

Volume 34 - Novembre/Décembre 2021 - Numéro 6



Dossier

Prix du Collège National d'Audioprothèse • 1^{ère} partie



Retour sur 25 ans d'EPU
François DEGOVE

Veille technique
Les innovations des industriels

Actualités
Enseignement - Communiqués



L'équipe GN vous souhaite une excellente année 2022 !



PRO.RESOUND.COM
GN HEARING FRANCE





3 Le mot du Président

Matthieu Del RIO



5 Editorial

Paul AVAN



6 Dossier : Prix du Collège National d'Audioprothèse 1^{ère} partie

6 Evaluation objective et subjective du système OVP : « Own Voice Processing » de Signia®

Marie BRUNOL

13 Courbes de références, courbes normatives et conditions spatiales des tests d'intelligibilité dans le bruit

Mélodie LEVRERO

20 intérêt de l'appareillage en stéréobicos pour une surdité bilatérale asymétrique

Vincent MARTIN



31 Retour sur 25 ans d'EPU

François DEGOVE



44 Veille technique

Les innovations des industriels

MED-EL, SIGNIA, RESOUND, REXTON, STARKEY



54 Actualités

Enseignement



56 Annonces

Dispositif désormais inscrit sur la Liste des Produits et Prestations Remboursables sous le code 2388474.



ADHEAR

Collez. Clipsez. Ecoutez.

ADHEAR est un système auditif à conduction osseuse ultra simple à utiliser. Il suffit de coller l'adaptateur, de clipser le processeur et le patient n'a plus qu'à écouter !

Ce qui est différent ?

ADHEAR n'exerce aucune pression sur la peau ou la mastoïde grâce à son adaptateur adhésif, qui garde par ailleurs un positionnement optimal assurant un accès continu aux sons.

- ✓ Confortable
- ✓ Simplissime
- ✓ Esthétique
- ✓ Ecoute continue
- ✓ Positionnement optimal

hearLIFE

medel.com

Systeme à conduction osseuse sur adhésif

Le système à conduction osseuse sur adhésif ADHEAR est fabriqué par MED-EL GmbH, Autriche. Il s'agit d'un dispositif de classe IIa inscrit à la LPPR et qui porte le marquage CE (numéro de l'organisme notifié : 0123). Indications : surdités de transmission pures (Rinne maximal de 60 dB) pour lesquelles la chirurgie d'oreille moyenne ne peut être réalisée et l'appareillage traditionnel par voie aérienne est inefficace ou impossible. Le médecin évaluera la situation sur le plan médical en tenant compte des antécédents médicaux complets du patient. Lire attentivement la notice d'utilisation. Date de dernière modification : 07/2021. MED-EL, 400 avenue Roumanille, Bât 6, CS70062, 06902 Sophia Antipolis Cedex. Tel : +33 (0)4 83 88 06 00.

Editeur Collège National d'Audioprothèse
ANT Congrès - 154 avenue
de Lodève - 34070 Montpellier

Président DEL RIO Matthieu
secretariat-cna@ant-congres.com

Directeur de la publication COEZ Arnaud - acoez@noos.fr

Rédacteur en chef AVAN Paul - paul.avan@u-clermont1.fr

Conception et réalisation MBQ - BERTET Stéphanie
stephanie.bertet@mbq.fr

Publicité editions-cna@orange.fr

COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE

BUREAU

Président DEL RIO Matthieu

1^{er} Vice Président COLIN David

2^e Vice Présidente BALET Charlotte

Secrétaire général RENARD Christian

Secrétaire générale adjointe GUEMAS Céline

TréSORIER GÉNÉRAL ROY Thomas

TréSORIER GÉNÉRAL ADJOINT POTIER Morgan

PRÉSIDENTS D'HONNEURS

BIZAGUET Eric
LAURENT Stéphane
LE HER François

MEMBRES

BISCHOFF Hervé
BLANCHET Jean-Jacques
COEZ Arnaud
DEJEAN François
DELERCE Xavier
GALLEGO Stéphane
GARNIER Stéphane
GAULT Alexandre
GERBAUD Grégory
GUTLEBEN Jehan
HANS Eric
HUGON Bernard
JILLIOT Jérôme
LASRY Yves
LEFEVRE Frank
NAHMANI Yoan
REMLAUD Frédéric
ROBIER Matthieu
ROY Benoît
THIBAUT Philippe
VESSON Jean-François
VINET Alain
WATERLOT Paul-Edouard

MEMBRES HONORAIRES

ARTHAUD Patrick
AUDRY Jean-Claude
BANCONS Jean †
BERAHA Jean-Paul
BIZAGUET Geneviève
CHEVILLARD Daniel
DAGAIN Christine
DE BOCK Ronald †
DEBRUILLE Xavier
DEGOVE François
DEHAUSSY Jacques †
DUPRET Jean-Pierre †
ELCABACHE Charles
FAGGIANO Robert
FONTANEZ Francis
NICOT-MASSIAS Maryvonne
OLD Jean †
PEIX Georges †
RAINVILLE Maurice †
RENARD Xavier †
VAYSSETTE Joany †
VEIT Paul †

MEMBRES CORRESPONDANTS ÉTRANGERS

CARLE Roberto
DODELE Léon
EL ZIR Elie
ESTOPPEY Philippe †
GRAFF André †
LUCARELLI Bruno
LURQUIN Philippe
MAGNELLI Leonardo
MARTINEZ OSORIO Carlos
RENGLET Thierry
SAN JOSE Juan Martinez
SCHWOB Christoph
TRUDEL Marc



Par **Matthieu DEL RIO**

Président du Collège National d'Audioprothèse

Le mot du Président

Chers Collégiens,
Chers Confrères,
Chers Étudiants,

C'est avec beaucoup d'enthousiasme que le Collège National d'Audioprothèse (CNA) a eu le plaisir de vous accueillir enfin en présentiel pour l'édition anniversaire de notre enseignement Post-Universitaire en audioprothèse. Après tant de mois de contacts à distance, de visios, de rendez-vous annulés, vous avez été, plus que jamais, nombreux à répondre à notre invitation. Cette 25^e édition a réuni plus de 950 participants et près d'une trentaine d'exposants. Cela montre tout l'intérêt que vous portez à ce rendez-vous majeur de l'audiologie. Je tiens à vous en remercier très chaleureusement !

L'émotion était présente pour cette 25^e édition lors de laquelle nous avons eu l'occasion de rendre un vibrant hommage à Xavier Renard, lui qui a tant fait pour notre métier, qui a fondé l'EPU et qui a consacré sa vie à l'audioprothèse. Les Présidents d'honneur du Collège National d'Audioprothèse, Éric Bizaguet, Stéphane Laurent et François Le Her, dans le même temps que Lionel Collet, conseiller d'État, se sont succédé devant vous afin de rappeler tout l'apport à l'audioprothèse de celui qui présida le Collège de 1994 à 2006. Je tiens également à remercier François Degove, audioprothésiste et archiviste du Collège, qui a su remonter le fil de l'histoire lors de la rétrospective de l'EPU pour rendre un très bel hommage aux pères fondateurs de l'événement qui ne serait sans leur travail, le rendez-vous incontournable qu'il est devenu aujourd'hui.

Aussi, cette édition nous a permis d'échanger sur de nombreux sujets, de partager nos connaissances, mais également de mettre la Fédération étudiante (FNÉA) et les étudiants à l'honneur par le biais de leurs travaux ou de leurs mémoires. Le Collège a ainsi récompensé trois étudiants : Marie Brunol de l'école de Nancy qui a reçu le prix du Collège pour ses travaux sur l'évaluation objective du système Own Voice Processing de Signia, Stéphanie Miny du Cnam, récompensée pour la meilleure présentation et Anne-Laure Laget de l'école de Montpellier, lauréate du prix du meilleur poster. L'événement nous aura également permis d'aborder des thèmes d'actualité comme la réforme du 100 % Santé de façon concrète pour votre pratique quotidienne. Mais également les questions relatives à la réglementation de la publicité.

C'est dans cette perspective que nous avons invité à ce 25^e EPU Marc Trudel, Président du Conseil de l'Ordre des Audioprothésistes du Québec qui est intervenu le vendredi après-midi avant le temps d'échange avec le Syndicat des Audioprothésistes (SDA). Je tiens à le remercier de sa présence, lui qui était notre invité d'honneur. Il a su expliquer les règles de gouvernance d'un ordre professionnel et détailler la réglementation en vigueur au Québec concernant la publicité. Je tiens à le rappeler, à l'heure du 100 % Santé, la profession est dans le devoir de se doter d'un cadre réglementaire plus fort. Il en va de la pérennité de cette réforme emblématique et de l'amélioration de nos pratiques en général.

L'année qui s'achève a été particulièrement riche pour notre profession et celle qui s'ouvre à nous l'est tout autant. À l'heure où j'écris cet édit, le rapport de l'Inspection générale des affaires sociales (IGAS) sur notre profession doit avoir été rendu public. Il devrait être le fil conducteur de nos travaux pour l'année 2022 et espérons-le, une source de réaffirmation de la place de l'audioprothèse dans le champ de la santé.

Chers amis, je vous souhaite une très belle lecture de ce numéro largement consacré à l'EPU que nous avons eu le plaisir de partager et je tiens à vous adresser mes vœux les plus sincères pour cette année qui débute.

Matthieu DEL RIO

*Depuis 50 ans
au service des patients*

**Exposition,
ateliers pratiques,
événements.**

42ème congrès des audioprothésistes

18/19
mars
2022

Palais des
congrès de
Paris



Paul AVAN

Ce numéro des Cahiers se rapporte triplement à l'activité du Collège National d'Audioprothèse,

le prix qui récompense annuellement les mémoires distingués par le Collège ; l'historique de l'EPU qui a encore tout récemment rassemblé la profession d'audioprothésiste et mobilisé de nombreux intervenants pluridisciplinaires du monde de l'audiologie ; et enfin les Cahiers eux-mêmes qui ont pu grandir et surmonter les écueils rencontrés au cours de ces trente dernières années grâce au soutien croissant du Collège.

Trois raisons donc d'évoquer des souvenirs qui, c'est le propre du cerveau humain, se doivent d'être tournés vers l'avenir ! L'avenir des jeunes audioprothésistes tout d'abord car l'obtention du diplôme et la soutenance du mémoire ouvrent à une carrière de plus en plus attractive et intéressante. Cette année, le présent numéro évoquera l'autophonation avec Marie Brunol, l'intelligibilité dans le bruit avec Mélodie Levrero et les surdités asymétriques avec Vincent Martin. L'avenir de l'EPU ne pouvait trouver un meilleur chroniqueur pour le retracer que François Degove, qui a tout vécu et archivé de son organisation, partant de l'essor du Collège National pour décoller, propulsé par Xavier Renard qui avait pour ligne de conduite que pour développer une profession, aucun rêve ne doit être censuré.

Je reprends la diapositive clé de François qui évoque l'année 1994 : « places supplémentaires sur concours... resserrement des liens... refonte des programmes... normes plus sévères... publication d'articles... investissement dans des sociétés savantes... Organisation d'un E.P.U chaque année. » En réaction à ceci, je me souviens d'avoir dit à Xavier que « chaque année », cela allait être un vrai challenge, et sa réponse avait été : bien sûr mais pas de problème, on compte sur toi pour nous aider à le relever, car de toute façon nous allons le faire. C'est ce qui s'est produit et évidemment, comment résister à un tel raisonnement? C'est probablement pourquoi les Cahiers sont encore vivants en 2021. Dans l'esprit de Xavier, rester sur place, c'est reculer et il nous appartient donc de repartir vers des horizons encore plus larges, profitant de la conjoncture qui n'est franchement pas défavorable à l'audition comme question de santé publique.

Paul AVAN



Evaluation objective et subjective du système OVP : « Own Voice Processing » de Signia®

Brunol Marie

Université de Nancy - m.brunol@orange.fr

Introduction

La résonance de la voix du patient est très souvent source d'inconfort lors de l'appareillage et peut parfois être la cause d'échecs d'adaptation. L'étude MarketrakVIII (2010) ^[1] révèle que seulement 58 % des personnes malentendantes appareillées sont satisfaites de leur voix. En 2017, Hoydal ^[2] réalise une enquête auprès de 400 utilisateurs d'aides auditives et rapporte un taux de satisfaction concernant le son de leur propre voix de 41 %.

En 2017, lors de la sortie de la plateforme Nx, Signia® innove avec le système OVP. L'OVP permettrait un traitement différencié de la voix du patient et des autres voix, dans le but de minimiser la résonance de la propre voix des patients afin d'apporter un confort immédiat sans compromis sur l'intelligibilité.

Signia® indique que l'OVP engendrerait des modifications du gain et des seuils d'enclenchement de la compression sans apporter plus de précisions. Nous nous interrogeons alors sur le fonctionnement de l'OVP (reconnaissance de la voix et actions sur le signal de la voix par l'activation de l'OVP) ainsi que sur son efficacité.

Par une étude objective, nous essaierons de comprendre quelles sont les modifications de gains engendrés par l'OVP. Une étude subjective va de plus nous permettre d'évaluer l'efficacité de l'OVP.

Autophonation passive vs autophonation active

La résonance de la propre voix du patient, appelée autophonation peut avoir deux origines :

- Autophonation passive (ou effet d'occlusion)

L'effet d'occlusion résulte de la modification de la perception de sa propre voix due à l'obstruction partielle ou totale du conduit auditif externe ^[3]. Lorsqu'une personne parle, les vibrations des cordes vocales se propagent à travers le crâne par conduction osseuse. Par effet de propagation mécanique vers le conduit auditif externe

(CAE), les vibrations laryngées vont se retrouver piégées dans la cavité résiduelle formée entre l'embout et le tympan. L'effet d'occlusion dépend uniquement des caractéristiques mécaniques (forme, longueur et diamètre d'évent), de l'embout ou de la coque. Il est observable quand les appareils sont éteints et il pourra être géré essentiellement par des corrections acoustiques. Deux solutions se présentent alors à l'audioprothésiste pour atténuer l'effet d'occlusion : augmenter la taille de l'évent, utiliser un embout long avec une insertion profonde ^{[4][5]}.

- Autophonation active ou ampclusion :

L'autophonation active est due à l'amplification par les appareils auditifs de tout ce qui n'était plus correctement perçu, y compris la propre voix du patient ^[3]. Le patient, équipé de ses appareils, entend sa voix amplifiée. Cela peut conduire à un ressenti non naturel de sa propre voix, une sensation de voix différente. Pour la détecter, il suffit d'éteindre les appareils en place et lui demander de parler. S'il ne ressent pas de résonance, alors elle était due à l'amplification et non à l'obturation du CAE (effet d'occlusion). Cette perception déformée de sa propre voix est tout à fait normale en début d'appareillage. Son absence pourrait révéler un manque d'amplification. L'audioprothésiste doit expliquer ce phénomène. Généralement, ces désagréments ne sont que passagers, et diminuent au cours de l'adaptation. Cependant, cette gêne est très marquée pour de nombreux patients et peut remettre en question le port des aides auditives. C'est pourquoi la solution que les audioprothésistes peuvent adopter est une baisse de l'amplification, ce qui peut avoir comme conséquence un manque d'efficacité de l'appareillage et donc hypothéquer le résultat fonctionnel. En effet, Killion et Muller ont établi un lien entre l'indice d'intelligibilité de la parole (SII) et le gain apporté : ils ont montré qu'une baisse de 3 dB de gain diminue significativement le SII ^[6].

L'OVP se présente comme étant LA solution à cette gêne rencontrée très régulièrement lors de l'appareillage sans compromettre les résultats en termes d'intelligibilité.

Fonctionnement de la « reconnaissance vocale » par l'OVP

Dans les termes « reconnaissance vocale différenciée » utilisés par Signia®, il est possible de comprendre qu'il s'agit d'une reconnaissance vocale d'un point de vue spectral. En réalité, il s'agit d'une localisation spatiale de la bouche du patient. Cette détection doit être précise dans l'espace ce qui implique un réseau de 4 microphones. Ceux-ci s'apparentent à une antenne acoustique, enregistrant les décalages de phases et d'intensité du signal vocal entre eux lorsque le patient parle. Les aides auditives intègrent et mémorisent l'emplacement de la source vocale. Grâce à l'échange continu des données (e2e Ultra HD) entre les deux appareils, ils sont a priori capables à chaque instant d'identifier quand le patient parle ^[7].

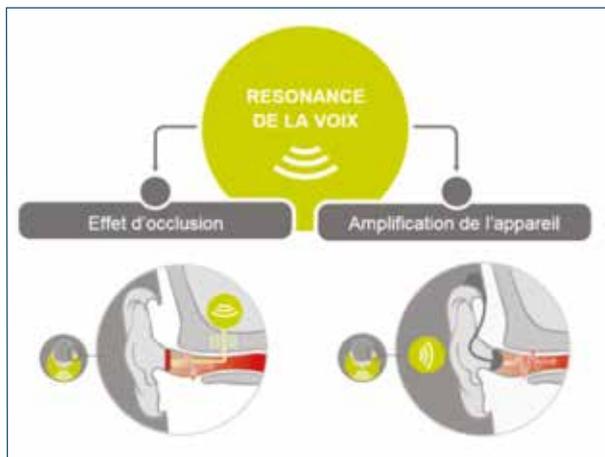


Figure 1 : Les 2 origines de l'autophonation.



Afin de détecter la voix du patient, il suffit aux appareils de capter un flux de parole continue et de forte intensité. En pratique, nous devons procéder à l'apprentissage du chemin acoustique de la voix de chaque patient en demandant au patient de compter à voix haute, à un rythme régulier à partir de vingt-et-un. Dans le logiciel Connexx, la phase de localisation est effectuée dans l'onglet OVP en cliquant sur le bouton « apprentissage ». Cette mesure doit être effectuée suivant les recommandations de Signia® à savoir en limitant le niveau du bruit de fond et les réverbérations (distance entre le patient et les murs d'au moins 1 mètre, pas d'appui tête sur le fauteuil du patient). Une fois la localisation réussie, l'option OVP peut alors être activée à 3 niveaux différents : min, standard et max.

Etude expérimentale

La technologie OVP étant protégée par des brevets, les explications du fonctionnement de l'algorithme par Signia® sont générales et nous n'avons pas accès aux données d'atténuation chiffrées précises ni aux facteurs influençant les modifications sur l'amplification. Notre approche est d'essayer d'évaluer l'effet OVP sur le son restitué au patient : que se passe-t-il derrière le « Clic » souris du logiciel ? Quelle est l'atténuation effective de la propre voix du patient, est-elle dépendante de la fréquence ? Dépend-t-elle de paramètres individuels, tels que le niveau de surdité... ? Affecte-t-elle la voix du ou des interlocuteurs ? Le système OVP apporte-t-il un réel bénéfice lors de l'adaptation ? Comment les patients évaluent-ils l'effet OVP sur leur propre voix ?

La partie expérimentale de ce mémoire a pour objectif de répondre à une partie de ces interrogations.

- Evaluation objective de l'OVP :

Afin de mesurer les effets de l'OVP de manière objective, nous avons utilisé la plateforme de simulation auditive de la Faculté de Pharmacie de l'Université de Lorraine. Celle-ci permet de simuler le comportement des appareils auditifs en conditions réalistes d'utilisation grâce à la tête artificielle KEMAR (Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research) (fig. 2), et d'acquérir les signaux acoustiques en sortie d'appareils auditifs grâce aux capteurs acoustiques situés au creux des oreilles artificielles.

De manière à observer les modifications engendrées par l'OVP sur l'amplification, sur la propre voix du patient d'une part lorsqu'il parle, et d'autre part sur les sons environnants, bruits ou voix d'autres personnes situées à proximité, différentes configurations sont simulées :

- Seul le patient parle,
- Le patient se trouve face à un seul interlocuteur situé à un mètre,
- Le patient se trouve face à un seul interlocuteur situé à un mètre et parle en même temps,
- Le patient parle dans un environnement bruyant.

Pour chaque configuration, le patient est simulé par la tête artificielle, et sa voix par le son émis par la bouche artificielle disponible sur le KEMAR (fig. 2)

Au préalable, la phase d'apprentissage nécessaire à l'activation de l'action OVP est réalisée à l'aide du matériel de la plateforme de simulation.



Figure 2 : Kemar avec simulateur de bouche.

o Matériel utilisé

Comme le montre la figure 3, la plateforme contient également un système de multi-diffusion sonore grâce à 5 enceintes de type Klein & Hummel O110, disposées autour de la tête artificielle à une distance de 1,10 mètre. Le tout est relié à une carte son à 8 entrées/sorties permettant la diffusion et l'acquisition de signaux sonores. Un PC permet de piloter la plateforme via le logiciel MatLab® pour la configuration des différents signaux sonores, l'acquisition et l'analyse des données.

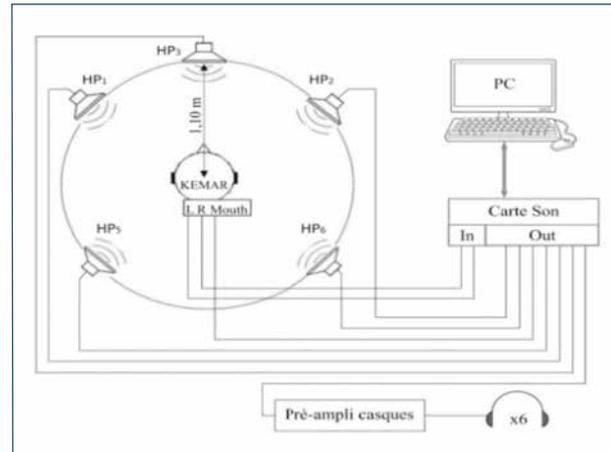


Figure 3 : Configuration de la plateforme de simulation auditive.

o Protocole :

- Les mesures ont été effectuées avec des appareils auditifs Signia® Pure 7X équipés d'écouteurs de puissance M (119 dB ; 60 dB) et adaptés aux oreilles de la tête artificielle avec des embouts en silicone sans évent,
- Nous avons réalisé les mesures dans plusieurs configurations : deux types de perte auditive : presbycusie (audiogramme en pente douce de 10 dBHL/oct) et perte plate à 40 dB_{HL} de façon à visualiser si les modifications dépendent du niveau de la perte auditive. Nous avons également testé 3 types de signaux vocaux : un enregistrement vocal d'un extrait d'une Fable de La Fontaine récitée par une voix de femme (Voix F) et une voix d'homme (Voix H) et l'ISTS (International Speech Test Signal) diffusés à deux intensités sonores (niveau M : 60 dB_{SPL} à 1 m et niveau F : 75 dB_{SPL} à 1 m), émis par la bouche artificielle du KEMAR,
- Les appareils ont été programmés avec la méthodologie fabricant XFit utilisateur expérimenté. Afin de n'observer que les effets du système OVP, nous désactivons les algorithmes de réduction de bruit et d'anti-larsen (pour appliquer la méthode d'Hagermann et Olofsson [8]) et nous modifions les gains des sons forts et faibles pour obtenir un rapport de compression de 1,
- Nous procédons à l'apprentissage de la « voix » du KEMAR avec le logiciel Signia® Connexx à l'aide du fichier enregistré « comptage 21... » généré par le HP situé au niveau de la bouche du KEMAR,
- Nous procédons à la lecture des signaux vocaux dans les deux configurations : OVP désactivé (OVP OFF) et OVP activé au niveau maximal (OVP MAX). Nous procédons à l'acquisition des signaux traités par les aides auditives dans les différentes configurations.

o Mesures réalisées et résultats obtenus :

La différence entre les niveaux sonores mesurés en sortie d'aides auditives OVP OFF et OVP ON nous donne l'atténuation effective par bandes de fréquences (1/3 d'octave).

- Un seul signal vocal émis par la bouche du KEMAR :

Les différentes configurations testées (type de perte auditive, signal vocal, intensité du signal et activation de l'OVP) nous donnent une vingtaine de mesures. Tous les résultats ne sont pas présentés dans cet article.

L'illustration suivante représente la comparaison des spectres tiers d'octave des signaux mesurés en sortie d'aides auditives, option OVP OFF et OVP Max avec le signal vocal ISTS à un niveau moyen de 60 dB_{SPL} pour une perte auditive à plat de 40 dB_{HL}.



Figure 4 : Représentation de spectres 1/3 d'octave du signal ISTS à un niveau moyen.

Nous constatons une atténuation effective (OVP OFF - OVP MAX) de 2 à 3 dB sur l'ensemble du spectre sur la voix du patient, lorsque seul le patient parle.

Le système OVP a pour effet d'abaisser le gain de la voix du patient. Nous constatons qu'en fonction du niveau sonore de la voix, l'atténuation appliquée est différente. En effet, pour un niveau moyen (60 dB_{SPL} mesuré à 1m), l'atténuation est plus importante en deçà du tiers d'octave 800 Hz. Pour un signal vocal émis à un niveau fort (75 dB_{SPL} mesuré à 1m), nous observons une atténuation du même ordre de grandeur quelle que soit la fréquence. Le tableau suivant nous montre que l'atténuation mesurée est de l'ordre de 2 à 3 dB pour les 3 types de signaux vocaux (Voix H, Voix F et ISTS).

	Voix H niveau M	Voix H niveau F	Voix F niveau M	Voix F niveau F	ISTS niveau M	ISTS niveau F
n° mesure	1	2	3	4	5	6
L ₁ (dB SPL)	74,57	72,71	68,92	69,61	75,23	68,58
Différence OVP Off-OVP Max	1,86	3,21	1,45	2,51	2,94	2,34
n° mesure	7	8	9	10	11	12
L ₁ (dB SPL)	72,34	73,23	69	69,8	75,93	74,03
Différence OVP Off-OVP Max	1,31	2,2	1,8	2,49	2,28	1,95

Tableau 1 : Résultats des calculs d'atténuation (en dB SPL) pour les mesures réalisées avec la voix seule du patient émise.

- Un signal vocal seul émis par le haut-parleur situé à 1 m en face du KEMAR

Pour cette série de mesures qui simule la présence d'un interlocuteur, nous utilisons les mêmes signaux vocaux émis par un haut-parleur en face du KEMAR. Nous émettons l'hypothèse que les mesures des niveaux sonores en sortie d'aides auditives (OVP OFF et OVP ON) seront identiques. Ceci devrait confirmer le fait que l'OVP agit sur la voix du patient lorsque les appareils ont détecté la provenance de la source sonore au niveau de la bouche du patient et qu'il n'a donc pas d'effet sur la voix d'un interlocuteur situé à une distance proche.

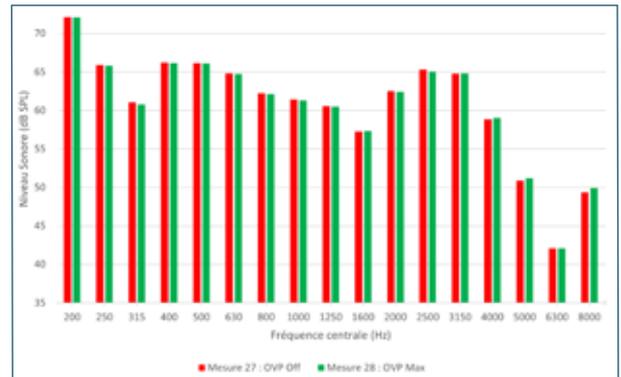


Figure 5 : Représentation des spectres 1/3 d'octave pour un signal vocal émis à 1m en face du patient.

Nous n'observons pas d'effet de l'OVP sur le signal vocal d'un interlocuteur situé à un mètre en face. En effet les niveaux sonores par bandes de 1/3 d'octaves sont identiques. Nous validons donc l'hypothèse que l'OVP fonctionne lorsque la source sonore est détectée au niveau de la bouche du patient, provenance mémorisée grâce à la phase d'apprentissage. Ainsi l'OVP n'aura pas d'effet d'atténuation sur la voix d'un interlocuteur placé à 1m du locuteur.

- Deux signaux émis simultanément :

Pour visualiser les spectres de deux signaux séparément alors qu'ils sont diffusés simultanément, nous utilisons la méthode de Hagermann et al qui permet de séparer la parole du bruit afin d'estimer le rapport signal/bruit en sortie d'aides auditives. Ici, cette méthode a été adaptée non pas pour séparer la parole du bruit mais pour séparer deux signaux de parole différents. Cette méthode consiste à diffuser dans un premier temps les deux signaux, puis dans un second temps ces deux mêmes signaux mais avec l'un des deux en opposition de phase par rapport à la première diffusion. Une opération d'addition et soustraction des deux signaux mesurés en sortie d'aides auditives permet de les séparer, afin d'estimer leur niveau sonore indépendamment^[8].

• Avec la voix du patient et la voix d'un interlocuteur

Lorsque la voix du patient et la voix de l'interlocuteur sont diffusées simultanément par le HP de la bouche du KEMAR et le HP central face au KEMAR (HP 3, cf fig. 3), nous observons une atténuation de valeur identique (2,4 dB) des niveaux sonores pour les deux signaux vocaux. L'option OVP ne permet pas d'appliquer des gains différents aux deux voix.

	Signal émis par le HP Bouche		Signal émis par le HP 3	
n° mesure	29	30	29	30
L ₁ (dB SPL)	77,59	75,21	76,55	74,17
Atténuation due à l'OVP	2,38		2,39	

Tableau 2 : Résultats de l'atténuation globale (en dB_{SPL}) sur les 2 signaux de parole émis simultanément.

Nous pouvons alors nous poser la question de la rapidité d'action de l'OVP lors d'un échange de conversations. Notre étude pourrait être complétée par des mesures en simulant un échange de phrases entre le locuteur et un interlocuteur de façon à se trouver dans une situation plus réaliste de dialogue. Ainsi, nous pourrions évaluer le temps de réaction du système.



- Avec la voix du patient et un signal de bruit :

Nous avons voulu tester l'efficacité de l'OVP en présence de bruit. Pour ces mesures, nous avons utilisé les mêmes signaux vocaux émis depuis le haut-parleur de la bouche du KEMAR et nous diffusons un bruit de type « cocktail party » avec les haut-parleurs situés autour du KEMAR (HP 1, 2, 5 et 6 cf fig. 3). Les niveaux sonores en sortie d'aides auditives (OVP OFF et OVP ON) ont été mesurés pour plusieurs rapports signal/bruit (RSB). Ainsi, nous avons pu observer si la présence de bruit influence les performances du système OVP. Pour établir les RSB d'entrée souhaités, nous avons pris le soin de mesurer séparément les niveaux sonores des signaux de parole et de bruit à l'aide d'un microphone de référence situé au-dessus de la tête du KEMAR. Le niveau sonore du signal de parole émis par la bouche du KEMAR est de 62 dB_{SPL}.

Il apparaît que l'OVP permet d'atténuer la propre voix du patient lorsqu'elle émerge suffisamment du bruit ambiant. Nous observons une atténuation globale proche de 2 dB à partir d'un RSB de + 9 dB (cf fig. 6). Lorsque l'OVP atténue sur la propre voix du patient, le signal de bruit est lui aussi atténué. On retrouve un résultat cohérent avec les mesures réalisées avec la voix du patient et celle d'un interlocuteur, à savoir que lorsque l'OVP atténue, il ne peut pas faire de distinction entre les différentes sources sonores.

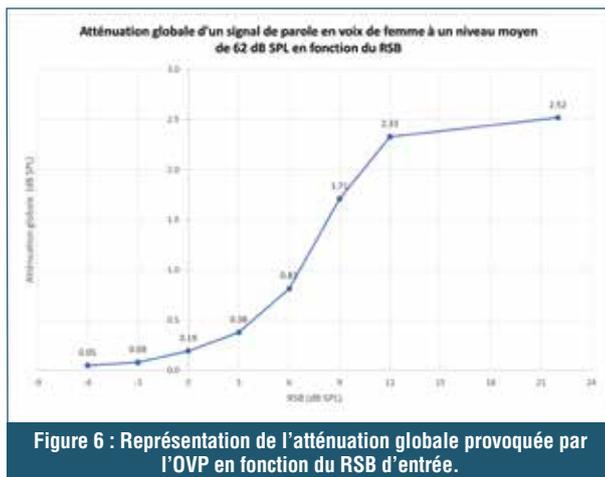


Figure 6 : Représentation de l'atténuation globale provoquée par l'OVP en fonction du RSB d'entrée.

- Evaluation subjective de l'OVP

• Du point de vue des patients :

L'efficacité de l'OVP a été évaluée de manière subjective auprès de patients qui ont pu exprimer leur ressenti quant à la perception de leur propre voix. Nous avons choisi de faire cette évaluation uniquement au premier rendez-vous de l'appareillage pour mesurer l'impact immédiat de l'outil OVP.

• Composition de l'échantillon

Notre échantillon est composé de 50 patients, 22 femmes et 28 hommes âgés en moyenne de 74 ans avec un écart type de 11 ans sur une étendue de 40 à 94 ans. Concernant l'expérience d'appareillage, 41 patients sont des primo-porteurs. Nos patients ont des pertes tonales moyennes allant de 21,9 à 71 dB_{HL}. La majorité des patients participant ont une surdité moyenne de 1er degré (PTM entre 41 et 55 dB_{HL}).

• Protocole

- Otoscopie préalable, bilan audiométrique et choix de l'appareillage : audiométries tonales (seuils et UCL), vocales (silence et bruit), choix du couplage acoustique et du modèle d'aides auditives,

- Préréglages selon la méthodologie choisie par l'audioprothésiste : DSL, XFit, NAL-NL2. Ajustement du réglage selon la méthode de travail utilisée par l'audioprothésiste : REM ou gain prothétique tonal,
- Vérification de l'absence d'un effet d'occlusion en demandant au patient si une résonance est encore ressentie lorsque les aides auditives sont éteintes sur les oreilles du patient, et lorsque celui-ci parle,
- Apprentissage de la voix du patient dans le logiciel Connexx en suivant les recommandations de positionnement,
- Lecture d'un texte à voix haute par le patient à quatre reprises. L'ordre des différentes positions (OFF / MIN / STANDARD / MAX) de l'option OVP sera aléatoire et connue par l'opérateur seulement. Le patient précise la situation dans laquelle il a préféré sa voix,
- Lecture du texte à deux reprises : une première fois lorsque OVP n'est pas activé et une seconde fois lorsque OVP est activé au niveau préféré du patient,
- Evaluation de la qualité de sa voix selon une échelle de notation allant de 1 (voix très anormale) à 7 (voix très naturelle) pour l'activation de l'OVP au niveau préféré.

• Analyse statistique

- Lien entre le niveau de surdité et le niveau d'activation de l'OVP préféré :

Nous constatons que pour 29 des 50 patients, la situation où l'OVP est enclenché au niveau maximal est préférée. La forte proportion de situation préférée MAX nous interroge sur un lien éventuel entre le niveau de surdité et la situation préférée.

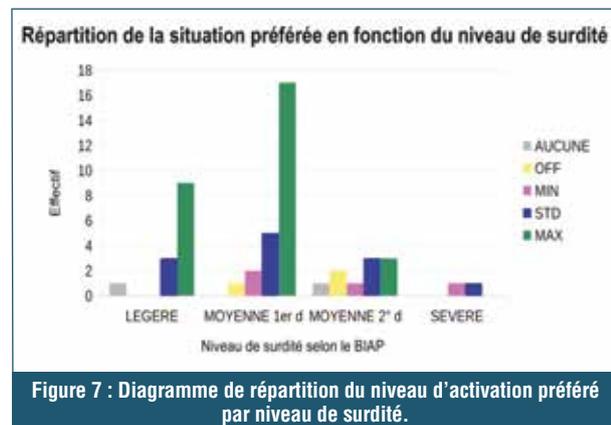


Figure 7 : Diagramme de répartition du niveau d'activation préféré par niveau de surdité.

Pour étudier la significativité des résultats, nous procédons à un test d'indépendance statistique $\text{Khi}^2(\chi^2)$.

L'hypothèse nulle H_0 est : la situation préférée pour l'OVP est indépendante du niveau de surdité du patient. L'hypothèse alternative H_1 est : il existe un lien entre la situation préférée et le niveau de surdité du patient.

Nous obtenons une valeur de χ^2 égale à 16,366. Cette valeur reste inférieure à la valeur χ^2 critique de 21,03, lue dans la table du χ^2 de Pearson pour 12 degrés de libertés à 5 % de risque. Nous pouvons conclure que l'hypothèse H_0 est acceptable au risque de 5 % de se tromper. Nous ne pouvons pas établir de lien entre le degré de surdité du patient et le niveau d'activation préféré pour l'OVP.

- Comparaison des notes de satisfaction attribuées par les patients entre la situation OVP OFF et OVP ON au niveau préféré :

Lors des tests réalisés auprès des patients, nous leur avons demandé d'évaluer la perception de leur propre voix sur une échelle allant de 1 à 7, 1 correspondant à « ma voix est très anormale » 7 à « ma voix est très naturelle ».

La moyenne des notes de satisfaction pour la situation où l'OVP n'est pas activé est de $3,43 \pm 1,92$ ^[1:6].

Pour la situation où l'OVP est activé au niveau préféré, la moyenne est de $4,84 \pm 1,19$ ^[2:7].

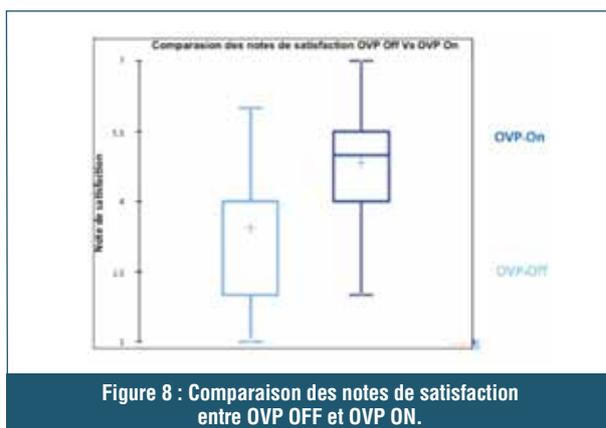


Figure 8 : Comparaison des notes de satisfaction entre OVP OFF et OVP ON.

Nous avons comparé les valeurs des moyennes des deux séries de mesures. Nous utilisons un test t de Student pour les échantillons appariés car nous réalisons les deux mesures pour chaque patient et nous mesurons sa satisfaction dans les deux situations. Ce test nous a permis d'évaluer l'impact de l'outil OVP sur le ressenti de la propre voix du patient.

On pose alors deux hypothèses :

- H0 : les moyennes des notes de satisfaction sont identiques,
- H1 : La différence entre les moyennes est différente de 0.

La p-value calculée est inférieure au niveau de signification $=0,05$.

On peut alors rejeter l'hypothèse nulle H0, et retenir l'hypothèse alternative H1.

Il y a donc bien une différence significative entre les moyennes des notes de satisfaction sur la propre voix des patients pour OVP OFF et OVP ON. L'outil OVP augmente la satisfaction des patients quant à la perception de leur propre voix.

• Du point de vue des audioprothésistes

Le système OVP étant récent et unique sur le marché de l'audioprothèse, il nous a semblé important de savoir si les audioprothésistes ont connaissance de ce qu'est l'OVP et s'ils l'utilisent. Nous avons donc établi un questionnaire à destination des audioprothésistes. Le questionnaire est composé de 16 questions portant sur la connaissance et l'utilisation de l'algorithme OVP par les audioprothésistes.

Notre échantillon est composé de 89 audioprothésistes.

Nous savons que la résonance de la propre voix du patient est une problématique récurrente lors de l'appareillage, ce qui est confirmé par notre échantillon puisque 45% des audioprothésistes interrogés estiment que 3 patients sur 4 sont gênés par leur voix et 81 % pour au moins 1 patient sur 2.

Les audioprothésistes interrogés adoptent plusieurs stratégies pour gérer cette résonance :

- 95,5 % donnent à leurs patients des explications pédagogiques sur la perception de leur voix et sur le phénomène d'accoutumance,
- les explications sont accompagnées d'une baisse de gain : global pour 27 % ou sur des fréquences spécifiques pour 56 %,
- 64 % des audioprothésistes déclarent utiliser l'OVP.

Les audioprothésistes reconnaissent à 88,5 % une amélioration du confort pour le patient avec l'OVP. 45,1 % des audioprothésistes indiquent que l'OVP permet d'éviter le compromis entre le confort et l'efficacité des aides auditives.

Conclusion et perspectives

Notre étude objective, composée de mesures réalisées à l'aide du mannequin KEMAR nous a permis d'observer l'effet de l'OVP sur les niveaux sonores en sortie d'aides auditives dans différentes configurations avec des embouts en silicone fermés.

Les premières mesures réalisées avec le signal de parole du locuteur seul nous montrent que l'atténuation engendrée par l'activation de l'OVP n'est pas constante en fonction de la fréquence et qu'elle est dépendante du niveau sonore de la voix. Pour un niveau sonore du signal de parole moyen ($60 \text{ dB}_{\text{SPL}}$ mesuré à 1 m), l'atténuation globale est en moyenne de 1,9 dB. L'atténuation est plus marquée sur les bandes de 1/3 d'octave de fréquence centrale allant de 200 à 800 Hz. Pour un niveau sonore fort ($75 \text{ dB}_{\text{SPL}}$ mesuré à 1 m), l'atténuation globale est en moyenne de 2,5 dB et est constante sur toutes les bandes de 1/3 d'octave. Plus la voix du patient est forte, plus l'OVP l'atténue, ce qui est une stratégie du fabricant compréhensible.

Nous avons bien observé un traitement différencié de la propre voix du patient et des autres sons lorsqu'ils ne sont pas émis simultanément. En effet, nous avons pu remarquer que lorsque le signal de parole est émis à 1m en face du KEMAR, l'OVP n'a pas d'effet d'atténuation sur celui-ci.

Avec plusieurs signaux sonores simultanés dont la voix du patient, les aides auditives ne sont pas capables de faire un traitement différencié et l'OVP engendre une baisse de gain sur tous les signaux. Cependant, les mesures que nous avons réalisées ne sont pas représentatives d'une situation réelle de dialogue entre deux personnes durant laquelle le patient et son ou ses interlocuteurs alternent leur temps de parole. Des tests complémentaires avec une alternance de paroles pourraient nous apporter des réponses sur les effets de l'OVP sur les deux signaux de parole (locuteur et interlocuteur) et notamment le temps de réaction de l'OVP pour s'assurer de son impact sur la voix du locuteur uniquement.

Les mesures réalisées en présence de bruit révèlent que l'atténuation de la propre voix du patient est supérieure à 2 dB à partir d'un RSB de plus de +10 dB, c'est à dire lorsque celle-ci émerge véritablement du bruit ambiant. Nous nous interrogeons donc sur les effets de l'OVP dans les situations sonores bruyantes que les patients rencontrent réellement au quotidien. Les patients peuvent-ils souvent bénéficier de cette atténuation maximale entre 2 et 3 dB de leur propre voix puisque celle-ci ne peut se produire qu'à partir d'un RSB très favorable ? Dans quelle proportion les algorithmes de réduction de bruit et de directivité (désactivés dans notre étude objective) contribuent à établir ce RSB optimal pour l'OVP ?

Les résultats de l'évaluation subjective permettent de conclure que l'OVP améliore significativement la satisfaction du patient quant à la perception de sa propre voix (note de satisfaction augmentée en moyenne de 1,4 point sur 7). Notre protocole consiste à évaluer la satisfaction des patients immédiatement lors de l'activation de l'option OVP.



L'atténuation de 2 à 3 dB appliquée sur leur propre voix par l'OVP améliore la satisfaction dans l'immédiat. Notre protocole d'étude ne nous permet pas de connaître la satisfaction des patients après l'utilisation de leurs aides auditives dans leur environnement habituel. Une seconde étude pourrait être menée afin de mesurer la satisfaction apportée par l'OVP lors d'une utilisation courante des aides auditives : lors d'un échange de conversation ou encore dans un milieu bruyant par exemple.

A l'issue de ce travail de mémoire, nous pouvons dire que l'outil OVP est un outil utile pour améliorer le confort immédiat des patients primo-porteurs sans compromettre l'efficacité prothétique et l'intelligibilité, puisqu'il permet d'atténuer la perception de la propre voix du patient sans modifier celle des autres voix.

Notre étude objective nous a apporté d'autres réflexions à envisager. Il serait intéressant de tester la rapidité d'action de l'OVP afin de s'assurer que la voix d'un interlocuteur ne soit pas atténuée lors d'une conversation (alternance de voix), ce qui pourrait diminuer l'intelligibilité.

Cet outil permet à l'audioprothésiste et au patient d'obtenir une acceptation immédiate et un résultat prothétique satisfaisant dans un temps réduit. Notre étude pourrait également être complétée par un travail de comparaison de confort et d'efficacité sur plusieurs semaines.

Bibliographie

- [1] Kochin, S (2010) Marketrak VIII : consumer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. *The Hearing Journal*, 63(1), p 19-20.
- [2] Hoydal E (2017) A new own voice processing system for optimizing communication. *Hearing Review*, 24(11), p 20-22.
- [3] Dodelé L, «Les corrections acoustiques de la courbe de réponse», *les cahiers de l'audition*, sept/oct 2013, vol 26, p 12,13
- [4] Delerce X, *Le blog de l'audioprothésiste (en ligne)*, consulté le 14/11/2019, disponible sur : <http://www.blog-audioprothésiste.fr/effet-doclusion/>
- [5] Herf R., *Impact de la profondeur de l'embout sur l'autophonation passive*, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2017, Disponible sur : http://docnum.univlorraine.fr/public/BUPHA_MAUDIO_2017_HERF_ROMAIN.pdf
- [6] Killion & Mueller, disponible sur <https://www.audiologyonline.com/ask-the-experts/what-is-sii-26085>.
- [7] Site Signia dédié aux professionnels, *Essentiel OVP*, consulté le 20/03/2020, disponible sur : <https://www.signia-pro.fr/blog/essentiel-ovp/>
- [8] B. Hagermann et al, *A method to measure the effect of Noise Reduction Algorithms Using Simultaneous Speech et Noise*, *Acta Acustica*, vol. 90, n°2, p2527-38, 2004

CONSTRUISONS ENSEMBLE VOTRE PROJET

VOUS ÊTES
ÉTUDIANT

...

VOUS ÊTES
INDÉPENDANT

...

VOUS ÊTES
SALARIÉ

...



Partagez nos valeurs :

Prise en charge optimale des patients, **partage** d'expériences et montée en **compétences** par des formations.

Gagnez en efficacité et productivité

dans le respect de nos **3 certifications** (Iso 9001 et 14001 managements de la qualité et environnemental, NF Service 518) grâce aux services supports et aux **conditions d'achat exceptionnelles**.

Profitez de notre modèle économique original

basé sur **l'association** (anciens stagiaires, salariés, indépendants).

Retrouvez de multiples opportunités sur tout le territoire national.

Toutes les informations sur www.audilab.fr
02 47 64 64 20 | recrutement.audio@audilab.fr

Confidentialité garantie



RÉSEAU
Audilab

OTICON | More

MERCI

à vous pour cette année de succès



Production S.A.S., Parc des Barbannières, 3 allée des Barbannières,
92635 GENNEVILLIERS CEDEX SIREN 301 689 790 R.C.S. NANTERRE

Il s'en est passé des choses en 1 an pour la **1^{ère} aide auditive au monde dotée d'un Réseau Neuronal Profond** embarqué : extensions de gamme, études cliniques, Oti-LIVE, outils de montée en gamme, PLV, témoignages utilisateurs et audioprothésistes...

**Première bougie déjà et pourtant l'aventure Oticon More ne fait que commencer !
A suivre...**

Pour en savoir plus :

@ www.oticon.fr  Oticon  Oticon France

Happy birthday signifie joyeux anniversaire.
Life-changing technology signifie Des technologies qui changent la vie.

oticon
life-changing technology



Courbes de références, courbes normatives et conditions spatiales des tests d'intelligibilité dans le bruit

Mélodie LEVRERO

Université de Bordeaux - melodie.levrero@orange.fr

Résumé

En 2018, à la suite de la loi « 100 % Santé », les conditions de prescription de l'appareillage auditif ont changé en France. Ainsi, l'appareillage auditif peut être prescrit lors de la « présence d'une dégradation significative de l'intelligibilité en présence de bruit, définie par un écart du rapport signal de parole / niveau de bruit (RSB en dB) de plus de 3 dB par rapport à la norme » (Perruchon & Wanecq, 2018). Ce mémoire, sous la forme d'une revue de la littérature a pour objectif de déterminer s'il existe une norme de l'intelligibilité dans le bruit à l'échelle internationale et nationale.

Mots clés : Intelligibilité dans le bruit ; courbes de références ; spatialisation ; indice de prédiction de l'intelligibilité

I. Introduction

L'intelligibilité est définie comme la compréhension d'un message verbal ou d'une forme de parole (naturelle ou synthétisée) ; elle peut être déterminée à l'aide de tests de perception (Larousse, s. d.). Dans la vie quotidienne, notre compréhension de la parole est souvent confrontée à des environnements pollués par le bruit. Notre cerveau doit alors en permanence décrypter, analyser et interpréter les signaux lui parvenant. En effet, la compréhension dans le bruit est l'un des principaux obstacles rencontrés par les personnes atteintes d'une perte d'audition, engendrant une plus grande difficulté de compréhension et une plus grande fatigabilité (Leclercq et al., 2018). Dans l'intention de pouvoir restaurer au mieux et en toutes circonstances les capacités de communication, l'un des principaux défis relevés ces dernières années par les fabricants d'aides auditives est l'amélioration de la perception du message vocal en milieux bruyants. Pour combler les difficultés des patients, de nombreuses innovations technologiques ont été apportées pour maximiser les bénéfices des aides auditives. Leur but principal étant d'améliorer le rapport signal/bruit. À partir des années 70, afin de mesurer les performances de nouvelles technologies, et le gain prothétique apporté aux patients, de nombreux tests visant à obtenir un seuil d'intelligibilité dans le bruit ont été créés. Ils permettent d'obtenir un score de reconnaissance vocale de 50% de la parole par rapport au niveau de bruit. Généralement ce score est exprimé par le SRT (Speech Reception Threshold). Les seuils de SRT peuvent varier avec l'influence de différents facteurs liés aux patients, au choix du test, et au protocole de passation. Parmi eux on peut citer :

- Facteurs de variations liés au patient : type de perte auditive, capacités cognitives du patient, présence de discrimination et de recrutement, âge, concentration (Cerny et al., 2018; Jansen, 2013; Katherine C. Hustad & Cahill, 2003)
- Facteurs de variations liés au choix du test : redondance des phrases, capacité d'entraînement, type de l'unité d'erreur comme, par exemple, le mot ou la phrase (Jansen, 2013)

- Facteurs de variations liés au protocole : position du patient, orientation et spatialisation des sources, informations visuelles accessible à l'auditeur (Cerny et al., 2018; Katherine C. Hustad & Cahill, 2003)

Il existe de nombreux tests permettant de mesurer l'intelligibilité dans le bruit, chacun prétendant être le plus proche de la réalité. Ces tests sont pour la plupart traduits en plusieurs langues afin de permettre une homogénéité au niveau international, dans le but de favoriser les comparaisons d'études cliniques. Cependant, ils proposent des conditions d'évaluation, de réalisation, et des références qui leurs sont propres. À la suite de l'arrêté de 2018, il semblait naturel de se questionner autour de la norme de l'intelligibilité dans le bruit : existe-il une norme d'intelligibilité vocale dans le bruit à l'échelle nationale et/ ou internationale ? Quelle est l'influence des différents facteurs de variations sur celle-ci ?

Ces questionnements nous amènent à la problématique suivante :

Une norme concernant les tests de l'intelligibilité dans le bruit existe-elle réellement ?

Pour répondre à cette problématique :

- Le premier objectif de ce mémoire est de comparer les courbes de références fournies par le HINT et le Matrix test à l'échelle internationale mais également d'analyser l'effet de la spatialisation sur l'intelligibilité dans le bruit.
- Le second objectif de ce mémoire est de comparer les courbes de références des tests dans le bruit en langue française : HINT/ FrMatrix/ VRB/ FrDigit/FIST.
- Le troisième objectif de ce mémoire est de comparer les protocoles et les méthodes de différentes études cliniques ayant pour but l'étude de différentes technologies visant à améliorer l'intelligibilité dans le bruit.
- Enfin le quatrième objectif de ce mémoire est d'étudier l'efficacité des algorithmes de prédiction de l'intelligibilité : pourrait-on se passer des réponses des patients et prédire les résultats ?

II. Stratégie de recherche

Afin de répondre à la problématique, les bases de données Pubmed, Research Gate, Google scholar, Babord + ont été interrogées.

Les articles composant la revue ont été choisis de la manière suivante :

- Les études sélectionnées devaient présenter des données d'évaluations issues de sujets humains de tout âge ayant une audition normale.
- Les études devaient traiter spécifiquement du HINT ; du Matrix test ; d'un test dans le bruit français ; de l'analyse de différentes technologies dédiées à la réhabilitation de l'audition testée dans



le bruit dans les conditions suivantes : signal vocal et bruit émis azimuth 0°, ou avec une spatialisation du signal vocal ou du bruit sans impositions des angles d'émissions ; et d'algorithme de prédiction de l'intelligibilité. Aucune limite de temps n'a été établie pour les recherches concernant la confection de test dans le bruit, et les indices de prédiction de l'intelligibilité.

- Tous les articles de plus 10 ans ont été rejetés pour la partie traitant de la technologie en raison des évolutions constantes.

Ainsi, 35 études ont été retenues du fait de leur cohérence autour de l'objectif étudié.

III. Effet de spatialisation et courbes de références sur des sujets normo-entendants testés avec le hint et le matrix test.

Afin d'étudier l'effet de spatialisation sur l'intelligibilité dans le bruit, les courbes de références du HINT et du Matrix test ont été comparées dans les conditions suivantes :

- voix et bruit 0° ; voix 0° et bruit à gauche ; voix 0° et bruit à droite pour le HINT
- voix et bruit 0° ; voix 0° et bruit à 360°. pour le Matrix test

1. HINT

1.1 Comparer des conditions de spatialisation entre elles.

Pour cela, 8 échantillons, avec 3 variables représentées par les conditions de spatialisation suivantes : voix et bruit 0° ; voix 0° et bruit 90° gauche ; voix 0° et bruit 90° droite ont été étudiés. Un ensemble de données fictives suivant une loi normale a été recréé, celui-ci correspondant aux données des études avec les mêmes moyennes et écarts-types. Ainsi, un test ANOVA a été réalisé pour chaque étude. Les résultats de comparaison entre les conditions « voix 0° et bruit 90° gauche » et « voix 0° et bruit 90° droite » permettent de dire qu'elles ne sont pas significativement différentes toutes études confondues (p-value 0.96). Cependant dans la condition « Voix et bruit à 0° » les SRT obtenus sont significativement différents respectivement des conditions « voix 0° et bruit 90° gauche » et « voix 0° et bruit 90° droite » (p-values ***). (Figure 1)

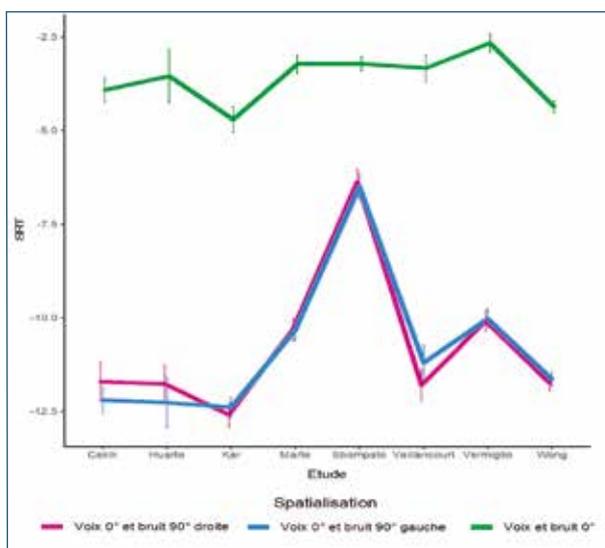


Figure 1 : Moyennes et intervalles de confiance des moyennes des SRT pour les 8 études en fonctions des 3 conditions de spatialisation du HINT

Si l'on considère les trois cas de figures présentés au sujet lors de la réalisation du HINT, on retrouve un score d'intelligibilité significativement meilleur lorsque le bruit et la source sont séparés (Figure 1)

1.2 Comparaison intra-groupes

Les études ont ensuite été comparées entre elles dans la condition « 0° » et la condition « 90° droite ». La condition « 90° gauche » étant égale à « 90° droite », elle ne sera pas analysée séparément, car les intervalles de confiance de leurs moyennes se recoupent (Figure 1)

- Conditions spatiales « voix et bruit 0° »

Un test ANOVA a été effectué afin de comparer les SRT moyens 2 à 2 des 8 études en condition de face. Ainsi 28 comparaisons ont été effectuées. Il apparaît une hétérogénéité dans les résultats puisque sur les 28 comparaisons 17 se sont révélées significativement différentes.

- Conditions spatiales « voix 0° et bruit 90° »

La même procédure a été employée pour la condition voix 0° et bruit 90° droite ou gauche. Parmi les 28 comparaisons 18 d'entre elles se sont révélées significativement différentes. On retrouve donc comme pour la condition voix 0° et bruit 90° une hétérogénéité entre les études.

En définitif, dans la condition de face, le SRT le plus faible obtenu est de -2,6 dB pour le HINT en américain (Vermiglio, 2008). Tandis que le plus élevé est de -4,7 pour la traduction malaisienne (Kar Quar et al., 2008). Ainsi, on retrouve une dispersion des valeurs de références de 2,1 dB. Les mêmes tendances sont observées en conditions spatiales avec un écart important de 5,93 dB, dû à la traduction du HINT en brésilien (Sbompato et al., 2015) qui s'écarte très largement des autres tests en conditions spatiales. De plus, les tests ANOVA montrent une hétérogénéité inter-études importante quelles que soient les conditions de passation. Toutefois les tests présentés, ainsi que leurs courbes de références ont été conçus en suivant le même protocole (Hotton & Bergeron, 2014). Ces variations sont donc dues à un autre facteur qui pourrait être le locuteur et/ou la langue du test, soit les seuls critères de variations entre les 8 études. Dans la partie suivante nous allons voir si ces observations se confirment également pour le Matrix test.

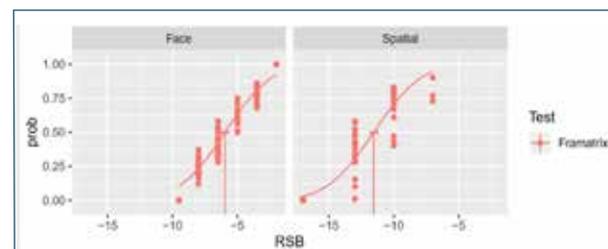


Figure 2 : Courbes psy chométriques au FrMatrix en conditions de face et spatial

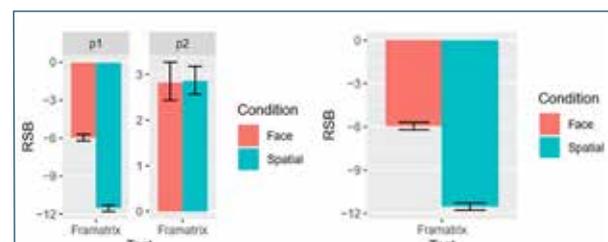


Figure 3 : Moyenne et écart type des RSB obtenus au FrMatrix en condition de test face et spatial.



2. Matrix test

Les courbes de références du Matrix test sont données en condition voix et bruit de face. Seule une étude traitant le Matrix test en condition spatialisée avec sujets des normo-entendants a été trouvée dans la littérature (Vannson et al., 2015). Afin de réaliser une étude statistique, les données du FrMatrix en condition voix et bruit 0° ont été recueillies page 109 de la thèse (Jansen, 2013). En condition voix 0° et bruit à 360°, les données d'un groupe de 20 sujets normo-entendants testés dans une cabine lambda ont été récoltées dans un mémoire d'audioprothèse (non publié)(Cantegrit, 2017).

On retrouve une différence des SRT dans les deux conditions de tests : -6dB en condition « voix et bruit 0° », contre -11,8dB en condition voix 0° et bruit 360° (Figure 3). Ces résultats sont en accord avec ceux trouvés pour le HINT. Les pentes psychométriques sont identiques et égales à environ 10%/dB (Figure 2). Ainsi, la position des hauts parleurs ne fait pas varier la précision du test. En effet, de nombreux facteurs peuvent faire varier le degré de la pente psychométrique. Une étude visant à étudier les facteurs influant sur l'évolution de la pente psychométrique a été réalisée. Le type et le nombre de masques utilisés se sont révélés être des facteurs influençant majoritairement la valeur de la pente de la fonction psychométrique (MacPherson & Akeroyd, 2014). Néanmoins cette étude ne mentionne pas l'influence de la position des sources sonores sur la pente psychométrique. Enfin, les écarts-types ne sont pas différents entre les 2 conditions, ce qui laisse penser que la position des haut- parleurs n'a pas d'impact sur la variabilité des résultats

IV. Courbe de référence test français : HINT ; FRMATRIX ; VRB ; FRDIGIT ; FIST

La pratique et la réalisation des tests dans le bruit sont régies par une norme dont les instructions sont décrites dans le texte NF EN ISO 8253-3 (AFNOR, 2012) qui a pris effet en mai 2012 pour remplacer l'ancien texte datant de 1998. Nous utiliserons ce texte comme fil conducteur, afin de répondre à une partie de notre problématique : existe-il une norme d'intelligibilité vocale dans le bruit pour les tests français ? Différents critères audiométriques sont indiqués dans la norme française afin de pouvoir réaliser un test d'intelligibilité en présence de bruit : nature du bruit ; orientation du bruit ; niveau sonore ; mode opératoire ; items et matériel vocal ; courbes psychométriques et précisions des tests et enfin fiabilité test-retest.

Les cinq tests possèdent de nombreuses similitudes dans leurs procédures de création comprenant pour chacun d'eux la création, l'optimisation du matériel vocal et du bruit, l'évaluation et la validation du test avec la création de référence. Le VRB se différencie des autres tests dans son mode opératoire, ainsi que dans l'expression du seuil d'intelligibilité. Néanmoins, ils respectent tous de nombreux aspects indiqués dans le texte NF ISO 8853-3. Malgré cela, de nombreux paramètres influent dans l'obtention du seuil d'intelligibilité vocale : le nombre d'items par RSB, les angles de présentation du bruit, le matériel vocal. (Tableau 1)

Test	Matériel vocal	nbr d'items par RSB	IC moyen pour chaque RSB en %		Pente %/dB	IC moyen pour chaque RSB en db
HINT	1 liste de 20 phrases condition "voix et bruit 0°"	20	72%	28%	9,1	±2,2
FIST	1 liste de 20 phrases	20	72%	28%	20,2	±1
FrDigit	10 listes de 27 triplet (adaptative) casque	270	56%	44%	27,1	±0,2
FrMatrix	2 listes de 10 phrases composé de 5 mots	100	60%	40%	14	± 0,7 dB
VRB	4 listes de 9 phrases composé de 3 mots	12	78%	22%	15	±1,8 dB

Tableau 1 : Propriétés d'évaluations des 5 tests français

En conditions de « voix et bruit 0° » le HINT, le FIST, le FrMatrix ainsi que le FrDigit présentent des seuils de référence différents, allant de -3 jusqu'à -10,5 dB SNR (Figure 4)

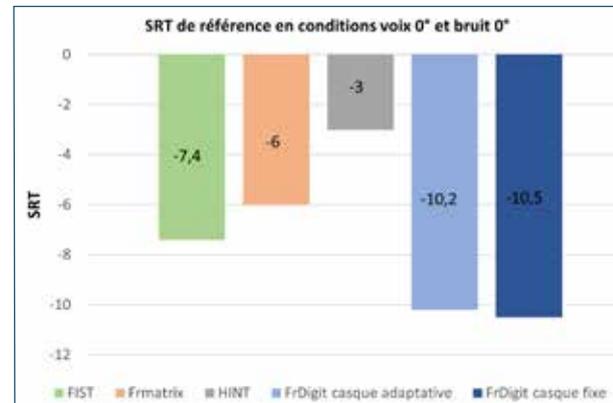


Figure 4 : SRT de référence des tests français dans le bruit.

La présentation des références pour le VRB est fournie par classe d'âge, et l'unité de mesure est différente entre ces deux tests (SRT ou perte de RSB) (DECAMBRON, 2018). Nous présenterons les références à l'aide de 2 graphiques différents (Figure 5; Figure 6).

Ainsi, il existe une référence propre à chaque test. Nous pouvons alors nous demander si en pratique ces références sont respectées notamment lors de la réalisation d'études cliniques.

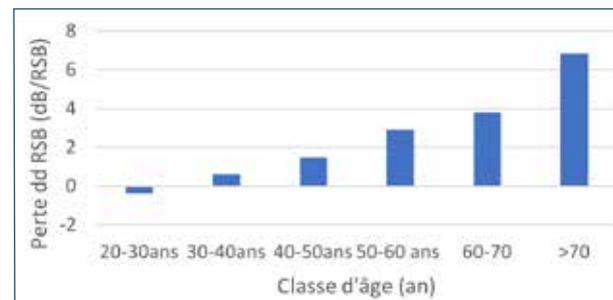


Figure 5 : Référence du VRB par classe d'âge au conditions voix 0° bruit difus ± 30°; ± 60°; ± 120°

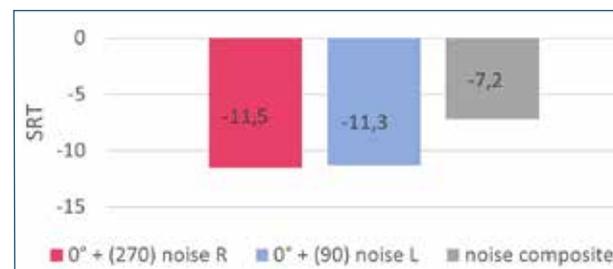


Figure 6 : Référence du HINT en conditions (0°;90°); (0°;270°) et noise composite

V. Influence de la spatialisation dans la mesure de l'intelligibilité avec appareillage auditif

12 études testant l'intelligibilité dans le bruit ont été retenues. Chacune d'elles avec des objectifs différents listés ci-dessous :

Communication sans fils + AA vs AA seul : 2 études (Ibrahim et al., 2012; Kreisman et al., 2010)

Système déporté seul vs Système déporté + microphone aide auditive : 4 études (Courtois et al., 2018; Kates et al., 2019; Lewis et al., 2004; Rodemerk & Galster, 2015)

Comparaison de différents niveaux de directivité microphonique : 6 études (Goyette et al., 2018; Harianawala et al., 2019; Kuk et al., 2013; Picou et al., 2014; Picou & Ricketts, 2017; Wagener et al., 2018)

Les études avec des problématiques identiques et ayant utilisé les mêmes tests ont fait l'objet de comparaison.

Globalement, les 12 études convergent toutes vers les mêmes déductions. Néanmoins, nous remarquons une hétérogénéité dans les résultats obtenus par chaque étude. L'hétérogénéité entre les études est due à des différences dans les méthodes d'évaluation. En effet, changer l'angle d'émission du signal influence les résultats de manière significative. (Figure 7)

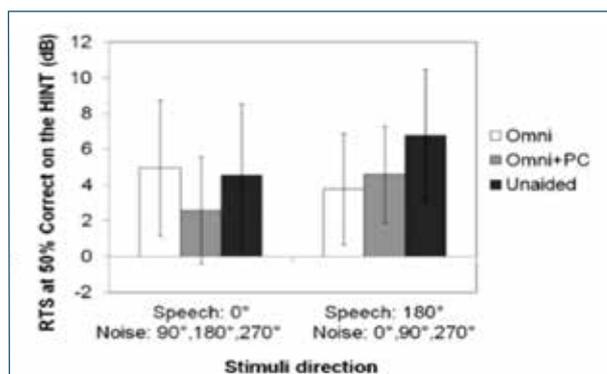


Figure 7 : Moyennes des SRT 50 au test du HINT pour tous les participants de l'étude (N=18) : sans AA ; AA + omni ; AA+omni+PC. Deux conditions de test voix 0° et bruit diffus à 90° ; 180° ; et 270° et voix 0° bruit diffus 0° ; 90° ; 270°. Ecart type : 1 (Kuk et al., 2013)

De plus, on retrouve une hétérogénéité dans la présentation des résultats, et leurs unités : SRT, WRS Perte de RSB, RAU. Deux tests différents, passés dans les mêmes conditions, ne fournissent pas les mêmes valeurs d'intelligibilité. (Figures 8 et 9)

Tous ces facteurs rendent difficile la comparaison inter-étude. Respecter les références données par les tests, pour la plupart voix et bruit 0°, semble difficile à appliquer pour démontrer certains résultats, notamment l'effet de la spatialisation. **À l'avenir, il serait intéressant d'avoir une plus grande cohérence dans les mesures pour évaluer l'intelligibilité de la parole dans le bruit chez les adultes malentendants.** Des procédures de mesures standardisées devraient être utilisées dans toutes les études afin de pouvoir les combiner de manière appropriée et permettre une comparaison directe des tailles d'effets. De plus, parmi les articles retenus, 4 déclarent avoir un potentiel conflit d'intérêts. En outre, les conditions de tests, et notamment le choix de l'angle d'émission du bruit peuvent être choisis de manière à mettre en valeur le produit testé. Des procédures de tests standardisés pourraient donc atténuer le biais du conflit d'intérêts dans la réalisation d'études cliniques.

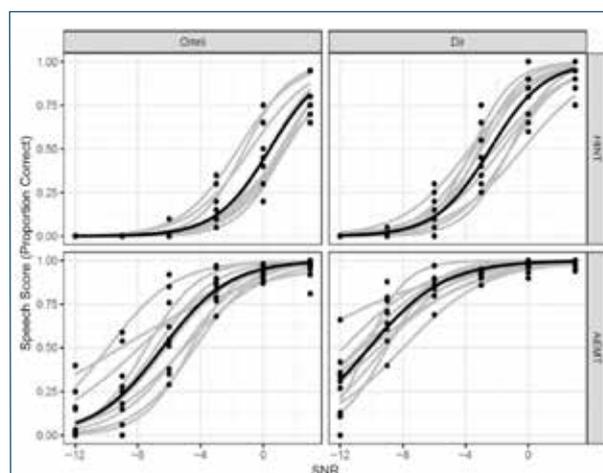


Figure 8 : Moyenne et courbe psychométrique individuelle pour le HINT et le AEMT avec microphones omnidirectionnel et directionnel. Les lignes grises représentent les réponses individuelles et la ligne noire représente la fonction moyennes de tous les participants. Les points noirs montrent les SNR en dB mesuré pour tous les participants. (Harianawala et al., 2019)

Table 2. Mean SNR, SD, and CI Obtained on Adaptive HINT and AEMT for Two Microphone Modes

Test	OMNI	DIR	Benefit
HINT			
Mean (SNR dB)	-0.9	-4.8	3.9
SD (dB)	1.3	1.3	1.8
95% CI of mean	±0.81	±0.81	±1.11
AEMT			
Mean (SNR dB)	-5.5	-8.4	2.9
SD (dB)	1.5	1.9	1.3
95% CI of mean	±0.93	±1.21	±0.79

Notes: DIR benefit (in dB) was computed by subtracting OMNI scores from the DIR scores. CI = confidence interval, SD = standard deviation.

Figure 9 : Moyenne des SNR, Ecart type, IC obtenu pour le HINT et le AEMT en méthode adaptative avec 2 mode microphoniques différents

VI. Prédiction de l'intelligibilité

Afin de pallier les difficultés citées, des recherches ont été entreprises dès les années 1940 pour essayer de prédire les scores d'intelligibilité à partir de critères objectifs. Le but de ces méthodes est de retrouver, par le calcul ou la mesure, les scores d'intelligibilité qui seraient obtenus dans les mêmes conditions avec des tests subjectifs.

Il existe 2 classes d'algorithmes de prédiction, à savoir les algorithmes intrusifs et non-intrusifs. Le premier nécessite l'utilisation d'un signal de référence, tandis que le second n'en nécessite pas. Pour les tests intrusifs, un signal de référence (signal dans le calme) et comparé au même signal dans le bruit et des corrélations de structure fine et d'enveloppe sont recherchées permettant de calculer une émergence du signal utile au-dessus du seuil (Figure 10). Ces tests sont dits intrusifs, car ils nécessitent l'enregistrement du signal bruité à la sortie de l'aide auditive ou au niveau de l'oreille du normo-entendant afin de le comparer avec le signal « propre » (non-bruité).

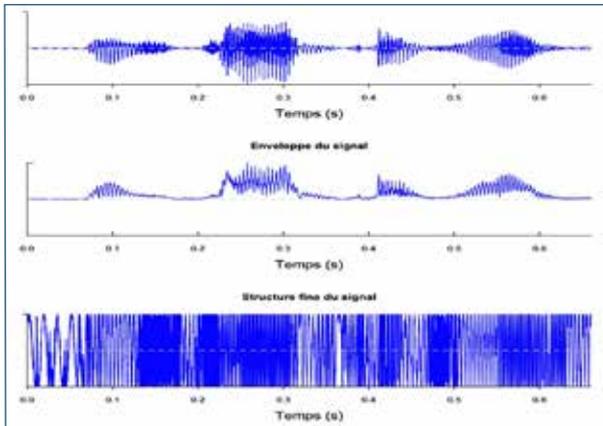


Figure 10 : Représentation de la structure fine et de l'enveloppe d'un signal en amplitude en fonction du temps

Certaines de ces mesures sont notamment capables de différencier les aides auditives, les algorithmes de traitement et l'ajustement pour différentes pertes auditives. Les algorithmes HASPI, et HASQI montrent des impacts significatifs sur l'intelligibilité et la qualité de la perception en fonction du RSB, du réglage et du fabricant. L'HASPI constate également que la gamme des appareils et la perte auditive des sujets ont des impacts significatifs sur la perception de la parole mais pas sur la qualité concernant HASQI (Figure 12). On note que les facteurs individuels, tels que les différences de capacités cognitives, la tolérance au volume sonore ou le compromis préféré entre l'intelligibilité et la qualité, ne sont pas inclus dans les

Table V

Standardized effect sizes (Cohen's d) for the HASPI and HASQI main effects. The lower and upper bounds of the 95-percent confidence intervals are given within the parentheses. Confidence intervals that do not include 0.0 effect size are marked with an asterisk.

	HASPI	HASQI
SNR	6.30 (5.41, 7.3)*	2.64 (2.37, 2.91)*
Level	0.56 (0.38, 0.71)*	-2.01 (-2.26, -1.78)*
Loss	0.91 (0.80, 1.01)*	0.05 (-0.08, 0.18)
Proc	-0.75 (-0.88, -0.62)*	-1.53 (-1.75, -1.33)*
Mfg	-0.71 (-0.83, -0.57)*	0.08 (-0.08, 0.25)
Model	0.24 (0.13, 0.34)*	0.30 (0.16, 0.42)*

Figure 12 : (Kates et al., 2018)

mesures. Ainsi, les comparaisons entre les appareils ou les paramètres de traitement sont censées être précises en moyenne mais des différences peuvent être observées dans les réponses individuelles à la même aide auditive (Kates et al., 2018).

VII. Discussion

Afin de répondre à la problématique de cette étude qui était : Une norme concernant les tests de l'intelligibilité dans le bruit existe-elle réellement ? Plusieurs aspects des tests dans le bruit visant à tester l'intelligibilité ont été étudiés.

Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés aux courbes de références fournies par deux tests dans le bruit développés dans de nombreuses langues : le HINT et le Matrix test. Les tests statistiques effectués sur ces 2 tests ont permis de mettre en avant plusieurs points. En effet, une hétérogénéité des références données a été observée, tant pour le HINT que pour le Matrix test. Les protocoles de créations étant identiques, seuls la langue, les locuteurs et les auditeurs variaient entre les tests ayant permis de créer les références étudiées. D'autre part, de nombreux tests fournissent des références seulement « voix et bruit 0° » pour des questions de précision et de reproductibilité. Les statistiques effectuées avec les données du HINT et du Matrix test ont montré une variation des SRT en fonction de la spatialisation. En effet, lorsque les sources « voix » et « bruit » sont séparées, l'intelligibilité est meilleure. Cependant, la spatialisation ne modifie pas la précision et la fiabilité des résultats contrairement à ce que l'on peut penser. Ainsi, on comprend qu'il n'existe pas de norme internationale et universelle de l'intelligibilité dans le bruit du fait de l'hétérogénéité retrouvée entre les références étudiées dans les tests statistiques inter-études.

Une étude des 5 tests français dans le bruit a ensuite été réalisée en comparaison avec le texte de la norme NF EN ISO 8253-3 en deuxième partie. Un respect global de la norme par les 5 tests dans le bruit a été observé. Cependant, les variations entre les tests dans les procédures et leurs références sont importantes. De plus, l'étude de la précision de chaque test a révélé que le FrDigit et le FrMatrix se démarquaient avec un IC95 en dB respectivement de $\pm 0,2$ et $\pm 0,7$. Cependant tous les tests possèdent une précision suffisamment importante pour du dépistage auditif car aucun ne possède un IC95 en dB supérieur à 3 dB. En effet, l'arrêt du 14 novembre 2018 annonce que toute personne peut se voir le droit à l'accès à un appareillage prothétique s'il possède une « Dégradation significative de l'intelligibilité en présence de bruit, définie par écart de plus de 3 dB par rapport à la norme. » (Arrêté du 14 novembre 2018 portant modification des modalités de prise en charge des aides auditives et prestations associées au chapitre 3 du titre II de la liste des produits et prestations prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale, 2018).

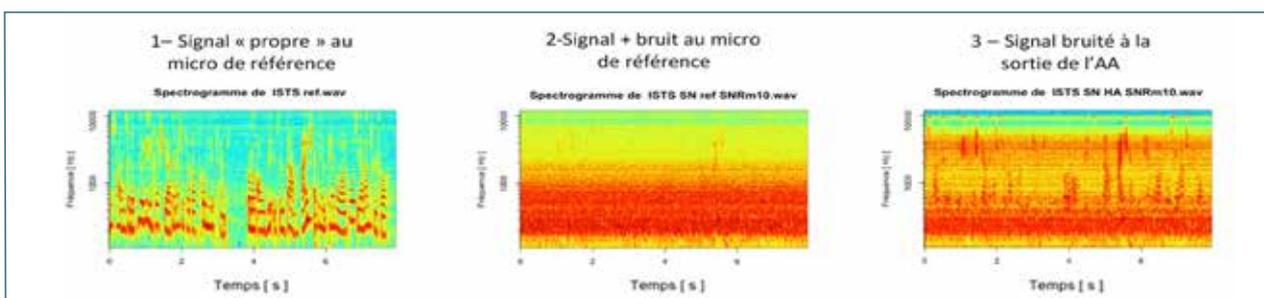


Figure 11 : Spectrogramme d'un signal envoyé face en un microphone de référence, puis spectrogramme du signal bruité à la sortie de l'aide auditive. Fréquence (Hz) en fonction du temps

En outre, on préférera employer le terme de « référence » de l'intelligibilité dans le bruit à la place de « norme ». En effet, parler de norme implique qu'un référentiel soit publié par un organisme de normalisation comme par exemple, AFNOR, CEN ou ISO. En effet, l'ISO (International Organization for Standardization) et le CEI définissent la norme de la manière suivante : « Document établi par consensus et approuvé par un organisme reconnu, qui fournit, pour des usages communs et répétés, des règles, des lignes directrices ou des caractéristiques, pour des activités ou leurs résultats garantissant un niveau d'ordre optimal dans un contexte donné. » (Giard, s. d.). Le texte NF EN ISO 8253-3, n'indique aucune valeur de norme française de l'intelligibilité dans le bruit. Chaque test possède des références qui leur sont propres, notamment le VRB qui se différencie des 4 autres, en proposant une référence en Perte de RSB et par classe d'âge. Ainsi, il est important de se référer aux références indiquées par chaque test dans les conditions indiquées par les créateurs.

Cet aspect a été étudié en troisième partie de cette étude qui avait pour objectif de faire un état des lieux de l'utilisation des tests dans le bruit et de leurs références lors de la réalisation d'études cliniques. La plupart de ces études avait pour but de montrer le bénéfice de la technologie et donc d'effectuer des comparaisons avec/sans ; ainsi la présence d'une référence n'était pas nécessaire. Cette partie a donc révélé une grande hétérogénéité dans la réalisation des tests et notamment dans leurs conditions de passation ce qui a rendu quasiment impossible la comparaison inter-études. De plus, il a été démontré que le placement de la source et du bruit avait un impact significatif sur l'intelligibilité. Cette partie a mis évidence le manque d'homogénéité dans les procédures de tests pour les études cliniques. En effet, 4 de nos études ont déclaré avoir des conflits d'intérêt. On peut donc penser que les procédures de tests ont été optimisées afin de mettre en avant la technologie du fabricant.

La quatrième partie de cette étude avait pour but d'étudier une nouvelle technique de test qui permettrait de mettre en place une procédure de tests neutre et standardisée pour les tests cliniques. Les tests objectifs de prédictions de l'intelligibilité sont jugés précis et permettent aujourd'hui de prendre en compte de nombreux facteurs tels que la perte d'audition et le traitement du signal par l'aide auditive. En effet, certains algorithmes fournissent aujourd'hui des résultats très intéressants car ils sont capables de prédire avec une précision de 90% l'intelligibilité dans le bruit du sujet testé. Cependant, l'utilisation de ces algorithmes est encore peu connue et le sujet est encore peu étudié dans la littérature. Néanmoins, les résultats obtenus avec ces indices se rapprochent de plus en plus de la réalité. L'utilisation de ces algorithmes pourrait permettre de fournir une procédure de test standardisée dans l'évaluation des technologies prothétiques.

Il faut noter que cette étude présente quelques limites. En effet, afin d'avoir des données statistiques notamment pour le Matrix test, nous avons utilisé les données récoltées pour la réalisation d'un mémoire non publié. Seulement deux références de tests dans le bruit ont été étudiées à l'échelle internationale. Enfin, nous avons une faible documentation concernant les tests de prédiction de l'intelligibilité et leur efficacité.

VIII. Conclusion

En conclusion de cette étude, pour répondre à notre problématique, nous préférons employer le terme de seuil de référence de l'intelligibilité dans le bruit à la place de norme. En effet, nous ne pouvons pas parler de norme d'intelligibilité dans le bruit universelle

ni à l'échelle internationale ni à l'échelle nationale. Les facteurs de variation des SRT, et les protocoles employés afin de réaliser les tests dans le bruit sont trop nombreux :

- Influence de la spatialisation des sources
- Influence du locuteur (féminin/masculin), de la langue utilisée, du type de bruit utilisé
- Non-homogénéité des protocoles

Cependant, de nouvelles techniques de tests de plus en plus précises pourraient permettre de tester les appareils auditifs de manière neutre et universelle, facilitant notamment la comparaison inter-études. Les indices de prédiction de l'intelligibilité ont un grand potentiel autant pour les recherches que pour la pratique clinique. On pourrait imaginer fournir des valeurs cibles prothétiques dans la pratique de l'audioprothèse. Ces prédictions permettraient de fournir au patient un objectif personnalisé à atteindre dans sa rééducation prothétique en fonction de sa perte auditive, mais aussi du choix de l'appareil. Il serait intéressant de comparer les résultats obtenus à l'aide des algorithmes de prédictions aux résultats obtenus à l'aide de tests subjectifs conventionnels afin de conclure sur la pertinence clinique de ces tests.

Bibliographie

- AFNOR. (2012, mai). *Acoustique, Méthodes d'essais audiométriques, Partie 3 : Audiométrie vocale NF EN ISO 8253-3*.
- Cantegrit, J. (2017). *Est-ce que les patients perçoivent correctement leurs degrés de gêne en milieu bruyant ? Cahors, Université Paul Sabatier, Faculté de médecine de Toulouse*.
- Cerny, L., Vokral, J., & Dlouha, O. (2018). *Influence of age on speech intelligibility in babble noise. Acta Neurobiologiae Experimentalis, 78(2), 140-147*.
- Courtois, G., Lissek, H., Estoppey, P., Oesch, Y., & Gigandet, X. (2018). *Effects of Binaural Spatialization in Wireless Microphone Systems for Hearing Aids on Normal-Hearing and Hearing-Impaired Listeners. Trends in Hearing, 22. <https://doi.org/10.1177/2331216517753548>*
- DECAMBRON, M. (2018). *Normalité de l'audition dans le bruit par classe d'âge par vrb.pdf. UNIVERSITE LILLE 2 DROIT ET SANTE FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG*.
- Giard, V. (s. d.). *La normalisation technique. 18*.
- Goyette, A., Crukley, J., & Galster, J. (2018). *The Effects of Varying Directional Bandwidth in Hearing Aid Users' Preference and Speech-in-Noise Performance. American Journal of Audiology, 27(1), 95-103. https://doi.org/10.1044/2017_AJA-17-0063*
- Harianawala, J., Galster, J., & Hornsby, B. (2019). *Psychometric Comparison of the Hearing in Noise Test and the American English Matrix Test. Journal of the American Academy of Audiology, 30(4), 315-326. <https://doi.org/10.3766/jaaa.17112>*
- Hotton, M., & Bergeron, F. (2014). *A critical literature review on the psychometric properties of the Hearing in Noise Test [article in French] / Revue critique de la littérature sur les qualités métrologiques du Hearing in Noise Test. Canadian Journal of Speech-Language Pathology and Audiology, 38, 340-370*.
- Ibrahim, I., Parsa, V., Macpherson, E., & Cheesman, M. (2012). *Evaluation of Speech Intelligibility and Sound Localization Abilities with Hearing Aids Using Binaural Wireless Technology. Audiology Research, 3(1). <https://doi.org/10.4081/audiore.2013.e1> Jansen, S. (2013). PhD_Sofie-Jansen.pdf. leuven*.
- Kar Quar, T., Zms Mukari, S., Alaudin Abdul Wahab, N., Abdul Razak, R., Omar, M., & Maamor, N. (2008). *The Malay Hearing in Noise Test. International Journal of Audiology, 47(6), 379-380. <https://doi.org/10.1080/14992020801886796>*
- Kates, J. M., Arehart, K. H., Anderson, M. C., Kumar Muralimanohar, R., & Harvey, L. O. (2018). *Using Objective Metrics to Measure Hearing Aid Performance. Ear and Hearing, 39(6), 1165-1175. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000574>*
- Kates, J. M., Arehart, K. H., & Harvey, L. O. (2019). *Integrating a remote microphone with hearing-aid processing. The Journal of the Acoustical Society of America, 145(6), 3551-3566. <https://doi.org/10.1121/1.5088888>*



org/10.1121/1.5111339

Katherine G. Hustad, & Cahill, M. A. (2003). Effect of presentation mode and Repeated Familiarization on Intelligibility of Dysarthric Speech. *American Journal of Speech- Language Pathology*. https://kidspeech.wisc.edu/wp-content/uploads/sites/38/2017/01/Hustad_Cahill_2003.pdf

Kreisman, B. M., Mazeviski, A. G., Schum, D. J., & Sockalingam, R. (2010). Improvements in Speech Understanding With Wireless Binaural Broadband Digital Hearing Instruments in Adults With Sensorineural Hearing Loss. *Trends in Amplification*, 14(1), 3-11. <https://doi.org/10.1177/1084713810364396>

Kuk, F., Korhonen, P., Lau, C., Keenan, D., & Norgaard, M. (2013). Evaluation of a Pinna Compensation Algorithm for Sound Localization and Speech Perception in Noise. *American Journal of Audiology*, 22(1), 84-93. [https://doi.org/10.1044/1059-0889\(2012\)12-0043](https://doi.org/10.1044/1059-0889(2012)12-0043)

Larousse, É. (s. d.). Définitions : Intelligibilité - Dictionnaire de français Larousse. Consulté 4 août 2020, à l'adresse <https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/intelligibilite/C3%A9/43559>

Leclercq, F., Renard, C., & Vincent, C. (2018). Speech audiometry in noise : Development of the French-language VRB (vocale rapide dans le bruit) test. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, 135(5), 315-319. <https://doi.org/10.1016/j.anorl.2018.07.002>

Lewis, M. S., Crandell, C. C., Valente, M., & Horn, J. E. (2004). Speech Perception in Noise : Directional Microphones versus Frequency Modulation (FM) Systems. *Journal of the American Academy of Audiology*, 15(6), 426-439. <https://doi.org/10.3766/jaaa.15.6.4>

MacPherson, A., & Akeroyd, M. A. (2014). Variations in the Slope of the Psychometric Functions for Speech Intelligibility : A Systematic Survey. *Trends in Hearing*, 18, 2331216514537722. <https://doi.org/10.1177/2331216514537722>

Perruchon, C., & Wanecq, T. (2018). Arrêté du 14 novembre 2018 version initiale. [https://www.legifrance.gouv.fr/eli/](https://www.legifrance.gouv.fr/eli/arrrete/2018/11/14/SSAS1830986A/jo/texte)

[arrrete/2018/11/14/SSAS1830986A/jo/texte](https://www.legifrance.gouv.fr/eli/arrrete/2018/11/14/SSAS1830986A/jo/texte)

Picou, E. M., Aspell, E., & Ricketts, T. A. (2014). Potential Benefits and Limitations of Three Types of Directional Processing in Hearing Aids: Ear and Hearing, 35(3), 339-352. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000004>

Picou, E. M., & Ricketts, T. A. (2017). How directional microphones affect speech recognition, listening effort and localisation for listeners with moderate-to-severe hearing loss. *International Journal of Audiology*, 56(12), 909-918. <https://doi.org/10.1080/14992027.2017.1355074>

Rodemerck, K. S., & Galster, J. A. (2015). The Benefit of Remote Microphones Using Four Wireless Protocols. *Journal of the American Academy of Audiology*, 26(8), 724-731. <https://doi.org/10.3766/jaaa.15008>

Sbompato, A. F., Corteletti, L. C. B. J., Moret, A. de L. M., & Jacob, R. T. de S. (2015). Hearing in Noise Test Brazil : Standardization for young adults with normal hearing. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 81(4), 384-388. <https://doi.org/10.1016/j.bjorl.2014.07.018>

Vannson, N., James, C., Fraysse, B., Strelnikov, K., Barone, P., Deguine, O., & Marx, M. (2015). Quality of life and auditory performance in adults with asymmetric hearing loss. *Audiology & Neuro-Otology*, 20 Suppl 1, 38-43. <https://doi.org/10.1159/000380746>

Vermiglio, A. J. (2008). The American English Hearing in Noise Test. *International Journal of Audiology*, 47(6), 386-387. <https://doi.org/10.1080/14992020801908251>

Wagener, K. C., Vormann, M., Latzel, M., & Müller, H. E. (2018). Effect of Hearing Aid Directionality and Remote Microphone on Speech Intelligibility in Complex Listening Situations. *Trends in Hearing*, 22. <https://doi.org/10.1177/2331216518804945>



Maxime Denuault

Audioprothésiste indépendant à Château-Gontier (53)

Dyapason accompagne les audioprothésistes indépendants de l'étude de marché jusqu'à l'animation de leur enseigne :

- Une assistance active à chaque étape de votre installation
- D'excellentes conditions d'achats
- Des conseils réguliers pour une meilleure gestion
- Des outils marketing pour votre développement
- Un partage d'expérience entre les membres

Rejoignez-nous !

Envoyez votre demande d'adhésion sur : <https://dyapason.audio/adherer-dyapason>

> Acceptation sous réserve de conformité à la charte qualité Dyapason

 **dyapason**

AUDIOPROTHÉSISTES PAR PASSION

 **laboratoire certifié**



Intérêt de l'appareillage en stéréobicros pour une surdité bilatérale asymétrique

Vincent MARTIN

Université de Lyon - vmartin3stjust@yahoo.fr

Résumé

Les possibilités d'appareillage aérien pour la prise en charge des patients atteints d'une surdité bilatérale asymétrique de type (sub)cophose sont réduites. L'appareillage conventionnel bilatéral, les systèmes CROS et BiCROS sont actuellement proposés aux patients. Le StéréoBiCROS pourrait permettre une amplification bilatérale des voies auditives tout en conservant un transfert d'information extérieure provenant de la mauvaise oreille vers la meilleure oreille.

L'objectif de ce mémoire est de quantifier l'amélioration supposée apportée par le système StéréoBiCROS par rapport au BiCROS.

Dans cette étude, nous avons testé 17 patients, préalablement appareillés en BiCROS depuis au moins 2 ans, en alternant un appareillage BiCROS (d'une génération plus récente) et un appareillage StéréoBiCROS de la marque Signia en Pure 312 5NX.

Les mesures ont porté sur les gains tonals, les performances à l'Audiométrie Vocale dans le Silence (AVS) et à l'Audiométrie Vocale dans le Bruit (AVB).

Résultat : Peu de différences significatives ont été mises en évidence. Toutefois, un résultat significatif avec l'appareillage StéréoBiCROS a pu être observé en condition dichotique pour la moyenne du SRT obtenue à l'AVB en champ libre.

Conclusion : Le système StéréoBiCROS permet de redonner une sensation d'écoute stéréophonique, un apport de nouveaux indices sonores, et surtout permet de préserver l'intégrité du nerf auditif en continuant la stimulation auditive. Ceci nous conduirait à admettre que ce système est à privilégier au dépend du système BiCROS.

Introduction

Une forte dissymétrie d'audition entraîne des effets sur le traitement cérébral du signal sonore, avec une perte de la stéréophonie. Cet inconfort auditif conduit souvent la personne (sub)cophosée unilatéralement à s'isoler dans son quotidien, ce qui aboutit à une dégradation de sa vie sociale.

La prise en charge de ce type de malentendant avec un système BiCROS, lorsque l'appareillage bilatéral simple n'a pas été réalisé, est en général la règle depuis des décennies. Ces appareillages permettent de capter le son par le biais d'un microphone sur l'oreille considérée comme étant non appareillable et de le transférer vers l'oreille controlatérale équipée d'un récepteur qui amplifiera également les sons pour compenser la perte auditive.

Or les patients appareillés en BiCROS aérien présentent généralement des difficultés de compréhension dans le bruit, notamment dans le cas où la parole arrive du côté de la meilleure oreille et le bruit du côté (sub)cophosé. L'objectif d'un appareillage auditif doit être le maintien ou le rétablissement d'une stéréophonie ou pour le moins d'une pseudo-stéréophonie. La règle devrait être la stimulation bilatérale des voies nerveuses afférentes, ce que peut procurer un système StéréoBiCROS.

1. Rappels

1.1. La Surdité unilatérale ou surdité fortement asymétrique

Selon Merluzzi et al (1999)¹, on ne peut parler de « l'asymétrie des courbes » qu'en présence d'une différence de 20 à 30 dB entre les 2 oreilles pour les fréquences entre 500 et 4kHz.

Les patients atteints d'une perte d'audition unilatérale ou fortement asymétrique sont confrontés à de sérieux problèmes face à la diversité des situations sonores rencontrées. La perte auditive unilatérale s'avère toujours délicate à gérer aussi bien pour les patients que pour les audioprothésistes .

• Conséquences de la dissymétrie d'audition

Les conséquences d'une forte dissymétrie d'audition varient fortement d'un individu à l'autre en fonction du degré de dissymétrie et d'un temps d'acclimatation auditive à cette dissymétrie. Dans tous les cas, la surdité unilatérale provoque la perte des bénéfices due à l'audition binaurale.

On peut citer :

- La perte de la stéréophonie et donc le ressenti d'un son ayant moins de relief sonore, son moins naturel,
- Le manque de démasquage de la parole en milieu bruyant entraînant l'isolement progressif du malentendant,
- L'augmentation des difficultés de compréhension lorsque l'information sonore provient du côté le plus atteint. Cela est dû à l'atténuation des fréquences aiguës par le masque de la tête,
- L'obligation quasi systématique pour le patient de tourner la tête pour rechercher la provenance d'une source sonore,
- Des conséquences dites annexes avec des acouphènes, des problèmes d'équilibre, de posture. Ces difficultés ont des conséquences physiologiques avec la réorganisation des voies auditives centrales ainsi que psychologiques telles que l'apparition de stress, de frustration, de lassitude, qui entraîne une fatigabilité nerveuse. Tout ceci fragilise le malentendant et le conduit le plus souvent à l'isolement social.

1.2. Réhabilitation de la surdité unilatérale par les systèmes CROS aériens

1.2.1. CROS et BiCROS

Harford et Bary (1965) ont conçu le système CROS (Controlateral Routing Of Signals) pour les patients sourds d'une oreille et ayant une audition normale de l'autre.

Un système CROS est composé d'un micro et d'un écouteur placé dans 2 boîtiers distincts de part et d'autre de la tête. L'appareil équipé d'un micro est adapté à l'oreille sourde et l'appareil équipé de l'écouteur est adapté sur la bonne oreille.

Le CROS est recommandé aux malentendants ayant une perte unilatérale lorsqu'un appareillage de type conventionnel n'est plus suffisant c'est à dire que le gain est faible voire nul, ou si l'appareillage de la mauvaise oreille détériore la compréhension de la bonne oreille. Ainsi l'appareillage classique n'est pas envisageable.



Le système BiCROS quant à lui combine les signaux arrivant des 2 côtés de la tête dans un amplificateur unique placé sur la meilleure oreille. Le système BiCROS est conseillé aux patients présentant une perte auditive bilatérale asymétrique sévère avec une oreille sourde ou présentant une perte trop importante pour bénéficier d'une amplification et l'autre oreille étant appareillable. (Taylor, 2010)

Le système BiCROS apporte une réduction du phénomène délétère d'ombre de la tête et une meilleure compréhension provenant de la mauvaise oreille. En revanche, si un des 2 cotés est soumis à un Rapport Signal sur Bruit (RSB) moins bon que celui de l'autre côté, le système BiCROS peut nuire à l'utilisateur.

Grâce à l'activation des microphones installés de chaque côté de la tête, le malentendant aura une écoute bilatérale qui limitera les zones d'ombre auditive mais l'écoute ne sera toujours pas stéréophonique.



Figure 1 : Principe du système CROS vs BICROS (Source Interton)

1.2.2. StéréoBiCROS

Le système StéréoBiCROS a fait son apparition sur le marché en 2016 à l'initiative de la marque Hansaton.

Le système StéréoBiCROS est composé de 2 appareils auditifs : le premier équipe la plus mauvaise oreille et remplit une double fonction : stimulation des restes des Cellules Ciliées Internes et transmission de l'information captée sur le second appareil. Quant à ce dernier, il réceptionne et amplifie les informations sonores sur la meilleure des 2 oreilles.

Ce système StéréoBiCROS permet de stimuler les 2 cochlées et de redonner une sensation d'écoute bilatérale.



Figure 2 : Principe du système StéréoBiCROS

Cette étude permettra de mieux appréhender le système StéréoBiCROS grâce à une meilleure compréhension de son utilisation et optimiser l'efficacité d'appareillage et de confort grâce à une meilleure connaissance des résultats de ce système d'adaptation.

2. Partie expérimentale

2.1. Expérimentation - méthode

2.1.1. Objectif de l'étude

L'objectif de ce travail expérimental est de savoir si l'appareillage StéréoBiCROS apporte plus de bénéfices d'écoute que le système BiCROS pour l'Intelligibilité de la parole dans le silence et dans le bruit.

2.1.2. Population testée

17 patients ont participé à cette étude : 8 femmes et 9 hommes, pour un âge moyen de 71,7 ans de +/-2,7 ans.

Les sujets participants à l'étude ont une perte bilatérale avec une surdité de type sévère à profonde ou subcophonique sur la moins bonne oreille et une atteinte endocochléaire avec perte sur les fréquences conversationnelles sur la meilleure oreille.

Tous sont atteints de (sub)cophose unilatérale, 10 sur l'oreille droite et 7 de l'oreille gauche, et tous préalablement appareillés en BiCROS depuis au moins 2 ans.

Les résultats d'un patient n'ont pas été pris en considération car ses performances ont été anormalement faibles quel que soit le type d'appareillage testé .

Pour les 16 patients retenus, les seuils auditifs de la meilleure oreille doivent être situés dans la banane vocale, comprise entre 0 dB HL et 60 dB HL sur des fréquences de 125Hz à 3kHz. Le niveau d'intelligibilité en audiométrie vocale au casque pour la bonne oreille doit atteindre le 100% avec les listes cochléaire de JC LAFON.

2.1.3. Matériel de test

- Une cabine insonorisée,
- 1 casque TDH39 pour la mesure de l'audiométrie tonale liminaire et supraliminaire,
- 1 système de champ libre,
- 1 audiomètre AURICAL, plateforme audiométrique OTOSuite,
- 1 serre tête à conduction osseuse (CO),
- 8 Haut-parleurs étalonnés en champ libre avec commutateur,
- 1 logiciel Signia Connexx,
- 1 paire d'appareils Signia pure 5 NX par patient,
- Matériel phonétique de JC Lafon (listes de mots cochléaire pour l'audiométrie et gain vocale dans le silence et liste de mots dissyllabiques pour l'audiométrie et gain vocal dans le bruit),
- Bruit de type cocktail party.

2.1.4. Déroulement de l'étude

Tous les sujets ont été appareillés avec les 2 systèmes de manière successive et nous avons randomisé l'ordre : 9 malentendants ont d'abord porté le système StéréoBiCROS puis sont revenus au BiCROS et 8 malentendants ont d'abord été testés avec leur système BiCROS avant d'être équipés d'un système StéréoBiCROS.

Lors du 1^{er} rendez-vous, les tests suivants ont été réalisés :

- Otoscopie,
- Audiométrie tonale au casque oreille droite (OD) et oreille gauche (OG) en conduction aérienne (CA),
- Le test de weber,
- Audiométrie tonale en Conduction Osseuse (CO) au vibreur OD et OG avec assourdissement de l'oreille controlatérale le cas échéant,
- Les seuils d'inconfort au casque OD et OG,
- Audiométrie tonale liminaire en champ libre ODG,
- Audiométrie Vocale dans le Silence (AVS) au casque OD et OG : nous avons utilisé les listes cochléaires de Lafon avec voix d'homme, soit 20 listes de 17 mots, l'unité de comptage étant le phonème,
- Recherche du 50% de compréhension (SRT=Speech Reception Threshold) sur la mauvaise oreille avec les listes cochléaires de Lafon,
- Recherche du 100% de compréhension sur la meilleure oreille avec les listes cochléaires de Lafon avec une voix d'homme émise à +20 dB au-dessus du seuil du 2kHz. L'utilisation du test cochléaire de Lafon nous permet de préciser l'atteinte de la cochlée en mesurant les distorsions phonétiques de chacune des 2 oreilles.

- AVS en champ libre ODG (test diotique),
- Nous avons également réalisé l'Audiométrie Vocale dans le Bruit (AVB) au moyen des listes dissyllabiques de Lafon (10 listes de mots dissyllabiques de 10 mots) diffusées en champ libre au moyen de hauts parleurs avec une voix d'homme présentée à une intensité de 65 dB et un bruit de cocktail party variant avec Rapport Signal sur Bruit (RSB) +9 à -9 dB. L'unité de comptage est le mot. Nous avons utilisé 8 Hauts-Parleurs (HP) disposés en cercle autour du patient.

L'AVB a été réalisée dans la condition dichotique (voix arrive sur la bonne oreille), dichotique inversée (voix arrive sur la mauvaise oreille) et diotique (voix arrive de face). Dans chaque situation, le bruit de cocktail a été diffusé par les 7 HP restants le cas échéant.

Dans la plupart des cas, nous avons réalisé des empreintes pour préparer la future adaptation des écouteurs M et P ou utilisé des dômes obturants, lors du prochain RDV noté J0.

Une moitié des patients a commencé l'étude en utilisant le BiCROS et l'autre moitié a commencé avec le StéréoBiCROS.

A **J0**, nous avons adapté les embouts sur les oreilles du patient.

Les appareils ont été adaptés puis nous avons expliqué la façon de les utiliser.

A **J8** : RDV de contrôle pour s'assurer du port des appareils et répondre à des questions sur l'utilisation des appareils et les premiers ressentis.

A **J15** : Nous avons re-testé le patient avec le système d'appareillage qu'il utilisait après 15 jours de port, soit le BiCROS soit le StéréoBiCROS.

- Gain tonal ODG,
- Gain AVS en champ libre avec des listes cochléaires de Lafon émises alternativement en condition dichotique, diotique et dichotique inversé,
- Gain AVB en condition dichotique, dichotique inversé et diotique. La voix est envoyée à 65dB dans 1 HP et le bruit de cocktail party, qui est émis dans les 7 autres HP, est administré à différents RSB compris entre +9 à -9 par pas de 3 dB,
- Une fois tous ces tests effectués, nous avons reprogrammé les appareils dans l'autre système d'appareillage pour les 15 jours suivants, soit BiCROS si le patient était en StéréoBiCROS ou inversement.

A **J1mois**, nous avons refait tous les tests faits à J15 avec le 2nd appareillage.

2.1.5. Réglage des aides auditives

Pour la mauvaise oreille, nous avons équipé l'appareil d'un écouteur P avec un embout sur mesure en acrylique dur ou silicone 20 shores. Pour la meilleure oreille, nous avons utilisé un écouteur M, un embout acrylique dur aéré en fonction des besoins du patient et de son précédent appareillage en BiCROS.

Nous avons ensuite fait un audiogramme In Situ OD/OG.

Nous avons utilisé la formule d'adaptation DSLV5 à 100% du niveau d'accoutumance :

- Préréglage DSL v5 sur la bonne oreille avec un MPO au max sur toutes les fréquences (0dB),
- Microphone en omnidirectionnel,
- Traitement du signal activé :
 - TPB médian,
 - Sound smoothing médian, o eWind Screen mini,
 - Anti-larsen lent,
- Potentiomètre bloqué.

Nous avons ensuite créé un programme CROSPHONE qui permet d'envoyer l'information captée par les microphones du côté de la plus mauvaise oreille sur l'appareillage de la meilleure oreille.

- Le CROSPHONE utilise la liaison e2e streaming audio pour l'échange de signal et retransmet l'intégralité de la bande passante du pure 5 NX soit de 125Hz à 8kHz sur la meilleure oreille,
- La compression adaptative est activée pour que les constantes de temps soient ajustées automatiquement en fonction de l'environnement sonore du patient avec pour résultante une optimisation de l'intelligibilité dans le bruit,
- Le micro de l'appareil, sur la mauvaise oreille, envoie 100% de l'information captée sur la meilleure oreille, sans atténuation d'intensité, en positionnant le curseur sur 0 dB d'atténuation,
- Le réglage du côté de la plus mauvaise oreille a été fait en fonction du système utilisé :
 - Si système BiCROS, il n'y a pas de stimulation de l'oreille.
 - Si système StéréoBiCROS : Nos réglages viennent de l'hypothèse que, les meilleures performances obtenues par un appareil CROS en conduction osseuse par rapport à un appareillage CROS aérien, sont liées à l'amplification de la bande passante des systèmes à vibreur osseux, qui transmettent moins bien les sons très graves et les sons très aigus.2 Nous avons donc amplifié avec un filtre passe-bande de 1kHz à 2kHz, ce qui nous a permis d'écraser le gain sur les fréquences inférieures et de diminuer le bruit ramené sur la meilleure oreille du patient.
- L'appareil du côté de la mauvaise oreille sera configuré comme un simple transmetteur,
- L'appareil du côté de la mauvaise oreille assure une fonction de transfert de l'information à la meilleure oreille et de stimulation d'une partie des tests auditifs.

Le niveau du microphone du programme CROSPHONE a été réglé sur 100%.

Les patients devaient obligatoirement passer en programme CROSPHONE pour accéder au programme BiCROS ou au programme StéréoBiCROS.

2.2. Expérimentation - Résultats

2.2.1. Audiométrie tonale et SSI

Les figures suivantes nous montrent les seuils auditifs moyens et les seuils d'inconfort moyens des patients sur la bonne oreille (Figure 3) puis sur la moins bonne oreille(Figure 4) .Ceci nous permet d'évaluer le champ auditif résiduel moyen.

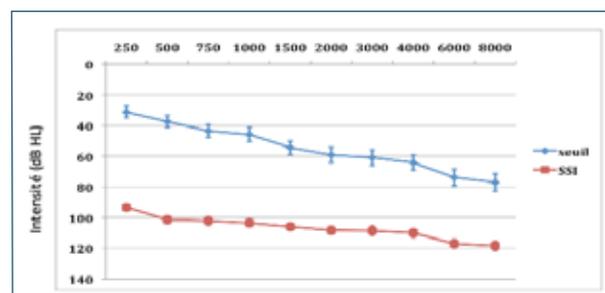


Figure 3 : Moyenne seuils auditifs et SSI - bonne oreille

PTM - bonne oreille : 42,8 dB HL

SSI moyen - bonne oreille : 103,8 dB HL

D'après le BIAP, la perte tonale moyenne des 16 patients est classée surdité moyenne de premier degré sur la bonne oreille.

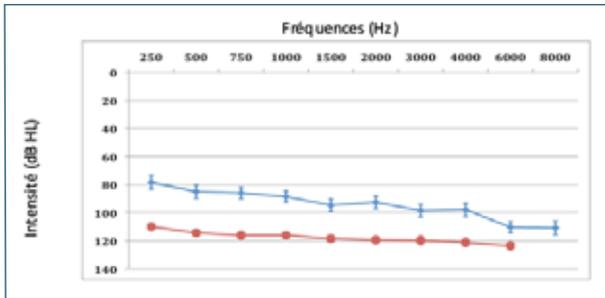


Figure 4 : Moyenne seuils auditifs et SSI - bonne oreille

PTM - mauvaise oreille : 90,4 dB HL

SSI moyen - mauvaise oreille : 109,5 dB HL

D'après le BIAP3, la perte tonale moyenne des 16 patients est classée surdité profonde de premier degré sur la mauvaise oreille.

2.2.2. Seuil prothétique tonal

L'évaluation de l'apport fourni par l'appareillage a consisté en une mesure du gain prothétique tonal (Figure 5) et du gain prothétique vocal (Figure 7)   J+15 après l'installation du 1er système d'appareillage puis de nouveau à J+15 après l'appareillage de l'autre système.

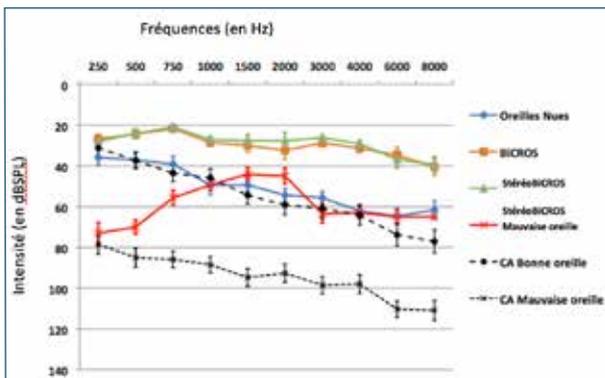


Figure 5 : Moyenne seuil prothétique tonal champ libre

Nous observons sur la Figure 5 une quasi symétrie des réponses de fréquences à fréquences entre la condition BiCROS et la condition St r eBiCROS. Seul 1 point à 2kHz semble se démarquer légèrement en faveur du St r eBiCROS.

Le gain apport e par les appareillages BiCROS et St r eBiCROS se situe en moyenne entre 20 et 40 dB.

L'analyse statistique qui a consisté à comparer au moyen d'un test de Wilcoxon, pour chaque fréquence séparément, les gains mesurés entre les systèmes St r eBiCROS et BiCROS ne met en évidence qu'une différence significative pour la fréquence 2 kHz pour laquelle le gain tonal apport e par le système St r eBiCROS est meilleur que celui apport e par le système BiCROS ($W=-45$; $p=0.02$).

Ceci implique que l'amplification est la même pour les 2 systèmes et que la condition du gain apport e par les appareils BiCROS et St r eBiCROS est respect e, pour ne pas fausser les résultats futurs.

2.2.3. AVS

La Figure 6 nous montre la recherche de la valeur du SRT (50% de reconnaissance) au moyen de la vocale au casque sur la bonne et la mauvaise oreille.

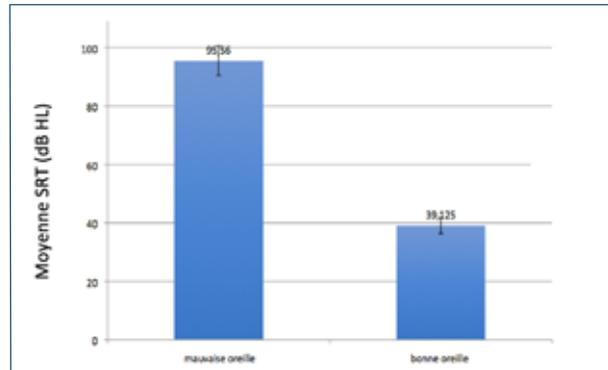


Figure 6 : Moyenne SRT obtenue en AVS au casque de la bonne et de la mauvaise oreille

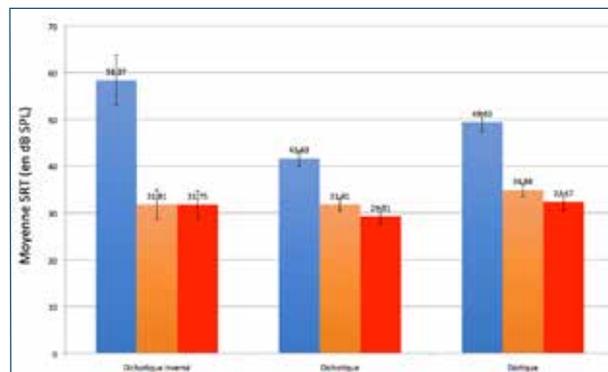


Figure 7 : Moyenne SRT (en dB SPL) obtenue en champ libre dans les 3 conditions

Dichotique invers�e	$H_{2ddl}=22,479$	$p<0,001$
Dichotique	$H_{2ddl}=13,664$	$p<0,001$
Diotique	$H_{2ddl}=17,005$	$p<0,001$

La Figure 7 permet de comparer les SRT mesur es dans les différentes conditions d'écoute selon que les malentendants :

- ne portent pas d'aides auditives (oreilles nues),
- portent le système BiCROS,
- portent le système St r eBiCROS.

Il ne semble pas exister une grande différence entre les appareils BiCROS et St r eBiCROS en particulier dans la condition «dichotique invers e» mais les scores sont un peu meilleurs avec le système St r eBiCROS dans les 2 autres conditions. L'analyse statistique des données (Kruskal Wallis) confirme l'amélioration significative des SRT lorsque les patients sont appareillés sans toutefois révéler de différences significatives entre le système BiCROS et St r eBiCROS quelle que soit la condition d'écoute.

En revanche, aucune différence significative n'est observable entre le BiCROS et le St r eBiCROS pour les SRT obtenus à l'AVS avec un $p>0,05$ dans les 3 situations de test.

Nous avons également cherché à voir s'il existait des différences significatives entre l'appareillage BiCROS et St r eBiCROS li es aux différentes intensités de passation de l'AVS selon que la stimulation soit du côté de la bonne oreille ou la mauvaise (Figure 8).

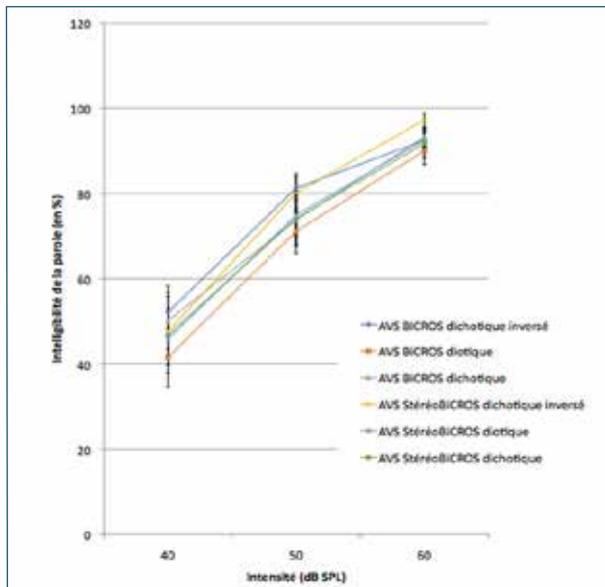


Figure 8 : Intelligibilité de la parole dans le silence en fonction de l'intensité

L'observation des courbes de la Figure 7 montre une légère tendance à une amélioration de l'intelligibilité dans le silence lorsque l'on envoie l'information vocale du côté de la mauvaise oreille que ce soit en BiCROS ou en StéréoBiCROS.

Cette tendance semble s'accroître légèrement avec l'augmentation de l'intensité d'émission de 40 dB SPL, 50 dB SPL et 60dB SPL.

La loi normale n'étant pas vérifiée, nous avons utilisé le test ANOVA de Friedman pour l'analyse de la variance à un facteur.

Nous observons ici que p se rapproche de plus en plus de 0,05 et donc de la significativité. Nous pouvons parler de tendance à la significativité à 60dB SPL.

A 40 dB SPL	$F_{5,72}=0,771$	$p=0,574$
A 50 dB SPL	$F_{5,68}=2,061$	$p=0,081$
A 60 dB SPL	$F_{5,48}=2,357$	$p=0,054$

Nous avons également tendance à voir une intelligibilité légèrement meilleure en StéréoBiCROS pour la situation 50 et 60 dB SPL par rapport au BiCROS.

Par ailleurs la seule différence obtenue à 30 dB SPL est pour la condition StéréoBiCROS en condition dichotique inversée montrant une petite tendance à optimiser le peu d'information perçues à cette faible intensité.

Même avec un nombre de valeurs réduites, il semble se révéler un petit effet positif du StéréoBiCROS.

2.2.4. AVB

Nous avons également évalué les performances des appareillages des patients à l'aide de l'audiométrie vocale dans le bruit.

Nous avons cherché à mettre en évidence les SRT de l'AVB.

A la lecture des histogrammes (Figure 9), une tendance à la diminution du SRT grâce à l'appareillage StéréoBiCROS semble apparaître. Même la condition dichotique inversé reste en faveur du StéréoBiCROS.

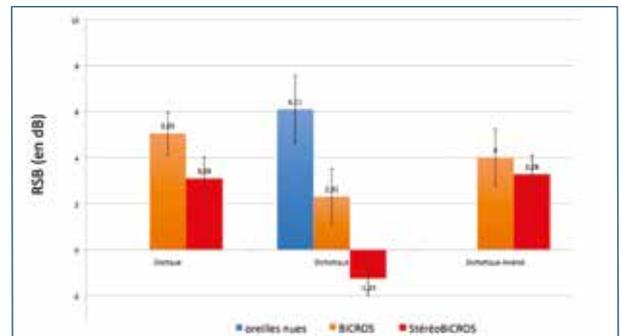


Figure 9 : RSB moyen (en dB) obtenu par SRT (en dB SPL) - AVB CL dans les 3 conditions)

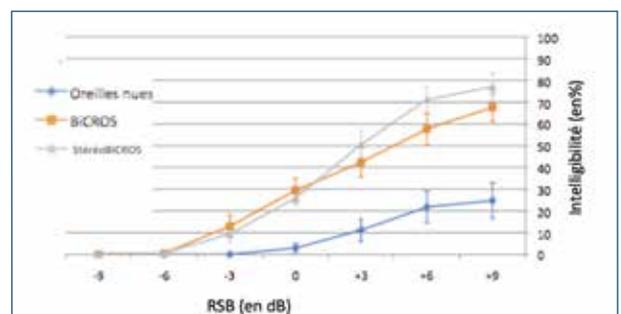


Figure 10 Moyenne AVB CL condition dichotique inversé

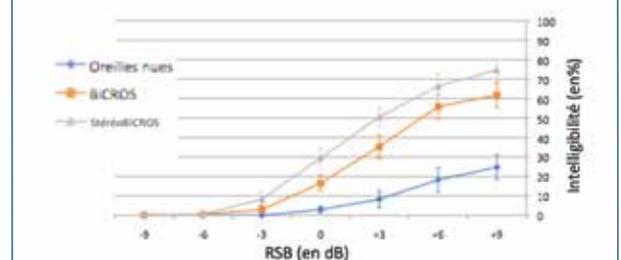


Figure 11 Moyenne AVB CL condition diotique

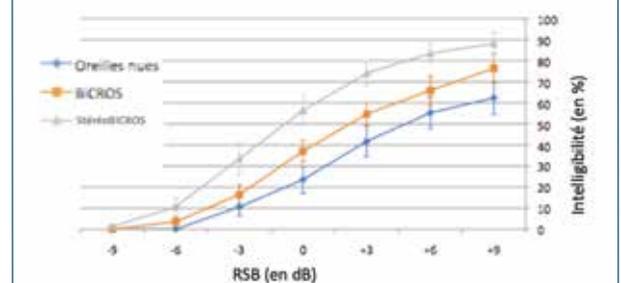


Figure 12 Moyenne AVB CL Condition dichotique

Figure 10, 11 et 12

Pour l'analyse statistique, nous avons comparé des moyennes en appariés c'est-à-dire en paramétrique à l'aide des <paired t-tests> fait séparément entre les conditions dichotique, dichotique inversé, diotique, StéréoBiCROS et BiCROS.

Il existe une différence significative entre les conditions dichotique StéréoBiCROS et dichotique en BiCROS avec un $p=0,025$ et $t13ddl=2,536$. Le SRT en StéréoBiCROS est atteint pour RSB plus difficile (-1,25 alors qu'avec la condition BiCROS 2,31).



De même, la comparaison entre la condition dichotique StéréoBiCROS par rapport à la condition oreilles nues est significativement meilleure pour la condition StéréoBiCROS avec un $p=0,007$ et $t9dd=3,521$. Nous n'obtenons pas de différence significative avec l'appareillage en BiCROS par rapport au test oreilles nues avec un $p=0,133$ et $t8dd=1,671$. Nous avons donc un résultat meilleur avec l'appareillage en StéréoBiCROS en condition dichotique.

NB : une amélioration de 10% de la compréhension dans le bruit correspond à une augmentation du RSB de 1 dB.

L'observation de ces figures conduit aux remarques suivantes :

- Des scores normalement bas pour les conditions diotique et dichotique inversé oreilles nues.
- Des scores qui évoluent de façon similaire d'un RSB moins favorable à un RSB plus favorable pour les conditions dichotique et dichotique inversé pour le BiCROS ainsi que pour les conditions diotique et dichotique inversé pour le StéréoBiCROS.
- Les scores les plus hauts sont obtenus par la condition dichotique en StéréoBiCROS pour tous les RSB.

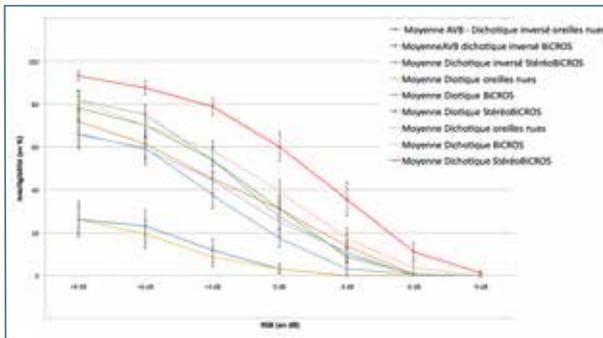


Figure 13 : Moyenne AVB Intelligibilité de la parole (en %) en fonction du RSB (en dB)

L'analyse statistique a été réalisée par des ANOVAs de Friedman (analyse de la variance en non paramétrique sur mesure répétée).

Les seuls tests en faveur d'une différence significative concernent les variables StéréoBiCROS dichotique et le StéréoBiCROS en diotique ($p<0,001$).

Il n'apparaît aucune différence statistiquement significative entre les 2 modes d'appareillage testés aux différentes intensités proposées.

3. Discussion

La grande majorité des patients atteints d'un déficit bilatéral fortement asymétrique, bien qu'appareillé en CROS aérien, continue d'évoquer le manque de compréhension dans le bruit, une qualité d'information fluctuante en fonction de la provenance des sons, une mauvaise localisation des sources sonores et une sonorité ressentie comme plate et sans relief.

Les patients appareillés en conventionnel bilatéral portent souvent peu leurs appareils (sauf ceux souffrants d'acouphènes) et se plaignent du bruit que leur apporte l'appareil adapté sur leur moins bonne oreille.

Malgré tout, nous savons que les patients préfèrent les systèmes CROS/BiCROS et en tirent un meilleur parti par rapport à une aide unilatérale ou absence d'aides auditives (Ryu et al, 2014)⁴. Mais le manque d'efficacité du système BiCROS dans certaines conditions, nous conduit à chercher d'autres alternatives d'appareillage. Inspiré par ces multiples constats, nous avons choisi de tester puis de comparer les résultats obtenus en BiCROS vs StéréoBiCROS à différentes épreuves.

En tout état de cause, l'idéal en matière d'appareillage d'une surdité bilatérale fortement dissymétrique serait le rétablissement d'une stéréoacousie et de toutes ses caractéristiques : le tri de l'information dans le bruit, la localisation sonore, la baisse de la fatigue auditive, ainsi que la préservation de l'intégralité des voies auditives ascendantes.

Le gain prothétique tonal effectué avec les 2 systèmes étudiés montre une légère amélioration sur le 2kHz du StéréoBiCROS par rapport au BiCROS, mais pas de différences significatives sur le total des fréquences stimulées.

La progression du gain doit nous orienter vers une rééducation lente et progressive pour pouvoir peut-être encore faire évoluer la dynamique du patient. Cette possibilité peut être obtenue grâce au système StéréoBiCROS.

De plus, nous savons que la sonie double (entre 1,7 et 2) pour un son supérieur à 30 dB au-dessus du seuil de perception d'un son pur, cela équivaut à une augmentation d'environ 10 dB SPL. L'amplification effectuée sur la bande de fréquence (1kHz-2kHz) par l'intermédiaire du système StéréoBiCROS sur la moins bonne oreille des patients, donne une différence de 55 dB HL entre leur seuil d'audition moyen et le gain prothétique apporté. Ce réglage apporte donc une augmentation de la sensation sonore ressentie, ce qui permet d'expliquer l'impression d'une plus grande sonorisation, d'un son plus en relief, et par conséquent, un son se rapprochant plus de la réalité.

Le gain vocal dans le silence ne présente pas de grande difficulté pour le malentendant appareillé qui utilise en priorité l'enveloppe temporelle du signal vocal pour décoder la parole.

Nous observons, en revanche, un meilleur score d'intelligibilité lorsque le signal vocal est envoyé du côté de la mauvaise oreille, que ce soit en BiCROS ou StéréoBiCROS. Ceci est dû au fait que le signal envoyé sur la mauvaise oreille stimule les 2 oreilles à la fois à des niveaux équivalents de sonie. Cela entraîne une sommation de +3 dB, ce qui n'est pas le cas pour un signal vocal envoyé du côté de la bonne oreille. L'effet d'ombre de la tête est ainsi supprimé et optimisé, ce qui améliore également le RSB.

De plus, même si les résultats avec le StéréoBiCROS ne sont pas significativement meilleurs, le surplus d'énergie apporté par le système ne dégrade pas l'information perçue.

Le gain vocal dans le bruit nous a permis de mesurer l'impact de la discrimination du RSB sur la dégradation de l'intelligibilité. Ce test, plus difficile, est plus proche de l'ambiance sonore du quotidien avec des bruits qui peuvent arriver de tous les côtés. La plupart des études de la littérature mettent en évidence un bénéfice du système BiCROS dans la situation la plus favorable (voix sur la mauvaise oreille et bruit sur la bonne oreille).

L'AVB ne nous montre pas une réelle différence entre l'appareillage BiCROS et StéréoBiCROS, même avec une diminution du RSB.

Cela peut être expliqué par le fait que la difficulté est amoindrie et les sujets présentent déjà des performances correctes avec un appareillage BiCROS connu depuis plusieurs années.

Cependant, les résultats obtenus semblent tout de même légèrement plus significatifs à l'AVB par rapport à l'AVS, où les patients utilisent la structure fine, déjà dégradée, pour comprendre en milieu bruyant.

L'apport d'indices supplémentaires sert à mettre en lumière une petite amélioration apportée par le StéréoBiCROS. L'amélioration de la compréhension dans le bruit est le souhait premier exposé par le patient équipé d'un appareil BiCROS.

Une différence, même légère, est ressentie comme un plus par



le patient qui stagne dans cette situation sonore difficile avec son appareillage BiCROS.

Malgré les difficultés rencontrées et un manque de résultats significatifs, les patients semblent plébisciter la sensation d'écoute pseudo-stéréophonique, et l'amélioration de conséquences annexes due à la stimulation unilatérale du BiCROS (fatigue, confiance en soi, stress).

Devant les difficultés rencontrées par certains patients, du fait d'une surstimulation des bruits, nous nous sommes rapidement interrogés sur la meilleure stratégie de réglages à adopter pour stimuler la plus mauvaise oreille du StéréoBiCROS.

Appareillée la mauvaise oreille en appareillage conventionnel surpuissant à la suite d'un appareillage BiCROS, fait remonter surtout du bruit au cortex auditif et génère une incompréhension de la meilleure oreille. Pour limiter l'interférence binaurale, nous nous sommes inspirés du mémoire de Charlène PORTE (2019) et des notions des sciences de l'audition sur les « Modèles d'intelligibilité de parole du normo ou malentendant ».

Nous savons que le Speech Intelligibility Index (SII) repose sur le fait que les bandes fréquentielles contribuent de façon inégales à l'intelligibilité de la parole et que l'énergie, contenue dans chaque bande, diffère également d'une bande de fréquence à une autre. Dillon et al (1993) considèrent que les bandes fréquentielles, très graves et très aiguës, ne véhiculent que peu d'informations⁵.

Quant à Waren et al (1995), ils ont montré qu'une intelligibilité, presque parfaite, était obtenue pour une bande fréquentielle de 1100 à 2100Hz.

Quant à Moore (1992), il montre l'effet de masquage ascendant des fréquences graves sur les aiguës.

Nous avons utilisé les résultats de ses études pour optimiser les réglages de l'appareil placé sur la plus mauvaise oreille en Stéréo BiCROS. Nous avons utilisé une bande de fréquences de 1kHz-2kHz.

L'expérience d'appareillage de ce système, ainsi que le suivi à moyen terme des patients équipés en StéréoBiCROS, pourront nous aider à faire évoluer ce système. La réexposition à des stimuli sonores engendre des phénomènes de plasticité. Cette plasticité est dite secondaire, et intervient après la plasticité dite de privation.

Dans notre étude de cas, le fait que nos patients aient entamé un phénomène de plasticité dite de privation depuis de nombreuses années, devraient nous faire penser que la plasticité secondaire ne pourra s'établir que progressivement.

Pour Philibert et al (2002), l'acclimatation se poursuit au-delà du premier mois d'appareillage où le port d'aides auditives a pour conséquence d'améliorer la tolérance aux sons forts dans la mesure où l'oreille appareillée catégorise comme plus confortable une intensité jugée forte par une oreille non appareillée⁶.

En 2005, une étude a montré que la perception du 2kHz s'améliore principalement pour des intensités de 95 dB, intensités qui correspondent à des intensités de voix moyennes (65 dB) auxquelles on a ajouté un gain d'environ 30 dB. Cela nous montre une action sur la dynamique résiduelle du malentendant.⁷

Cela nous conforte donc dans l'intérêt de stimuler, même de façon minime, la bande de fréquence 1kHz-2kHz sur la plus mauvaise oreille. Ainsi l'appareillage StéréoBiCROS aura une action plus bénéfique que l'appareillage BiCROS.

Nous pouvons de plus penser que l'influence de la dynamique se poursuivra dans le temps et que les résultats que nous avons obtenus sont probablement sous estimés.

Mais peut-on réellement envisager une amélioration significative dans des conditions d'écoute difficiles ?

George et al. (2006) ont montré que, même si le démasquage de la parole semble très limité, le fait de rendre de l'audibilité améliore le tri de l'information en milieu bruyant. Nous savons également que le fait d'entendre beaucoup mieux sur la meilleure oreille permet d'entendre assez bien dans de nombreuses conditions d'écoute. Cela montre encore l'importance des réglages du système StéréoBiCROS qui, même avec des compromis sur la gestion de l'efficacité et du confort apporté au patient, devront pouvoir évoluer dans le temps.

D'après les recommandations du BIAP, « l'appareillage binaural et stéréophonique est la forme classique et normale d'appareillage sauf dans le cas de contre-indications cliniques ».

Les pertes fonctionnelles dues à une stimulation auditive unilatérale sont nombreuses et invalidantes pour le patient. L'audioprothésiste cherchera donc l'efficacité, aussi minime soit-elle, et la préservation des voies auditives supérieures, parfois au détriment d'une sensation de confort souvent recherchée par le malentendant.

La préservation de la stimulation de la cochlée et des voies auditives supérieures est un atout important du système StéréoBiCROS, qui évite la fonte neuronale du côté non stimulé par les autres systèmes CROS aérien.

Il existe aujourd'hui un système de CROS aérien capable d'apporter plus d'indices sonores aux patients sans dégrader l'information vocale dans le silence et dans le bruit, tout en maintenant une stimulation binaurale indispensable à la vie auditive du patient.

En effet, malgré le taux de satisfaction élevé d'un appareillage BiCROS, expliqué sans doute par la correction de l'effet d'ombre de la tête, les patients étaient motivés à essayer une nouvelle technologie. Cela démontre bien leur besoin de toujours trouver un appareillage plus performant, en cherchant à pallier au maximum les lacunes restantes.

Cependant, notre étude n'a pas révélé de différences significatives attendues entre l'utilisation du BiCROS et celle du StéréoBiCROS mais plutôt une tendance à la significativité en faveur du Stéréo-BiCROS.

En effet, les patients sont plutôt séduits par un son plus riche, plus en relief et le sentiment d'obtenir plusieurs informations, là où leurs appareils BiCROS plafonne.

Nous pouvons également faire une analogie et évoquer l'exemple des patients appareillés de manière bimodale. En effet, ces patients implantés unilatéralement ne peuvent pas se passer de leurs prothèses auditives conventionnelles surpuissantes. Les améliorations apportées sont faibles, voire inexistantes dans certains cas, par rapport aux résultats de leur implant cochléaire. Il y a pourtant bien un net bénéfice.

Même faibles, toutes améliorations apportées aux patients doivent être exploitées. Une lecture plus fine de l'analyse statistique met en lumière une plus grande différence de résultats entre la condition oreilles nues vs l'appareillage StéréoBiCROS et la condition oreilles nues vs BiCROS.

Ceci peut expliquer un ressenti des patients légèrement en faveur du StéréoBiCROS, grâce à l'apport d'indices sonores supplémentaires de ce dernier. Cette stimulation d'une zone auditive, non effectuée par le système BiCROS, permet de penser que l'effet de la plasticité auditive induite par l'appareillage StéréoBiCROS, améliorera la différence entre les 2 systèmes, en particulier en milieu bruyant.

La plasticité liée à la privation auditive est en partie réversible, également au niveau des mécanismes de compensations mise en place (attention, lecture labiale, posture...). Cette réorganisation de la perception auditive qu'implique tout nouvel appareillage, devra se faire au moyen d'un entraînement auditif intensif pour permettre d'optimiser les résultats apportés par le système StéréoBiCROS.



Conclusion

Notre objectif de départ était de quantifier l'amélioration supposée attendue entre le port d'un appareil StéréoBiCROS et celui d'un système BiCROS, pour des patients souffrants d'une forte dissymétrie d'audition. Cela permettrait à l'audioprothésiste de proposer une alternative au système CROS aérien existant.

Notre étude n'a pas montré que le passage du système BiCROS au système StéréoBiCROS améliorerait de façon significative la vie auditive de nos patients. Des différences significatives ont tout de même été obtenues en comparaison à ne pas appareiller ce qui nous permet tout de même de montrer un intérêt d'équiper ces pertes d'audition.

Par ailleurs, non seulement le StéréoBiCROS ne dégrade pas l'information vocale dans le silence et dans le bruit, mais les résultats sont toujours légèrement supérieurs à ceux obtenus en BiCROS.

Ainsi, le système StéréoBiCROS permet de redonner une sensation d'écoute stéréophonique, un apport de nouveaux indices sonores, et surtout permet de préserver l'intégrité du nerf auditif en continuant la stimulation auditive. Ceci nous conduirait donc à admettre que ce système serait à privilégier aux dépens du système BiCROS qui plafonne sans espoir d'évolution tout en délaissant une voie nerveuse.

Le métier d'audioprothésiste évolue sans cesse, poussé par les avancées de la médecine et les évolutions technologiques des fabricants.

Ne devons-nous pas tout faire pour continuer de stimuler, même de façon incomplète, voire minime, l'ensemble des voies auditives de nos patients ?

Bibliographie

1. Merluzzi F., Orsini S., Di Credico N., Marazzi P, Rumore ed udito in ambiente di lavoro, Franco Angeli Editore, 1999
2. PORTE C. : « Influence de la bande passante transmise par les systèmes CROS et BiCROS sur l'intelligibilité en milieu bruyant », mémoire en vue du diplôme d'audioprothèse, Lyon (2019)
3. Ryu, N-G, Moon, I.J, Byun, H., Jiu, S.H, Park, H., Jarg, K-S.,x cho, Y.-S. (2014) Clinical effectiveness of Wireless CROS (Controlateral routing of offside signals) hearing aids. European Archives of Oto-Rhino-Laryngology.
4. DILLON H. « Hearing aid évaluation : predicting speech gain from insertion gain ». Journal of speech and Hearing Research. 1993. Vol 36, p.621-633
5. Philibert B., Collet L., Vesson J-F, Veuillet E, « Intensity-related performances are modified by long-term hearing aid use : a functional plasticity ». Hearing Research 165 (2002), p.142-151-142
6. Philibert B., Collet L., Vesson J-F, Veuillet E, « The auditory acclimatization effect in sensorineural hearing-impaired listeners : Evidence for functional plasticity ». Hearing Research 205 (2005), p.131-142



Il est où
le bonheur ?

30 ans
d'Expérience
à vos côtés

Chez Audition Conseil !

En choisissant l'enseigne nationale Audition Conseil pour transformer, créer et développer votre activité d'Audioprothésiste Indépendant, vous faites le choix de conserver votre liberté d'entreprendre tout en adhérant à un univers de marque soigné, chaleureux et élégant à la notoriété nationale ainsi qu'un accompagnement terrain clé en main.

BIENVEILLANCE ET POSITIVISME REFLÈTENT LA VISION DE VOTRE MÉTIER... REJOIGNEZ-NOUS ET CULTIVONS ENSEMBLE VOTRE EXPERTISE DÉDIÉE À LA SANTÉ ET AU BIEN-ÊTRE AUDITIF DE VOS CLIENTS !



**AUDITION
CONSEIL**

Le Bonheur est dans l'Oreille

RENCONTRONS-NOUS !

Audition Conseil France
acfparis@auditionconseil.fr

01 56 56 75 61

Be
Brilliant™

Insio Charge&Go AX

Le sur-mesure rechargeable et connecté



signia



Confort et
discretion
du sur-mesure



Rechargeable
jusqu'à 28h
d'autonomie



Connectivité
Bluetooth®
Iphone et Android™



Compréhension
de la parole
augmentée



L'IA de
Signia Assistant



Protection IP68
étanches poussière
et eau



28^h

Jusqu'à 28 heures***
d'autonomie

Insio Charge&Go AX

Un design sur-mesure, élégant, épuré

- Pour une adaptation parfaite et un confort optimal
- Premier intra-auriculaire sur mesure certifié IP68

La simplicité du rechargeable

- Nouvelle technologie de charge sans contact :
positionnement intuitif des appareils dans leurs alvéoles
rouge et bleue pour la charge.
- Charge rapide : 4h pour une charge complète

Une connectivité étendue

- Streaming iPhone et Android™
- Compatible avec l'application Signia App et l'intelligence artificielle Signia Assistant

La technologie révolutionnaire Augmented Xperience

- La seule technologie qui propose 2 unités de traitement
de signal distinctes pour la parole et l'environnement.
- Qualité sonore améliorée
- Réduction de l'effort d'écoute
- Intelligibilité supérieure dans le bruit
- Parfaite localisation des sons





WIDEX MOMENT™

LE SON QUI CHANGE TOUT

BTE RD RECHARGEABLE MOMENT™ maintenant disponible**

Nouveau contour rechargeable équipé de la technologie TRUACOUSTICS™ et PURESOUND™ pour une naturalité remarquable et un confort exclusif

Streaming direct compatible IOS (MFI) & Android (ASHA)
Bluetooth 2.4 GHz

Rechargeable Lithium-ion par induction
Jusqu'à 37h d'autonomie ou 24h pour 8h de streaming

Intégration du micro-système MEMS
Stabilité accrue dans toutes sortes d'environnements

Connectivité exclusive WIDEX TRI-LINK
Compatible Widex Link pour tous les DEX, Bluetooth® et bobine T

Nouveaux Tubes fins EasyWear
Toujours plus de discrétion



PROFITEZ DE NOTRE OFFRE SPÉCIALE DE LANCEMENT !
Pour en savoir plus, contactez votre Technico-commercial Widex

← *FLASHER le QR code pour découvrir votre interlocuteur commercial*

Pour passer commande, rendez-vous sur : www.widexpro.fr

WIDEX

SOUND LIKE NO OTHER*

*Un son comme aucun autre. ** Attention, stock limité.
Les appareils auditifs de la marque WIDEX sont indiqués pour la correction de pertes auditives légères, moyennes, sévères et profondes. Nous vous invitons à lire attentivement le manuel d'utilisation. En cas de doute, demandez conseil à un spécialiste. Ce dispositif médical est un produit de santé réglementé qui porte, au titre de cette réglementation, le marquage CE. Août 2021. RCS Evry 967201146. FR 61967201146



Le CNA face à 25 ans d'EPU (1996-2021) Quelles stratégies et quel bilan, quel bénéfice ?

François DEGOVE PARIS



J. DEHAUSSY

**Des origines du CNA à la naissance de l'EPU
Et... de l'EPU au CNA : une boucle régénérative vitale dans
laquelle les Cahiers de l'Audition ont une place très importante**

1949 : 3 Personnes que le hasard de la vie rapproche dans le but construire un savoir cohérent autour d'une pratique professionnelle : l'audiométrie au service de la correction auditive.

- J. DEHAUSSY (titulaire diplôme pharmacien en 1949)

- G. DECROIX (futur titulaire chaire ORL)

- L. MASSE (futur titulaire chaire physique médicale)

« Notre profession va se construire dans une ambiance passionnée traversée d'adhésions et de rejets vis-à-vis des méthodes soutenues par les uns rejetées par les autres » (JD). (CDA 1990)

1955 : Les premiers contours arrivent sur le marché.

1956 : Thèse J. Dehaussy sur « Les aspects techniques et professionnels de l'appareillage auditif ». Création du certificat « Etudes techniques d'acoustique appliquée à l'appareillage de correction auditive »

1958 : Le « stéréo-équilibre » (JD+GD) + 1^{ère} campagne en faveur de l'appareillage stéréophonique.

Une dynamique en marche !



La Méthode du pré-réglage pour le choix de l'appareillage auditif (X. RENARD).

1964 : Publication de « Stéréoaudiométrie et Appareillages Stéréophoniques » par G. DECROIX et J. DEHAUSSY.

1967 : Promulgation de la loi qui régit notre profession. (passage du certificat au D.E. depuis ce jour).

1977 : Création du CNA par la Société Scientifique d'Audioprothèse présidée par G. DECROIX.

Objectif du Collège : « Obtenir un enseignement de qualité pour former de bons professionnels et pouvoir mettre un corps d'enseignants à la disposition des directeurs d'enseignement. »

1983 : Publication de : « la Méthode du pré-réglage pour le choix de l'appareillage auditif » (X. RENARD).

1984 : La Méthode CTM (F. Le HER).

1987 : Début de la mise en place d'une bibliothèque privée dédiée à l'audiologie prothétique.

Bibliothèque de Garches (2021)

Après transfert de 21 cartons pour contribuer à la création de la bibliothèque du CNA (20 rue Thérèse à Paris)

✓ Suivre et comprendre les questions et les réponses auxquelles se confrontait et se confronte l'audiologie prothétique.

✓ Une ressource pour stimuler la rédaction des Cahiers de l'Audition vis-à-vis des thématiques de travail.





> Retour sur 25 ans d'EPU

L'émancipation du CNA

1987 : Le CNA prend son indépendance / Soc. Scienti. d'Audioprothèse.



Réorganisation du CNA autour de J. DEHAUSSY

Mme G. BIZAGUET (expérimentatrice et clinicienne spécialiste en audiométrie comportementale du nouveau-né). Elle a travaillé avec P. VEIT et le Pr J. C. LAFON

Mr P. VEIT (licencié es sciences) spécialiste de l'appareillage de l'enfant

Mr G. PEIX (Pharmacien)

Mr M. RAINVILLE (Audiologiste formé en partie au Canada) spécialiste du masquage

Mr J. BANCONS (Pharmacien)

Mr Cl. SANGUY (Membre de l'académie américaine d'audiologie)

Mr J. VAYSETTE (Pharmacien attaché au Conseil de l'Ordre) 1^{er} Président du CNA avant J. DEHAUSSY.

Bon connaisseur des questions d'éthique et du respect de la personne dans le domaine de la santé. Une culture qu'il s'est toujours appliquée à diffuser auprès des membres du CNA.

Mr X. RENARD

Séance de travail avec les directeurs d'enseignement (Mr Goibert, Pr Jouhanneau, Pr Freyss, Pr Goulon)



Le CNA fin des années 80



Réception des directeurs d'enseignement



Xavier RENARD prend les commandes du CNA

12 Avril 1994 (27ans) **Xavier RENARD prend la présidence du CNA** après 12 années effectuées par J. DEHAUSSY.



Accroissement des activités du CNA sous l'égide de Xavier RENARD

- **Ouverture de 15 places supplémentaires au Collège** sur concours.
- Resserrement des liens entre les Directeurs d'enseignement et le monde médical.
- **Proposition d'une refonte partielle des programmes et de la durée des études** en accord avec les directeurs d'enseignement, mise en place de stages qui seront effectués chaque année (Maisons de retraite, services ORL, laboratoires de correction auditive...).
- Normes plus sévères pour les cabines d'audiométrie.
- Engagement des membres du CNA dans la **publication d'articles dans les Cahiers de l'Audition (CDA), dans l'enseignement, investissement dans d'autres sociétés « savantes »** (ex. : la Société Française d'Acoustique, etc.).
- **Organisation d'un E.P.U chaque année** (1^{er} EPU en décembre 1996 à l'Institut Pasteur).

Présidents du CNA depuis 1979



J. VAYSSETTE 1979-1982 → **J. DEHAUSSY** 1982-1994



X. RENARD 1994-2006 → **E. BIZAGUET** 2006-2015 → **S. LAURENT** 2015-2018 → **F. LE HER** 2018-2021



> Retour sur 25 ans d'EPU

Le bureau sous la présidence de E. BIZAGUET (2006)



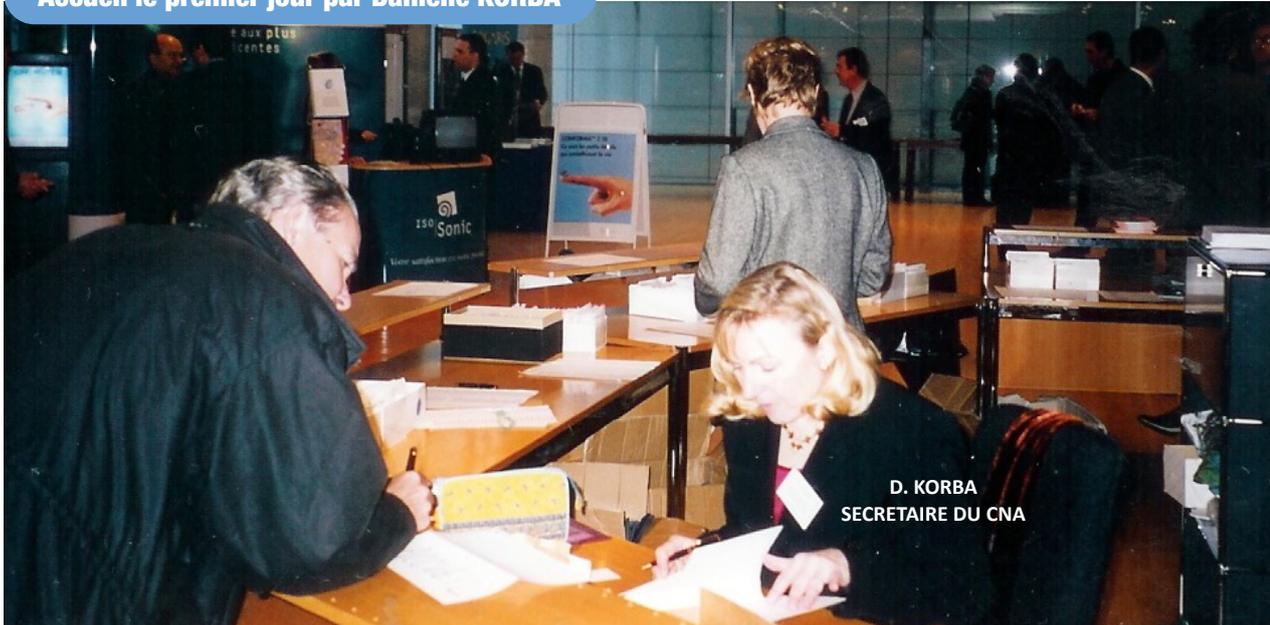
F. LEFEVRE CH. RENARD F. LE HER X. RENARD E. BIZAGUET F. VIGNAULT E. HANS R. DE BOCK

Les coulisses : préparation de l'EPU





Accueil le premier jour par Danielle KORBA



D. KORBA
SECRETAIRE DU CNA

L'EPU en action



C. RENARD



Dr J. LEMAN ORL



A. COEZ



P. ESTOPPEY

A. GRAFF

A. GRAFF



> Retour sur 25 ans d'EPU

L'EPU en action (suite)



G. BIZAGUET

E. BIZAGUET

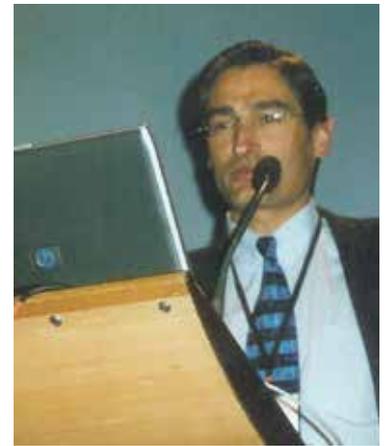


H. BISCHOFF



E. HANS

Trésorier, un rôle essentiel



F. LEFEVRE

L'EPU à l'Institut Pasteur



P. VEIT

R. BUISSIERE

X. RENARD



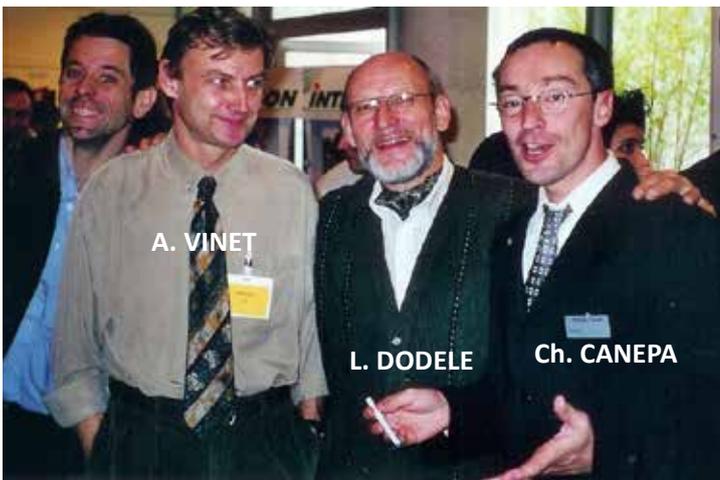
G. BIZAGUET



Les échanges informels



Anciens ou futurs
présidents du syndicat
professionnel



Remerciements à la fin du premier EPU en 1996



**Tout s'est bien passé !
Mais rien n'était gagné d'avance.
Financièrement, l'investissement de départ était
lourd...**





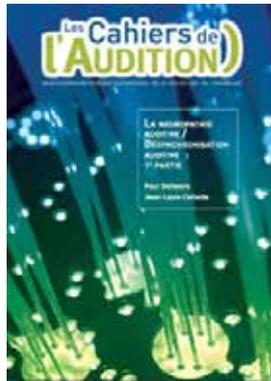
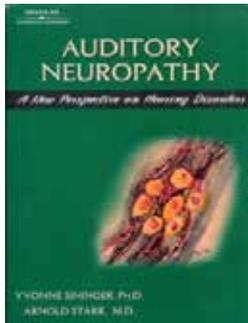
➤ Retour sur 25 ans d'EPU

Quelques-uns de ceux qui nous accompagnent et à qui nous devons beaucoup !



Pour mémoire J. L. COLLETTE avait rassemblé 2 équipes suite à la demande de F. DEGOVE avec l'accord de P. AVAN, Rédacteur des CDA pour traiter de :

1/ « **La Neuropathie Auditive** » à partir de 2006. 3 numéros des CDA ont été publiés entre fin 2007 et début 2008.



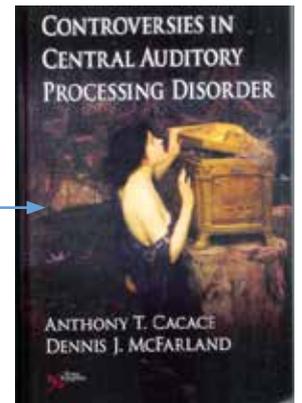
« Je m'attends à ce que la plupart d'entre nous connaissent quelques-uns des symptômes de la Neuropathie Auditive pour ceux qui auront la chance de vivre assez longtemps. Avec l'âge nous développons des déficits à la fois synaptiques et neuraux . Le nerf auditif n'y échappera pas. » CDA 2007-11-07

Arnold STARR, Université de Californie



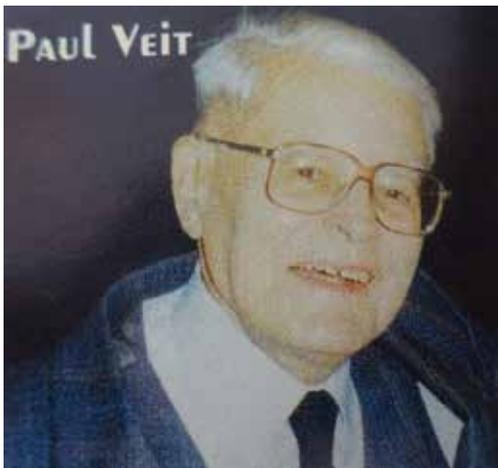
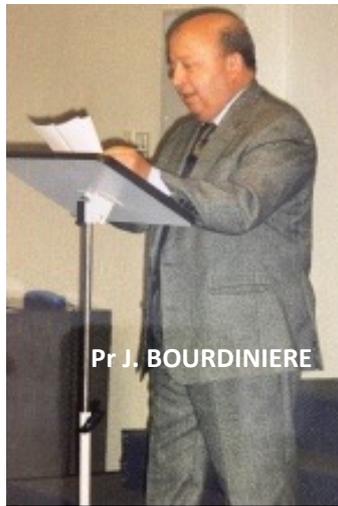
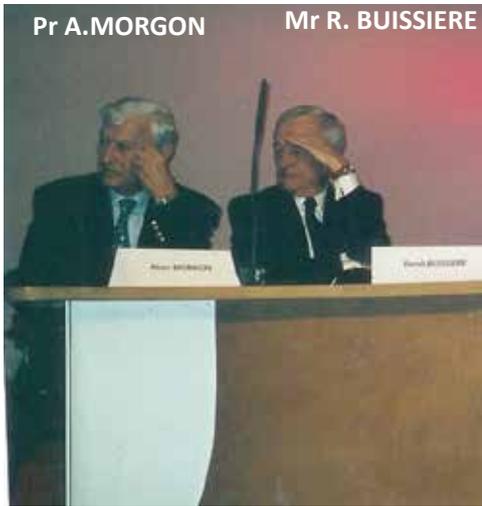
2/ des « **Troubles Centraux de l'Audition** ».

4 numéros des CDA ont été publiés entre fin 2009 et début 2010. Une amitié s'est créée à partir de cette période malheureusement pour une trop courte durée. (Livre qui a conduit à la demande auprès de JLC)



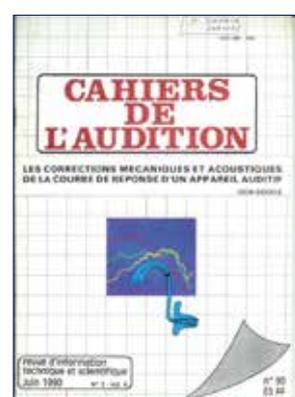
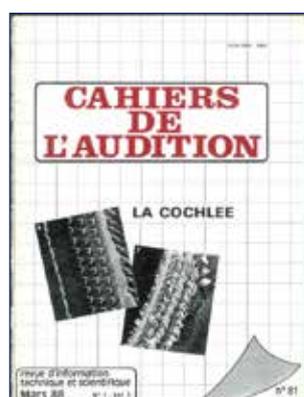
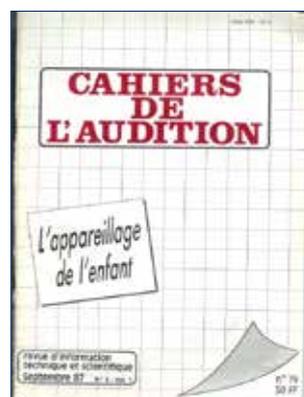


Quelques-uns de ceux qui nous ont accompagnés.



De l'audioprothésiste français aux cahiers de l'audition : Accélération et restructuration d'un outil indispensable de communication et de formation continue

De la période pendant laquelle la rédaction des cahiers est placée sous la direction de F. FONTANEZ et F. DEGOVE, la collaboration avec le monde de la recherche ne va cesser de s'accroître (ci-après quelques numéros marquants de la transition).



MARS 1988 :

Première collaboration de Paul Avan aux CDA



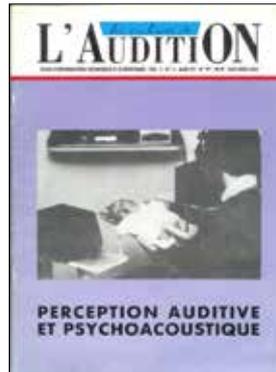
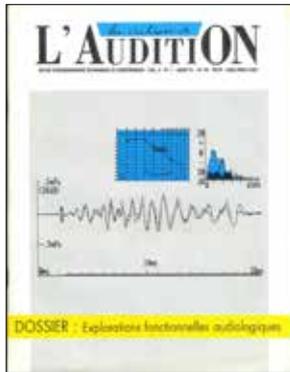
> Retour sur 25 ans d'EPU

Deux exemples de collaboration avec le monde de la recherche

Dernier Numéro des Cahiers placé sous la rédaction de F. FONTANEZ et F. DEGOVE.

Ce Numéro était placé sous la responsabilité de D. LOTH responsable du laboratoire de biophysique à l'Hôpital Lariboisière à Paris. P. AVAN faisait partie de l'équipe qui a collaboré à ce numéro.

Une démarche collaborative était enclenchée elle ne cessera plus jusqu'à aujourd'hui.



M.C. BOTTE

Le but de ce dossier est de transmettre, au sujet de la perception auditive, des connaissances qui soient à la fois fondamentales et proches des applications cliniques tout en abordant certaines des questions qui font l'objet d'intenses recherches actuellement.

Loin d'être exhaustif cet ensemble de sept articles ne concerne que les principaux aspects qu'il nous était possible de traiter dans le cadre d'un dossier. Nous avons souhaité privilégier les aspects des études sur l'audition qui semblent plus particulièrement novateurs et prometteurs. C'est le cas d'une nouvelle méthode de mesure des filtres auditifs, c'est-à-dire de la sélectivité fréquentielle de l'oreille. A ce sujet on aura remarqué le titre de ce dossier : il paraît redondant et ne l'est pourtant pas. C'est que les connaissances sur l'audition ne concernent plus seulement les données psychoacoustiques qui mettent en rapport dimensions perceptives (hauteur, sonie, etc.) et paramètres acoustiques ; il est aujourd'hui question de découvrir comment le système auditif construit les représentations mentales complexes de notre environnement sonore (combien de sources, comment les événements successifs se constituent en flux auditifs, comment les événements à un moment donné sont confrontés à ceux qui les ont précédés, le rôle des connaissances, de l'attention, etc.).

Le registre des sujets abordés n'est pas homogène d'un article à l'autre ; il s'agit tantôt de revues de questions ayant une visée générale comme la résolution fréquentielle, l'organisation perceptive ou la localisation et tantôt d'aspects particuliers tels que la prosodie, l'audition du bébé ou certaines spécificités de l'écoute musicale. Nous espérons que ce dosage qui résulte à la fois du choix et de la nécessité saura vous intéresser.

A l'occasion de la parution de ce dossier, soulignons le fait que l'on ait eu la possibilité de réunir autant d'articles en langue française sur la perception auditive. Remarquons aussi la présence non négligeable de références bibliographiques récentes en français. Ce fonds devrait continuer à s'élargir grâce aux efforts des chercheurs et des enseignants francophones, en particulier grâce aux auteurs du présent dossier.

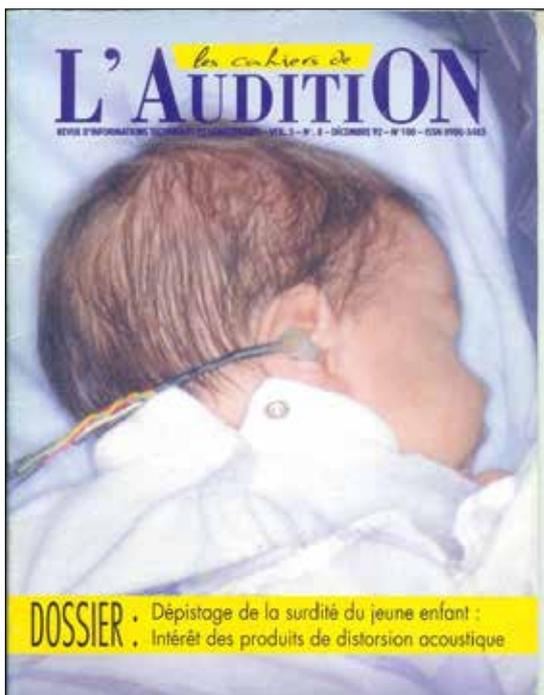
M.C. BOTTE

Le Pr Paul AVAN rejoint les Cahiers de l'Audition fin 1992.

Jusqu'en 1995 P. AVAN et F. DEGOVE partageront la rédaction des Cahiers.

En 1996 P. AVAN deviendra le rédacteur en chef. Les Cahiers passeront sous l'égide du CNA. F. DEGOVE continuera sous sa responsabilité avec une équipe élargie (cf ci-contre). 9 ans plus tard A. COEZ deviendra co-rédacteur avec F. DEGOVE jusqu'en 2010. Puis Directeur de la revue à partir de cette période.

P. AVAN reste le rédacteur en chef de la revue qui est devenue un outil de l'écrit -donc du présent et de la mémoire- fondamental pour le CNA et son projet de formation et d'échanges entre des professionnels dont les activités sont complémentaires.



ÉDITORIAL

Chers lecteurs,

Comme vous l'avez appris il y a deux numéros, les Cahiers de l'Audition changent d'équipe de rédaction en 1993. Le but de la nouvelle équipe va être de poursuivre la tâche entreprise par leurs prédécesseurs sous la responsabilité de Francis Fontanez, qui a su mener la revue à l'âge "adulte".

L'Audition est un carrefour de disciplines audiolinguistiques mais qui depuis peu connaît une grande effervescence. Les numéros des Cahiers de l'Audition parus jusqu'à présent ont tenté d'en donner le reflet, par la variété des auteurs invités et des sujets traités. Donner un panorama aussi actuel que possible en traitant du signal, physiologie, physiologie, médecine, psychoacoustique, et bien sûr méthodes d'apprentissage, d'appréhension et de rééducation, tout en évitant l'écueilisme et en trouvant clairement les perspectives à long terme est une tâche de grande difficulté. L'évolution récente des sciences et technologies médicales a pu nous pousser à cette difficulté : dialoguer avec les autres disciplines pour rester efficace en traitant le meilleur des innovations techniques. L'actualité a montré que ce message vient de haut : il est au centre des préoccupations du dernier prix Nobel Français, Georges Charpak.

La nouvelle équipe rédactionnelle est plus diversifiée. Elle est dirigée par Paul Avan, maître de conférences en biophysique à la Faculté de Médecine de Clermont-Ferrand, Bernard Adenis, audiolinguiste à Paris, et Francis Degove, audiolinguiste à Bordeaux. Elle est actuellement composée de :

- Anne DUMONT : orthophoniste et enseignante à l'Université Paris VI
- Christian GÉLIS : professeur à la Faculté de Pharmacie de Montpellier
- Philippe LURQUIN audiolinguiste à Bruxelles
- Thierry RENGET : audiolinguiste à Bruxelles

Chacun des rédacteurs est responsable d'une délégation dans son secteur d'activités. Le présent texte sera éventuellement complété en fonction de l'arrivée d'autres personnes dans les délégations.

Pour les Cahiers, l'élargissement des horizons ne doit pas se limiter au terrain scientifique. Les expériences menées dans les autres pays doivent être plus souvent intégrées dans notre réflexion. La présence de collègues étrangers dans la rédaction est un premier pas dans cette direction.

Enfin et surtout, une revue n'a d'existence que par ses lecteurs. Il est donc essentiel de leur apporter ce qu'ils ont en droit d'attendre : une revue plus régulière, toujours plus de diversité dans les sujets abordés et la manière de les traiter (dossiers thématiques, mais aussi rubriques régulières théoriques ou techniques, actualité scientifique et technologique, livres et parutions, et pourquoi pas un peu de controverses) ; des auteurs potentiels se cachent certainement derrière ceux qui lisent les Cahiers ; à un des objectifs de l'équipe de rédaction est d'être encore plus proche de ses lecteurs. On peut d'ailleurs noter que tous ses membres sont des enseignants ; il serait par exemple envisageable de prolonger tel ou tel dossier par des réunions, des débats ou des stages pratiques organisés à l'attention de ceux qui manifestent un intérêt particulier. Sur ces perspectives qui nous espérons développer, nous vous adressons nos meilleurs vœux pour 1993 et souhaitons que l'audiologie continue à bouillir de manière à satisfaire passionnés que ses derniers années!

Paul AVAN



Un exemple de coopération entre le CNA et un centre universitaire au travers des Cahiers de l'Audition



	3 Editorial Paul AVAN
	5 Le mot du Président du Collège Stéphane LAURENT
	6 Dossier : L'activité de recherche en audioprothèse à Lyon Caractérisation du spectre de l'acouphène Intérêt pour une réhabilitation acoustique Stéphane GALLÉGO, Geneviève LINA-GRANADE Mesures d'interaction et performances chez les sujets implantés cochléaires Nicolas GUEVARA, Eric TRUY, Stéphane GALLEGRO Equilibre de Tonie : valeurs normatives chez le normo-entendant ; mesures chez le malentendant David COLIN, Anneline GIROD, Eric TRUY, Stéphane GALLEGRO
	34 Veille implant cochléaire Mise au point des potentiels évoqués auditifs stationnaires multiples chez les sujets porteurs d'un implant cochléaire Stéphane GALLÉGO, Fatou MINA, Virginie ATTINA, Eric TRUY, Hung THAI-VAN



> Retour sur 25 ans d'EPU

Matthieu Del RIO
Nouveau président du CNA 2021

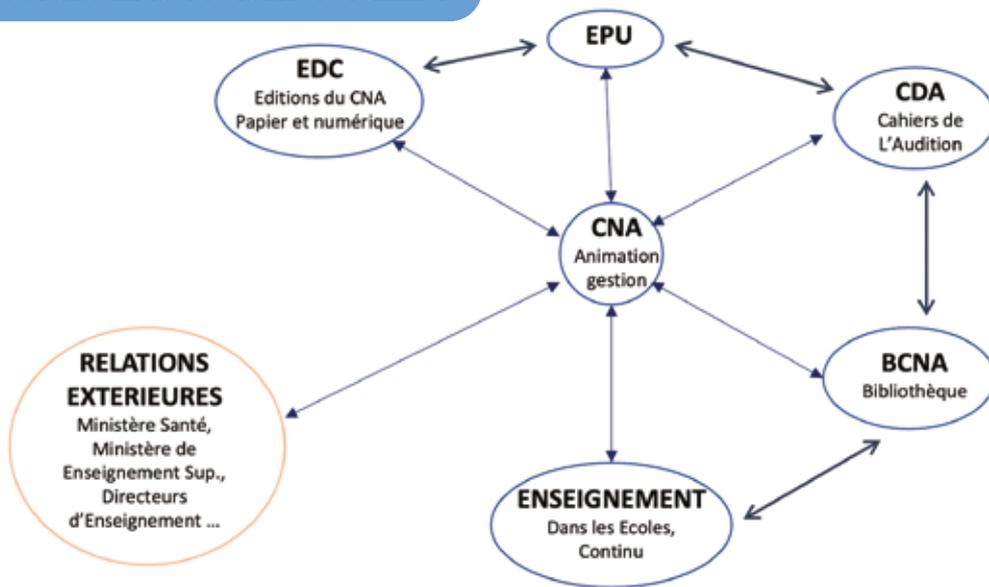


Pr DAUMAN



François Le HER
son prédécesseur

Le Collège et l'ensemble des activités à animer



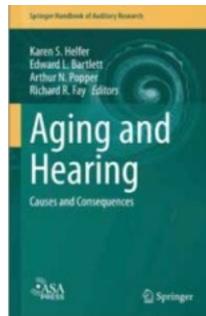
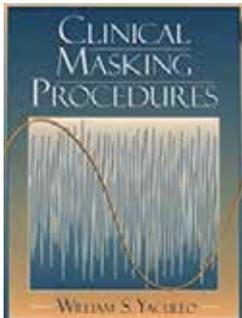
Ce qu'il faut poursuivre...

On constate aujourd'hui que le travail accompli sous l'égide des Présidents - de J. VAYSSETTE à F. Le HER - chacun avec sa personnalité, a permis de :

- ✓ Accroître les compétences de tous,
- ✓ Participer à former des maîtres de stage avec des connaissances rigoureuses actualisées,
- ✓ Promouvoir un esprit de responsabilité professionnelle,
- ✓ Essayer de montrer ce qui n'est pas acceptable et de corriger certains comportements par le dialogue avec les pouvoirs publics, et les professionnels (en accord avec les syndicats),
- ✓ S'engager auprès des étudiants pour les accompagner au mieux dans leurs parcours en veillant à ce que les contenus des enseignements et des stages soient en adéquation avec l'état des connaissances et des pratiques de leur temps. Sur ce point les EPU et les Cahiers dont l'accès sur la plateforme CNA est gratuit malgré un coût de production très élevé met en évidence la volonté du CNA de rendre accessible à tous l'état des connaissances. Ces deux entités ont un rôle déterminant quant à la pratique professionnelle de chacun.
- ✓ Favoriser l'esprit de recherche et de synthèse par le prix du Collège, (là aussi l'association EPU/CDA, oral/écrit est déterminante) il faut aussi encourager les étudiants à aller vers le Master en Audiologie et à s'inscrire dans les DU et autres formations sont devenues des démarches incontournables dans les métiers de la santé.



Que dire de plus à notre nouveau président ? Quelques suggestions ?



Le passé : Accepter de se remettre en question en interrogeant régulièrement ce qui a été produit.

Une suggestion du « revisiter le passé » : Reprendre les procédures de masquage. Ce serait un clin d'œil à Maurice RAINVILLE dont le nom ne figure pas dans ce livre grand format de 322 pages... qui reste sagement rangé dans la bibliothèque de Garches.

Il faut continuer à alimenter régulièrement la bibliothèque du CNA en ouvrages récents. Les synthèses peuvent avoir des faiblesses mais elles sont souvent éclairantes sur les insuffisances.

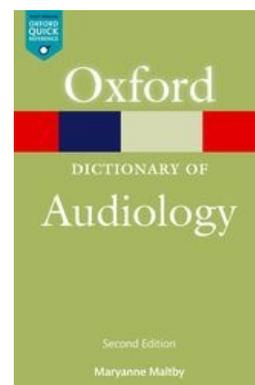
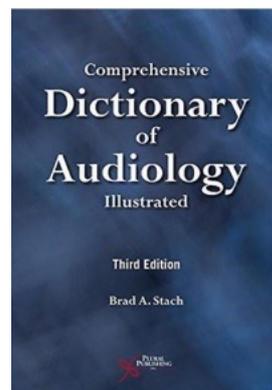
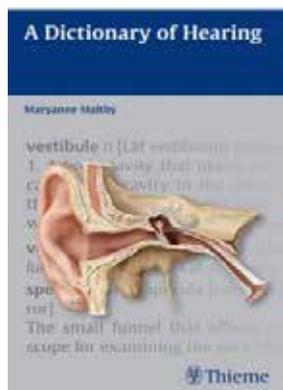
Le futur : Solliciter des évolutions de technologies innovantes, des techniques d'exploration plus fines pour aller vers une meilleure appréhension de la surdité, produire des travaux de synthèse.

Une suggestion pour « construire le futur » : rédiger un dictionnaire. Pourquoi pas un projet avec des étudiants, des membres du Collège et d'autres professions ?

Pour construire un monde il faut une langue partagées.

Un dictionnaire paraît un outil indispensable. (+ des normes quand il s'agit d'un domaine scientifique et technologique).

Tout cela est disponible dans la bibliothèque.



Bon courage et bon vent Matthieu, à tous les membres du Collège et à ceux qui nous accompagnent.

S. Marlin, F. Giraudet, E. Ponsot, Ch. Lorenzi, Ch. Michey, H. Thai-Van, B. Maillou, J. Ducourneau,

A. Faiz, A. C. Moulin, I. Rouillon et tant d'autres,

Votre collaboration nous est indispensable.

Sans oublier de vous remercier car sans vous l'EPU n'existerait plus !

Merci pour votre confiance et souhaitons nous encore de nombreux EPU !

Je remercie Stephanie Bertet et son équipe au nom du Collège et de son Président pour le magnifique travail qu'elle a fait et qu'elle fait qui a permis aux Cahiers d'atteindre une qualité digne d'une grande publication internationale.

Il faut aussi souligner le travail de revue (cf F. Worms ENS) qui articule oral et écrit -EPU/Cahiers- réalisés depuis des années et poursuivi par le duo Arnaud Coez et Paul Avan qui a permis d'ancrer la profession dans la vitalité des problématiques du présent. Deux interventions orales l'une par le Pr Collet l'autre par le Pr Hung Thai Van lors de l'EPU cette année ont bien montré comment on est passé de questions fondamentales posées en 2008 et 2009 dans la revue à des réponses concrètes à propos d'une part de projets d'enseignement qui doivent raccrocher la formation des étudiants à l'universitarisation (cycle LMD) pour l'audioprothèse et, d'autre part aux questions liées à la neuropathie ainsi qu'à celles de l'audition centrale au « 100 % Santé ». Cette dynamique est évidemment un signe pour notre nouveau Président : le Collège doit conserver ces outils -EPU, CDA et autres entités- dans cette dynamique dans l'intérêt de la profession et des patients qui lui sont adressés.*

MED-EL

La technologie révolutionnaire du nouvel aimant S-Vector par MED-EL



L'aimant S-Vector est le dernier né d'une série d'innovations révolutionnaires dans la conception d'aimants d'implants cochléaires, commencée il y a des décennies chez MED-EL. Depuis le lancement du premier implant cochléaire multicanaux en 1994, MED-EL est reconnu comme étant le pionnier dans la technologie d'aimant. Ce n'est pas uniquement dû au fait que le fabricant propose une exceptionnelle sécurité IRM à ses utilisateurs. C'est également grâce à l'excellente fiabilité de ses dispositifs : à ce jour, aucun cas de dislocation d'aimant n'a été reporté dans toute l'histoire de MED-EL.

L'implant cochléaire SYNCHRONY a révolutionné le monde du design d'aimant d'implants auditifs lors de son lancement en 2014. Il s'agissait du premier aimant dans le monde à être diamétrique et auto-rotatif, permettant de passer des examens IRM à 3.0 Tesla sans retrait de l'aimant*. Ce jalon important a été atteint grâce aux efforts du service de Recherche et Développement de MED-EL, qui s'est concentré sur deux aspects essentiels de la conception d'un implant : le type d'aimant et une fixation sécurisée de ce dernier.

L'évolution des aimants d'implants cochléaires

Les aimants axiaux, similaires aux aimants

* Les implants cochléaires MED-EL fabriqués depuis 1994 – y compris les implants cochléaires SYNCHRONY et SYNCHRONY 2 – sont compatibles IRM sous certaines conditions. Les utilisateurs d'implants cochléaires SYNCHRONY ou SYNCHRONY 2 peuvent passer un examen IRM à 0.2, 1.0, 1.5, and 3.0 Tesla, tout en suivant les conditions détaillées dans le manuel des procédures médicales.

** Sauf dans les cas où un retrait est nécessaire pour établir un diagnostic.

standards utilisés dans les réfrigérateurs, ont une polarisation basique nord-sud. A cause de l'orientation de l'implant sous la peau, la magnétisation est perpendiculaire à la surface de la peau. Alors que ces aimants basiques sont adaptés pour maintenir l'audio processeur en place, il n'en est pas de même lors d'un examen IRM, où un couple magnétique ou sensation de tiraillement peuvent se produire si l'aimant n'est pas bien sécurisé dans son logement.

A contrario, les implants cochléaires avec des aimants diamétriques ont une magnétisation parallèle à la surface de la peau. Pendant un examen IRM, l'aimant diamétrique pivote librement et continuellement dans son logement pour s'aligner sur les champs magnétiques de l'IRM. Cette rotation de l'aimant réduit grandement le couple magnétique, même pour des IRM puissants à 3.0 Tesla.⁽¹⁾

Ce que l'on sait sur la sécurisation de l'aimant

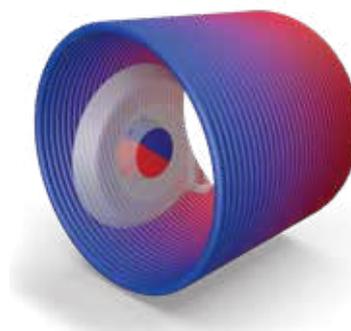
Le défi principal à relever pour MED-EL était de sécuriser l'aimant dans son logement afin qu'il reste bien en place, tout en permettant un retrait chirurgical lorsque nécessaire. Bien qu'une poche souple en silicone avec une fine membrane en silicone ou silastique peut maintenir l'aimant en place au quotidien et permet un retrait chirurgical pour un examen IRM, elle peut cependant entraîner certains problèmes avec le couple magnétique d'une IRM, où l'aimant ne serait alors plus solidement fixé.

Un niveau de sécurité IRM exceptionnel peut être atteint lorsque l'aimant est correctement maintenu dans le logement de l'implant, tout en distribuant la force du couple magnétique sur une zone plus large pour prévenir tout risque de dislocation d'aimant pendant l'IRM. L'aimant doit

également être verrouillé tout en étant amovible pour être retiré en cas de besoin (réduction de l'artefact d'imagerie).

Depuis plus de 25 ans, les générations d'implants cochléaires multicanaux du fabricant sont équipés d'aimants axiaux fixes, sécurisés dans leur logement, et permettant des examens IRM à 1.5 Tesla sans risque de dislocation de l'aimant.

L'implant SYNCHRONY, dont la conception du logement de l'aimant a été améliorée par rapport aux anciens implants, a révolutionné l'industrie avec un aimant diamétrique auto-rotatif pour réduire la force du couple magnétique, permettant à l'aimant de rester à sa place même lors d'examens IRM à 3.0 Tesla. L'avantage additionnel est que le retrait optionnel de l'aimant est toujours possible pour réduire les artefacts lors de scanners de la tête.^(2,3)



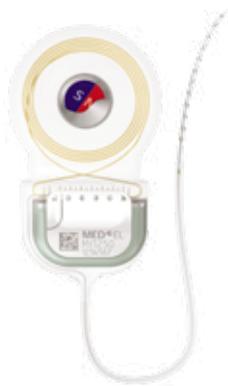
A l'intérieur d'une machine IRM, l'aimant du SYNCHRONY pivote pour s'aligner sur les champs magnétiques.

Alors que les implants équipés d'aimants axiaux requièrent un retrait chirurgical de l'aimant à chaque examen IRM à 3.0 Tesla, la grande majorité d'IRM 3.0 T peut être réalisée en laissant un aimant diamétrique en place (sauf si le retrait est nécessaire pour des raisons de diagnostic).

Relever un nouveau défi avec la technologie d'aimant S-Vector

Certains utilisateurs, selon leur anatomie, rencontrent parfois des problèmes de maintien de leur audio processeur tout-en-un, porté sur la tête. Pour résoudre ce problème et optimiser le maintien tout en laissant une flexibilité d'ajustement aux réglages, MED-EL a créé son aimant unique : le S-Vector.

Le S-Vector est 25% plus fort que son prédécesseur tout en gardant les mêmes





avantages. Il fournit aux utilisateurs une exceptionnelle sécurité IRM, telle qu'on peut l'attendre des implants MED-EL. Par ailleurs, MED-EL est le seul et unique fabricant à proposer une garantie IRM^{***}. Avec cela, l'utilisateur garde l'esprit tranquille, sachant qu'il pourra passer un examen IRM sans contraintes.

Liberté pour les utilisateurs et les professionnels

Grâce à la force d'attraction magnétique plus puissante de l'aimant S-Vector, les utilisateurs des implants cochléaires MED-EL qui pratiquent des sports comme la course ou la natation, ou qui ont des professions nécessitant de bouger souvent ou soudainement la tête, n'ont pas à se s'inquiéter de voir leur audio processeur tout-en-un tomber.

Optimiser le maintien de l'audio processeur signifie que les utilisateurs et les régleurs ont plus de liberté pour choisir entre un audio processeur tout-en-un ou un contour d'oreille selon leurs préférences et non plus en fonction d'un mode de vie ou de conditions anatomiques comme l'épaisseur du lambeau cutané.

Comme l'aimant S-Vector est 25% plus fort, il ne fournit pas uniquement une force magnétique accrue pour un maintien optimisé de l'audio processeur. Il permet aussi d'augmenter la marge de sécurité et, dans certains cas, permettre aux régleurs de proposer à l'utilisateur un aimant pour la partie externe légèrement plus faible... et par conséquent rendre les processeurs de la gamme RONDO encore plus légers.

MED-EL, made in Austria

Présent depuis plus de 40 ans dans le domaine de l'audition, MED-EL offre des solutions auditives pour tous les types de

^{***} Les termes et conditions de la garantie IRM sont disponibles sur <https://go.medel.com/mri-guarantee-terms>

surdités : implants cochléaires, implants à stimulation électrique-acoustique, implant d'oreille moyenne, implant à conduction osseuse et solution non-implantable à conduction osseuse. Nos fréquentes innovations permettent chaque jour à de nombreuses personnes de surmonter la perte auditive dans plus de 124 pays pour les aider à surmonter les barrières à la communication qu'engendre la perte auditive. Vous avez forcément déjà vu nos produits ou déjà entendu parler de nous !

Fondée par le Dr Ingeborg et le Pr Erwin Hochmair - aux brevets et récompenses multiples (dont le prix Lasker !) - MED-EL est aujourd'hui une entreprise familiale reconnue dans le monde entier qui compte plus de 2200 personnes de 75 nationalités différentes et 30 filiales à travers le monde.

[1] Todt, I., Tittel, A., Ernst, A., Mittmann, P., & Mutze, S. (2017). Pain Free 3 T MRI Scans in Cochlear Implants. *Otology & Neurology*, 38(10), e401-e404. <https://doi.org/10.1097/mao.0000000000001569>

[2] Helbig, S., Stöver, T., Burck, I., & Kramer, S. (2017). Cranial MRI in a young child with cochlear implants after bilateral magnet removal. *International Journal Of Pediatric Otorhinolaryngology*, 103, 1-4. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2017.09.028>

[3] Wagner, F., Wimmer, W., Leidolt, L., Vischer, M., Weder, S., & Wiest, R. et al. (2015). Significant Artifact Reduction at 1.5T and 3T MRI by the Use of a Cochlear Implant with Removable Magnet: An Experimental Human Cadaver Study. *PLOS ONE*, 10(7), e0132483. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0132483>



Cabinet BAILLY

à votre écoute depuis plus de 110 ans

ASSURANCES AIDES AUDITIVES

PERTE • VOL • CASSE TOUS DOMMAGES

Des garanties complètes
basées sur le prix de vente de l'appareil
Souscription d'une durée au choix pour **1 an ou 4 ans**

GESTION SIMPLIFIÉE

Le cabinet BAILLY s'occupe de tout
Audioprothésistes, nous vous déchargeons de toute gestion
de la souscription au règlement des sinistres.



POUR TOUS

Le cabinet BAILLY est à l'écoute
des enfants et des adultes

À partir de
35€/an

99€ pour 4 ans

CONTACTEZ NOUS

🏠 5 rue Saint-Didier
52600 HORTES

☎ 03 25 87 57 22

@ contact@ab2a.fr

📘 ab2a.bailly



■ Signia AX : une nouvelle génération d'aides auditive, résultats d'une étude internationale

Mikaël Ménard,
Responsable de formation et d'application

La technologie Signia AX

Les évolutions du traitement de signal dans les aides auditives, ces dernières années, nous ont permis de nettement accroître la qualité du signal délivré au patient dans les situations bruyantes. L'amélioration du rapport entre le signal utile et le bruit a permis aux patients d'augmenter leurs performances de compréhension de la parole dans les environnements les plus complexes, tout en offrant plus de confort et moins d'effort d'écoute [1][2].

Cependant, **malgré ces évolutions notables, la compréhension et l'écoute dans le bruit restent encore aujourd'hui, pour les porteurs d'aides, la source d'insatisfaction principale et la priorité numéro un en termes d'évolutions attendues** [3][4].

Afin de répondre à ces attentes et améliorer les capacités d'écoute et de compréhension en milieu complexe, la nouvelle plateforme Signia AX propose une approche innovante et révolutionnaire permettant de **traiter, amplifier et comprimer différemment le signal « utile » du reste de l'environnement sonore**. Cela signifie que dans un même temps, les appareils AX peuvent appliquer un gain mais aussi des compressions différentes à la parole et aux bruits comme le ferait l'ingénieur du son lors du mixage de la bande son d'un film où dialogues et environnement sonore sont 2 pistes séparées mixées afin d'obtenir le meilleur rapport dialogues/environnement sonore. L'objectif final étant de pouvoir apporter au patient un signal de parole plus clair, plus naturel, plus contrasté par rapport au reste de l'environnement, qui lui reste malgré tout bien perceptible.

Étude Signia AX

Afin d'évaluer l'impact de cette nouvelle technologie auprès des patients, une étude a été réalisée en 2021 auprès d'audioprothésistes indépendants et ce dans 3 pays différents. 37 participants (13 femmes, 24 hommes entre 28 et 91 ans), 18 aux US, 8 en Allemagne et 11 en France, déjà appareillés ont donc été équipés bilatéralement avec les nouveaux appareils AX (écouteur M) [5].

L'adaptation de ces appareils AX a été réalisée par le même audioprothésiste que pour leur précédent appareillage, avec les mêmes méthodes, en partant de la formule de pré réglage Signia : AXFit. L'adaptation dans le conduit (dôme, embout sur-mesure) était déterminée par l'audioprothésiste en fonction du patient, de sa perte et des précédents appareils.

Les patients pouvaient, sans aucune obligation, utiliser l'application Signia app sur leur smartphone pendant la période de test.

Protocole :

Cette étude nécessitait de la part des participants de répondre périodiquement à des questionnaires concernant leur audition avec les appareils utilisés.

Dans un premier temps, avant l'appareillage avec les nouveaux appareils AX, les participants devaient répondre à un questionnaire en ligne concernant leur audition avec leurs appareils habituels. Puis 2 semaines après l'appareillage avec les appareils AX, les participants devaient répondre à nouveau au même questionnaire concernant leur audition mais cette fois-ci en lien avec leurs nouveaux appareils AX.

Après ces 2 semaines de port des appareils AX, et après avoir répondu au questionnaire, il était demandé aux participants de remettre leurs appareils habituels pendant 1 semaine et de répondre à nouveau, pour la 3ème fois, au même questionnaire.

Les participants étaient ensuite invités à remettre les nouveaux appareils AX

pour une période d'1 semaine avant de répondre à un questionnaire final, reprenant le questionnaire précédent en incluant en plus des questions sur leurs préférences entre les appareils AX et leurs aides auditives habituelles. (Figure 1)

Questionnaires :

Les questionnaires à compléter à chacune des étapes se présentaient sous la forme de questionnaires en ligne, que le participant pouvait remplir chez lui à partir d'un smartphone ou d'un ordinateur. Le lien vers le questionnaire était envoyé le jour correspondant par mail et sms.

Les questionnaires portaient sur différents sujets :

- Satisfaction du participant dans différentes situations à noter sur une échelle de 7 niveaux allant de « Très insatisfaisant » à « Très satisfaisant ».
- Questions sur des sujets précis : parole, localisation, qualité sonore, à évaluer sur une échelle de 0 à 10
- Pour le premier questionnaire en plus : Questions d'ordre générale (nom, prénom...)
- Pour le dernier questionnaire en plus : Préférences dans différents domaines entre Ax et les appareils habituels.

Résultats :

Nous ne présenterons ici pas tous les résultats de cette étude mais nous nous concentrerons sur la satisfaction des patients par rapport à ces nouveaux appareils ainsi qu'à la comparaison avec leurs appareils habituels.

Satisfaction :

A chacune des étapes de cette étude, les participants étaient questionnés sur la satisfaction ressentie avec les appareils portés. Satisfaction qu'ils devaient noter sur une échelle de 7 niveaux allant de « Très insatisfaisant » à « Très satisfaisant ».

Sur la figure n°2 ci-dessous est reportée la satisfaction des participants aux

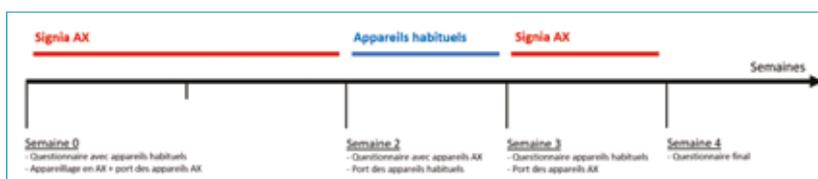


Figure n°1 : Les différentes étapes du protocole de test.

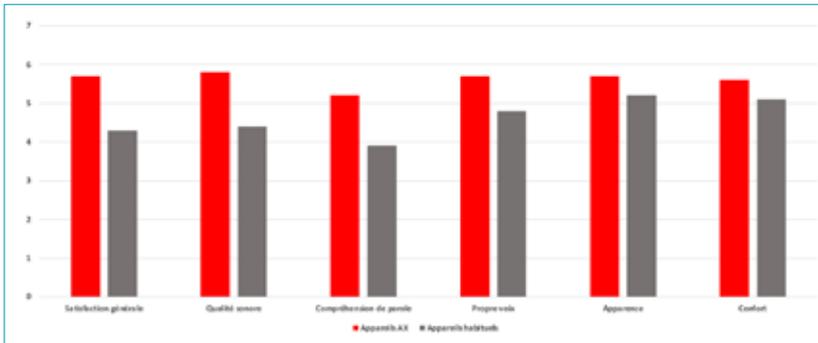


Figure n°2 : Moyenne des satisfactions reportées par les participants pour 6 thèmes différents avec leurs appareils habituels et avec les appareils Signia AX.

questionnaires 3 (appareils habituels) et 4 (appareils Signia AX), pour les questions suivantes :

- Satisfaction générale ressentie avec les appareils portés.
- Satisfaction par rapport à la qualité générale du son avec les appareils portés.
- Satisfaction concernant la compréhension de parole de manière générale.
- Satisfaction par rapport au ressenti de la propre voix lors de discussions.
- Satisfaction par rapport au design des appareils.
- Satisfaction par rapport au confort de port de ces appareils.

Comme on peut le voir sur cette figure n°2, **la satisfaction des participants est meilleure avec les appareils Signia AX qu'avec leurs aides auditives habituelles** souvent déjà appréciées.

L'analyse statistique de ces résultats nous donne une différence significative ($p < 0.01$) aux questions concernant la sonorité. Ce qui n'est pas le cas concernant l'apparence ou le confort qui ne sont pas statistiquement significatives.

Le double traitement apporté par la nouvelle plateforme AX peut expliquer

l'amélioration significative rapportée par ces participants en termes de qualité sonore et de compréhension de parole. Ce résultat confirme bien les bénéfices attendus par cette nouvelle approche du traitement des aides auditives en termes de compréhension dans le bruit et de qualité sonore. On rappelle que l'appareillage réalisé par le même audioprothésiste ne peut être un élément expliquant cette différence.

L'amélioration de la propre voix peut être attribuée au système OVP, un algorithme spécifique de gestion de la propre voix conservé sur cette plateforme AX.

Préférences :

Le dernier questionnaire était l'occasion pour les participants d'exprimer leurs préférences entre leurs appareils habituels et les appareils Signia AX et ce sur plusieurs thématiques.

- Quels appareils nécessitent le moins d'effort d'écoute dans votre vie de tous les jours ?
- Quels appareils vous apportent la meilleure compréhension de parole ?
- Quels appareils vous apportent la meilleure expérience d'écoute ?

- Avec quels appareils vous sentez-vous le moins fatigué au cours de votre journée ?
- Avec quels appareils vous sentez-vous le plus en confiance pour bien entendre et comprendre ?
- Globalement quelles aides préférez-vous ?

Comme on peut le voir sur la figure n°3, **la préférence des participants va très nettement et statistiquement ($p < .05$) vers les nouveaux appareils Signia AX** et ce quel que soit la thématique questionnée.

Ces résultats sont intéressants à plusieurs titres. A nouveau, **la compréhension dans le bruit et l'expérience d'écoute sont plébiscitées avec les appareils AX**, confirmant les résultats de satisfaction précédents. Au-delà de cette qualité d'écoute, on voit que **l'effort d'écoute** est également moindre avec les appareils AX. Au final les participants se sentent **plus en confiance** pour bien entendre avec les nouveaux appareils AX et ce malgré un appareillage de seulement 3 semaines comparativement aux appareils habituels que les participants ont en moyenne depuis 4 ans.

En Conclusion

La technologie Signia AX, présente dans cette nouvelle génération d'appareils, amène une approche nouvelle et révolutionnaire du traitement du signal réalisée par les aides auditives. L'étude comparative entre Signia AX et les aides auditives habituelles de 37 participants malentendants appareillés montre que la préférence des participants va vers les appareils Signia AX en termes de compréhension dans le bruit, de qualité sonore ou encore d'effort d'écoute.

[1] Chalupper J., Wu Y.-H. & Weber J. 2011. New algorithm automatically adjusts directional system for special situations. *The Hearing Journal*, 64(1), 26-28.

[2] Mueller H.G., Weber J. & Bellanova M. 2011. Clinical evaluation of a new hearing aid anti-cardioid directivity pattern. *International Journal of Audiology*, 50(4), 249-254.

[3] Picou E.M. 2020. MarkeTrak 10 (MT10) Survey Results Demonstrate High Satisfaction with and Benefits from Hearing Aids. *Seminars in Hearing*, 41(1), 21-36.

[4] EuroTrak 2018 France survey

[5] Jensen, N., Powers, L., Haag, S., Lantin, P., Høydal, E. (2021). Enhancing real-world listening and quality of life with new split-processing technology. *AudiologyOnline*, Article 27929. Retrieved from <http://www.audiologyonline.com>



Figure n°3 : Moyenne des préférences reportées par les participants entre leurs appareils habituels et les appareils Signia AX et ce pour 6 questions.

ReSound GN

Connaissez-vous bien vos gammes GN ReSound ?

Le réducteur de bruit impulsionnel est une technologie récente qui améliore le confort d'écoute et la qualité sonore pour les sons impulsionnels comme une porte qui claque ou des bruits de couverts. Le réducteur de bruit fonctionne en parallèle avec le système de compression WARP pour veiller à ce que les sons transitoires ne soient pas trop amplifiés.

Réducteur de bruit impulsionnel

Rôle : Évite la suramplification des bruits forts et soudains qui peuvent créer un inconfort pour l'utilisateur.

Choix : Désactivé / Léger / Moyen / Fort

Principe de fonctionnement : lorsqu'un bruit impulsionnel dépassant le seuil de détection est détecté, un facteur de réduction de gain est appliqué en fonction du paramètre choisi.

Seuils de détection : 90 dB au microphone pour « Léger »
85 dB au microphone pour « Moyen » et « Fort »

Temps d'attaque : immédiat

Temps de retour : 30 ms

Facteurs de réduction pour le choix « Léger »									
	90 dB	93 dB	96 dB	99 dB	102 dB	105 dB	108 dB	111 dB	114 dB
Léger	0,32	0,38	0,44	0,5	0,56	0,62	0,68	0,74	0,8

Facteurs de réduction pour les autres choix									
	85 dB	88 dB	91 dB	94 dB	97 dB	100 dB	103 dB	106 dB	109 dB
Moyen	0,6	0,65	0,7	0,75	0,8	0,85	0,9	0,95	1
Fort	0,8	0,83	0,87	0,9	0,93	0,97	1	1,2	1,5

Formule : Gain final = G50 – (G50 x facteur de réduction)

Exemple : une porte claque, créant un bruit impulsionnel de 99 dB.

Si le réglage G50 est réglé à 20 dB, alors :

En « Léger », le gain final sera de : 99 dB – (20x0,5) = 89 dB.

En « Moyen », le gain final sera de : 99 dB – (20x0,84) = 82,2 dB.

En « Fort », le gain final sera de : 99 dB – (20x0,96) = 79,8 dB.

Remarque : dans les environnements « Parole+bruit fort » et « Bruit fort », G50 est remplacé par G80 dans la formule.

Disponibilité :

Gamme	Choix
ONE 9-7 LINX Quattro 9-7 ENZO Q 9-7	Désactivé Léger Moyen Fort
ONE 5	Désactivé Léger

Pour en savoir plus sur les technologies ReSound, rendez-vous sur pro.resound.com, rubrique audiology.



REXTON

La plateforme d'aides auditives Rexton BiCore met en avant les sons importants, tout en réduisant les bruits indésirables



Rexton vous présente sa toute dernière technologie BiCore qui restitue tous les sons importants autour de l'utilisateur permettant une écoute fiable et stable même dans les situations exigeantes.



BiCore R-Li et ses chargeurs

Au cœur de la plate-forme innovante BiCore se trouve la technologie brevetée de *préservation de la parole* (SPT). Une fois le son capté converti en un signal numérique, une analyse est effectuée pour identifier et discerner la parole, le bruit, la propre voix du porteur, etc.

Basée sur cette analyse, BiCore rend tous les sons de la vie audibles de manière fiable grâce à une mise en valeur constante des mots importants au-dessus du bruit de fond quotidien.

Denis MARTIN, Directeur des Ventes de la marque Rexton, commente : « Cette nouvelle plateforme est idéale pour les personnes travaillant dans des situations bruyantes et exigeantes, comme les ouvriers du bâtiment, les pompiers ou le personnel ambulancier. Les environnements sonores dans lesquels ils opèrent peuvent changer rapidement. Ainsi, BiCore a été conçu pour s'adapter instantanément aux changements importants du paysage sonore, tels que l'approche d'une ambulance ou le démarrage soudain d'une voiture en stationnement. »

LIFEPROOF®

La nouvelle plateforme est entièrement LifeProof® (à l'épreuve du temps). BiCore utilise des membranes de microphone oléophobes à revêtement spécial de chez Sefar AG qui laissent entrer le son tout en repoussant l'eau et les corps gras pour assurer des performances élevées dans toutes les conditions. Les aides auditives BiCore sont les seules du marché certifiées IP68 et ATEX pour résister à la poussière, aux impuretés et à l'eau. Elles ont subi les tests les plus sévères pour assurer leur bon fonctionnement en toutes situations. Ces tests ont été réalisés dans une chambre conçue pour imiter l'exposition à la transpiration excessive ; soumis à des vibrations mécaniques intenses ;



BiCore R-Li

exposés aux rayonnements UV; tests de chute ; et enfin contrôle de la fiabilité dans des conditions extrêmes de chaleur et d'humidité, ceci pour tendre vers un objectif ambitieux « de zéro panne » BiCore (sous réserve de nettoyage régulier des appareils avec une gamme d'hygiène performante comme Audioline).

Les aides auditives BiCore sont rechargeables avec une autonomie permettant aux utilisateurs de les porter tout au long de la journée pour une performance et un confort optimal.

Les distributeurs Rexton vont proposer la nouvelle gamme BiCore à partir de janvier 2022.

À propos de Rexton

Rexton fondée en 1955, est une marque mondiale d'aides auditives reconnue pour sa fiabilité. Les aides auditives Rexton sont conçues pour fonctionner dans toutes les conditions, en utilisant une technologie auditive éprouvée qui est testée selon les normes les plus sévères.

Peu importe ce que la vie vous réserve, vous pouvez toujours compter sur Rexton.





Cet article a été rédigé par le Dr Archelle Georgiou dans le cadre de l'étude de la Commission Lancet 2020, publié dans la revue scientifique « emt and audiology news » - Volume 30 N° 1 - Mars/Avril 2021.

Commission Lancet 2020 sur la démence : appel à l'action pour une santé auditive intégrée

PAR ARCHELLE GEORGIU

Dans sa synthèse de la version actualisée 2020 de la Commission Lancet 2017, le Dr Georgiou souligne l'importance de voir corps médical et professionnels de l'audition collaborer pour s'attaquer aux facteurs de risque modifiables qui, tout au long de leur vie, affectent les individus, afin d'aider à retarder voire empêcher l'apparition de la démence.

La Commission Lancet 2020 sur la prévention, le traitement et les soins relatifs à la démence a identifié 12 facteurs de risque potentiellement modifiables pour la démence, à savoir faible niveau d'instruction, hypertension, déficience auditive, tabagisme, obésité, dépression, inactivité physique, diabète, faibles relations sociales, consommation excessive d'alcool, lésion cérébrale traumatique et pollution de l'air. Le rapport estime qu'en agissant sur ces facteurs de risque, il est possible de prévenir ou retarder 40 % des cas de démence dans le monde entier¹ (figure 1).

« La déficience auditive compte pour la plus grande part dans le modèle de réduction des risques de la Commission et représente 20,5 % (8,2 points) de ce qu'il est possible de modifier. »

Alors que la privation sensorielle est considérée comme l'une des voies à médiation entre perte auditive et altération cognitive, ni causalité ni réversibilité n'ont été établies de façon définitive.

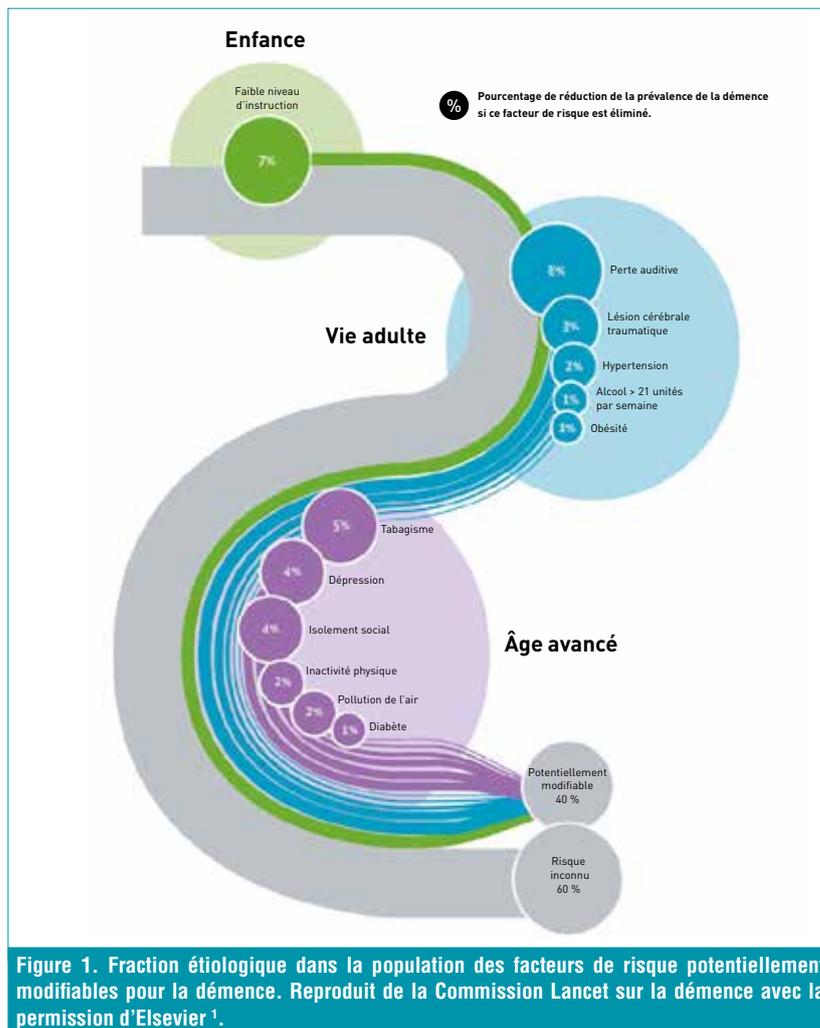


Figure 1. Fraction étiologique dans la population des facteurs de risque potentiellement modifiables pour la démence. Reproduit de la Commission Lancet sur la démence avec la permission d'Elsevier¹.

Toutefois, dans une stratégie de promotion des politiques et pratiques qui favorisent la réduction des facteurs de risque, la Commission a audacieusement utilisé des données probantes de grande qualité pour supposer un lien de causalité et recommande explicitement l'usage d'aides auditives pour prévenir, ralentir la progression ou inverser le déclin cognitif. En plus d'identifier la perte auditive comme un important facteur de risque modifiable pour la démence, le modèle de la Commission souligne l'importance d'une approche coordonnée des soins aux patients. Ainsi, dans le rapport, quatre autres facteurs de risque pour le moins sont fortement associés à la perte auditive et potentiellement induits par la privation sensorielle.

Ces facteurs de risque sont :

- la dépression : Deal et al. ont utilisé des données administratives pour montrer que la perte auditive était associée de façon indépendante à un risque 3,2

fois plus élevé de dépression chez les adultes de 50 ans ou plus, sur 10 ans².

- de faibles relations sociales : une analyse systématique de cinq études transversales de l'isolement social a permis de constater que les personnes âgées présentant une perte auditive étaient plus susceptibles d'être isolées socialement³, avec un risque 3,5 fois plus élevé pour les femmes de 60-69 ans⁴.
- les lésions cérébrales traumatiques (LCT) : les chutes sont la principale cause de lésion cérébrale traumatique et sont à l'origine de 81 % des consultations en urgence pour LCT chez les adultes de 65 ans ou plus. Lin et al. ont constaté que les personnes présentant une perte auditive de 25 décibels étaient près de trois fois plus susceptibles d'avoir des antécédents de chute et que les risques de chute étaient multipliés par 1,4 à chaque tranche additionnelle de 10 décibels de perte auditive⁵.

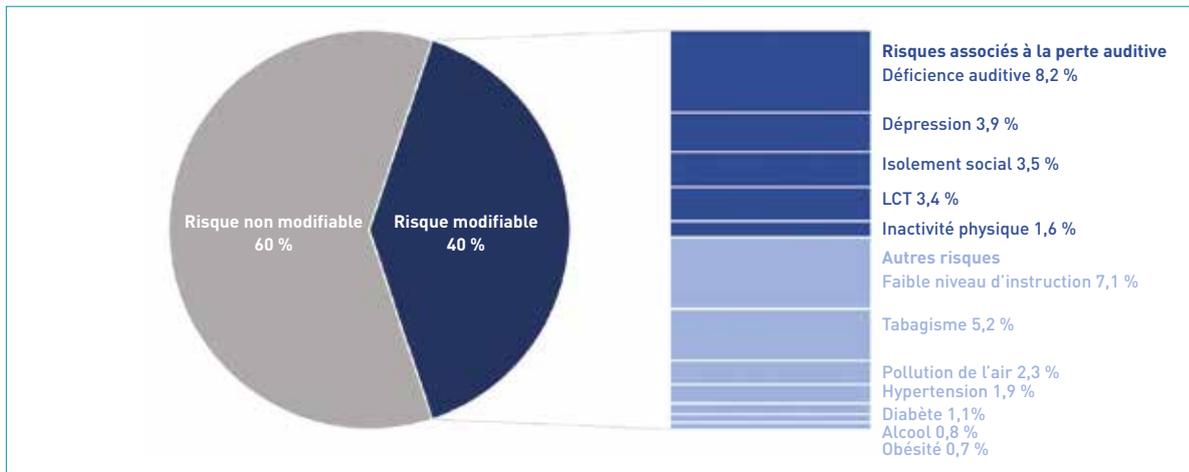


Figure 2. Facteurs de risque modifiables associés à une déficience auditive. Adapté de la Commission Lancet sur la démence¹.

• l'inactivité physique : comparativement aux normoentendants, les individus présentant une déficience auditive modérée ou plus marquée avaient 59 % plus de probabilités d'avoir de faibles niveaux d'activité physique autodéclarée et 70 % plus de probabilités d'avoir de faibles niveaux d'activité physique mesurée par accéléromètre⁶.

Ensemble, ces quatre facteurs de risque représentent 31 % (12,4 points) des risques modifiables, une opportunité supplémentaire partiellement saisie lorsque la perte auditive est traitée (figure 2).

Alors que les prestataires de soins de santé primaires sont généralement les premiers à repérer les patients présentant des troubles de santé mentale ou sociale, altération de l'équilibre, risque de chute, inactivité physique et autres symptômes et facteurs de risque, ils soupçonnent rarement une perte auditive.

« La Commission a audacieusement utilisé des données probantes de grande qualité pour supposer un lien de causalité et recommander explicitement l'usage d'aides auditives pour prévenir, ralentir la progression ou inverser le déclin cognitif. »

Inversement, les audioprothésistes peuvent déceler les premiers troubles cognitifs, de communication, d'engagement social et

d'équilibre de leurs patients mais agissent rarement pour coordonner une évaluation médicale de suivi avec un prestataire de soins de santé primaires.

La Commission Lancet 2020 est un appel à l'action adressé au corps médical et aux professionnels de l'audition pour que des processus de soins et d'orientation intégrés et bidirectionnels soient élaborés et mis en œuvre dans l'optique de diminuer le risque de démence.

Sources

1. Livingston G, Huntley J, Sommerlad A, et al. Dementia prevention, intervention, and care: 2020 report of the Lancet Commission. *Lancet* 2020;396(10248):413-66.
2. Deal JA, Reed NS, Kravetz AD, et al. Incident Hearing Loss and Comorbidity: A Longitudinal Administrative Claims Study. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg* 2019;145(1):36-43.
3. Shukla A, Harper M, Pedersen E. Hearing Loss, Loneliness, and Social Isolation: A Systematic Review. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 2020;162(5):622-33.
4. Mick P, Kawachi I, Lin F. The Association between Hearing Loss and Social Isolation in older adults. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 2014;150(3):378-84.
5. Lin F, Ferruci L. Hearing loss and falls among older adults in the United States. *Arch Intern Med* 2012;172(4):369-71.
6. Gipsen F, Chen D, Genter D, Lin F. Association between hearing impairment and lower levels of physical activity in older adults. *J Am Geriatr Soc* 2014;62(8):1427-33.



AUTEUR :
Archelle Georgiou, MD
Médecin-conseil en chef
Starkey USA

Déclaration publique d'intérêts : Archelle Georgiou est employée par Starkey

Bibliographie : Le Dr Archelle Georgiou est un médecin reconnu aux Etats-Unis, experte de l'industrie médicale et également journaliste et auteur. Après avoir obtenu son diplôme de médecine à la "Johns Hopkins University School of Medicine", elle a occupé le poste de Chef de la direction médicale du groupe de conseils "United Healthcare" de 1995 à 2007. Depuis, elle a travaillé comme consultante dans la mise en place de projets visant à améliorer le système de santé et la qualité de vie au travail auprès de diverses entreprises. En 2020, elle rejoint l'équipe dirigeante de Starkey en tant que "Chief Health Officer" (Médecin-conseil en chef). Forte de son expérience, elle joue un rôle capital dans l'innovation de la technologie Healthable, à des fins de santé pour aider les patients à gérer de manière proactive leur bien-être général tout en améliorant leur expérience auditive. Elle a également pour mission de développer des partenariats

stratégiques avec la communauté médicale ; avec comme objectif, de faire comprendre à la communauté médicale, au sens large, le rôle prépondérant de la santé auditive.

En 2021, le Dr Georgiou a été honorée pour son dévouement et son implication à l'amélioration du bien-être et de la qualité de vie des personnes malentendantes.

Du prix *Women in Business 2021*, décerné par le Journal des affaires Minneapolis/St Paul. De deux *Silver Stevie Awards*, pour avoir cofondé le projet de suivi des hospitalisations COVID-19 de l'Université du Minnesota. Du prix *Innovations That Inspire Award* décerné par AACSB International, le plus grand réseau d'éducation commerciale au monde.



Congrès

42^{ème} Congrès des audioprothésistes Palais des congrès, Paris 18 et 19 mars 2022



Programme (en cours)

SALLE PLÉNIÈRE

Vendredi 10h00 - 12h00 :

Programme politique

10h00 : Table ronde « Nouvelle convention avec l'Assurance maladie : quelles conséquences pour l'exercice au quotidien ? »

Participants (sous réserves) :

- Thomas Fatôme, Directeur de l'Assurance maladie
- Marc Leclère, Président de l'UNOCAM
- Marc Greco, Président du SYNAM
- Richard Darmon, Président du SYNEA
- Luis Godinho, Président du SDA

11h00 : Table ronde « Quelles évolutions pour la profession après la Mission IGAS/IGESR et une année de 100 % santé ? »

Participants (sous réserves) :

- Frank Von Lennep, Directeur de la Sécurité sociale
- Louis-Charles Viossat, Inspecteur de l'IGAS
- Matthieu Del Rio, Président du CNA

- Richard Darmon, Président du SYNEA
- Luis Godinho, Président du SDA

Vendredi 13h00 - 18h30 :

Conformité RGPD.

Thibaut Gressier.

Parrainé Audiowizard. 15 min

Comment les logiciels métiers permettent de vous faire gagner du temps.

Nicolas Bihaut.

Parrainé Osmose. 15 min

La loi anti-cadeaux :

rappel et actualisation.

Morgane Morey. Parrainé SYNEA. 30 min

Le Formation professionnelle continue en Audioprothèse.

Marine Monteiro. Invitée. 30 min.

Les nouveaux seniors. Leurs comportements de consommation. Les bonnes pratiques à adopter. Eric Van Belleghem. Parrainé Starkey. 30 min

Entreprendre est la voix royale.

Philippe Bloch.

Guest-star, parrainé Dyapason, 45 min

15h45 - Pause 15 min

Pourquoi et comment améliorer la précocité de l'appareillage auditif ?

Vincent Krause, Fabien Auberge.

Parrainé SYNEA. 30 min

Les différentes presbyacousies : une approche statistique.

Catherine Boiteux.

Parrainé Amplifon. 30 min

Classe 1 / Classe 2 : quels produits pour quel patient ?

François Dejean, Eric Bailly Masson.

Parrainé SYNEA. 30 min

Parcours de soins coordonné : comment faciliter l'accès aux soins avec une meilleure coordination ? Véronique Bazillaud. Daniela Dalla Vallée.

Parrainées SYNAM. 30 min

Comment traduire le 100% santé dans le parcours du patient : quelles sont les technologies, les techniques d'évaluation et de ciblage permettant de massifier les soins tout en conservant la meilleure prise en charge en 2022 et pour l'avenir ?

Marc Greco, Frédéric Rouan.

Parrainé SYNAM. 30 min

Samedi 09h00 - 12h30 :

Avantages/inconvénients du test d'intelligibilité dans le bruit VRB. Sébastien Geny. Invité. 30 min

Conception, déploiement et résultats de deux études observationnelles multicentriques sur la vocale dans le bruit.

Julie Bestel, Mathieu Robier.

Invités. 30 min

Prise en charge de l'auto-phonation. Michael Ménard. Invité. 30 min

10h30 - Pause 20 min

La directivité dans les aides auditives : 20 ans d'évolution et de révolution.

Amélien Debes. Parrainé Phonak. 30 min

Le compression multi-bande, passé, présent, futur.

Christophe Micheyl. Invité. 30 min

Les avantages de l'embout auriculaire.

William Meauzoone.

Parrainé Biotone. 20 min

Les systèmes de communication sans fil leurs innovations en audiologie.

Gregory Gerbaud. Invité. 20 min

Samedi 13h30 - 18h00 :

Surdité : Implant cochléaire, et adaptation cérébrale.

Pascal Baronne.

Parrainé Audition Conseil. 30 min

Prise en charge de la surdité unilatérale : de l'appareillage conventionnel à l'implant cochléaire.

Ghizlène Lalhoul, Jonathan Flament.

Parrainés Audika. 30 min

Abandonner ? Jamais ! Handicapower.

Virginie Delalande.

Guest-star, parrainé, Bernafon, 30 min

15h00 - Pause 20 min

Espace auditif en magasin et centre exclusif : deux modes d'exploitation aux nombreux avantages

Vincent Donneger / Responsable des opérations

Parrainé Krys Audition. 20 min

Réussir son installation dans l'indépendance.

Gilles Bevilacqua. Parrainé CDA. 30 min

Audioprothèse pédiatrique.

Eric Bougerolles. Parrainé Oticon. 30 min

Prise en charge du sujet acouphénique.

Marine Piron.

Parrainée Entendre. 30 min



La Neuromodulation bimodale pour traiter les acouphènes. Florian Elsäber. Parrainé Neuromod. 20 min

FORMATION CONTINUE (DPC)

Ateliers en présentiel & distanciel sur inscription et finançable
Audioforméa ODP n°99GS

Salles 111-112 & 101-102 (vendredi & samedi) Salle 134 (vendredi & samedi)

6 formations dont 3 DPC organisés par Audioforméa (3h en présentiel durant le congrès et 4h en distanciel par formation). Places limitées à 30 ou 60 selon la formation, sur réservation.

Session DPC 1 "sous réserve de publication" – La mesure in vivo : contrôle d'efficacité prothétique par mesure objectif du gain fonctionnel. Conformité avec la loi 100% santé, théorie et pratique. (vendredi matin + TP vendredi après-midi ou samedi matin)
Ch.Micheyl, PhD en Sciences Biomédicales et chercheur Starkey France | S.Laurent, Audioprothésiste D.E | D.Colin, Audioprothésiste D.E | S.Geny, Audioprothésiste D.E | J-B.Lemasson, Audioprothésiste D.E | Formateur

Natus | Formateur Signia | Formateur Interacoustics.

Session DPC 2 "sous réserve de publication" – L'appareillage pédiatrique : prise en charge prothétique. De l'appareillage conventionnel à l'implant cochléaire. (vendredi après-midi ou samedi après-midi)

V.Krause, Audioprothésiste D.E | S.Negrello, Audioprothésiste D.E | P.Garnier, Psychologue en Audiophonologie | Dr G.Lina-Granade, Médecin ORL.

Session DPC 3 "sous réserve de publication" – Acouphène : prise en charge audioprothétique du patient acouphénique. De la mesure du percept au suivi prothétique du patient. (vendredi après-midi ou samedi matin)

Ph.Fournier, Audiologiste et PhD en Sciences Biomédicales | H.Bischoff, Audioprothésiste D.E | S.Gallego, Audioprothésiste D.E et PhD en Sciences Biomédicales | Ch.Micheyl, PhD en Sciences Biomédicales et chercheur Starkey France.

Formation 1 – Création d'un laboratoire d'audioprothèse. De l'idée à la viabilité

de projet. (samedi après-midi)
G. Leblanc, Audioprothésiste D.E | P.Berger, Audioprothésiste D.E | M.Monteiro, Audioprothésiste D.E | J-N Gomez, Comptable | H.Ribaute, Avocate.

Formation Finançable à 100 % avec votre compte CPF : https://www.moncompteformation.gouv.fr/espace-prive/html/#/formation/recherche/89245979300022_PR9691572075/89245979300022_PR9691572075

Formation 2 – Le patient malentendant : typologie et profil. Comment déterminer le profil de son patient afin de l'accompagner dans son appareillage auditif. (samedi matin)
P.Garnier, Psychologue en Audiophonologie | M.Ferschneider, Audioprothésiste D.E et MsC en Sciences Biomédicales | C.Barilly, Orthophoniste | N.Miglianico, Ergothérapeute D.E.

Formation 3 – La conduction osseuse : principes, diagnostic et réhabilitation. De l'appareillage conventionnel à l'ancrage osseux. (vendredi matin)
F.Seldran, Audioprothésiste D.E, PhD en Sciences Biomédicales et Ingénieur clinique Med-El | S. Gallego,

ÉTUDIANTS

Profitez de cette offre !

COMMANDEZ, DÈS À PRÉSENT,

LES **3** PRÉCIS

D'AUDIOPROTHÈSE

FRAIS DE PORT INCLUS

OFFRE SPECIALE



150 €TTC

Soit une remise de plus de

-25%





Audioprothésiste D.E et PhD en Sciences Biomédicales.

Pour le détail des programmes et les inscriptions aux formations (DPC ou non), voici le lien vers la page dédiée sur le site internet d'Audioforméa : <https://audioformea.fr/catalogue-de-formations-congres-2022/>

Audioforméa est à votre disposition pour tout accompagnement sur les démarches et les informations DPC via le mail de contact : bonjour@audioformea.fr

ATELIERS DU CONGRÈS

Salles 124M, 126M

6 ateliers de 2h30 sur réservation pour les participants. Places limitées à 27 par formation, sur réservation.

Vendredi après-midi

1 – Optimisation de la compression non linéaire de fréquence avec le test de perception de phonème. Amélien Debes. Parrainé Phonak.

2 – Recrutement : Le process de recrutement, l'entretien de recrutement. Sandra Martinet. Parrainé Starkey.

Samedi matin

3 – Impact du décalage temporel en appareillage ouvert sur le confort et l'intelligibilité du patient et solutions. Benoit Caudreliez.

Gestion des paramètres acoustiques de l'appareillage en l'absence d'invivo. Benoit Caudreliez. Parrainé Widex.

4 – Devenir Audioprothésiste indépendant... Il n'y a qu'un pas. Boubarka Hervé.

Le protocole d'appareillage chez les audioprothésistes indépendants. Laurent Buri. Parrainé Sonance.

Samedi après-midi

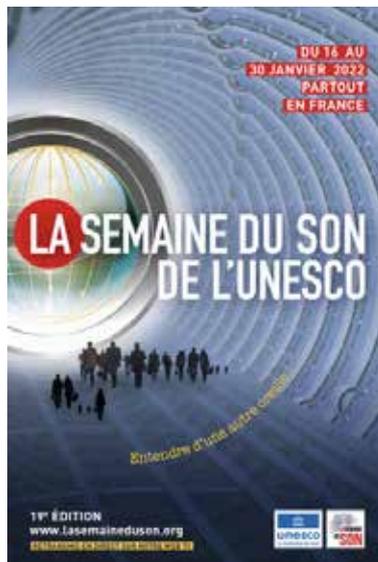
5 – Métrologie, de l'audiométrie à la mesure invivo. David Richard, Eric Bougerolles. Parrainé Interacoustics.

6 – L'audition organique par GN Resound. Les accessoires d'écoute et la classe I. Jean Baptiste Lemasson. Parrainé GN Resound.

Evènements

La Semaine du Son de l'Unesco

16 au 30 janvier 2022



La semaine du Son de l'UNESCO se déroulera du 16 au 30 janvier 2022 dans toute la France

Programme

<https://www.lasemaineduson.org/>

Formations



ACFOS Formations 2022

Education précoce : suivi orthophonique de l'enfant sourd avant 3 ans

Contenu :

Avec le dépistage de la surdité à J+2, l'éducation précoce est un enjeu primordial. A partir de quelques rappels théoriques (diagnostic et degré de surdité, développement de l'enfant entendant de 0 à 3 ans, éducation de l'enfant sourd),

les objectifs et les contenus de l'éducation précoce seront définis :

- Les outils de communication ;
- Les aides auditives, la place privilégiée de l'implant cochléaire ; L'éducation auditive
- Le projet éducatif du jeune enfant sourd et l'adaptation nécessaire à l'accueil d'enfants de moins de 1 an ;
- L'accompagnement parental : un savoir faire de l'orthophoniste au quotidien.

La place et le rôle d'une équipe pluridisciplinaire dans le suivi de l'enfant et de sa famille seront également abordés.

Modalités : Exposés théoriques, Analyse des pratiques (vidéo), Ateliers.

Type de formation : Perfectionnement

Intervenants :

Catherine COTTE, Orthophoniste et Directrice, CODALI, Paris

Agnès RUSTERHOLTZ, Orthophoniste et Chef de service, CODALI, Paris

Blandine de SENNEVILLE, Orthophoniste, CODALI, Paris

Informations pratiques (formation réservée aux adhérents)

Dates : lundi 31 janvier et mardi 1er février 2022

Durée : 2 jours - 12h

Lieu : Halle Pajol 20 Esplanade Nathalie Sarraute, 75018 Paris

Tarif : 400 euros

Public : Orthophonistes - Professionnels de la surdité.

Nbre minimum de participants : 15

La co-construction du langage avec le jeune enfant sourd Quelles balises théoriques et pratiques à l'heure d'une technologie de pointe ?

Objectifs :

Comprendre et cerner son rôle en tant que professionnel ainsi que celui des parents dans le projet de développement d'une ou plusieurs langues parlées.

Comprendre quels sont les leviers du développement linguistique de tout enfant et les adaptations qui en découlent pour offrir un environnement linguistique optimal aux enfants sourds.

**Contenu :**

Le contexte de l'éducation et de la rééducation de l'enfant sourd a considérablement changé au cours de ces 20 dernières années. Les avancées technologiques, la précocité de la prise en charge, les méthodes visuelles de communication sont autant de leviers qui contribuent au développement d'une ou plusieurs langues parlées par les enfants atteints de déficience auditive. Cependant, l'expérience montre que le sort de tous les enfants sourds ne semble pas pour autant réglé et ce même en l'absence de handicap associé. La formation prendra l'orientation de la prévention des troubles linguistiques secondaires à la déficience auditive et soulignera les points d'attention à avoir dès l'éducation précoce. Elle s'articulera autour de deux axes principaux :

1. "Savoir penser" 1.1 -Nos ressources techniques à l'heure actuelle / 1.2 - Développement du langage chez l'enfant sourd : quel modèle théorique utile à l'enfant atteint de déficience auditive ? / 1.3 - Les méthodes visuelles à l'ère des enfants sourds qui "entendent" / 1.4 - Les enfants sourds à l'heure actuelle : qui sont-ils ? / 1.5 - Notre cerveau est "social" : apport des neurosciences

2. "Savoir observer" 2.1 : Apports de l'approche Hanen / 2.2 : Apprivoiser le jeune enfant à nous regarder / 2.3 : Le portage linguistique : ingrédients et quelles compétences requises ?

Modalités : Exposés théoriques, réflexions et échanges des expériences de chacun à partir de sa propre pratique, illustrations de certaines notions par vidéo.

Type de formation : Perfectionnement

Intervenante :

Catherine HAGE, Logopède au centre Comprendre et Parler (Bruxelles), Dr en Sciences Psychologiques (ULB) et thérapeute en Psychologie Corporelle Intégrative

Informations pratiques (formation réservée aux adhérents)

Dates : lundi 07 et mardi 08 mars 2022

Durée : 2 jours - 12h

Lieu : Halle Pajol 20 Esplanade Nathalie Sarraute, 75018 Paris

Tarif : 400 euros

Public : Orthophonistes - Autres professionnels de la surdité.

Nbre minimum de participants : 15

Les problématiques découlant d'un dysfonctionnement vestibulaire chez l'enfant sourd

Objectifs :

L'areflexie vestibulaire est un déficit neurosensoriel qu'il est important de diagnostiquer, évaluer et de prendre en charge au même titre qu'un autre déficit sensoriel. D'autant plus qu'elle entrave le développement des moyens de compensation de la surdité avec un effet de comorbidité important. Ces déficits vestibulaires sont beaucoup plus fréquents chez l'enfant sourd que chez les enfants non sourds. Il est donc essentiel de faire connaître aux professionnels de la surdité quels sont les éventuels troubles psychomoteurs associés (troubles de l'équilibre, de la coordination motrice...) afin de les aider à proposer des réponses appropriées. Repérer et comprendre d'éventuels troubles vestibulaires chez l'enfant sourd permet de mettre en place des stratégies de palliation d'autant plus efficaces qu'elles seront précoces.

Contenu :

Présentation du rôle fonctionnel de l'appareil vestibulaire dans l'établissement des structurations de base, afin de déterminer l'importance de la compensation naturelle, mais surtout ses limites en fonction d'un certain nombre de critères comme l'âge d'apparition des troubles ou le démarrage de la prise en charge, les particularités du dysfonctionnement et leur intensité. Distinction des risques de perturbations dus au détournement des fonctions proprioceptives et visuelles vers un autre usage. Des signes cliniques atypiques touchant l'établissement de représentations corporelles, des appréciations de l'espace réel et graphique et de l'adaptation de soi vers l'extérieur seront rattachés au système de l'équilibration, afin d'expliquer l'utilité des aides à l'intégration et le peu d'efficacité des moyens plus usuels.

Versant préventif : les signes d'appel chez le très jeune enfant, l'établissement du diagnostic et la lecture des résultats des tests du bilan vestibulaire. Présentation des différents modes de prise en charge ou des accompagnements parentaux et interdisciplinaire. Présentation des étapes indispensables permettant le dépassement de prétendues dyspraxies motrices, visuomotrices et visuospatiales.

Modalités : Exposés théoriques, vidéos, discussions

Type de formation : Perfectionnement

Intervenante :

Dr Sylvette WIENER-VACHER, Médecin ORL Hôpital Robert Debré, Paris

Catherine BALAÏ, Psychomotricienne, CAMSP D A Asso. PEP 69, Villeurbanne

Cécile BECAUD, Kinésithérapeute vestibulaire, Lyon

Informations pratiques (formation réservée aux adhérents)

Dates : 10 et 11 Mars 2022

Durée : 2 jours - 12h

Lieu : Halle Pajol 20 Esplanade Nathalie Sarraute, 75018 Paris

Tarif : 400 euros

Public : ORL, Psychomotriciens, Kinésithérapeutes - Autres professionnels de la Orthophonistes.

Nbre minimum de participants : 15

Inscriptions

ACFOS - 11 rue de Clichy 75009 Paris
Tél. 09 50 24 27 87 -
Courriel : contact@acfos.org -
Site : www.acfos.org



Les Cahiers de
l'Audition LA REVUE
DU COLLEGE
NATIONAL
D'AUDIOPROTHESE

**Offres d'emplois
Ventes et achats de matériel
Cessions et recherches
de fonds de commerce**

Déposez vos petites annonces !

Pour tout renseignement :

Collège National d'Audioprothèse
cna.paris@orange.fr
03.21.77.91.24



Recrute pour son centre de Sélestat, Alsace (67)

AUDIOPROTHÉSISTE D.E. H/F

débutant(e) ou expérimenté(e)
souhaitant s'impliquer dans une structure à taille humaine
avec possibilité d'association

- CDI temps plein ou temps partiel, statut cadre et avantages
- Rémunération attractive + intéressement
- Travail en autonomie avec une assistante technique et commerciale
- Équipement de qualité (vocale dans le bruit, mesure in vivo...)
- Formation interne, EPU
- Centre exclusif et indépendant, agréé Lyric

Cadre de travail agréable et équipe dynamique où
l'indépendance et la liberté de choix sont au service de la
satisfaction de nos patients.
Si vous vous retrouvez dans ces valeurs, rencontrons-nous !

Merci d'adresser votre candidature par mail à :
p.puech@auditionconseil-centrealsace.com
www.auditionconseil-centrealsace.com



**Il est où
le bonheur ?**



Chez Audition Conseil !

**Nous recherchons
des audioprothésistes D.E. H/F**

| **Alpes-Maritimes** |
Beausoleil, Cagnes-sur-Mer, Nice

| **Bouches-du-Rhône** |
Aix-en-Provence, Arles-Tarascon, Bouc-Bel Air,
Istres-Martigues, Vitrolles

| **Gard** | Alès et alentour

| **Paris** | 7^{ème} et 16^{ème}

Le groupe Audition Conseil Stéphane Bardet connaît une forte croissance et dans cette optique **nous recherchons des audioprothésistes pour plusieurs de nos centres**, en binôme avec un(e) assistant(e) dans chaque centre.

En tant que professionnel de santé et de l'audition, vous serez amené à accompagner le patient dans le choix de son appareillage auditif (tous fabricants représentés), assurer le suivi de la patientèle en contrôlant l'efficacité des appareils à l'aide de différents tests audiométriques mis à votre disposition dans des laboratoires bien équipés.

L'activité vous permettra de pratiquer votre métier dans des conditions optimales. La polyvalence et la taille du groupe vous permettront de compléter votre arc de compétences par de la formation et de l'exploiter par de la pratique (Acouphènes, Hyperacousie, In Vivo, Chaîne de mesure, Implants, Pédiatrique, Manager, Développement personnel, etc) pour vous conduire vers l'excellence métier et la prise de responsabilités. Tout cela, dans la bonne humeur et la convivialité.

Faire partie de notre famille professionnelle nécessite d'intégrer des valeurs partagées par tous : **l'expertise, le sens de la relation patient et l'indépendance.**

Poste à pourvoir en CDI à plein temps - Statut Cadre.



**AUDIATION
CONSEIL**

Le Bonheur est dans l'Oreille

Pour postuler,
merci d'envoyer CV
et lettre de motivation à :

Noëlie Pfister-Calamote
n.pfister@lmcaudio.fr

BICORE, À L'ÉPREUVE DU TEMPS

COMPTEZ SUR
LIFEPROOF
REXTON



BiCore R-Li

BiCore R-Li T

Faites confiance à notre dernière
génération d'aides auditives la plus
fiable et la plus **robuste** à ce jour.

Les appareils auditifs BiCore sont les seuls du marché certifiés **IP68** et **ATEX** pour résister à la poussière, aux impuretés et à l'eau. Ils ont subi les tests les plus sévères pour assurer leur bon fonctionnement. Depuis 1955, nous nous efforçons à vous proposer une technologie auditive éprouvée, la plus fiable possible. C'est pourquoi vous pouvez **compter sur Rexton en toutes situations.**

Retrouvez-nous sur



www.rexton.com/fr-fr | shop.biotone.fr

REXTON

L'innovation dans l'audition grâce à l'engagement humain

Albert
Technicien Starkey France

40
Starkey
2021

STARKEY FRANCE

Suivez-nous sur nos réseaux sociaux
et découvrez les 40 ans d'histoire de
Starkey France !

Nos efforts constants en recherche et développement sont orientés pour offrir aux utilisateurs de nos produits une meilleure qualité de vie grâce à une meilleure audition. Les chercheurs Starkey développent des technologies de plus en plus performantes, permettant aux utilisateurs de contrôler leur environnement, suivre leurs données de santé ou encore optimiser leur écoute. Dès que nous validons une nouvelle technologie, nos collaborateurs s'impliquent pour l'intégrer dans l'aide auditive, qui, à chaque étape de sa conception, de l'ingénierie mécanique à la fabrication, est façonnée pour répondre aux besoins uniques de chaque utilisateur. Portés par la passion de nos collaborateurs, l'innovation de nos produits et notre engagement indéfectible, nous aidons des millions de personnes à mieux entendre et à mieux vivre.

Pour en savoir plus, rendez-vous sur notre chaîne YouTube : [Starkey France - Croire au meilleur](#)



Hear better. Live better.