

L'Écoute en milieu scolaire II



Il existe une réelle prise de conscience quant à l'importance de la qualité sonore dans laquelle les élèves doivent évoluer pour assimiler au mieux l'information délivrée et perçue. Ceci est d'autant plus important lorsqu'il s'agit de très jeunes enfants nécessitant une attention particulière pour le bon déroulement du processus d'apprentissage du langage et de la discrimination de la parole.

l'écoute sans fil destinés à résoudre en partie ces problèmes. Néanmoins, mettre à leur disposition des technologies, telles que les réducteurs de bruits ou bien la gestion dynamique de la communication FM, pourrait sans nul doute être bénéfique aux utilisateurs d'un système d'implant cochléaire. Pour évaluer les performances de ces systèmes, nous nous sommes penchés sur une analyse objective des performances des systèmes d'implant cochléaire équipés d'un système FM en combinaison avec un réducteur de bruit.

Création d'un modèle de mesure de performances

La norme américaine A.N.S.I. S3.5 constitue une référence intéressante. Elle a été conçue initialement dans le but de déterminer une méthode de mesure de la qualité d'une sonorisation de salle quant à son efficacité à transmettre un message de parole compréhensible.

La méthode décrite dans cette norme S.3.5. donne lieu au calcul d'un indice – Indice d'intelligibilité de la parole (indice SII) - variant de 0 à 1, sachant que plus l'indice est proche de 1, plus la dite situation sonore mesurée est efficace en terme de discrimination/communication de la parole. Cet indice dépend de différents éléments tels que :

- le degré d'importance spectrale du signal,
- le niveau du signal en y apportant un facteur de distorsion,
- le rapport signal/bruit,
- la baisse d'acuité auditive.

Un porteur d'implant cochléaire peut être en situation d'écoute critique quasi-permanente. Il est donc essentiel de lui proposer des systèmes destinés à minimiser le plus possible l'effet du bruit quel qu'il soit. Il existe depuis plusieurs dizaines d'années des systèmes d'aide à

De façon générale, l'indice d'intelligibilité correspond, pour un signal donné, à la somme du produit des bandes de poids en terme de discrimination avec les bandes d'audibilité soit :

$$S = \sum_{i=1}^n l_i A_i$$

En considérant que n correspond au nombre de bandes spectrales considérées, l_i au coefficient d'importance de la bande spectrale i et A_i au coefficient d'audibilité de cette bande. Le coefficient d'importance est déterminé par la norme elle-même et dépend de la méthode de calcul choisi, tandis que le coefficient d'audibilité découle de calculs procédés selon les recommandations A.N.S.I.

Notre but était de pouvoir mesurer, objectivement, l'apport du système FM en combinaison avec un réducteur de bruit. Il était donc nécessaire de se focaliser uniquement sur l'étage de capture sonore du système d'implant cochléaire et d'en considérer les spécificités techniques.

Cette étape de mesure des performances objectives devait permettre d'obtenir un indice SII pour chacune des configurations d'écoute testées, et de proposer une relation entre ces résultats obtenus et les résultats obtenus par le biais d'une évaluation clinique.

Le choix des signaux employés pour la vérification

Pour déterminer un indice d'intelligibilité d'une configuration d'écoute donnée, il a fallu nous orienter vers l'emploi de signaux standardisés dont l'objet principal était de pouvoir reproduire un signal pour chaque configuration sonore testée, que ce signal puisse posséder des caractéristiques proches de ceux de la parole et qu'il puisse ne pas mettre potentiellement en activité le réducteur de bruit ClearVoice.

Pour éviter un quelconque changement de comportement du débriteur lié au choix du signal, nous avons employé le signal I.S.T.S. (International Speech Test Signal).

Par sa conception, l'I.S.T.S. a l'avantage d'offrir une couverture robuste des traits acoustiques de la parole après seulement 45 secondes de présentation du signal (Holube et al - 2007) (Fig. 1)

Les mesures acoustiques conduites dans une salle de classe typique ont démontré que le bruit, dans un tel environnement, possédait des caractéristiques variables au cours du temps.

Reproduire à l'identique une telle situation pour une multitude de configurations d'écoute semble être impossible tant sur l'aspect chronophage que sur l'aspect de reproductibilité en évaluation clinique.

Pour des raisons pratiques, nous avons choisi d'employer un signal de bruit vocal équipant différents audiomètres, notamment l'Aurical de Madsen.

La distribution spectrale du bruit choisi est donc proche du signal international de parole à long terme. Ce bruit a en outre l'avantage d'être pseudo-stationnaire incitant le réducteur de bruit ClearVoice à adopter un comportement le plus efficace car la réduction est maximale lors de modulations d'amplitudes inférieures à 1 dB.

Considérations techniques

Le but de cette vérification était de connaître le signal recueilli par le système d'implant cochléaire avant qu'il soit finalement traité pour être restitué électriquement par le biais de sources de courant.

La pondération liée au fonctionnement de l'AGC pourra être définie en fonction du niveau moyen le plus élevé recueilli parmi les bandes de tiers d'octave. Par exemple, sachant que le seuil d'enclenchement est défini à 65 dB SPL et le facteur de compression est de 10:1, si une bande présente un niveau moyen de 75 dB SPL (avec ou sans ClearVoice), la pondération pour l'ensemble du spectre sera de -9 dB.

Pour des raisons techniques, nous avons donc décidé de recueillir le signal en amont de l'AGC et procédé à un traitement des fichiers audio-numériques obtenus.



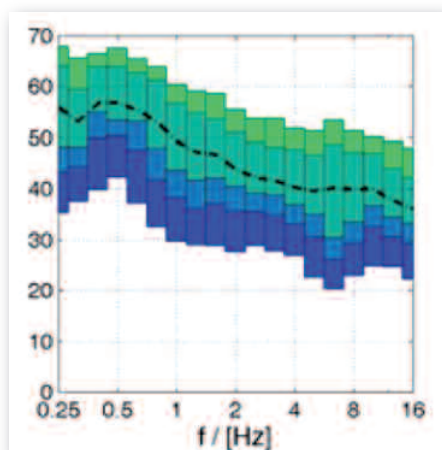
La session des mesures objectives

L'objectif de cette séance de mesures fut d'évaluer les performances du système d'implant cochléaire avec ou sans le système FM et dans différentes configurations de rapport signal/bruit.

Configuration de la salle et des mesures

Pour tester, dans les meilleures conditions, le système d'implant cochléaire avec le système FM en combinaison avec le réducteur de bruit, il avait été convenu de conduire les manipulations au sein des établissements Phonak Communication situés à Morat (Suisse) qui disposaient d'une salle présentant un volume inférieur à la salle de classe décrite dans le précédent article. Néanmoins, sa surface était suffisamment représentative de salles scolaires communément rencontrées et différait de moins de 30 % par rapport à la salle de classe pour laquelle nous avons des tests de mesures acoustiques. Ce lieu choisi permettait donc amplement de restituer une couverture d'écoute quasi analogue (demi-sphère d'un rayon de 4 mètres autour de la source de signal). D'ailleurs, le temps de réverbération pour cette salle, et défini par Phonak Communication, était de 0,8 s, soit du même ordre que celui mesuré dans la salle de classe.

Figure 1 : Analyse percentile du signal ISTS après 45 secondes de présentation comparée au spectre international de parole – selon Holube I. - 2007.



La configuration de mesure et de disposition des éléments du système FM a suivi la figure 2 définie ci-dessous :

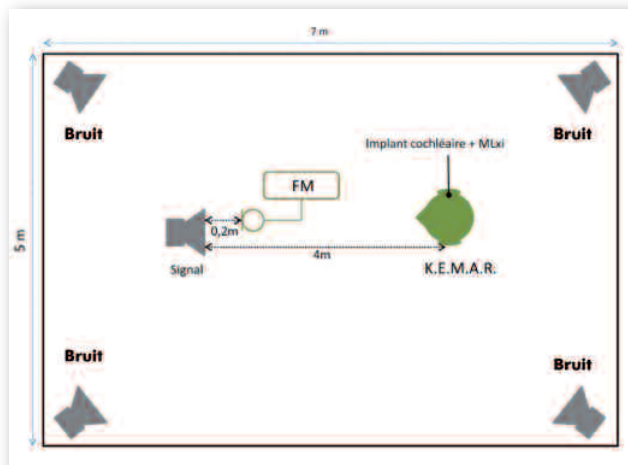


Figure 2 : Schéma de configuration de mesures objectives.

Objectifs de la session de mesures

La session de mesures avait pour principal objectif de recueillir le signal audio considéré dans la chaîne de traitement du système d'implant cochléaire. Nous souhaitons que les facteurs destinés à modifier la configuration de mesures soient les suivants :

- Mesures acoustiques avec le K.E.M.A.R. (Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research) et avec le microphone intégré au processeur de son dans le calme à 4 mètres du haut-parleur générant le signal :
 - en situation calme,
 - en situation bruitée avec des rapports signal/bruit variant de 10 dB à -15 dB.

- Mesures acoustiques avec le K.E.M.A.R et avec le microphone intégré au processeur, disposé à 4 mètres de la source, en combinaison avec le système FM dynamique dont le microphone est disposé à 20 cm de la source. Cette configuration de mesure correspond, en réalité, au positionnement du micro-cravate lorsqu'il est employé par un professeur lors de son cours. De plus, cette configuration est celle de référence considérée dans l'ensemble des évaluations cliniques des systèmes FM (Wolfe et al. 2010) et permet de reproduire assez fidèlement la configuration d'écoute d'un élève équipé de la sorte. Pour cette configuration de mesures, nous souhaitons employer les systèmes les plus distribués dans le monde scolaire soit :
 - l'émetteur Phonak Inspiro équipé d'un micro-cravate directif,
 - le récepteur Phonak MLxi bénéficiant de la fonctionnalité DynamicFM.

La Figure 3 ci-contre présente le K.E.M.A.R. équipé d'un système d'implant cochléaire sur lequel est adapté un récepteur MLxi. L'accessoire faisant office d'interface entre le récepteur et le processeur alimente le MLxi par le

Figure 3 : Mannequin de K.E.M.A.R équipé d'un système d'implant cochléaire connecté à un système FM.



biais d'une pile zinc-air de type 10 (Advanced Bionics iConnect). Le boîtier noir fixé sur l'arrière du K.E.M.A.R. n'est autre que le stimulateur cochléaire implantable de référence.

Enregistrement des situations sonores

Chaque configuration a été enregistrée en présentant le signal pendant plus de 45 secondes afin de recueillir une mesure suffisamment robuste. Lorsque le signal fut présenté en combinaison avec du bruit, le signal perturbateur était délivré au moins 5 secondes avant que le signal vocal soit délivré à son tour. Cette séquence avait été choisie dans l'unique but d'être certain que si le réducteur de bruit était activé du fait de la situation sonore, il soit en activité stable dès lors que le signal vocal démarrerait. Ceci a aussi permis d'analyser le spectre du bruit utile au calcul de l'indice SII. A l'issue des mesures conduites, chacun des enregistrements avait été sauvegardé pour pouvoir les traiter et en extraire les informations pour déterminer l'indice SII de chacune des configurations d'écoute.

Analyse des résultats

Toutes les étapes de mesures et de leur traitement ont permis de définir l'indice de discrimination de la parole dans une situation d'écoute en classe. Cet indice avait pour but d'attribuer un niveau de qualité à chacune des configurations testées. Cette dernière analyse a donc été conduite pour analyser l'impact de la mise en œuvre des fonctionnalités et de l'adjonction de système d'aide à l'écoute sur l'indice SII.

Analyse de l'impact du contrôle automatique du gain et du système FM Inspiro

L'évolution de l'indice SII en fonction du rapport signal/bruit est définie par la figure 4 ci-dessous :

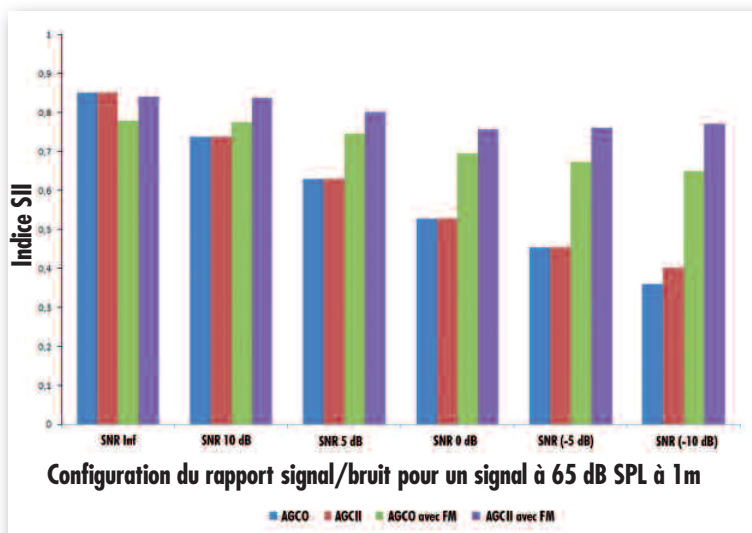


Figure 4 : Evolution de l'indice SII en fonction du rapport signal/bruit avec et sans system FM Système d'implant cochléaire placé à 4 mètres de la source et signal émis à 65 dB SPL à 1 mètre.

Le processeur de son étant placé à une distance de 4 mètres de la source de signal vocal, le niveau du signal global capturé se trouvait finalement en dessous du seuil d'enclenchement de la gestion du gain. Pour cette raison, le contrôle automa-

tique du gain (AGC) seul n'apporte aucune modification des niveaux moyens capturés et ne modifie pas l'indice SII.

Ainsi, sans apport d'un système d'aide à l'écoute, plus le rapport signal/bruit est faible, plus l'indice SII se détériore. En se basant sur l'évaluation des spécificités de la zone d'écoute d'une salle de classe, nous pourrions présager qu'un utilisateur d'un implant cochléaire sans système FM peut potentiellement se trouver dans des situations régulières où la capture ne lui permet pas de discriminer convenablement la parole. Les mesures conduites avec un système FM montrent, néanmoins une tendance à ce que l'indice SII soit toujours le plus élevé possible. Nous constatons d'ailleurs l'effet de l'AGC dont le comportement est d'atténuer les niveaux sonores trop élevés de telle sorte que le niveau résiduel puisse être restitué à une intensité sonore confortable.

D'ailleurs, quelle que soit la situation d'écoute – dans le calme ou bien dans le bruit – l'apport de l'AGC dans l'amélioration de l'indice SII est significatif (test de Wilcoxon).

Visuellement, lorsque l'on analyse la figure 4, on pourrait présager que le système FM n'a pas un impact important dans des situations qui finalement ne nécessitent pas obligatoirement un système d'aide à l'écoute. Par contre, on ne constate pas de détérioration de l'indice SII lorsque le système FM est employé.

La figure 5 ci-dessous présente la distribution de l'indice SII quel que soit le rapport signal/bruit de la configuration d'écoute :

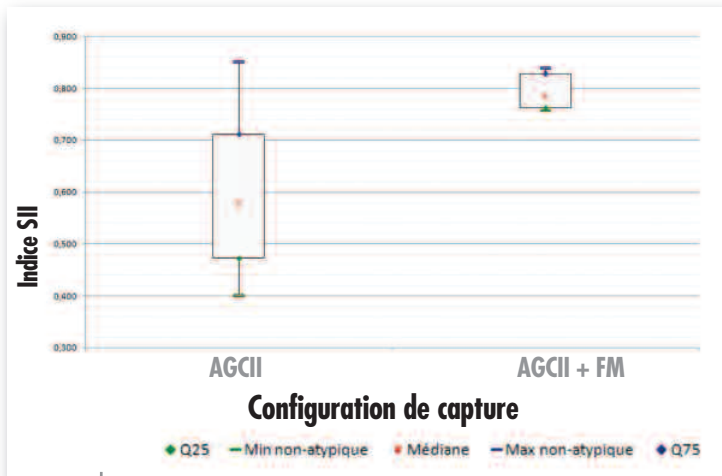


Figure 5 : Distribution de l'indice par rapport à l'ensemble des configurations d'écoute.

Il est évident de constater que le fait d'employer un système FM améliore l'indice SII mais cette amélioration n'est pas considérée comme significative ($p=0,055$ au test de Mann et Whitney). Dès lors que la configuration la plus calme n'est pas prise en compte, cette amélioration de l'indice SII tend à être considérée comme significative ($p=0,048$).

En conclusion préliminaire à cette partie et en se basant sur le modèle théorique de l'indice SII et les mesures préalables dans une salle de classe, le contrôle automatique du gain et l'emploi d'un système FM ont un rôle non négligeable dans l'amélioration de la discrimination de la parole dans des situations difficiles comme à l'école. Il est donc important de

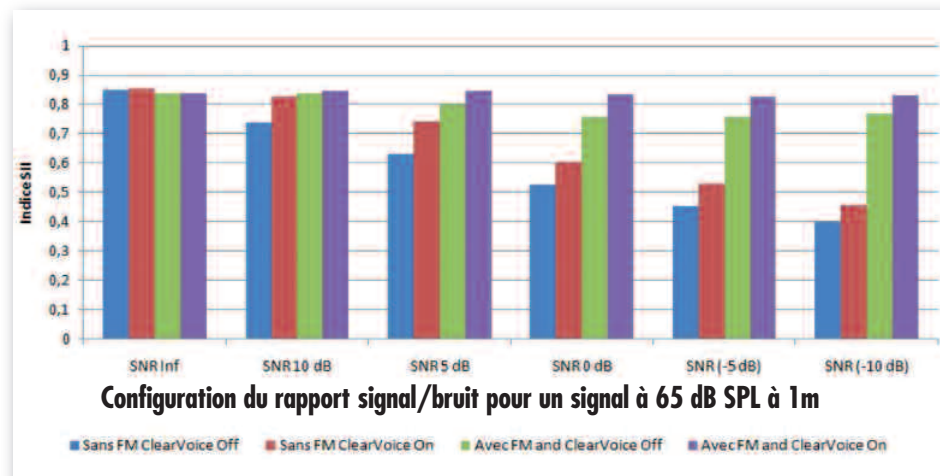


OTICON

conseiller aux enfants utilisateurs d'un système d'implant cochléaire, de recourir à ce système d'aide à l'écoute pour que leur scolarité se déroule le mieux possible.

Analyse de l'impact du réducteur de bruit en combinaison avec le système FM

La figure 6 ci-dessous présente les résultats des mesures avec et sans ClearVoice :



Ainsi quelle que soit la configuration d'écoute, le réducteur de bruit tend à toujours traiter le signal de telle sorte que l'indice SII soit amélioré, avec ou sans système FM. Ceci est

Figure 6 : Evolution de l'indice SII en fonction du rapport signal/bruit avec et sans système FM. Système d'implant cochléaire équipé de ClearVoice ou non et placé à 4 m de la source et signal émis à 65 dB SPL à 1 mètre. L'AGC n'est pas désactivé.



DR

[Bibliographie]

- AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE, ANSI S3.5-1997, "Methods for Calculation of the Speech Intelligibility Index", 1997
- AMERICAN SPEECH-LANGUAGE HEARING ASSOCIATION, "Guidelines for fitting and Monitoring FM systems", ASHA AdHoc Committee on FM systems, 2002
- DILLON, H., "Hearing Aids", Thieme, 2001
- FREDON, D., "Statistique et probabilités pour les sciences de la vie et de la santé", Dunod, 2008
- HOLUBE, I. et al., "Short description of the International Speech Test Signal (ISTS)", <http://www.ehima.com/ehima2/>, 2007
- JOUHANEAU, J., "Acoustique des salles et sonorisation", Technique & Documentation, 1997
- LIENARD, P., FRANÇOIS, P., "Acoustique industrielle et environnement: Acoustique physique et perceptive", Eyrolles, 1983
- SII WORKING GROUP, <http://www.sii.to/index.html>
- WOLFE, J. et al., "Evaluation of Speech Recognition in Noise with Cochlear Implants and Dynamic FM", J. Am. Acad. Audiol. 20:409-421, 2009

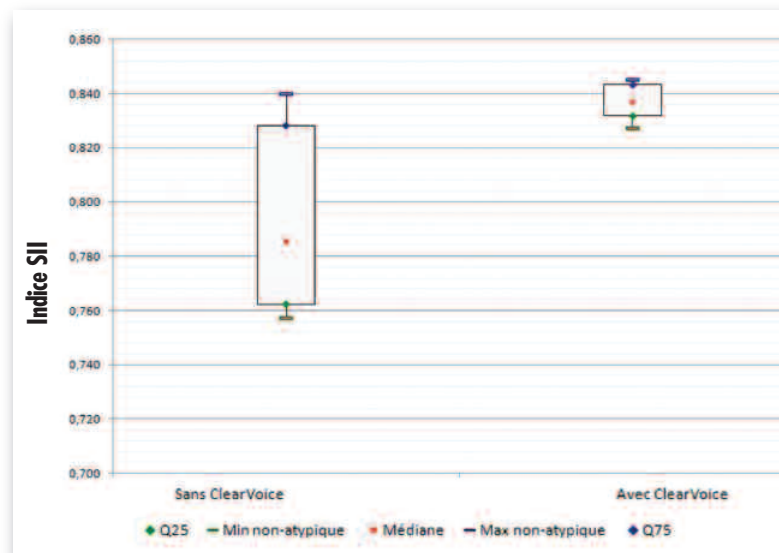


Figure 7 : Distribution de l'indice SII par rapport à l'ensemble des configurations de rapport Signal/bruit (AGC et FM) en désactivant ou en activant ClearVoice.



d'autant plus démontré par le test de Wilcoxon qui prouve l'apport significatif de ClearVoice dans l'amélioration de l'indice SII (risque d'erreur $p < 0,05$).

La figure 7 démontre d'ailleurs la différence entre l'impact de l'emploi du système FM avec ou sans réducteur de bruit. Il prouve que l'indice SII est amélioré mais aussi qu'il en résulte une homogénéisation de l'indice quelque soit le rapport signal/bruit.

En conclusion, le fait d'implémenter un réducteur de bruit dans la chaîne de traitement d'un système d'implant cochléaire ne détériore pas l'impact de l'emploi de ce dernier avec un système FM. Bien au contraire, quelle que soit la situation d'écoute, donc quel que soit l'endroit où se trouve l'utilisateur dans la zone d'écoute d'une salle de classe, un réducteur de bruit comme ClearVoice renforce l'apport significatif du système FM afin que la discrimination de la parole soit toujours la meilleure possible tout au long de la journée d'école.

Ces conclusions pertinentes, quant à l'utilité de telles fonctionnalités, n'ont été établies que par le biais de mesures objectives, de traitements de signaux et de calculs de données. Pour confirmer ce modèle et ces analyses de résultats, nous allons conduire des évaluations cliniques qualitatives dans le but de conforter nos conclusions.

Étude réalisée par Alexandre Gault, Dr Paul J.Govaerts, Jean-Baptiste Delande, Drs. Hans E. Müller.