HAL
open science

Compréhension dans le bruit : Spatial Sound 2.0 & Speech Guard

Cédric Korber, Rémi Mercier

To cite this version:

Cédric Korber, Rémi Mercier. Compréhension dans le bruit : Spatial Sound 2.0 & Speech Guard. Médecine humaine et pathologie. 2011. hal-01876580

HAL Id: hal-01876580

https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01876580v1

Submitted on 18 Sep 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

Université Henri Poincaré, Nancy 1

Faculté de Pharmacie

Compréhension dans le bruit : Spatial Sound 2.0 & Speech

Mémoire en vue de l'obtention du

Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste

Korber Cédric & Mercier Rémi Année 2011

Remerciements

Nous remercions Monsieur Ducourneau pour l'aide qu'il nous a apporté durant les tests que nous avons effectués durant de longues heures.

Merci à Madame Friant-Michel pour les divers cours qui nous ont donné toutes les bases afin de réaliser un tel mémoire.

Merci au Professeur Simon et au Professeur Parietti-Winkler pour les cours d'audiologie qui nous semblent d'une importance fondamentale pour un audioprothésiste.

Merci à Monsieur Bildé, Monsieur Thirion, Monsieur Eluecque, pour nous avoir transmis leurs savoirs dans l'objectif d'une réussite future.

Nous tenons à remercier nos parents qui nous ont permis de faire ces études et à nos frères et soeurs qui nous ont toujours soutenus dans nos démarches.

Egalement un grand merci à Julie, Elise et Anthony pour nous avoir apporté leur aide.

Sommaire

Introduction 1

1.Rappels audiologique & audioprothétique 3

1.1.Anatomie 4

1.1.1.L'oreille externe [2], [3], [4], [5] 4

1.1.2.L'oreille moyenne [3], [4], [6], [7] 6

1.1.3.La Cochlée [3], [8], [11], [12] 7

1.1.4.L'organe de Corti [11], [12], [15], [16] 10

1.1.5.Les voies auditives [3], [11], [17], [18] 12

1.1.6.Le cortex auditif [3], [11], [17], [18], [21], [22] 14

1.2.Audition binaurale 16

1.2.1.Les différents mécanismes [24] 18

1.2.2.La différence interaurale de temps ou itd 18

1.2.3.La différence interaurale de niveau ou ild 20

1.2.4.Les informations spectrales pics et creux spectraux liés aux pavillons [23], [24] 21

1.2.5.L'effet d'ombre de la tête 22

1.2.6.En somme [26] 22

1.2.7.La procédure APA [27] 24

1.3.Phonétique [28] 26

1.3.1.Définition 26

1.3.2.Champ auditif [28], [33] 27

1.3.3.Perte auditive et perception de la parole [37] 30

1.3.4.Spectrogramme 31

1.4.Système d'amplification [37], [38] 33

1.4.1.Gain linéaire [31], [37] 34

1.4.2.Gain adaptatif [31], [37] 36

1.4.3.Dynamique d'audition [31], [37] 38

1.4.4.Temps d'attaque (Attack Time) & Temps de retour (Release Time) [37] 39

1.4.5.Traitement de la parole dans le bruit [39] 43

1.5.Conclusion 45

2.Nouvelle génération & technologies associées 46

2.1.Binauralité & localisation spatiale [44] 47

2.1.1.Communication sans fil [44] 48

2.1.2.Traitement binaural [44] 49

2.1.3.Spatial Sound 2.0 [44] 50

2.1.4.La gestion spatiale du bruit [44] 51

2.2.Speech Guard ou Gain Linéaire Flottant 52

2.2.1.Qu'est ce que le speech guard ? [39] 52

2.2.2.Comportement linéaire du nouveau système 57

2.2.3.Approche concrète [44] 59

2.2.4.Principe de la détection rapide [44] 60

2.2.5.Conservation de l'enveloppe temporelle [44] 65

2.3.Conclusion 65

3.Tests & expérimentations 66

3.1.Speech Guard 67

3.1.1.Matériels requis 68

3.1.2.Analyse 69

3.1.3.Etudes de spectrogrammes 71

3.1.4.Etude des variations temporelles 74

3.2.Spatial Sound 2.0 76

3.2.1.Matériels requis 76

3.2.2.Spatial Sound 2.0 dans le calme 79

3.2.3.Spatial Sound 2.0 dans le bruit 84

3.3.Tests de localisation spatiale in situ 92

3.3.1.Matériels requis 93

3.3.2.Interprétation des tests 94

3.3.3.Rapport des données à 1000Hz 95

3.3.4.Rapport des données à 2000 Hz 96

3.3.5.Rapport des données à 4000 Hz 97

3.3.6.Conclusion 97

3.4.Questionnaire 98

3.4.1.Intelligibilité 99

3.4.2.Qualité sonore 100

3.4.3.Confort d'écoute 101

3.4.4.Localisation spatiale 101

3.4.5.Conclusion 102

Conclusion 104

Bibliographie 106

Annexe 1 111

Introduction

«Celui qui sait écouter deviendra celui qu'on écoute.» [1]

Savoir écouter implique une bonne compréhension. Cette citation résume les aspects fondamentaux de notre société : l'échange & l'héritage.

Formalisons nous maintenant sur certains constats de la vie quotidienne chez un malentendant. La télévision, le téléphone, les petits enfants qui s'expriment pour la première fois, la communication à des repas de famille deviennent dès lors un vrai supplice. Là où la personne malentendante doit se sentir en sécurité et entourée de ses proches, elle se sent mise de coté et s'isole de façon très rapide. Quelle solution adopter lorsque nous savons que les environnements de fêtes familiales et de joie collective sont les plus complexes à gérer ? Oticon, le fabricant d'aides auditives revient sur le devant de la scène pour nous présenter une toute nouvelle plate-forme : Rise 2.

Ce mémoire a pour but de nous montrer quelles sont les nouvelles technologies mises à notre disposition pour permettre aux malentendants d'accroitre la compréhension dans le bruit. Cette dernière est à l'heure actuelle un problème majeur à résoudre dans les aides auditives. Un complément auditif se doit d'être performant dans ces environnements difficiles. Nous évoquerons dans cette étude les deux innovations intégrées à la nouvelle plate-forme Rise 2 d'Oticon : Le Spatial Sound 2.0 & le Speech Guard.

Résolvent-elles la promesse d'une compréhension améliorée dans ces environnements bruyants ? Bluff marketing ou réelle solution miracle ? Ce tandem technologique va-t-il renouer les liens du malentendant avec son entourage sonore et familial ?

Afin de rétablir quelques notions de base nous aborderons dans un premier temps toute une partie sur l'anatomie, la phonétique et les technologies existantes dans les aides auditives standards. Dans une seconde partie dédiée aux deux technologies implantées à la plate-forme Rise 2, nous parlerons concrètement des éléments apportés par cette nouvelle architecture. Viendra enfin la troisième partie, celle qui nous semble la plus concrète. En effet, nous avons réalisé de nombreux tests sur les appareils afin de mettre en évidence les caractéristiques énumérées par le fabriquant. Misent en condition, qu'apportent-elles au patient ? Nous avons donc effectué un questionnaire relatant la satisfaction du patient au port des appareils.

Nous aboutirons alors sur notre conclusion, nous donnerons d'une part les tenants et aboutissants de ces deux technologies censées améliorer la compréhension et d'autre part nous donnerons notre point de vue sur les différents tests que nous avons réalisé.

1. Rappels audiologique & audioprothétique

1.1. Anatomie

Dans cette partie nous établirons les rappels physiologiques nécessaires pour comprendre comment les sons sont analysés par notre cerveau. Pour cela nous ferons un bref récapitulatif sur l'anatomie de l'oreille. Le système auditif que nous allons étudier est relativement complexe, néanmoins nous nous bornerons aux notions essentielles à la compréhension du sujet.

1.1.1. L'oreille externe [2], [3], [4], [5]

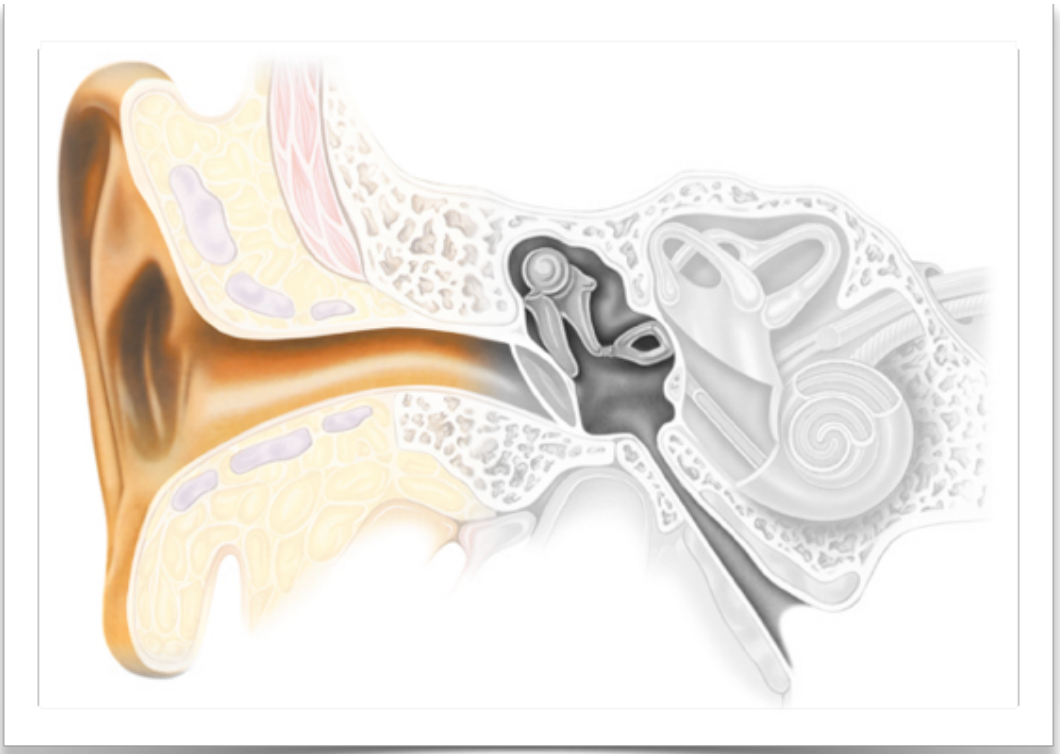


Figure 1 : Schéma de l'oreille [2]

L'oreille externe, figure (1), est composée d'une partie visible, le pavillon et de sa partie masquée le conduit auditif externe. Le pavillon va collecter les informations sonores afin de les concentrer dans le méat acoustique externe. Le pavillon à un rôle important dans la

localisation des sons dans le plan vertical, nous y reviendrons dans le chapitre sur la localisation spatiale (Chapitre 2.1).

Le conduit auditif et le pavillon modifient la sensibilité de l'oreille via des fréquences de résonances caractéristiques : c'est ce que l'on appelle la fonction de transfert de l'oreille externe. Un bruit large bande[1] ne sera pas amplifié de façon homogène suivant chaque fréquence le composant.

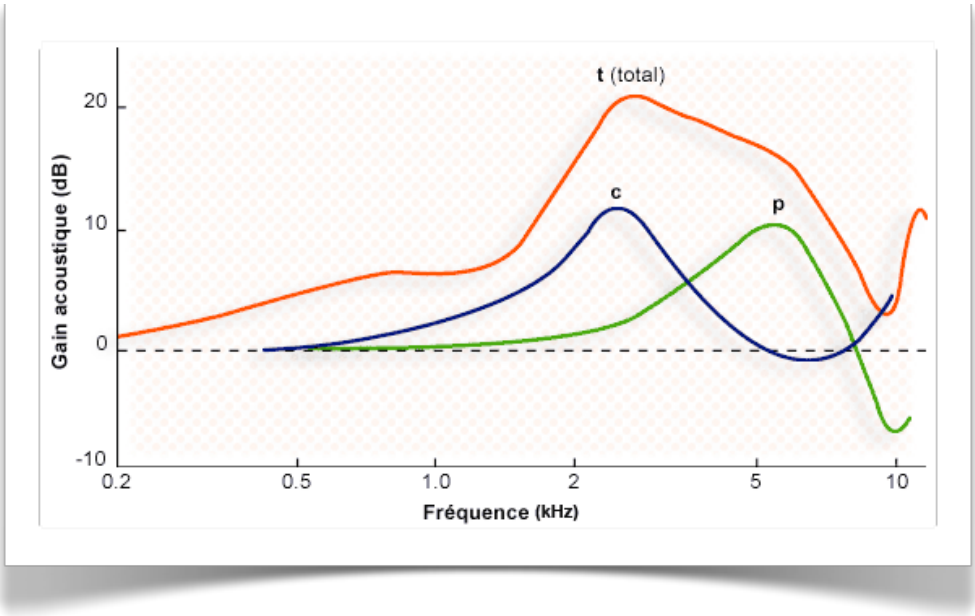


Figure 2 : Schéma des courbes de transfert de l'oreille externe [5]

Le graphique de la figure (2) nous présente le gain[2] perçu au fond du conduit auditif pour des fréquences s'étalant de 200 Hz à 10 kHz. En ordonné nous avons le gain acoustique en dB et en abscisse nous trouvons les différentes fréquences en Hz.

La courbe verte nous indique le gain du pavillon sur un bruit large bande. La courbe bleue nous montre le gain apporté par le conduit auditif externe. La courbe rouge quant à elle exprime la somme cumulée des deux tracés précédents. Nous voyons qu'il existe une

[1] Bruit composé d'une large gamme de fréquence

[2] Différence entre le niveau d'entrée et le niveau de sortie

amplification importante localisée sur la fréquence 3 kHz. C'est une caractéristique anatomique importante, connue du monde de l'audiologie.

A l'extrémité du méat acoustique se trouve une membrane fibreuse appelée tympan, séparant l'oreille externe de l'oreille moyenne.

1.1.2. L'oreille moyenne [3], [4], [6], [7]

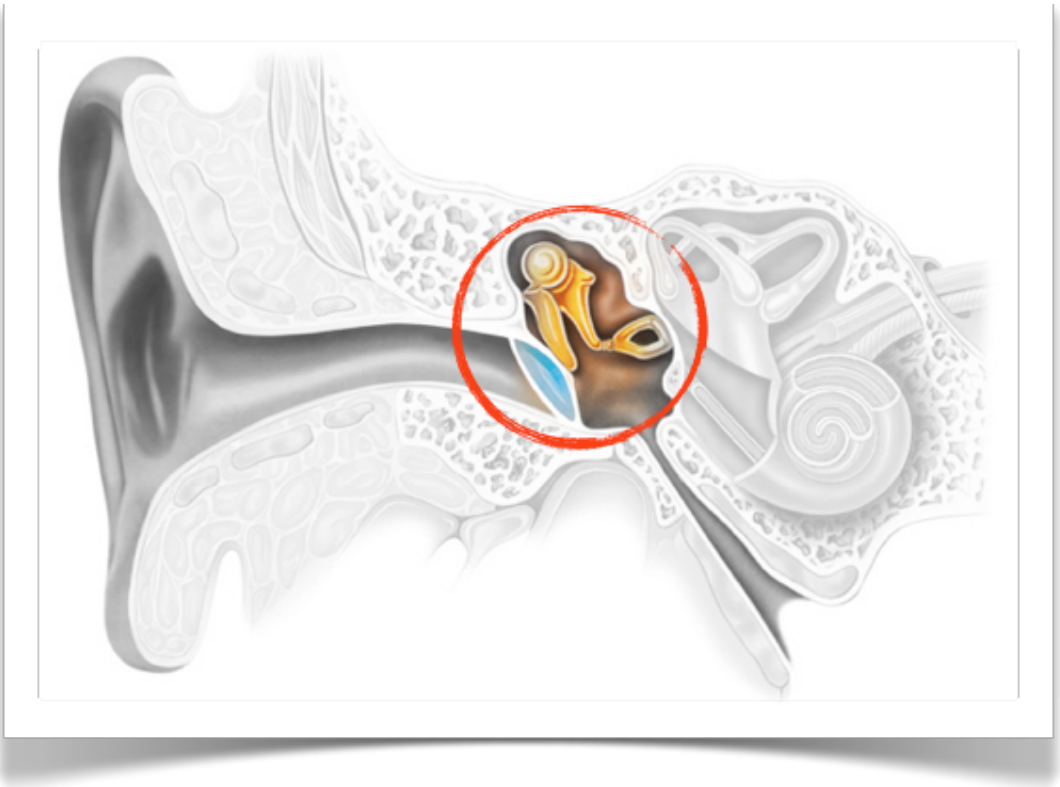


Figure 3 : Schéma de l'oreille [2]

L'oreille moyenne, figure (3), est composée de la chaîne des osselets qui chemine les sons depuis la membrane tympanique jusqu'à la fenêtre ovale de la cochlée. Le marteau est fixé par son manche au centre du tympan et par son autre extrémité à l'enclume. L'extrémité opposée de l'enclume est articulée avec les branches de l'étrier dont la base repose contre le labyrinthe membraneux de la cochlée dans l'ouverture de la fenêtre ovale. La chaîne des osselets, figure (3), permet d'amplifier la force de la vibration sonore qui s'exerce sur le

tympan. Lorsqu'un son est trop intense, une contraction réflexe (latence de 40 à 80 ms) du muscle de l'étrier s'enclenche. Ces deux contractions rigidifient la chaîne des osselets et réduisent fortement la conduction des sons de basses fréquences par les osselets (principalement les fréquences inférieures à 1000 Hz). Ce réflexe a une double fonction, la première a un rôle de protection vis à vis de la cochlée et la deuxième fonction est de masquer les sons de basses fréquences dans les environnements bruyants. Cela permet une suppression du bruit de fond pour une meilleure perception des sons de fréquences supérieures à 1000 Hz, contenant l'essentiel des informations portées par la voix. [8]

1.1.3. La Cochlée [3], [8], [11], [12]

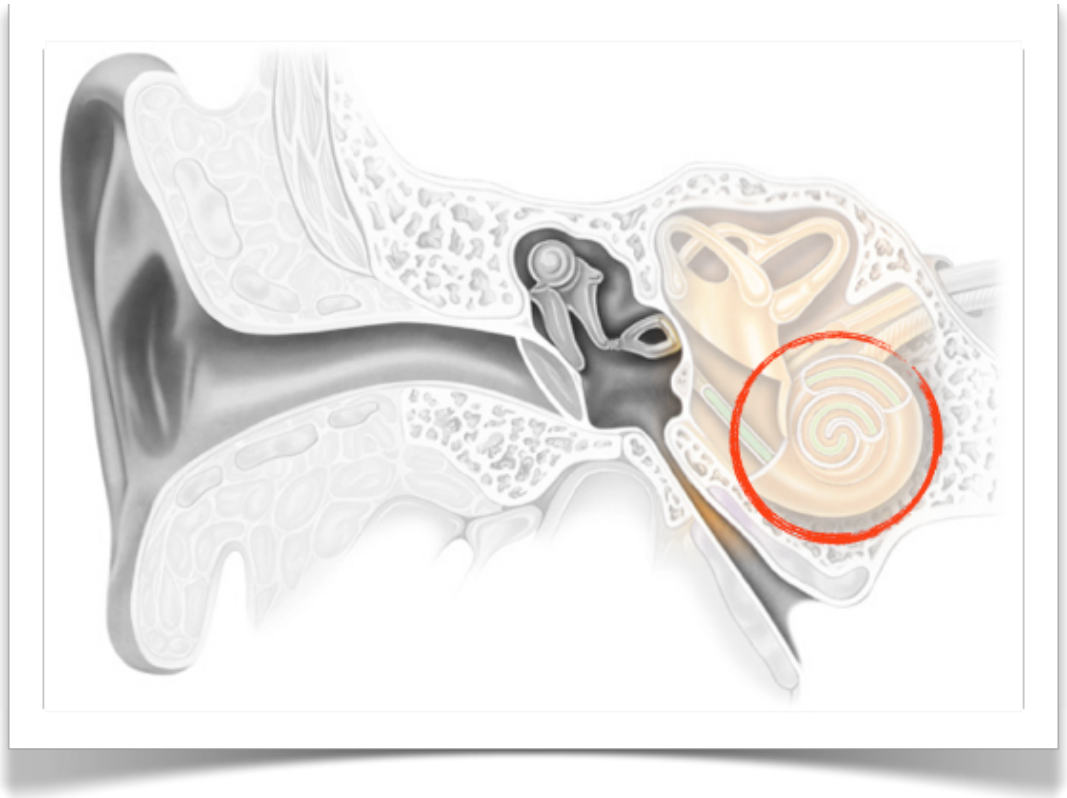


Figure 4 : Schéma de l'oreille [2]

La cochlée, figure (4 & 5), comporte trois tubes spiralés et accolés : la rampe vestibulaire (3), le canal cochléaire (1) et la rampe tympanique (2). La rampe vestibulaire et le canal cochléaire

sont séparés par la membrane de Reissner, la rampe tympanique et le canal cochléaire sont séparés par la membrane basilaire. La membrane vestibulaire permet d'isoler le liquide contenu dans le canal cochléaire, l'endolymphe, afin d'en maintenir la composition chimique nécessaire au fonctionnement des cellules ciliées. Les rampes vestibulaires et tympaniques contiennent quant à elles un liquide différent : la périlymphe.

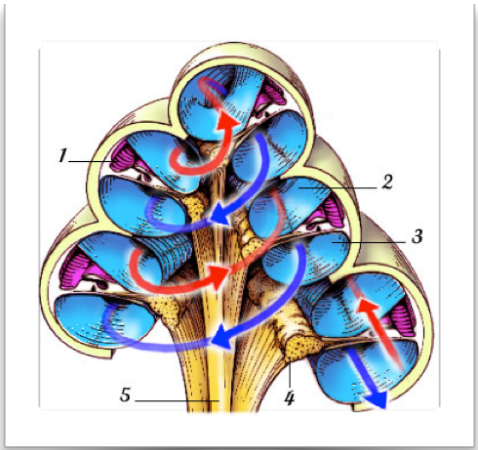


Figure 5 : Coupe de la cochlée [13]

La membrane vestibulaire est si fine qu'elle ne s'oppose pas à la transmission des vibrations sonores dans le liquide, depuis la rampe vestibulaire jusqu'au canal cochléaire. En ce qui concerne la conduction sonore, ces deux tubes sont donc considérés comme une seule chambre. La spirale de la cochlée peut ainsi être simplifiée en deux tubes parallèles et accolés, figure (6), comportant une base et un sommet (le sommet de la cochlée ou hélicotrèma).

Les vibrations sonores sont transmises à la rampe vestibulaire par la base de l'étrier à travers la fenêtre ovale. Le déplacement de l'étrier vers l'intérieur repousse le liquide dans la rampe vestibulaire et le canal cochléaire (et inversement). Etant donné que la cochlée est constituée de conduits osseux rigides, le déplacement de la fenêtre ovale vers l'intérieur entraîne, via la poussée sur le liquide endocochléaire, le déplacement de la fenêtre ronde vers l'extérieur (et inversement).

La membrane basilaire est composée de fibres basilaires raides et élastiques, fixées solidement à la structure osseuse centrale de la cochlée (la columelle) par leur base. Les fibres dont l'extrémité est libre sont capables de vibrer. La longueur des fibres augmente progressivement de la base au sommet de la cochlée selon un rapport de 12 fois. En

parallèle, le diamètre des fibres diminue progressivement d'environ 100 fois de la base au sommet de la cochlée. Les fibres courtes et de gros diamètre (très raides) situées près de la fenêtre ovale vibrent préférentiellement à haute fréquence alors que les fibres longues et fines (moins raides) vibrent mieux à basse fréquence.

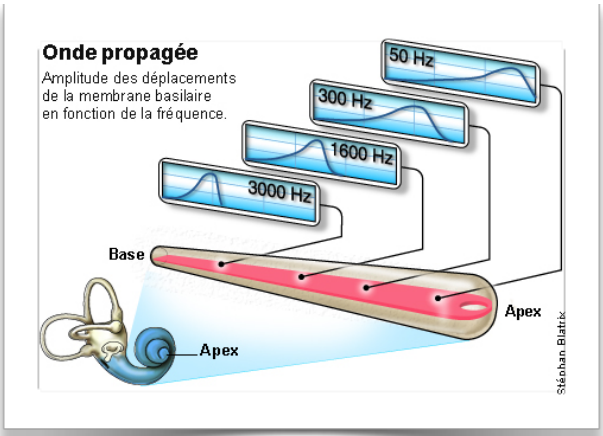


Figure 6 : Tonotopie cochléaire [14]

La différence de longueur et de diamètre des fibres basilaires est responsable d'un phénomène de résonance à haute fréquence à la base de la cochlée et à basse fréquence au sommet de la cochlée. Le déplacement liquidien, sous l'effet d'une onde sonore, mobilise les fibres de la membrane ciliaire qui, du fait de leurs propriétés élastiques, transmettent une onde le long de la membrane basilaire, depuis la base vers le sommet de la cochlée. Les ondes d'une fréquence donnée se propagent le long de la membrane basilaire jusqu'à un point de celle-ci où leur fréquence coïncide avec la fréquence de résonance propre des fibres. A cet endroit, appelé point de résonance, l'amplitude des oscillations de la membrane est maximale. Les oscillations y sont si faciles que l'énergie de l'onde se dissipe complètement et que l'onde ne se propage pas plus en avant vers le sommet de la cochlée. Les sons se propagent donc d'autant plus loin que leur fréquence diminue : un son à haute fréquence ne se propage que sur une courte distance alors qu'un son à très basse fréquence parcourt toute la longueur de la membrane, figure (6).

1.1.4. L'organe de Corti [11], [12], [15], [16]

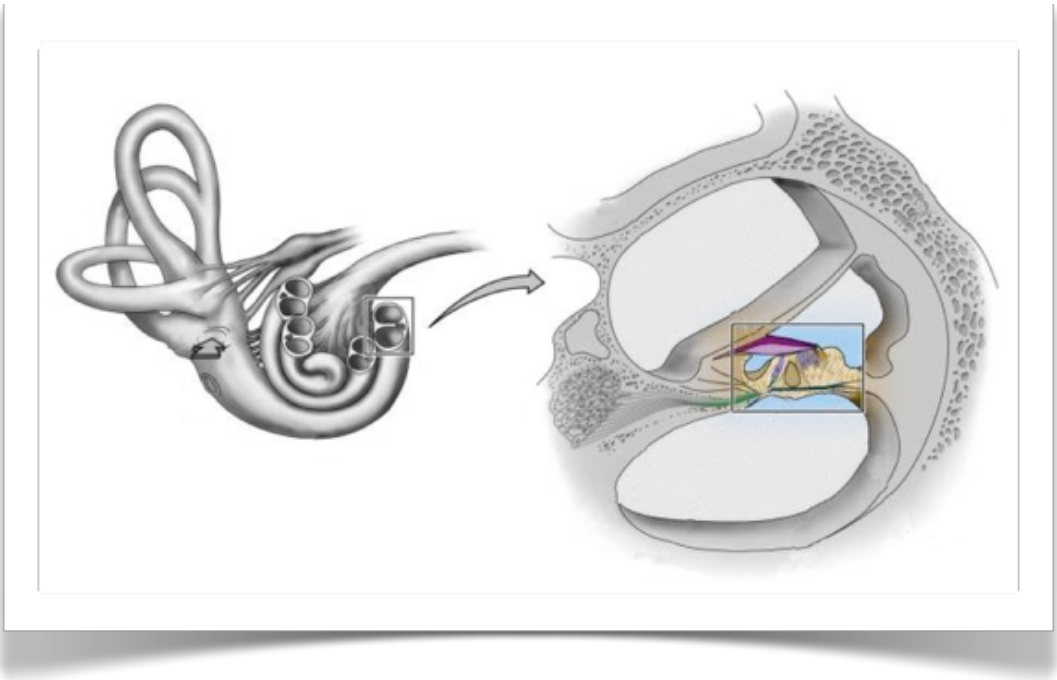


Figure 7 : Coupe de l'organe de Corti [14]

L'organe de Corti, figure (7), est l'organe récepteur qui donne naissance aux signaux nerveux en réponse aux vibrations de la membrane basilaire (c'est le phénomène de transduction).

L'organe de Corti est posé sur les fibres et la surface de la membrane basilaire. Les récepteurs sensoriels proprement dits sont des récepteurs mécaniques représentés par des cellules nerveuses spécialisées, les cellules ciliées. Les cellules ciliées sont surplombées par une membrane gélatineuse, la membrane tectoriale, dans le canal cochléaire. Au niveau de leur pôle apical, les cellules ciliées émettent des stéréocils qui viennent s'arrimer à la membrane tectoriale. Le pôle apical des cellules ciliées est par ailleurs fermement fixé à une structure rigide horizontale : la plaque articulaire soutenue par les piliers de Corti, eux-mêmes solidaires des fibres basilaires. [16]

L'ensemble se déplace donc en bloc : la vibration des fibres basilaires sous l'action de l'onde sonore se transmet à la plaque articulaire et aux stéréocils des cellules ciliées. Le mouvement de haut en bas des fibres basilaires devient un mouvement transversal au niveau de la plaque articulaire. L'apparition de cette composante horizontale dans le mouvement entraîne la courbure des stéréocils. La flexion des cils dans un sens dépolarise les cellules ciliées et dans l'autre sens les hyperpolarise. La transduction a lieu par l'intermédiaire de l'ouverture de canaux potassiques et l'entrée massive d'ions positifs (K+) à l'intérieur des stéréocils à partir de l'endolymphe (riche en potassium). La dépolarisation des stéréocils se transmet à la totalité de la membrane des cellules ciliées et est responsable de l'apparition du potentiel récepteur. [16]

Le potentiel récepteur entraîne la stimulation d'un réseau de terminaisons nerveuses de la cochlée. Ces fibres nerveuses aboutissent au ganglion spiral de Corti situé dans la columelle (le centre) de la cochlée. Les axones des cellules nerveuses du ganglion spiral forment le nerf cochléaire qui gagne le système nerveux central à la partie haute du bulbe.

1.1.5. Les voies auditives [3], [11], [17], [18]

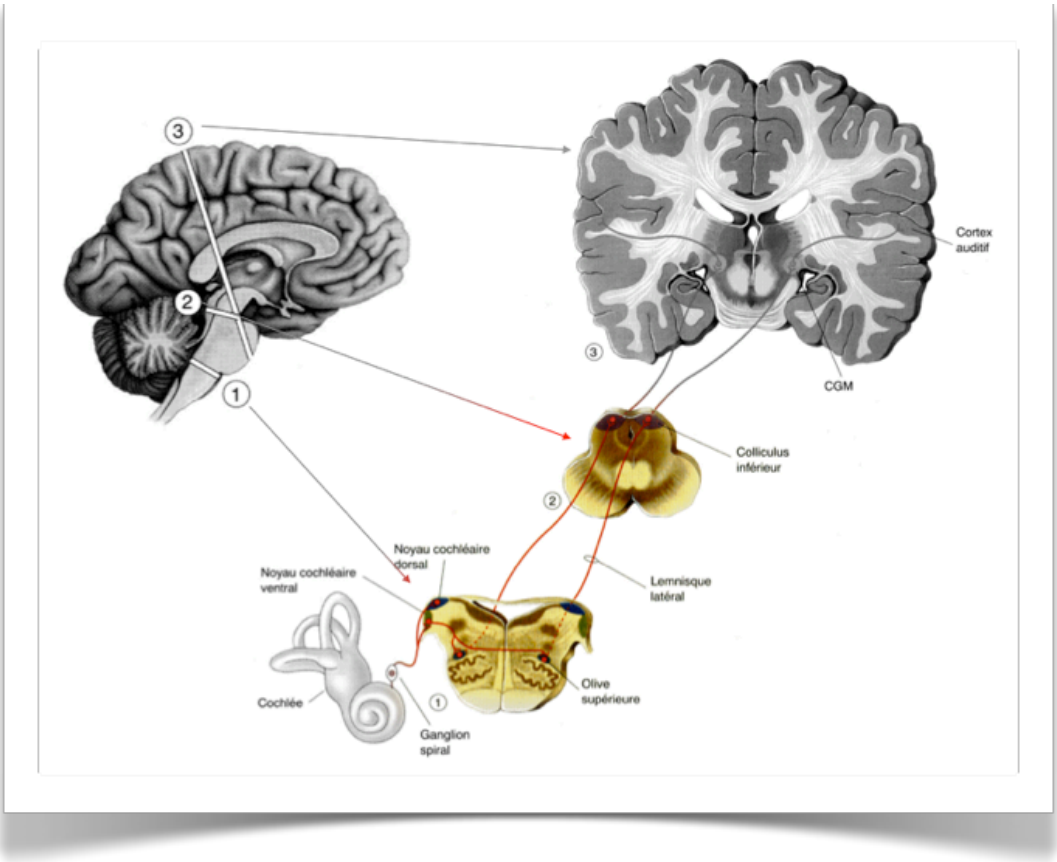


Figure 8 : Schéma des voies auditives **[18]**

Sur la figure (8), nous voyons les fibres nerveuses issues du ganglion spinal de Corti (1) qui font toutes synapse dans les noyaux cochléaires dorsaux et ventraux situés dans la partie haute du bulbe. La très grande majorité des neurones issus des noyaux cochléaires se projette sur le complexe des noyaux olivaires supérieurs controlatéraux. Quelques neurones issus des noyaux cochléaires se projettent sur le complexe des noyaux olivaires supérieurs ipsilatéraux.

Les projections ascendantes issues du noyau olivaire supérieur forment le lemnisque latéral. Certaines de ces fibres se terminent sur le noyau du lemnisque latéral tandis que la majorité se poursuivent directement jusqu'au colliculus inférieur. Les neurones issus du

colliculus inférieur (2) se projettent sur le corps géniculé médian (ou interne) puis les fibres issues de ce noyau suivent les radiations auditives jusqu'au cortex auditif (3).

Les projections issues d'une oreille se distribuent des deux côtés du cerveau avec seulement une prédominance controlatérale : le noyau cochléaire se projette pour partie sur l'olive supérieure ipsilatérale et certaines projections controlatérales reviennent en effet du côté de la source sonore (par les projections entre les deux corps trapézoïdes, les deux noyaux du lemnisque latéral ou les deux colliculi inférieurs).

De nombreuses collatérales des voies auditives se projettent enfin directement sur la substance réticulée du tronc cérébral. Celle-ci se projette sur le cortex et la moelle et active tout le système nerveux central en réponse à un son intense.

1.1.6. Le cortex auditif [3], [11], [17], [18], [21], [22]

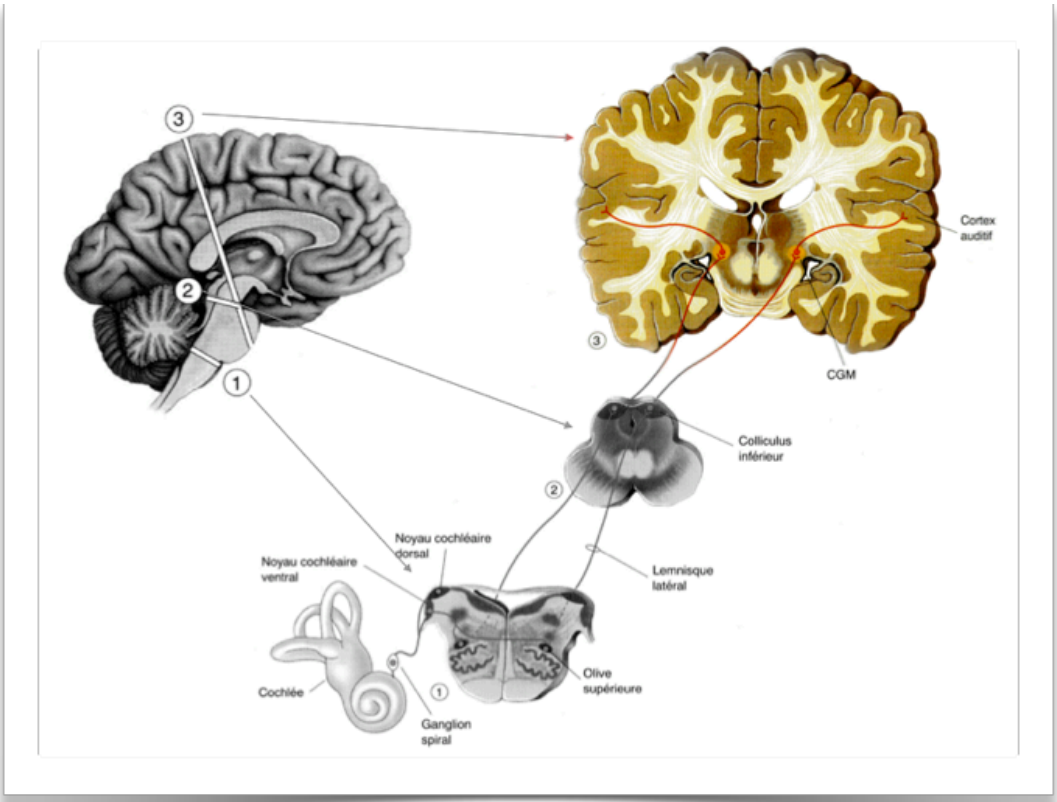


Figure 9 : Schéma des voies auditives **[18]**

Le cortex auditif primaire est situé à la face supérieure du gyrus temporal supérieur. Il reçoit les projections directes du corps géniculé médian.

Le cortex auditif secondaire ou cortex associatif auditif, figure (9), entoure le cortex auditif primaire. Il s'étend sur le bord latéral du lobe temporal en avant, en arrière et en dessous du cortex primaire, sur la plus grande partie du cortex insulaire en dedans et sur la région latérale de l'opercule pariétal en haut. Il reçoit les projections du cortex auditif primaire et de zones associatives du thalamus contiguës au corps géniculé médian.

Il existe au moins six zones de représentation spatiale des fréquences (cartes tonotopiques) au niveau des cortex auditifs primaires et secondaires. Le nombre élevé de ces cartes traduit probablement le fait que chacune d'entre elles analysent une propriété particulière des sons comme la fréquence du signal sonore, la direction de la source sonore... De nombreux neurones du cortex associatif ne répondent plus à une fréquence spécifique du son mais combinent différentes fréquences entre elles ou avec des informations issues des autres régions corticales, en particulier somesthésiques issues de l'aire somatosensorielle SII (cette aire recouvre une partie du cortex associatif auditif).

Le cortex auditif est particulièrement important pour l'identification de la qualité des sons. Chez l'homme, la destruction du cortex auditif primaire ne réduit que légèrement l'ouïe dans l'oreille controlatérale et ne provoque pas de surdité du fait des nombreux croisements des voies auditives dans le système nerveux central. En revanche, l'aptitude à localiser l'origine des sons est altérée car celle-ci nécessite la comparaison des signaux atteignant les deux hémisphères.

De plus la destruction du cortex auditif associatif en l'absence de lésions du cortex auditif primaire n'altère pas l'aptitude à reconnaître la tonalité des sons, du moins pour les sons simples mais altère la compréhension de la signification des sons. C'est ce qui est observé au cours de l'aphasie de Wernicke [19 & 20]. La lésion de la partie postérieure du gyrus temporal supérieur, faisant partie du cortex associatif auditif, rend habituellement le sujet inapte à comprendre le sens des mots bien qu'il les entende et puisse même souvent les répéter.

1.2. Audition binaurale

Dans cette partie nous allons étudier les indices acoustiques qui vont nous permettre d'analyser les sources sonores dans l'espace. Notre système auditif est composé de deux oreilles disposées de part et d'autre de notre tête, cette seule caractéristique nous permet de localiser les sons dans un environnement sonore complexe.

Notre cerveau est le plus sophistiqué des analyseurs que nous possédons. Celui-ci va gérer en continu des milliards d'informations par seconde, du simple contenu fréquentiel jusqu'à l'interprétation cohérente d'un signal sonore. Nous avons encore du chemin devant nous avant d'escompter égaler un jour cet organe noble qu'est notre cerveau.

En revanche, nos aides auditives vont permettre de faciliter le travail du cerveau en lui apportant un signal propre et surtout de façon équilibrée sur les deux oreilles. L'équilibre binaural est la condition sine qua non d'une bonne localisation spatiale sonore. Les processus de démasquage de la parole dans le bruit ne seront en effet réalisés de façon optimale, qu'en redonnant un équilibre au système auditif.

Nous ne reviendrons que brièvement sur l'importance de l'appareillage stéréophonique qui est universellement reconnu, voici donc les principaux avantages à restaurer la fonction binaurale [23] & [24] :

- Elle abaisse le seuil d'audition de 3dB par rapport au seuil liminaire monaural,
- Elle permet une augmentation de la sensation subjective d'intensité qui est de l'ordre de 6dB aux niveaux supraliminaires,
- Elle permet la localisation spatiale sonore grâce aux différentiels énergétiques et temporels,
- Elle fait émerger la parole dans le bruit par l'analyse de ces mêmes différentiels (démasquage de parole dans le bruit),
- Elle apporte une «meilleure qualité de l'audition» et participe au sentiment subjectif d'avoir une audition plus naturelle,
- Par des phénomènes de fusion binaurale, elle améliore la discrimination phonétique.

1.2.1. Les différents mécanismes [24]

Nous allons introduire la façon dont notre système auditif est en mesure de restituer la stéréoacousie. Nous bénéficions de plusieurs indices acoustiques qui permettent une bonne localisation des sources sonores.

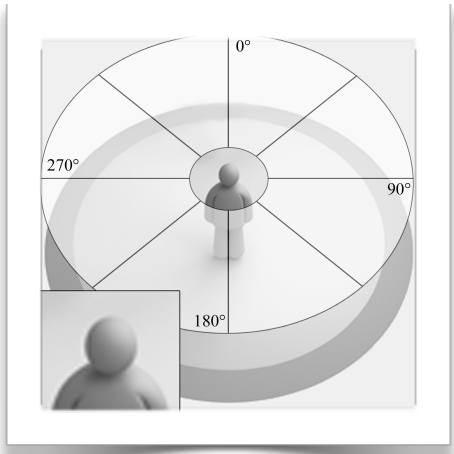


Figure 10 : Schéma des azimuts [24]

La localisation spatiale se réfère à la capacité d'un auditeur à identifier l'emplacement ou l'origine d'une source sonore ainsi que sa direction (figure 10) et son éloignement. La reconnaissance de la direction des sons est assurée par trois mécanismes principaux : la différence interaurale de temps, la différence interaurale de niveau et les informations spectrales liées aux pavillons.

1.2.2. La différence interaurale de temps ou itd[3]

La différence interaurale de temps se produit lorsque la source sonore n'est pas située à égale distance des deux oreilles, cela entraîne une différence dans les temps d'arrivée du son, figure (11). Lorsque la source sonore est directement en face, il n'y a pas de différence interaurale de temps, elle est alors de zéro. Dans la localisation des sons, les itd sont utilisés comme repères pour la localisation de l'azimut (angle horizontal du

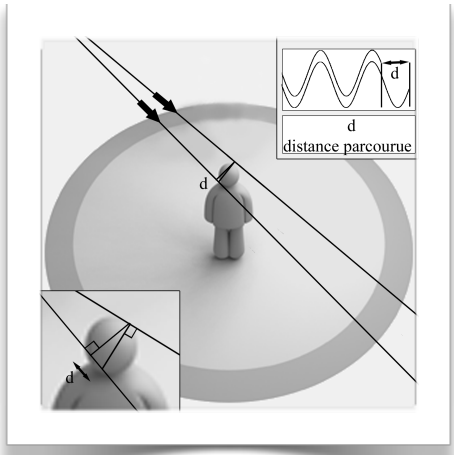


Figure 11 : Schéma du déphasage sonore suivant l'azimut [12]

3 Interaural Time Difference

son). De la différence binaurale de temps va découler une différence de phase. Cependant, elle sera surtout dépendante de la longueur d'onde :

$$\lambda = \frac{C}{f}$$

Avec C, la célérité exprimée en m/s et f, la fréquence exprimée en Hz

La distance interaurale étant de 21,5 cm en moyenne, cela correspond à une différence de temps de 625 ms. Ainsi les fréquences inférieures à 800 Hz présentent une longueur d'onde deux fois plus grande que la distance interaurale. Cela permet au système auditif de déterminer avec précision les retards de phase. Ce système permettrait de détecter des écarts temporels de l'ordre de 10 µs et ainsi d'obtenir une précision de location spatiale tonale d'environ 1 degré. La localisation par analyse d'écarts temporels n'est possible que pour des sons de fréquences inférieures à 3 kHz. En effet, au-delà de cette fréquence on dit que le signal n'est plus «verrouillé en phase». [24]

1.2.3. La différence interaurale de niveau ou ild[4]

Le second phénomène, est la différence de pression acoustique entre les deux oreilles, la différence interaurale de niveau, figure (12). Cette mesure est principalement influencée par l'effet d'ombre de la tête. On considère un ild de 6,4 dB en moyenne pour le spectre de la parole. En son pur, cela dépend principalement de la longueur d'onde, mais cela varie de 3 dB pour 500 Hz jusqu'à 20 dB pour 6000 Hz. Le petit graphique en bas de la figure (12) nous montre le signal reçu par l'oreille droite et celui reçu par l'oreille gauche. Nous voyons qu'il existe bien une différence de niveau sonore (en ordonnée) suivant les fréquences (en abscisse) en raison de l'effet de masque de la tête (Chapitre 1.2.5). [24]

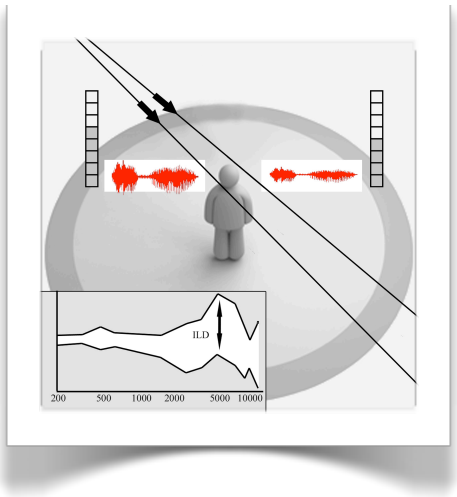


Figure 12 : Schéma de l'atténuation interaurale de niveau [24]

La localisation des sons au-delà de 3 kHz se fait par analyse des différences d'intensité. C'est l'olive supérieure latérale (OSL) et le noyau médian du corps trapézoïde (NMCT) qui interviennent dans ce mécanisme. [22]

L'OSL reçoit à la fois des fibres excitatrices du noyau cochléaire antéro-ventral ipsilatéral et des fibres inhibitrices en provenance du noyau cochléaire controlatéral (relayé dans le NMCT). Un son latéralisé à gauche provoquera donc une excitation importante de l'OSL gauche qui sera faiblement inhibé par les afférences droites. Inversement l'inhibition importante à droite supprimera toute activité de l'OSL droite. L'OSL ne code donc que pour des sons situés dans son hémichamp auditif. [22] & [25] & [26]

4 Interaural Level Difference

1.2.4. Les informations spectrales pics et creux spectraux liés aux pavillons [23], [24]

Ces mécanismes (ild, itd) permettent de localiser latéralement la source sonore mais sont incapables de préciser si le son vient de l'avant ou de l'arrière, du dessus ou du dessous. Ceci est principalement réalisé par la partie supérieure du pavillon de l'oreille. Sa forme modifie la qualité du son qui pénètre dans l'oreille en fonction de la direction par laquelle il arrive : le pavillon accentue des fréquences sonores particulières en provenance de directions différentes. Il va principalement réfléchir les hautes fréquences (longueur d'onde inférieure aux dimensions de l'oreille externe). La latence de ces réflexions varie en fonction de l'incidence et de la direction de la source sonore. Ces réflexions interagissent entre elles et vont ainsi créer des pics et des creux spectraux. La fréquence avec laquelle ces pics et ces creux spectraux vont apparaitre va donner des indications précises sur l'origine de la source sonore.

1.2.5. L'effet d'ombre de la tête

L'effet d'ombre de la tête, figure (13), se décrit comme étant l'atténuation du niveau sonore lorsqu'une ou plusieurs ondes traversent la boite crânienne. Il existe donc un amortissement du signal lorsque l'obstacle représenté par la tête s'interpose. On peut voir sur le graphique que l'intensité perçue par l'oreille droite est plus importante que celle de l'oreille gauche. On en déduit que l'effet d'ombre de la tête n'est pas identique à toutes les fréquences et est naturellement plus important dans les fréquences aiguës. [24]

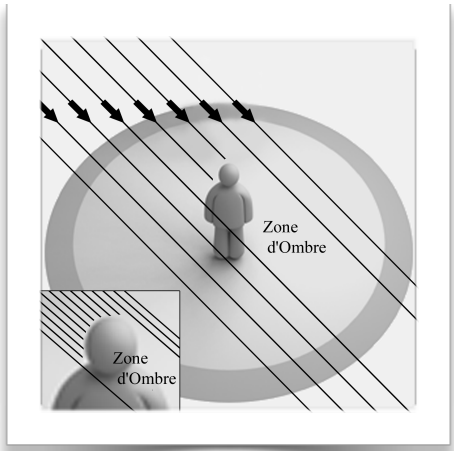


Figure 13 : Schéma de l'effet d'ombre de la tête [24]

1.2.6. En somme [26]

La discrimination de l'intervalle de temps est efficace pour localiser les sons à des fréquences inférieures à 3 kHz. Si une personne regarde en direction de la source sonore, celle-ci atteint les deux oreilles en même temps. En revanche, si une des oreilles est plus proche de la source sonore, le signal sonore atteint cette oreille plus rapidement que l'autre oreille. La différence de niveau sonore est quant à elle opérationnelle pour des fréquences supérieures à 3 kHz via l'effet d'ombre de la tête qui joue le rôle d'un filtre passe-bas[5]. [24]

Les mécanismes nerveux de la localisation des sons commencent dès les noyaux olivaires supérieurs. Le noyau olivaire supérieur comprend deux parties : le noyau olivaire supérieur médian et le noyau olivaire latéral.

[5] Filtre ne laissant passer que les fréquences graves et freine le passage des aiguës

Le noyau latéral détecte la différence d'intensité du son atteignant les oreilles et envoie un message correspondant au cortex auditif.

Le noyau médian détecte l'intervalle de temps entre les sons atteignant les oreilles. Il existe en effet de nombreuses connexions entre les noyaux olivaires droits et gauches : le signal acoustique passe donc de droite à gauche et de gauche à droite au niveau de ces noyaux et l'intervalle de temps de chacun des signaux influence le niveau d'excitation des neurones de l'olive supérieure. Il existe de plus dans l'olive supérieure médiane une disposition spatiale des neurones qui répondent à des intervalles de temps variable : les neurones situés près d'un bord du noyau répondent aux intervalles courts, ceux situés au bord opposé répondent aux intervalles longs et ceux disposés au milieu répondent aux intervalles intermédiaires. Le noyau médian de l'olive supérieure développe ainsi un modèle spatial de stimulation neuronale : le son provenant de face stimule de façon maximale un ensemble particulier de neurones et les sons provenant de directions angulaires différentes stimulent des neurones situés plus latéralement. Cette disposition spatiale des intervalles des signaux est conservée jusqu'au cortex où la direction du son est détectée à partir de la zone du cortex la plus activée. L'intégrité des aires corticales des deux côtés est donc indispensable à la localisation de la source sonore.

Les voies véhiculant les informations relatives à la direction de la source sonore ainsi que les aires corticales qui traitent ces informations sont différentes des voies et des aires qui traitent la structure tonale du son. Les deux modalités du son sont dissociées à partir de l'olive supérieure.

1.2.7. La procédure APA [27]

La procédure APA (Affinement Post Appareillage) est une technique d'appareillage créée par Léon Dodelé. Il a mis en place avec l'aide de son fils une méthodologie simple qui permet à tout audioprothésiste de tester et de régler avec précision une équilibration stéréoacousique.

Pour améliorer l'intelligibilité vocale en présence de bruit, l'audioprothésiste dispose de différentes «stratégies». La première stratégie est d'équiper le malentendant avec des aides auditives de hautes performances comprenant un traitement du signal dernière génération, des microphones directionnels et des réglages biens approfondis. La seconde stratégie consiste à user d'une approche psychoacoustique et psychophysiologique, qui aura pour objectif de restituer au malentendant une audition binaurale la mieux équilibrée possible. La qualité du rétablissement de cet équilibre découlera la possibilité de localiser l'origine des stimuli et de permettre le démasquage de la parole en milieu bruyant.

La première étape de la Procédure APA est un test de localisation spatiale. La seconde étape est un test de Sensations Sonores (Loudness Scaling). Les stimuli utilisés (RASTI) sont représentatifs, en fréquences et en intensités, de l'enveloppe et du spectre à long terme de la parole. Sur base de la confrontation des résultats obtenus lors des deux premières étapes (localisation et loudness), le Logiciel APA calcule et propose automatiquement les éventuelles corrections à apporter à chaque appareil, pour chacune des zones de fréquences et des niveaux d'intensités testés. La réalisation de la Procédure APA ne prend que quelques minutes et se réalise à l'aide d'un équipement minimal et à la portée de tous. Cette procédure originale est la première méthode post-appareillage qui combine les résultats

d'un test de localisation spatiale et de sensations sonores dans le but de proposer des corrections permettant d'affiner les réglages audio-prothétiques.

Afin d'améliorer significativement l'audition d'un malentendant en milieu bruyant il est plus que nécessaire d'équilibrer la perception de son environnement vis à vis de ses deux oreilles. «Selon une étude statistique réalisée sur plus de 22.000 audiométries (Dodelé 1., 1993), environ 70 % des malentendants appareillables ont une déficience auditive qui justifie et nécessite le port d'un appareillage stéréophonique.» [27] En outre, il n'est pas suffisant de placer deux aides auditives indépendantes. Il faut équilibrer les sensations de sonie entre les deux oreilles.

Le gain des aides auditives est dorénavant adaptatif (Chapitre 1.4.2), c'est pour cela qu'il est nécessaire d'équilibrer correctement les oreilles sur les différents étages d'amplification (niveau d'entrée faible, moyen et fort).

1.3. Phonétique [28]

1.3.1. Définition

«Le son est une onde produite par la vibration mécanique d'un support fluide ou solide et propagée grâce à l'élasticité du milieu environnant sous forme d'ondes longitudinales. Par extension physiologique, le son désigne la sensation auditive à laquelle cette vibration est susceptible de donner naissance.» [29], [30]

Dans la chaine parlée, les sons les plus intéressants sont ceux qui sont impulsionnels, leur durée est plutôt brève (inférieure à la seconde). Ils peuvent être représentés sous forme d'un tracé temporel. Il exprime une variation de pression acoustique transitoire en fonction du temps. On peut l'observer de façon «fine» ou «grossière». [31]

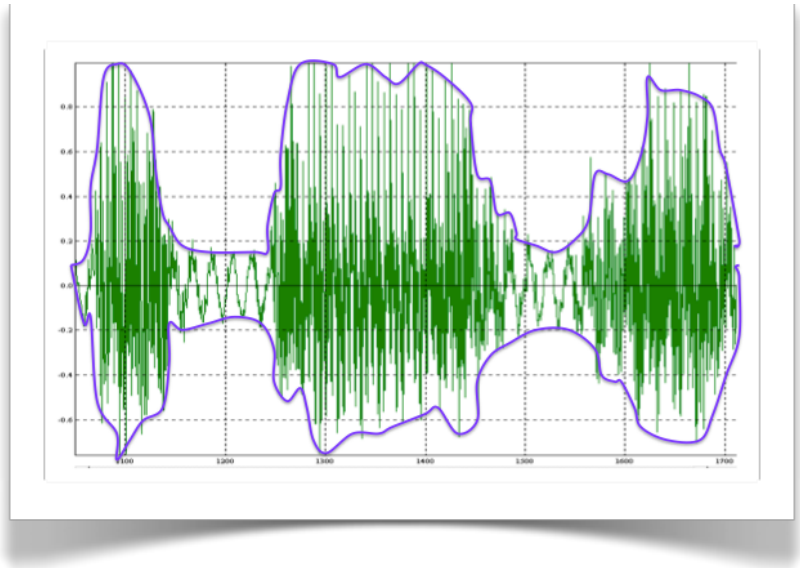


Figure 14 : Schéma du spectre de la parole : représentation fine et grossière [31]

Si on ne tient compte que de la représentation fine, nous examinerons toutes les micros fluctuations du signal sur un laps de temps très court (en vert sur figure 14). En revanche,

si nous observons le signal «grossièrement» (en violet sur figure 14), on l'examine alors sur une plus longue durée et on en détermine l'enveloppe du signal. L'enveloppe d'un signal peut être étudiée en vue temporelle ou spectrale. [31]

1.3.2. Champ auditif [28], [33]

Nous disposons tous d'une «plage» ou «dynamique» d'audition. Cette dynamique est graduée en décibels et est relative à la sensation d'intensité. La sensation de «sonie» est une mesure très subjective, en revanche nous pouvons établir une moyenne où les individus sont à peu près tous dans cette gamme. La dynamique d'audition est bornée en dessous par le «seuil d'audition» et au dessus par le «seuil de douleur» ou «d'inconfort».

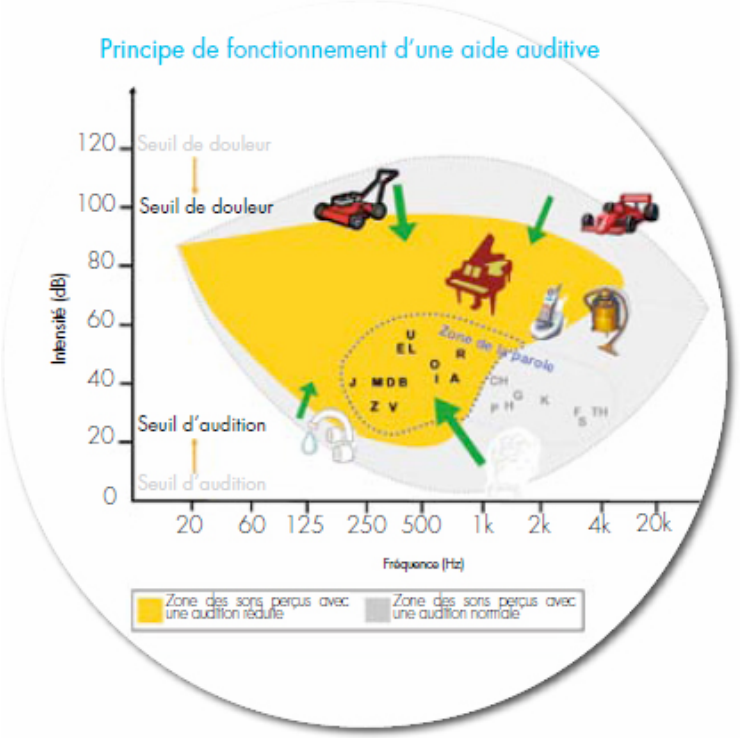


Figure 15 : Schéma de la dynamique auditive standard et d'une perte auditive [34]

Cette plage s'étend généralement pour des normaux entendants de 0dB HL[6] à 120 dB HL. En ce qui concerne le malentendant, nous constatons une élévation du seuil d'audition ou «seuil liminaire», figure (15). En revanche, le seuil d'inconfort conserve sa valeur de 120 dB HL. On en déduit aisément que la dynamique d'audition ou la différence entre le seuil d'inconfort et le seuil liminaire, diminue (schéma). Nous constatons que les

[6] Hearing Level

sons faibles ne sont pas perçus et que les sons forts paraissent trop fort aux oreilles d'un malentendant. Ceci est appelé recrutement ou sur-recrutement.

Sur le schéma (16) nous observons le champ auditif qui est l'ensemble des sons perceptibles en fonction de la fréquence et de l'intensité pour un être humain. L'étendue des fréquences perceptibles vont de 20 Hz (basses fréquences) à 20 kHz (hautes fréquences).

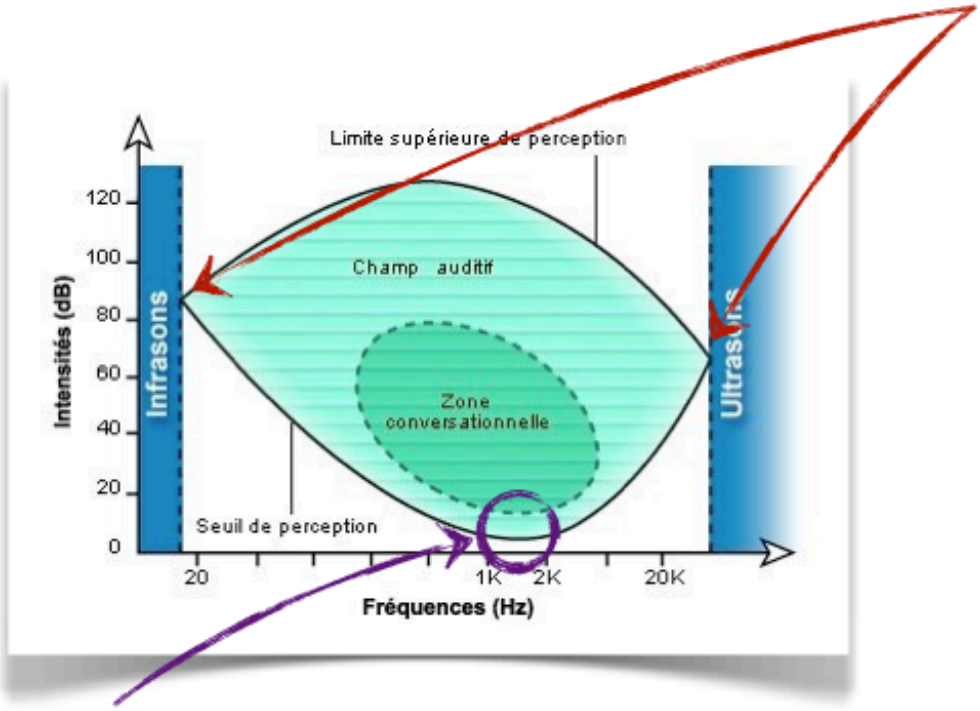


Figure 16 : Schéma du champ auditif [34 bis]

En intensité, les limites s'étendent de 0 dB SPL[7] (seuil d'audibilité) à 120 dB SPL (seuil douloureux). Cette zone comprise entre le seuil d'audition et le seuil d'inconfort est appelée dynamique résiduelle de l'oreille ou champ auditif. En revanche le seuil d'audition n'est pas constant en fonction des fréquences. L'oreille est plus sensible à certaines fréquences que d'autres. Ceci est dû aux fonctions de transfert de l'oreille externe et de l'oreille moyenne (Chapitre 1.1.1). La région comprise entre 2 000 et 3 000 Hz (flèche violette) est mieux perçue

[7] Sound Pressure Level

par l'oreille humaine que les régions extrêmes. On observe donc un pincement du champ auditif à ses extrémités (flèches rouges).

Les courbes isosoniques, figure (17), furent mesurées pour la première fois en 1933 par Fletcher et Munson. Le principe est de déterminer pour chaque fréquence, l'intensité pour laquelle la sensation est identique. Ils ont alors tracé ce que l'on appelle des courbes d'isophones ou d'iso-sensations.

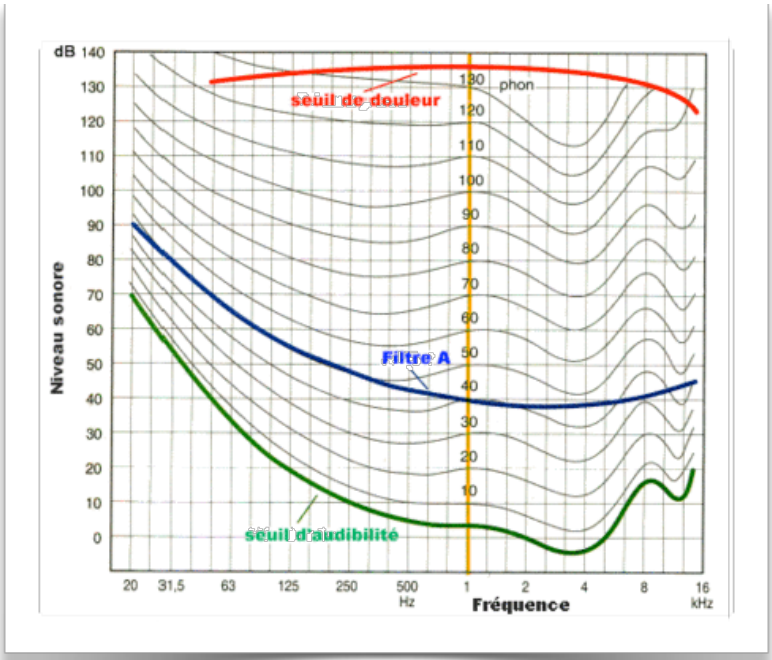


Figure 17 : Schéma des courbes isosoniques [36]

Le phone est l'unité de «sensation» qui nous permet d'établir ces courbes. Le principe est que pour avoir une sensation de 10 Phones à 1000 Hz il est nécessaire d'envoyer un son à 10 dB SPL. De même pour 20 Phones il faudra une intensité de 20 dB SPL, ainsi de suite... L'échelle est donc étalonnée sur la fréquence référence 1000 Hz. Si nous prenons la courbe d'isosonie 10 Phones, pour qu'un son de 125 Hz soit perçu de la même intensité qu'un son de 1000 Hz, il est nécessaire d'augmenter le niveau de la source à 25 dB SPL. Cela nous montre

que pour avoir la même sensation d'intensité il est nécessaire de mettre un volume plus important lorsque nous entendons un son plus grave.

Lorsque la perte auditive survient, la dynamique du champ auditif se restreint car le seuil d'audition augmente. Les sons faibles sont moins perceptibles et les sons forts quant à eux surviennent plus rapidement, c'est ce que l'on appelle le recrutement.

1.3.3. Perte auditive et perception de la parole [37]

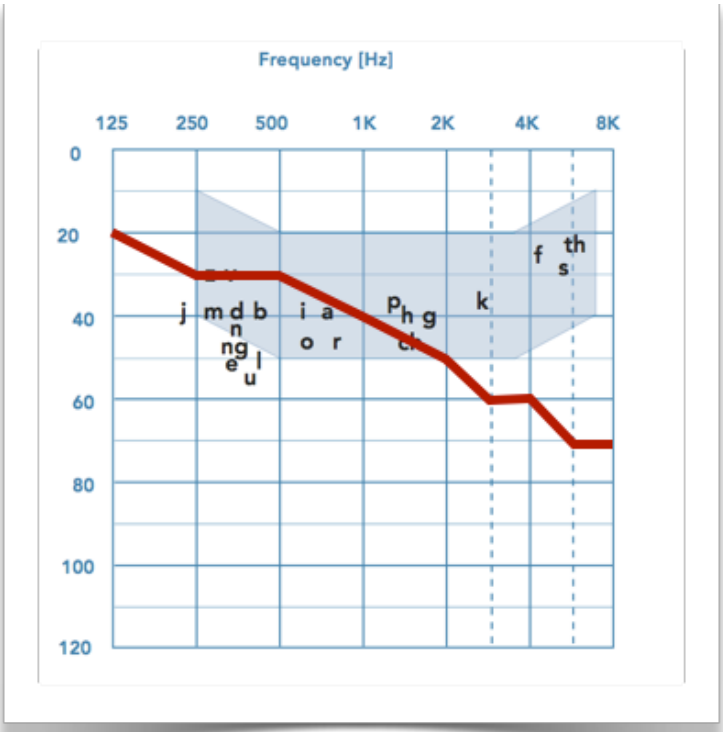


Figure 18 : Schéma d'une perte auditive association phonémique [37]

Dans le cas d'une perte auditive, la perception du message est imparfaite. Le malentendant va donc devoir compléter ce qui n'a pas été perçu et l'interpréter afin de reconnaître l'information verbale, c'est la suppléance mentale. La perte auditive peut être assimilée à

une perturbation dont on connaît un certain nombre de paramètres : l'importance du déficit, la forme de la courbe audiométrique, la date d'apparition. La modification du signal d'entrée entraîne alors des modifications en sortie : apparition des confusions phonétiques. On voit sur le schéma (18) que chaque phonème est localisé à des fréquences et intensités différentes. Lorsqu'une perte auditive survient, de nombreux phonèmes ne sont plus perçus d'où des confusions ou des omissions de phonème. La perte auditive (courbe en rouge) nous permet de comprendre aisément que les phonèmes /j/, /m/, ... sont bien perçus, en revanche /k/, /f/, ... ne sont pas perçus.

Selon le type de perte on peut observer, moyennant un contrôle rigoureux des différentes variables (type de tests, contexte, contraintes phonologiques, distributionnelles, lexicales, sémantiques...) les variations des systèmes de confusions entre phonèmes. Ces confusions phonétiques sont d'une importance cruciale en audioprothèse car elles constituent souvent les seuls indicateurs des troubles qualitatifs de la perception de la parole et peuvent servir de marqueurs des bénéfices apportés par les prothèse auditives.

1.3.4. Spectrogramme

Le sonagramme (ou spectrogramme) est une représentation de la parole d'après ses caractéristiques temporelles et fréquentielles, figure (19). Afin de pouvoir analyser et caractériser un son il faut tenir compte de son évolution temporelle et donc de son spectre. Les spectrogrammes nous permettent de visualiser ces caractéristiques et de reconnaitre les phonèmes entendus.

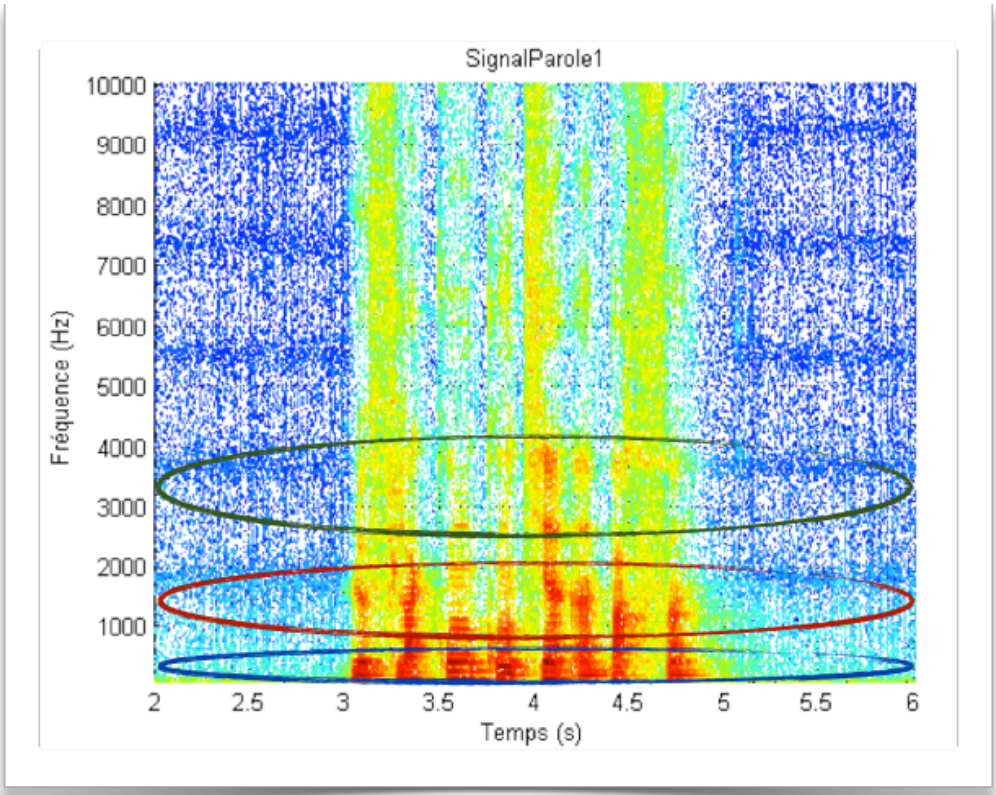


Figure 19 : Graphique d'un spectrogramme

Les couleurs vont du bleu (intensité faible) au rouge (intensité forte) en passant par le vert et le jaune (intensité moyenne).

En ordonnée nous avons les fréquences (en Hz) et en abscisse le temps en secondes. L'intensité des couleurs correspond à l'intensité d'énergie des formants (plus c'est foncé plus il y a d'énergie). Nous distinguons différents formants ou pics d'énergie sur la figure (19). Les premiers formants appelés F1 sont entourés en couleur bleue, les secondes appelés F2 en rouge et le troisième F3 en vert.

1.4. Système d'amplification [37], [38]

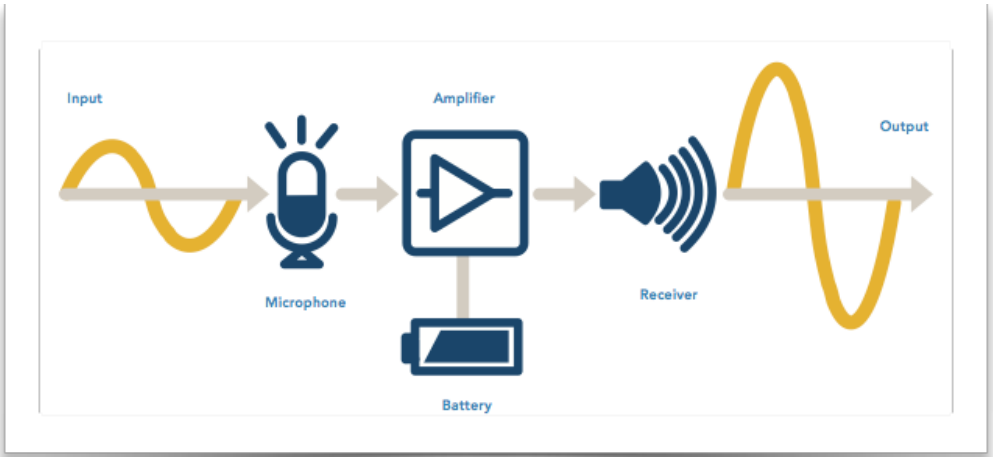


Figure 20 : Schéma simplifié d'une aide auditive [37]

Un appareil auditif est composé d'un transducteur d'entrée (microphone), d'un ou plusieurs étages d'amplifications (ampli), d'un transducteur de sortie (écouteur) et pour finir d'une alimentation (pile), figure (20). Le rôle d'une aide auditive est d'amplifier un signal d'entrée capté par le microphone afin de restituer un signal plus fort à la sortie de l'écouteur. Depuis maintenant quelques années l'amplification appliquée au signal d'entrée fluctue suivant ce dernier, on parle alors d'amplification adaptative. Une amplification linéaire était utilisée à la genèse des aides auditives, mais elle avait de nombreux inconvénients. Nous allons voir comment se comporte un système adaptatif, un système linéaire et quels en sont les avantages et les inconvénients sur la compréhension, notamment dans le bruit.

1.4.1. Gain linéaire [31], [37]

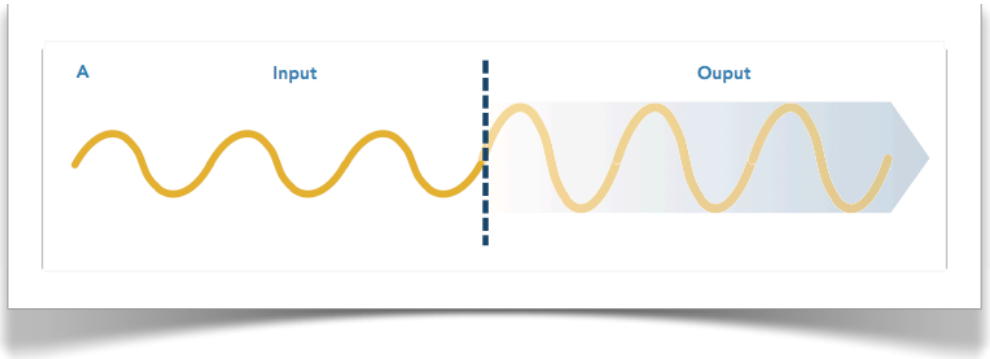


Figure 21 : Schéma de l'action du gain sur une onde propagée [37]

Commençons par donner une définition explicite du gain. En électronique, le gain désigne la capacité d'un circuit à augmenter la puissance ou l'amplitude d'un signal, figure (21). En audioprothèse le gain se réfère à la quantité d'amplification appliquée au signal d'entrée. Plus précisément, il est défini comme étant la différence entre le niveau sonore de sortie et le niveau sonore d'entrée. Le gain est exprimé en dB. La relation mathématique entre l'entrée, le gain et la sortie est donnée par la formule :

Gain = Niveau de sortie - Niveau d'entrée

Un gain dit «linéaire» est constant quel que soit le niveau d'entrée. Le graphique (22) nous présente le gain obtenu via le niveau d'entrée (en abscisse) en fonction du niveau de sortie (en ordonnée).

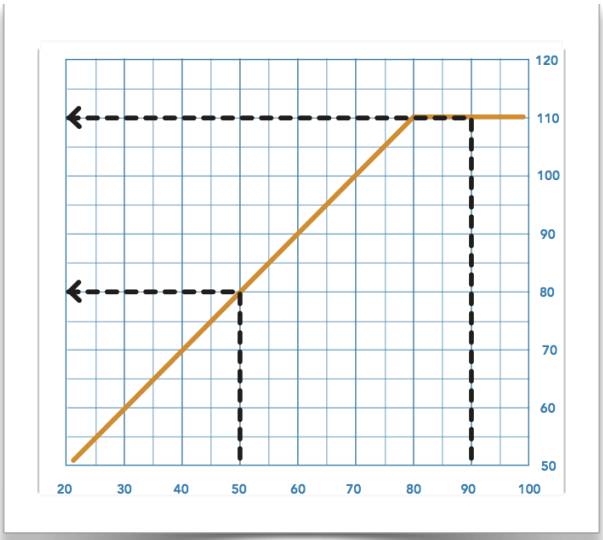


Figure 22 : Graphique représentant une fonction linéaire [37]

Comme nous pouvons le voir sur le graphique (22), pour un niveau d'entrée de 50 dB le niveau de sortie est de 80 dB. Le gain est alors de 80 - 50 soit 30 dB. Pour les valeurs d'entrée comprises entre 20 dB et 80 dB le gain est constant, il est toujours de 30 dB. C'est comme cela que nous définissons un gain linéaire.

En outre les aides auditives disposent d'un limitateur appelé MPO (Maximal Power Output). Ce dispositif dépend essentiellement du niveau de sortie, il est réglé de manière à ce que le niveau en sortie de l'appareil ne dépasse jamais un certain seuil. Comme nous le suggère le graphique (23), le niveau de sortie ne dépasse jamais les 110 dB. Il en découle que le signal va être écrêté comme nous le montre le schéma (24). Lorsque le signal de crête dépasse le niveau mis en place, il en résulte un «écrêtage» comme nous pouvons le voir.

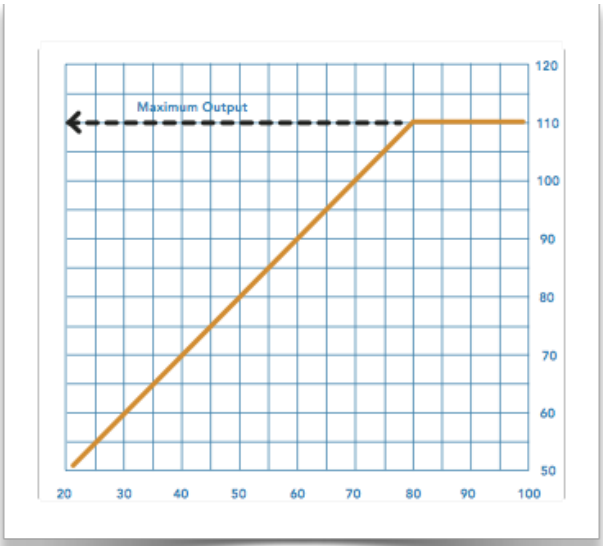


Figure 23 : Graphique représentant une fonction linéaire [37]

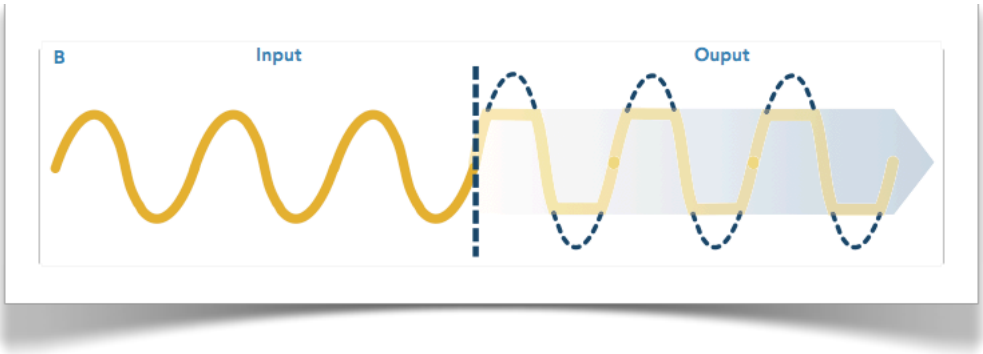


Figure 24 : Schéma de l'action d'un écrêteur sur un système d'amplification [37]

1.4.2. Gain adaptatif [31], [37]

Comme nous venons de le voir le gain est la différence entre le niveau de sortie et le niveau d'entrée. Lorsque le gain est constant quel que soit le niveau d'entrée il est appelé «linéaire», figures (25 & 23). Lorsque le gain fluctue avec le niveau d'entrée on dit qu'il est «non-linéaire» ou «adaptatif», figure (25). En d'autre termes, le gain ne sera pas identique si le niveau d'entrée est faible, moyen ou fort. C'est ici qu'entre en jeu le système de compression et d'expansion (). La compression va diminuer le gain sur des niveaux d'entrée élevés, en revanche l'expansion va accroître le gain sur les niveaux d'entrée faibles. Prenons exemple sur le graphique (), pour un niveau d'entrée de 60 dB le gain est de 85 - 60 soit 25 dB. A présent prenons un niveau d'entrée de 80 dB, le gain est de 95 - 80 soit 15 dB. Le gain est donc «non-linéaire» plus le niveau d'entrée augmente plus le gain diminue : c'est de la compression.

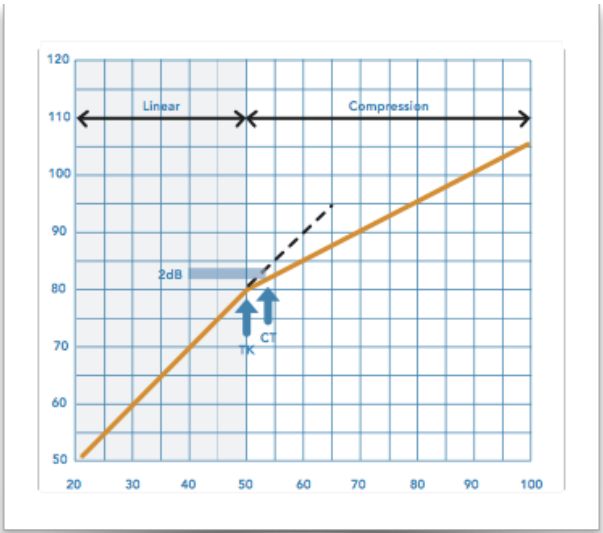


Figure 25 : Graphique représentant la compression sur une fonction linéaire [37]

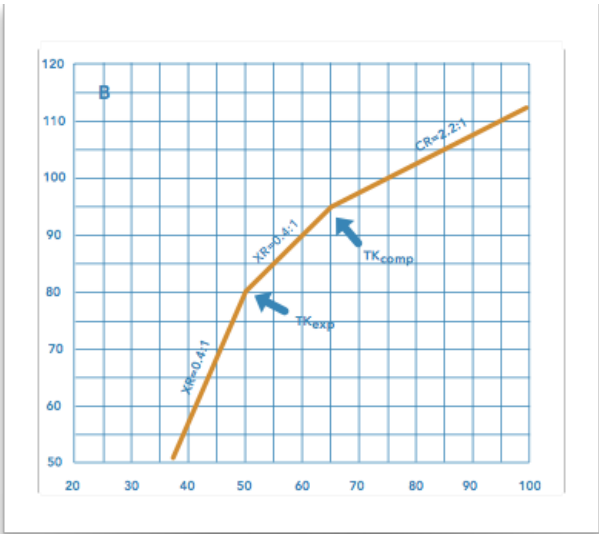


Figure 26 : Graphique représentant l'expansion et la compression [37]

Le graphique (26) nous permet de voir de l'expansion entre 35 dB et 50 dB, de la linéarité entre 50 dB et 65 dB et enfin de la compression au delà de 65 dB. Le point

d'enclenchement de la compression ou de l'expansion est appelé TK (Threshold Kneepoints) et est défini d'après le niveau d'entrée. Ici le TK de la compression est établi pour une valeur de 65 dB. Le TK de l'expansion est quant à lui défini pour une valeur de 50 dB. La compression et l'expansion dépendent du lieu d'enclenchement mais aussi du ratio de compression appelé CR (Compression Ratio). Il nous donne une indication sur l'importance de la compression, plus le ratio est important plus la compression est forte. Il est défini par la formule :

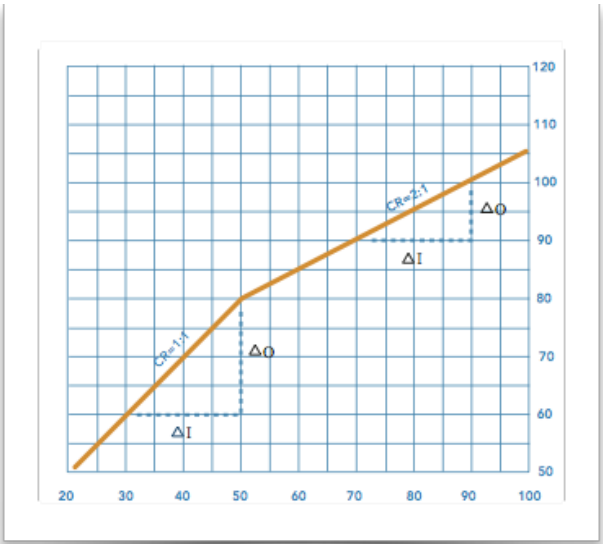


Figure 27 : Graphique représentant les ratios de compression [37]

$$CR = \frac{\Delta Input}{\Delta Output} = \frac{20}{20} = 1:1$$

Figure 28 : Schéma de la relation du taux de compression [37]

Dans ce cas le ratio est égal à 1, c'est à dire que la compression est linéaire, autrement dit il n'y a aucune compression c'est ce que l'on a appelé un gain constant. Sur le graphique () nous voyons que la compression est de 2:1, c'est à dire que pour une augmentation de 2 dB du niveau d'entrée le niveau de sortie augmente seulement de 1 dB. Nous assistons bien à une diminution du gain entre le niveau d'entrée et de sortie. Cela fait maintenant de nombreuses années que l'utilisation de la compression n'était pas vue d'un bon oeil, cependant, la plupart des aides auditives produites à l'heure actuelle utilisent des stratégies d'amplification compressives. Les amplifications strictement linéaires sont considérées

comme dépassées, principalement en raison des difficultés d'audibilité des sons faibles et de l'inconfort des sons forts. La compression apporte une réponse à ces deux problèmes et fournit ainsi un confort supérieur à une amplification linéaire.

1.4.3. Dynamique d'audition [31], [37]

Dans le cadre d'une adaptation nous désirons corriger une personne atteinte d'une déficience auditive, nous allons appliquer à une source sonore d'entrée un «gain» qui va restituer un son amplifié à la sortie de l'aide auditive. Si nous choisissons un gain fixe dit linéaire (sans compression) nous obtiendrons ce que nous avons vu dans la première partie sur le gain linéaire. Il en résulte que les sons de niveaux faibles vont être très bien perçus, en revanche plus le niveau d'entrée augmente plus le niveau du son ressenti par le malentendant devient fort voir même désagréable lorsque l'on s'approche du seuil d'inconfort. La compression est alors la solution pour que les sons de niveaux faibles paraissent plus fort en restant faibles et les sons forts paraissent forts et non pas intolérables. L'objectif est de réorganiser l'environnement sonore du patient afin que l'ensemble de son champ d'audition soit amplifié avec tact et mesure.

- Prenons l'exemple d'un appareillage avec un gain linéaire :

Imaginons deux sons d'entrée, l'un faible de 40 dB, l'autre fort de 90 dB et un gain de 30 dB. Dans les conditions du gain linéaire (sans compression), le niveau de sortie pour le son de 40 dB sera de 40 + 30 soit 70 dB. En outre, le son de 90 dB sera lui aussi amplifié de 30 dB et sortira de l'aide auditive à 90 + 30 soit 120 dB !! Ceci est un exemple, mais il reflète bien que sans compression le système amplifie très bien les sons de niveaux faibles mais sur-amplifie les sons de niveaux forts... Pour une aide auditive comprimant le signal, le gain ne serait pas de 30 dB sur l'ensemble de la dynamique d'entrée. Le gain diminue pour les sons de niveaux forts, ainsi il est possible pour le malentendant de percevoir de très petits bruits et

de ne pas être exacerbé par les bruits d'intensité élevée. Cela nous amène à la notion de «dynamique auditive» que nous avons établi dans le chapitre sur la phonétique (Chapitre 1.3.2).

1.4.4. Temps d'attaque (Attack Time) & Temps de retour (Release Time) [37]

Nous avons jusqu'à maintenant abordé l'aspect intensité de la compression mais il y a un facteur temporel qui est très important. En effet, nous venons de voir que la compression dépendait de son lieu d'enclenchement et de son ratio. Il dépend aussi de son temps d'attaque, c'est à dire le temps que met la compression pour s'enclencher et son temps de retour, c'est à dire le temps pour que le gain revienne à son état d'équilibre.

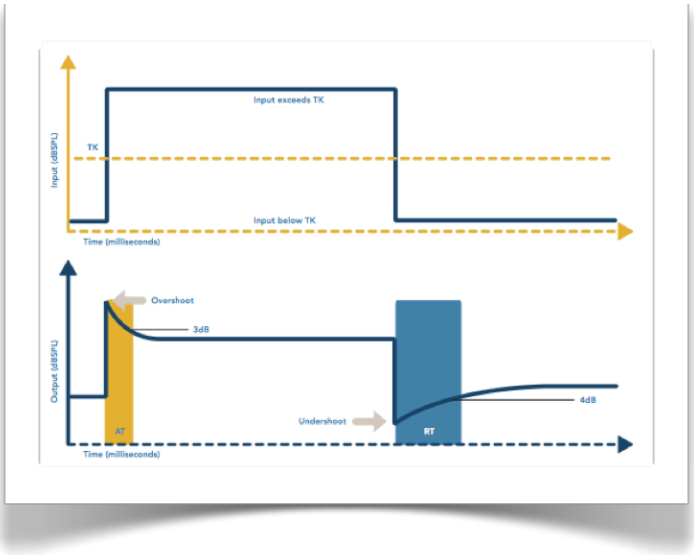


Figure 29 : Schéma de l'action d'une compression sur les temps d'attaque et de retour [37]

Sur le schéma (29), nous voyons un premier graphique représentant le signal de sortie de référence en haut et le signal de sortie traité avec un système compressif en bas. Lorsque le niveau du signal de référence dépasse le TK (Chapitre 1.4.2), la compression s'enclenche et baisse automatiquement le gain, ceci prend un certain temps avant que le gain se stabilise. C'est ce que l'on appelle le temps d'attaque (rectangle jaune). De même quand le signal diminue, le gain va quant à lui augmenter, c'est le temps de retour (rectangle bleu).

La figure (30) nous présente trois graphiques. Le graphique A nous donne l'allure du signal de référence avec en ordonné le niveau de sortie et en abscisse le temps. Il est représenté le point d'enclenchement TK. Le graphique B nous montre le comportement du gain au cours du temps. Pour finir le graphique C nous indique la fluctuation du niveau de sortie au cours du temps.

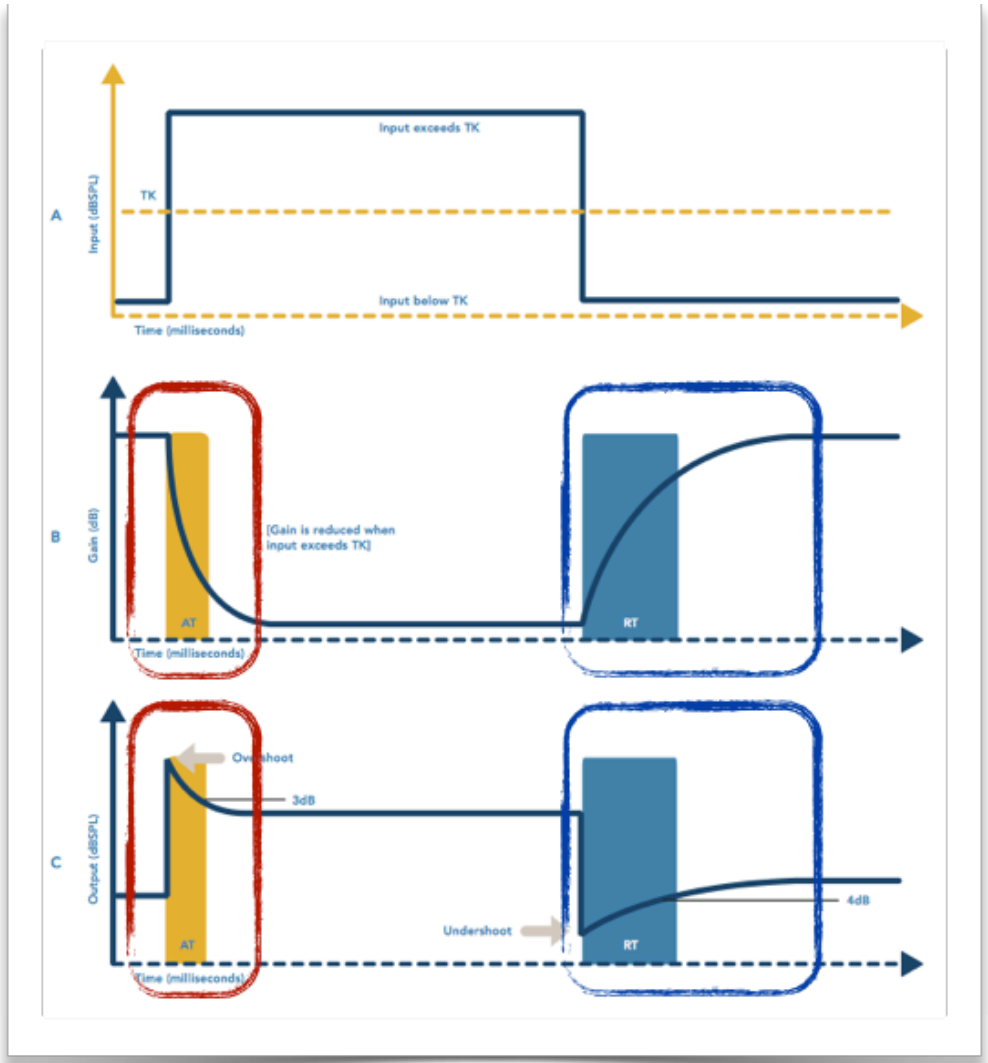


Figure 30 : Schéma de l'action d'une compression sur les temps d'attaque et de retour [37]

Lorsque le signal entrant passe brusquement au dessus du niveau TK, le compresseur est incapable de changer le gain instantanément. Les caractéristiques dynamiques d'un compresseur se réfèrent au temps nécessaire pour que le circuit de compression puisse répondre à un changement soudain du niveau d'entrée. Les figures (30, 31 & 32) sont une représentation schématique de la façon dont les variations du gain sont établies au cours du temps.

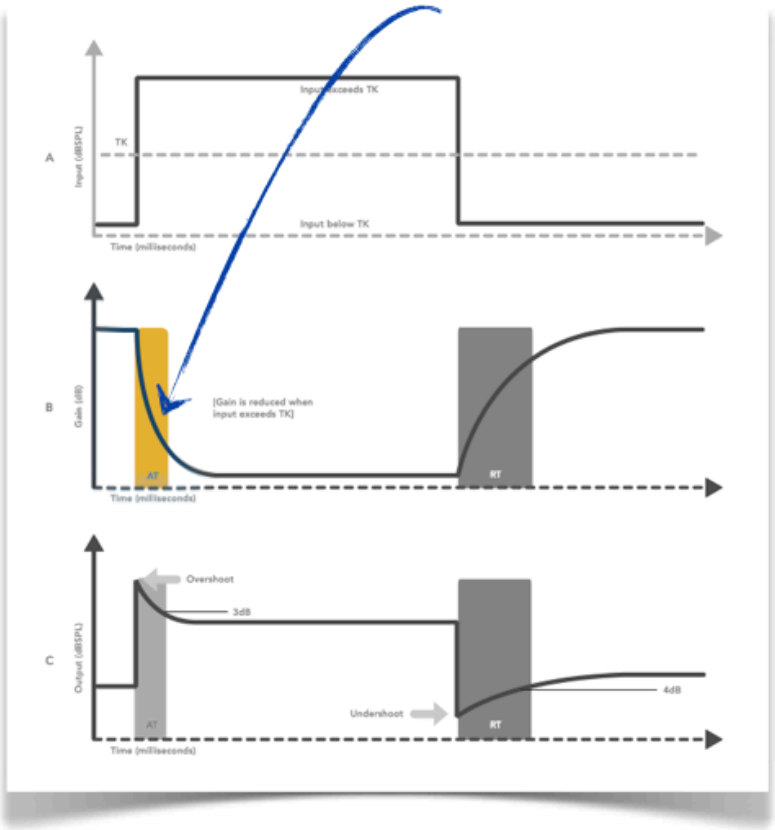


Figure 31 : Schéma de l'action d'une compression sur les temps d'attaque et de retour [37]

Le temps d'attaque (flèche bleue) est le délai qui se produit entre l'apparition d'un signal d'entrée assez fort (Lorsque le signal d'entrée dépasse le TK) et la réduction résultante du gain à sa valeur cible (stabilisation à +/- 2 dB). Un temps d'attaque rapide est en moyenne inférieur à 10 ms et peut atteindre 900 ms.

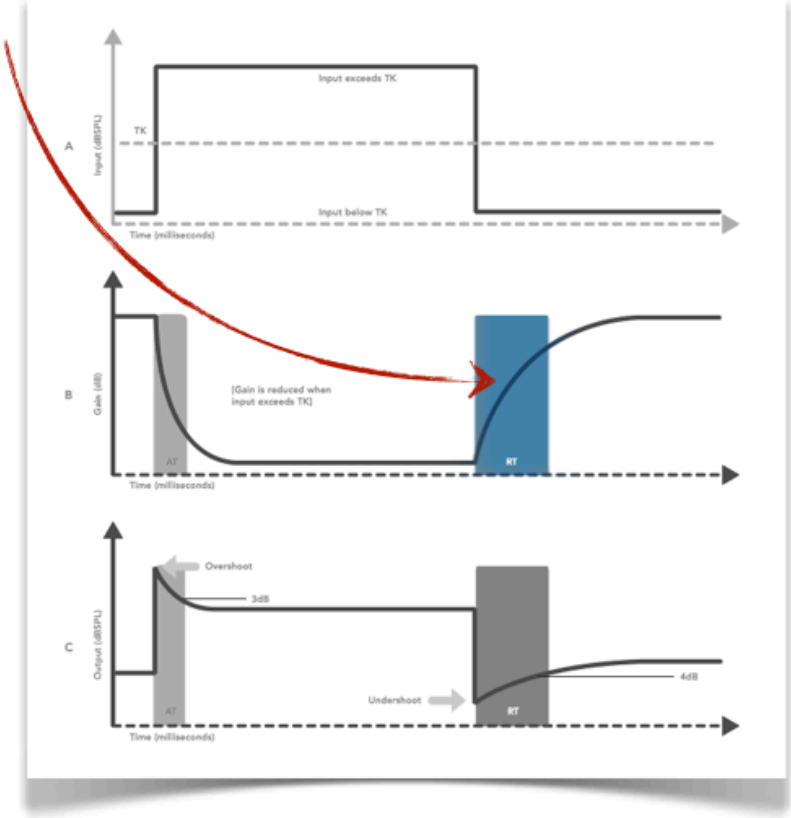


Figure 32 : Schéma de l'action d'une compression sur les temps d'attaque et de retour [37]

Le temps de retour (flèche rouge) sur la figure (32) est le délai qui se produit entre la diminution du signal d'entrée (le signal d'entrée tombe en dessous du TK) et l'augmentation résultante du gain à sa valeur cible (stabilisation à +/- 4 dB). Le temps de retour est considéré court lorsqu'il est inférieur à 90 ms jusque 1500 ms.

1.4.5. Traitement de la parole dans le bruit [39]

L'intelligibilité est le point majeur à acquérir avec une aide auditive. Boike et Souza [40] ont montré que les scores de reconnaissance vocale pour la parole dans le bruit augmentent quand les taux de compression (Chapitre 1.4.2) diminuent. Toutefois, les scores d'intelligibilité de la parole dans le calme ne sont pas influencés par l'importance du taux de compression. Ceci suggère que dans les situations d'écoute difficiles l'amplification linéaire permet une meilleure intelligibilité de la parole.

La qualité sonore est évidemment un paramètre important dans l'évaluation des aides auditives. Cela est particulièrement vrai pour les nouveaux utilisateurs qui doivent s'adapter à des modes de traitement sonore très différents de ceux auxquels ils sont habitués. Neuman et al, Van Buuren et al, et Boike et Souza [41] & [42] ont tous signalé la dégradation de la qualité sonore ressentie lorsque le taux de compression augmente. Souza conclut que les utilisateurs préfèrent en général la qualité sonore offerte par le traitement le moins complexe.

Gatehouse et al [43] ont déterminé que la compression lente apporte plus de confort d'écoute que l'amplification linéaire, la compression rapide, ou la combinaison de compressions lentes et rapides sur les canaux graves et aigus (Chapitre 1.4.4). Avec une compression lente, l'écoute demande généralement moins d'efforts aux utilisateurs, en particulier en présence de bruits perturbants.

Observons ce signal de parole (figure 33) d'origine sans aucun traitement. Nous pouvons voir les parties du signal utile (en rouge) et les parties du signal qui représentent du bruit (en bleu).

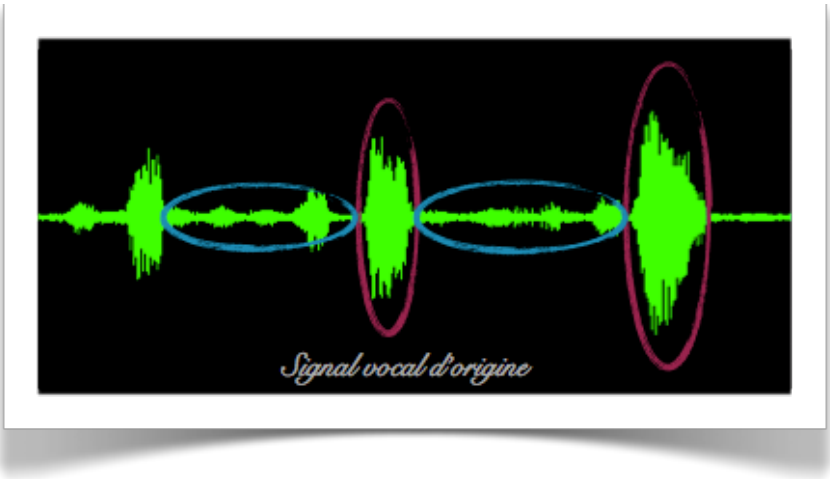


Figure 33 : Signal de parole [31]

On peut voir qu'après application de la compression courte (figure 34) la parole émerge d'avantage que le bruit, la compréhension est donc meilleure.

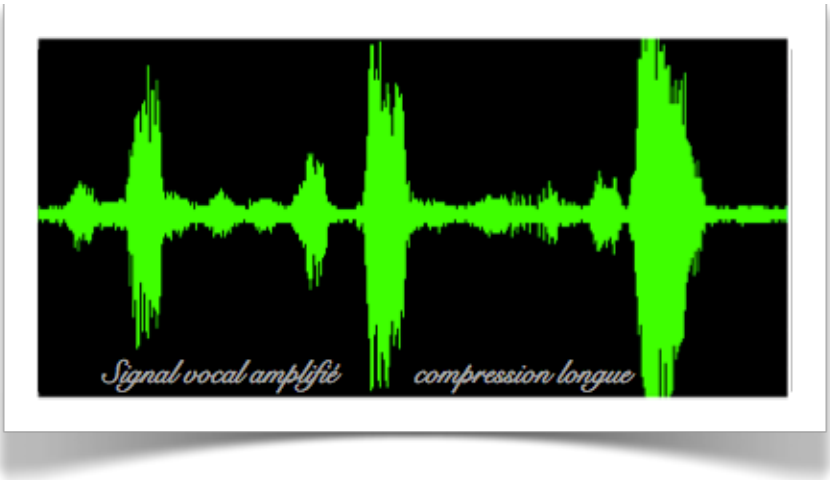


Figure 34 : Signal de parole sous l'action d'une compression longue [31]

Là où la compression courte (Chapitre 1.4.4) n'a pas le temps d'amplifier les transitoires, la compression rapide (Chapitre 1.5.4) va amplifier le signal faible de bruit (figure 35). La parole émerge naturellement moins dans un environnent bruyant avec une vitesse de compression rapide.

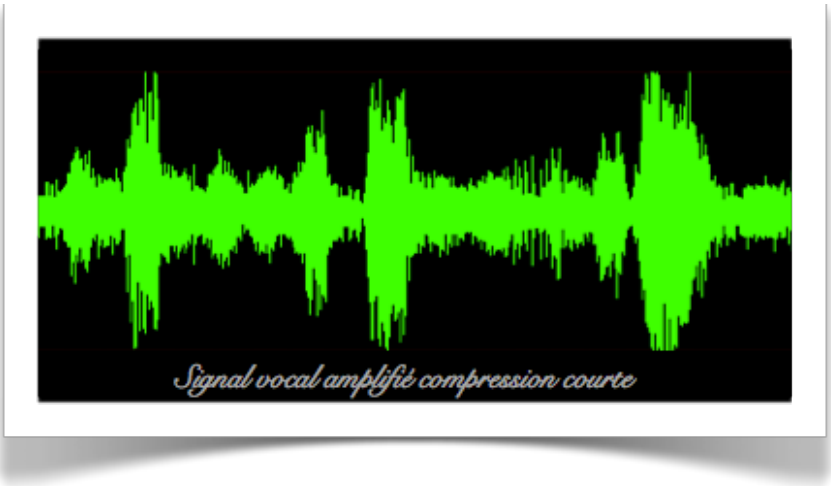


Figure 35 : Signal de parole sous l'action d'une compression courte [31]

1.5. Conclusion

Pour conclure sur ces rappels, nous pouvons dire que notre système auditif est très complexe. De nombreux mécanismes nous permettent de localiser les sons et d'améliorer la compréhension dans les milieux bruyants. Nous allons à présent nous orienter vers les deux innovations technologiques de la marque Oticon, le Spatial Sound 2.0 & le Speech Guard.

2. Nouvelle génération & technologies associées

2.1. Binauralité & localisation spatiale [44]

Les prouesses technologiques apportées aux microprocesseurs, aux algorithmes de débruitage, aux microphones directionnels, aux gestionnaires de bandes passantes... convergent vers un seul et même objectif récurrent : L'intelligibilité en milieu bruyant. Après de nombreuses années de recherche, les ingénieurs ont conçu de réels micro-ordinateurs qui gèrent de façon permanente tous les bruits et les signaux utiles de notre environnement. De nos jours, les aides auditives font preuve d'une réelle agilité dans notre quotidien.

Oticon a développé un système de communication entre les aides auditives afin de restituer une meilleure localisation des sons dans un environnement complexe. L'objectif est d'améliorer la compréhension dans le bruit via les indices de démasquage de la parole dans le bruit (Chapitre 1.2).

2.1.1. Communication sans fil [44]

Les appareils de nouvelle génération nous proposent des opportunités de communication entre elles (figure 36). Ces technologies se hiérarchisent entre elles par leurs modes de fonctionnement, du plus lent au plus rapide. Le schéma ci-dessous nous informe des différents types de mécanisme mis en place dans chaque technologie.

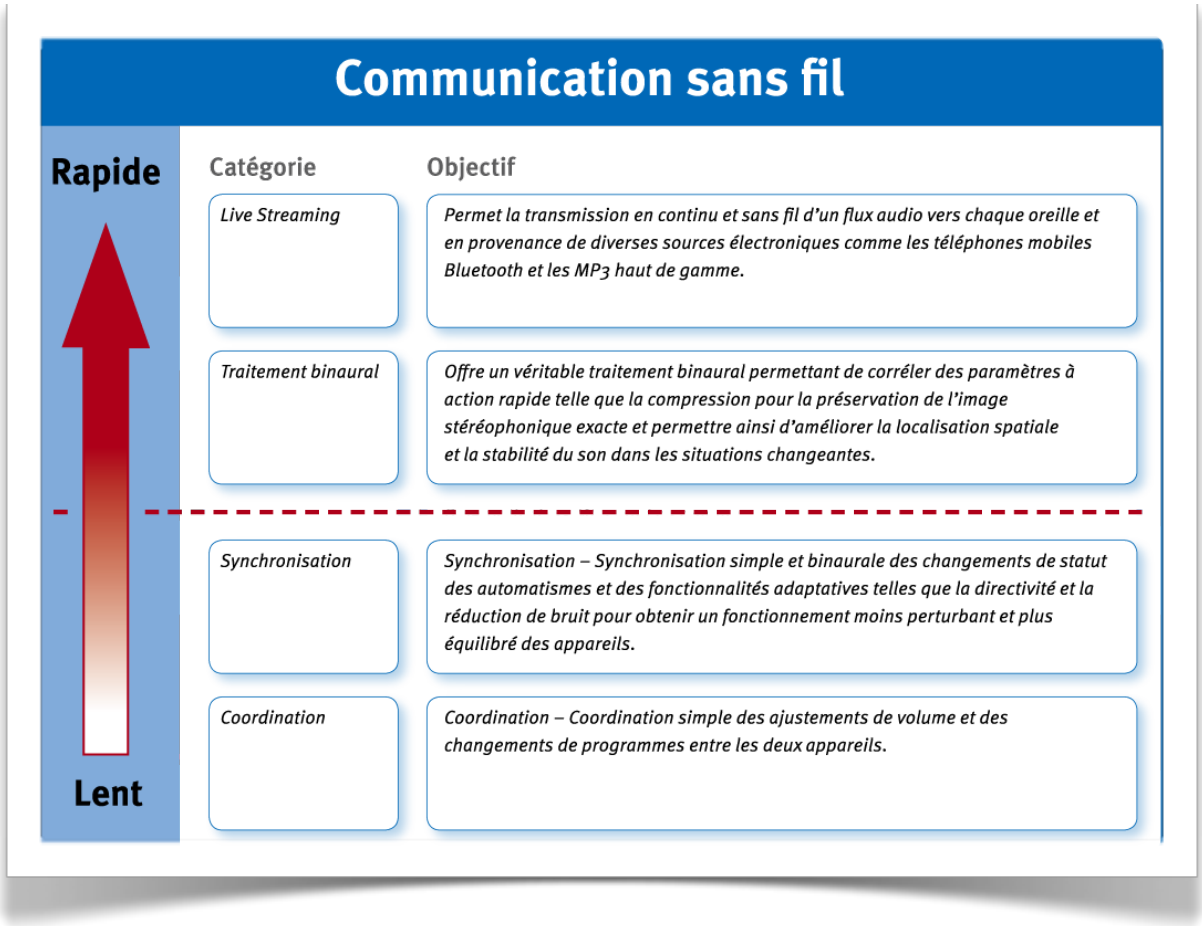


Figure 36 : Tableau récapitulant les dispositif de communication sans fil au sein d'Agil [44]

Celle qui nous intéresse ici est la technologie du «traitement binaural». Elle est aussi appelée «spatial sound 2.0».

2.1.2. Traitement binaural [44]

L'avantage majeur du traitement binaural est d'aider le cerveau à organiser les sons en conservant les indices spatiaux naturels, c'est le Spatial Sound 2.0. De plus, lorsque le rapport signal/bruit diffère considérablement entre les deux oreilles, la gestion spatiale du bruit s'enclenche pour améliorer l'intelligibilité et le confort d'écoute.

En somme, le traitement binaural va permettre d'améliorer la compréhension de la parole en diminuant l'effort d'écoute. L'objectif est de libérer le système cognitif afin d'entreprendre simultanément d'autres tâches importantes comme se souvenir, réfléchir et réagir a ce qui est dit.

Spatial Sound 2.0 permet de préserver les signaux acoustiques tels que les différences interaurales de niveau (Chapitre 1.2.3), induit par l'effet d'ombre de la tête (Chapitre 1.2.5). Le cerveau va alors utiliser ces indices pour organiser le paysage sonore et décoder les différentes sources dans l'environnement de l'auditeur.

Même si nous sommes rarement conscients des caractéristiques spatiales des sons, le cerveau les utilise en permanence pour organiser et sélectionner les signaux les plus intéressants (Chapitre 1.1.5). Les appareils auditifs peuvent compromettre notre capacité à accéder et à utiliser l'information spatiale. Pour comprendre la parole, l'accès aux indices spatiaux dans tous les environnements sonores est essentiel. Le traitement binaural améliore la capacité à comprendre la parole dans le calme et dans les situations d'écoute difficiles.

2.1.3. Spatial Sound 2.0 [44]

Comme nous l'avons vu dans le chapitre 1.2, il existe trois façons de localiser les sources sonores dans l'espace. Les appareils auditifs ne gèrent à l'heure actuelle que l'une d'entre elles : la différence interaurale de niveau (ild).

Nous allons établir les procédés qu'utilisent les aides auditives Agil Pro pour restaurer une bonne localisation spatiale.

Comme nous pouvons le voir sur la figure (37), le son émis à droite du personnage du haut sera perçu plus fort sur l'oreille droite que sur l'oreille gauche d'après le principe vu dans le chapitre 1.2.3. Si cet individu porte deux prothèses standards, l'appareil gauche va amplifier d'avantage le son que l'oreille droite, d'après le principe du gain adaptatif du chapitre 1.4.2. Soumis à un niveau d'entrée plus faible la prothèse gauche mettra plus de gain que la prothèse droite (personnage du milieu). Ainsi la différence entre les niveaux d'entrées et la différence entre les deux niveaux d'entrées amplifiés ne seront pas identiques. On dit que l'écart interaurale n'est pas conservé.

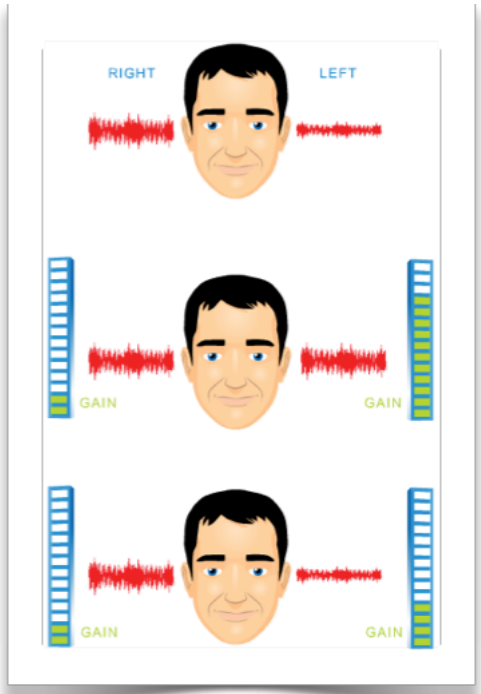


Figure 37 : Schéma des amplifications interaurales [44]

Spatial Sound 2.0 va donc rétablir l'écart interaural entre les deux oreilles en baissant le gain d'où ne provient pas le son (personnage du bas).

2.1.4. La gestion spatiale du bruit [44]

Il existe des situations dans lesquelles la préservation des indices naturels acoustiques peut ne pas être suffisante pour assurer une compréhension optimale de la parole. Par exemple, lorsque le rapport signal/bruit est moins bon dans une oreille, le spatial noise management (gestion spatial du bruit) permet au système auditif de se concentrer sur le côté avec le rapport signal/bruit le plus favorable, figure (38). Il améliore l'oreille possédant le meilleur rapport signal/bruit pour donner au cerveau un signal plus riche et pour rendre l'écoute plus facile. Lorsque la gestion spatiale du bruit est jugée souhaitable, une série d'ajustements est faite sur le signal afin de maximiser l'audibilité de la meilleure oreille, tout en supprimant le côté où le signal est le plus pauvre. La gestion spatiale du bruit soulage le cerveau dans ses efforts pour sélectionner les sons porteurs d'intérêt. Dans ce cas, la sélection de l'oreille avec le signal plus robuste rend plus accessible la parole et l'écoute plus facile, ce que l'on appelle «l'effet meilleure oreille».

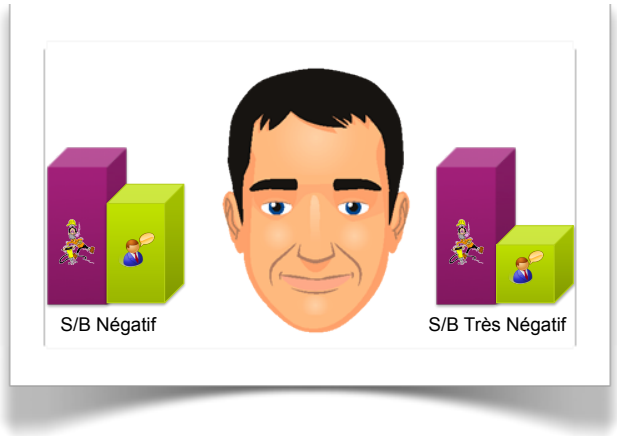


Figure 38 : Schéma de la gestion spatiale du bruit [44]

Il existe une autre méthode pour améliorer la compréhension dans le bruit : l'attention spatiale focalisée. Elle permet de répartir horizontalement les sources sonores dans l'espace. Pour les raisons exposées dans le premier chapitre, le bruit et la parole sont bien mieux analysés par le cerveau lorsqu'ils ne représentent pas un amalgame de sources sonores provenant d'un même point de l'espace. C'est ici que l'attention spatiale focalisée intervient. Cette technologie va redistribuer les différentes sources sonores dans l'espace et ainsi donner un confort et une compréhension accrus.

2.2. Speech Guard ou Gain Linéaire Flottant

La conciliation d'un système compressif confortable et d'un système linéaire de qualité sonore avérée, c'est ce que la technologie du speech guard tente d'égaler. Nous verrons comment cette innovation permet de donner un environnement clair et à la fois sécurisant pour le malentendant. Nous nous appuierons sur les chapitres précédents afin de bien comprendre les avantages liés au speech guard.

2.2.1. Qu'est ce que le speech guard ? [39]

Le nouveau système créé par Oticon est un algorithme de compression conçu pour permettre un taux élevé de compression (par exemple 3 ou 4) de maintenir une performance quasi-linéaire dans les environnements localement stables. C'est sur ce principe d'environnement stable que s'est bâti l'innovation apportée par Oticon.

Comme nous avons pu voir dans le chapitre sur la compression, de nos jours la compression est une composante utilisée par tous les appareils modernes. Toutefois, la compression induit d'autres problèmes. Il a été démontré que la compression pouvait réduire l'intelligibilité si elle est utilisée de manière inappropriée. Des études [4] ont également montré que les utilisateurs d'aides auditives préfèrent une compression plus faible pour des raisons de qualité sonore même si l'audibilité de la parole risque de diminuer. Le nouveau système de compression appelé AGILE (Adaptive GuIdance Level Estimator) est conçu pour améliorer plusieurs performances des aides auditives, telles que l'intelligibilité, le confort et la qualité

sonore. Cette amélioration est obtenue en combinant des compressions rapides et lentes (Chapitre 1.4.4).

Le système AGILE est composé des mêmes éléments qu'un compresseur traditionnel (schéma):

- Un estimateur / détecteur de niveaux,
- Une logique de compression,
- Un amplificateur.

Le plus de ce système provient du fait que l'estimateur de niveaux est amélioré (schéma). Il garde en permanence la trace des différences entre les niveaux estimés par la mesure pondérée et par la mesure rapide. En d'autre termes il va calculer un niveau moyen déterminé d'après l'enveloppe du signal (Chapitre 1.4.5). Il va ensuite comparer cette moyenne (mesure pondérée) à la structure fine du signal (Chapitre 1.4.5).

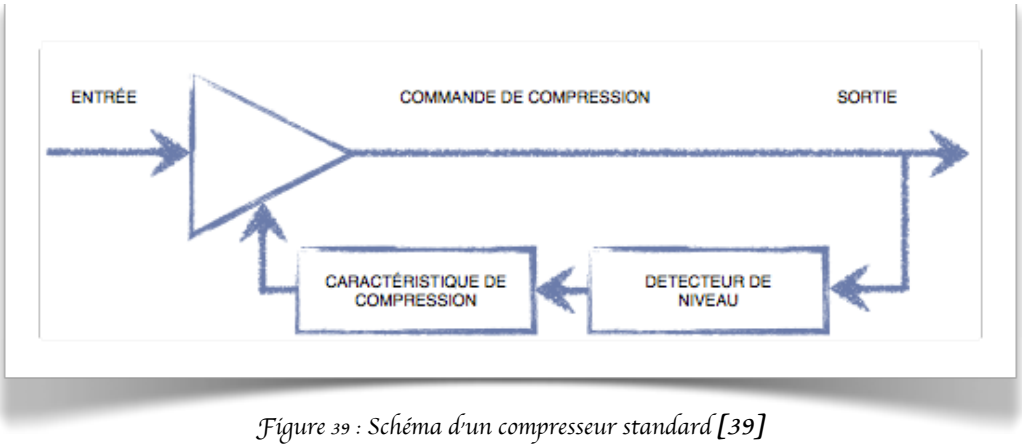


Figure 39 : Schéma d'un compresseur standard [39]

Le schéma (39) montre un compresseur standard feed-forward qui estime le niveau d'entrée, puis à partir de cette estimation, il détermine la compression nécessaire. La sortie du compresseur est envoyée à un amplificateur à gain variable qui amplifie le signal. Le

diagramme ne montre qu'un seul canal, mais des canaux supplémentaires pourraient être ajoutés en parallèle.

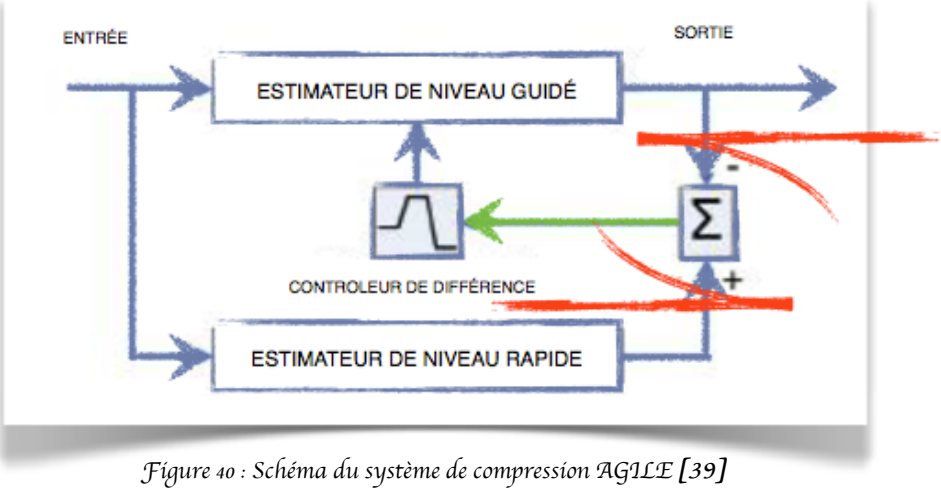


Figure 40 : Schéma du système de compression AGILE [39]

Sur le schéma (40) nous voyons bien la différence entre un système traditionnel et le système AGILE. Cette différence provient essentiellement comme nous l'avons indiqué, du contrôleur de différence (flèche verte). Le contrôleur de différence détermine les constantes de temps liées à la compression en fonction de la différence estimée entre l'analyse pondérée et la mesure rapide (en rouge).

Pour être plus concret, si les différences entre les deux estimations sont faibles, alors les constantes de temps de la compression choisies sont longues, et AGILE opère comme un système à compression lente. Si les différences sont importantes, il agit de manière rapide.

En général, AGILE favorise les constantes de temps longues. Si le niveau du signal d'entrée est assez constant, le compresseur va fonctionner lentement et agira presque linéairement, alors que s'il y a un changement instantané du niveau d'entrée, l'estimateur de niveau s'oriente vers un niveau plus proche du niveau évalué par l'estimateur de niveau rapide.

C'est pour cela que dans des situations qui nécessitent une protection contre les brusques variations de niveau, AGILE va agir très rapidement. Par ailleurs, si une baisse importante et soudaine du niveau d'entrée intervient, le système va rapidement augmenter le gain. C'est pour cela que les temps d'attaque et de retour effectifs du compresseur peuvent s'adapter presque instantanément de quelques millisecondes à plusieurs secondes, tout cela contrôlés par la dynamique du signal d'entrée.

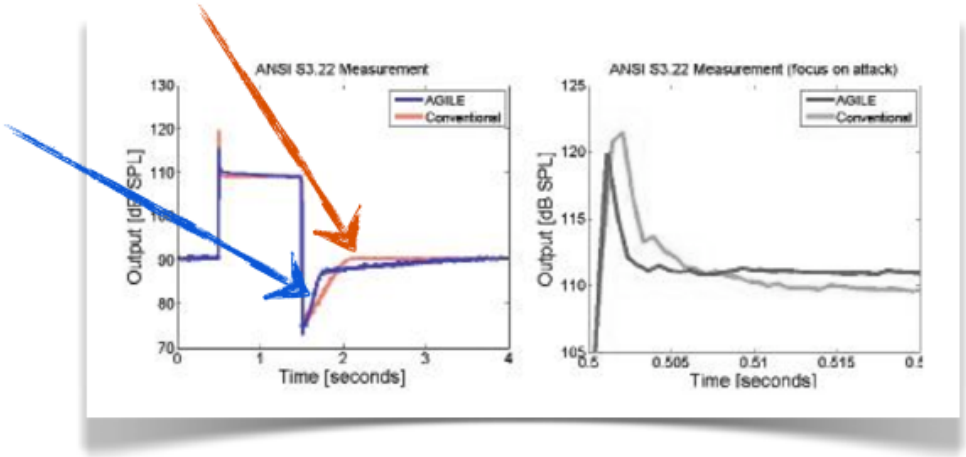


Figure 41 : Schéma des temps d'action du système AGILE [39]

Dans la partie en couleur de la figure (41), nous avons un premier graphique qui nous établi le fonctionnement à la sortie d'un système AGILE (tracé violet) comparé à celui d'un compresseur conventionnel (tracé orange) pour une mesure de temps d'attaque et de retour utilisant la norme ANSI S3.22. Le compresseur classique a été programmé pour avoir une attaque d'environ 5 ms et un retour d'environ 320 ms. AGILE a été réglé pour avoir des temps d'attaque et de retour comparables. Si l'on regarde la mesure du temps de retour, AGILE réagit rapidement au début (flèche bleue), mais à mesure que le niveau approche de la plage de sortie désirée, la vitesse d'adaptation est considérablement réduite (flèche orange). En revanche, le compresseur conventionnel possède une vitesse de variation du niveau de sortie quasi-constante pendant toute la durée de relâchement.

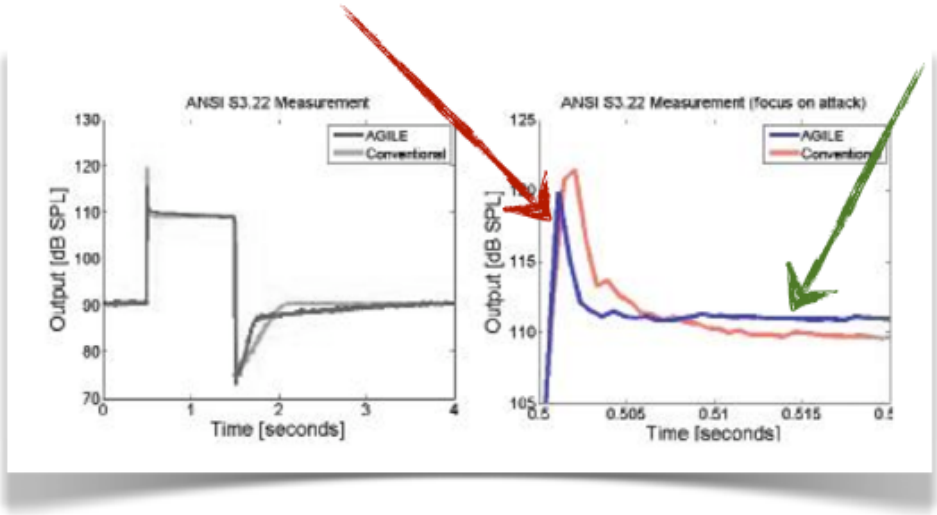


Figure 42 : Schéma des temps d'action du système AGILE [39]

La partie en couleur de la figure (42), montre une version agrandie de la figure précédemment décrite. Elle met l'accent sur les temps d'attaque des deux compresseurs. Encore une fois, AGILE réagit beaucoup plus vite (flèche rouge) que le compresseur classique au début de la période d'attaque, mais il ralentit à l'approche de la cible (flèche vert), alors que le compresseur conventionnel conserve une vitesse fixe jusqu'à l'atteinte de la cible.

Comme nous l'indiquions, AGILE est un système qui possède des temps d'attaque et de retour n'évoluant pas de la même manière qu'un compresseur traditionnel. Alors qu'un système traditionnel conservera une vitesse de temps de retour constante, le système AGILE aura un temps de retour qui s'enclenchera plus vite ainsi qu'une vitesse de retour qui ralentira de plus en plus à l'approche de la cible. En ce qui concerne le temps d'attaque AGILE réagit beaucoup plus vite qu'un compresseur conventionnel.

Mais les différences notables entre ce nouveau système et un compresseur conventionnel ne se résument pas qu'aux temps d'attaque et de retour.

2.2.2. Comportement linéaire du nouveau système

Une étude [39] a été réalisée afin de mettre en évidence comment AGILE agissait lorsque le signal d'entrée se composait d'une voix masculine continue interrompue par des coups de sifflets de train forts commençant et s'arrêtant brusquement, ce qui rend difficile la séparation des deux signaux.

AGILE et le compresseur conventionnel ont été réglés sur un même taux de compression de 2:1 constant au-dessus d'un TK à 20 dB SPL. Le compresseur conventionnel est réglé pour avoir des temps d'attaque de retour respectivement d'environ 5 et 320 ms. AGILE a été réglé avec des constantes de temps comparables.

Les taux de compression effectifs (CR) sont estimés pour les deux compresseurs dans le tableau (1). Les CR effectifs estimés pour AGILE sont inférieurs à ceux du compresseur traditionnel et sont proches de la linéarité (CR = 1) à la fois sur les segments de parole et de train du signal d'entrée. On peut également constater dans le tableau 1 que, sur l'ensemble du signal, AGILE applique un taux de compression effectif estimé plus proche du taux de compression statique de 2:1 assigné aux deux compresseurs. Donc, même si l'on considère AGILE comme un compresseur lent, le tableau 1 montre qu'il offre également les avantages des compresseurs rapides si l'on se place dans une perspective globale. Un compresseur à action très rapide aurait eu un CR effectif sur l'ensemble du signal, la parole, et sur la partie train, proche du CR statique (par exemple, CR = 2). [39]

CR estimés	Globale	Parole	Train
AGILE	1,76	1,10	1,07
Traditionnel	1,60	1,17	1,30

Tableau 1 : Récapitulatif des données de l'étude [39]

Ainsi, AGILE opère linéairement tant que le signal ne varie que d'une certaine valeur. Lorsqu'un changement de niveau important se produit, il réagit rapidement. Ce fonctionnement pourrait permettre l'utilisation de CR supérieurs à 3 ou 4 (usuellement considérés comme des CR maximaux) sans réduire considérablement la qualité sonore. De cette façon, AGILE pourrait offrir la possibilité de déterminer directement les caractéristiques de compression pour des pertes auditives profondes, sans compromettre le réglage des constantes de temps, des taux de compression, et des TK. [39]

2.2.3. Approche concrète [44]

Il n'y pas si longtemps lorsqu'une personne était atteinte d'une surdité, la solution préconisée afin de l'aider à mieux percevoir les sons était une amplification linéaire. Cette solution n'était pas si dépourvue de sens. En effet, elle permettait de ne pas déformer le signal mais elle avait bien entendu ses limites (Chapitre 1.4.5).

Pour remédier à cela, l'innovation a permis de créer des aides auditives munies d'un système de compression (Chapitre 1.4.2). La compression permet d'atténuer les sons forts et inconfortables qui étaient alors gênants avec une amplification linéaire. Malgré cela, le signal sonore parvenait aux oreilles du patient avec une qualité sonore amoindrie.

Les compressions lentes et rapides sont apparues peu à peu. Les compressions rapides réagissaient à la fois aux fluctuations du signal de faibles intensités et de fortes intensités. Alors que les compressions lentes avaient toujours ce même problème d'un manque de réponses claires aux niveaux des transitoires.

Le système AGILE prend les avantages des deux systèmes, c'est-à-dire qu'il garde une part de linéarité dès que cela est possible, afin de restituer un signal propre et de qualité, d'autre part il est capable de mettre en place une compression rapide (quasi instantanée) afin de protéger le porteur de toute hausse spontanée du niveau sonore.

2.2.4. Principe de la détection rapide [44]

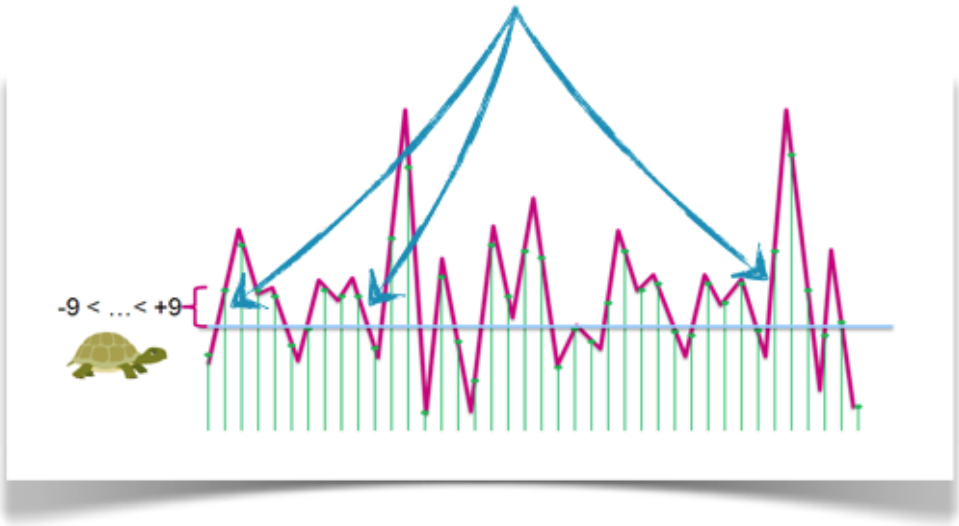


Figure 43 : Schéma de la détection rapide du système AGILE [44]

Sur la figure (43), les fluctuations du signal de parole (flèche bleue) sont comprises entre - 9 dB et + 9 dB par rapport à la moyenne pondérée (ligne bleue). Le système AGILE assimile cela à une faible variation autour de la moyenne, donc un temps d'attaque dit lent (environ 900 millisecondes) est appliqué. L'objectif est de conserver l'enveloppe temporelle du signal intact (Chapitre 1.4.5). On peut considérer que le système est en mode linéaire.

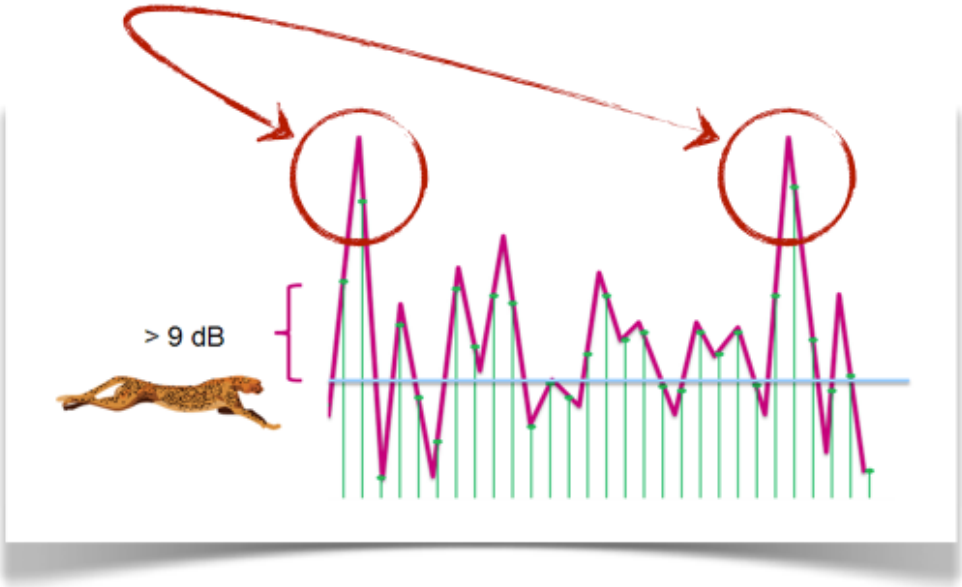


Figure 44 : Schéma de la détection rapide du système AGILE [44]

Sur la figure (44), nous sommes dans le cas où le système AGILE est soumis à un signal d'entrée brusque et supérieur à + 9dB (flèche rouge) autour de la moyenne pondérée (en bleu). Afin de préserver le patient, et de ne pas dépasser son seuil d'inconfort, le système se doit de réagir très rapidement. L'élévation du niveau sonore étant rapide, la réaction d'AGILE doit être quasi instantanée, une compression s'instaure en deux millisecondes.

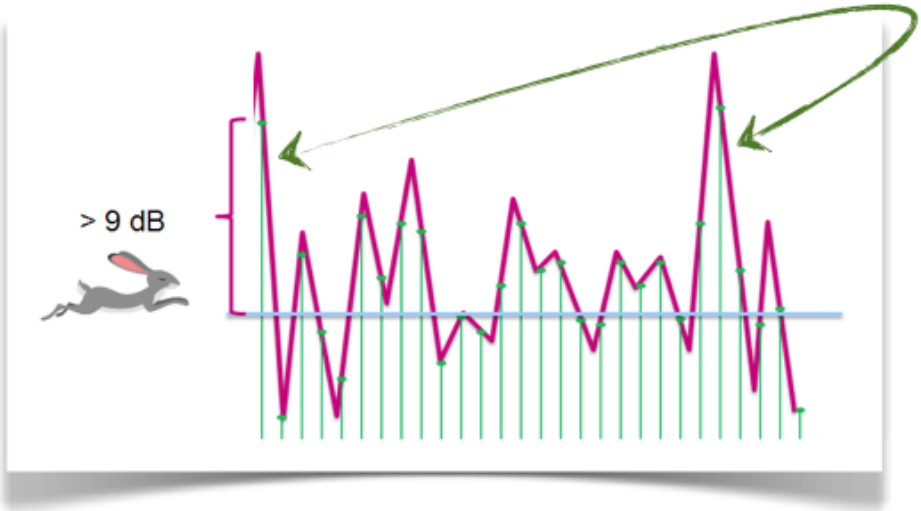


Figure 45 : Schéma de la détection rapide du système AGILE [44]

Sur la figure (45), lorsque le niveau du signal sonore diminue (flèche verte) très rapidement, le système aura une réaction rapide d'environ 50 millisecondes tout en restant vigilant afin de réagir en cas de besoin.

Nous allons maintenant mettre en place grâce à des schémas simplifiés, un exemple concret d'une personne portant des appareils auditifs dotés du système AGILE. Lorsqu'une personne appareillée converse avec une ou plusieurs personnes dans un environnement quel qui soit, elle n'est jamais à l'abri de bruits gênant et détériorant la discussion.

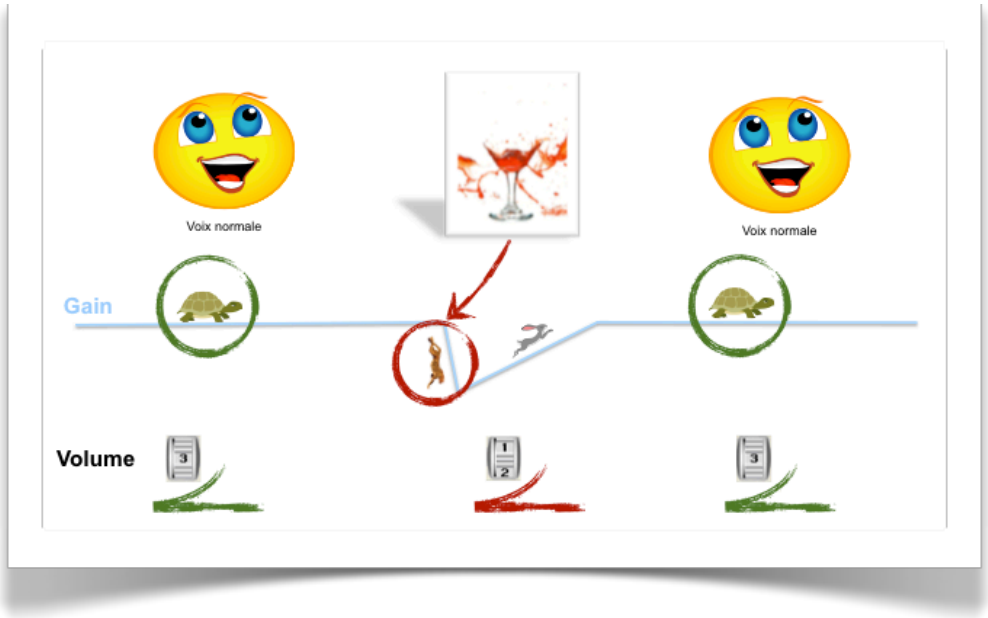


Figure 46 : Schéma représentant les imprévus gérés par le système AGILE [44]

Le schéma (46) nous expose une situation au cours de laquelle une personne appareillée converse avec une ou plusieurs personnes (en vert). Le gain est constant comme nous l'avons vu dans le chapitre 2.2.4. Un événement inattendu (en rouge) survient en émettant un son impulsionnel gênant. Le système va s'enclencher en l'espace de 2 millisecondes afin de réduire le gain comme nous l'avons établi au chapitre 2.2.1. Afin de reprendre le fil de la conversation, AGILE va progressivement revenir au gain initial en 50 millisecondes. En

revanche, le système reste vigilant au risque potentiel que le phénomène se réitère. Au final le patient percevra à peine la fluctuation de niveaux qui aura duré 52 millisecondes.

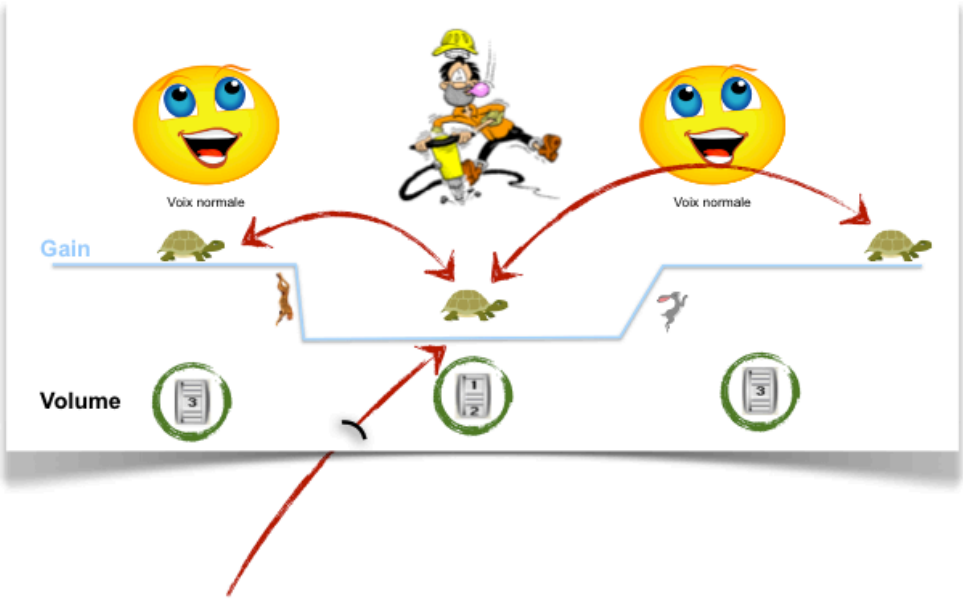


Figure 47 : Schéma représentant les imprévus gérés par le système AGLE [44]

Dans le cas de la figure (47), la personne est gênée par un bruit important et de durée prolongée. C'est pour cela qu'au moment où le bruit survient, le système se met en marche quasi instantanément (2 millisecondes). En revanche contrairement au bruit impulsionnel celui-ci dure dans le temps. AGLE va donc réduire le gain mais rester en mode «linéaire» comme pour la voix normale (flèche rouge). On remarque qu'entre les situations de parole et de bruit prolongé seul le volume diffère (en vert). Lorsque le bruit cesse, l'appareil restitue le gain d'origine rapidement (50 millisecondes).

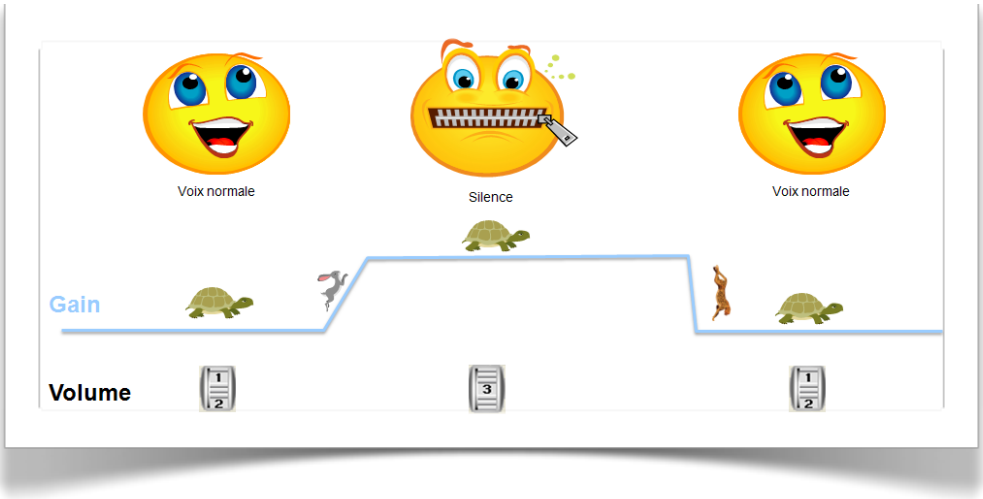


Figure 48 : Schéma représentant les imprévus gérés par le système AGILE [44]

Voici une autre situation présentée en figure (48), qui montre la diversité des environnements sonores que peut rencontrer un malentendant. Ici, à l'inverse du cas précèdent nous avons un silence prolongé. Le système va tout simplement augmenter le volume en 50 millisecondes puis restituer le volume initial en 2 millisecondes.

En somme nous pouvons dire que le système AGILE se comporte de façon linéaire dans 99% des cas. Tous les bruits impulsionnels seront comprimés rapidement afin de conserver le confort d'écoute sans rogner sur la qualité d'écoute. Le signal utile de la voix ne sera donc pas altéré et l'enveloppe temporelle sera conservée d'où une meilleure compréhension. Nous verrons dans la troisième partie la mise en évidence de ce phénomène, qui est somme toute assez concluant.

2.2.5. Conservation de l'enveloppe temporelle [44]

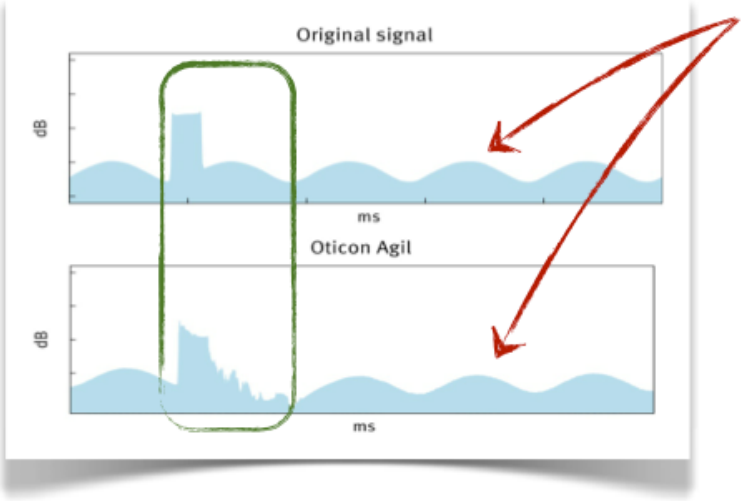


Figure 49 : Schéma représentant l'enveloppe du signal gérée par le système AGILE [44]

Sur le schéma (49) nous voyons que le système AGILE épouse au maximum le signal d'origine afin de garder une enveloppe temporelle identique (flèche rouge) et ainsi permettre une meilleure intelligibilité, une meilleure qualité sonore et pour finir un confort auditif optimal. Lorsque un son survient inopinément (en vert) le système comprime le signal pour un soucis de confort pour l'utilisateur.

2.3. Conclusion

Après avoir établi le fonctionnement théorique du Spatial Sound 2.0 et du Speech Guard, nous allons nous tourner vers l'aspect fonctionnel et pratique de ces technologies avec une troisième partie sur les «tests & expérimentations».

3. Tests & expérimentations

3.1. Speech Guard

Dans le cadre de notre expérimentation sur site nous avons réalisé des tests dans une salle traitée acoustiquement à la faculté de pharmacie de Nancy. L'objectif est de mettre en évidence le bénéfice de la technologie du speech guard de l'appareil Agil Pro de marque Oticon.

Nous avons utilisé le logiciel «Matlab» afin d'obtenir des spectrogrammes. Nous désirons percevoir une différence de traitement du signal entre une aide auditive standard et Agil Pro.

L'objectif de l'expérimentation est donc d'évaluer les effets du Speech Guard sur la compréhension. Nous nous aiderons de tracés spectrographiques entre une aide auditive standard et Agil Pro.

L'aide auditive placée à 80 cm du haut-parleur, va capter les phrases émises par le logiciel créé sous Matlab. Le signal de sortie sera recueilli par un coupleur 2cc et le microphone ½ pouce. Après intégration par le système d'acquisition, le logiciel «Matlab» nous permettra de tracer les spectrogrammes à interpréter.

3.1.1. Matériels requis

Figure 50 : Photographie de la salle traitée à la Faculté de Pharmacie de Nancy

Les mesures ont été réalisées dans un local traité acoustiquement avec un temps de réverbération de 0,5 secondes. Les équipements de qualité mis à notre disposition ont été les suivants :

- Un haut-parleur 5x20 mm IEC 127 Klein+Hummel (avec environ 50-60 Hz, 70 Wmax) (flèche rouge figure 50),
- Un coupleur 2cc (flèche bleue figure 50),
- Un micro ½ pouce Brüel & Kjaer (type 2671) (flèche verte figure 50),

- Un conditionneur (alimentation type 5935 pour le micro ½ pouce) (flèche marron figure 50),
- Une carte son Hammer-Fall DSP Multiface II,
- Un Agil Pro de la marque Oticon®,
- Un Ambra de la marque Phonak®.

3.1.2. Analyse

Pour mettre en évidence l'hypothèse, nous avons procédé tout d'abord à un réglage similaire sur les deux appareils via l'étude des courbes de réponse à la chaine de mesure. Les options des aides auditives ont toutes été désactivées.

Oticon® Agil Pro (logiciel Genie version 2010.2 Build 253) :

- Directionnalité : omnidirectionnelle
- Gestion du bruit : arrêt
- Ma voix : arrêt
- Anti Larsen : arrêt
- Filtre, évent : Grand 2,4 mm court
- Formule présélection : Typologie VAC énergique

Phonak® Ambra (logiciel Target version 1.2.2.389) :

- Directionnalité : omnidirectionnelle

- Sound Relax : arrêt
- Larsen Bloc : arrêt
- Noise bloc : arrêt
- Wind Bloc : arrêt
- Echo Bloc : arrêt
- Paramètres acoustiques : dôme puissant diamètre 1,7 à 2,2 mm
- Formule présélection : Digital adaptative

Nous avons également entré un audiogramme identique sur les deux appareils afin d'avoir les mêmes courbes de réponses.

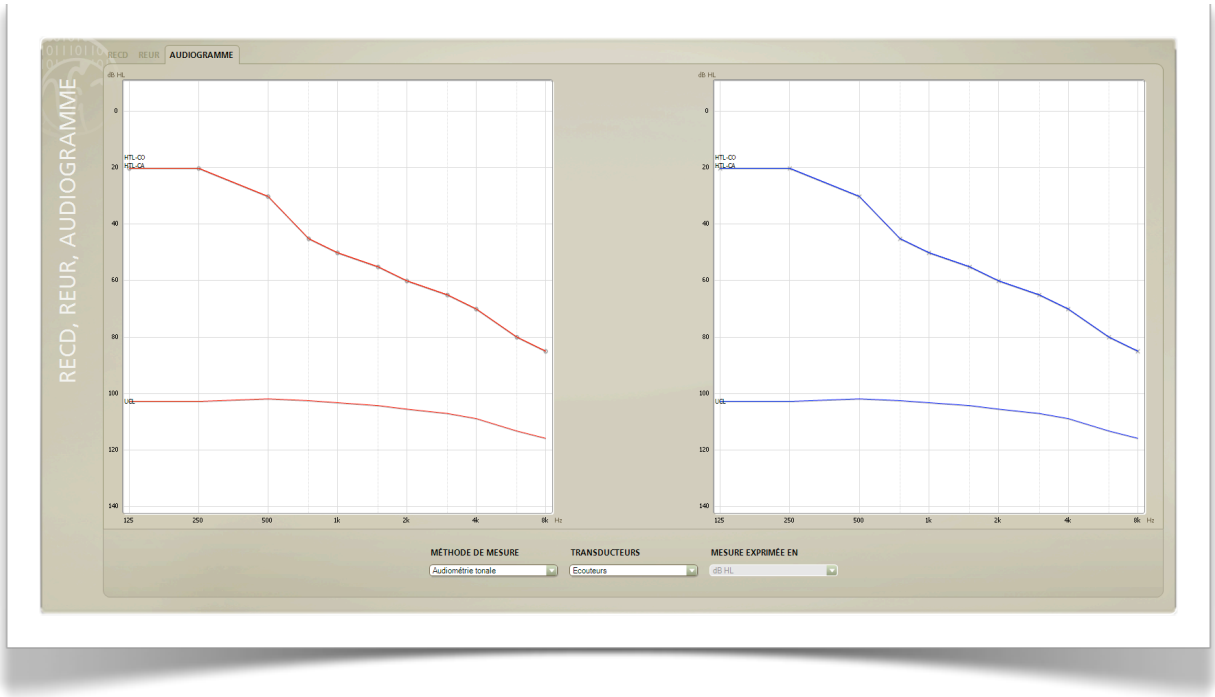


Figure 51 : Audiométrie utilisée pour les tests
[12]

3.1.3. Etudes de spectrogrammes

Nous allons examiner, les résultats obtenus via les spectrogrammes et les graphiques temporels des différents signaux choisis.

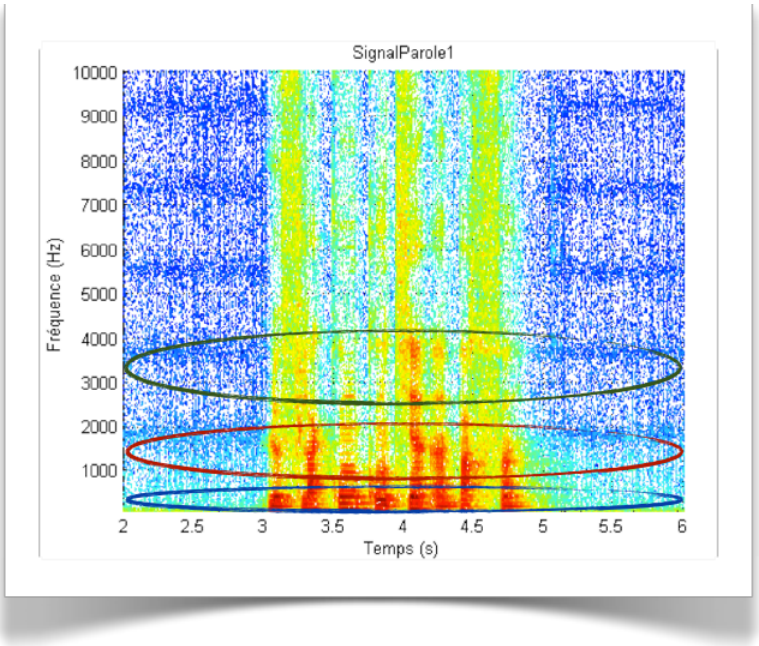
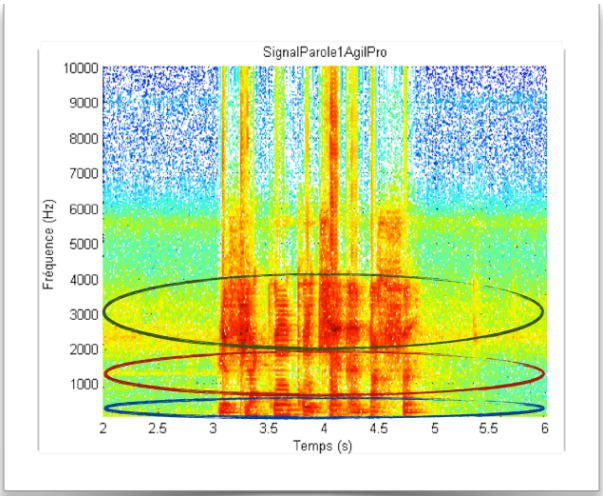


Figure 52 : Spectrogramme du signal de parole 1 de référence

Le spectrogramme (52) représente le signal de référence de la phrase 1 : «Le flacon contient un parfum», sans prothèses. On peut y voir le formant F1 de forte énergie entouré en bleu, F2 en rouge et F3 en vert (Chapitre 1.3.4).



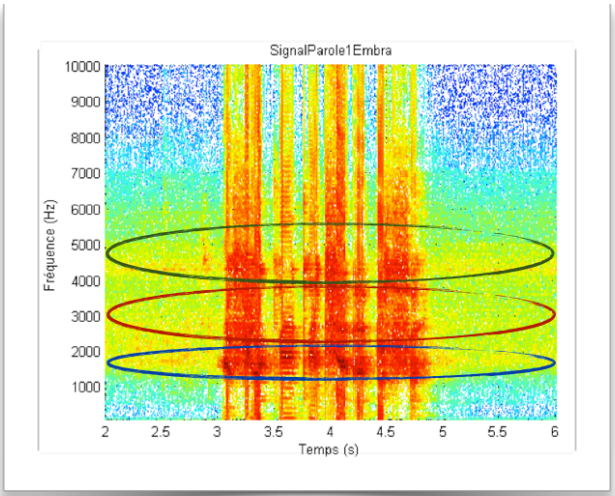


Figure 53 & 54 : Spectrogramme du signal de parole 1 avec Agil Pro & avec Embra.

On peut voir sur le graphique (53) que l'appareil Agil Pro amplifie bien les niveaux d'énergies fortes et moins les niveaux d'énergies faibles. Les formants sont bien discernables comme sur le spectrogramme de référence. En revanche, sur le graphique (54) l'appareil Embra a une amplification plus diffuse et donc nous avons une émergence moins prononcée des formants importants. On remarque aussi que le formant F1 est beaucoup plus aigu que le F1 du spectrogramme de référence.

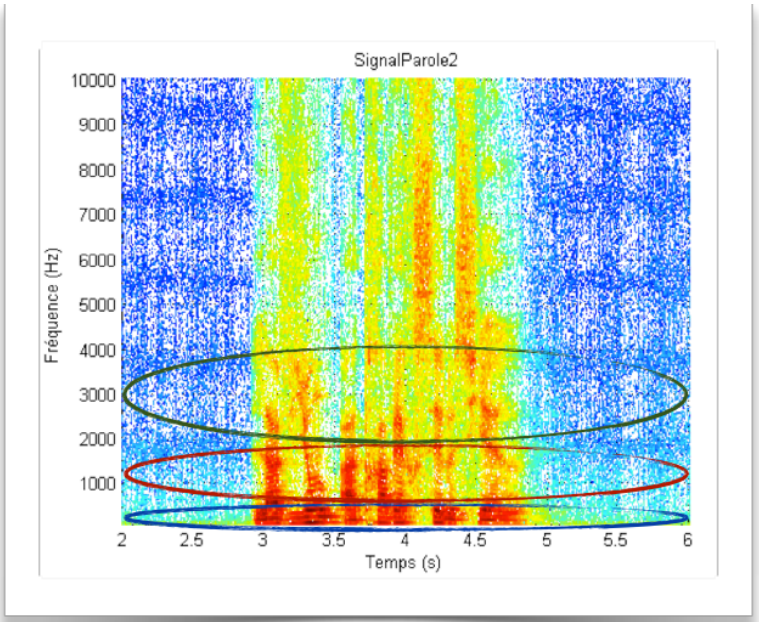
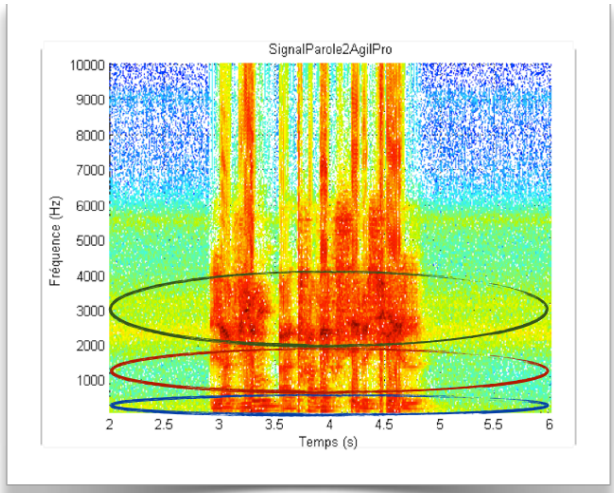


Figure 55 : Spectrogramme du signal de parole 2 de référence

Le spectrogramme (55) représente le signal de référence de la phrase 2 : «L'avion a traversé le ciel», sans prothèses. On peut y voir le formant F1 de forte énergie entouré en bleu, F2 en rouge et F3 en vert (Chapitre 1.3.4).



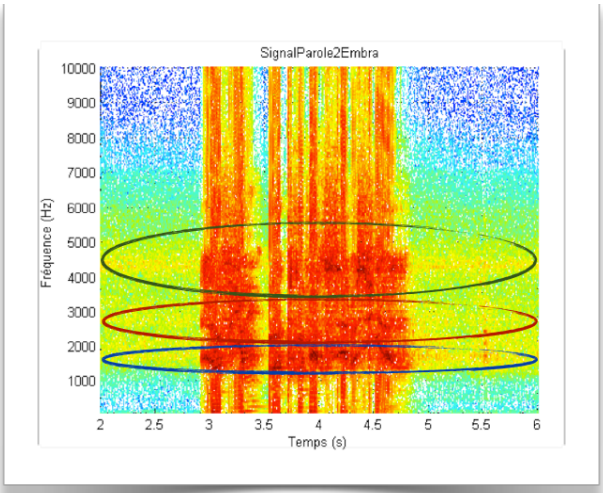


Figure 56 & 57 : Spectrogramme du signal de parole 2 avec Agil Pro & avec Embra

Sur les figures (56) et (57), nous observons les mêmes éléments que pour la phrase 1, le traitement semble se reproduire. Le signal avec AGILE respecte d'avantage le signal de parole sans prothèse mais de façon amplifiée.

3.1.4. Etude des variations temporelles

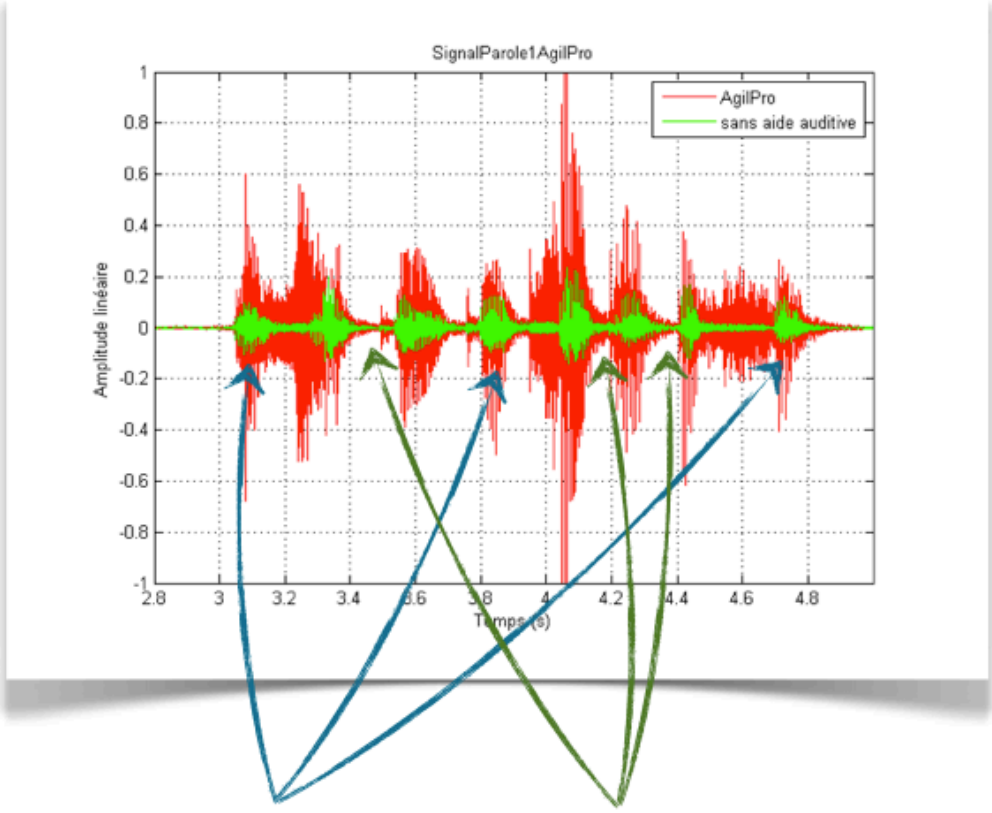


Figure 58 : Graphique temporel entre Agil Pro et sans aide auditive

Le graphique (58) correspond à l'étude temporelle (amplitude en fonction du temps) de l'enregistrement de la phrase 1. On peut voir l'enregistrement de celle-ci sans l'aide auditive (en vert) et l'enregistrement (en rouge) correspond à celui avec l'aide auditive utilisant le système AGILE. On remarque que chaque source d'amplitude élevée (flèche bleue) qui correspond à la voix, est amplifiée grâce à l'aide auditive. Les transitions (flèche vert) sont beaucoup moins amplifiées, on assiste donc à l'émergence du signal utile.

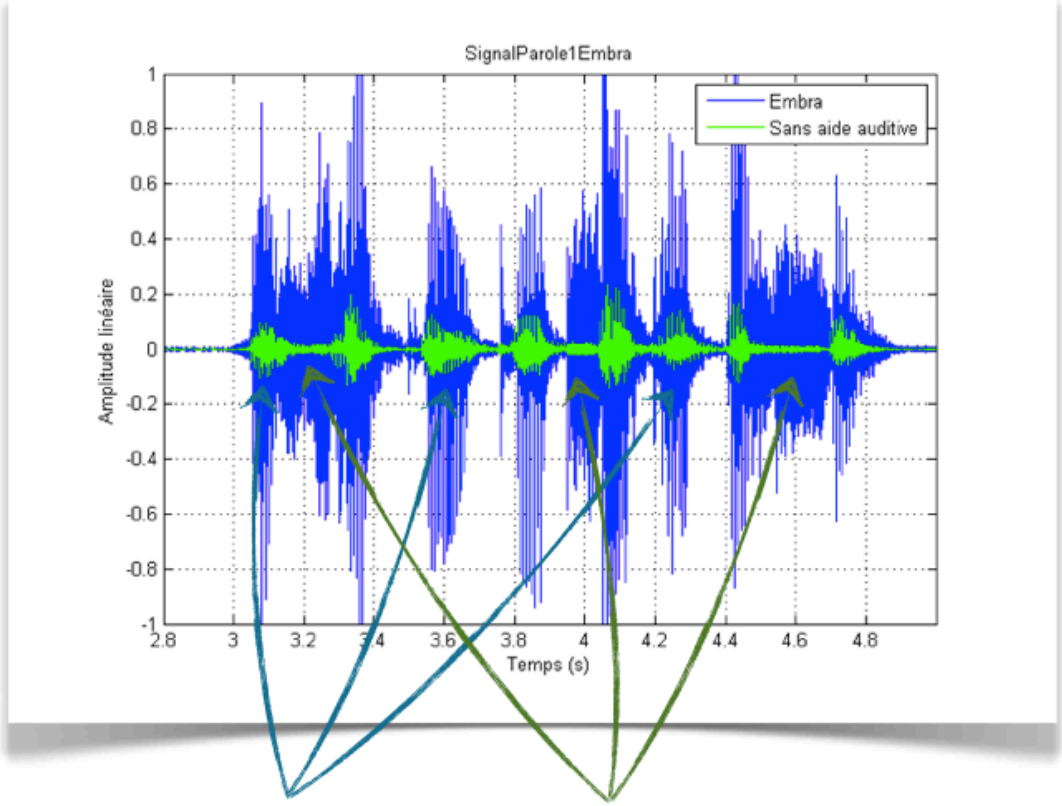


Figure 59 : Graphique temporel entre Embra et sans aide auditive

Sur le graphique (59) l'enregistrement sans aide l'auditive est en vert, alors que le tracé bleu correspond à l'enregistrement de l'aide auditive utilisant un système de compression conventionnel. On remarque que toutes les sources d'amplitudes (flèche bleue et verte) sont amplifiées de façon importante. De plus l'enveloppe temporelle du signal de l'aide auditive conventionnelle n'est pas vraiment représentative du signal sans aide auditive. Nous avons pu voir qu'un système conventionnel de compression avait comme inconvénient de ne pas toujours garder l'enveloppe temporelle du signal d'entrée intact (Chapitre 1.4.5). L'amplification est plus diffuse comme nous l'avons vu pour les spectrogrammes (Chapitre 3.1.3).

En somme le système AGILE conserve d'avantage l'allure du signal d'origine (Chapitre 2.2.5). Il amplifie principalement le signal utile et nettement moins le «bruit». Nous dirons que AGILE respecte le signal à amplifier et l'amplifie «intelligemment».

3.2. Spatial Sound 2.0

Le test que nous avons réalisé en salle traitée à pour but de mettre en évidence l'apport de la technologie du Spatial Sound 2.0 pour une personne portant deux appareils auditifs Oticon Agil Pro. Cette partie nous explicitera d'un point de vue expérimental les données que nous vous avons donné au chapitre 2.1.

Nous nous poserons les questions suivantes : Peut-on faire confiance au discours de la marque qui nous affirme que le système au sein de l'appareil Agil Pro a une réelle influence sur la localisation des sons dans l'espace ? Est ce que Spatial Sound 2.0 va améliorer le traitement de la parole dans des situations bruyantes ?

3.2.1. Matériels requis

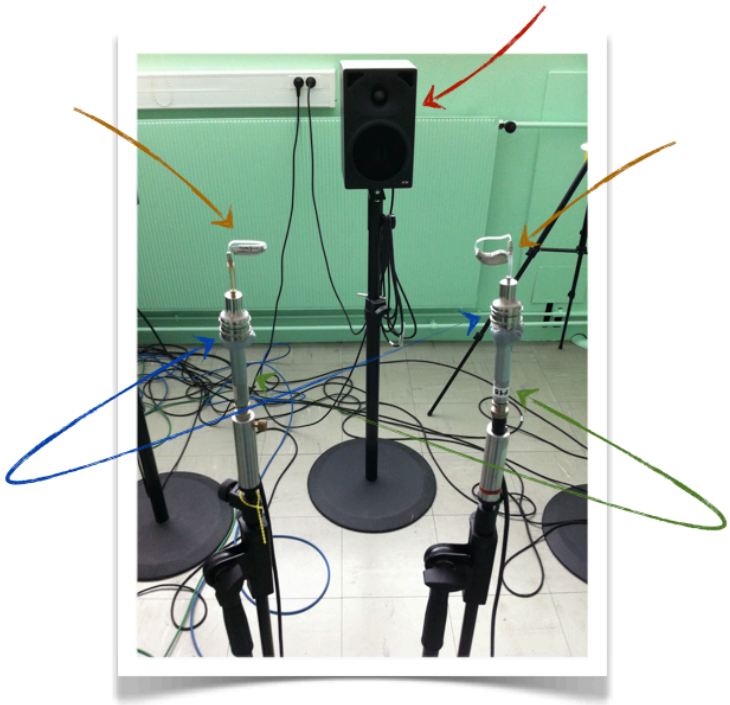


Figure 60 : Photographie du dispositif de mesure dans la salle traitée à la Faculté de Pharmacie de Nancy

Nous avons effectué ces tests dans un local traité acoustiquement (avec un temps de réverbération de 0,5 secondes).

- Deux haut-parleurs 5x20 mm IEC 127 Klein+Hummel (avec environ 50-60 Hz et 70W max) (flèche rouge figure 60),
- Deux coupleurs 2cc (flèches bleues figure 60),
- Deux microphones ½ pouce Brüel & Kjaer (type 2671) (flèches vertes figure 60),
- Un conditionneur (alimentation type 5935 pour le micro ½ pouce),
- Une carte son Hammer-Fall DSP Multiface II,
- Nous avons également eu besoin de deux appareils auditifs Agil Pro d'Oticon ® (flèche marron figure 60),
- Une tête humaine pour l'effet d'ombre (Chapitre 1.2.5).

Voici un bref détail du réglage des appareils apporté avec le logiciel Genie version 2010.2 Build 253

- Directionnalité : omnidirectionnel
- Gestion du bruit : arrêt
- Ma voix : arrêt
- Anti Larsen : arrêt
- Filtre, évent : Grand 2,4 mm court
- Formule présélection : Typologie VAC énergique, avec Binauralité bande large activé.

Tous les systèmes de gestion du bruit et d'anti-larsen sont désactivés afin de ne pas altérer le traitement du signal et de mettre uniquement en évidence la fonction «binauralité bande large».

Nous avons également entré un audiogramme identique sur les deux appareils afin d'avoir les mêmes courbes de réponses.

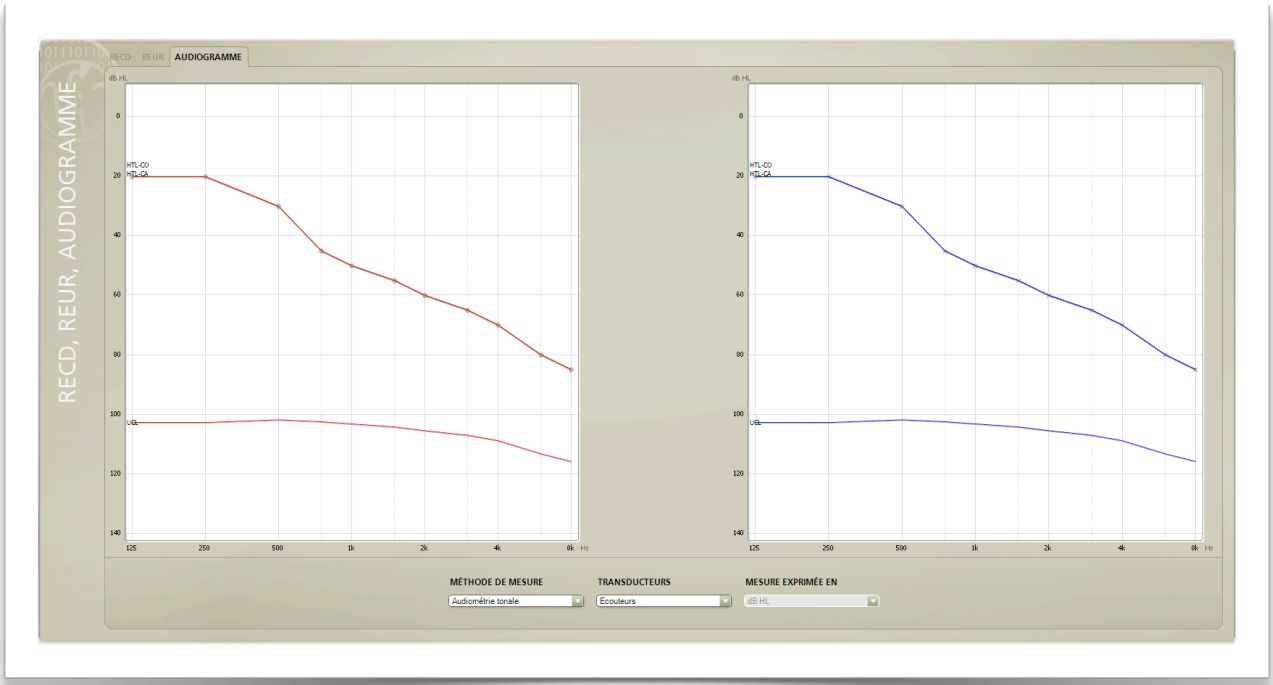


Figure 61 : Audiométrie utilisée pour les tests
[12]

3.2.2. Spatial Sound 2.0 dans le calme

Après la lecture de notre chapitre 1.2 sur l'importance de l'audition binaurale, nous allons vous montrer ce que peut apporter en pratique le système Spatial Sound 2.0. Le test suivant nous montre les différences entre le signal à la sortie de l'appareil droit (en bleu) et le signal à la sortie de l'appareil gauche (en vert). Nous comparerons les signaux sans et avec le système «binaural». L'information sonore est placée à azimut 90°, c'est à dire que l'onde sonore sera reçue par l'oreille droite en premier. Nous avons choisi un azimut de 90° car il représente le plus important déphasage entre l'oreille droite et l'oreille gauche.

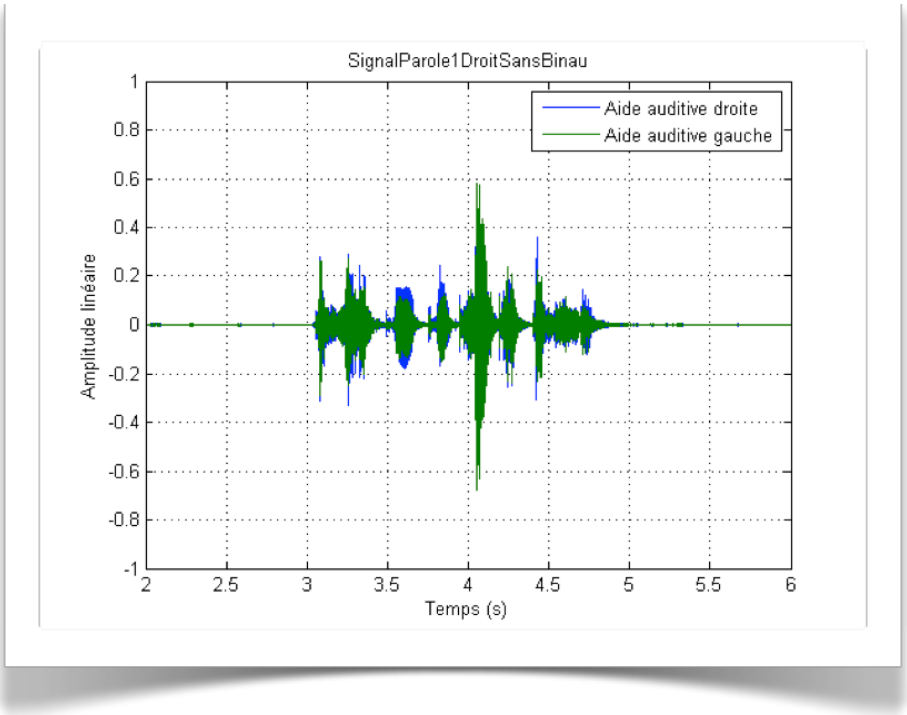


Figure 62 : Graphique comparatif du signal de parole 1 entre l'aide auditive droite et l'aide auditive gauche sans traitement binaural

Le graphique (62) nous montre le signal de la phrase 1 : «Le flacon contient un parfum». Les signaux des deux aides auditives AGILE sans le traitement binaural sont presque superposés. On note quand même un niveau légèrement supérieur pour l'aide auditive droite car le son se situe à droite.

En théorie pour deux oreilles saines non appareillées, nous devrions trouver un plus grand écart entre les deux signaux (Chapitre 1.2.3). En revanche, comme nous l'avons vu dans le chapitre 2.1.2, l'appareil de gauche va sur-amplifier le signal par rapport à l'oreille droite. Ainsi l'écart entre les deux signaux reste faible.

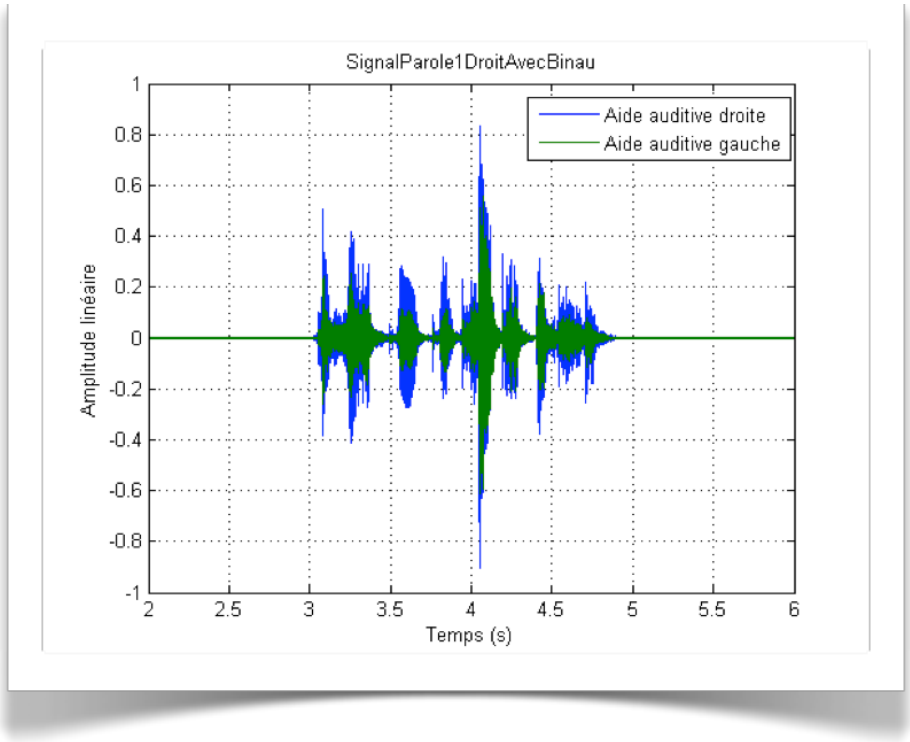
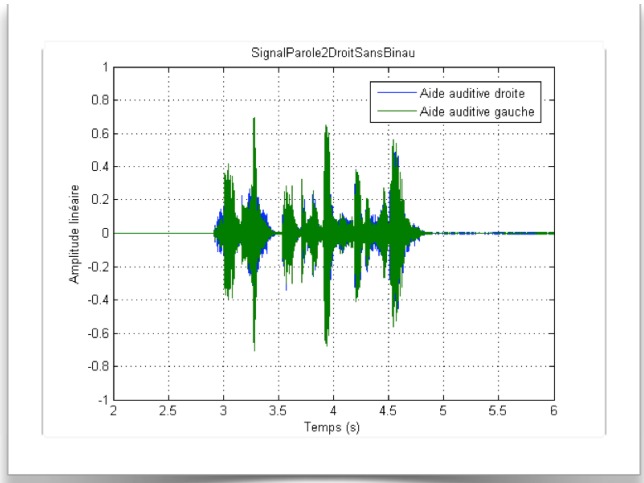


Figure 63 : Graphique comparatif du signal de parole 1 entre l'aide auditive droite et l'aide auditive gauche avec traitement binaural

Nous voyons sur le graphique (63) que lorsque la fonction binaurale est activée, on distingue réellement une différence d'amplification entre les deux signaux. Spatial Sound 2.0 rétabli l'écart de niveau sonore qu'il devrait y avoir entre deux oreilles saines non appareillées. On remarque que le tracé de l'oreille gauche (en vert) est identique avec ou sans binauralité. Seul le tracé de l'oreille droite (en bleu) est modifié. On en déduit que les appareils ont choisi de sur-amplifier l'oreille droite plutôt que de sous-amplifier l'oreille gauche. Le patient ressentira donc un niveau plus important là où se situe la source sonore, c'est à dire à droite... Nous allons à présent refaire ce même test avec deux autres phrases.



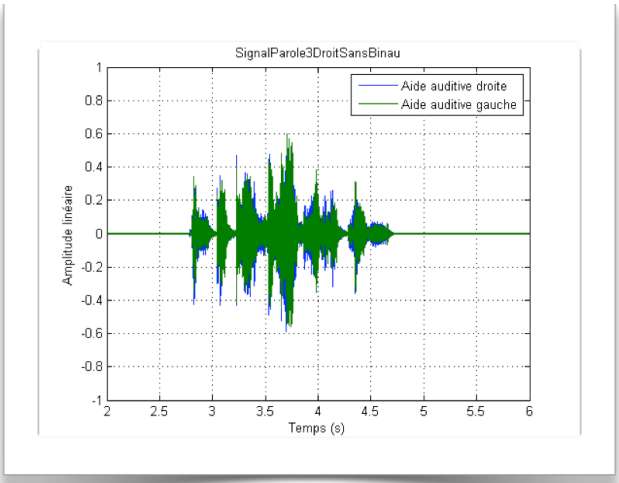
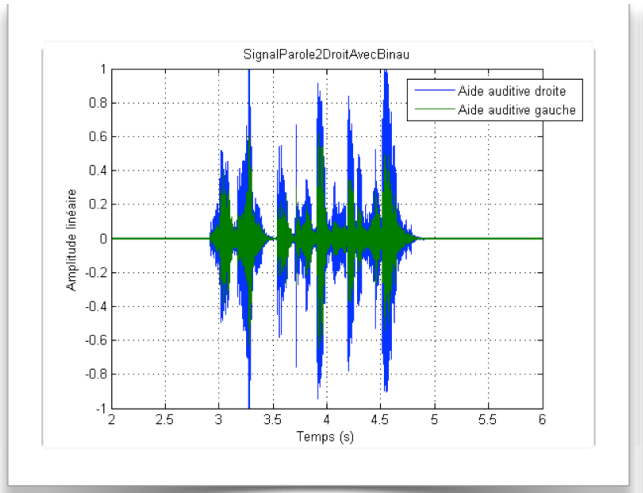


Figure 64 & 65 : Graphique comparatif du signal de parole 2 & 3 entre l'aide auditive droite et l'aide auditive gauche sans traitement binaural

Sur les graphiques (64) et (65), nous observons le résultat pour la phrase 2 : «L'avion a traversé le ciel» et pour la phrase 3 : «La statue s'élève sur la place» sans traitement binaural. Nous pouvons émettre les mêmes conclusions, l'écart entre les signaux est faible.



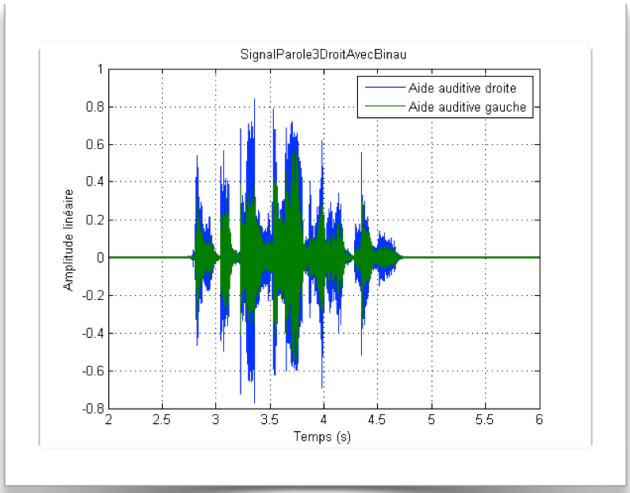


Figure 66 & 67 : Graphique comparatif du signal de parole 2 & 3 entre l'aide auditive droite et l'aide auditive gauche avec traitement binaural

Sur les graphiques (66) et (67) nous pouvons voir que l'écart entre les deux oreilles avec le traitement binaural est restitué encore une fois.

Les résultats des différents graphiques peuvent être traduits en utilisant la différence quadratique moyenne relative. Elle s'exprime de la façon suivante :

$$E = \frac{\sqrt{\sum_i (D_i - G_i)^2}}{\sqrt{\sum_i G_i^2}}$$

Avec D, le signal de l'appareil droit et G, le signal de l'appareil gauche

La moyenne quadratique nous permet de donner une valeur représentative de la différence qui existe entre les signaux. Nous avons réalisé trois mesures pour chaque phrase.

	Sans binauralité	Avec binauralité
Phrase 1	1,32	1,67
	1,35	1,61
	1,17	1,66
Moyenne phrase 1	1,28	1,65
Phrase 2	1,29	1,57
	1,31	1,63
	1,37	1,66
Moyenne phrase 2	1,32	1,62
Phrase 3	1,38	1,65
	1,32	1,69
	1,25	1,62
Moyenne phrase 3	1,32	1,65

Moyenne générale	1,3	1,64

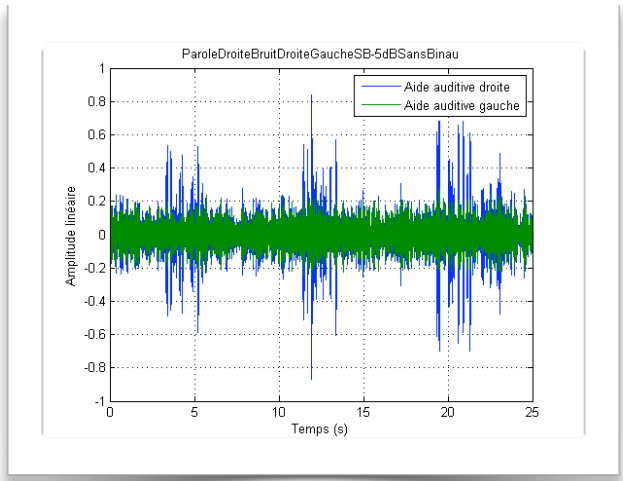
Tableau 2 : Récapitulatif des données graphiques (62), (63), (64), (65), (66) et (67)

Nous sommes en mesure de dire que la binauralité restaure l'écart entre les deux aides auditives grâce à l'action du traitement binaural sur le signal perçu par les deux oreilles. Elle amplifie d'avantage le coté d'où vient le son afin de restituer une localisation des sons plus juste. En moyenne l'écart entre les deux oreilles est de 30% sans binauralité, lorsque l'on enclenche le système nous arrivons à 64% d'écart. Nous obtenons une augmentation de 34 points ce qui est plutôt significatif. Le traitement agit réellement sur la différence interaurale qui existe entre les oreilles, le Spatial Sound 2.0 va augmenter le son perçu par l'oreille qui est la plus proche de la source afin de restaurer la localisation spatiale (Chapitre 2.1.2).

3.2.3. Spatial Sound 2.0 dans le bruit

Nous avons réalisé les tests dans le bruit avec la phrase 3 : «La statue s'élève sur la place» pour des rapports signal sur bruit de -5 dB, odB, +5 dB et +10 dB. Nous allons voir les performances allouées à cette technologie dans des situations complexes. Le signal utile de la parole est envoyé à droite et le bruit à gauche mais aussi à droite.

- Le premier test avec un rapport signal sur bruit de -5 dB :



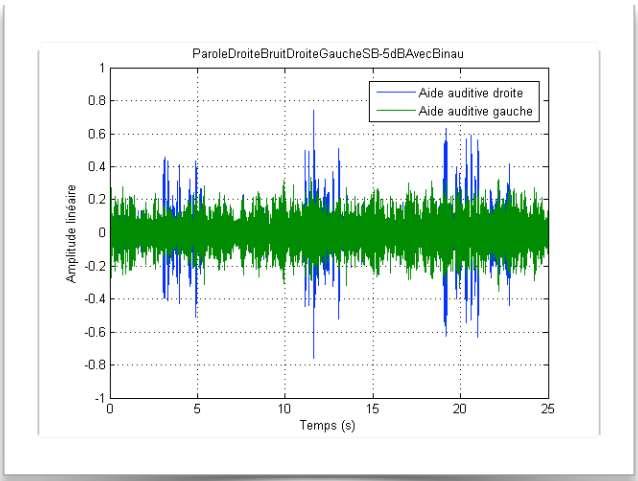


Figure 68 & 69 : Graphique comparatif du signal de parole 3 entre l'aide auditive droite et l'aide auditive gauche sans et avec traitement binaural avec un rapport signal/bruit de -5 dB

Sur les graphiques (68) et (69), nous voyons le signal reçu par l'oreille droite (en bleu) et le signal reçu par l'oreille gauche (en vert). Le graphique (1) est obtenu sans le traitement binaural et le graphique (2) avec le traitement. Nous trouvons que dans un milieu fortement défavorable avec un rapport signal sur bruit de -5 dB le traitement binaural n'apporte malheureusement rien de bien concret. Nous pouvons même dire qu'il désavantage l'utilisateur des aides auditives. En effet, sans binauralité nous assistons à une légère émergence du signal de l'appareil droite par rapporte à la gauche. En revanche avec le système enclenché nous percevons une plus forte amplification du signal vert, c'est à dire du

signal de l'oreille gauche au détriment de la droite... Il aurait été intéressant de refaire les tests avec le débruiteur activé afin de voir le complément de ce dernier sur l'ensemble.

La moyenne quadratique (Chapitre 3.2.2) nous permet de donner une valeur sur la différence qui existe entre les signaux comme pour les tests précédents.

	Sans binauralité	Avec binauralité
Résultat 1	1,34	0,92
Résultat 2	1,25	1,09
Résultat 3	1,34	1,03
Moyenne	1,31	1

Tableau 3 : Récapitulatif des données graphiques (68) et (69)

Nous retrouvons des résultats cohérents avec les graphiques (68) et (69), en effet la différence entre les deux signaux est de l'ordre de 31 % sans binauralité et nous ne trouvons aucune différence entre les signaux avec le traitement. Nous perdons pas loin de 31 points ce qui n'est pas très probant. Néanmoins nous pouvons modérer ces résultats en disant que le rapport signal sur bruit avec lequel les tests ont été réalisés est très défavorable pour l'émergence de la parole dans une telle situation.

❖ *Le deuxième test avec un rapport signal sur bruit de 0 dB :*

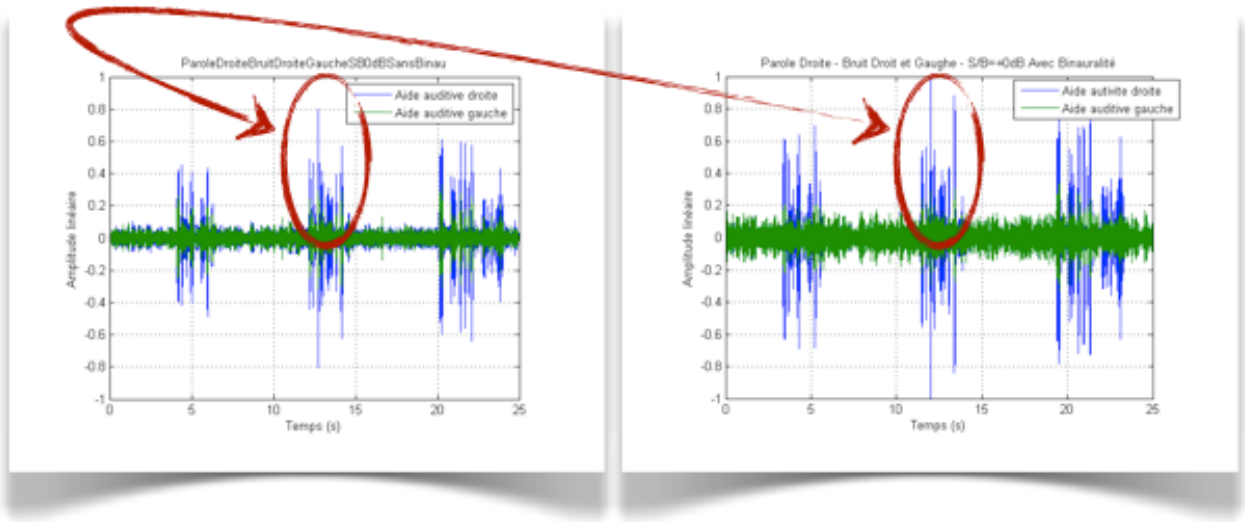


Figure 70 & 71 : Graphique comparatif du signal de parole 3 entre l'aide auditive droite et l'aide auditive gauche sans et avec traitement binaural avec un rapport signal/bruit de 0 dB

Sur les graphiques (70) et (71), nous avons un rapport signal sur bruit de 0 dB. Là encore l'oreille gauche reçoit plus de bruit avec le système binaural que sans. En outre, nous pouvons voir que les fortes amplitudes (flèche rouge) reçues sur l'oreille droite (en bleu) sont plus amplifiées avec le système activé que sans. Le bruit est amplifié mais le signal utile aussi.

	Sans binauralité	Avec binauralité
Résultat 1	1,75	1,73
Résultat 2	1,64	1,61
Résultat 3	1,65	1,64
Moyenne	1,68	1,66

Tableau 4 : Récapitulatif des données graphiques (70) et (71)

Les résultats sont eux aussi cohérents par rapport aux graphiques (70) et (71). La moyenne nous montre que la différence entre les oreilles est similaire qu'il y ait ou non le système binaural. Nous en tirons la même conclusion qu'avec la lecture graphique, le niveau du bruit de l'oreille gauche est amplifié mais la parole et le bruit de l'oreille droite sont eux aussi amplifiés. Nous en déduisons que le système binaural n'a fait que mettre plus «fort».

❖ *Troisième test avec un rapport signal sur bruit de +5 dB :*

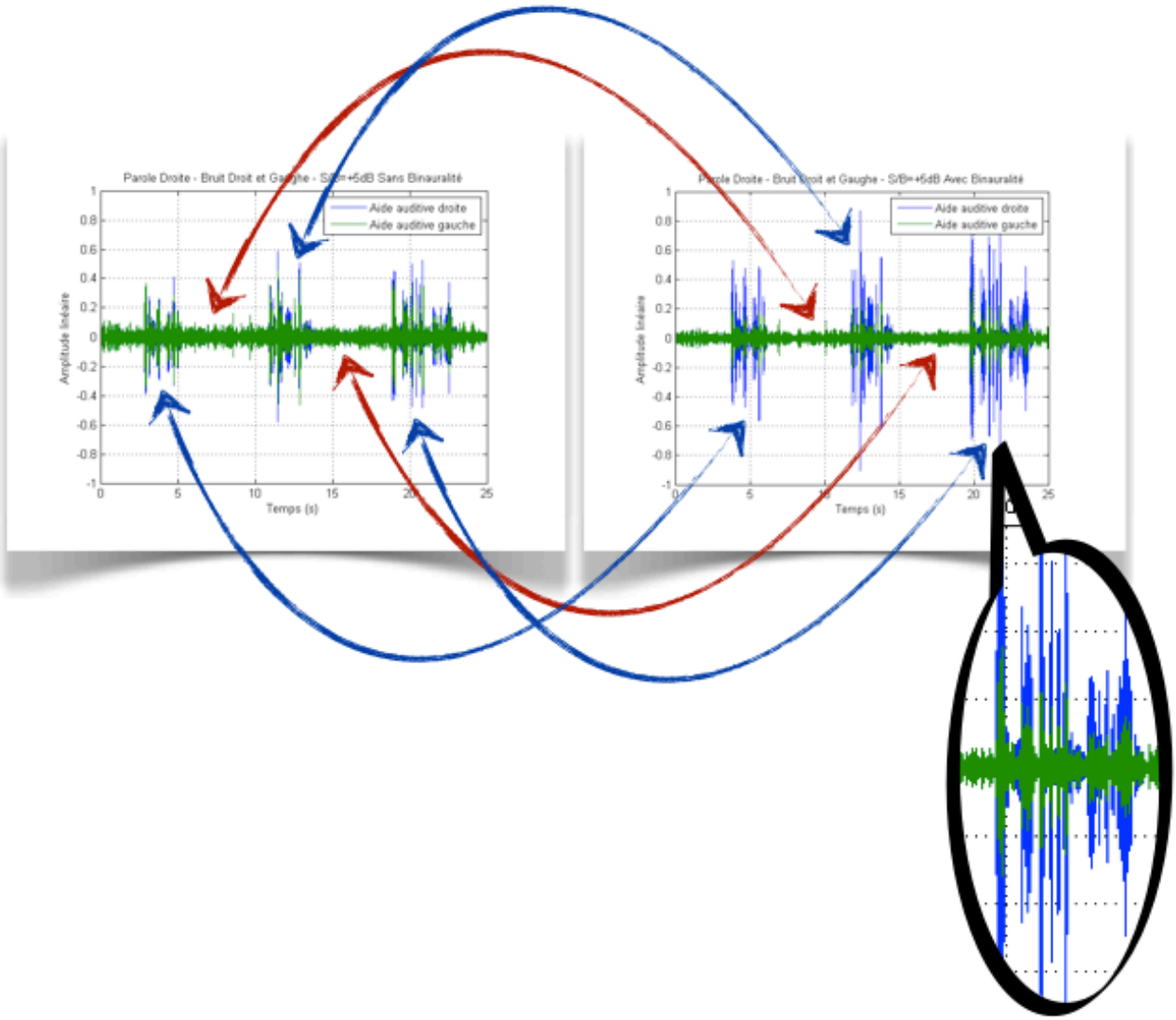


Figure 72 & 73 : Graphique comparatif du signal de parole 3 entre l'aide auditive droite et l'aide auditive gauche sans et avec traitement binaural avec un rapport signal/bruit de +5 dB

Sur les graphiques (72) et (73) nous avons un rapport signal sur bruit de +5 dB. C'est ici que la technologie du Spatial Sound 2.0 prend tout son sens. En effet nous voyons que le signal reçu sur l'aide auditive gauche (en vert) est bien moins amplifié avec la binauralité que sans. Les flèches rouges nous montrent que le bruit est bien plus faible avec le traitement que sans. De plus le signal de l'appareil droit (en bleu) est bien plus amplifié avec que sans binauralité. Les flèches bleues nous montrent que la parole reçue à droite émerge plus que

sur l'oreille gauche avec la binauralité que sans. Nous corroborons alors le principe de la gestion spatiale sonore décrit dans le chapitre 2.1.4. En effet, la parole est plus présente dans l'oreille droite que la gauche, c'est pour cela que AGILE privilégie les signaux reçus à droite. Il joue alors le rôle d'un débruiteur vu dans le chapitre 1.2 (démasquage de la parole dans le bruit)

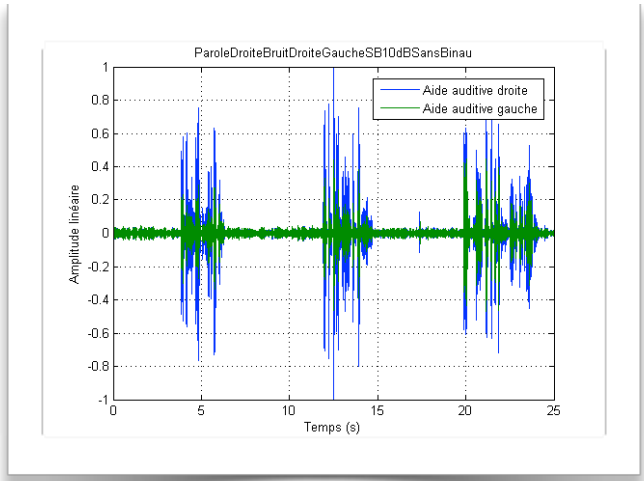
	Sans binauralité	Avec binauralité
Résultat 1	1,26	1,71
Résultat 2	1,21	1,88
Résultat 3	1,30	1,94

Moyenne	1,26	1,84

Tableau 5 : Récapitulatif des données graphiques (72) et (73)

Les résultats relatifs aux graphiques (5) et (6) sont très probants. Nous trouvons une différence sans binauralité de 26% entre les deux oreilles tandis qu'avec le système activé nous obtenons 84% de différence soit 58 points de différence en plus. Le système a littéralement donné l'avantage à l'oreille droite afin de mieux capter le signal utile. Une telle amélioration fait émerger très nettement la parole par rapport au bruit ambiant.

❖ Quatrième test avec un rapport signal sur bruit de +10 dB :



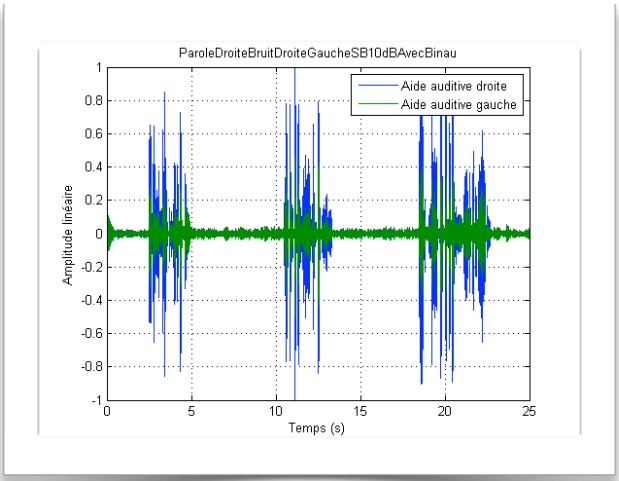


Figure 74 & 75 : Graphique comparatif du signal de parole 3 entre l'aide auditive droite et l'aide auditive gauche sans et avec traitement binaural avec un rapport signal/bruit de +10 dB

Sur les graphiques (74) et (75) nous avons un rapport signal sur bruit de +10 dB. Ici aussi nous avons une nette émergence du signal traité par l'oreille droite par rapport à la gauche.

	Sans binauralité	Avec binauralité
Résultat 1	1,83	2,26
Résultat 2	1,90	2,32
Résultat 3	2,00	2,21
Moyenne	1,91	2,25

Tableau 6 : Récapitulatif des données graphiques (74) et (75)

Les résultats relatifs aux graphiques (74) et (75) sont très probants eux aussi. Nous trouvons une différence sans binauralité de 91% entre les deux oreilles tandis qu'avec le système activé nous obtenons 125% de différence soit 34 points de différence en plus. Le système donne

encore une fois l'avantage à l'oreille droite afin de mieux capter le signal utile. Une telle amélioration fait émerger très nettement la parole par rapport au bruit ambiant.

3.3. Tests de localisation spatiale in situ

Parmi nos patients, nous avons sélectionné 30 personnes appareillées en Agil Pro depuis au moins 2 mois afin d'effectuer nos tests de localisation spatiale. Pour cela nous avons eu la chance d'avoir à notre disposition le matériel nécessaire pour tester la localisation spatiale in situ.

Le déroulement des tests est le suivant : Nous avons placé le sujet au milieu des huit haut-parleurs (figure 76) afin qu'il soit à équidistance de ces derniers (en rouge). Tous les haut-parleurs sont espacés de 45° d'azimut. Nous avons envoyé de façon aléatoire des sons purs de fréquences différentes sur chaque haut-parleur. Le patient doit nous indiquer avec la main d'où semble venir le son sans bouger la tête. Nous testerons uniquement les azimuts 270°, 315°, 0°, 45°, 90° à une intensité de 60 dB, en revanche les sujets pensent que les sons peuvent venir de n'importe quel azimut.

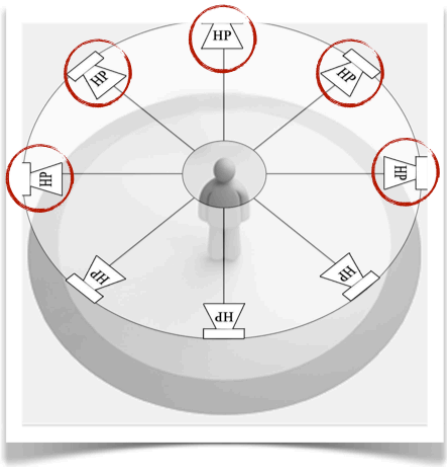


Figure 76 : Schéma représentant les azimuts des différents haut-parleurs [44]

L'objectif est de voir si les sons émis sont mieux localisés par le porteur avec le système Spatial Sound 2.0 que sans. D'autre part, il serait intéressant de tirer des conclusions sur les différentes fréquences testées. Les sons utilisés seront supérieurs à 1000 Hz car la différence interaurale de niveau est valable principalement pour ces fréquences (Chapitre 1.2.3)

Nous établirons les résultats pour un patient type, puis nous ferons un récapitulatif de toutes les valeurs dans un tableau.

3.3.1. Matériels requis

- Huit haut-parleurs 5x20 mm IEC 127 Klein+Hummel (avec environ 50-60 Hz et 70W max),
- Une carte son Hammer-Fall DSP Multiface II,
- Un patient et ses aides auditives Agil Pro de marque Oticon,
- Le logiciel Biosound

Voici un bref détail du réglage des appareils apporté avec le logiciel Genie version 2010.2 Build 253

- Directionnalité : omnidirectionnel
- Gestion du bruit : arrêt
- Ma voix : arrêt
- Anti Larsen : arrêt

3.3.2. Interprétation des tests

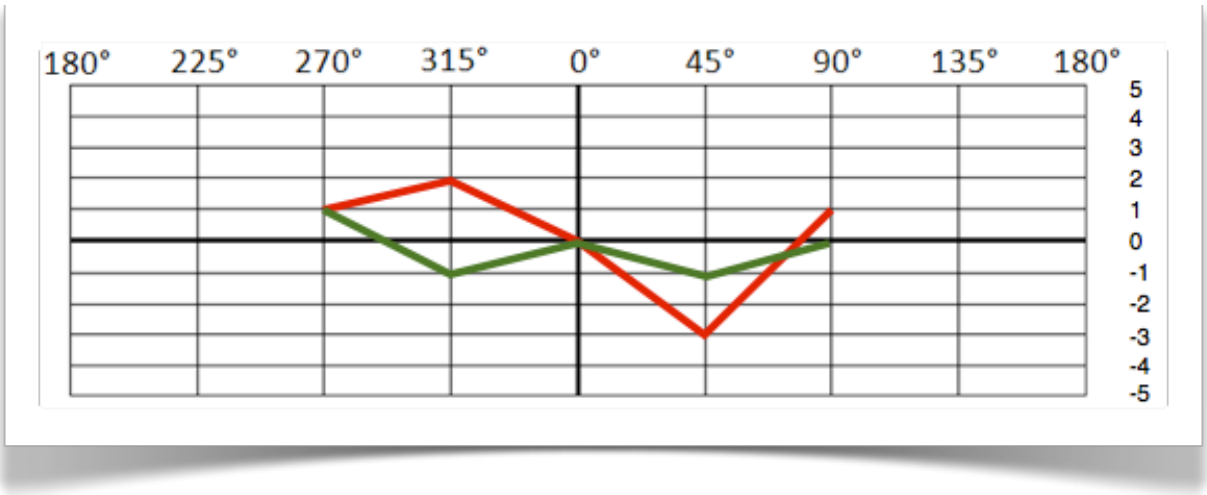


Figure 77 : Schéma représentant les erreurs en fonction des azimuts des différents haut-parleurs

La figure (77) est un exemple qui nous montre un graphique représentant les erreurs de localisation faites par le patient. La courbe rouge nous indique les erreurs faites sans le système Spatial Sound 2.0 et la courbe verte avec le système. En abscisse nous avons les différents azimuts, 0° correspond au haut-parleur en face du patient. Dans ce cas pour un son émis à 315° (45° à gauche du haut-parleur de face) le patient fait une erreur de +2 (courbe rouge). Le chiffre nous indique que le sujet perçoit le son deux azimuts à droite (45°) par rapport à l'endroit d'où provient le son réellement. Pour le son émis à 45°, le sujet réalise une erreur de -3, il le perçoit donc à l'azimut 270°. En somme, les erreurs faites vers la gauche se comptent négativement et inversement pour les erreurs faites à droite.

3.3.3. Rapport des données à 1000 Hz

	Sans binauralité	Avec binauralité
90°	2,5	1,9
45°	2,3	2,1
0°	1,2	1
315°	2,6	2,1
270°	2,9	2,4

Moyenne	2,3	1,9

Tableau 7 : Récapitulatif des données de localisation à 1000 Hz

Le tableau (7) récapitule toutes les erreurs (valeurs absolues) par azimut avec et sans système binaural. Avec le système enclenché il y a une amélioration significative de 21% pour la fréquence de 1000 Hz. On remarque que les azimuts 90° et 270° font l'objet de plus d'erreurs. En effet, c'est ici que l'écart de niveau est le plus important entre les deux oreilles. Avec un appareil standard, le gain adaptatif va venir fausser d'avantage l'écart interaural (Chapitre 2.1.2 & 3.2.2). Nous avons vu au chapitre 3.2.2 & 3.2.3 que le système rétablissait l'écart interaural afin d'avoir une localisation sonore plus précise. Ici nous pouvons voir que le Spatial Sound 2.0 apporte une nette amélioration.

3.3.4. Rapport des données à 2000 Hz

	Sans binauralité	Avec binauralité
90°	2,8	1,8
45°	2,3	1,7
0°	1,6	1,1
315°	3	1,8
270°	3,5	2

Moyenne	2,64	1,68

Tableau 8 : Récapitulatif des données de localisation à 2000 Hz

Le tableau (8) nous indique que le gain pour une fréquence de 2000 Hz est encore meilleur avec 57% d'amélioration par rapport au système sans binauralité. D'autre part, étant donné que plus la fréquence est aiguë plus elle est soumise à l'effet d'ombre de la tête (Chapitre 1.2.5). Sans le Spatial Sound 2.0, le gain appliqué controlatéralement au son émis est d'autant plus important que l'effet de masque de la tête est important. Ainsi nous notons une aggravation de la localisation spatiale. En outre, les résultats sont meilleurs avec le système binaural en fonctionnement.

3.3.5. Rapport des données à 4000 Hz

	Sans binauralité	Avec binauralité
90°	3,4	1,8
45°	2,8	1,5
0°	1,5	1
315°	3,1	1,9
270°	3,6	1,8

Moyenne	2,88	1,6

Tableau 9 : Récapitulatif des données de localisation à 4000 Hz

Le tableau (9) nous montre une amélioration de 80% avec le système Spatial Sound 2.0 que sans. L'expérience semble se reproduire plus on augmente la fréquence de la source sonore.

3.3.6. Conclusion

Ces tests subjectifs nous montrent bien que les expériences effectuées au chapitre 3.2 améliorent significativement la localisation spatiale des patients équipés d'Agil Pro. Le gain apporté par cette technologie est d'une vingtaine de pour-cent pour des fréquences médiums et atteint presque 80% d'amélioration à 4000 Hz.

3.4. Questionnaire

Le questionnaire (Annexe 1) est pour nous, le meilleur outil de mise en évidence de l'efficacité et de l'apport des deux technologies liées à l'Agil Pro pour un malentendant.

Comme nous le savons la localisation des sons, l'intelligibilité, la qualité sonore et le confort d'écoute sont des facteurs importants dans un bon appareillage. C'est ainsi que nous avons basé notre questionnaire sur ces quatre différents thèmes. Le fait de poser ces questions a pour objectif de recueillir des informations simples et claires. Pendant nos stages de troisième année et nos expériences professionnelles, nous avons sélectionné une trentaine de patients qui ont répondu à nos questions.

Nous allons vous présenter les résultats et nous les analyserons brièvement afin d'en tirer des conclusions.

3.4.1. Intelligibilité

Nous avons recueilli les informations concernant les améliorations liées à l'intelligibilité de la parole lorsque les patients ont porté leurs aides auditives Agil Pro.

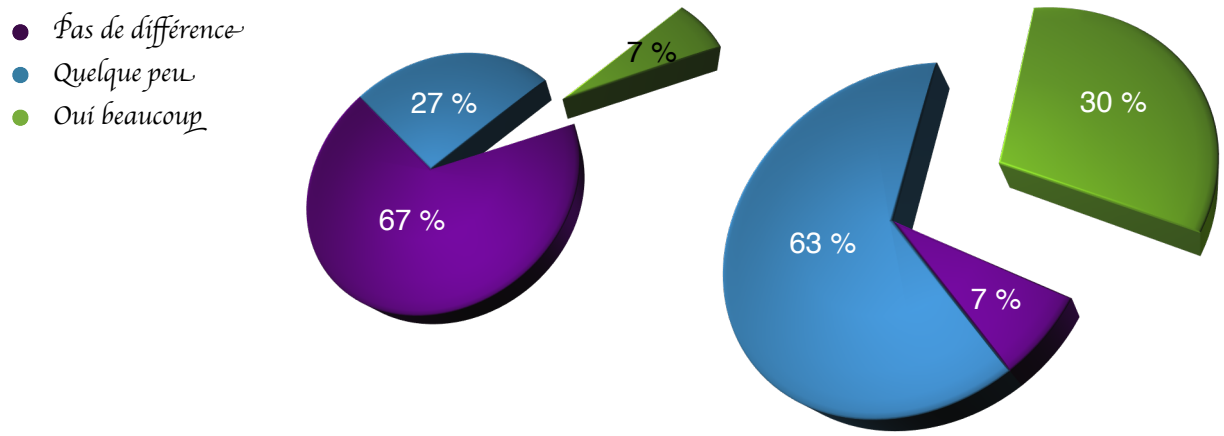


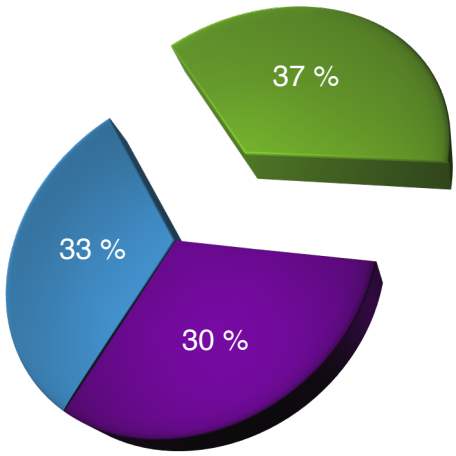
Figure 78 : Représentation graphique de la répartition des avis subjectifs des 30 patients sur l'intelligibilité dans les milieux calmes

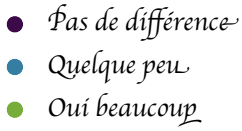
Figure 79 : Représentation graphique de la répartition des avis subjectifs des 30 patients sur l'intelligibilité dans les milieux bruyants

La figure (78) nous montre que les patients qui ont répondu à notre questionnaire, n'ont globalement pas vu de différence entre leurs anciens appareils et Agil Pro en terme d'intelligibilité dans les milieux calmes. En revanche, la figure (79) nous récapitule les résultats liés à l'intelligibilité dans les milieux bruyants. C'est ici qu'Agil Pro prend toute son ampleur, au restaurant, lors de réunion de famille, de conférence... 93% des personnes sondées ont trouvé un changement positif et plus de 30% d'entre eux un net changement.

3.4.2. Qualité sonore

Voici les récapitulatifs des résultats donnés par les patients interrogés sur la qualité sonore ressentie lorsqu'ils se situent dans des environnements calmes et bruyants.





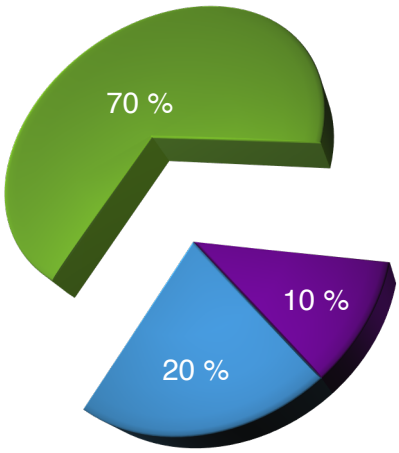
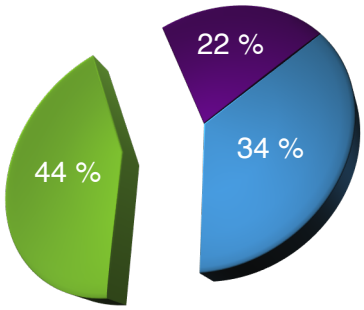


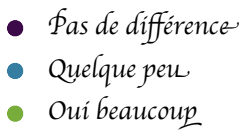
Figure 80 : Représentation graphique de la répartition des avis subjectifs des 30 patients sur la qualité sonore dans les milieux calmes

Figure 81 : Représentation graphique de la répartition des avis subjectifs des 30 patients sur la qualité sonore dans les milieux bruyants

En ce qui concerne la qualité sonore, d'après la figure (80) & (81), nous avons presque 70% de patients qui trouvent une amélioration dans le calme et 90% dans le bruit. On notera que 70% des personnes ont trouvé une nette amélioration dans les milieux bruyants.

3.4.3. Confort d'écoute





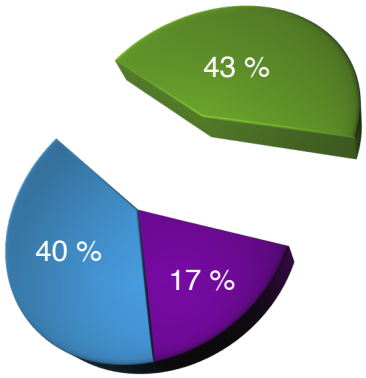
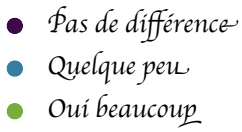


Figure 82 : Représentation graphique de la répartition des avis subjectifs des 30 patients sur le confort d'écoute dans les milieux calmes

Figure 83 : Représentation graphique de la répartition des avis subjectifs des 30 patients sur le confort d'écoute dans les milieux bruyants

En ce qui concerne les figures (82) & (83), nous constatons que près de 80% des patients ont un confort d'écoute amélioré.

3.4.4. Localisation spatiale



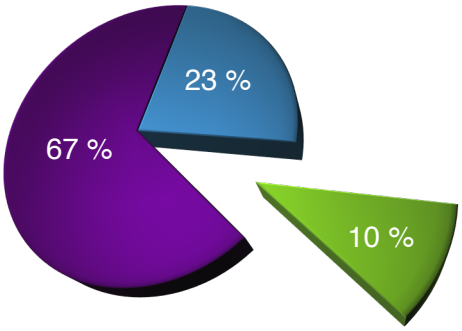


Figure 84 : Représentation graphique de la répartition des avis subjectifs des 30 patients sur la localisation sonore

La figure (84) nous montre que 33% des personnes ont trouvé que la localisation des sons étaient meilleurs avec les Agil Pro.

3.4.5. Conclusion

Grâce à ce questionnaire, nous pouvons mettre un avis subjectif sur ces aides auditives et ainsi corroborer les résultats des expériences faites sur les deux technologies au début du chapitre 3. Parmi les thèmes abordés dans ce questionnaire, nous pouvons dire que plus de 50% des personnes ont été satisfaites des essais effectués.

La technologie du Speech Guard introduit au chapitre 2.2 et mise en évidence au chapitre 3.1, améliore l'intelligibilité dans les milieux bruyants à hauteur de 93%. Le système aurait effectivement tendance à maximiser l'enveloppe du signal pour une meilleure compréhension dans les milieux bruyants.

En terme de localisation sonore les résultats sont plus mitigés. En effet, nous avons eu du mal à obtenir des réponses fiables vis à vis des personnes qui ont répondu au questionnaire. Ils ont eu du mal à estimer si la localisation des sources sonores était plus précise, néanmoins ils admettent avoir eu une meilleure hiérarchisation globale de la parole et des bruits dans l'espace.

En somme, nous pouvons voir que plus de 75% des patients ont trouvé un confort notable et parmi eux, 50% environ on trouvé une nette amélioration. Cela nous semble en adéquation avec les expériences que nous avions menées. Les améliorations mises en évidence dans les chapitres 3.1 & 3.2 via nos tests se valident ici.

Pour conclure, il y a donc un réel apport que nous avons réussi à quantifier sur une trentaine de personnes. Ces technologies apportent un confort et une qualité d'écoute assez surprenante. Ceci est rendu possible grâce aux duo technologiques du Spatial Sound 2.0 et

du Speech Guard. Pour finir, nous sommes convaincus qu'il existe un effet synergique, certes difficilement quantifiable, mais bien présent !

Conclusion

Ce mémoire avait pour but précis de découvrir les deux nouvelles technologies mises à disposition du malentendant pour améliorer la compréhension dans le bruit. Nous avons évoqué les deux innovations suivante : le Spatial Sound 2.0 & le Speech Guard.

Nous avons vu (Chapitre 2.1) que le Spatial Sound 2.0 avait comme objectif d'apporter une meilleure localisation spatiale et un meilleur démasquage de la parole dans le bruit. Grâce aux différents rappels (Chapitre 1.2), nous avons pu voir comment l'effet stéréoacousique permettait de gérer son propre environnement sonore. Quant au Speech Guard (chapitre 2.2), nous avons vu qu'il alliait les avantages de différents systèmes de compression afin d'améliorer le signal et de préserver l'enveloppe temporelle de celui-ci. Grâce aux différents rappels (chapitre 1.3), nous avons pu voir de quoi la parole est composée afin de mieux expliquer et appréhender les tests.

Nous avons par la suite effectué une campagne de mesures qui ont permis de mettre en évidence les bénéfices des deux technologies au sein d'un environnement bruyant. Les limites ont été atteintes lorsque l'environnement bruyant était bien trop défavorable, en revanche nous assistons à une bonne amélioration des performances dans des conditions classiques.

Pour finir nous avons mis en place un questionnaire, que 30 personnes ont rempli. Ces réponses aux questionnaires (chapitre 3.4), ont permis de répondre à la question que nous nous posions au début de ce mémoire : «Qu'apportent ces deux technologies au patient ?».

Pour conclure définitivement, nous pouvons dire que le Spatial Sound 2.0 et le Speech Guard ne révolutionnent pas le genre mais apportent un net avantage dans des conditions plutôt

complexes. A la réponse du bluff marketing, nous nous garderons bien de donner notre avis mais il est certain que les ingénieurs de la marque ont semblerait-il, trouvé une des réponses à la problématique des aides auditives :

La compréhension dans le bruit.

Bibliographie

[1] Jacq C. Les maximes de Ptah-Hotep, l'enseignement d'un sage au temps des pyramides, 2004.

[2] Site internet : http://www.alaudition.com/oreille.html.

[3] Campo P. Cours d'audiologie, D.E audioprothèse de la Faculté de Pharmacie de Nancy, L'oreille externe, 2011.

[4] Shaw E. The external ear, Handbook of Sensory Physiology, 1974.

[5] Site internet : http://tecfa.unige.ch/tecfa/teaching/UVLibre/0001/bin32/pagesweb/audi.html.

[6] Site internet : http://www.neuroreille.com/promenade/francais/ear/exear/exear.htm.

[7] Site internet : http://www.neuroreille.com/promenade/francais/ear/midear/midear.htm.

[8] Möller A.R. Function of the middle ear. Handbook of Sensory, 1974.

[9] Bonnier, P. L'oreille anatomie, Masson et cie, 1896.

[10] Eluecque T. Cours d'audioprothèse, D.E audioprothèse de la Faculté de Pharmacie de Nancy, Conduction osseuse, 2011.

[11] Parietti-Winkler C. Cours d'audiologie, D.E audioprothèse de la Faculté de Pharmacie de Nancy, L'oreille interne, 2009.

[12] Site internet : http://www.neuroreille.com/promenade/francais/ear/inear/inear.htm.

[13] Site internet : http://outilsrecherche.over-blog.com/pages/Notes_111_Le_Systeme_Auditif_Humain-3080878.html.

[14] Site internet : http://www.neuroreille.com/promenade/francais/cochlea/cocphys/fcocphys.htm.

[15] Site internet : http://www.neuroreille.com/promenade/francais/corti/fcorti.htm.

[16] Pujol R. Anatomie et physiologie de la cochlée, Page 51 à 78, 2010.

[17] Guénard H. Physiologie humaine, Editions Pradel, 2001.

[18] Site internet : http://www.unige.ch/cyberdocuments/theses2001/CrottazHerbetteS/these_body.html.

[19] Purves D., Augustine G.J., Fitzpatrick D., De Boeck supérieur, 2004.

[20] Alajouanine T, Mozziconacci P. L'aphasie et la désintégration du langage, L'Expansion scientifique française, 1948.

[21] Spoendlin H. The Organization of the Cochlear Receptor, Advances in Oto-Rhino-Laryngology. Vol. 13, 1966.

[22] Romand R. Le système auditif central, anatomie et physiologie, 1992.

[23] Audika, Stéréophonie, Power point, D.E audioprothèse de la Faculté de Pharmacie de Nancy, 2011.

[24] Girault A. T'P audioprothèse, D.E audioprothèse de la Faculté de Pharmacie de Nancy, 2011.

[25] Pradel S., L'equilibre isosonique, Mémoire en vus de l'obtention du D.E. D'Audioprothésiste, 2005.

[26] Perrin F. Cours de neurosciences - Chap. 2 Les grandes fonctions sensorielles. Spiral - cours sur Internet (www.spiral.univ-lyon1.fr), 2004.

[27] Dodelé L, Dodelé D. Les cahiers de l'audition, Vol. 15, N°5, Septembre/Octobre 2002.

[28] Bonneau A. Cours de phonétique, D.E audioprothèse de la Faculté de Pharmacie de Nancy, 2010.

[29] Site internet : http://fr.wikipedia.org/wiki/Son_(physique).

[30] Chion M. Le Son, Edition Armand Colin, 2005.

[31] Lantin P. Cours d'audioprothèse, D.E. audioprothèse de la Faculté de Pharmacie de Nancy, La compression, 2010.

[32] Ducourneau J. Cours d'acoustique, D.E. audioprothèse à la Faculté de Pharmacie de Nancy, 2010-2011.

[33] Renard X. Précis d'audioprothèse, Production, phonétique acoustique et perception de la parole, Page 236 à 250, 2008.

[34] Site internet : http://3edg.wikispaces.com/Documments.

[34 bis] Site internet : http://3edg.wikispaces.com/file/view/Champ_auditif.jpg/134067113/Champ_auditif.jpg.

[35] Site internet : http://www.neuroreille.com/promenade/francais/sound/fsound.htm

[36] Site internet : http://acouphenes.hautetfort.com/archive/2011/02/03/les-mesures-subjectives-caracteristiques-perceptives-la-soni.html.

[37] Shilpi Banerjee, Ph.D. Starkey, The compression Handbook, Third edition, 2007.

[38] Friant-Michel P. Cours d'audioprothèse, D.E audioprothèse de la Faculté de Pharmacie de Nancy, Aides auditives numériques. 2009.

[39] Simonsen CS, Behrens T. Un nouveau système de compression fondé sur une évaluation pondérée du niveau. Revue Oticon. 2010.

[40] Boike KT, Souza PE. Effect of compression ratio on speech recognition and speechquality ratings with wide dynamic range compression amplification. Page 456 à 468, 2000.

[41] Neuman AC, Bakke MH, Mackersie C et al. The effect of compression ratio and release time on the categorical rating of sound quality. 1998.

[42] Van Buuren RA, Festen JM, Houtgast T. Compression and expansion of the temporal envelope : Evaluation of speech intelligibility and sound quality. 1999.

[43] Gatehouse S, Naylor, G, Elberling C. Linear and nonlinear hearing aid fittings - 1. Patterns of benefit. 2006.

[44] Bougerolles E. Power Point « Rise 2». Cours audioprothèse, D.E audioprothèse de la Faculté de Pharmacie de Nancy, 2011.

[45] Stone MA, Moore BCJ. Effects of spectrotemporal modulation changes produced by multi-channel compression on intelligibility in a competing-speech task, 2008.

Annexe 1

Questionnaire

Madame, monsieur, porteur de nos nouvelles aides auditives Oticon Agil Pro, veuillez répondre le plus sincèrement possible aux différentes questions. Le port de vos prothèses devra être régulier et d'une moyenne de 10h/jour.

Intelligibilité

Dans un environnement sonore dit «calme», l'intelligibilité est-elle meilleure qu'avec votre appareil de tous les jours ?

Pas de différence Quelque peu Oui beaucoup

Dans un environnement sonore dit «bruyant», l'intelligibilité est-elle meilleure qu'avec votre appareil de tous les jours ?

Pas de différence Quelque peu Oui beaucoup

Qualité sonore

Dans un environnement sonore dit «calme», la qualité sonore est-elle meilleure qu'avec votre appareil de tous les jours ?

Pas de différence Quelque peu Oui beaucoup

Dans un environnement sonore dit «bruyant», la qualité sonore est-elle meilleure qu'avec votre appareil de tous les jours ?

Pas de différence Quelque peu Oui beaucoup

Confort

Dans un environnement sonore dit «calme», le confort auditif est-il meilleure qu'avec votre appareil de tous les jours ?

Pas de différence Quelque peu Oui beaucoup

Dans un environnement sonore dit «bruyant», le confort auditif est-il meilleure qu'avec votre appareil de tous les jours ?

Pas de différence Quelque peu Oui beaucoup

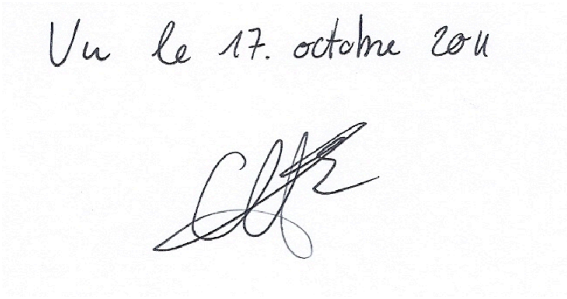
Localisation spatiale

Dans votre environnement sonore au quotidien, la localisation spatiale sonore est-elle meilleure qu'avec votre appareil de tous les jours ?

Pas de différence Quelque peu Oui beaucoup

Encore une fois, tous nos remerciements à nos maitres de mémoire, Monsieur Thirion et Monsieur Bildé.

Veuillez, Monsieur Thirion détenteur du D.E. d'audioprothèse, apposer votre signature précédé de la mention «lu et approuvé».



Veuillez, Monsieur Bildé détenteur du D.E. d'audioprothèse, apposer votre signature précédé de la mention «lu et approuvé».

N° d'identification :

Compréhension dans le bruit : Spatial Sound 2.0 & Speech Guard

Soutenue le 03/11/2011,
Par Cédric Korber & Rémi Mercier

Résumé :

La compréhension de la parole dans les environnements bruyants fut un réel problème dans le quotidien des personnes malentendantes. Depuis de nombreuses années les fabricants d'aides auditives essaient de résoudre tant bien que mal ce manque de compréhension dans ces milieux complexes.

Pour cela Oticon a développé deux systèmes au sein d'une prothèse auditive nommée Agil. Ces deux systèmes, le Spatial Sound 2.0 & le Speech Guard vont aider le cerveau à effectuer le tri des informations reçues. Ainsi le malentendant sera bien plus à l'aise dans de nombreuses situations difficiles.

L'objectif de notre mémoire est donc de démontrer l'efficacité des deux systèmes. Pour cela nous avons effectué des rappels sur l'anatomie et la phonétique, qui nous ont apporté des éléments afin de mieux cerner les atouts de cet appareil auditif nouvelle génération.

Par la suite nous avons établi de nombreux protocoles d'expérimentation afin de mettre en évidence les points forts et les limites de ces systèmes.

Mot clés :

Spatial Sound 2.0, Speech Guard, Agil, Compréhension, Bruit, Malentendant, Compression, Temps d'attaque, Temps de retour, Localisation spatiale, ITD, ILD.

Directeur de mémoire	Intitulé du laboratoire	Nature
Mr. Thirion & Mr. Bildé	Audioprothèse	Expérimentale Bibliographique * Thèmes 4

Thèmes :

1. Anatomique
2. Technique
3. Algorithme acoustique
4. Compréhension dans le bruit