reports*. Communication présentée à Audiological Society Conference, Barossa Valley, Australie.
- Morata, T. C., Fiorini, A. C., Fischer, F. M., Krieg, E. F., Gozzoli, L. et Colacioppo, S. (2001). Factors affecting the use of hearing protectors in a population of printing workers. *Noise & Health*, 4(13), 25-32.
- Neitzel, R. et Seixas, N. (2005). The effectiveness of hearing protection among construction workers. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 2(4), 227-238. doi:10.1080/15459620590932154

- Neitzel, R., Somers, S. et Seixas, N. (2006). Variability of real-world hearing protector attenuation measurements. *The Annals of Occupational Hygiene*, 50(7), 679-691.
- Nélisse, H., Gaudreau, M.-A., Boutin, J., Laville, F. et Voix, J. (2010). Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité effective en milieu de travail : partie 1: étude terrain (Rapport n° R-662). Montréal, QC: IRSST.
- Nélisse, H., Gaudreau, M.-A., Boutin, J., Voix, J. et Laville, F. (2012). Measurement of hearing protection devices performance in the workplace during full-shift working operations. *Annals of Occupational Hygiene*, 56(2), 221-232. doi:10.1093/annhyg/mer087
- Nélisse, H., Le Cocq, C., Boutin, J., Laville, F. et Voix, J. (2015). Systematic evaluation of the relationship between physical and psychoacoustical measurements of hearing protectors' attenuation. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 12(12), 829-844.
- Nogarolli, M. (2019). *Development of an in-ear noise dosimetry method for application in workplaces* (Mémoire de maîtrise, École de technologie supérieure, Montréal, QC).
- Patton, E. (2000). Ergonomic hearing protectors. *Ergonomics in Design*, 8(4), 25-28. doi: 10.1177/106480460000800405
- Poissenot-Arrigoni, B., Benacchio, S., Doutres, O. et Sgard, F. (2019). An artificial ear to assess objective indicators related to the acoustical comfort dimension of earplugs: Validation of a vibro acoustic model for insertion loss and occlusion effect assessment. Communication présentée au 26th International Congress of Sound and Vibration, Montréal, QC (p. 1-8).
- Powers, T., Froehlich, M., Branda, E. et Weber, J. (2018). Clinical study shows significant benefit of own voice processing. *Hearing Review*, 25(2), 30-34.
- Reinfeldt, S., Stenfelt, S., Good, T. et Hakansson, B. (2007). Examination of bone-conducted transmission from sound field excitation measured by thresholds, ear-canal sound pressure, and skull vibrations. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 121(3), 1576-1587.
- Reinfeldt, S., Stenfelt, S. et Håkansson, B. (2013). Estimation of bone conduction skull transmission by hearing thresholds and ear-canal sound pressure. *Hearing Research*, 299(0), 19-28. doi: 10.1016/j.heares.2013.01.023
- Sgard, F., Nélisse, H., Laville, F., Petit, Y., Boutin, J. et Le Cocq, C. (2016). *Développement d'outils et de méthodes pour mieux évaluer et améliorer la protection auditive individuelle des travailleurs* (Rapport n° R-901). Montréal, QC: IRSST.
- Stenfelt, S. et Goode, R. L. (2005). Bone-conducted sound: Physiological and clinical aspects. *Otology & Neurotology*, 26(6), 1245-1261.
- Stenfelt, S. et Reinfeldt, S. (2007). A model of the occlusion effect with bone-conducted stimulation. *International Journal of Audiology*, 46(10), 595-608.
- Tonndorf, J. (1966). Bone conduction. Studies in experimental animals. *Acta Oto-Laryngology*, S213, 1-132.
- Vasil, K. A. et Cienkowski, K. M. (2006). Subjective and objective measures of the occlusion effect for open-fit hearing aids. *Journal of the Academy of Rehabilitative Audiology*, 39, 69-82.
- Vasil-Dilaj, K. A. et Cienkowski, K. M. (2011). The Influence of receiver size on magnitude of acoustic and perceived measures of occlusion. *American Journal of Audiology*, 20(1), 61. doi:10.1044/1059-0889(2010/09-0031)
- Voix, J. (2006). *Mise au point d'un bouchon d'oreille « intelligent »* (Thèse de doctorat, École de Technologie Supérieure, Montréal, QC).
- Voix, J. (2018). *Hearing protector fit testing and the new ANSI s12.71 standard*. Communication présentée au 25th International Congress of Sound and Vibration, Hiroshima, Japon (p. 8).

Zurbrügg, T., Stirnemann, A., Kuster, M. et Lissek, H. (2014). Investigations on the physical factors influencing the ear canal occlusion effect caused by hearing aids. *Acta Acustica United with Acustica*, 100(3), 527-536. doi:10.3813/AAA.918732

ANNEXE A : SÉQUENCE DES MESURES POUR LE VOLET S1

Séquence utilisée pour réaliser les essais lors du volet S1 :

- M-1.** Mesures objectives avec ossivibrateur : O_I ouverte / O_C ouverte
 - M-1.1.** Installation des oreillettes ouvertes.
 - M-1.2.** Installation de l'ossivibrateur sur l'os temporal ipsilatéral.
 - M-1.3.** Génération des bruits tonals et enregistrement des signaux.
- M-2.** Mesures subjectives avec ossivibrateur : O_I ouverte / O_C masquée
 - M-2.1.** Installation de l'écouteur de bruit de masquage à l'oreille ouverte
 - M-2.2.** Mesure des seuils d'audition à l'aide de la procédure de Hughson-Westlake.
- M-3.** Mesures subjectives avec ossivibrateur : O_I protégée / O_C masquée
 - M-3.1.** Installation du bouchon dosimétrique dans l'oreille ipsilatérale.
 - M-3.2.** Mesure de l'AS et repositionnement si nécessaire.
 - M-3.3.** Mesure des seuils d'audition à l'aide de la procédure de Hughson-Westlake.
- M-4.** Mesures objectives avec ossivibrateur : O_I protégée / O_C protégée
 - M-4.1.** Installation du bouchon dosimétrique dans l'oreille controlatérale.
 - M-4.2.** Mesure de l'AS et repositionnement si nécessaire.
 - M-4.3.** Génération des bruits tonals et enregistrement des signaux.
- M-5.** Mesures objectives avec effort vocal et la mastication : O_I protégée / O_C protégée
 - M-5.1.** Retrait de l'ossivibrateur et rappel des consignes.
 - M-5.2.** Période d'entraînement avec l'écran de rétroaction lorsqu'un effort vocal était requis.
 - M-5.3.** Production de l'excitation (effort vocal ou mastication) par le participant et enregistrement des signaux.
 - M-5.4.** Reprise des étapes M-5.1 à M-5.3 pour les autres excitations.

M-6. Mesures objectives avec effort vocal et la mastication : O_I protégée / O_C ouverte

M-6.1. Remplacement du bouchon dosimétrique par l'oreillette ouverte dans l'oreille controlatérale.

M-6.2. Reprise des étapes M-5.1 à M-5.4 pour cette configuration d'occlusion.

M-7. Mesures objectives avec effort vocal et la mastication : O_I ouverte / O_C ouverte

M-7.1. Remplacement du bouchon dosimétrique par l'oreillette ouverte dans l'oreille ipsilatérale.

M-7.2. Reprise des étapes M-5.1 à M-5.4 pour cette configuration d'occlusion.

M-8. Retrait des oreillettes et fin de la séance de mesure.

ANNEXE B : TAILLE DES ÉCHANTILLONS TRAITÉS

Le Tableau 5 présente la taille des échantillons analysés pour chaque figure de résultats présentée à la section 5.

Tableau 5. Taille des échantillons analysés

Figure	Taille des échantillons (N)
Figure 12	Vocal (/###/ 70) : 60 Vocal (/ə/) : 56 Vocal (/i/) : 54 Mastication : 30 Ossivibrateur (objectif) : 29 Ossivibrateur (subjectif) : dépend de la fréquence
Figure 13	Coquilles (vocal) : 108 Bouchons (vocal) : 108 Double protection (vocal) : 108 Bouchons (ossi) : 52
Figure 14	Vocal (/###/ 70) : 60 Vocal (/ə/) : 56 Vocal (/i/) : 54 Mastication : 30 Ossivibrateur (objectif) : 29 Ossivibrateur (subjectif) : dépend de la fréquence
Figure 15	Coquilles (vocal) : 108 Bouchons (vocal) : 108 Double protection (vocal) : 108 Bouchons (ossi) : 52
Figure 16, Figure 17	L_n : 100 L_{eq} : 100
Figure 18	Vocal (/###/ 60) : 30 Vocal (/###/ 70) : 30 Vocal (/###/ 80) : 26 Vocal (/ə/ 60) : 28 Vocal (/ə/ 70) : 28 Vocal (/ə/ 80) : 26 Vocal (/i/ 60) : 28 Vocal (/i/ 70) : 27 Vocal (/i/ 80) : 26 Ossivibrateur (objectif) : 29

Figure 19	Pour tous les protecteurs : 36
Figure 20	Vocal (/###/) : 86 Vocal (/ə/) : 82 Vocal (/i/) : 81 Mastication : 30 Ossivibrateur (objectif) : 29
Figure 21, Figure 22	Vocal (/###/) EO : 86 Vocal (/###/) RTOE : 88 Vocal (/ə/) EO : 82 Vocal (/ə/) RTOE : 83 Vocal (/i/) EO : 81 Vocal (/i/) RTOE : 82 Mastication EO : 30 Mastication RTOE : 30

C.II Analyse statistique liée aux données présentées à la Figure 19

Tableau 8. Anova avec mesures répétées sur l'effet du facteur effort vocal. Une valeur de $p < 0,05$ indique une bonne probabilité d'un effet de l'effort vocal. La dernière colonne donne l'écart maximal obtenu entre les moyennes pour chaque effort vocal, donc une indication de la grandeur de l'effet

			Valeur p	Écart maximal (dB)
	Optime 98	$F(2,70) = 26,7$	$< 0,001$	2,9
Coquilles	Optime 105	$F(2,70) = 19,6$	$< 0,001$	2,4
	Ear 1000	$F(2,70) = 16,1$	$< 0,001$	2,2
	Classic	$F(2,70) = 3,34$	0,04	1,1
Bouchons	Push-in	$F(2,70) = 5,3$	0,007	1,1
	Custom	$F(2,70) = 1,14$	0,33	0,6

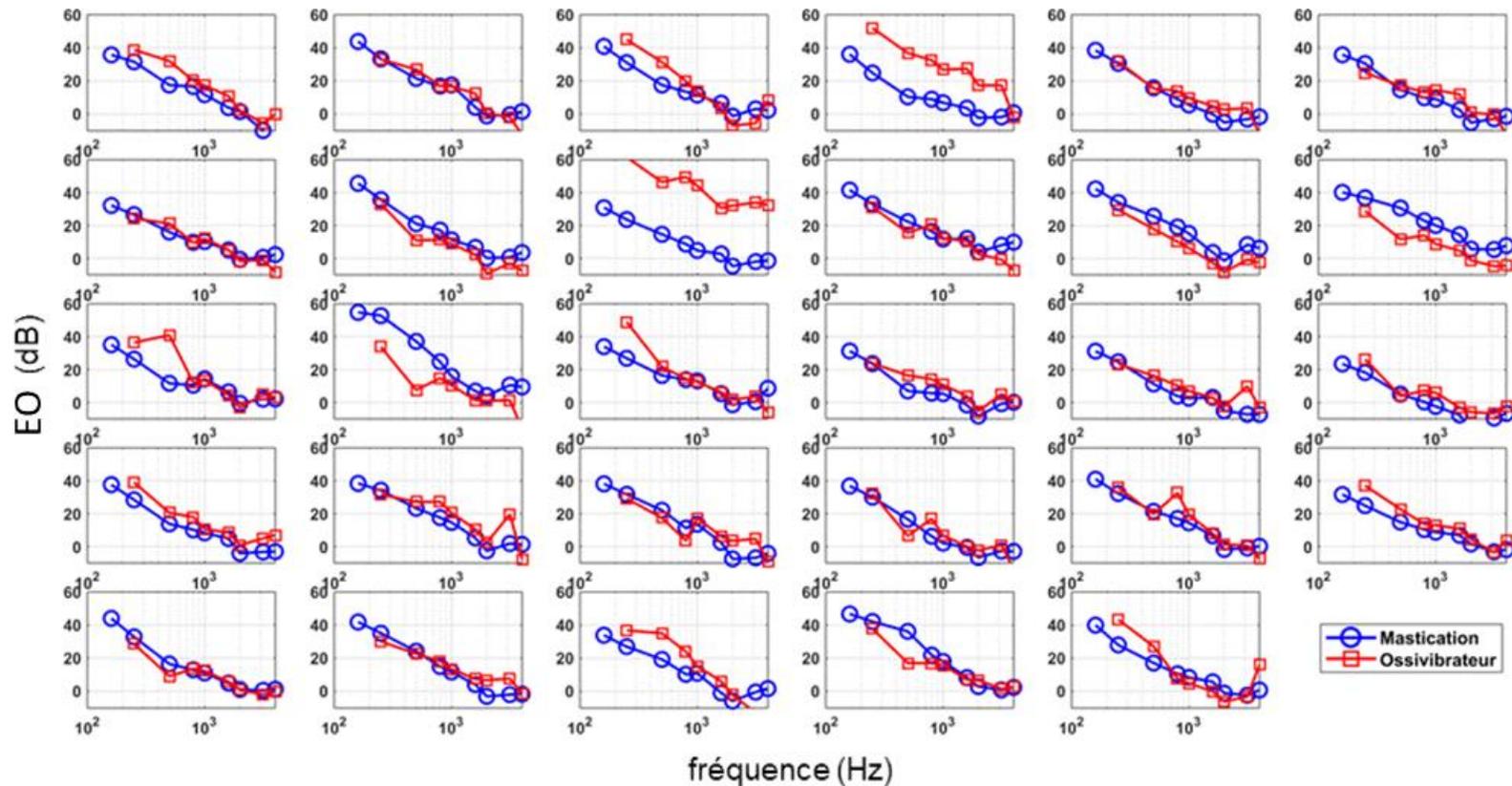
C.III Effet d'occlusion par sujet pour la mastication et l'ossivibrateur pour le volet S1

Figure 23. Effet d'occlusion objectif obtenu pour chaque sujet avec une excitation par mastication ou par ossivibrateur pour l'oreille ipsilatérale pour le volet S1.

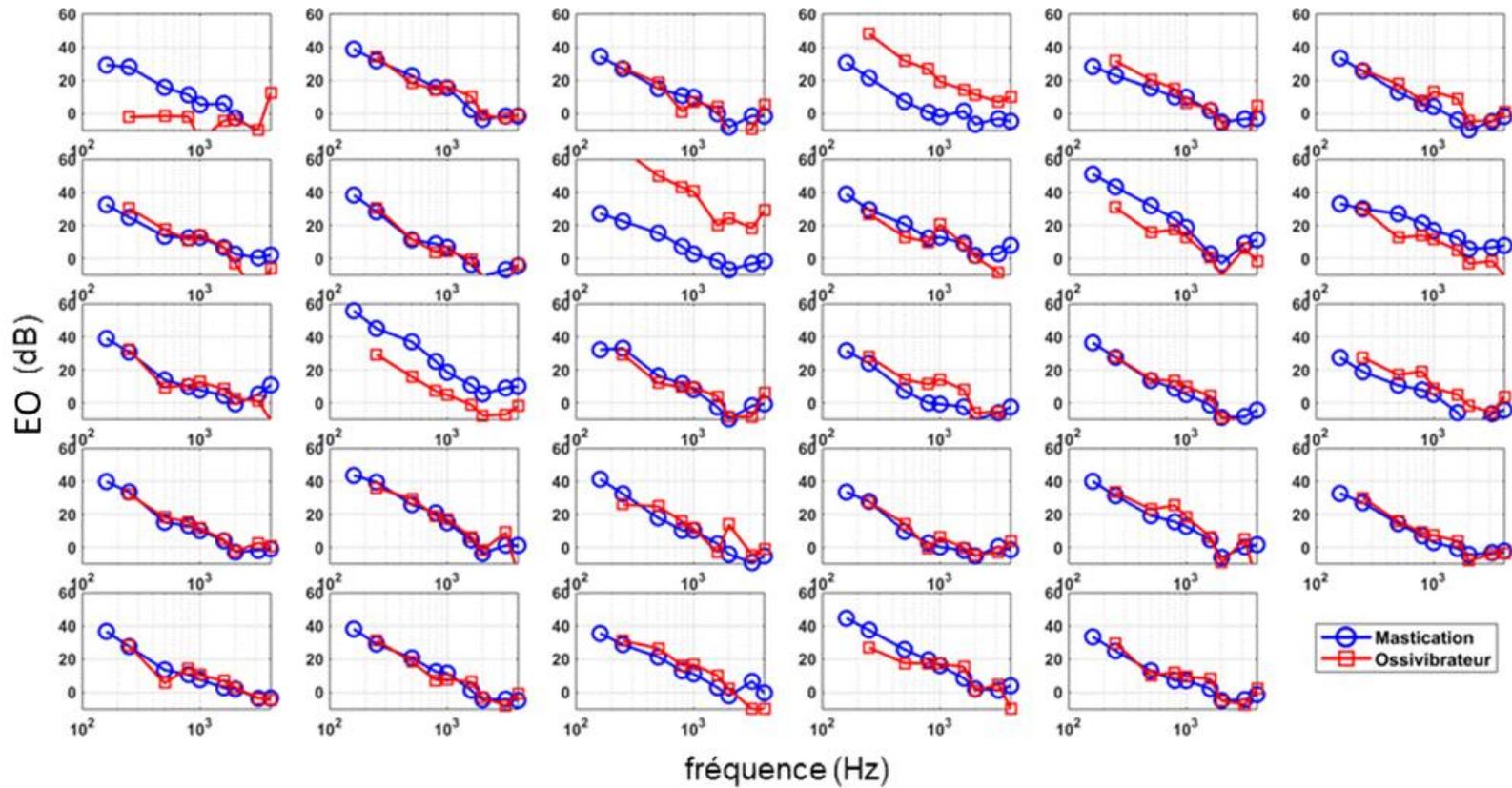


Figure 24. Effet d'occlusion objectif obtenu pour chaque sujet avec une excitation par mastication ou par ossivibrateur pour l'oreille controlatérale pour le volet S1.