

**CFA '18 LE HAVRE ■ 23-27 avril 2018**  
**14<sup>ème</sup> Congrès Français d'Acoustique**



**Développement d'une plateforme d'évaluation des performances des prothèses auditives au sein de la formation d'audioprothésiste de la faculté de Pharmacie de Nancy**

B. Maillou et J. Ducourneau

LEMETA, 2, avenue de la Forêt de Haye, 54518 Vandoeuvre Les Nancy, France  
joel.ducourneau@univ-lorraine.fr

S'adressant aux étudiants du Diplôme d'État d'Audioprothésiste de la faculté de Pharmacie de Nancy, la plateforme de simulation de perte auditive appareillée est financée par l'Hôpital Virtuel de Lorraine et IDEFI-REMIS. Cet outil pédagogique a pour objectif d'évaluer les performances des traitements audionumériques implémentés dans les appareils auditifs. Chaque patient peut en effet bénéficier de nombreux réglages audioprothétiques et de traitements du signal permettant d'améliorer l'intelligibilité de la parole dans le bruit. Devant l'opacité des informations données par les fabricants, et la grande variabilité interindividuelle de ressenti des patients, cette plateforme permet aux étudiants la réalisation d'études objectives sur l'efficacité de ces traitements. Elle permet d'analyser le son en sortie d'aides auditives lorsque celles-ci sont activées dans un environnement sonore réaliste. La plateforme est constituée d'un buste humain artificiel dont les oreilles peuvent être équipées d'aides auditives. Il est immergé dans un champ sonore à l'aide d'un système de multidiffusion. Un script Matlab pilote la multidiffusion et l'acquisition des sons captés en sortie d'aides auditives. Alors qu'un tel dispositif est courant dans certains laboratoires de recherche ou département R&D de fabricants d'aides auditives, son usage au sein d'une formation d'audioprothésiste est une avancée pédagogique récente. A Nancy, la plateforme de simulation tient une place privilégiée dans la réalisation des mémoires de fin d'études, en complément des tests subjectifs effectués sur un panel de patients. Elle est mise à disposition des étudiants, en autonomie, via une interface de contrôle, dès lors que les algorithmes d'analyse des signaux ont été mis à jour en fonction de la problématique de l'étude. Cette communication a pour but de décrire la plateforme, son interface de contrôle développée par nos soins, les modules de calculs intégrés, et de présenter quelques travaux d'étudiants qu'elle a permis de mener à bien.

## 1 Introduction

La formation menant au Diplôme d'État d'audioprothésiste dure trois ans. Dans les locaux de la Faculté de Pharmacie de Nancy, nous accueillons 24 étudiants par an. Ils y apprennent le métier *via* des cours théoriques (audiologie, acoustique, psychologie, phonétique, etc...), de nombreux Travaux Pratiques (audiométrie, audioprothèse, physique, etc...), et plusieurs stages, chez un professionnel audioprothésiste notamment, durant lesquels ils apprennent la prise en charge et le suivi prothétique des patients malentendants. Au fil des trois années, ils sont formés aux réglages des appareils auditifs destinés à corriger l'audition des déficients auditifs. Ces réglages consistent en l'ajustement du gain de l'appareil en fonction de la perte auditive constatée. Il est possible entre autres, d'adapter le niveau de sortie de l'appareil, dans chaque canal fréquentiel, pour corriger par exemple le recrutement, on parle alors de compression dynamique non-linéaire dans l'appareil.

Il existe une dizaine de marques d'appareils sur le marché, et autant d'interfaces logicielles de réglage développées par les fabricants. À partir de l'audiogramme du patient, ces logiciels proposent aux audioprothésistes un pré-réglage basé sur des protocoles connus (NAL-NL1, NL2, etc [1]) établis par des audiologistes. L'audioprothésiste peut ajuster ces pré-réglages en tenant compte des résultats d'audiométrie vocale réalisée avec ou sans bruit ambiant. Ces interfaces de réglage incluent également la possibilité d'activer et d'ajuster plusieurs options de traitement du signal destinées à améliorer le confort d'écoute du patient, comme la directivité simple ou adaptative, l'anti-larsen, la réduction du bruit, etc. Dans le cadre des Travaux Pratiques et des stages, les compétences en réglage sont transmises par des audioprothésistes chevronnés, et le jeune diplômé les affine au long de sa carrière, notamment grâce au ressenti subjectif des patients.

À l'heure où les possibilités de réglages offertes par les fabricants se multiplient grâce aux progrès audionumériques et dans la mesure où, malgré tout, la réussite d'un appareillage auditif tient en majeure partie à la qualité du suivi de l'audioprothésiste [2], il apparaît essentiel que les futurs diplômés puissent bénéficier d'une formation complète.

Cet article vise à présenter une innovation pédagogique -en termes d'équipement matériel et d'interface de pilotage- à l'échelle des formations au Diplôme d'État d'audioprothésiste en France. Il s'agit d'une plateforme de simulation de perception auditive humaine, oreilles nues ou appareillées, destinée à évaluer objectivement les performances des traitements implémentés dans les appareils auditifs. Cette plateforme est constituée d'une tête artificielle de type KEMAR et d'un système de multidiffusion sonore. Ce dispositif qu'on rencontre habituellement dans les départements recherche et développement des industriels de la restitution sonore, comme les fabricants d'aides auditives, permet de tester les produits dans des conditions réalistes d'usage.

Avant son acquisition en 2014, les étudiants en formation à Nancy pouvaient tester les appareils sur une oreille en silicone avec un capteur microphonique de la taille d'un tympan, ce qui n'était pas suffisamment représentatif de la perception sonore binaurale d'un humain, et ne permettait donc pas d'évaluer finement l'impact de différents réglages.

Dans un premier temps, nous précisons les objectifs pédagogiques qui nous ont amenés à développer la plateforme, avant d'en donner une description matérielle et logicielle. Puis nous donnerons des exemples de résultats obtenus par des étudiants dans le cadre de leurs mémoires de fin d'études, avant de conclure sur les apports pédagogiques d'un tel dispositif et les pistes de développement futur pour notre équipe.

## 2 Objectifs pédagogiques

Pour nos étudiants, le développement de la plateforme de simulation auditive vise à favoriser :

- Leur autonomie dans la réalisation des tests objectifs (acquisition et mise en forme des données collectées). La prise en main d'une interface permettant de piloter à la fois le système de multidiffusion et celui dédié à l'acquisition des signaux « perçus » par la tête artificielle,
- Une prise de recul sur l'efficacité des traitements sur le rendu sonore et l'intelligibilité de la parole. Une sensibilisation aux limites/potentiels de la restitution

sonore des appareils en vue de la correction de surdité,

- Un esprit critique sur les arguments commerciaux avancés par les fabricants, le marché étant sans cesse en évolution,
- La distinction des stratégies de traitements des différentes marques d'appareil.

### 3 Description de la plateforme

#### 3.1 Matériel

La plateforme de simulation de perception auditive humaine est constituée d'un buste humain artificiel situé au centre d'un système de multidiffusion sonore. La partie supérieure des murs de la salle est traitée avec un matériau absorbant acoustique pour approcher des conditions de champ libre, voir Figure 1. Le temps de réverbération après traitement répond aux normes imposées pour un local d'audiométrie, à savoir inférieur à 0,4 s à partir de l'octave 125 Hz [3].



Figure 1: Photographie de l'installation.

De par sa géométrie, le mannequin KEMAR (Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research) de la marque G.R.A.S permet de simuler les effets d'une tête humaine et d'un torse dans un champ sonore. La captation binaurale du son tient ainsi compte des fonctions de transfert relatives à la tête, ou HRTFs. Pour les tests, ses oreilles artificielles peuvent être nues, équipées d'appareils auditifs avec embouts sur-mesure comme sur la Figure 2, ou encore équipées d'écouteurs ou d'un casque audio classique.



Figure 2: Oreille artificielle du KEMAR équipée d'un appareil auditif contour d'oreille avec embout fermé.

Au creux de chaque oreille artificielle, un microphone de mesure 1/4" de type 26AS simule le tympan et capte les sons au travers d'un coupleur de type IEC 60318-4 simulant le conduit auditif. Gr ce à son support, le mannequin peut être orienté suivant différentes valeurs d'azimut. Il est situé à 1,10 m de cinq enceintes de monitoring actives bi-voies de type Klein & Hummel O110, comme schématisé sur le

synoptique Figure 3, de manière à créer un champ sonore homogène [4].

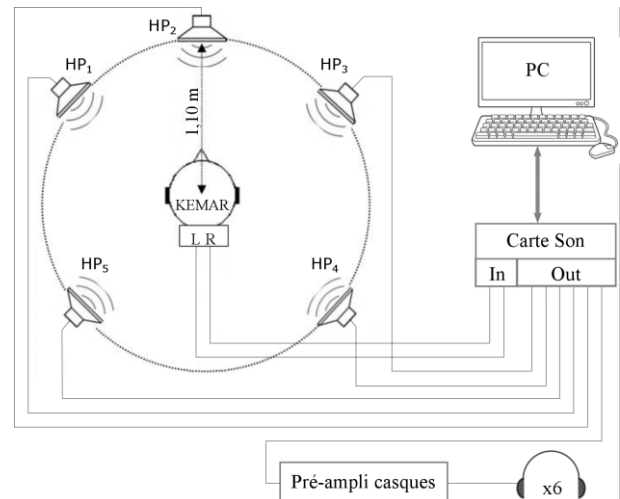


Figure 3: Synoptique de la plateforme de simulation.

Les microphones du KEMAR sont alimentés par le conditionneur GRAS de type 12AQ qui pr amplifie les signaux microphoniques avant acquisition à l'aide de la carte son RME Hammerfall DSP Multiface II qui comporte 8 entrées/sorties, connectée en IEEE 1394 au PC de mesure. Enfin, un pré-amplificateur 6 canaux pour casque audio, modèle Head Amp 6 de la marque ART, permet de répartir en st reo sur 6 postes d'écoute le signal capté par les microphones du KEMAR, en sortie d'aides auditives par exemple.

#### 3.2 Interface de pilotage

Une interface utilisateur dédiée au pilotage de la plateforme a été conçue grâce au logiciel Matlab installé sur le PC de mesure. Premièrement, elle permet de contrôler les entrées/sorties audio de la carte son grâce à la fonction *pa\_wavplayrecord()* mise à disposition sur la page « file exchange » de mathworks.com par Matt Frear [5]. Les signaux de test sont ainsi diffusés et acquis en synchronisation, ce qui permet de comparer la survenue d' v nements temporels entre deux mesures, et complète les possibilités des logiciels préalablement utilisés tels que Biosound, Spectra + ou Audacity.

Deuxièmement, cette interface utilisateur est destinée à un usage en autonomie par les étudiants, elle doit donc centraliser les réponses aux différents besoins expérimentaux, être ergonomique et remplir le cahier des charges suivant :

- Choix des signaux sonores diffusés (Parole, Bruit, Musique) et de leurs niveaux sonores respectifs au point où se situe le mannequin,
- Choix de la répartition spatiale des signaux diffusés sur les différentes enceintes audio,
- Choix des options d'affichage, de calculs et d'enregistrement des données à partir des signaux enregistrés.

Les étudiants peuvent ainsi afficher et enregistrer, pour différentes configurations de test, les signaux temporels, les niveaux sonores, les spectrogrammes. Les signaux diffusés

et enregistrés sont échantillonnés à un taux de 44,1 kHz et codés sur 16 ou 24 bits. En temps réel ou en temps différé, l'utilisateur peut écouter le rendu sonore des aides auditives positionnées sur le mannequin KEMAR. L'interface donne la possibilité d'appliquer un filtrage aux signaux enregistrés pour simuler différents type de surdité (de légère à sévère), son effet ne peut donc être perçu qu'en temps différé. La calibration des microphones ainsi que celle du système de multidiffusion est également possible à partir de l'interface. En fonction de la problématique d'étude, diverses valeurs calculées à partir des signaux peuvent être exportées pour être traitées avec le logiciel Excel.

### 3.3 Financement

Notre formation au Diplôme d'État d'audioprothèse est intégrée à deux programmes de simulation majeurs en France : l'Initiative d'excellence en formation innovante qu'est le Réseau des Ecoles de Management et d'Ingénierie de la Santé (Idefi REMIS) et l'Hôpital Virtuel de Lorraine (HVL). Ces programmes ont permis de financer la plateforme de simulation auditive (traitement acoustique de la salle, achat de la tête artificielle) et de financer les recherches sur les signaux perçus grâce à un post-doctorat en acoustique.

## 4 Exemple de travaux d'étudiants

Souvent, les problématiques des travaux de mémoire requérant des tests objectifs avec la plateforme visent à apprécier l'apport d'un réglage prothétique ou d'un traitement particulier par comparaison avec une configuration de référence. Puis, les résultats sont mis en perspective avec les résultats des tests subjectifs menés sur des patients sur le lieu du stage de 3ème année, sous forme de questionnaires de satisfaction ou de résultats de tests audiométriques. Pour comparer résultats subjectifs et objectifs, il importe que les configurations de test soient similaires, c'est pourquoi les signaux diffusés à l'aide de la plateforme sont des listes de mots ou de logatomes, avec ou sans bruit (blanc ou de type conversationnel). Les travaux de trois mémoires soutenus en 2017 sont présentés dans les paragraphes suivants, le premier correspondant à l'approche décrite ci-dessus, et les deux suivants illustrant des problématiques plus originales.

### 4.1 Comparaison du Rapport Signal/Bruit en sortie de deux générations d'aides auditives

La surdité se traduit par une baisse de l'acuité auditive variable avec la fréquence, mais également par une difficulté accrue à comprendre un message vocal dans un environnement bruyant [6]. C'est pourquoi les fabricants d'aides auditives ont développé et proposent des options de directivité microphonique et de réduction du niveau de bruit ambiant. Ce travail de mémoire a permis de tester l'efficacité de l'option Open Sound Navigator (disponible pour la génération Opn1) promue par la marque Oticon. L'intelligibilité de la parole dans le bruit est sensée être améliorée grâce à une analyse à 360° de l'espace sonore 100 fois par secondes. En exploitant la communication binaurale entre les appareils gauche et droit, cette option allie probablement les progrès réalisés en détection de la parole, en directivité adaptative et en réduction de bruit. La

problématique est de comparer les signaux en sortie d'aide auditive lorsque cette nouvelle option est activée avec ceux obtenus avec l'ancienne génération (Alta2Pro, réduction de bruit et directivité fixe également activées). Le protocole établi par l'étudiant a permis de comparer les performances lorsque la liste de mots de Lafon n°2 est diffusée respectivement par l'enceinte n°2 (azimut 0°), l'enceinte n°3 (azimut 60°) et l'enceinte n°4 (azimut 130°) cf Figure 3. Du bruit (blanc et cocktail party) est diffusé par les quatre autres enceintes, suivant différents rapports parole/bruit : 5, 0 puis -5 dB. La Figure 4 présente les niveaux sonores à l'oreille gauche du KEMAR pour deux configurations. Les instants pour lesquels le niveau est maximal correspondent à la survenue des trois premiers mots de la liste.

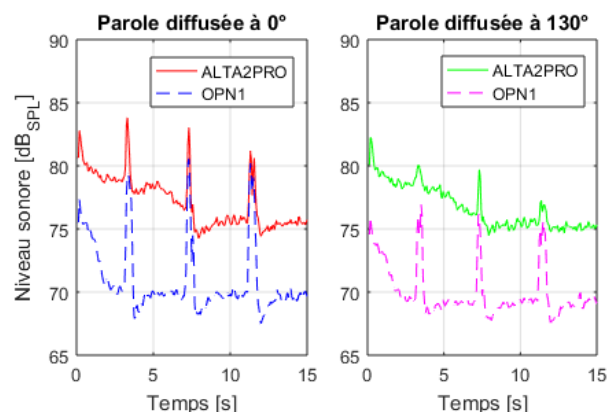


Figure 4: Comparaison du niveau sonore à l'oreille gauche lorsque la parole est émise en face du mannequin (a) ou suivant un azimut de 130° (b) pour les appareils Alta2Pro et Opn1 - Trois premiers mots de la liste de Lafon n°2 diffusés par une enceinte à 65 dB<sub>SPL</sub> et bruit blanc diffusé par les autres enceintes à 60 dB<sub>SPL</sub>.

Le niveau du bruit diminue pour les deux générations d'aides auditives, mais il diminue plus rapidement et de manière plus importante pour la nouvelle génération Opn1. Pour les azimuts 0 et 130°, l'appareil Opn1 de nouvelle génération délivre un niveau sonore global plus faible que l'appareil Alta2Pro, mais les mots émergent davantage du bruit comme en attestent les valeurs de rapport signal/bruit (RSB) données dans le Tableau 1. Les valeurs de RSB sont estimées par comparaison des valeurs efficaces du signal avant l'arrivée d'un mot (bruit seul) et pendant l'énonciation du mot (parole + bruit). Cette méthode est valable dans le cas où le bruit est stationnaire et où la valeur efficace du mot est du même ordre de grandeur que celle du bruit. Les limites de cette méthode et son incertitude sont énoncées dans le mémoire de l'étudiant [7].

		Mot 1 "genou"		Mot 2 "lundi"		Mot 3 "sommeil"	
		RSB(dB)	Gain RSB(dB)	RSB(dB)	Gain RSB(dB)	RSB(dB)	Gain RSB(dB)
0°	ALTA2PRO	-2,2	6	-2,9	6,4	-4,2	7,3
	OPN1	3,8		3,5		3,1	
130°	ALTA2PRO	-9,3	5,5	-8,9	3,2	-12,8	6,5
	OPN1	-3,8		-5,7		-6,3	

Tableau 1: Valeurs du RSB et du gain en RSB apporté par l'appareil de nouvelle génération OPN1, oreille gauche.

Lorsque la parole est émise en face du mannequin, le RSB est amélioré d'environ 6,5 dB pour l'appareil de

nouvelle génération Opn1 comparé à l'Alta2Pro. Dans le cas où la parole est émise par une enceinte opposée à l'oreille gauche (azimut 130°), le RSB est amélioré de 3 à 6 dB. La représentation temps-fréquence des signaux permet également d'étudier l'effet des traitements implémentés dans les appareils. Les spectrogrammes des signaux dont le niveau est donné en Figure 4 (a) sont présentés Figures 5 (a) et 5 (b).

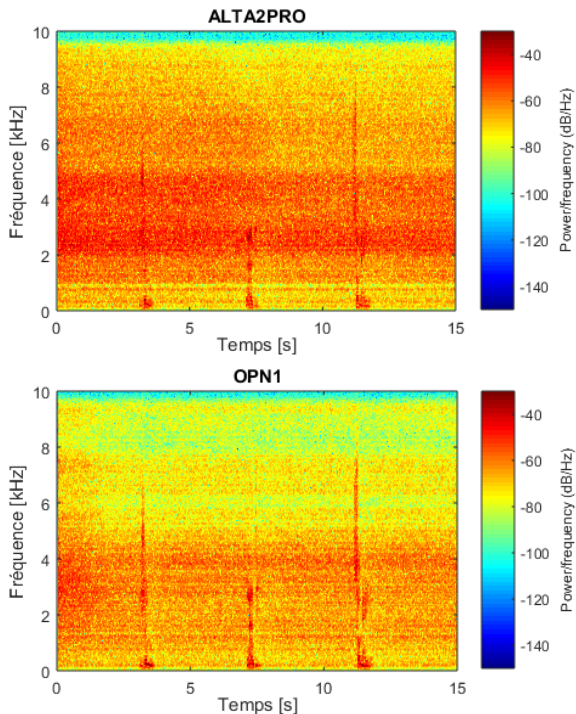


Figure 5: Comparaison des spectrogrammes pour l'oreille gauche lorsque la parole est émise en face du mannequin pour les appareils Alta2Pro (a) et Opn1 (b) - Trois premiers mots de la liste de Lafon n°2 diffusés par l'enceinte HP<sub>2</sub> à 65 dB<sub>SPL</sub> et bruit blanc diffusé par les autres enceintes à 60 dB<sub>SPL</sub>.

Il apparaît que l'amplitude du bruit est davantage diminuée par l'aide auditive Opn1, et en particulier pour la gamme de fréquence 2-4 kHz essentielle pour une bonne compréhension. Ceci va dans le sens des arguments commerciaux donnés par le fabricant et a également pu être vérifié subjectivement grâce à des séances d'écoute par des personnes normo-entendantes. Les listes de mots enregistrées en sortie des aides auditives Opn1 sont plus intelligibles qu'en sortie des appareils Alta2Pro, pour une même configuration d'enregistrement.

Toutefois, les tests subjectifs menés sur des patients conduisent à nuancer la conclusion des tests objectifs car ils n'ont pas permis de mettre en évidence une plus grande satisfaction des patients appareillés avec le modèle Opn1. Bien que les algorithmes de traitement du signal aient beaucoup progressé, l'efficacité de l'appareillage au quotidien pour le patient tient toujours en grande partie à un ensemble cohérent de réglages prothétiques et à un ensemble de facteurs psychologiques [2].

## 4.2 Écouteurs et dose de bruit

Tous les téléphones portables de nos jours sont livrés avec une paire d'écouteurs. Il est devenu plus simple pour les jeunes de s'exposer de manière incontrôlée à des sons dangereux. L'objectif de ce travail a été d'évaluer les risques encourus par des expositions intenses chez le jeune public. Pour cela, un prototype d'application pour smartphone permettant de mesurer l'exposition sonore en sortie d'écouteurs ou de casques audio a été développé sous Matlab. Cette application permet d'afficher le niveau SPL, l'exposition sonore, la dose de bruit toutes les secondes et également le temps d'écoute restant pour ne pas dépasser les seuils autorisés par les directives réservées à l'exposition du bruit au travail.

Pour réaliser cette application mobile sous la forme d'un exposimètre, la tension de sortie au niveau de la prise jack du smartphone a été prélevée afin de mesurer la fonction de transfert entre cette tension et le signal reçu au niveau de l'oreille du KEMAR, ce pour chaque transducteur étudié. Huit paires d'écouteurs allant de l'entrée de gamme à la haute-fidélité ont été étudiés. La Figure 6 présente le module de cette fonction de transfert pour 3 de ces transducteurs.

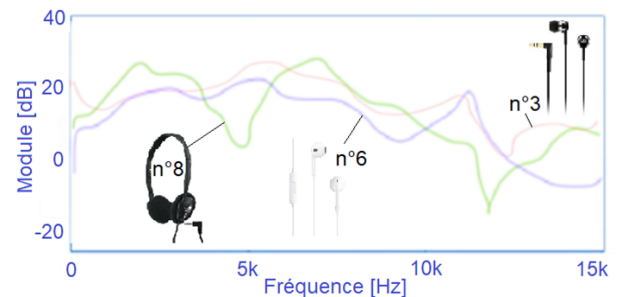


Figure 6 : Exemple de modules de la fonction de transfert de 3 paires d'écouteurs.

À partir de cette tension, les niveaux SPL sont estimés toutes les secondes. Le niveau d'exposition  $L_{EX,d}$  est alors déterminé en intégrant ces niveaux SPL depuis le début de la diffusion de la musique. Il est ainsi actualisé toutes les secondes. Les signaux à la sortie de la prise jack sont donc filtrés par la fonction de transfert de l'écouteur mais aussi par la pondération A. Il faut également soustraire la fonction de transfert du conduit auditif pour ramener la valeur du niveau d'exposition à celui issu des normes professionnelles à savoir 80 dB<sub>A</sub> ou 85 dB<sub>A</sub> qui sont les valeurs limites dans les conditions de champ diffus (extérieur du conduit auditif). Les niveaux d'exposition  $L_{EX,d}$  ont été également comparés à la Valeur Limite d'Exposition (87 dB<sub>A</sub>) au fond du conduit auditif. Dans ce cas, la fonction de transfert du conduit auditif n'a pas été soustraite.

La dose quotidienne est calculée en faisant le rapport entre le niveau d'exposition estimé au temps  $t$  avec celui considéré comme la valeur limite. Le temps d'exposition restant correspond à la durée qui reste avant d'atteindre cette valeur limite. Ce temps est calculé à partir de la vitesse à laquelle le niveau d'exposition augmente.

5 styles de musique les plus appréciées des jeunes ont été étudiés : rock, pop, rap, électronique et classique. La norme UE disponible sur les smartphones permet de brider à 100 dB<sub>SPL</sub> le niveau de sortie, le maximum étant de 120 dB<sub>SPL</sub>.

La Figure 7 présente le niveau d'exposition obtenu pour 3 écouteurs pour 180 s de musique rock et pour ces deux niveaux de sortie. La durée d'exposition restante pour les différents écouteurs passe sous la barre des 15 minutes. La dose d'exposition de l'écouteur n°8 atteint plus d'un ¼ de la dose journalière pour uniquement 3 minutes d'exposition sonore au niveau maximum.

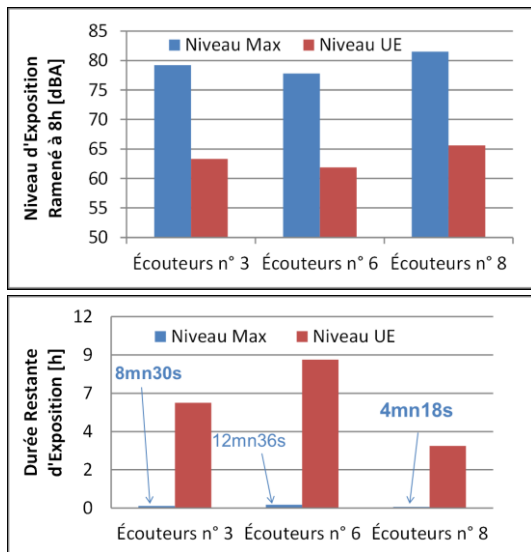


Figure 7 : Exemple de résultats pour 180 s de musique rock à 2 niveaux d'écoute : niveau de sortie maximum et limité Union Européenne accessible sur le smartphone.

De nombreux fabricants d'écouteurs et de casques musicaux mettent à disposition des systèmes plus puissants, ce qui rend l'écoute plus nocive au quotidien. Peu d'applications de ce type sont aujourd'hui disponibles par défaut sur les smartphones. Ce prototype d'application permet aux jeunes et aux moins jeunes de se rendre compte réellement des risques que provoque une surexposition sonore. Ce travail a permis à l'étudiant d'aborder une problématique de prévention contre les risques auditifs du quotidien [8].

### 4.3 Influence de la directivité des aides auditives sur les indices de clarté

Si la réverbération d'un local peut être gênante pour un normo-entendant, elle l'est davantage pour une personne atteinte d'une déficience auditive. Ce travail de mémoire a permis d'estimer l'apport de la directivité microphonique implémentée dans les aides auditives pour améliorer le confort d'écoute des malentendants appareillés. L'enquête EuroTrak France de 2015 (réalisée par l'EHIMA) montre une relation très forte entre la clarté du son et la satisfaction globale du porteur de l'appareil auditif, avec un coefficient de corrélation de 0,74 [9]. Ainsi, nous avons cherché à déterminer les indices de clarté C50 (pour la parole) et C80 (pour la musique) pour étudier comment l'aide auditive modifie la perception d'un signal utile dans un local en fonction du temps de réverbération.

Nous rappelons que pour la parole, on considère que le C50 doit être compris entre +2 dB et +6 dB pour assurer une bonne compréhension. Pour la musique on considère que le C80 d'une salle doit être compris entre -6 dB et +6 dB. En dessous de -6 dB, le son sera jugé « confus » et au-dessus de +6 dB trop « sec ».

Pour estimer l'indice de clarté dans une salle plus ou moins réverbérante en tenant compte de la directivité d'une aide auditive, il est nécessaire dans un premier temps de déterminer la réponse impulsionnelle du local choisi. Deux types de locaux ont été étudiés : un petit (largeur 4 m, longueur : 5 m, hauteur = 3 m) et un grand (largeur 5 m, longueur : 8 m, hauteur = 3 m). La distance entre la source et le récepteur a été fixée à 1,5 m ou 4 m. Des coefficients d'absorption acoustique ont été choisis par bandes d'octave afin que les salles soient respectivement très, peu ou faiblement réverbérantes. La simulation de la réponse impulsionnelle de chaque configuration a été réalisée grâce à un programme développé sous Matlab, basé sur la méthode des sources images [10].

L'espace autour du point de réception (point central d'une écoute binaurale) contenant les sources images a été fractionné tous les 30 degrés, formant ainsi 12 secteurs. Cette division permet d'obtenir la réponse impulsionnelle spatiale dans 12 secteurs (cf. Figures 8 et 9).

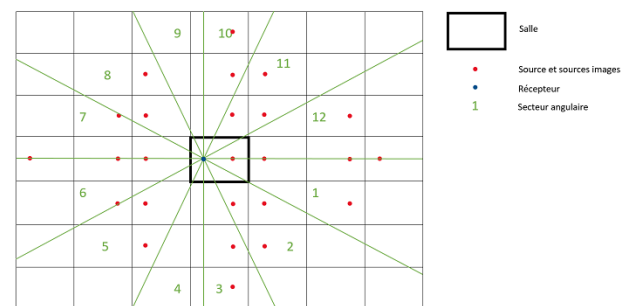


Figure 8 : Modélisation en 2 dimensions des sources images jusqu'à l'ordre 3 pour une salle rectangulaire et classement de ces sources images selon 12 secteurs angulaires.

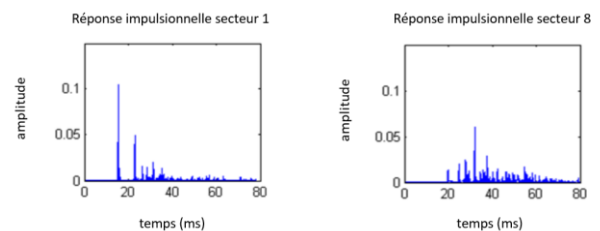


Figure 9 : Exemples de réponses impulsionnelles secteur 1 et secteur 8 pour un local.

Les réponses impulsionnelles des différentes salles obtenues par simulation dans chaque secteur angulaire et par bandes d'octave ont été convoluées avec celles mesurées sur chaque oreille de la tête artificielle de la plateforme. Ces réponses impulsionnelles ont été mesurées en champ libre dans chaque secteur angulaire pour tenir compte de la directivité des oreilles nues ou de celle apportée par les appareils auditifs (cf Figures 1 et 2).



Figure 10 : Comparaison entre C50 (et C80) pour D = 1,5 m et C50 (et C80) pour D = 4 m - Grande Salle - Oreilles non appareillées.

Les indices de clarté sont nettement meilleurs pour une distance source-récepteur de 1,5 m que pour une distance de 4 m. Cette différence est de l'ordre de 1 à 4 dB pour les salles très réverbérantes, alors qu'elle est nettement plus importante pour la salle peu réverbérante pour les bandes d'octave de fréquence centrale 500 Hz à 4 kHz (cf Figure 10).

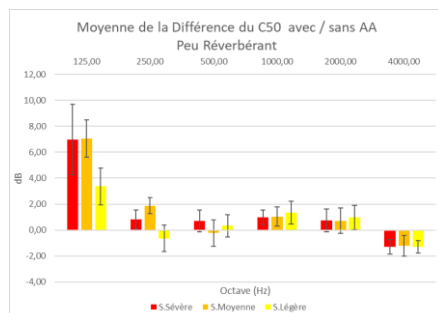


Figure 11 : Moyennes de la différence entre le C50 avec aides auditives et le C50 sans aide auditive, dans une grande salle peu réverbérante.

De manière générale, l'étude a montré que quelle que soit la réverbération de la salle, les indices de clarté ne sont pas détériorés par les aides auditives. Ils sont même légèrement améliorés pour toutes les bandes d'octave et largement améliorés pour l'octave 125 Hz dans le cas d'une surdité moyenne ou sévère (environ 7 dB). Nous remarquons aussi que le degré de surdité (et donc le réglage qui y est associé) n'influence quasiment pas les indices de clarté (cf Figure 11).

Nous remarquons que l'amélioration de l'indice de clarté dans la petite salle, amenée par la directivité fixe avant est limitée aux octaves médiums et aigus (octaves 1000 Hz, 2000 Hz et 4000 Hz). Elle est même négative pour les octaves de fréquence centrale grave. Ces résultats coïncident avec les courbes polaires de la directivité des systèmes microphoniques qui présentent une efficacité dépendante de la fréquence, à savoir, étroite en hautes fréquences et omnidirectionnelle en basses fréquences (cf Figure 12).

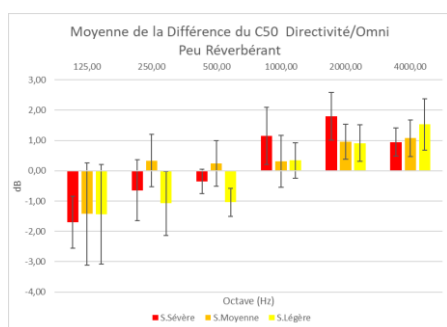


Figure 12 : Moyennes de la différence entre le C50 en directivité fixe et le C50 en omnidirectionnel pour une petite salle très et peu réverbérante.

Ces résultats ont permis d'évaluer objectivement l'apport de la directivité microphonique des aides auditives sur la clarté d'un message vocal ou musical et indirectement sur l'intelligibilité de la parole. Le ressenti des malentendants porteurs d'aides auditives a été étudié au travers de questionnaires. Il a été observé qu'il est en adéquation avec les conclusions de ces mesures [11].

## 5 Conclusion et perspectives

Cet article a permis de présenter la plateforme de simulation auditive disponible à la Faculté de Pharmacie de Nancy dans le cadre de la formation des futurs audioprothésistes. L'investissement matériel et le développement d'une interface ont permis de constituer un outil pédagogique d'ores et déjà accessible aux étudiants dans le cadre de leur formation pratique et de leurs travaux de mémoire. L'utilisation de cette plateforme leur permet de construire un esprit critique sur les performances annoncées des appareils auditifs par le biais de critères objectifs et de séances d'écoute. Ils acquièrent une connaissance scientifique et une compétence sur l'élaboration d'un protocole scientifique et technique. L'ergonomie de l'interface favorise pour l'étudiant une autonomie d'utilisation même si elle suscite encore des améliorations. Le travail de développement réalisé en amont, qui s'inscrit dans le domaine de la recherche, doit être maintenu pour s'adapter à de nouveaux protocoles d'étude et pour proposer de nouveaux indicateurs objectifs.

## Références

- [1] Collectif d'auteurs sous la dir. de X. Renard, Précis d'audioprothèse tome II - Le choix Prothétique, *Les Éditions du Collège National d'Audioprothèse* (1999).
- [2] C. Balet, X. Delerce, *Comportement des aides auditives en milieu bruyant : quels ont été les progrès apportés aux audioprothésistes ces 20 dernières années ?*, Enseignement post-universitaire 2017, Les Cahiers de l'Audition, n°6 (novembre/décembre 2017).
- [3] Art.1 du décret n° 85-590 du 10 juin 1985 fixant les conditions d'aménagement du local réservé à l'activité d'audioprothésiste.
- [4] R. George et V. Davet, *Étude de l'homogénéité du champ acoustique en audiométrie tonale et vocale*, mémoire de fin d'étude, D.E. d'Audioprothésiste, Faculté de pharmacie de Nancy (2016)
- [5] <https://fr.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/47336-pa-wavplay-for-32-bit-and-64-bit>
- [6] O. H. A. Stock, E. Fichtl, *High Performance Hearing Solutions*, Hear. Rev., vol. 2, no. 4, pp. 40–46, 1997
- [7] C. Berte, *Performance de la technologie Open Sound Navigator d'Oticon à travers l'étude du RSB*, D.E. d'Audioprothésiste, Faculté de pharmacie de Nancy (2017)
- [8] M. Franck, *Mesure de l'exposition sonore quotidienne de la musique à la sortie d'écouteurs pour smartphones*, D.E. d'Audioprothésiste, Faculté de pharmacie de Nancy (2017)
- [9] Disponible : <http://www.ehima.com/documents/> (2015)
- [10] J. B. Allen and D. A. Berkley. *Image method for efficiently simulating small-room acoustics*. The Journal of the Acoustical Society of America, 65(4) :943–950 (1979)
- [11] V. Cizeron, *Influence de la directivité microphonique des aides auditives sur les indices de clarté*, mémoire de fin d'étude, D.E. d'Audioprothésiste, Faculté de pharmacie de Nancy (2017)