

UNIVERSITÉ DE RENNES 1
FACULTÉ DE MÉDECINE
ÉCOLE D'AUDIOPROTHÈSE DE FOUGÈRES

LE « TRAITEMENT BINAURAL »
AMÉLIORE-T-IL LA LOCALISATION
AUDITIVE DANS LE PLAN HORIZONTAL ?

MÉMOIRE SOUTENU EN VUE DE L'OBTENTION DU
DIPLOME D'ÉTAT D'AUDIOPROTHÈSE

PRÉSENTÉ PAR

Antoine DREUMONT

Sous la direction de

M. Stéphane LAURENT

Année 2011

REMERCIEMENTS

Je tiens, en premier lieu à remercier mon maître de stage, Monsieur Stéphane LAURENT, pour sa collaboration dans l'élaboration de ce mémoire, pour le prêt du matériel et notamment le KEMAR ayant rendu possible la réalisation de mon étude et pour la transmission de son savoir et de ses conseils qu'il m'a prodigués tout au long du stage.

Je remercie également les enseignants de l'École d'Audioprothèse J.E. Bertin de Fougères pour l'enseignement que j'ai reçu au cours de mes trois années d'étude.

Mes remerciements s'adressent également à Monsieur Eric BOUGEROLLES, responsable Audiologie chez Oticon, ainsi qu'à Monsieur Léon DODELÉ pour leurs conseils et leurs disponibilités.

Je souhaite également remercier Madame Clémentine MAHÉ, assistante de Monsieur Stéphane LAURENT, pour sa bonne humeur quotidienne, sa disponibilité et son aide précieuse tout au long du stage.

Enfin, je remercie l'entreprise OTICON pour le prêt des appareils auditifs durant la période de stage.

SOMMAIRE :

LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	9
-----------------------------	---

I ÉTUDE THÉORIQUE..... 11

1 RAPPELS DE VOCABULAIRE.....	11
2 LES INDICES PERMETTANT UNE LOCALISATION CHEZ UN NORMO-ENTENDANT.....	12
2.1 Système de coordonnées crâniocentriques.....	12
2.2 Mécanismes de localisation chez le bien-entendant.....	13
2.2.1 La localisation horizontale.....	14
2.2.2 La localisation verticale.....	18
2.2.3 La localisation avant-arrière.....	19
2.2.4 L'externalisation ou l'extériorisation.....	19
2.2.5 L'évaluation de la distance.....	20
3 EFFETS DE LA PERTE AUDITIVE SUR LA LOCALISATION.....	20
3.1 Effet d'une surdité neurosensorielle sur la localisation.....	21
3.2 Effet d'une surdité de transmission sur la localisation.....	21
3.3 Effet d'une perte auditive dans les hautes fréquences sur la localisation.....	22
3.4 Effet d'une surdité unilatérale sur la localisation.....	22
4 POURQUOI LA LOCALISATION EST-ELLE IMPORTANTE ?.....	23
4.1 Amélioration de l'intelligibilité dans le bruit.....	23
4.1.1 Les effets binauraux dans la détection et la reconnaissance.....	23
4.1.2 Un meilleur RSB (Rapport Signal sur Bruit).....	23
4.2 Analyse de la scène auditive de Bregman.....	24
4.3 Impact sur le psychisme.....	24
4.4 Sécurité.....	24

5	LES EFFETS DE LA DIFFRACTION CAUSÉE PAR LA TÊTE.....	24
6	IMPACTS DE L'APPAREILLAGE AUDITIF SUR LA LOCALISATION.....	27
6.1	Positifs.....	27
6.1.1	Positifs pour la localisation horizontale.....	27
6.1.2	Positifs pour la localisation verticale.....	28
6.2	Négatifs.....	28
6.2.1	Négatifs pour la localisation horizontale.....	29
6.2.2	Négatifs pour la localisation verticale.....	29
6.3	Des impacts différents selon le type d'aide auditive.....	29
6.3.1	Des impacts différents selon le type d'aide auditive sur la localisation horizontale.	29
6.3.2	Des impacts différents selon le type d'aide auditive sur la localisation verticale. 30	
7	MÉCANISME D'INTÉRACTION ENTRE LE SYSTÈME VISUEL ET LE SYSTÈME AUDITIF DANS LA LOCALISATION AUDITIVE.....	31
7.1	Influence des signaux visuels sur la localisation auditive.....	31
7.2	Influence des mouvements des yeux sur la localisation spatiale auditive.....	32
8	RÔLE DU CERVEAU DANS LA LOCALISATION SPATIALE.....	33
8.1	L'expérience ; un atout incontestable.....	33
8.2	L'attention ; un facteur clef.....	35
8.2.1	Explication fonctionnelle.....	35
8.2.2	L'impact du vieillissement sur l'attention.....	35
8.3	Acclimations ; quand peut-on mesurer la capacité de localisation spatiale ?.....	36

9	LES DIFFÉRENTS TESTS QUI ÉVALUENT LA CAPACITÉ DE LOCALISATION.	36
9.1	Un test de localisation simple.	37
9.2	Epreuves stéréaudiométriques de localisation sonore spatiale dans le silence.	37
9.3	Epreuves de localisation sonore en présence de bruit perturbant.	40
9.4	Autres Tests.	41
10	L'ÉVOLUTION TECHNOLOGIQUE DES ACA.	42
10.1	La communication entre les ACA.	42
10.1.1	La coordination.	42
10.1.2	La synchronisation.	42
10.1.3	Le traitement binaural.	42
10.2	Récapitulatif des évolutions technologiques.	43
10.2.1	Phonak.	43
10.2.2	Siemens.	43
10.2.3	Starkey.	44

II ÉTUDE PRATIQUE..... 45

TEST SUBJECTIF..... 47

1	PROTOCOLE DE MESURE DES CAPACITÉS DE LOCALISATION AUDITIVE DANS LE PLAN HORIZONTAL.	47
1.1	Populations testées.	47
1.2	Les critères d'inclusion.	47
1.3	Dispositifs.	48
1.3.1	Matériel utilisé.	48
1.3.2	Description.	48
1.4	Le type de report de jugement de localisation.	50
1.4.1	Les différentes méthodes de report.	50
1.4.2	Méthode choisie.	50
1.4.3	Positions testées.	51

1.5	Conditions de passation.....	51
1.5.1	Début de séance.....	51
1.5.2	Déroulement d'une séance.....	52
1.5.3	Stimuli.....	53
1.5.4	Instructions.....	55
1.6	Présentation de l'interface de test sur Biosound System et Wavelab.....	55
1.6.1	Procédure du test n°1 :	55
1.6.2	Procédure du test n°2 :	56
1.6.3	Procédure du test n°3 :	57
2	ANALYSE DES RÉSULTATS.....	57
2.1	Traitement des données brutes.....	57
2.2	Analyse inter-individuelle : calcul statistique.....	58
2.2.1	Le test de Shapiro-Wilk.....	59
2.2.2	Le test de Wilcoxon : un test pour échantillons appariés.....	61
3	RÉSULTATS.....	61
3.1	Résultats du test n°1.....	62
3.2	Résultats du test n°2.....	65
3.3	Résultat du test n°3.....	66
4	DISCUSSION.....	67
5	CONCLUSION.....	69

	TEST OBJECTIF	69
1	QU'EST-CE QUE LE KEMAR ?.....	70
2	PROTOCOLE DE MESURE DES MODIFICATIONS ACOUSTIQUES ENGENDRÉES PAR L'ACTIVATION DE « SPATIAL SOUND ».....	71
2.1	Matériel utilisé.....	71
2.2	Protocole du test A.	71
2.2.1	Choix de préréglage de l'ACA.....	71
2.2.2	Stimuli.....	72
2.2.3	Dispositif.....	72
2.3	Protocole du test B.....	73
2.3.1	Choix de préréglage de l'ACA.....	73
2.3.2	Stimulus.....	73
2.3.3	Dispositif.....	74
2.4	Protocole du test C.....	74
2.4.1	Choix de préréglage de l'ACA.....	74
2.4.2	Stimulus.....	74
2.4.3	Dispositif.....	74
3	TRAITEMENT DES SONS AVANT L'ANALYSE.....	75
4	RÉSULTATS.....	79
4.1	Analyse par lecture graphique.....	79
4.1.1	Analyse par lecture graphique du test A.	79
4.1.2	Analyse par lecture graphique du test B.....	81
4.1.3	Analyse par lecture graphique du test C.....	82
5	DISCUSSION.....	83
6	CONCLUSION.....	84

CONCLUSION	85
ANNEXE A : AUDIOGRAMMES DES SUJETS TESTÉS.....	86
ANNEXE B : COURBES TEST A.....	87
ANNEXE C : COURBES TEST A'	93
ANNEXE D : COURBES TEST C.....	99
ANNEXE E : COURBES TEST D	100
ANNEXE F : CONSIGNES.....	101
BIBLIOGRAPHIE	102
TABLE DES FIGURES.....	106

LISTE DES ABRÉVIATIONS.

AGIS : AudioGramme In Situ

BIAP : Bureau International d'AudioPhonologie

BP : Bande Passante

BTE : Behind The Ear

CIC : Completely In The Ear

dB : décibel

HP : Haut-Parleur.

ITE : In The Ear

KEMAR : Knowles Electronic Manikin for Acoustical Research

OD : Oreille Droite

OG : Oreille Gauche

RaSTI : Rapid Speech Transmission Index

RITE : Receiver In the Ear = écouteur dans l'oreille

RSB : Rapport Signal sur Bruit

SS : Spatial Sound

VF : Voix de Femme

VH : Voix d'Homme

Introduction

Le système auditif est constitué de deux oreilles et d'un cerveau. Le cerveau attribue un sens aux sons de la parole et effectue en temps réel une analyse intégrative pour déterminer où sont situés les objets dans l'espace. L'analyse du cerveau est basée sur des indices sensoriels qui ne sont pas exclusivement acoustiques (visuels, vestibulaires, kinesthésiques, etc.). Néanmoins, la tâche essentielle lors de l'extraction des sons de parole dans des environnements complexes (bruyants par exemple) est de déterminer dans un premier temps l'emplacement de la source sonore. Après avoir identifié la source sonore d'intérêt maximal, le cerveau concentre ses ressources cognitives sur ce point précis. Ceci afin de suivre au maximum cette source sonore particulière au fil du temps, tout en réduisant son attention aux signaux moins importants et moins intéressants. L'emplacement de la source sonore va être établi via notre capacité de la localisation spatiale.

Certains chercheurs considèrent que l'affaiblissement de la faculté de localisation est l'un des deux plus grands problèmes causés par la perte d'audition. Les fabricants d'aides auditives s'y attèlent en proposant une nouvelle technologie dans l'objectif d'améliorer cette localisation spatiale chez les personnes malentendantes.

L'objectif de ce mémoire est d'étudier la réelle efficacité de cette nouvelle technologie s'intitulant « le traitement binaural » proposée par le fabricant Oticon.

Dans un premier temps, nous nous intéresserons aux différents mécanismes qui permettent la localisation spatiale et nous verrons pourquoi elle est importante.

Ensuite l'impact des ACA sur les indices de localisation spatiale ainsi que les différents tests pour évaluer la capacité de localisation spatiale seront ensuite abordés.

Enfin, nous nous pencherons sur deux études ; une subjective et une objective. La première sera réalisée à l'aide de l'élaboration d'un test de performances en localisation en fonction de l'activation ou non de l'option Spatial Sound chez des malentendants appareillés ponctuellement avec les RITE Agil Pro de la marque Oticon. La deuxième consistera à enregistrer les modifications acoustiques engendrées par l'activation du système Spatial Sound sur un KEMAR. Cette étude sera restreinte sur le plan horizontal. Des analyses statistiques permettront de conclure des bénéfices apportés ou non par le système Spatial Sound.

I ÉTUDE THÉORIQUE

1 RAPPELS DE VOCABULAIRE

Afin d'exposer clairement le cheminement de cette étude réalisée dans le cadre de ce mémoire et de lever l'ambiguïté de certains termes, il est nécessaire d'établir un bref rappel sur le vocabulaire employé à l'étude de la localisation spatiale auditive.

- Audition binaurale : audition simultanée par les deux oreilles. [57].
- Stéréoacousie : (selon Sedee) C'est un processus psychique qui permet l'estimation de la répartition réelle des sources sonores dans l'espace ainsi que la discrimination de la parole dans le bruit. La stéréoacousie est tributaire de la fonction binaurale.
- Fonction binaurale : C'est une fonction qui implique le rétablissement d'une écoute binaurale équilibrée avec trois conditions (1^{ère} respect de l'indépendance fonctionnelle des deux oreilles, 2^{ième} captation des sons au niveau de chaque oreille stimulée et 3^{ième} liberté des mouvements de la tête). L'appareillage stéréophonique restaure la fonction binaurale.
- Ecoute diotique : Des sons identiques sont présentés aux deux oreilles.
- Ecoute dichotique : Un son différent est présenté à chaque oreille.

- Localisation auditive : Canévet (1989) donne la définition suivante: "Localiser une source [sonore], c'est d'abord identifier son azimuth et sa hauteur, donc sa direction, puis déterminer la distance à laquelle elle se trouve dans cette direction". Cette définition présuppose évidemment qu'une source sonore et le son qui lui est associé coïncident dans l'espace perceptif. La psychoacoustique a permis de relier avec précision ces différents paramètres au concept de localisation. Theile (1980) étudie la perception de l'orientation et de la distance de sources fantômes en écoute stéréophonique. La source fantôme est une source sonore virtuelle perçue comme un événement auditif unique, par association de plusieurs *événements sonores* localisés physiquement à d'autres endroits. Pour cela, il définit la localisation, comme la loi d'association entre le lieu d'un événement auditif extérieur à la tête d'un auditeur et des caractéristiques déterminées d'un ou plusieurs événement(s) sonore(s).

2 LES INDICES PERMETTANT UNE LOCALISATION CHEZ UN NORMO-ENTENDANT

2.1 Système de coordonnées crâniocentriques

La localisation auditive repose sur un système de coordonnées crâniocentriques. La source sonore est localisée par rapport à la tête de l'auditeur. Dans l'exemple illustré dans la figure 1, on distingue trois plans. L'**origine** est située au milieu du segment ayant pour extrémités les méats des Conduits Auditifs Externes (CAE) droit et gauche. Le **plan horizontal** est alors défini comme passant par l'axe interaural et par le bas des orbites oculaires. Le **plan frontal** coupe perpendiculairement le plan horizontal au niveau de l'axe interaural. Le **plan médian sagittal** est perpendiculaire aux deux plans précédemment définis, et passe par le milieu du segment interaural.

La source sonore est à une distance r de l'auditeur, son azimuth par rapport au plan médian sagittal est noté ϕ , et son élévation par rapport au plan horizontal est noté δ . Afin de déterminer les coordonnées spatiales d'une stimulation sonore, le système auditif a recours à différents types de traitements des signaux auditifs.

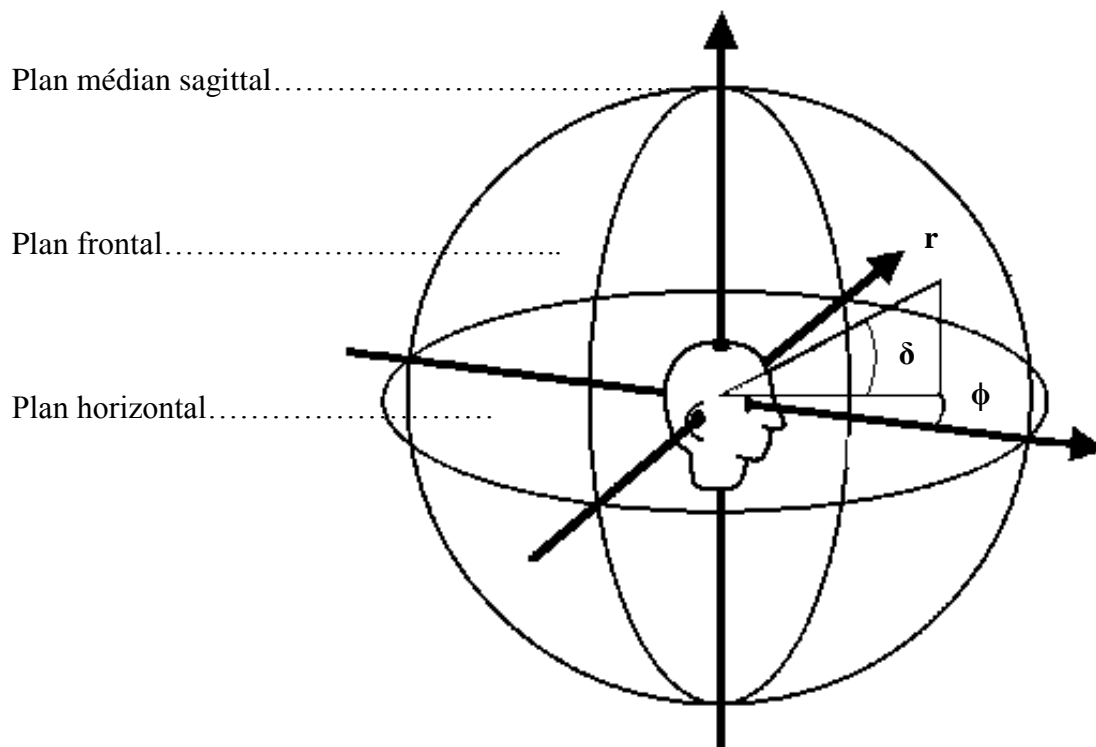


Figure 1 : Système de coordonnées crâniocentriques [a].

Remarque : Dans la deuxième partie de ce mémoire nous étudierons la capacité de localisation spatiale uniquement sur le plan horizontal malgré qu'en réalité la localisation se fasse sur trois dimensions.

2.2 Mécanismes de localisation chez le bien-entendant

La localisation des sons peut facilement être distinguée dans les rubriques suivantes:

- La localisation horizontale
- La localisation verticale
- La différenciation de l'avant-arrière
- L'externalisation
- L'évaluation de la distance

2.2.1 La localisation horizontale

La localisation horizontale est rendue possible par des différences de temps et d'intensité entre les deux oreilles.

2.2.1.1 ITD (Interaural Time Difference)

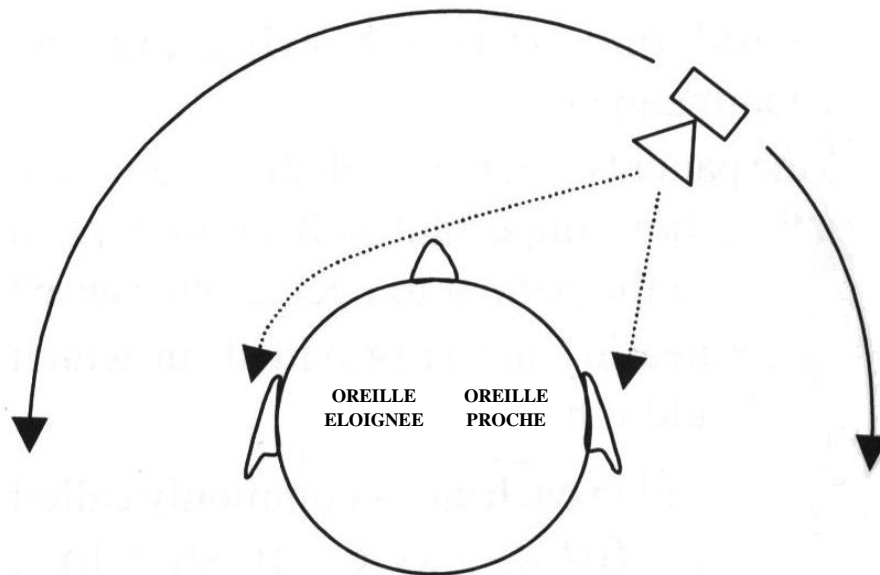


Figure 2 : Variation de la direction de la source sonore dans le plan horizontal [b].

Comme le montre la figure 2, les sons arrivent d'abord à l'oreille située le plus près de la source avant d'atteindre l'autre. La différence résultant des temps d'arrivée entre les deux oreilles est appelée la Différence de Temps Interaurale (ITD). Elle dépend de la taille de la tête et la vitesse du son.

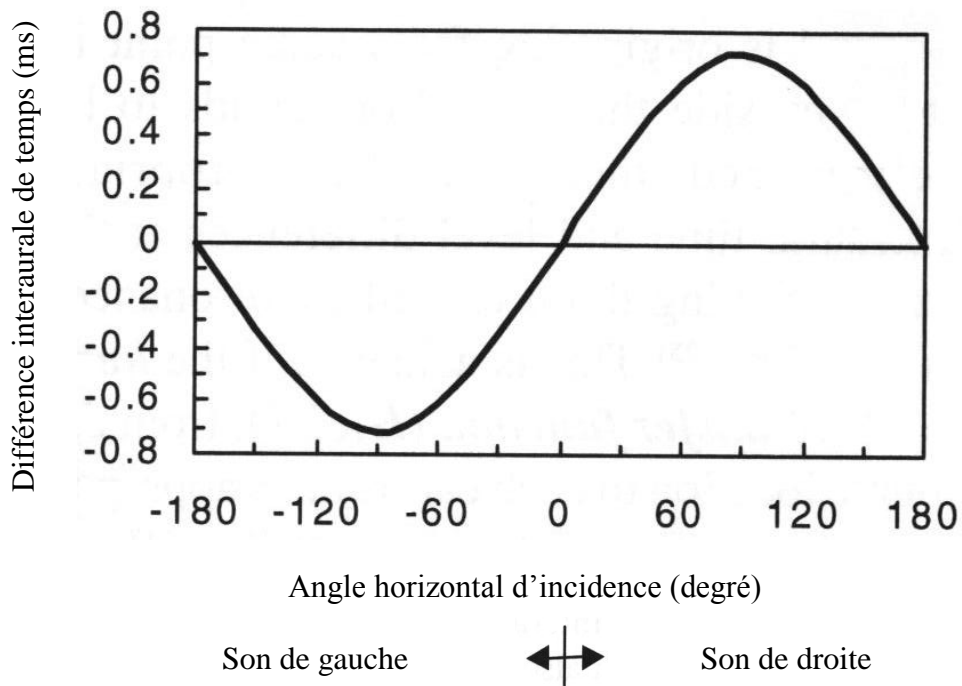


Figure 3 : Différence de temps interaurale pour des sons à basses fréquences en fonction de la direction mesurée directement d'en face. Les données correspondent à la moyenne des mesures effectuées sur des personnes ainsi que sur un mannequin [c].

La différence de temps interaurale est nulle pour un son incident frontalement et augmente jusqu'à un maximum d'environ 0.7ms pour les sons en provenance de 90 ° par rapport à l'avant, comme le montre la figure 3.

Les différences de temps interaurale pour les sons à hautes fréquences sont environ les deux tiers de la valeur pour les sons de basses fréquences, en raison de la complexité de la diffraction du son autour de la tête (Kuhn, 1977).

Parce que tout retard conduit à un décalage de phase, un des résultats de la différence de temps interaurale est donc une différence de phase interaurale.

Une fois que la fréquence est suffisamment élevée, pour que la différence de temps cause sur plus de la moitié d'un cycle un changement de phase pour les sons venant du côté, les directions des sources multiples mèneront à la même différence de phase interaurale. Cela se produit pour des fréquences supérieures à environ 700Hz.

Il y a un **codage au niveau cochléaire** qui va apporter une information sur la phase.

En effet, les réponses des neurones sont très synchronisées à la forme de l'onde sonore uniquement pour les sons de basses fréquences (*phase locking*). Les différences de temps interaurales sont, toutefois, également présentes dans l'**enveloppe** de sons, et peuvent donc être transportées à travers la gamme de fréquences. [20].

Les indices de décalage de temps sont néanmoins menés le plus efficacement par les composants des sons de basses fréquences, jusqu'à environ 1500 Hz. [29] [53] [54] [56].

2.2.1.2 ILD (Interaural Level Difference)

La tête agit comme une barrière acoustique et provoque une différence de niveau entre les deux oreilles. Elle est généralement dénommée « ombre de la tête ». Cette diffraction causée par la tête produit une atténuation du son d'un côté et une stimulation de l'autre. Ces deux effets croissent avec la fréquence. Les différences interaurales qui en résultent sont donc beaucoup plus prononcées à des fréquences élevées.

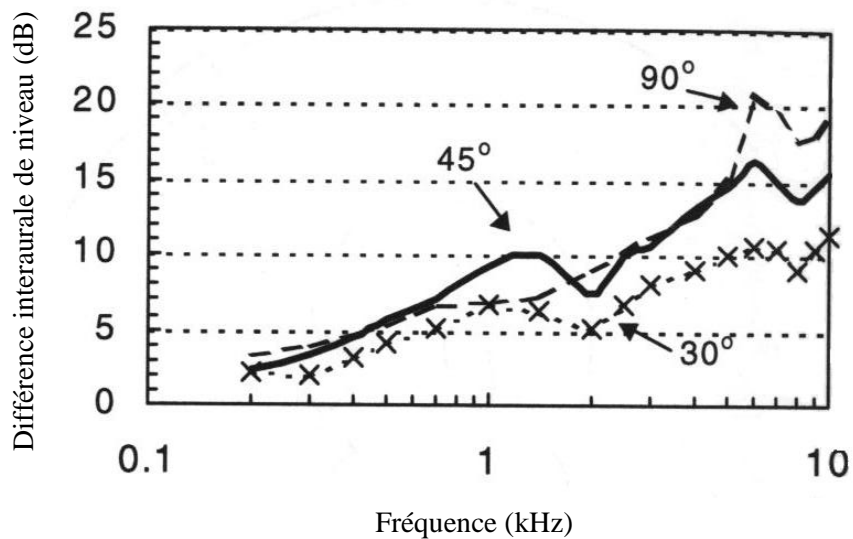


Figure 4 : Différence interaurale de niveau pour trois directions de source dans le plan horizontal. Les données sont calculées à partir de Shaw (1974). Les différences de niveau interauriculaire sont nulles pour un son d'incidence frontale [d].

La figure 4 montre comment la différence de niveau interaurale varie avec la fréquence selon trois directions sources.

La différence de niveau sonore est la plus précieuse pour les hautes fréquences, supérieures à environ 1500Hz. La précision de localisation horizontale est en fait la pire, à 1500Hz, sans doute parce que ni la différence de temps ni la différence de niveau sont tout à fait efficaces autour de cette fréquence. [28].

La localisation horizontale est plus précise pour les fréquences autour de 800 Hz et pour les sources se situant directement en face. Dans ces conditions, on peut détecter des différences dans la direction source aussi faible que 1 °, correspondant à une différence interaurale de temps de seulement 10µs. [28].

A 1500 Hz ce chiffre s'élève à environ 3 °.

Nous pouvons résumer l'exploitation des indices binauraux pour la localisation horizontale sous l'expression anglaise « Duplex Theory » (Lord Rayleigh). L'importance relative des ILD et ITD peuvent être déduites à partir d'expériences dans lesquelles les signaux sinusoïdaux purs sont présentés aux deux oreilles avec en conflit les indices de différences de temps et de niveau. Il existe une relation entre les indices, ce qui confirme la domination des indices temporels pour les sons de basses fréquences, et la domination des indices de différence de niveau pour les sons de hautes fréquences.

Lors d'une stimulation par un son complexe à large bande, les **indices de temps** apportés dans les parties du signal en dessous de 1500Hz **semblent dominer**. [43] [52] [56].

En résumé, une précise et facile localisation horizontale n'est possible qu'à condition que les composants de basses fréquences des sons soient clairement audibles dans les deux oreilles.

2.2.2 La localisation verticale

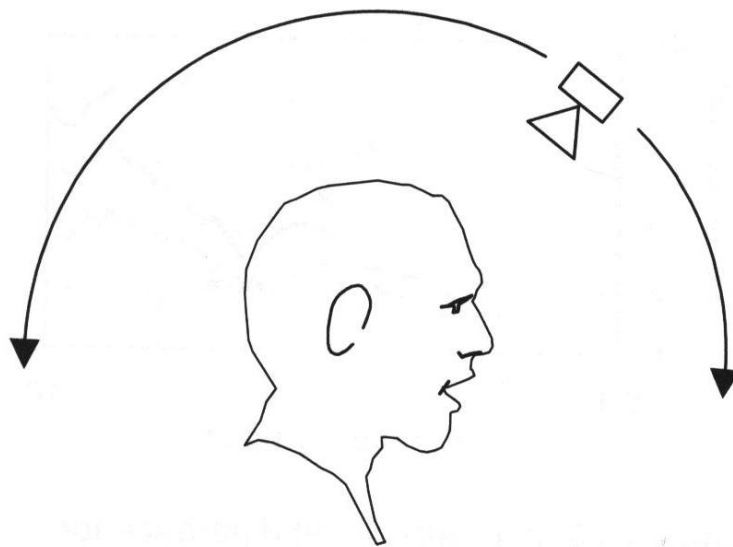


Figure 5 : Variation de la direction de la source dans le plan vertical [e].

La localisation verticale dans le plan médian sagittal est rendue possible par des réflexions et des résonances qui se produisent au sein du pavillon de l'oreille avant son entrée dans le conduit auditif externe. [5] [19] [42] [45] [50].

Ces réflexions causent des annulations et donc des pics spectraux et des encoches, à des fréquences qui dépendent de l'élévation de la source par rapport à la tête. Les indices résultant de la localisation verticale dans le plan médian sagittal sont tous supérieurs à 5 kHz, parce que c'est seulement dans cette région à hautes fréquences que la longueur d'onde du son est assez petite, par rapport à la taille du pavillon, pour que les réflexions et les résonances nécessaires puissent se produire. Les personnes peuvent détecter des changements dans l'axe vertical aussi petit que 3°. [39].

Remarque : Les sources qui ne sont pas dans le plan médian sagittal sont localisées par une combinaison entre les effets du pavillon & oreille, ILD et ITD.

2.2.3 La localisation avant-arrière

La localisation avant-arrière est moins bien comprise, mais dépend en partie de l'équilibre spectral. Le pavillon amplifie les sons de hautes fréquences quand ils arrivent en face, mais les atténue quand ils arrivent par l'arrière. [31] [32].

La localisation avant-arrière peut aussi dépendre des fines raies spectrales en dessous 2kHz. [1]. Les premières millisecondes d'un signal ont une influence particulièrement forte sur la perception de la direction. [3].

2.2.4 L'externalisation ou l'extériorisation

L'extériorisation se réfère à la perception que le son provient d'un certain point dans l'espace extérieur de la tête. Pour que les sons soient extériorisés, ils doivent être appropriés d'ITD et d'ILD au niveau des oreilles, y compris celles causées par des résonances dans le pavillon. [13].

* Les mouvements de la tête aident également avec tous les autres aspects de la localisation, car ils peuvent être utilisés pour résoudre l'ambiguïté des indices qui peuvent se produire autrement (Perrett et Noble, 1970; Wallach, 1940).

Les mouvements de la tête aident également les gens atteints de surdité unilatérale à localiser horizontalement à condition que le son dure assez longtemps pour l'écouter en utilisant la tête sur plusieurs orientations.

Le phénomène de réverbération ajoute des indices au sentiment de l'extériorisation. Bien que les personnes s'habituent à leur HRTF individuel, il est possible de réaliser de bonnes externalisations avec des sons qui ont été modifiés par un HRTF de quelqu'un d'autre. [13]. Ainsi, les sons qui ont été enregistrés par une tête de mannequin et lus sur des écouteurs avec une réponse en fréquence linéaire appropriée peuvent être facilement extériorisés. Mills (1972) et Wightman & Kistler (1993) donnent tous deux un examen plus détaillé de la localisation.

2.2.5 L'évaluation de la distance

La dernière n'est pas aussi bien appréhendée que les autres. La perception à distance dépend de la perception de la réverbération, écho, et de l'ensemble des formes spectrales. La déficience auditive affecte la perception de distance. [36]. L'effet de prothèses auditives sur la perception de la distance n'a pas été étudié et ne sera pas examiné davantage ici.

L'évaluation de la distance d'une source sonore dépend d'indices tels que l'intensité (pour les sources dont la puissance habituelle est connue) et le rapport d'intensité entre les fréquences hautes et les fréquences basses, les premières étant plus atténuées avec la distance de propagation que les secondes (Blauert, 1997). [58]

3 EFFETS DE LA PERTE AUDITIVE SUR LA LOCALISATION

Les patients ne se plaignent peu de façon spontanée de leur pauvre capacité de localisation. Cependant, lorsqu'on les interroge spécifiquement sur la localisation, ceux-ci sont susceptibles de connaître des difficultés qu'ils rencontrent en raison de leur pauvre localisation, en particulier s'ils ont une perte auditive sévère. [6]. **Certains chercheurs considèrent que l'affaiblissement de la faculté de localisation est l'un des deux plus grands problèmes causés par la perte d'audition.** [21].

3.1 Effet d'une surdité neurosensorielle sur la localisation

Si la perte auditive neurosensorielle dans les basses fréquences (en dessous de 1500Hz) augmente, la capacité de localisation horizontale se détériore progressivement. [34] [35]. A condition que les sons soient audibles par les deux oreilles, la détérioration se produit cependant très peu jusqu'à ce que la perte d'audition à basse fréquence soit supérieure à environ 50 dB HL.[8].

Dans les basses fréquences, de nombreux signaux ont leurs composants les plus intenses, la perte auditive est généralement plus petite, et les réponses de neurones restent à verrouillage de phase à des stimuli (phase locking). Par conséquent, les indices d'ITD restent vraisemblablement disponibles. Les difficultés dans la localisation déclarée par les personnes dont la perte auditive est légère ou modérée doivent être dues surtout à certains sons étant inaudibles (ou à un niveau de très faible sensation) dans au moins une oreille, plutôt que d'une incapacité à utiliser l'information qui est bien au dessus du seuil à chaque oreille. [6]. L'audibilité adéquate est obtenue si les sons sont plus de 10 dB au-dessus du seuil. [25].

3.2 Effet d'une surdité de transmission sur la localisation

Lorsque l'oreille est obstruée, la localisation dans le plan horizontal se dégrade considérablement, comme on pouvait s'y attendre, parce que la localisation horizontale dépend principalement des différences entre les signaux entre les deux oreilles. Toutefois, la capacité à discriminer les sources frontales arrière reste, parce que cette distinction peut être faite sur la forme spectrale. En outre, les individus peuvent s'habituer, sur plusieurs jours, à un son plus doux dans une oreille que dans l'autre, et peut ensuite utiliser les ILD pour localiser. [15]. En effet, quand une atténuation induite artificiellement dans une oreille est retirée, il faut aussi quelques jours pour que la capacité de localisation retourne à la normale. [15].

D'autres phénomènes binauraux se produisent également de part cette sensation asymétrique du son. Les « binaural beats » * peuvent être perçus même lorsque le niveau de sensation d'une oreille est supérieur de 50dB par rapport au niveau de sensation de l'autre oreille. [47].

(Les « binaural beats » * se produisent quand il y a une petite différence de fréquence entre les sons présentés aux deux oreilles. **Une bonne capacité de localisation horizontale devrait donc être possible même pour une perte auditive asymétrique pourvu que le son soit audible dans les deux oreilles.**)

3.3 Effet d'une perte auditive dans les hautes fréquences sur la localisation

La localisation verticale, en revanche, se détériore de façon marquée avec la perte auditive. [6] [8] [41]. Dans les hautes fréquences, la plupart des sons sont d'intensité plus petite, la perte auditive est généralement plus importante, et la résolution fréquentielle est souvent affectée. Par conséquent, les composants d'un signal hautes fréquences ne peuvent souvent pas être audibles. Même lorsque des composants hautes fréquences sont audibles, les auditeurs avec une surdité de perception n'ont peut-être pas assez de sélectivité fréquentielle pour identifier la fréquence à laquelle les pics et les creux importants se produisent. [6]

3.4 Effet d'une surdité unilatérale sur la localisation

La capacité de localisation verticale dans le plan médian-sagittal n'est que légèrement diminuée par l'occlusion d'une oreille, à condition que l'autre oreille ait une audition normale. [18] [37].

Cela s'explique par le fait que les indices spectraux nécessaires seront disponibles à l'oreille bien-entendante.

Par contraste avec une surdité de perception, la surdité de transmission entraîne une réduction marquée de la capacité de localisation. [12] [34].

Avec l'augmentation de la perte de conducteur, une plus grande proportion du son qui active la cochlée est portée par conduction osseuse plutôt que par conduction aérienne et de transmission d'oreille moyenne. L'atténuation interaurale est beaucoup plus faible pour un son acheminé par conduction osseuse qu'en conduction aérienne, donc les ILD et ITD au niveau de la cochlée doivent être moins importants que ceux présents aux tympons. [34] [55].

En outre, les différences de phase entre les voies osseuse et aérienne peuvent sensiblement modifier les différences de phase interaurales. Notamment lorsque les deux chemins se combinent à la cochlée, même lorsque le son acheminé par conduction osseuse est beaucoup plus faible que celui acheminé par conduction aérienne.

4 POURQUOI LA LOCALISATION EST-ELLE IMPORTANTE ?

4.1 Amélioration de l'intelligibilité dans le bruit

4.1.1 Les effets binauraux dans la détection et la reconnaissance

Trois raisons expliquent pourquoi les gens peuvent plus facilement comprendre la parole dans un environnement bruyant et/ou réverbérant avec deux oreilles qu'avec une seule.

- effets de diffraction causée par la tête (phénomène purement acoustique.)
- « binaural squelch » qui s'appuie sur le cerveau en profitant des différences entre les signaux arrivant sur les deux oreilles. [10].
- « binaural redundancy », correspond au fait que le cerveau soit en mesure de combiner les signaux arrivant aux deux oreilles, mais ne requiert pas que les signaux entre les deux oreilles soient différents. [17]

Sans cette identification des différentes sources sonores, les bruits multiples peuvent devenir un fond de confusion générale, plutôt qu'une collection de sons individuels qui peuvent être perçus, et ignoré si désiré. Lorsque les appareils auditifs sont portés pour la première fois, la localisation est susceptible d'être perturbé. L'expérience commune montre globalement que les appareils auditifs semblent amplifier les bruits plutôt que la parole.

4.1.2 Un meilleur RSB (Rapport Signal sur Bruit)

L'utilisation des indices de localisation spatiale peut améliorer le rapport signal sur bruit fonctionnel de 5 à 10 dB (Cherry et Aborgast).

4.2 Analyse de la scène auditive de Bregman

L'affaiblissement de la faculté de localisation peut également contribuer au plus grand des problèmes : l'écoute dans le bruit. Des difficultés à la suite d'une conversation au sein d'un groupe de personnes peuvent être aggravées par l'impossibilité de localiser rapidement la personne qui parle, en particulier lorsque la parole passe rapidement d'une personne à l'autre. [6]. On peut donc difficilement porter notre attention sur la véritable source sonore qui nous intéresse.

Notre sens de la localisation nous aide à attribuer une identité distincte des sons qui proviennent de différentes directions. [2].

4.3 Impact sur le psychisme

La pauvre capacité de localisation peut créer un sentiment d'être isolé de l'environnement, susceptible de contribuer à un sentiment d'anxiété. [14].

4.4 Sécurité

La difficulté à localiser les sons de l'environnement peut être gênante dans des situations qui mettent en danger le malentendant.

5 LES EFFETS DE LA DIFFRACTION CAUSÉE PAR LA TÊTE

L'effet de la diffraction causée par la tête est abordé dans cette partie car il crée un indice de localisation supplémentaire.

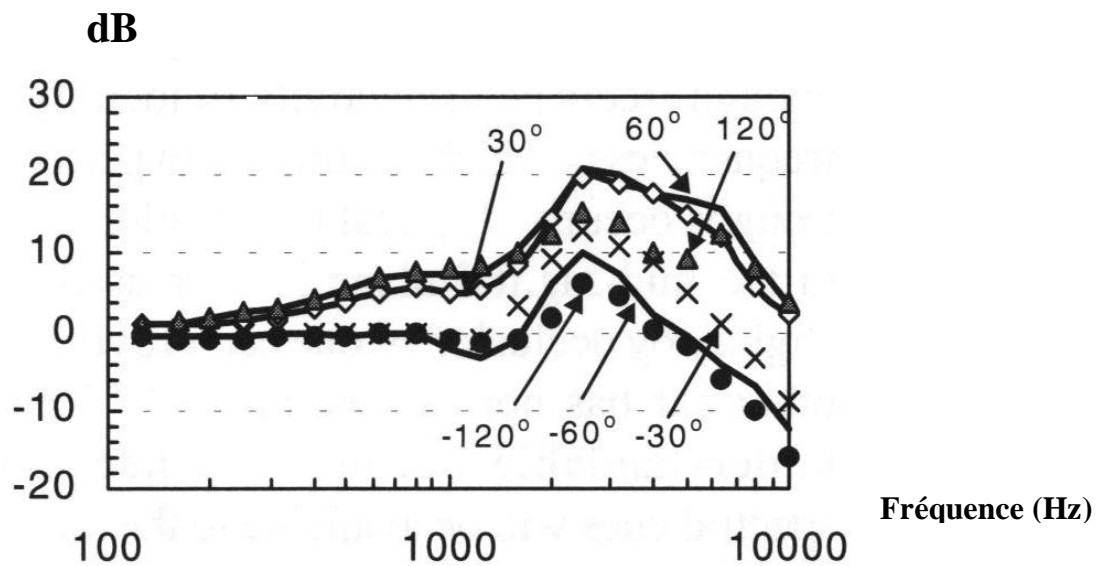


Figure 6 : Effets de la diffraction causée par la tête enregistrés en champ libre au niveau du tympan pour cinq directions différentes sur le plan horizontal. Les données proviennent de [Shaw \(1974\) \[f\]](#).

La figure 6 montre les effets de diffraction de la tête au niveau du tympan pour des sons émis selon cinq directions dans le plan horizontal. (Notez qu'autour des 3kHz, les effets de diffraction sont positifs, même pour les sons en provenance de l'autre côté de la tête. Cette augmentation est visible sur toutes les courbes car elle est la conséquence de la résonance du conduit auditif.)

Une personne capable d'écouter avec les deux oreilles peut bénéficier d'effets de diffraction de la tête juste en assistant l'oreille avec le meilleur RSB. L'effet sur le discours peut être calculé en pondérant l'amélioration du RSB à chaque fréquence par la fonction d'importance utilisée dans l'index d'intelligibilité de la parole. [16].

En revanche, la diffraction de la tête est un inconvénient sévère pour une personne qui entend seulement d'une seule oreille ; si la bonne oreille est du côté du bruit et la mauvaise oreille du côté de la parole.

Dans certaines situations, l'ampleur de ces effets de diffraction de la tête est très grande. D'autant plus, que cette ampleur peut rendre la parole tout à fait compréhensible à une oreille et totalement incompréhensible à l'autre. Dans de nombreux cas, les effets de diffraction de la tête sont inférieurs à ceux indiqués ci-dessus. Tout d'abord, le phénomène de réverbération des signaux diminue les différences de niveaux de parole et de bruit arrivant à chaque oreille. C'est-à-dire la réverbération a pour conséquence une diminution du RSB.

Cela se révèle être particulièrement vrai lorsque l'auditeur est suffisamment loin des sources de la parole et du bruit diffusant des sons dominant les sons directs. Dans le cas extrême d'un auditeur dans une chambre réverbérante, étant loin à la fois des sources de la parole et du bruit, la diffraction de la tête n'a aucun effet sur le RSB à chaque oreille. Deuxièmement, les effets de diffraction de la tête sur l'intelligibilité de la parole sont faibles si le RSB est déjà si grand sur une partie de la gamme de fréquences que d'autres améliorations ne le permettent pas. Néanmoins, la diffraction de la tête a un effet substantiel sur la compréhension de la parole dans de nombreuses situations de la vie quotidienne. Les effets de diffraction de la tête sont purement physiques. Par conséquent, dans une situation donnée, le RSB à chaque fréquence est similaire pour les personnes malentendantes comme pour une personne bien-entendante.

(Il y a des différences mineures chez la personne malentendante en raison des effets consécutifs à l'emplacement du microphone.) Pour les personnes ayant une perte auditive sur les hautes fréquences en forte pente, le bénéfice des effets de diffraction de la tête est inférieur à celui des biens-entendants.

Les personnes présentant une perte à forte pente dans les hautes fréquences sont généralement plus dépendantes des signaux basses fréquences. Les effets de diffraction de la tête sont alors moins prononcés. En outre, un RSB amélioré à des fréquences élevées ne bénéficie pas à une personne malentendante si ces composants hautes fréquences de la parole sont en dessous du seuil d'audibilité. [4].

Cette situation se produit souvent chez une personne malentendante non appareillée.

6 IMPACTS DE L'APPAREILLAGE AUDITIF SUR LA LOCALISATION

6.1 Positifs

Les avantages des aides auditives à la localisation s'appliquent principalement aux personnes ayant une perte auditive moyenne plate ou en pente douce, et à ceux ayant une perte sévère ou profonde. Sur la base de notre compréhension de la localisation et des caractéristiques psychoacoustiques de la perte d'audition, il est facile de comprendre, en principe, la façon dont les prothèses auditives affectent la localisation.

6.1.1 Positifs pour la localisation horizontale

Sans l'audibilité il n'y a pas de localisation. L'appareillage bilatéral permettra une meilleure localisation que l'appareillage monaural à chaque fois qu'un son sera inaudible par l'oreille sans appareil. L'appareillage bilatéral confère davantage de bénéfices aux patients présentant une perte auditive modérée ou sévère qu'aux patients souffrant d'une perte auditive légère. [8].

Quelque soit le degré de la perte auditive, l'avantage d'une meilleure localisation par un appareillage bilatéral augmente à mesure que le niveau du stimulus diminue. [11].

Les patients ayant une perte auditive modérée peut ou ne peut pas rapporter d'amélioration de localisation dans des situations de la vie de tous les jours quand ils sont aidés bilatéralement, [36] [40], quoiqu'un tel avantage doit aider pour les sons doux.

Pour les patients avec une surdité de transmission, les aides auditives peuvent produire une amélioration marquée de leur capacité de localisation horizontale. Cela se produit sans doute parce que, en plus d'accroître l'audibilité, les prothèses auditives augmentent la proportion de sons délivrés par conduction aérienne. Par conséquent celles-ci augmentent la différence de temps interaurale et les différences d'intensité au niveau de la cochlée. [7].

6.1.2 *Positifs pour la localisation verticale*

Il n'y a pas d'amélioration de la localisation verticale via un ACA.

6.2 Négatifs

Les aides auditives ont un effet sur la phase interauriculaire et le temps. Celles-ci modifient les ITD et les ILD.

La prothèse auditive, les tubes, les transducteurs, ainsi que les filtres (à savoir les contrôles de tonalité) entraînent des retards. Ces retards peuvent être de plusieurs centaines de microsecondes, et peuvent avoir un impact important sur les indices de l'ITD. Le traitement numérique peut retarder les sons de quelques millisecondes. Dans la région de basse fréquence, les sons arrivent souvent au niveau du tympan via deux chemins: une voie amplifiée grâce à l'aide auditive et une voie directe acoustique à travers l'évent et / ou de fuite autour du moule ou d'une coquille. Une telle transmission multivoies peut modifier radicalement la réponse en phase de la réponse combinée au niveau du tympan, et peut donc modifier l'ITD du signal. En outre, de petits changements dans les caractéristiques du trajet de fuite se produisent chaque fois qu'une commande de compresseur ou de volume provoque un changement de gain. Il ne devrait pas être surprenant que l'adaptation d'une ou deux prothèses auditives entraînera immédiatement une détérioration de la localisation. Bien que le sens de la localisation soit facilement adaptable, il peut ne pas être possible de s'adapter entièrement à un tel changement d'ITD.

Un système adaptatif réagissant à l'environnement tel que la directivité automatique (Vanden Bogaert et al, 2006) peuvent distordre les indices spectraux et temporels naturels et « emmêler » les indices aidant à la localisation spatiale.

L'absence de coordination des changements (Keidser et al, 2006) ainsi que la compression affectent la capacité de localisation spatiale (Gatehouse, Naylor, Elberling, 2006) affectent la capacité de localisation spatiale.

6.2.1 Négatifs pour la localisation horizontale

Pour les patients ayant une perte auditive légère, la localisation peut être compliquée quand l'appareillage est monaural. [6].

Cela peut s'expliquer en partie par des sujets testés étant peu familiarisés avec les appareils auditifs avec lesquels ils ont été testés (bilatéraux quand ils étaient utilisés pour unilatéral ou vice versa), et s'explique aussi par la réponse plus complexe à basse fréquence qu'ils éprouvent lorsqu'ils sont appareillés.

Plus l'embout sera ouvert et plus les indices des signaux de basse fréquence seront conservés. [8].

La matière de l'embout, ou peut-être son étanchéité, affecte également la localisation. Malheureusement, les mécanismes ne sont pas encore suffisamment bien compris pour dire quel matériau serait le mieux adapté pour le patient.[7].

6.2.2 Négatifs pour la localisation verticale

Une fois que l'ITE ou un embout BTE est inséré, la forme de « bol » de la conque, qui donne normalement des indices de la localisation verticale, est supprimée. Par conséquent, la capacité de localisation verticale est presque totalement détruite. [26] [27] [44].

6.3 Des impacts différents selon le type d'aide auditive

6.3.1 Des impacts différents selon le type d'aide auditive sur la localisation horizontale

Les différences dans la précision de localisation entre BTE, ITE ou d'aides auditives ITC semblent petites, [24] [38], en particulier lorsque les sujets ont eu le temps de s'habituer aux signaux de localisation de leur(s) aide(s) auditive(s). [8]. Cela ne devrait pas être surprenant, qu'un appareillage bilatéral de tout type soit en mesure de préserver les ILD et les ITD (le temps interauriculaire et les différences de niveau).

Les ITE, ITC et, vraisemblablement, les prothèses auditives CIC, sont peut être plus en mesure de préserver les distinctions avant-arrière que les prothèses auditives BTE, car les appareils auditifs BTE sont moins protégés par le pavillon de l'oreille. [48] [51]. Basée sur des sondages, une étude montre que les gens sont davantage satisfaits de la localisation du son lors de l'utilisation des prothèses auditives CIC que lors de l'utilisation d'autres aides types. [23] [30].

Certaines aides auditives numériques performantes sont conçues pour restaurer les signaux en phase normale. Par conséquent, elles réhabilitent et les indices de temps au niveau du tympan. [22] [49].

Cela devrait permettre à un appareil auditif d'être inséré avec une perte initiale minimale de la capacité de localisation. Les indices d'intensité seront, bien sûr, perturbés à cause de l'amplification fournie. On ne connaît pas encore la valeur à long terme pour faire en sorte que la phase normale et les indices de temps soient inchangés.

6.3.2 Des impacts différents selon le type d'aide auditive sur la localisation verticale

Pour une aide auditive CIC, les indices de localisation verticale jusqu'à au moins 10kHz sont présents à l'entrée microphone, parce qu'ils sont complètement formés juste à l'entrée du conduit auditif externe. [26] [27] [44].

Si le porteur d'aides auditives est capable d'utiliser ces indices pour localiser des sons verticalement, c'est une autre question.

Parce que les indices sont tous au dessus de 5kHz, la localisation n'est possible que si l'aide auditive fournit des informations sonores sur une gamme s'étalant de 5 à 12kHz (c'est-à-dire si l'ACA à une BP large), et si le porteur d'aide(s) auditives(s) présente une résolution fréquentielle suffisante pour identifier la résolution spectrale de fréquence pour déterminer la forme spectrale dans cette gamme.

Pour les prothèses auditives ITC, la situation devrait être intermédiaire entre celle de l'ITE et des CIC. Dans certain cas, la conque reste dégagée mais le point de captation (correspondant à l'entrée du micro de l'aide auditive) n'est pas dans le lieu de travail habituel (l'entrée du conduit auditif).

En conséquence, les indices de localisation verticale restent radicalement différents de la normale et le patient doit apprendre à les exploiter, aussi bien que possible.

Les données expérimentales confirment que BTE, ITE et les appareils auditifs ITC n'améliorent pas la localisation verticale et peuvent même la rendre plus mauvaise. [33].

La localisation verticale avec des appareils auditifs CIC possède une évaluation limitée. Il semble que les normo-entendants peuvent correctement localiser sur le plan vertical si le CIC a une largeur de bande s'étendant jusqu'à une fréquence supérieure ou égale à 8kHz. [46].

Pour ceux ayant des patients dont les seuils auditifs sur les hautes fréquences approchent de la normale, un embout ouvert peut préserver cette localisation verticale, le naturel, et l'externalisation. [9].

7 MECANISME D'INTERACTION ENTRE LE SYSTEME VISUEL ET LE SYSTEME AUDITIF DANS LA LOCALISATION AUDITIVE

« On écoute mieux ce que l'on voit. »

7.1 Influence des signaux visuels sur la localisation auditive [58'].

Notre perception du monde résulte de traitements des signaux environnementaux, se présentant sous des formes d'énergie variées (énergie électromagnétique pour la lumière; énergie mécanique pour le son). Ces traitements impliquent des mécanismes de transduction, de codage et de propagation du message. Ceux-ci sont spécifiques à chaque système sensoriel, et aboutissent à des expériences perceptives qualitativement distinctes les unes des autres. Malgré la spécificité de chaque système sensoriel, la perception des événements est unifiée grâce à des liens étroits entre les différentes modalités sensorielles. Cette hypothèse est aujourd'hui communément admise grâce aux résultats de nombreux travaux au niveau neurophysiologique et comportemental.

En effet, l'existence de convergence de signaux provenant de différentes modalités sensorielles, vers certaines structures cérébrales, ainsi que la mise en évidence de mécanismes d'interaction multimodale, tant au niveau neuronal que comportemental, semble montrer que ces signaux sont intégrés dans des processus communs de la perception.

De nombreux travaux ont notamment mis en évidence des processus d'interaction entre le système visuel et le système auditif, grâce à l'étude de certaines illusions perceptives. Par exemple, dans un environnement bruyant, nous pouvons aisément suivre le discours d'une personne, si nous regardons les mouvements de ses lèvres (Cherry, 1953). D'autres observations montrent que la localisation d'un stimulus auditif peut être déplacée en direction d'un stimulus visuel présenté simultanément (Radeau et Bertelson, 1974). Par exemple, lorsque nous regardons un film au cinéma, nous avons l'impression que les voix des acteurs proviennent de l'écran, alors qu'elles sont en fait émises par des haut-parleurs situés de part et d'autre de l'écran. Ou encore l'illusion réalisée par un ventriloque. En effet, lorsqu'un ventriloque minimise les mouvements de ses lèvres, tout en synchronisant ceux de la marionnette avec son flux verbal, nous avons l'illusion que les mots du ventriloque sont prononcés par la marionnette. Cette influence de la vision sur la localisation auditive est appelée « effet de capture visuelle ». Si ces effets semblent mettre en évidence une influence du système visuel sur le traitement spatial des signaux auditifs, l'effet inverse n'est pas observé. Il semblerait ainsi que le flux des informations visuelles domine celui des informations auditives dans le traitement spatial d'événements audiovisuels et que la vision joue un rôle prépondérant dans notre perception de l'espace.

7.2 Influence des mouvements des yeux sur la localisation spatiale auditive

[58''].

Gopher (1973) observa que lorsque deux messages différents sont présentés à chaque oreille d'un sujet, celui-ci dirige son regard du côté du message où il doit porter son attention. Jones et Kabanoff (1975) ont montré que les mouvements des yeux en direction d'un stimulus auditif améliorent effectivement sa localisation spatiale.

Ces auteurs ont suggéré que les mouvements des yeux permettent un renouvellement et une stabilisation des informations spatiales en mémoire auditive. De plus, il semblerait que la présence de stimuli visuels ne soit pas nécessaire à l'amélioration de la localisation auditive, lorsque des mouvements des yeux sont réalisés (Warren, 1970; Platt et Warren, 1972). Nous disposons de relativement peu de données pour comprendre par quels mécanismes les saccades oculaires contribuent à une meilleure localisation de signaux auditifs. Plusieurs études sur les mécanismes de l'orientation spatiale de l'attention sont arrivées à la conclusion que l'amélioration de la localisation spatiale auditive par les mouvements des yeux est liée à un déplacement présaccadique de l'attention vers la position programmée du point de fixation. Ce déplacement de l'attention résulterait en une augmentation de la résolution spatiale auditive à la position programmée (Rorden et Driver, 1999).

8 RÔLE DU CERVEAU DANS LA LOCALISATION SPATIALE

« L'audition c'est deux oreilles et un cerveau au dessus. »

8.1 L'expérience ; un atout incontestable

Le système auditif peut également déterminer la localisation d'une source sonore en analysant l'écho d'un stimulus auditif. Lorsqu'un signal est émis par une source sonore, les vibrations acoustiques se propagent dans le milieu aérien selon un cône de diffusion. Certaines de ces vibrations sont dirigées vers nos oreilles et le son perçu qui en résulte est appelé « son initial ». Par contre, d'autres vibrations acoustiques qui ne sont pas initialement dirigées vers nous, atteignent nos oreilles grâce à la déviation de leur trajectoire par une surface réverbérante, tel un mur ou un objet. Nous percevons alors le son « réfléchi », qui parvient quelques millisecondes après le son direct. L'écho résulte de la perception de ces deux sons. Le délai séparant l'arrivée du son direct et celle du son réfléchi, ainsi que la différence d'intensité entre les deux sons, sont analysés par le système auditif.

Le traitement de ces signaux permet à une personne entraînée à l'écholocation, de détecter la présence d'un obstacle, d'estimer sa localisation azimutale et d'évaluer la distance qui les sépare (Clifton, Freyman et al., 2002).

Les mécanismes cérébraux, impliqués dans l'analyse des signaux acoustiques fournis par l'écho d'un stimulus auditif, restent aujourd'hui encore à déterminer.

Le système nerveux central peut, à partir de ces différentes informations acoustiques, déterminer la localisation de la source sonore, ainsi que celles des différentes surfaces de réverbération. Un paradigme expérimental, modélisant le phénomène de l'écho, consiste à disposer, dans une salle anéchoïque, deux haut-parleurs à égale distance du sujet et à des localisations azimutales différentes. Les deux haut-parleurs émettent un stimulus auditif identique, généralement un click, avec un décalage temporel variant de zéro à une dizaine de millisecondes. Le premier stimulus émis est appelé « son initial », et le second, « son retardé ». Les résultats, obtenus avec ce dispositif, ont mis en évidence deux phénomènes perceptifs distincts, regroupés sous le terme d'effet « d'effacement acoustique ». D'une part, lorsque le délai interstimuli est inférieur à 1 milliseconde, le sujet perçoit une unique source sonore, appelée « image fusionnée », localisée à équidistance des deux haut-parleurs (Warncke, 1940). Ce phénomène est appelé « localisation sommée ». D'autre part, quand le délai interstimuli varie entre 1 et 5 millisecondes, la localisation de l'image fusionnée se déplace progressivement vers la position du haut-parleur émettant le son initial. Cet effet est nommé « dominance de localisation » (Zurek, 1980). Litovsky et al. (1999) considèrent que les effets « d'effacement acoustique » inhibent le traitement simultané de sons directs et réverbérés qui pourraient perturber les processus de localisation spatiale auditive dans les environnements réverbérants. Le seuil de détection d'écho correspond au plus petit délai, séparant le son initial et le son retardé, pour lequel un sujet localise distinctement les deux sources sonores (source du son initial et source du son retardé). Roberts et al. (2002) montrent que plus le seuil de détection d'écho est bas, plus les processus de localisation auditive dans un milieu réverbérant sont efficaces.

8.2 L'attention ; un facteur clef

L'attention se base sur les récepteurs sensoriels du cerveau qui gèrent l'audition, la vue, l'odorat, le toucher et le goût. L'attention correspond à la manière dont le cerveau gère un évènement externe (un son, une image, une odeur) ou interne (une pensée ou un sentiment) puis porte et maintient cet évènement à un certain niveau de conscience. Par exemple, si vous voyez quelqu'un sur scène et que vous l'entendez chanter une chanson qui vous rappelle votre enfance, vous y portez attention.

8.2.1 *Explication fonctionnelle* [58].

Des études neuropsychologiques semblent indiquer que le cortex pariétal est impliqué dans ces processus multimodaux de l'orientation attentionnelle. En effet, des patients atteints d'une lésion unilatérale du lobe pariétal présentent un déficit à désengager l'attention spatiale d'un signal auditif ipsilatéral vers une cible visuelle controlatérale (Farah, Wong et al., 1989). Farah et al. (1989) concluent que les processus d'orientation attentionnelle sont supramodaux. Plusieurs données obtenues par la technique des potentiels évoqués (Eimer and Driver, 2001 pour une revue) semblent confirmer l'existence de tels mécanismes attentionnels supramodaux. En effet, on observe une activation du cortex pariétal et du cortex frontal lors de tâche d'orientation attentionnelle, quelles que soient les modalités des cibles et des indices (visuelle, tactile ou auditive).

8.2.2 *L'impact du vieillissement sur l'attention*

Souvent, le vieillissement provoque un ralentissement général de la vitesse de traitement des informations, ce qui entraîne une diminution des capacités d'attention sélective. Les recherches ont notamment montré que la capacité à résister aux interférences était particulièrement affectée chez les personnes âgées, qui sont de ce fait moins efficaces dans les situations de double tâche. Ainsi, en général, un jeune de 20 ans n'aura aucun problème à étudier avec de la musique de fond, mais cela sera moins évident pour une personne de plus de 60 ans.

8.3 Acclimations ; quand peut-on mesurer la capacité de localisation spatiale ?

Les aides auditives modifient presque toujours les signaux de localisation. Si les sujets sont testés avec un type d'aide ou une configuration de montage (par exemple, unilatérale au lieu de bilatérale) qui n'ont pas précédemment fait usage, la performance de localisation se détériore nettement (Noble & Byrne, 1991).

Selon des preuves substantielles, les gens s'adaptent à la modification des indices de l'ITD et l'ILD (Byrne & Dirks, 1996).

L'adaptation prend place significativement les premières heures, elle continue pendant quelques jours et dans une moindre mesure sur quelques semaines. (Bauer, Matusza et Blackmer, 1966; florentin, 1976; Heyes et Gazely, 1975; Javer & Schwarz, 1995).

Par conséquent, l'évaluation de la capacité de localisation à un premier rendez-vous n'est pas judicieuse; l'évaluation à un rendez-vous de suivi (ajustement d'appareil auditif typique ou au cours d'un programme de réadaptation) est possible mais pas habituellement nécessaire.

9 LES DIFFÉRENTS TESTS QUI ÉVALUENT LA CAPACITÉ DE LOCALISATION

La localisation n'est pas couramment testée dans des situations cliniques, bien que ces tests soient simples à faire. Si le test de localisation est effectué pour comparer l'appareillage unilatéral vs l'appareillage bilatéral, il est important que le niveau de présentation des stimuli soit aussi faible que possible tout en étant réaliste. [11]. Sinon, le patient peut en effet être à l'écoute binaurale dans les conditions unilatérales et bilatérales. Il existe une panoplie de test évaluant cette localisation. Nous allons en citer quelques un.

9.1 Un test de localisation simple

Demander au patient de pointer du doigt vers un bruiteur (faible intensité) tout en portant un bandeau sur les yeux, ou tout en gardant ses yeux fermés. Une réponse correcte serait que le patient pointe du doigt la source sonore à 20 degrés près. Au moins dix présentations devraient être données dans chaque condition testée (par exemple dans trois conditions ; oreilles nues, appareillage unilatéral, appareillage bilatéral) pour améliorer la fiabilité des résultats.

Si chaque essai est marqué comme correct ou incorrect, l'importance d'une différence de scores entre les conditions est évaluée de la même manière que pour les tests d'identification de la parole (Hagerman, 1976; Thornton & Raffin, 1978). La précision et la sensibilité du test augmentent donc avec le nombre d'essais réalisé. Il est recommandé de varier le stimulus du test, mais présenter chaque stimulus le même nombre de fois dans chaque condition d'amplification testée. Sinon, le patient peut être capable de localiser en utilisant la forme spectrale à l'oreille appareillée. C'est les indices monauraux, donc les résultats du test ne peuvent pas être exploités pour évaluer les interactions binaurales ou la capacité de localiser des sons familiers.

9.2 Epreuves stéréaudiométriques de localisation sonore spatiale dans le silence [57"]

Comme nous le savons, la localisation des sources sonores dans l'espace est possible grâce aux différences interauriculaires d'intensité, de phase et de temps d'arrivée des sons à chaque oreille. Par conséquent, en audition monauriculaire, la localisation des sources sonores ne peut jamais être précise. Il est donc essentiel d'évaluer l'orientation auditive des sujets appareillés stéréophoniquement afin de constater dans quelle mesure la fonction binaurale a été rétablie.

Mode opératoire :

Voici, très brièvement esquissé, la méthode proposée par DECROIX et DEHAUSSY pour relever des courbes de localisation sonore.

Dans un local aussi insonore et aussi peu réverbérant que possible, afin d'éviter la réflexion des sons et la formation d'ondes stationnaires, est disposée en demi-cercle une série de 7 haut-parleurs très directionnels et de faible diamètre (figure7).

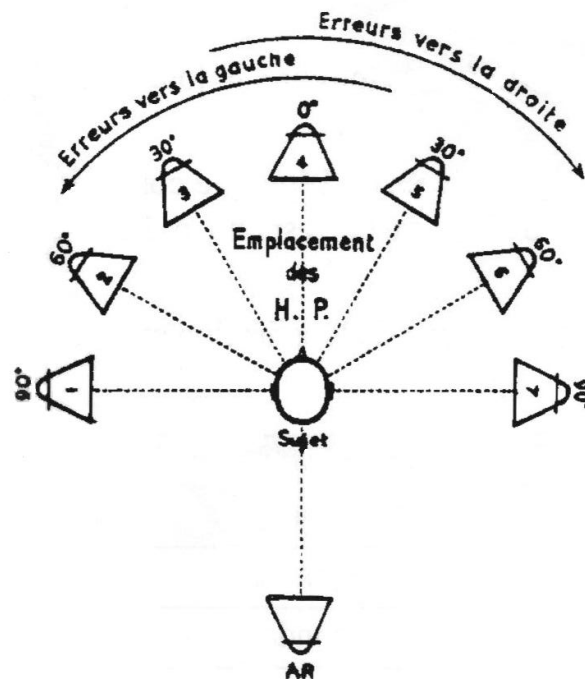


Figure 7 : Dispositif pour l'épreuve stéréaudiométriques de localisation sonore [g].

Le sujet testé est installé dans un fauteuil placé à l'intersection des axes acoustiques de ces sept haut-parleurs qui forment entre eux des angles de 30°. Suivant le but recherché, le stimulus peut être un bruit blanc, un bruit de « cocktail party » ou une bande étroite de bruit blanc. L'intensité d'émission doit être calculée en fonction de la perte auditive de chacune des oreilles du malentendant testé. Ce dernier, autorisé à bouger la tête, doit indiquer la direction d'où lui semble provenir le son.

Les résultats sont ensuite reportés sur un graphique spécial. Une erreur de localisation de 30° vers la droite ou vers la gauche vaut une pénalisation de 1 point.

IGLS et facteur « temps » dans les épreuves de localisation sonore.

L'évaluation des possibilités de localisation sonore d'un sujet dans ces conditions déterminées s'effectue en établissant son **Indice de Gêne de Localisation Sonore** (I.G.L.S.).

Initialement, cet IGLS représentait uniquement le total des erreurs évaluées en points de pénalisation pour une épreuve en sept temps (précision dans la localisation à 30° près). Or, très rapidement, il est apparu que cet indice ne reflétait qu'imparfaitement la gêne pour localiser les sons réellement éprouvée par le sujet.

Il arrivait fréquemment, en effet, que l'IGLS était identique pour deux épreuves successives, alors qu'en fait, le sujet testé avait localisé rapidement et sans aucune difficulté les sources sonores au cours du premier test et très péniblement au cours du second, par exemple.

Certes, il eut été possible de sensibiliser l'épreuve en augmentant le nombre des haut-parleurs à localiser, ce qui, sans conteste, aurait pallié l'inconvénient signalé. Il a cependant semblé préférable de faire intervenir le facteur « temps » dans les résultats, car il est bien certain que la durée plus ou moins longue de l'épreuve traduit irréfutablement les difficultés et les hésitations du sujet au cours de chaque examen.

Par conséquent, actuellement, le premier chiffre de l'IGLS représente toujours le total des erreurs de localisation (1point = 1 erreur de localisation de 30°).

Par contre, un deuxième chiffre exprime le supplément de durée de l'épreuve considérée par rapport à sa durée normale statistique (une pénalisation de 1 point correspond à 15 secondes supplémentaires).

Il est important de préciser, cependant, que les durées normales statistiques indiquées ci-dessus ne sont valables que pour les épreuves effectuées dans l'installation stéréaudiométrique utilisée par les auteurs.

Il est bien évident, par ailleurs, que la durée de l'épreuve peut varier sensiblement en fonction de la technique employée par l'opérateur.

Ainsi donc, le deuxième chiffre de l'IGLS, qui exprime le facteur « temps », n'a de valeur de comparaison que lorsque les différentes épreuves dont on compare les résultats ont été effectuées dans une installation donnée avec une technique d'examen déterminée.

9.3 Epreuves de localisation sonore en présence de bruit perturbant [57””]

Les épreuves de localisation sonore peuvent être pratiquées, non seulement dans le silence mais également en présence de sons perturbants (tels qu’un bruit de « cocktail-party » par exemple) d’intensité constante et calculée, émis d’au moins trois directions différentes.

Il est bien évident qu’en effectuant ces épreuves de localisation dans le bruit, on se rapproche au maximum des conditions dans lesquelles le sujet testé est le plus souvent amené à localiser les sources sonores dans la vie courante.

Par ailleurs, ces épreuves de localisation en présence de sons perturbants sont particulièrement intéressantes pour pronostiquer les possibilités de discrimination de la parole en ambiance bruyante, lorsque les malentendants présentent des asymétries interauriculaires profondes et anciennes.

En effet, comme nous l’avons vu, à la suite d’un processus d’adaptation à l’écoute monaurale, de tels sujets parviennent fréquemment à localiser approximativement la provenance des sons émis dans le silence ; ils orientent leur meilleure oreille vers la source sonore et effectuent simultanément de légers mouvements de la tête.

Or il est bien évident que des courbes de localisation ainsi obtenues ne reflètent que très imparfaitement les possibilités réelles du sujet testé à discriminer la parole dans le bruit, puisque celles-ci sont entièrement dépendantes de l’intégrité de la fonction binaurale.

Dans ce cas, les tests de localisation dans le silence perdent beaucoup de leur intérêt sur le plan du pronostic prothétique, et, par-là même, leur signification quant à l’efficacité des appareillages stéréophoniques pour les conversations multiples, se trouve en défaut.

Compte tenu de ces observations, il semble bien que, seules des épreuves de localisation d’un bruit blanc émergeant d’un bruit perturbant provenant de plusieurs directions différentes, rapprochent des conditions d’écoute en « cocktail-party ».

Et, de fait, on constate qu'en audition monauriculaire, signal et bruit paraissent provenir du même endroit, alors qu'en audition binaurale, par contre, les différences d'intensité et de temps d'arrivées interauriculaires du signal et des sons perturbants permettent une meilleure émergence du signal qui se traduit par une localisation plus précise du signal et des bruits.

La localisation correcte des sons dans le bruit et la discrimination de la parole en présence de sources sonores perturbatrices impliquent l'intégrité de la fonction binaurale.

Pour cette raison, on peut admettre que les épreuves d'orientation auditive dans le bruit sont susceptibles de refléter valablement l'intégration des informations codées par chaque oreille.

Leur valeur de pronostic vis-à-vis des possibilités de discrimination de la parole dans le bruit des sujets auditivement « asymétriques » et prothétiquement rééquilibrés n'a donc aucune commune mesure avec celles des épreuves d'orientation auditive effectuées dans le silence. Précisons, néanmoins, que les épreuves de localisation dans le silence restent très valables lorsqu'il s'agit de tester des malentendants présentant une perte auditive bilatérale peu asymétrique.

9.4 Autres Tests

On peut imaginer plusieurs types de tests.

- On envoie plusieurs sons dans les haut-parleurs et on demande au sujet testé combien il y a de source sonore. Ce test est parfois utilisé chez les personnes ayant un implant cochléaire.

Qu'est-ce que vous entendez ? Cela est souvent difficile pour les sujets testés de dire ce qu'ils entendent et encore plus de dire d'où ça vient. Il arrive que certaines personnes pensent qu'il n'y a que deux sources sonores. Une correcte analyse de la scène auditive suppose une correcte capacité de localisation spatiale.

- On peut imaginer de demander à un sujet testé dont les yeux seraient bandés d'aligner des sources sonores (personnes qui parlent, haut-parleurs mobiles...). On constaterait un non alignement des sources sonores pour une personne présentant une pauvre capacité de localisation spatiale.

10 L'ÉVOLUTION TECHNOLOGIQUE DES ACA

10.1 La communication entre les ACA

La communication binaurale sans fil entre les appareils auditifs droite/gauche est une technologie émergente qui a suscité un grand intérêt parmi les cliniciens et les clients. La technologie binaurale sans fil peut être consultée à trois niveaux différents.

10.1.1 La coordination

La coordination simple correspond à des ajustements de volume et des changements de programme entre les appareils. Cette technologie existe depuis plusieurs années.

10.1.2 La synchronisation

La synchronisation simple et binaurale correspond à des changements de statut des automatismes et des fonctionnalités adaptatives telles que la directivité des microphones et la réduction de bruit. Cela contribue à une expérience sonore équilibrée pour le porteur. Cette capacité binaurale est offerte par un couple de fabricants.

10.1.3 Le traitement binaural

Le traitement binaural correspond à un échange de flux audio qui conduit à des modifications de gain sur les deux appareils.

Les paramètres de compression sur les ACA droite/gauche sont optimisés dans le but d'améliorer la fidélité et la résolution spatiale. Cette technologie est offerte en plus de la synchronisation de réduction du bruit et de la directivité. Différents réglages de gain sont utilisés pour tenter de préserver autant que possible la différence de niveau entre les oreilles de sorte que la capacité de localisation du porteur sur le plan horizontal ne soit pas indûment compromise.

10.2 Récapitulatif des évolutions technologiques

10.2.1 *Phonak*

- Janvier 2008 : arrivée sur le marché de la puce CORE avec les premiers appareils Exélia et Naída. La puce CORE est la 1^{ère} puce donnant accès à des fonctions binaurales (Duophone et ZoomControl).
- Octobre 2010 : arrivée sur le marché de la puce SPICE avec les 1^{ers} appareils Phonak Ambra et Audéo S. La puce SPICE, grâce à sa puissance de calcul (200millions d'opération par seconde) permet d'aller plus loin dans les fonctions binaurales avec les fonctions Auto ZoomControl et Stéréozoom.
- Février 2011 : La puce SPICE nous permet de proposer une nouvelle solution CROS dans un design particulièrement petit et permettant aux patients atteints de cophose unilatérale de profiter pour la première fois de tous les systèmes automatiques présents dans leur aide auditive controlatérale Phonak.

10.2.2 *Siemens*

Les aides auditives Siemens communiquent en échangeant le résultat de leur détection des environnements. Chaque appareil connaît donc l'environnement sonore dans lequel il travaille et celui de l'appareil controlatéral. Les appareils Siemens équipés d'« e2e » traitent ensemble le signal, ce qui engendre des modifications coordonnées de gain. En effet « e2e » active ou désactive le traitement du signal et/ou la directivité microphonique, qui tous deux ont une influence certaine sur la courbe de réponse.

Les appareils Siemens présentent une coordination et une synchronisation depuis 2004 avec e2e d'ACURIS.

Tous les modèles ayant e2e possèdent cette technologie.

Aucun appareil de chez Siemens ne présente un traitement binaural. Est-ce en cours de recherche? Les fabricants Siemens nous ont répondu que non ; la consommation engendrée par un système de traitement binaural leur paraît trop gourmande.

10.2.3 Starkey

Les appareils Starkey possède une coordination depuis le 18 janvier 2011 (octobre 2010 aux US).

Pour l'instant les petites antennes demandent une certaine surface dont seuls les RIC sont équipés de cette option (en intra en fin d'année). Egalement une télécommande en option et aussi un système de transmission stéréo du son TV (Surf Media) sans streaming.

La synchronisation entre les appareils est en rapport avec la gamme. Elle peut être divisée en trois catégories :

- Le *RIC 110iQ* possède une synchronisation :
 - des boutons poussoirs (Sweep technologie), et volume contrôle.
 - du mode microphonique.
 - de l' «Assistant sonore ».

- Le *RIC 90 iQ* possède une synchronisation :
 - synchronisation des boutons poussoirs (Sweep technologie), et volume contrôle.
 - du mode microphonique.

- Le *70 iQ* possède une synchronisation :
 - des boutons poussoirs (Sweep technologie), et volume contrôle.

II ÉTUDE PRATIQUE

Introduction :

Dans la partie théorique nous avons exposé les différents indices acoustiques sur lesquels les bien-entendants se basent pour localiser une source sonore. Parmi ces indices il en existe trois qui sont particulièrement importants. Pour rappel il y a l'ITD, l'ILD et les pics et creux spectraux. Lorsque nous appareillons un patient, le traitement du signal où la position de l'ACA peut modifier un certain nombre de ces indices acoustiques spatiaux. L'ACA va introduire des décalages de temps ; en effet, il existe des décalages de temps entre le moment où le son arrive sur le microphone et le moment où il ressort par l'écouteur. Mais si c'est le même ACA que nous utilisons des deux côtés, cette différence restera la même puisque ce décalage supplémentaire est le même des deux côtés. Donc, on peut dire que les ITD ne sont pas gérés par l'amplification. En ce qui concerne les pics et les creux spectraux, le type d'appareil sera important. Si on utilise un contour où le son est capté derrière l'oreille et donc que le pavillon n'intervient pas du tout dans cette captation, il est évident que les pics et les creux spectraux ne seront pas reproduits. Nous ne pourrons pas les utiliser. Par contre si on utilise un intra de type CIC l'effet pavillon est conservé et les pics et les creux spectraux peuvent être exploités. Les nouvelles technologies dans le domaine de l'électronique ne pourront pas pallier la dégradation de ces indices acoustiques.

Il reste le troisième principal indice acoustique : les ILD. Les ACA peuvent modifier ces indices de localisation spatiale. Prenons l'exemple d'une émission sonore sur le côté droit d'un patient. Le son arrivera à droite plus fort qu'à gauche. Que se passe-t-il si on équipe ce patient par un ACA utilisant des systèmes de compression indépendants ? Le son qui arrive à droite est plus fort que le son qui arrive à gauche. Mais par le système de compression, le son à droite sera moins amplifié que le son à gauche. Donc leur ILD sera réduit. Le calcul est simple à faire ; si on utilise un taux de compression de deux, l'ILD sera divisé par deux. Par conséquent, si le son provient de 90° à l'origine et que l'on réduit par deux l'ILD, le patient aura la sensation que le son ne provient pas directement de son côté droit mais peut être d'un angle de $40-60^\circ$ de son côté droit. Quand on utilise un système de compression sur plusieurs canaux, le taux de compression n'est pas le même sur tous les canaux. Ce qui veut dire que cette erreur de localisation n'est pas la même sur toutes les fréquences.

Donc non seulement on déplace la source sonore, mais en plus on va la rendre floue puisque toutes les fréquences ne vont pas être perçues du même endroit. C'est pour essayer de pallier cette distorsion introduite par les ACA qu'Oticon a mis au point le système nommé « Spatial Sound ».

« Le système Spatial Sound a été développé par Oticon et a été utilisé pour la première fois dans les appareils Dual. Ce système est conçu pour comparer les niveaux sonores aux entrées des microphones des deux côtés et d'adapter le gain des deux ACA de manière à toujours conserver la même différence de sortie. Cette différence est conservée canal par canal. Les indices de localisation spatiale sont donc conservés et donc le système cognitif peut travailler sur des données fiables. Après en fonction des capacités cognitives du patient, les résultats seront plus ou moins bons. »

Données du fabricant Oticon.

L'objectif de notre étude est d'examiner, s'il y a ou non une amélioration des performances de localisation auditive observable chez des malentendants appareillés ponctuellement par des appareils auditifs présentant la nouvelle technologie « Spatial Sound ».

TEST SUBJECTIF

1 PROTOCOLE DE MESURE DES CAPACITÉS DE LOCALISATION AUDITIVE DANS LE PLAN HORIZONTAL

1.1 Populations testées

Des sujets malentendants ont été sollicités pour passer des tests bénévolement. Tous les participants ont été informés du but de l'étude (on est toujours plus efficace à un test lorsqu'on sait dans quel but on le réalise).

Ils ont été sélectionnés selon certains critères d'inclusions.

1.2 Les critères d'inclusion

- Chaque oreille doit être cliniquement et fonctionnellement appareillable. Autrement dit il faut que chaque oreille réponde aux critères habituels d'appareillage.
- Une acuité visuelle suffisante pour distinguer les haut-parleurs et une capacité intellectuelle à comprendre les consignes.

Nous avons sélectionné, dans le fichier du laboratoire, les patients qui étaient déjà appareillés en stéréo. Nous avons ainsi assuré le premier critère d'inclusion (voir ci-dessus).

Le test de localisation auditive développé dans le cadre de ce mémoire a été mené sur un échantillon de 57 malentendants appareillés en stéréo. La moyenne d'âge de la population s'étendant de 58 à 91 ans, est d'environ 75 ans. Les pertes auditives moyennes sont présentées dans le tableau suivant.

Elles ont été calculées selon les recommandations du BIAP. (Une perte tonale moyenne est calculée à partir de la perte en dBHL aux fréquences 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz et 4000Hz. Toute fréquence non perçue est notée à 120 dBHL de perte. Leur somme est divisée par quatre.)

57 sujets testés	Perte moyenne de l'oreille droite (dBHL)	Perte moyenne de l'oreille gauche (dBHL)	Oreille droite - Oreille gauche (dB) = écart interauriculaire moyen de dB
Moyenne	57,28	51,12	7,85
Ecart type	12,36	10,32	5,13

1.3 Dispositifs

1.3.1 Matériel utilisé

- six enceintes Genelec 1029 A.
- Une table de mixage Yamaha 01V96 (avec 6 sorties).
- Le logiciel Biosound System.
- Le logiciel Wavelab.

1.3.2 Description

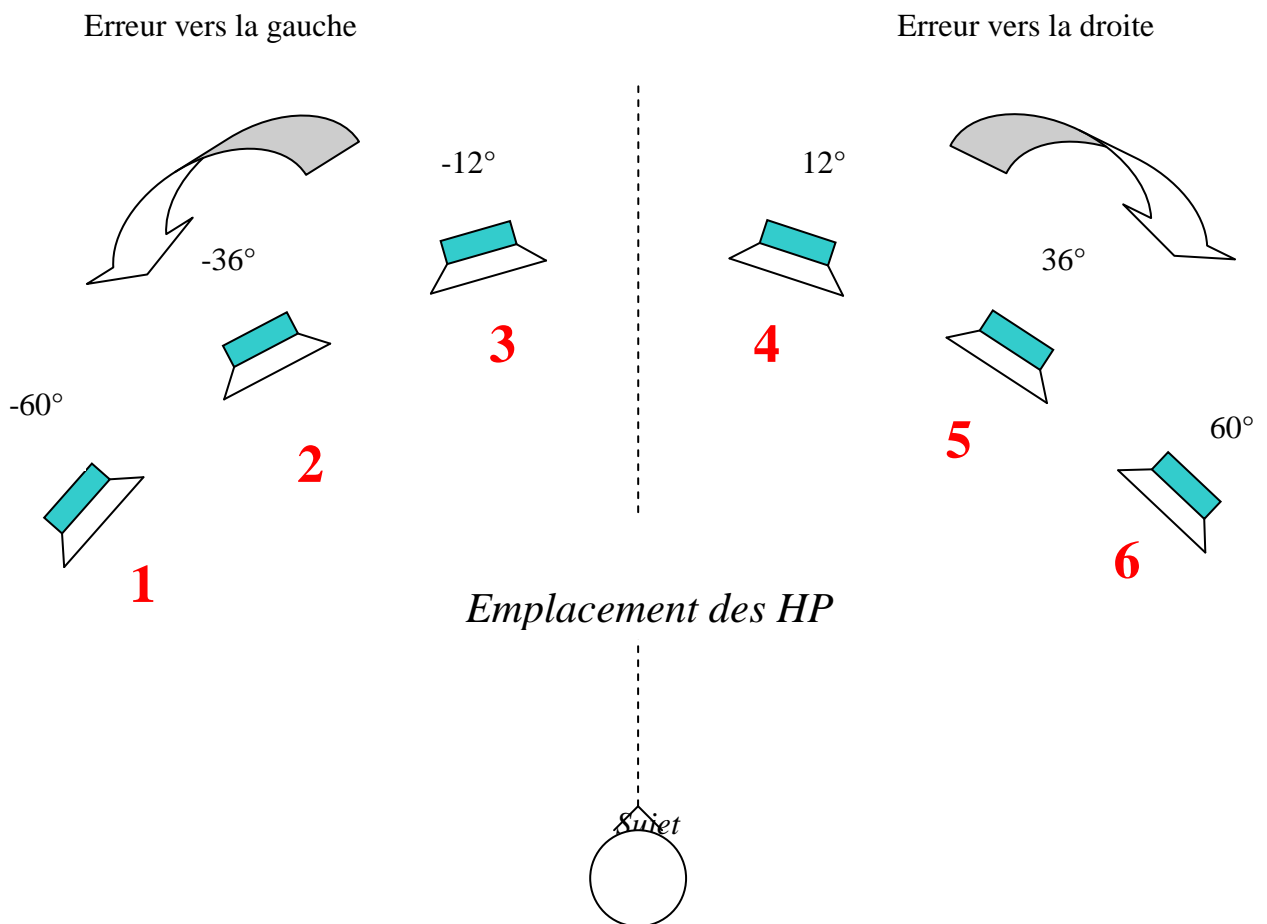
Le test de localisation a été réalisé dans une cabine classique d'audioprothèse. L'expérimentateur et le sujet ont été placés dans cette même pièce. Nous avons disposé le bureau et la chaise de manière à ce que l'expérimentateur soit à 45° du patient. Nous avons tenu à ce que l'expérimentateur voit le visage du patient lors des tests sans non plus être en face pour ne pas dissiper son attention.

La cabine n'est pas parfaitement anéchoïque. Cela dit nous avons effectué les tests chez des normo-entendants qui n'ont révélé aucune lacune de performance de localisation auditive sur le plan horizontal (100% de bonnes réponses). Cela laisse supposer que la perturbation acoustique de la cabine n'est pas significative pour ces tests.

Six enceintes 1029A Genelec étaient disposées en un arc de cercle de 120° et de rayon $r = 1$ mètre ayant pour centre le milieu du segment interaural du sujet testé. Les enceintes sont donc placées dans le plan horizontal autour de la tête du sujet de manière régulière, par intervalle de 24° .

Les signaux à localiser sont diffusés depuis un PC, amplifiés et transmis à l'enceinte sélectionnée via une table de mixage. On peut ainsi choisir, pour chaque enceinte, de diffuser le signal test ou non. Le sujet était assis pendant le test. Les haut-parleurs étaient situés sur le plan de leurs oreilles.

Dispositif des enceintes.



Une erreur de localisation de 24° vaut une pénalisation de 1 point.

Tous les sons utilisés pour les tests ont été au préalable calibrés. Cette calibration a été vérifiée à l'aide d'un sonomètre (Tenmars DS-101 à la norme IEC 651 type II) placé au niveau de la tête du sujet. Pour tous les tests effectués, les haut-parleurs étaient visibles par le sujet. Les réponses étaient donc à choix forcé. Le sujet était assis pendant le test. Les haut-parleurs sont situés sur le plan de leurs oreilles.

1.4 Le type de report de jugement de localisation

Une interface est indispensable entre l'expérimentateur et le sujet testé afin que ce dernier rende compte de son jugement de localisation pour les différentes positions azimutales testées. L'interface peut induire une erreur éventuelle de report qui s'ajoute à l'erreur de jugement de localisation que l'on cherche à mesurer (c'est-à-dire la différence entre la position diffusée et la position perçue).

1.4.1 Les différentes méthodes de report

Les méthodes de report de jugement de localisation sont nombreuses et diverses. La plus simple à mettre en œuvre consiste à donner un **report verbal** de la direction perçue. Cette technique ne peut être utilisée que pour des tests de localisation où les positions testées sont connues du sujet testé et/ou les sources sont désignables. C'est la méthode appliquée en audioprothèse pour la stéréo-audiométrie de Decroix et Dehaussy, par exemple.

Il y a aussi une autre méthode : **méthode de type égocentrique par pointage**. Le sujet désigne directement la position de la source sonore perçue en utilisant un système de pointage dans l'espace. Différents systèmes sont utilisés. Le plus connu étant le laser.

1.4.2 Méthode choisie

Les critères de choix de la méthode adoptée dans le cadre de ce mémoire furent tout d'abord guidés par des contraintes matérielles. La mise en place d'un drap acoustique pour cacher les enceintes aurait été fastidieuse et gênante. Gênante car au vu la taille de la cabine, le sujet aurait éprouvé une sensation « d'étouffement ». De plus, le pointage de la source sonore par un laser sur le drap gradué prolonge la durée du test.

N'oublions pas que la patientèle est âgée. Avec le vieillissement, certains patients tremblent des mains.

Il faut donc le test le plus rapide, le plus simple et le plus réaliste possible. C'est pourquoi nous avons opté pour la méthode appliquée par Decroix et Dehaussy (report verbal).

Le principe de report est rapide et simple à mettre en œuvre.

Nous avons attribué un numéro et une couleur à chaque haut-parleur pour faciliter la désignation de la source sonore par le sujet (nous avons collé sur chaque HP des étiquettes colorées et numérotées bien visibles). La réponse peut être verbale ou gestuelle, de toute façon le testeur voit le testé.

1.4.3 Positions testées

L'évaluation des performances en localisation horizontale a été effectuée sur six positions : une pour chacune des six enceintes. Nous avons souhaité les disposer sur l'hémi champ situé en face du sujet testé. Comme il est facile de distinguer un son provenant soit de droite soit de gauche, nous avons restreint l'angle de l'hémi champ à 120°. Cela permet de réduire l'écart angulaire entre chaque enceinte (qui devient alors de 24°) et d'accroître la sensibilité du test.

1.5 Conditions de passation

Les auditeurs ont tous été testés individuellement au CBA (Centre Bretagne Audition) à Gourin.

1.5.1 Début de séance

Nous discutons brièvement avec le sujet testé pour lui rappeler le but de l'étude tout en l'observant pour évaluer sa condition physique. La séance est adaptée en termes de longueur pour éviter la fatigabilité du sujet (on réalise moins de tests). Malheureusement si le patient ne réalise pas les tests dans les deux conditions (SS activé & SS inactivé), les résultats ne pourront pas être exploités.

Une otoscopie était systématiquement effectuée avant de démarrer les différents tests sur les deux oreilles, afin d'éliminer tout risque de dissymétrie d'audition ou d'élévation supplémentaire des seuils auditifs.

1.5.2 Déroulement d'une séance

La séance de test dure environ 1 heure et se compose de plusieurs étapes articulées autour de cinq phases :

- **1^{ère} phase** : Audiogramme au casque des deux oreilles (au minimum 250Hz, 500Hz, 1kHz, 2kHz et 4kHz). Ils nous serviront pour classer les patients en fonction de leur surdité.

- **2^{ième} phase** : Adaptation des ACA selon la « méthode du fabricant » ; puissance écouteur (médium M), expérience (néant), gestion programme (Général active), dôme (en fonction de la perte auditive, préconisé par le fabricant). Puis on réalise l'audiométrie tonale **précise** des deux oreilles in situ (250Hz, 500Hz, 750Hz, 1kHz, 1.5kHz, 2kHz, 3kHz, 4kHz, 6kHz, 8kHz).

- **3^{ième} phase**. Test n°1 ; Localisation de bande de bruit dans le silence.

- **4^{ième} phase**. Test n°2 ; Localisation d'un signal de parole en présence de bruit (« cocktail-party »).

- **5^{ième} phase**. Test n°3 ; Localisation d'un chant d'oiseau.

1.5.3 Stimuli

1.5.3.1 Test n°1

La **troisième phase** de la séance correspond au test n°1. Ce test a pour but de mesurer les performances à localiser des sons dans le silence. **La nature des stimuli est déterminante.**

Les critères qui ont été retenus pour les choisir sont les suivants :

- Être représentatif du spectre vocal, en fréquences : afin de cibler les zones fréquentielles représentatives des fréquences vocales graves, moyennes et hautes, les zones fréquentielles 500 Hz, 1500Hz et 4000Hz ont été retenues.
- Être représentatif du spectre vocal, en intensité : les intensités vocales les plus représentatives sont celles de la voix faible (isophone 42 dB(A)), de la voix moyenne (isophone 60 dB(A)) et de la voix forte (isophone 72 dB(A)).
- Ne pas perturber le fonctionnement de l'aide auditive : le comportement des appareils à traitement vocal est, par définition, influencé par les caractéristiques des stimuli. Les stimuli qui n'ont pas les caractéristiques rythmiques et spectrales de la parole sont censés être atténués puisqu'ils sont assimilés à du bruit. Afin de ne pas modifier le comportement de l'ampli durant le test, il est nécessaire d'utiliser des stimuli que l'appareil de correction auditive considère comme des stimuli vocaux.
- Être facilement localisables par le sujet : il est important que les stimuli utilisés soient immédiatement et fidèlement localisables.

Pour aboutir aux objectifs recherchés, le signal RaSTI (Rapid Speech Transmission Index) a été sélectionné. Ce signal est un bruit rose dont la fréquence de modulation varie au rythme de l'enveloppe de la parole. Le signal RaSTI filtré sur les six fréquences (500 Hz, 1000 Hz, 1500 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz et 4000 Hz) a été utilisé pour le **test n°1**. Nous avons voulu tester le système SS avec pour stimulation un bruit impulsif. Nous avons rajouté aux six sons RaSTI filtrés deux sons brefs de haute et de basse fréquence.

Test n°1 : L'expérience consiste à activer aléatoirement l'un des six haut-parleurs, et ensuite de demander au sujet de nous indiquer la source sonore. Le stimulus suivant n'est présenté qu'une fois la réponse donnée.

La localisation de chaque son sera testée deux fois pour une meilleure fiabilité et à trois intensités différentes; (42dB(A), 60dB(A), et 72dB(A) (intensité mesurée à l'endroit où se situe la tête du sujet).

Ce qui nous fait $8\text{fréq.} \times 3\text{intensités} \times 2\text{fois} = 48$ réponses

A noter que la durée de stimulation est d'environ 2-3secondes

Le test est réalisé dans deux conditions : SS activé et SS inactivé.

Ce qui nous fait pour le 1^{er} test, au **total** $48 \times 2 = 96$ réponses à obtenir du patient.

1.5.3.2 Test n°2

La **quatrième phase** correspond au test n°2. Celui-ci mesure les performances à localiser de la parole dans un environnement bruyant. Le stimulus à localiser est une phrase de Combescure envoyée dans un des six haut-parleurs. Les cinq autres envoient un bruit de type « cocktail-party ». Plus précisément, le bruit est une Onde Vocale Globale (OVG) c'est-à-dire un mélange de voix d'un couple d'anglais et d'un couple de français. Le test est réalisé pour trois RSB (rapport signal sur bruit) différents et deux types de voix (une voix de femme et une voix d'homme). Le niveau de bruit mesuré au niveau de la tête du sujet testé est de 60dB(A).

Exemple de grille de notation :

grille d'évaluation sujet 1		Spatial Sound activé		Spatial Sound inactivé	
		HP stimulé	réponse donnée par le patient	HP stimulé	réponse donnée par le patient
Voix de femme	RSB = +3dB	3	3	5	6
		1	1	3	3
	RSB = 0 dB	4	4	4	5
		6	6	3	3
	RSB = -3dB	3	3	4	3
		1	1	2	2
Voix d'homme	RSB = +3dB	6	6	1	1
		3	3	3	3
	RSB = 0 dB	5	5	2	2
		4	4	6	6
	RSB = -3dB	3	2	3	4
		1	1	4	5

Nous avons opté pour ce test car il est représentatif de la réalité. En effet, lorsque nous sommes dans un environnement bruyant et que nous voulons écouter une personne, nous devons tout d'abord la localiser. Le test a été réalisé selon différents RSB pour établir des degrés de difficulté.

1.5.3.3 Test n°3

La **cinquième phase** correspond au test n°3. La disposition est modifiée pour ce test. Nous pivotons le siège de telle manière à ce que le HP2 se retrouve à 90° à gauche du patient. Il est demandé au sujet testé de localiser le chant d'oiseau qui est émis au hasard dans l'un des trois haut-parleurs (HP1, HP2 ou HP3). Puis, nous pivotons de nouveau le siège de manière à ce que le HP5 se retrouve à 90° à droite du patient. Le chant d'oiseau est encore émis au hasard dans l'un des trois haut-parleurs (HP4, HP5 ou HP6). L'idée ici est de prendre en compte les deux incidences du son à 90° possible ; du côté droit et du côté gauche (les réglages de l'ACA droit différent de l'ACA gauche).

Le signal de chant d'oiseau, émis à 60dB(A), a été filtré à 3.5kHz. L'intérêt de ce signal est qu'il est aigu et facilement identifiable. La technologie Spatial Sound agit sur les ITD. Or plus les sons sont aigus, plus les ILD sont importants.

1.5.4 Instructions.

Une explication sur le déroulement de la séance est donnée au patient. Les instructions exactes sont données oralement avant chaque début de test. L'intégralité des instructions est présentée en **annexe F**.

1.6 Présentation de l'interface de test sur Biosound System et Wavelab

1.6.1 Procédure du test n°1 :

Tous les sons ont été au préalable distribués au hasard et enregistrés sur un fichier Wavelab. Lorsqu'un patient arrive, on choisit au hasard un des fichiers.

Le numéro d'une enceinte est tiré aléatoirement par un programme informatique (<http://flhindustries.free.fr/com/de/index.php>).

Six sorties ont été programmées sur la table de mixage Yamaha. Une sortie correspond à un haut-parleur. L'expérimentateur clique donc sur la sortie correspondant au haut-parleur qu'il souhaite enclencher.

Le stimulus s'arrêtera automatiquement, car des bornes placées sur Wavelab permettent de le délimiter dans le temps. Ceci rend possible une reproduction fidèle du même temps de stimulation.

1.6.2 Procédure du test n°2 :

Sur le logiciel Biosound System, nous avons créé un fichier dans lequel on envoie dans chaque haut-parleur un bruit de type OVG et des phrases de Combescure. L'avantage de ce logiciel est de pouvoir cocher ou non l'envoi de la stimulation. Nous pouvons ainsi décider d'envoyer le bruit dans cinq haut-parleurs et la phrase de Combescure dans le sixième.

Exemple : 5HP émettent chacun un bruit à 55dB(A) et 1HP émet une phrase de Combescure à 65dB(A). Nous avons donc un bruit total de $10\log 5 \sim 62\text{dB(A)}$. Le RSB est de $65-62 = +3\text{dB}$.

Nom	IntensitéG	Position G	IntensitéD	Position D	Sortie	Stop	Pause	-5 sec	+5 sec	Redémarrer
11-Combescure_01F.mp3	65 dB	Off	65 dB	Off	:hamp libr	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
12-Combescure_02F.mp3	65 dB	Arrière D	65 dB	Off	:hamp libr	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
▶ 13-Combescure_03F.mp3	65 dB	Arrière G	65 dB	Off	:hamp libr	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
14-Combescure_04F.mp3	65 dB	Avant G	65 dB	Off	:hamp libr	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
15-Combescure_05F.mp3	65 dB	Avant D	65 dB	Off	:hamp libr	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
16-Combescure_06F.mp3	65 dB	Centrale	65 dB	Off	:hamp libr	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
21-Dodelé_moy-04.mp3	65 dB	Off	55 dB	Off	:hamp libr	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
22-Dodelé_moy-05.mp3	65 dB	Off	55 dB	Arrière D	:hamp libr	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
23-Dodelé_forte-01.mp3	65 dB	Off	55 dB	Arrière G	:hamp libr	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
24-Dodelé_forte-02.mp3	65 dB	Off	55 dB	Avant G	:hamp libr	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
25-Dodelé_forte-03.mp3	65 dB	Off	55 dB	Avant D	:hamp libr	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
* 26-Dodelé_forte-04.mp3	65 dB	Off	55 dB	Centrale	:hamp libr	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

RSB +3db VF

La stimulation sonore s'arrête manuellement (en cochant sur « pause »). L'expérimentateur devra arrêter la stimulation une fois que la phrase de Combescure prononcée.

1.6.3 Procédure du test n°3 :

Idem que la procédure du test n°1.

Pour les trois tests, la série de numéro est préétablie avant l'arrivée du patient et notée sur une feuille par souci de gain de temps.

Pour chaque acquisition de réponse, le haut-parleur désigné est noté sur une feuille où apparaissent les bonnes réponses. Ce contrôle visuel permet de s'assurer du bon déroulement du test et de la concentration du sujet. Lorsque le sujet ne parvient pas du tout à percevoir une direction, aucune acquisition n'est effectuée et le stimulus suivant est diffusé. Lorsque le sujet hésite entre plusieurs directions, nous avons choisi de retenir systématiquement la première direction citée.

2 ANALYSE DES RESULTATS

2.1 Traitement des données brutes

Les données brutes issues de chaque phase de test sont des matrices à deux colonnes (angle diffusé, angle perçu), qu'on appellera matrices de jugement. Le nombre de lignes correspond au nombre de diffusions effectuées pendant la phase de test, c'est-à-dire le nombre de jugements effectués (si le sujet répond à toutes les stimulations, il y a 96 lignes pour le test n°1, 24 lignes pour le test n°2 et 16 lignes pour le test n°3). Par une soustraction nous obtenons le nombre d'erreurs. On regroupe pour chaque sujet, les erreurs commises en fonction du type de son et de la condition testée. Puis on fait la moyenne des deux erreurs.

Il peut arriver qu'un patient localise un son faible puis après n'y arrive pas. Si la moyenne est impossible à établir, nous nous baserons sur la seule réponse donnée.

Exemple :

sujet X	Spatial Sound activé			Spatial Sound inactivé		
	HP stimulé	réponse donnée par le patient	score moyen	HP stimulé	réponse donnée par le patient	score moyen
son RASTI 4000 Hz intensité faible	3	2	$((3-2)+(1-1))/2=0,5$	5	6	5-6 =1
	1	1		3	pas de réponse	

2.2 Analyse inter-individuelle : calcul statistique

Pour vérifier nos hypothèses, un travail de recherche permet d'analyser et d'interpréter nos données. Et la validation des conclusions expérimentales est intimement liée à l'emploi de la statistique.

Pour un certain nombre de sujets, nous avons réalisé un test de performance de localisation spatiale effectué selon deux conditions (SS activé et SS inactivé).

Nous réalisons un test et retest chez une même personne en modifiant un seul paramètre (afin d'en apprécier son impact). Nous sommes donc dans le cas de « deux échantillons **appariés** ».

- Nous avons comptabilisé le nombre d'erreur par individus ; nous avons affaire à une variable **ordinaire** (continue).

Apparemment, pour certains sujets la capacité de localisation avec SS activé est supérieure qu'avec SS inactivé.

Mais cette différence est-elle significative ? Pour y répondre nous allons utiliser des tests statistiques. La question qui se pose alors est quels tests statistiques faut-il appliquer ?

La variable est ordinaire, et la population des sujets testés est importante ($n > 30$), on peut donc supposer que la distribution suit la loi normale (loi de Gauss).

Si ma variable suit la loi de probabilité de Gauss, nous avons "le droit" d'utiliser les tests paramétriques. Nous pourrions par exemple utiliser un « test de moyennes », tel que le « t de Student ».

Cependant, il semble essentiel de vérifier ceci avec un outil qui réalise un test de normalité utilisant la méthode de Shapiro et Wilk.

2.2.1 Le test de Shapiro-Wilk

Le test de Shapiro-Wilk est un puissant test de normalité. Il utilise une technique d'analyse de variance pour détecter l'écart d'un échantillon à la normalité. De manière simple, il recherche à quel point une distribution de fréquence observée correspond à la distribution de fréquence attendue. Le test de Shapiro-wilk est sensible à la fois à l'asymétrie et à l'aplatissement.

Exemple : Stimuli testé 1500 Hz d'intensité forte. Statistiques sur les valeurs obtenues avec comme condition Sound Spatial activé chez les 56 sujets testés.

Statistiques descriptives			
Taille d'échantillon (N):		56	
Mesures de tendance centrale			
Moyenne:	0,214	Médiane:	0,000
Mesures de dispersion			
Ecart type:	0,328	Variance:	0,108
Plage:	1,000	Q3 - Q1:	0,500
Mesures de forme de la distribution			
Asymétrie:	1,272	Aplatissement:	0,454

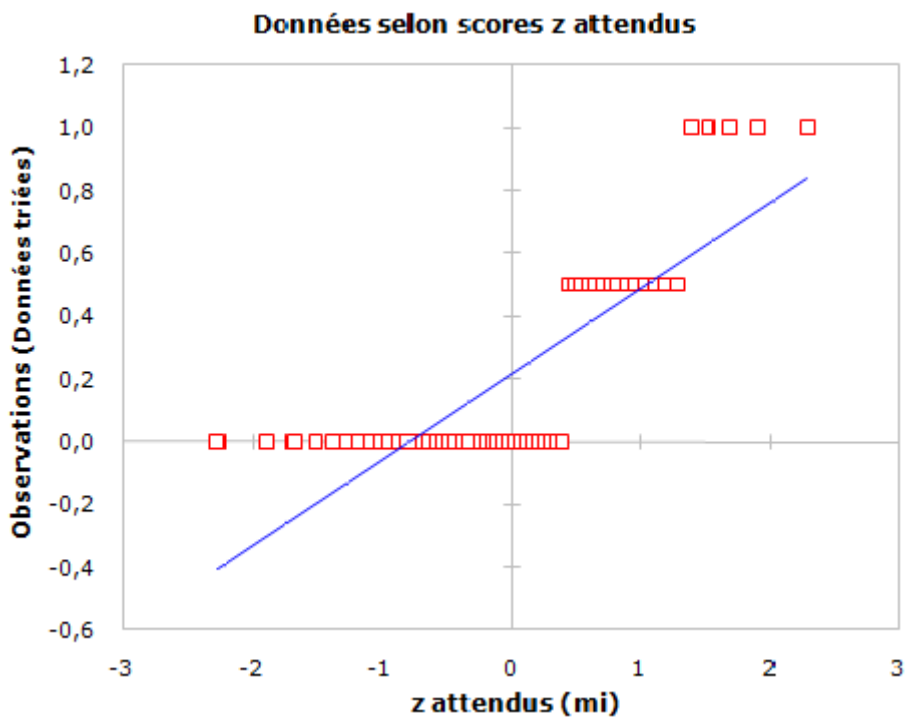
Test de normalité de Shapiro-Wilk (alg. de Royston)

H0: Les données sont normalement distribuées.

HA: Les données ne sont pas normalement distribuées.

Statistique W:	0,65821
p-value:	0,00000
Seuil alpha:	0,05000
Conclusion:	Reject

La distribution n'est pas normale



Nous constatons que la distribution ne suit pas une loi normale. Sur le graphique nous visualisons facilement trois « paliers ».

Par conséquent, nous ne pouvons pas utiliser de test paramétrique pour cet exemple-ci. Le test de Shapiro-wilk a été réalisé pour tous les stimuli testés et dans les deux conditions testées. Aucune de ces distributions ne suit une loi normale.

Quels sont les tests non-paramétriques adaptés dans ce cas ?

2.2.2 Le test de Wilcoxon : un test pour échantillons appariés

Le test de **Wilcoxon** est une adaptation à la comparaison de deux moyennes, pour deux échantillons appariés. Il calcule les différences (positives et négatives), les traduit en rang, puis compare la distribution de la somme des rangs pour les deux échantillons, et estime la différence observée.

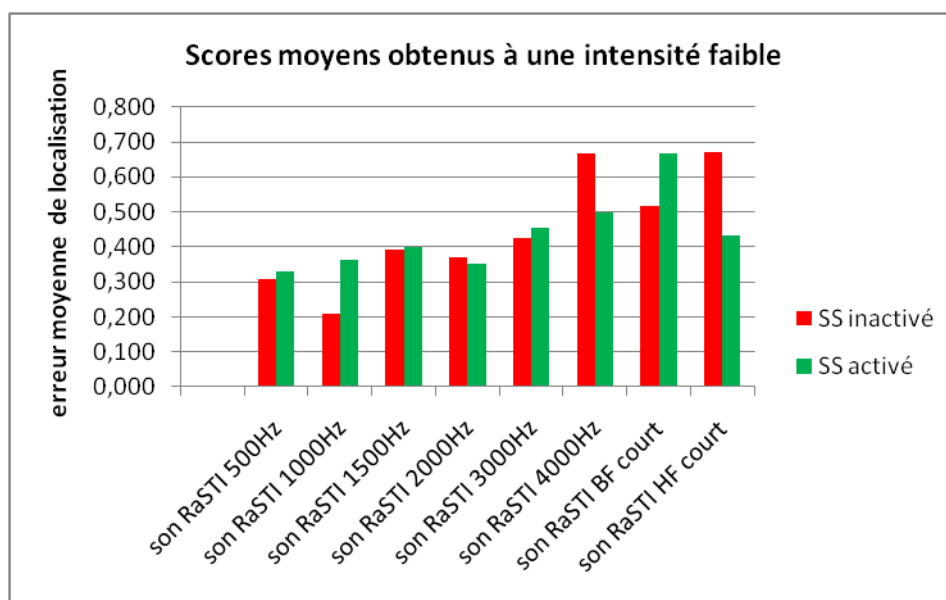
Son calcul nous montre que la comparaison entre le test, puis retest donne une différence significative. Le résultat est significatif à $p < 0,05$. C'est-à-dire que si $p < 0,05$ alors la différence de moyenne des tests avec et sans l'activation de SS est significative.

3 RESULTATS

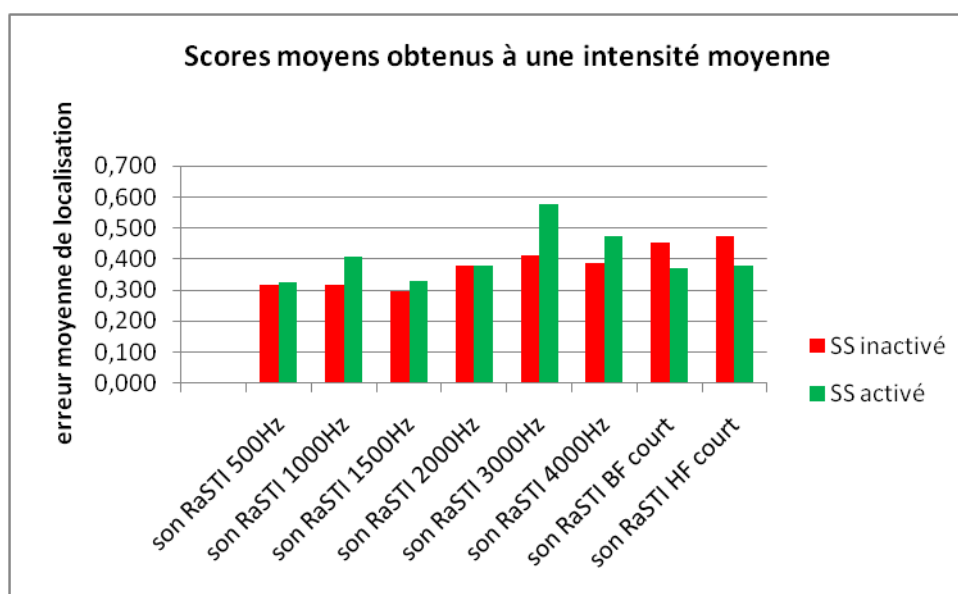
Voici les graphiques qui représentent les différentes moyennes de scores obtenus dans les deux conditions pour un type de son. Plus le score est élevé, plus la source sonore est difficile à localiser. Chaque graphique est accompagné d'un tableau exposant les valeurs numériques des moyennes et des variances pour chaque son. La lettre « N » correspond au nombre de sujet testé.

La différence entre la moyenne de scores obtenus dans la condition « SS activé » et la moyenne de scores obtenus dans la condition « SS inactivé », chez N sujets testés, nous donne le nombre de points moyens gagnés ou perdus via l'activation de SS. Si ce nombre est négatif, alors l'activation de SS a engendré une diminution de la capacité de localisation spatiale. Si a contrario, ce nombre est positif, alors l'activation de SS a été bénéfique. Mais ces différences sont-elles significatives ? Si $p < 0,05$ alors la différence de moyenne de scores est significative.

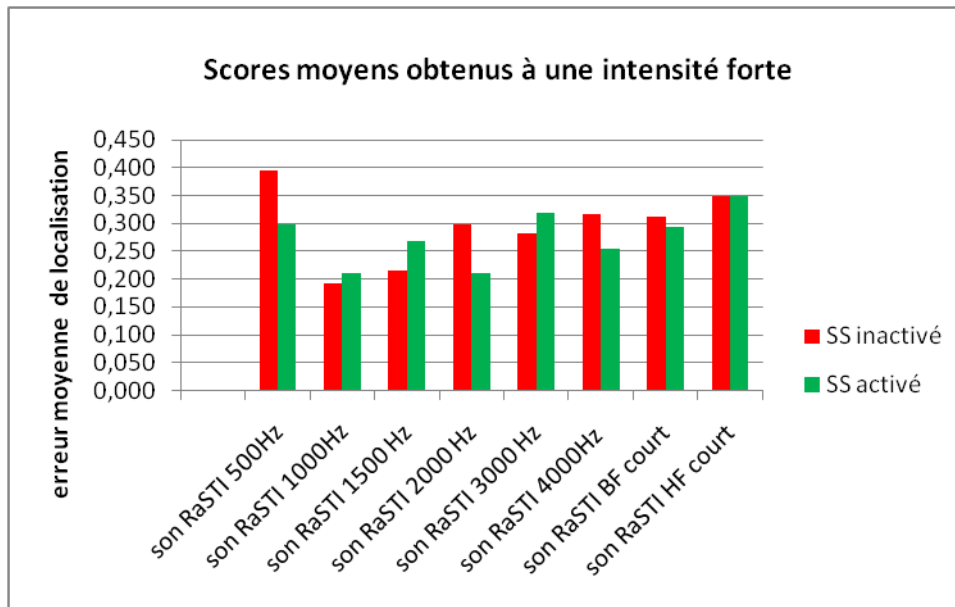
3.1 Résultats du test n°1



Intensité: faible		SS inactivé	SS activé	Moyenne _{SS activé} - Moyenne _{SS inactivé}	Test de Wilcoxon	
					valeur de p	p<0,05
son RASTI 500Hz	Moyenne	0,307	0,330	0,023	0,730	NON
	Variance	0,235	0,255			
	N	44				
son RASTI 1000Hz	Moyenne	0,209	0,364	0,155	0,173	NON
	Variance	0,127	0,393			
	N	55				
son RASTI 1500Hz	Moyenne	0,391	0,400	0,009	0,885	NON
	Variance	0,321	0,300			
	N	55				
son RASTI 2000Hz	Moyenne	0,370	0,352	-0,019	0,793	NON
	Variance	0,181	0,195			
	N	54				
son RASTI 3000Hz	Moyenne	0,425	0,453	0,028	0,667	NON
	Variance	0,292	0,253			
	N	53				
son RASTI 4000Hz	Moyenne	0,667	0,500	-0,167	0,184	NON
	Variance	0,376	0,340			
	N	48				
son RASTI BF court	Moyenne	0,519	0,667	0,148	0,409	NON
	Variance	0,490	1,038			
	N	27				
son RASTI HF court	Moyenne	0,672	0,431	-0,241	0,067	NON
	Variance	0,308	0,263			
	N	29				



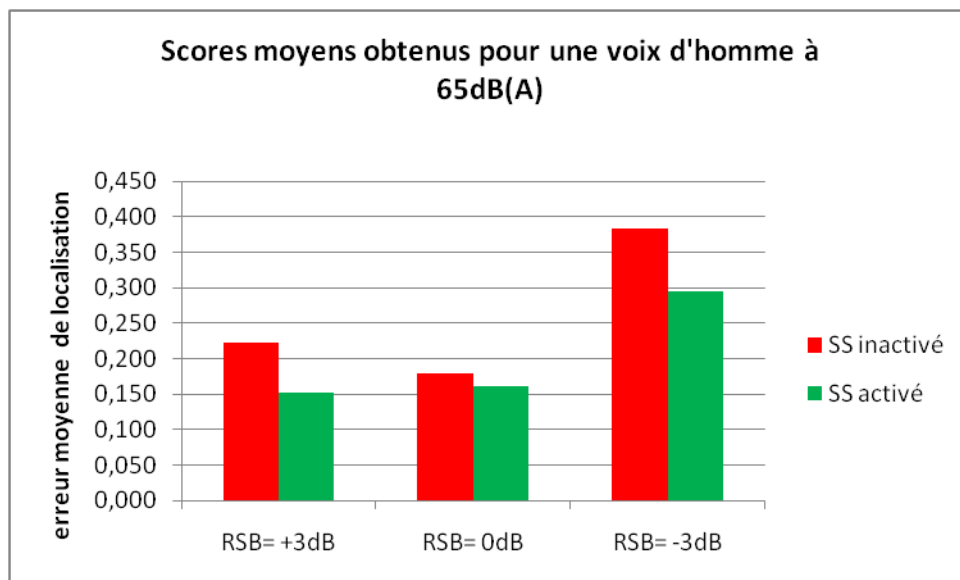
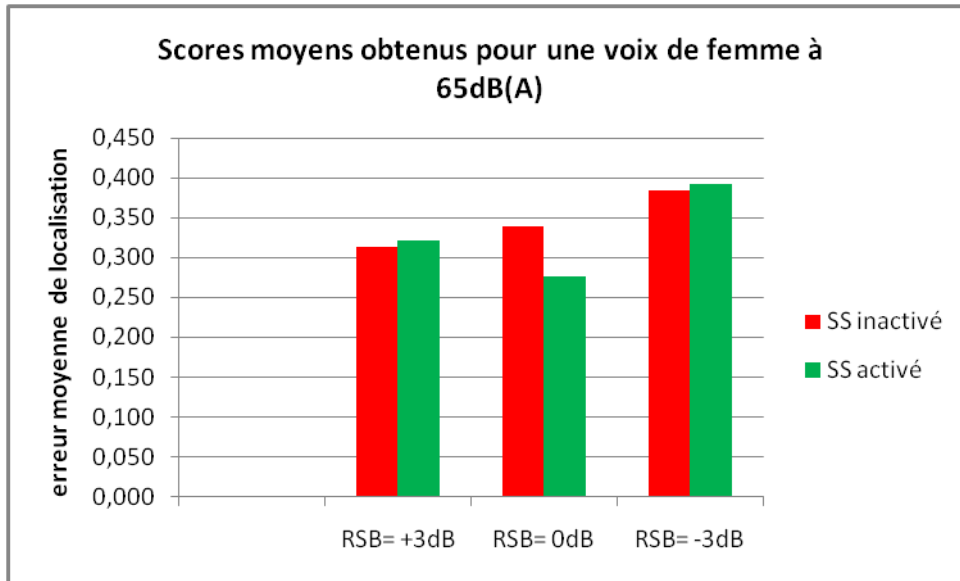
intensité: moyenne		SS inactivé	SS activé	Moyenne _{SS activé} -Moyenne _{SS inactivé}	Test de Wilcoxon	
					valeur de p	p<0,05
son RASTI 500Hz	Moyenne	0,316	0,325	0,009	0,804	NON
	Variance	0,354	0,219			
	N	57				
son RASTI 1000Hz	Moyenne	0,318	0,409	0,091	0,268	NON
	Variance	0,170	0,279			
	N	55				
son RASTI 1500Hz	Moyenne	0,295	0,330	0,036	0,970	NON
	Variance	0,153	0,312			
	N	56				
son RASTI 2000Hz	Moyenne	0,377	0,377	0,000	0,714	NON
	Variance	0,181	0,279			
	Observations	57				
son RASTI 3000Hz	Moyenne	0,412	0,579	0,167	0,053	NON
	Variance	0,287	0,320			
	N	57				
son RASTI 4000Hz	Moyenne	0,386	0,474	0,088	0,235	NON
	Variance	0,206	0,289			
	N	57				
son RASTI BF court	Moyenne	0,454	0,370	-0,083	0,350	NON
	Variance	0,248	0,256			
	N	54				
son RASTI HF court	Moyenne	0,474	0,377	-0,096	0,261	NON
	Variance	0,236	0,154			
	N	57				



Intensité: forte		SS inactivé	SS activé	Moyenne SS activé - Moyenne SS inactivé	Test de Wilcoxon	
					valeur de p	p<0,05
son RASTI 500Hz	Moyenne	0,395	0,298	-0,096	0,077	NON
	Variance	0,221	0,186			
	N	57				
son RASTI 1000Hz	Moyenne	0,193	0,211	0,018	0,572	NON
	Variance	0,159	0,142			
	N	57				
son RASTI 1500 Hz	Moyenne	0,214	0,268	0,054	0,566	NON
	Variance	0,108	0,236			
	N	56				
son RASTI 2000 Hz	Moyenne	0,298	0,211	-0,088	0,162	NON
	Variance	0,159	0,107			
	N	57				
son RASTI 3000 Hz	Moyenne	0,282	0,318	0,036	0,564	NON
	Variance	0,155	0,142			
	N	55				
son RASTI 4000Hz	Moyenne	0,316	0,254	-0,061	0,299	NON
	Variance	0,140	0,198			
	N	57				
son RASTI BF court	Moyenne	0,313	0,295	-0,018	0,795	NON
	Variance	0,169	0,234			
	N	56				
son RASTI HF court	Moyenne	0,348	0,348	0,000	0,926	NON
	Variance	0,163	0,227			
	N	56				

Conclusion : Pour ces six sons RaSTI filtrés à différentes fréquences et présentés à trois niveaux d'intensités, la différence de moyenne de scores obtenus dans les deux conditions n'est pas significative. Le système SS n'a donc pas aidé les sujets à localiser les sources sonores dans le plan horizontal.

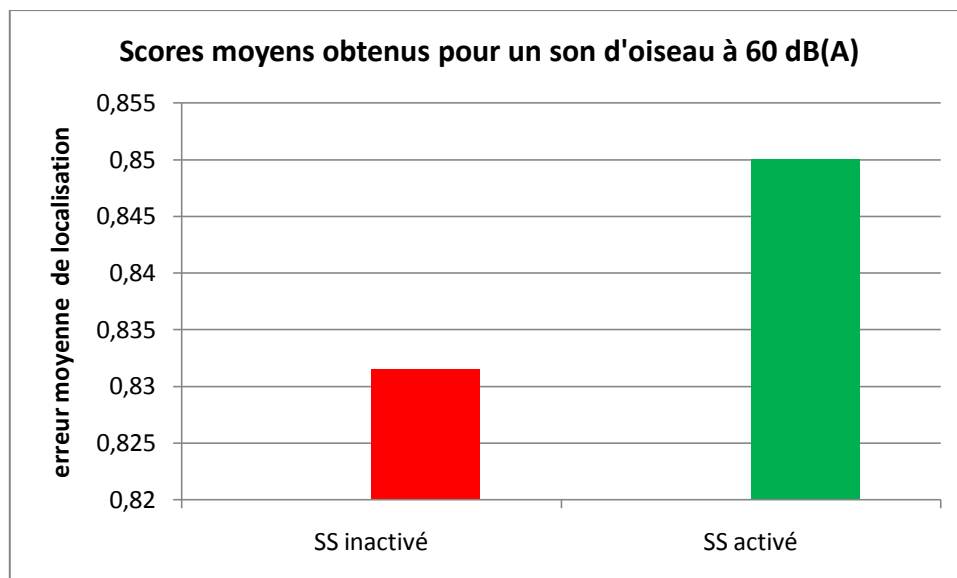
3.2 Résultats du test n°2



Intensité de la voix : 65dB(A)			SS inactivé	SS activé	Moyenne SS activé - Moyenne SS inactivé	Test de Wilcoxon	
						valeur de p	p<0,05
Voix de femme	RSB= +3dB	Moyenne	0,313	0,321	0,009	0,929	NON
		Variance	0,205	0,213			
		N	56				
	RSB= 0dB	Moyenne	0,339	0,277	-0,063	0,476	NON
		Variance	0,274	0,190			
		N	56				
	RSB= -3dB	Moyenne	0,384	0,393	0,009	0,899	NON
		Variance	0,245	0,252			
		N	56				
Voix d'homme	RSB= +3dB	Moyenne	0,223	0,152	-0,071	0,165	NON
		Variance	0,117	0,072			
		N	56				
	RSB= 0dB	Moyenne	0,179	0,161	-0,018	0,709	NON
		Variance	0,113	0,101			
		N	56				
	RSB= -3dB	Moyenne	0,384	0,295	-0,089	0,202	NON
		Variance	0,227	0,125			
		N	56				

Conclusion : Quelque soit le RSB, la différence de moyenne de scores entre les deux conditions n'est pas significative. . Le système SS n'a donc pas aidé les sujets à localiser les sources vocales dans le bruit sur le plan horizontal.

3.3 Résultat du test n°3



Intensité: 60dB(A)		SS inactivé	SS activé	Moyenne SS activé - Moyenne SS inactivé	Test de Wilcoxon	
					valeur de p	p<0,05
son d'oiseau	Moyenne	0,831	0,850	0,019	0,559	NON
	Variance	0,301	0,365			
	N	45				

Conclusion : En moyenne, les 45 sujets testés ont fait plus d'erreurs avec l'activation du système SS que sans. Mais cette différence de moyenne de scores entre les deux conditions n'est pas significative. Le système SS n'a donc ni compliqué, ni facilité la localisation du chant d'oiseau filtré à 3.5kHz et émis à 60 dB(A) sur le plan horizontal.

4 DISCUSSION

Rappelons que les tests sont effectués dans des conditions données à un temps T. Il faut donc relativiser les conclusions des résultats obtenus.

- N'aurait-il pas fallu réaliser les tests après une période d'accommodation ?

Les tests se déroulent sur une seule séance qui dure environ 1 heure. Il aurait été intéressant d'évaluer l'effet du temps sur l'amélioration de la localisation auditive avec les ACA d'Oticon. En effet, on réalise des tests avec des ACA qui n'ont jamais été portés par les sujets testés. Il y a sans doute une perturbation de l'habitude sonore de par la mise en place d'un nouveau traitement de signal. Cette perturbation n'a pu être atténuée par l'effet du temps. Les contraintes matérielles ne nous ont pas permis de réaliser les tests sur des sujets ayant auparavant porté les ACA étudiés (il nous aurait fallu plus d'une dizaine de paire d'ACA Oticon). Cependant l'étude repose sur un test comparatif entre l'activation ou non du traitement binaural. Les tests comparatifs ont été réalisés dans les mêmes conditions.

- L'étude est-elle exploitable même si nous n'avons pas pris en compte le temps de réponse ?

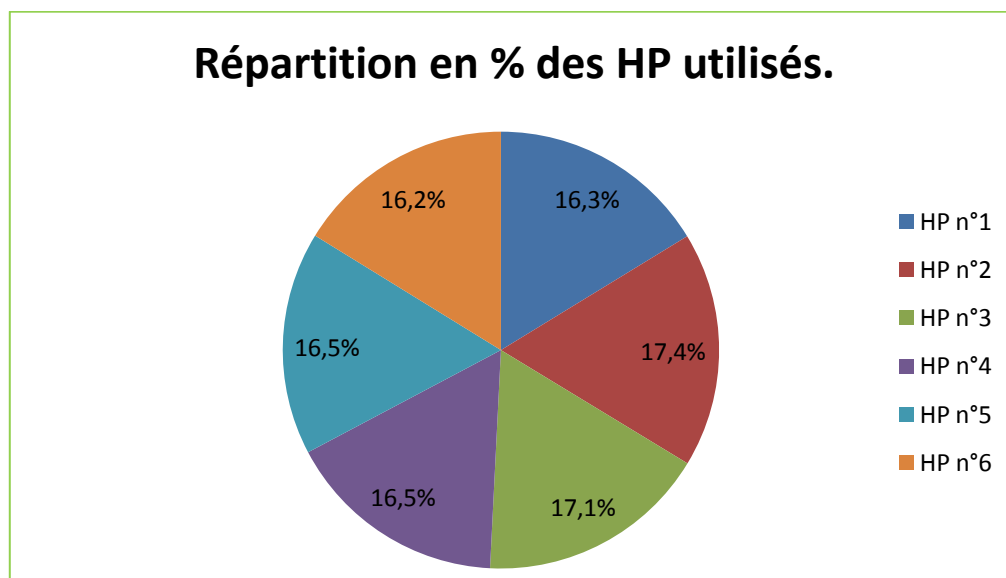
Nous n'avons pas fait intervenir le facteur « temps » dans les résultats. C'est-à-dire que nous n'avons pas pénalisé les réponses tardives. Pour l'analyse des résultats, nous nous appuyons en partie sur le principe de notation de l'IGLS (voir section 9.2 partie théorique). Pour tenter de compenser l'absence de prise en compte du facteur temps, nous avons réparti les haut-parleurs dans un champ de 120° au lieu de 180° pour augmenter la sensibilité du test. De plus lors de ces tests, nous n'avons pas observé de divergence dans les temps de réponse entre les différents tests.

- Les résultats sont à choix forcé. Pourquoi avoir choisi ce type de dispositif ?

Les résultats à choix forcé ont l'inconvénient de faire baisser la sensibilité du test. En effet, le patient sait que le son sort forcément d'un des six haut-parleurs. S'il ne sait pas et répond au hasard, il a une chance sur six de trouver la bonne réponse. Malheureusement les contraintes matérielles nous ont restreint à opter pour des tests à choix forcé.

- Est-ce que les haut-parleurs ont été véritablement sélectionnés aléatoirement ?

Oui. Voici un graphique représentant la répartition des haut-parleurs utilisés pour les tests n°1, n°2 et n°3. On constate que dans l'ensemble, chaque haut-parleur a été utilisé dans la même proportion.



5 CONCLUSION.

L'étude des résultats des 57 patients au test n°1, n°2 et n°3 montre que l'activation du système Spatial Sound n'a, d'une manière significative, ni facilité, ni compliqué la localisation spatiale auditive dans le plan horizontal. Cela dit, il faut relativiser ces résultats (voir partie discussion au dessus). Cette conclusion est tirée de trois tests réalisés dans des conditions données. Il aurait été toutefois intéressant de réaliser l'étude avec une certaine période d'acclimatation aux appareils de chez Oticon.

TEST OBJECTIF.

Introduction :

Il est intéressant de réaliser un test objectif pour étudier les modifications acoustiques engendrées par le traitement binaural. Pour cela, nous avons réalisé des tests sur un KEMAR. Le but de l'étude est de quantifier l'impact du Système SS (Spatial Sound) sur le niveau de sortie de chaque appareil. On teste et on reteste dans deux conditions : SS activé et SS inactivé. D'après le fabricant, ce système diminue le gain d'un côté et l'augmente de l'autre pour creuser l'ILD au niveau des tympans. Il faut donc comparer les ILD enregistrés dans les deux conditions pour un type de son.

Pour résumer, l'idée est d'obtenir :

$$\text{ILD}_{\text{SS activé}} - \text{ILD}_{\text{SS inactivé}} = (\text{O. gauche} - \text{O. droite}) - (\text{O. gauche} - \text{O. droite})$$

$$\text{ILD}_{\text{SS activé}} - \text{ILD}_{\text{SS inactivé}} = \text{courbe représentant l'impact de SS sur l'ILD}$$

Légende :

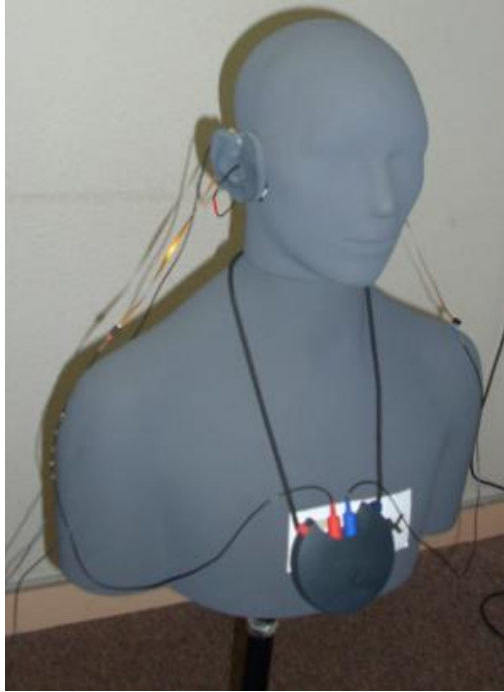
- $\text{ILD}_{\text{SS inactivé}}$: différence de niveau interaurale SS inactivé.
- $\text{ILD}_{\text{SS activé}}$: différence de niveau interaurale SS activé.

1 QU'EST-CE QUE LE KEMAR ?

KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustical Research):

Il s'agit d'un mannequin essentiellement construit pour la recherche et le développement des aides auditives afin de prendre en compte les diffractions de la tête et du buste (body effect) d'un porteur d'appareil de correction auditive. Il est possible de l'habiller ou de le féminiser en ajoutant un anneau à son cou.

Sa tête est percée de conduits auditifs artificiels à l'extrémité desquels on place un coupleur Zwislocki afin de relever la pression acoustique. Les avantages sont particulièrement apparents si l'on considère le nombre de mesures nécessaire au développement d'un appareil de correction auditive, mesures impossibles à effectuer sur l'humain, car trop longues et fastidieuses. Avec le KEMAR, il est donc possible d'effectuer une stimulation complète (effet de l'appareil, de l'embout, de modification de la résonance du conduit auditif externe, du pavillon, de la tête et du buste). [57''''].



KEMAR

2 PROTOCOLE DE MESURE DES MODIFICATIONS ACOUSTIQUES ENGENDREES PAR L'ACTIVATION DE SS

2.1 Matériel utilisé

- Enceinte Genelec 1029 A.
- Le logiciel Wavelab.
- Le logiciel dBFA Suite 4.9 Sound Carte.
- Un KEMAR

2.2 Protocole du test A

2.2.1 Choix de prééglage de l'ACA

Il faut tout d'abord prééglager les ACA. Mais quel audiogramme fictif faut-il choisir ? Nous avons choisi arbitrairement un type de surdité. Nous avons simulé un AGIS avec une perte de 40 dBHL sur toutes les fréquences, à gauche comme à droite. Nous obtenons donc une perte parfaitement symétrique.

Plus l'écart entre les seuils auditifs de l'OG et de l'OD est important, plus les taux de compression vont différer d'un côté à un autre et donc plus les ILD vont être perturbés. C'est pourquoi nous avons réalisé aussi le test A avec comme préréglage un AGIS de 40dBHL pour l'OG et 70dBHL pour l'OD sur toutes les fréquences.

- Dômes plus.
- Expérience "courte-partielle".
- Tranche d'âge: 70-79 ans.

2.2.2 Stimuli

Les stimuli choisis sont les mêmes que pour le test n°1 ;

- Son RaSTI filtré (500Hz, 1000Hz, 1500Hz, 2000Hz, 3000Hz et 4000Hz).

Ces sons sont envoyés à trois intensités différentes (42dB(A), 60dB(A) et 72dB(A)).

2.2.3 Dispositif

D'après le fabricant, le système SS agit pour conserver l'ILD au niveau de l'entrée des microphones de l'ACA. Pour essayer de mettre en valeur ce système nous avons choisi l'incidence du signal qui conduira à l'ILD le plus important. Nous avons utilisé le haut-parleur n°1 (nous aurions pu prendre le HP n°6).

En réalité l'ILD est plus important lorsque le son vient de 90°, mais nous avons tenu à remplacer le sujet testé par le KEMAR pour étudier une éventuelle corrélation.

Photographie qui présente la disposition KEMAR-enceintes



Nous mettons en place les ACA sur le KEMAR et nous commençons les tests. Le KEMAR va enregistrer les niveaux de pression respectifs de chaque oreille. Nous activons et nous désactivons le système SS via le logiciel du fabricant. Nous ne touchons pas aux ACA ; ils gardent la même position tout au long des tests (cela évite de fausser les mesures).

2.3 Protocole du test B

2.3.1 Choix de préréglage de l'ACA

AGIS de préréglage choisi :

- 40dBHL / 55dBHL.
- 40dBHL / 70dBHL.

2.3.2 Stimulus

Le stimulus choisi est le même que pour le test n°3, c'est à dire le chant d'oiseau filtré à 3.5kHz. L'intensité du stimulus est de 60dB(A) au niveau de la tête du KEMAR.

2.3.3 Dispositif

Le KEMAR est placé au même endroit qu'étaient les patients pour le test n°3. On envoie le stimulus dans le HP1 (114°), dans le HP2 (90°) puis le HP3 (66°).

2.4 Protocole du test C

2.4.1 Choix de pré réglage de l'ACA

AGIS de pré réglage choisi :

- 40dBHL / 40dBHL
- 40dBHL / 55dBHL
- 40dBHL / 70dBHL

2.4.2 Stimulus

Le stimulus choisi est un bruit blanc émis à une intensité de 60dB(A).

2.4.3 Dispositif

Nous réalisons deux enregistrements sur le KEMAR ; un bruit blanc émis à 60 dB(A) provenant d'un angle de 90° puis provenant d'un angle de 0°(en face).

a) stimulus: bruit blanc à 60 dB(A)		b) stimulus: bruit blanc à 60 dB(A)	
AGIS de pré réglage :	incidence du son	AGIS de pré réglage :	incidence du son
40dBHL/40dBHL	90°	40dBHL/40dBHL	0°
40dBHL/55dBHL	90°	40dBHL/55dBHL	0°
40dBHL/70dBHL	90°	40dBHL/70dBHL	0°

Avec le logiciel « dBFA Suite 4.9 Sound Carte », propre au KEMAR, il faut traiter les sons car on ne peut pas soustraire deux enveloppes temporelles entre elles.

3 TRAITEMENT DES SONS AVANT L'ANALYSE

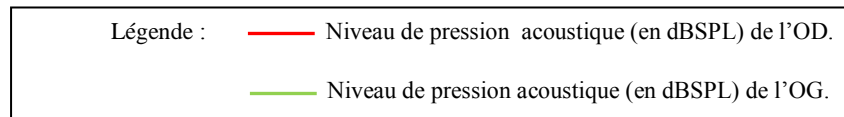
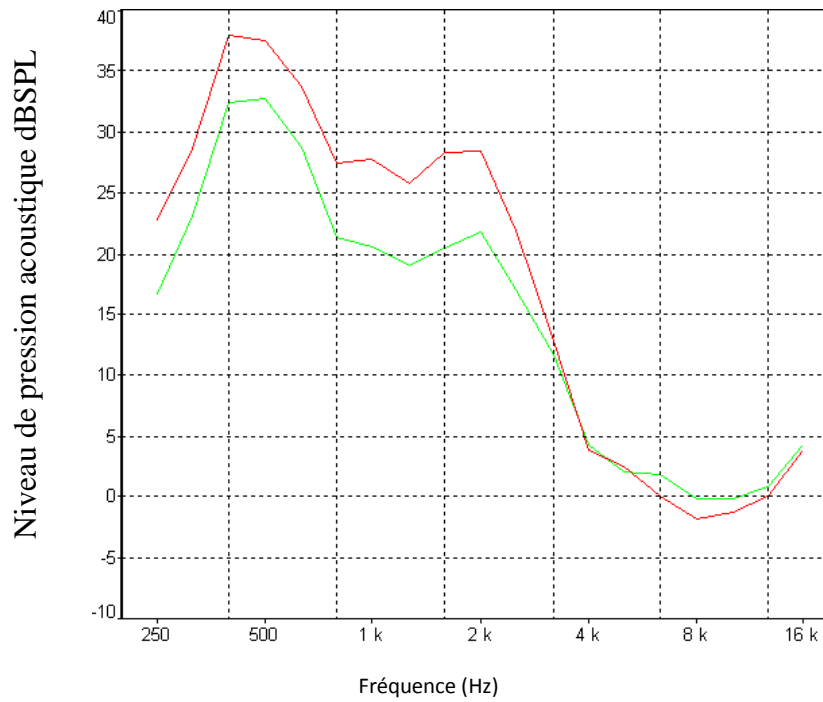
Voici les étapes à suivre pour obtenir une courbe représentative de l'impact de SS sur l'ILD :

- Il faut sélectionner les paires de fichier signal instantané ; le premier, enregistré au niveau de l'oreille droite, et le deuxième enregistré au niveau de l'oreille gauche. Le fichier « signal instantané » correspond à l'amplitude de la pression acoustique en fonction du temps.
- Il faut choisir une **même période d'analyse** entre la voie 2 (oreille gauche) et la voie 1 (oreille droite).
- Avec le serveur d'opération, il faut traiter le signal pour obtenir le spectre moyen.

Exemple :

- Type de son : son RaSTI filtré à 500 Hz d'intensité faible (42dB(A)).
- Dispositif : le son provient de la gauche d'un angle de 60°.
- Condition : SS **activé**.

Courbes représentant les spectres moyens respectifs de l'OD et de l'OG.

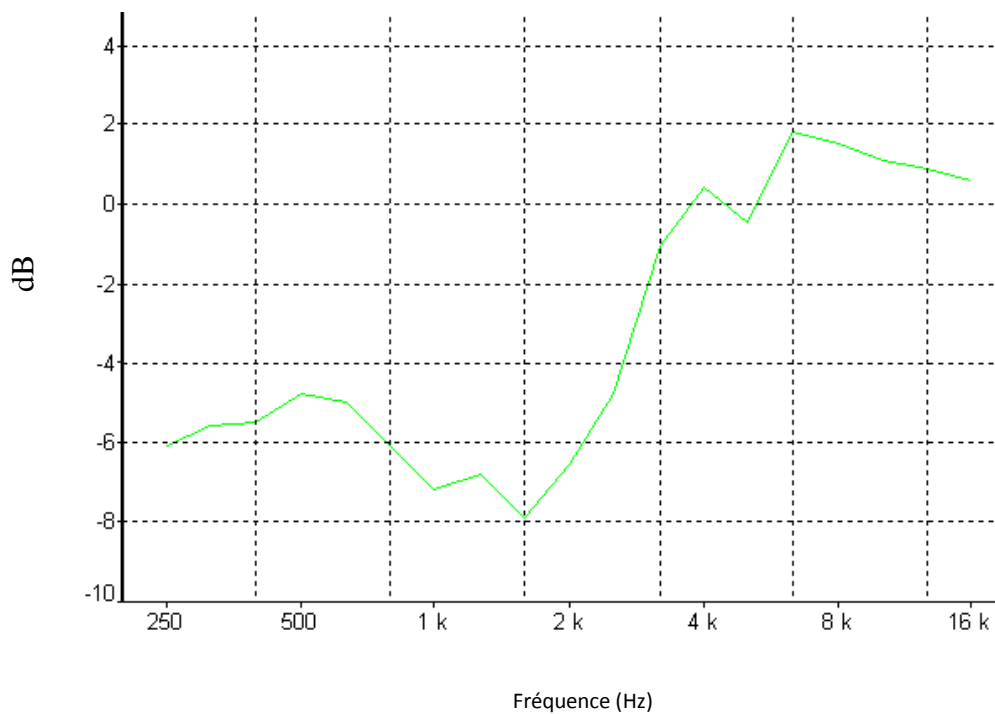


- On soustrait les deux spectres et on obtient une courbe représentant l'ILD en fonction de la fréquence pour un type de son et une condition donnée.

Exemple :

- Type de son : son RaSTI filtré à 500 Hz d'intensité faible (42dB(A)).
- Dispositif : le son provient de la gauche d'un angle de 60°.
- Condition : **SS activé.**

Courbe représentant l'ILD en fonction de la fréquence.



- Nous réalisons les 4 étapes précédentes pour le même son mais dans une condition différente pour obtenir in fine une courbe représentant l'ILD en fonction de la fréquence. Il faut faire attention à bien prendre dans l'étape 2, la même période d'analyse.

Exemple :

- Type de son : son RaSTI filtré à 500 Hz d'intensité faible (42dB(A)).
 - Dispositif : le son provient de la gauche d'un angle de 60°.
 - Condition : **SS activé.**
 - Fenêtre d'analyse choisie : 2.122 secondes
-
- Type de son : son RaSTI filtré à 500 Hz d'intensité faible (42dB(A)).
 - Dispositif : le son provient de la gauche d'un angle de 60°.
 - Condition : **SS inactivé.**
 - Fenêtre d'analyse choisie : 2.140 secondes

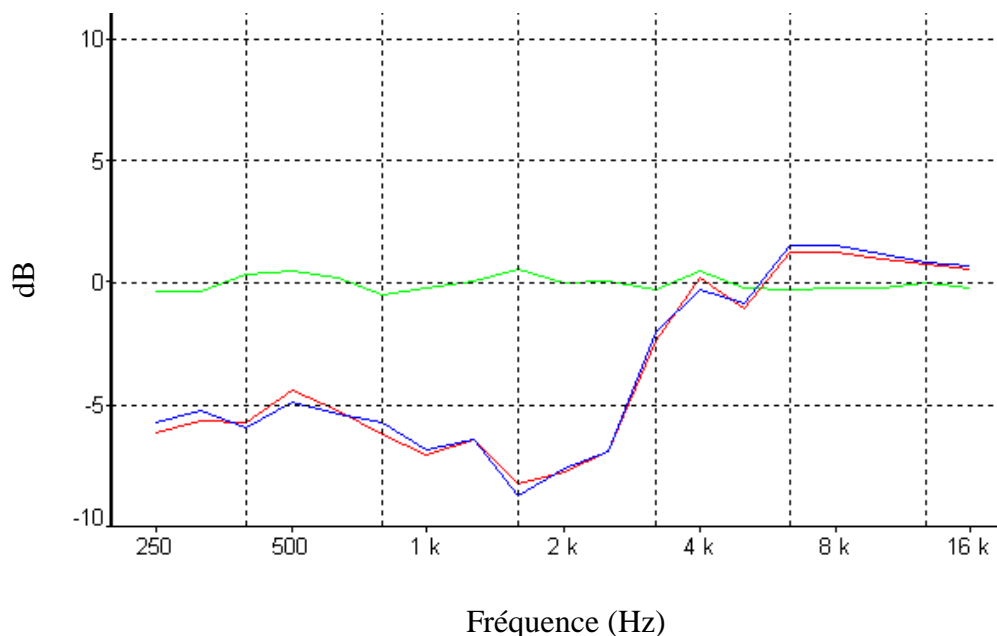
Le spectre moyen est établi sur une fenêtre temporelle d'analyse choisie sur l'enveloppe temporelle du signal initial. On considère que $2.122 \text{ s} \sim 2.140 \text{ s}$. On pourra donc soustraire les deux spectres moyens.

Par conséquent, nous obtenons deux courbes représentant l'ILD en fonction de la fréquence pour deux conditions données (SS activé & SS inactivé). Avec le serveur d'opération, on soustrait ces deux courbes.

Exemple :

- Type de son : son RaSTI filtré à 500 Hz d'intensité faible (42dB(A)).
- Dispositif : le son provient de la gauche d'un angle de 60° .
- Condition : SS **inactivé** (courbe bleue) et SS **activé** (courbe rouge).

Différence de deux courbes représentant des ILD (en dB) en fonction de la fréquence (Hz) selon une condition donnée.



Légende :

- L'ILD (en dB) en fonction de la fréquence SS activé.
- L'ILD(en dB) en fonction de la fréquence SS inactivé.
- L'évolution de l'ILD (en dB) en fonction de la fréquence engendrée par l'activation de SS.

Dernière étape, on analyse par lecture graphique la courbe représentant l'augmentation de l'ILD en fonction de la fréquence engendrée par l'activation de SS. Si la courbe est positive dans une certaine zone fréquentielle alors l'activation SS a provoqué une augmentation de l'ILD du son correspondant à cette zone. Si a contrario la courbe est négative, alors cela signifie que l'activation SS a provoqué une diminution de l'ILD.

Hypothèse : D'après le fabricant, le système SS modifie les gains des ACA pour préserver au mieux les ILD. Donc pour les tests réalisés avec un ACA pré réglé avec des AGIS différents, la courbe devrait être positive pour des sons provenant de côté, et négative pour des sons provenant d'en face.

Exemple : Voir la courbe ci-dessus. Par lecture graphique, au niveau de la bande fréquence correspondant au son (ici autour de 500 Hz), on constate que l'activation de SS n'a aucunement modifiée l'ILD (à 0.5 dB près).

4 RESULTATS

4.1 Analyse par lecture graphique

4.1.1 *Analyse par lecture graphique du test A*

4.1.1.1 *Test A : AGIS de pré réglage : 40dBHL / 40dBHL*

Les graphiques sont visibles en **annexe B**.

AGIS de pré réglage : 40dB/40dB son d'intensité faible.	L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS.
RASTI filtré à 500 Hz	négligeable
RASTI filtré à 1000 Hz	erreur de mesure
RASTI filtré à 1500 Hz	négligeable
RASTI filtré à 2000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 3000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 4000 Hz	négligeable (-0,2dB)

AGIS de pré réglage : 40dB/40dB son d'intensité moyenne.	L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS.
RASTI filtré à 500 Hz	négligeable
RASTI filtré à 1000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 1500 Hz	négligeable
RASTI filtré à 2000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 3000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 4000 Hz	négligeable (-0,4 dB)

AGIS de pré réglage : 40dB/40dB son d'intensité forte.	L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS.
RASTI filtré à 500 Hz	négligeable
RASTI filtré à 1000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 1500 Hz	négligeable
RASTI filtré à 2000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 3000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 4000 Hz	négligeable (-0,4 dB)

4.1.1.2 Test A' : AGIS de pré réglage : 40dBHL / 70dBHL

Les graphiques sont visibles en **annexe C**.

AGIS de pré réglage : 40dB/70dB son d'intensité faible.	L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS.
RASTI filtré à 500 Hz	négligeable
RASTI filtré à 1000 Hz	erreur de mesure
RASTI filtré à 1500 Hz	erreur de mesure
RASTI filtré à 2000 Hz	erreur de mesure
RASTI filtré à 3000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 4000 Hz	négligeable

AGIS de pré réglage : 40dB/40dB son d'intensité moyenne.	L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS.
RASTI filtré à 500 Hz	négligeable
RASTI filtré à 1000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 1500 Hz	négligeable (-0,75 dB)
RASTI filtré à 2000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 3000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 4000 Hz	négligeable

AGIS de pré réglage : 40dB/70dB son d'intensité forte.	L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS.
RASTI filtré à 500 Hz	négligeable (0,75 dB)
RASTI filtré à 1000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 1500 Hz	négligeable (0,5 dB)
RASTI filtré à 2000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 3000 Hz	négligeable
RASTI filtré à 4000 Hz	négligeable

4.1.1.3 Conclusion du test A et du test A'

On constate que pour les deux types de pré réglages et quelque soit le stimulus envoyé, le système SS n'engendre pas de modification acoustique.

4.1.2 Analyse par lecture graphique du test B

Les graphiques sont visibles en **annexe D**.

Par lecture graphique, on regarde de combien de décibel les courbes s'éloignent de l'axe des abscisses à partir de la fréquence $f = 3.5\text{kHz}$.

La bande passante de l'ACA doit s'étendre jusqu'à 5-6kHz. Cela explique que les courbes avoisinent l'axe des abscisses au delà de 5-6kHz.

- Le 1^{er} graphique représente l'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son d'oiseau filtré à 3.5kHz provenant de trois incidences différentes (114°, 90° et 66°). L'ACA a été préréglé avec un AGIS de 40dBHL / 55dBHL. La courbe bleue et la courbe rouge sont accolées à l'axe des abscisses. La courbe verte qui correspond à l'action de SS pour un son provenant de 66°, passe par le point (3.5 kHz ; ~(-2.2dB)). L'activation de SS a conduit à une diminution de l'ILD pour un son aigu, autour de 3.5kHz, d'environ 2.2dB.
- Le 2^{ième} graphique représente l'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son d'oiseau filtré à 3.5kHz provenant de trois incidences différentes (114°, 90° et 66°). L'ACA a été préréglé avec un AGIS de 40dBHL / 70dBHL. On constate qu'entre 3.5kHz et 5/6kHz, les trois courbes sont accolées à l'axe des abscisses à 0.6dB près.

4.1.3 Analyse par lecture graphique du test C

Les graphiques sont visibles en **annexe E**.

Le 1^{er} graphique représente l'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un bruit blanc d'intensité 60dB(A) provenant d'en face (0°) pour trois conditions données. On constate que dans les trois conditions testées (préréglage avec trois AGIS différents), l'activation de SS a modifié l'ILD de +/- 1 dB autour du 2kHz et du 750kHz.

Le 2^{ième} graphique représente l'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un bruit blanc d'intensité 60dB(A) provenant de 90°. On constate que l'AGIS de préréglage a une influence sur l'action de SS. En effet on constate que plus l'ACA a été initialement programmé pour une différence interauriculaire de seuil d'audition importante, plus le système SS modifie l'ILD. Ce qui est étonnant c'est d'observer que SS ne creuse pas l'ILD, au contraire il le diminue. Or, plus il est important, plus c'est facile de localiser un son. Dans la condition où l'ACA a été réglé avec un AGIS de 40dBHL / 70dBHL, l'activation de SS a engendré une diminution de ~2.5dB entre 1,5kHz et 5kHz.

5 DISCUSSION

Les tests n'étant pas réalisés dans une salle anéchoïque, les mesures perdent de la précision. En effet le bruit de fond intermittent, certes faible, a pu être enregistré par les microphones du KEMAR et a pu influencer les mesures, surtout quand le son test était d'une intensité faible.

On constate sur certains graphiques, que les courbes s'éloignent plus ou moins de l'axe des abscisses au-delà de 8kHz, or, cela correspond à la limite de la bande passante. Ce qui montre une certaine imprécision des mesures.

Incohérence des courbes ?

- Test A et A' : les sons RaSTI sont filtrés à différentes fréquences. Or, on constate des fluctuations des courbes à des fréquences éloignées de la fréquence de filtrage.
- Test B : le son utilisé est un chant d'oiseau filtré à 3.5kHz. Or, on observe que les différentes courbes fluctuent entre ~ -2 dB et ~ 2 dB dans les graves.
- Test C : Le système SS de l'ACA, pré-réglé avec un AGIS de 40dBHL / 70dBHL, a engendré une diminution de l'ILD dans les médiums-aigues pour le son test bruit blanc venant de 90°. Or les fabricants prétendent qu'au contraire ce système creuse l'ILD pour les sons provenant de 90° afin de faciliter la localisation de la source sonore.

Les incohérences des courbes obtenues à des intensités faibles peuvent s'expliquer en partie par le bruit de fond de la cabine (bruit de l'ordinateur...).

6 CONCLUSION

La prise de son à des intensités faibles via le KEMAR peut être remise en question au vu des courbes obtenues (voir partie discussion). A travers ces tests réalisés avec le KEMAR, nous pouvons conclure que l'activation de SS n'a pas engendré, d'une manière significative, de modification acoustique. Cette conclusion est cohérente avec l'étude clinique.

CONCLUSION

Le traitement binaural est une technologie naissante qui est proposée par certains fabricants. Le système Spatial Sound proposé par le fabricant Oticon améliore-t-il la localisation auditive sur le plan horizontal ? Les études subjectives et objectives n'ont pas révélé de différence significative entre les performances de localisation auditive sur le plan horizontal avec Spatial Sound activé vs Spatial Sound inactivé. La technologie évolue rapidement. Des nouveaux systèmes seront proposés dans quelques mois aux audioprothésistes plaçant celle-ci au second rang.

« Qu'importe l'issue du chemin quand seul compte le chemin parcouru. »

[David Le Breton]

La conclusion va au-delà de la réponse à la problématique initiale.

L'étude clinique et les mesures physiques n'ont rien mis en évidence. Cela ne veut pas forcément dire que les moyens de mesure sont « mauvais », mais ils n'ont peut être pas la précision suffisante pour révéler un traitement de signal visiblement très subtil. **Cette information contribue à porter un regard plus réaliste sur les nouvelles technologies, au-delà du marketing.**

Ce mémoire a mis en exergue l'utilisation du KEMAR pour l'étude objective d'un appareil de correction auditive. Ce puissant outil de mesure est absent des laboratoires d'audioprothèse, certainement de par son coût onéreux. Les a priori d'un audioprothésiste sur les performances d'un appareil de correction auditive reposent sur la confiance qu'il porte aux discours des fabricants et surtout aux jugements rapportés par les premiers concernés, les patients. Lorsqu'un audioprothésiste constate sur quelques patients qu'un appareil ne s'affirme pas comme une efficacité probante, il aura une tendance naturelle à le délaissier au profit d'un autre. Est-ce judicieux de conclure sur un si petit échantillon ? Faut-il se tourner vers un autre fabricant qui prône son dernier produit ? Je pense qu'il ne faut pas se cantonner à nos simples observations. L'échange d'opinions confraternelles permet de dresser un avis pragmatique sur la réelle efficacité d'un produit. **La communication confraternelle interrégionale prévaut encore sur les discours des fabricants.**

ANNEXE A : AUDIOGRAMMES DES SUJETS TESTÉS

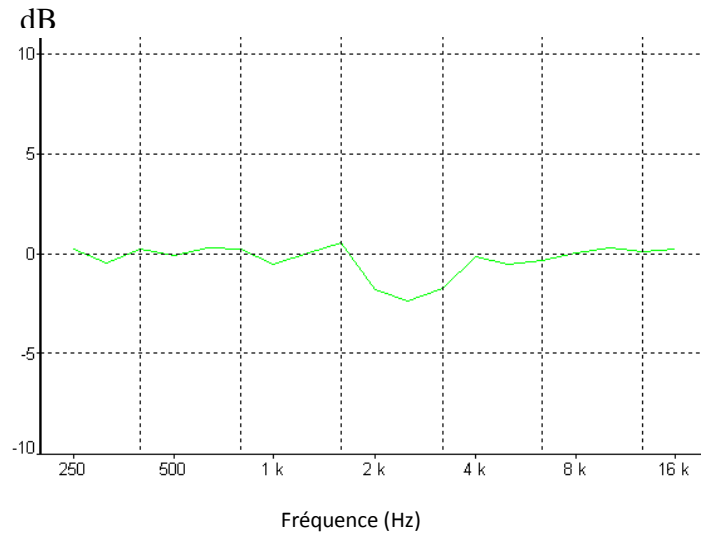
	Oreille droite (dBHL)						Oreille gauche (dBHL)						Oreille droite - Oreille gauche (dB)				
	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	perte moyenne en dBHL		500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	perte moyenne en dBHL		500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	écart interauriculaire moyen en dB
sujet 1	15	15	30	90	37,5		20	25	55	80	45		5	10	25	10	12,5
sujet 2	55	60	70	75	65		40	55	65	65	56,25		15	5	5	10	8,75
sujet 3	45	40	50	50	46,25		35	40	45	45	41,25		10	0	5	5	5
sujet 4	50	50	65	70	58,75		50	50	60	65	56,25		0	0	5	5	2,5
sujet 5	15	55	75	75	55		35	55	80	65	58,75		20	0	5	10	8,75
sujet 6	25	40	50	50	41,25		40	40	45	50	43,75		15	0	5	0	5
sujet 7	55	60	80	75	67,5		45	50	55	60	52,5		10	10	25	15	15
sujet 8	40	55	65	70	57,5		35	50	55	60	50		5	5	10	10	7,5
sujet 9	35	50	75	80	60		30	45	65	75	53,75		5	5	10	5	6,25
sujet 10	50	70	70	75	66,25		65	75	70	75	71,25		15	5	0	0	5
sujet 11	10	10	50	45	28,75		10	10	55	60	33,75		0	0	5	15	5
sujet 12	60	65	65	65	63,75		60	65	60	60	61,25		0	0	5	5	2,5
sujet 13	35	55	65	70	56,25		35	45	65	80	56,25		0	10	0	10	5
sujet 14	20	25	35	60	35		15	20	30	60	31,25		5	5	5	0	3,75
sujet 15	20	25	50	55	37,5		10	20	55	70	38,75		10	5	5	15	8,75
sujet 16	45	55	50	55	51,25		40	45	65	85	58,75		5	10	15	30	15
sujet 17	10	10	55	50	31,25		15	20	45	50	32,5		5	10	10	0	6,25
sujet 18	35	30	65	70	50		25	35	65	65	47,5		10	5	0	5	5
sujet 19	30	40	70	80	55		20	35	60	95	52,5		10	5	10	15	10
sujet 20	25	40	65	60	47,5		30	45	85	85	61,25		5	5	20	25	13,75
sujet 21	20	20	50	65	38,75		35	35	50	60	45		15	15	0	5	8,75
sujet 22	45	50	70	80	61,25		40	40	55	75	52,5		5	10	15	5	8,75
sujet 23	45	55	70	80	62,5		35	45	60	65	51,25		10	10	10	15	11,25
sujet 24	50	45	40	70	51,25		40	40	60	70	52,5		10	5	20	0	8,75
sujet 25	35	50	70	70	56,25		55	60	65	85	66,25		20	10	5	15	12,5
sujet 26	30	40	55	70	48,75		25	35	55	65	45		5	5	0	5	3,75
sujet 27	40	40	60	70	52,5		45	40	85	85	63,75		5	0	25	15	11,25
sujet 28	30	45	60	55	47,5		75	60	65	75	68,75		45	15	5	20	21,25
sujet 29	30	50	60	80	55		35	60	85	100	70		5	10	25	20	15
sujet 30	20	45	65	95	56,25		20	40	55	90	51,25		0	5	10	5	5
sujet 31	45	50	55	60	52,5		35	65	60	60	55		10	15	5	0	7,5
sujet 32	75	80	70	75	75		50	55	55	45	51,25		25	25	15	30	23,75
sujet 33	45	40	20	25	32,5		45	40	20	30	33,75		0	0	0	5	1,25
sujet 34	40	55	65	55	53,75		45	50	55	40	47,5		5	5	10	15	8,75
sujet 35	50	55	70	90	66,25		40	55	65	70	57,5		10	0	5	20	8,75
sujet 36	45	50	50	100	61,25		45	50	65	65	56,25		0	0	15	35	12,5
sujet 37	45	50	50	55	50		45	45	45	60	48,75		0	5	5	5	3,75
sujet 38	35	35	40	40	37,5		35	35	40	50	40		0	0	0	10	2,5
sujet 39	30	40	45	60	43,75		30	40	45	60	43,75		0	0	0	0	0
sujet 40	25	30	25	35	28,75		40	40	50	55	46,25		15	10	25	20	17,5
sujet 41	35	55	50	60	50		35	55	50	60	50		0	0	0	0	0
sujet 42	30	40	50	55	43,75		30	40	50	55	43,75		0	0	0	0	0
sujet 43	55	65	70	60	62,5		65	80	65	65	68,75		10	15	5	5	8,75
sujet 44	55	40	35	55	46,25		45	45	50	70	52,5		10	5	15	15	11,25
sujet 45	30	35	35	60	40		25	25	35	55	35		5	10	0	5	5
sujet 46	70	65	65	60	65		70	70	65	70	68,75		0	5	0	10	3,75
sujet 47	60	65	60	50	58,75		40	40	50	65	48,75		20	25	10	15	17,5
sujet 48	50	60	60	65	58,75		50	55	65	65	58,75		0	5	5	0	2,5
sujet 49	10	20	40	60	32,5		10	25	40	45	30		0	5	0	15	5
sujet 50	10	20	75	60	41,25		10	10	65	55	35		0	10	10	5	6,25
sujet 51	40	45	40	50	43,75		45	60	50	65	55		5	15	10	15	11,25
sujet 52	40	45	50	45	45		35	35	50	50	42,5		5	10	0	5	5
sujet 53	60	55	60	70	61,25		60	50	65	65	60		0	5	5	5	3,75
sujet 54	25	45	60	60	47,5		25	50	65	55	48,75		0	5	5	5	3,75
sujet 55	55	65	60	75	63,75		45	60	70	70	61,25		10	5	10	5	7,5
sujet 56	45	45	60	60	52,5		40	35	60	65	50		5	10	0	5	5
sujet 57	55	65	65	70	63,75		55	55	55	60	56,25		0	10	10	10	7,5
Moyenne					57,28						51,12						7,85
Ecart type					12,36						10,32						5,13

ANNEXE B : COURBES TEST A

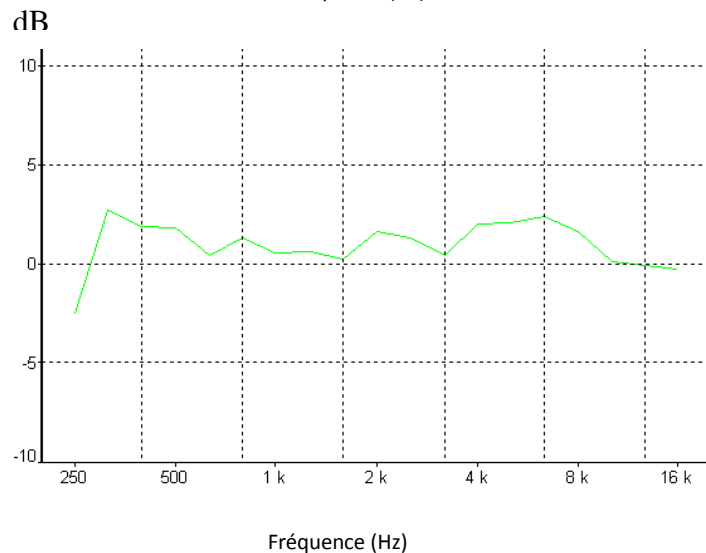
➤ AGIS DE PRÉRÉGLAGE : 40dBHL / 40dBHL

Les sons faibles :

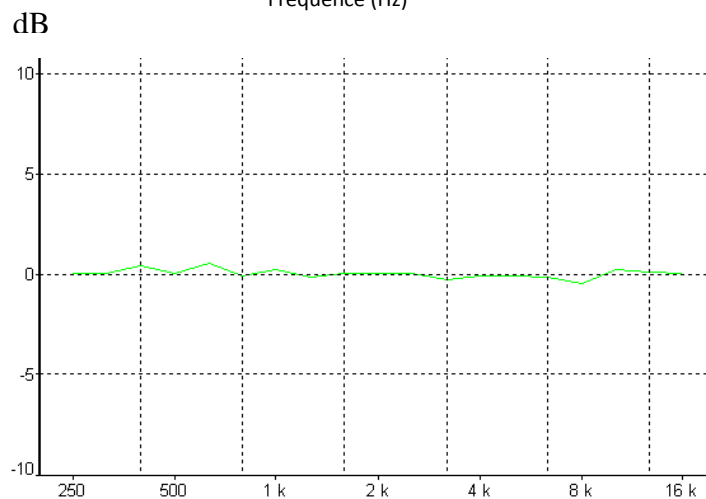
1. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **500Hz** d'intensité faible.



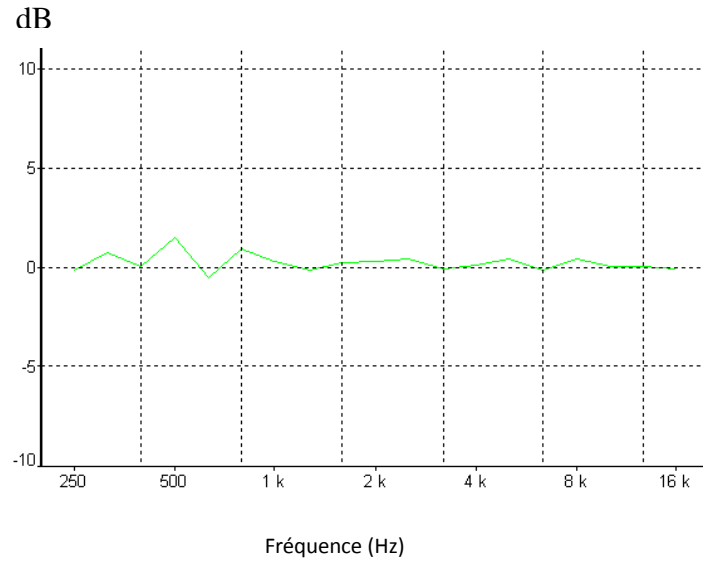
2. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **1000Hz** d'intensité faible.



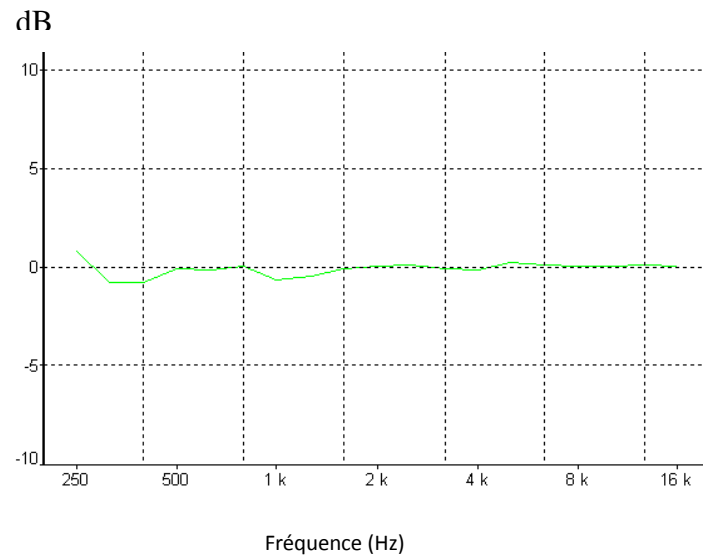
3. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **1500Hz** d'intensité faible.



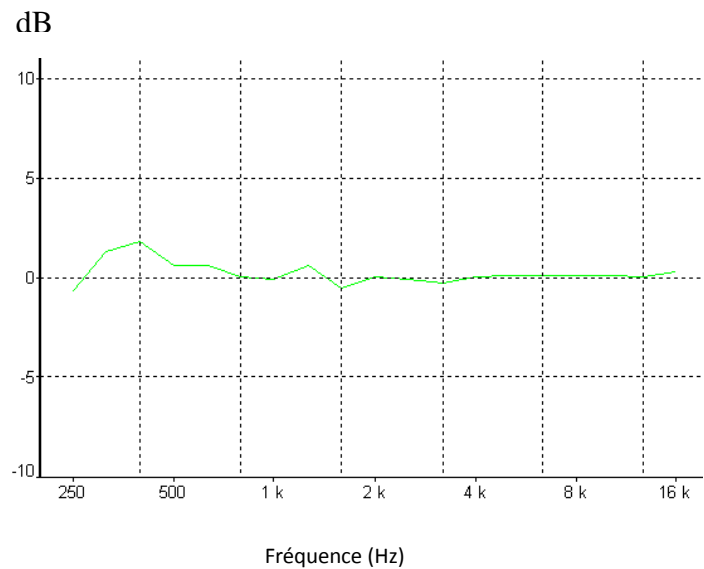
4. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **2000Hz** d'intensité faible.



5. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **3000Hz** d'intensité faible.

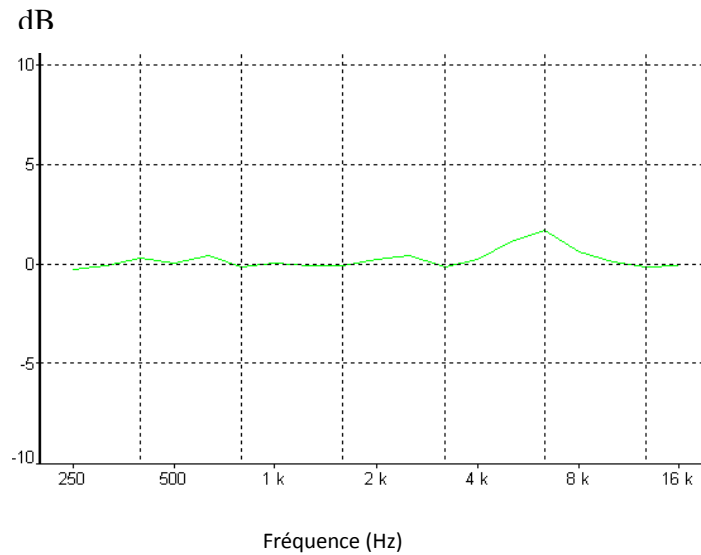


6. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **4000Hz** d'intensité faible.

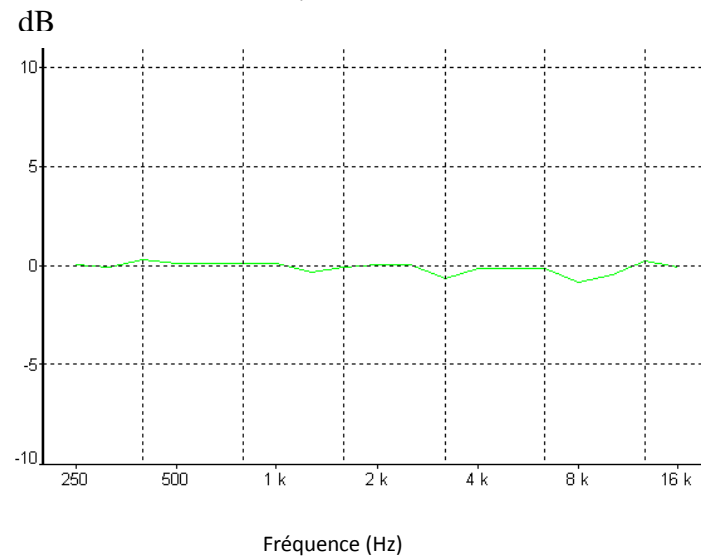


Les sons d'intensité moyenne :

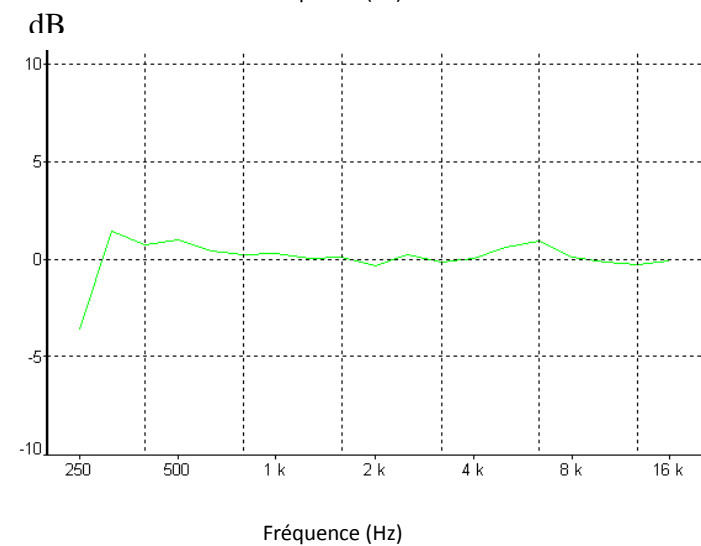
1. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **500Hz** d'intensité moyenne.



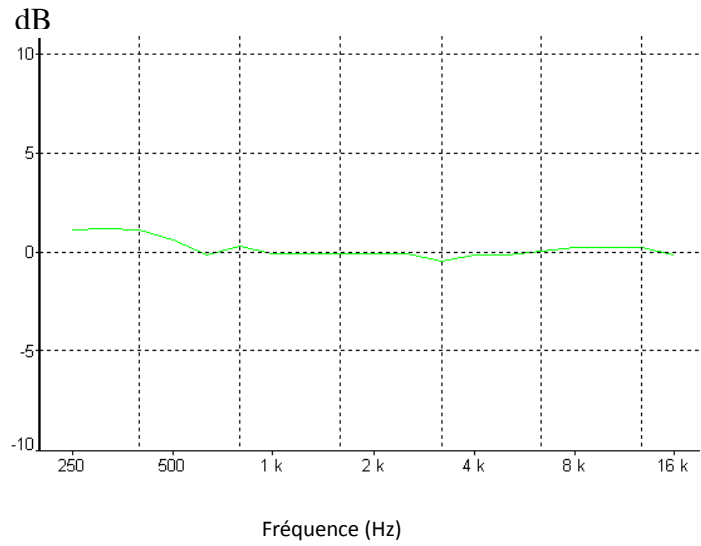
2. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **1000Hz** d'intensité moyenne.



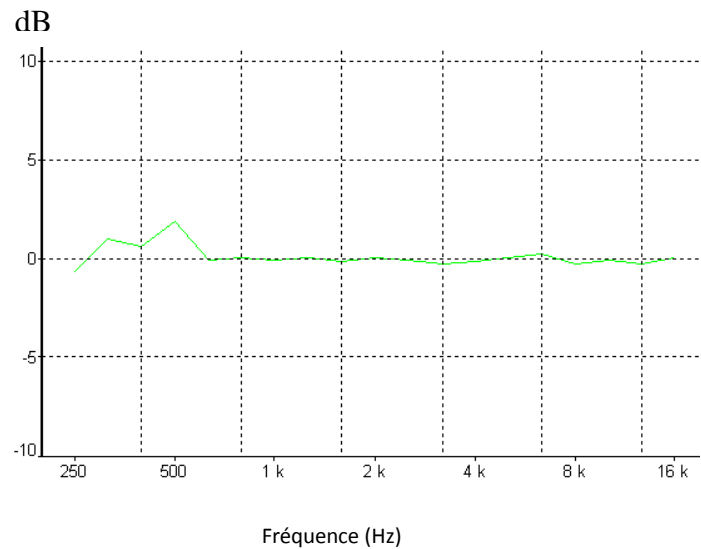
3. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **1500Hz** d'intensité moyenne.



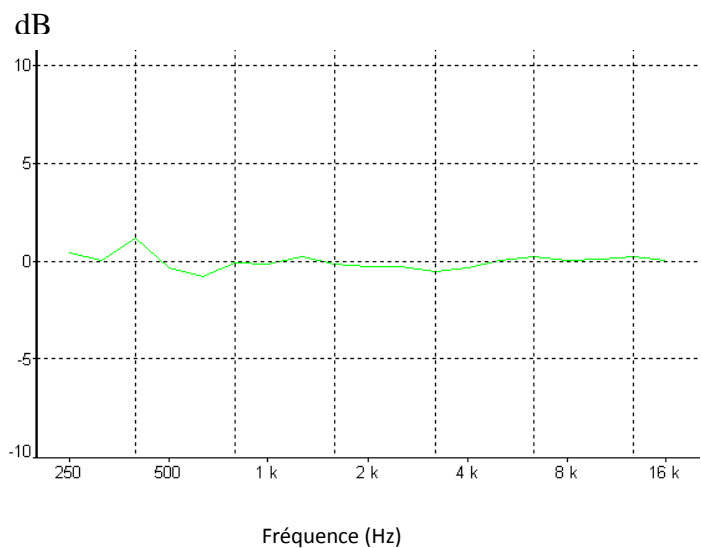
4. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **2000Hz** d'intensité moyenne.



5. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **3000Hz** d'intensité moyenne.

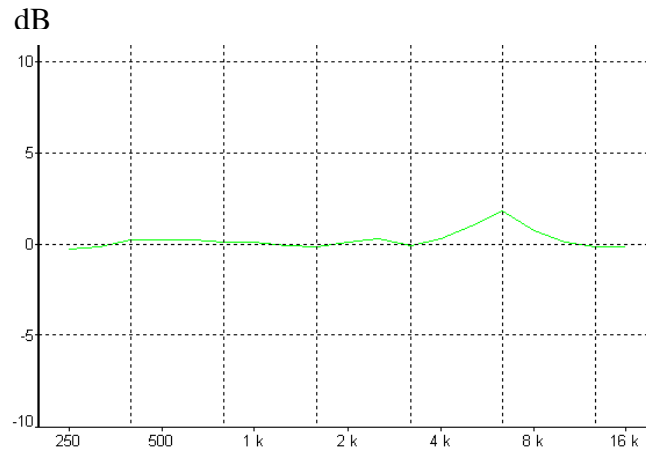


6. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **4000Hz** d'intensité moyenne.

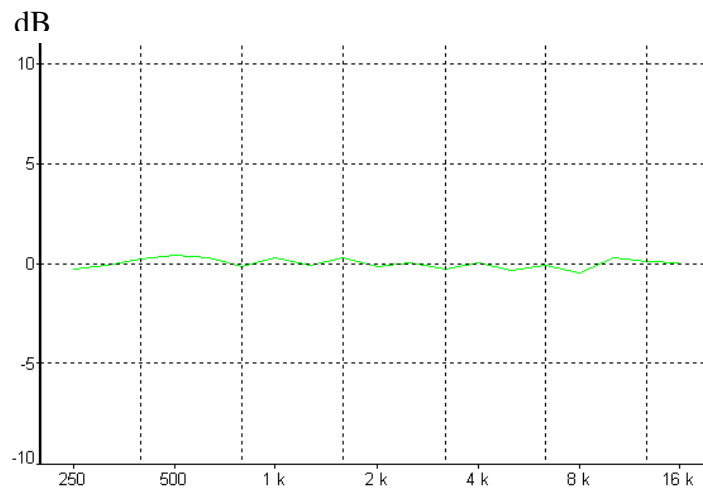


Les sons d'intensité forte :

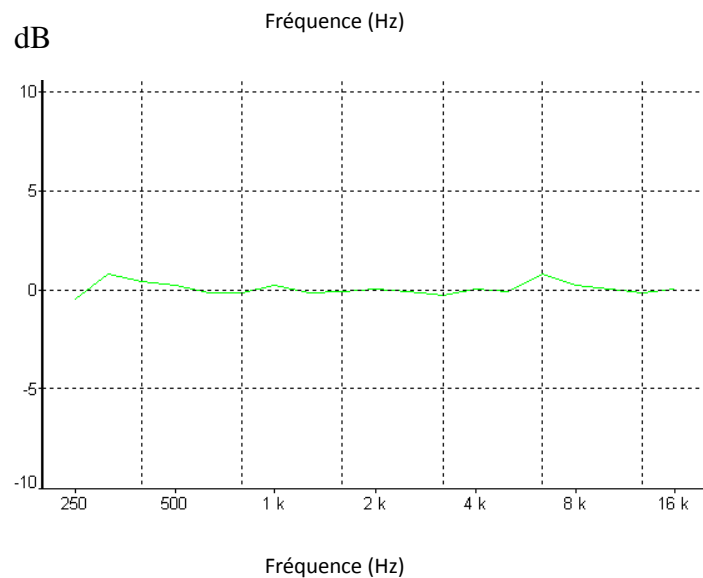
1. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **500Hz** d'intensité forte.



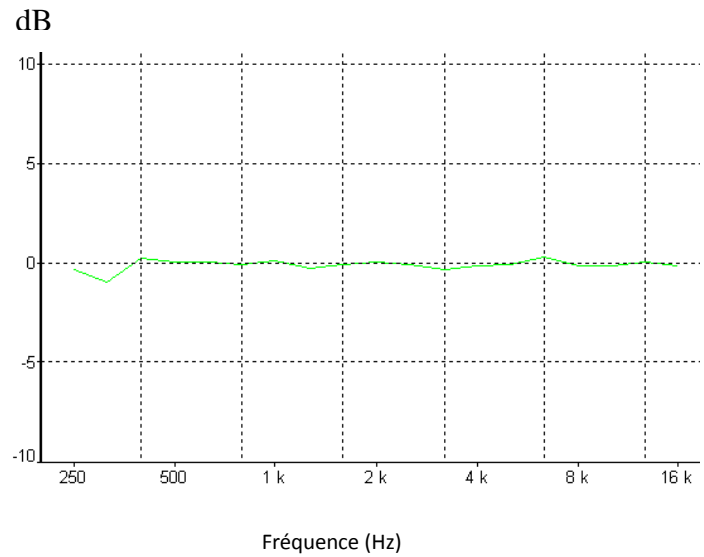
2. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **1000Hz** d'intensité forte.



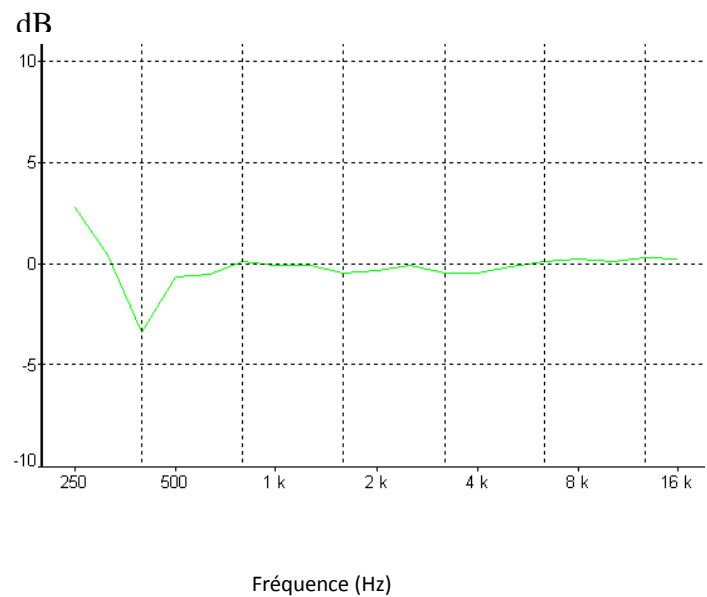
3. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **1500Hz** d'intensité forte.



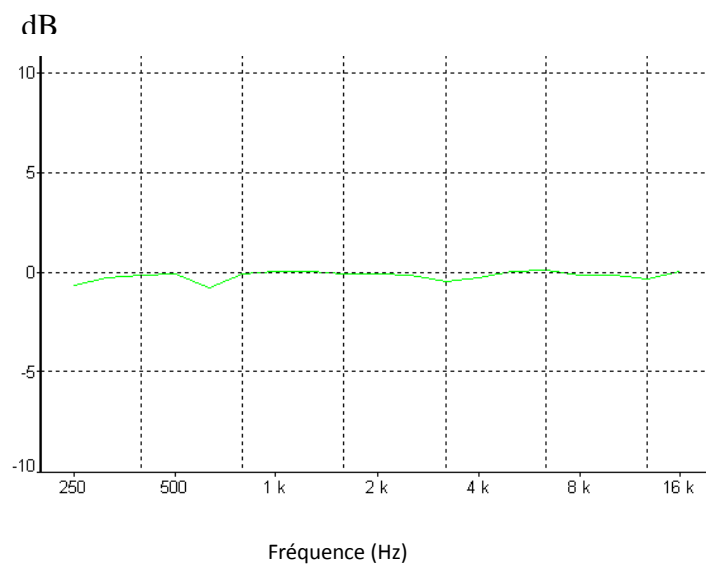
4. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **2000Hz** d'intensité forte.



5. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **3000Hz** d'intensité forte.



6. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **4000Hz** d'intensité forte.

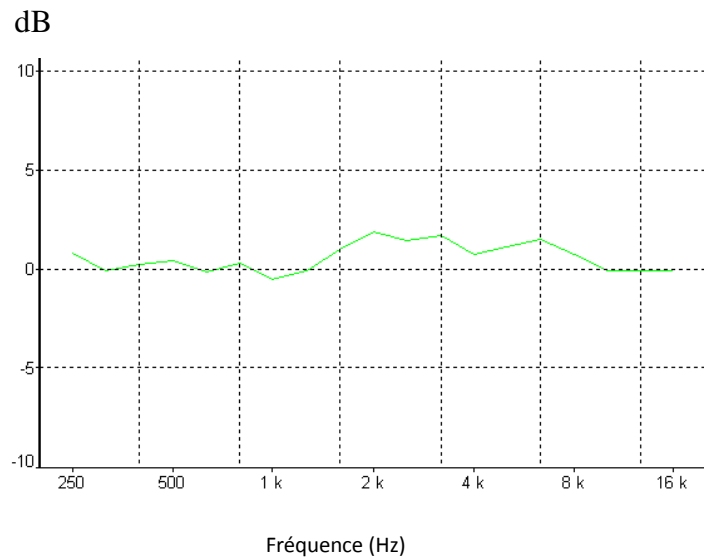


ANNEXE C : COURBES TEST A'

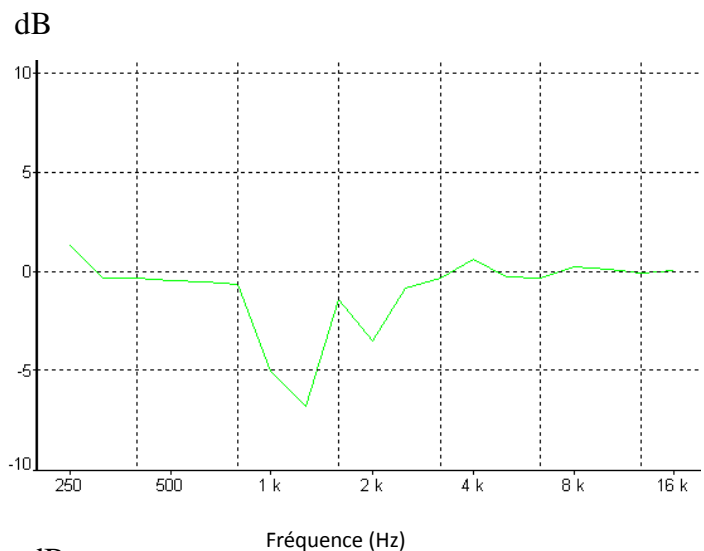
➤ AGIS DE PRÉRÉGLAGE : 40dBHL / 70dBHL

Les sons faibles :

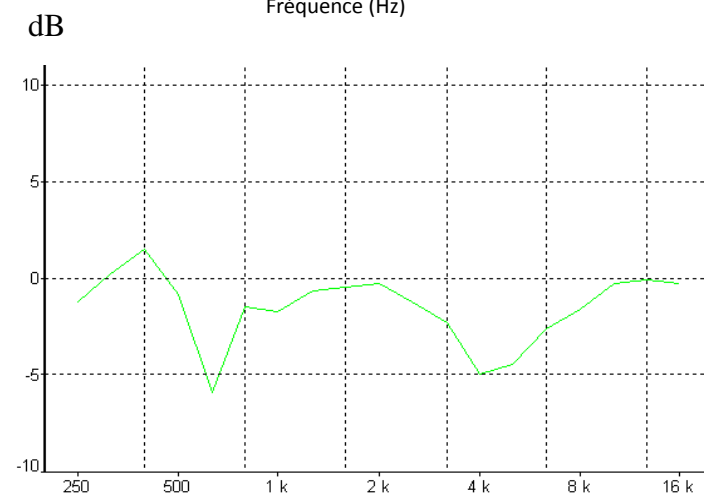
1. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **500Hz** d'intensité faible.



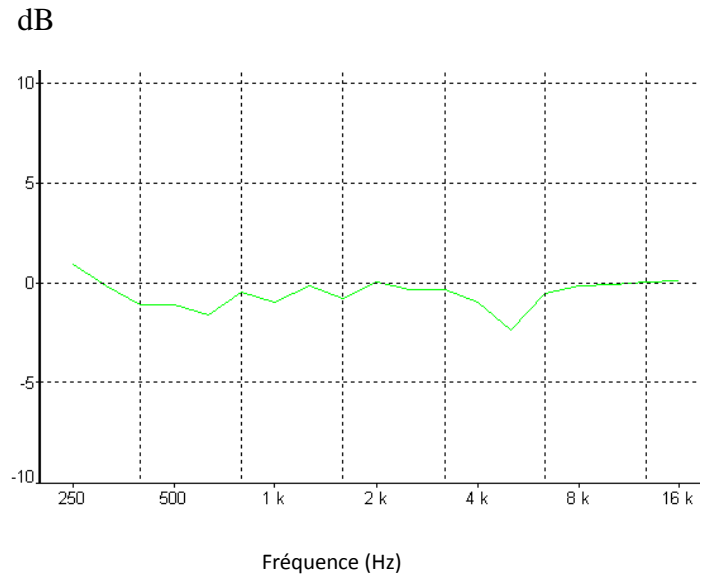
2. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **1000Hz** d'intensité faible.



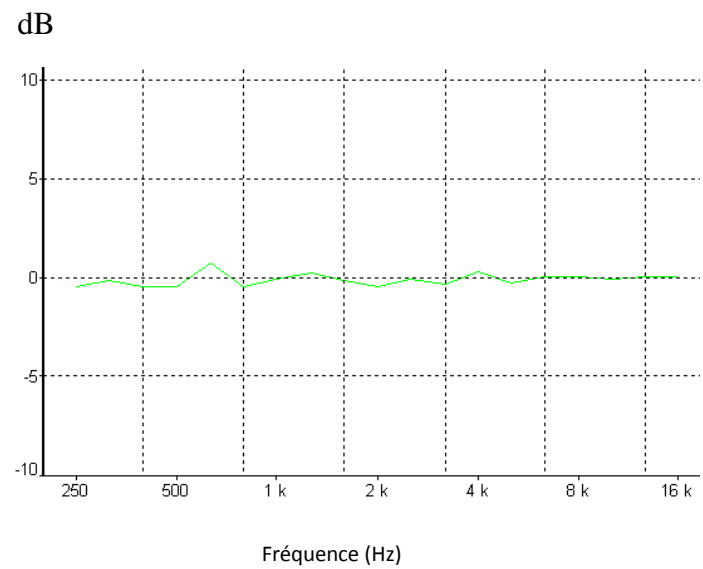
3. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **1500Hz** d'intensité faible.



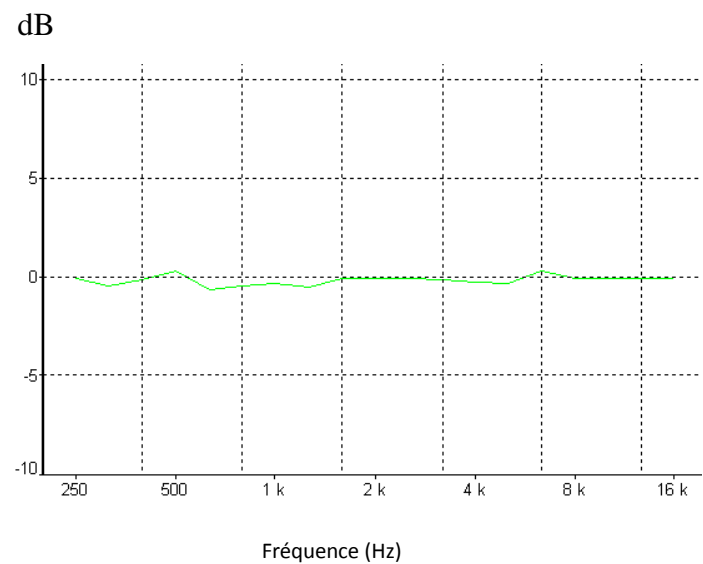
4. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **2000Hz** d'intensité faible.



5. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **3000Hz** d'intensité faible.

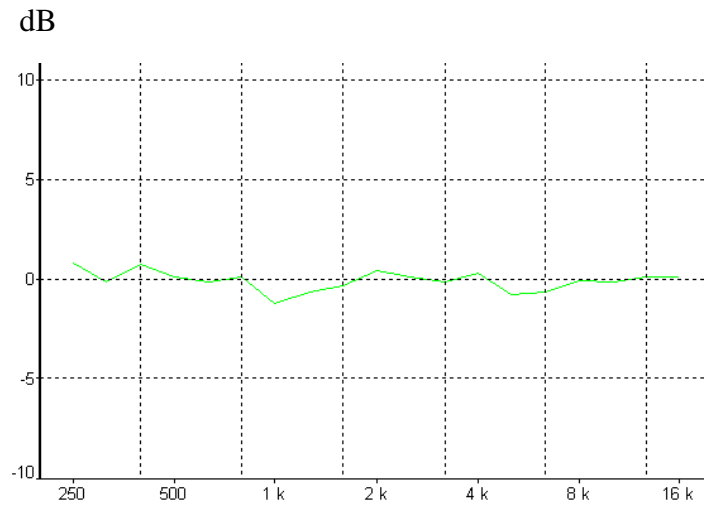


6. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **4000Hz** d'intensité faible.

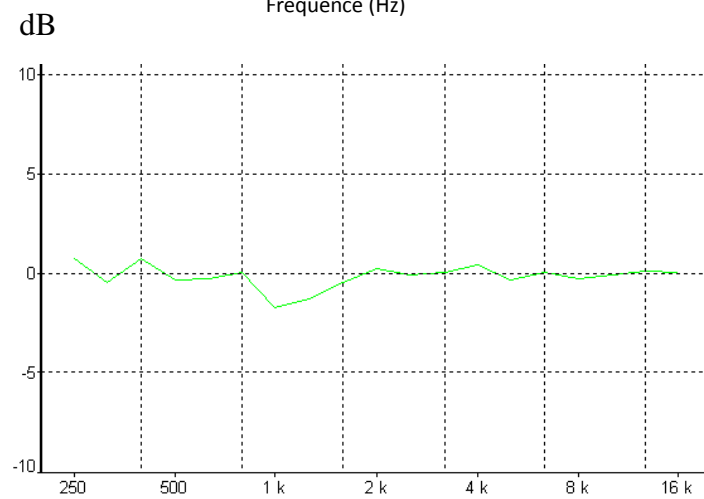


Les sons d'intensité moyenne :

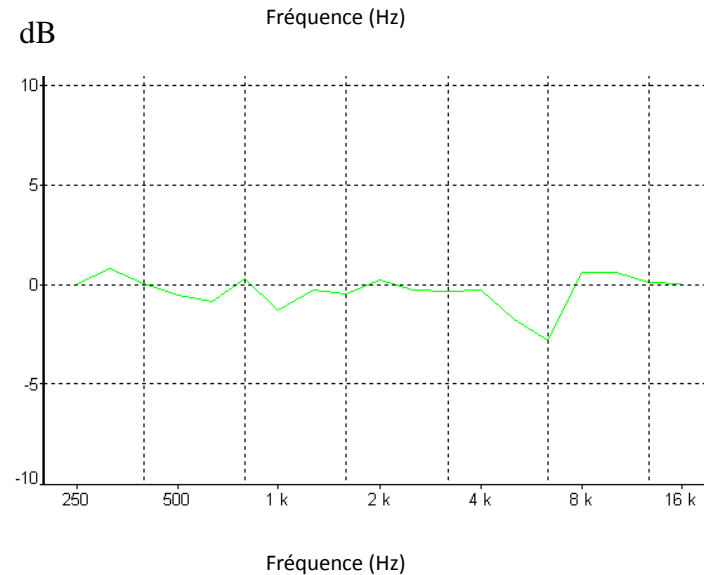
1. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **500Hz** d'intensité moyenne.



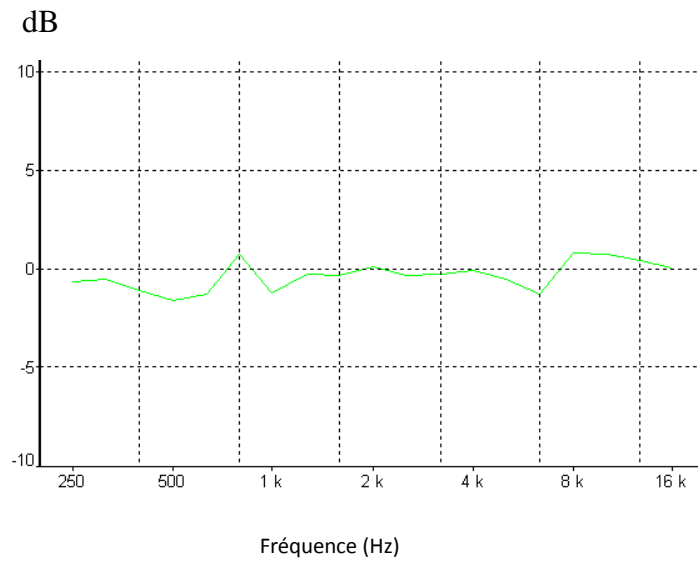
2. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **1000Hz** d'intensité moyenne.



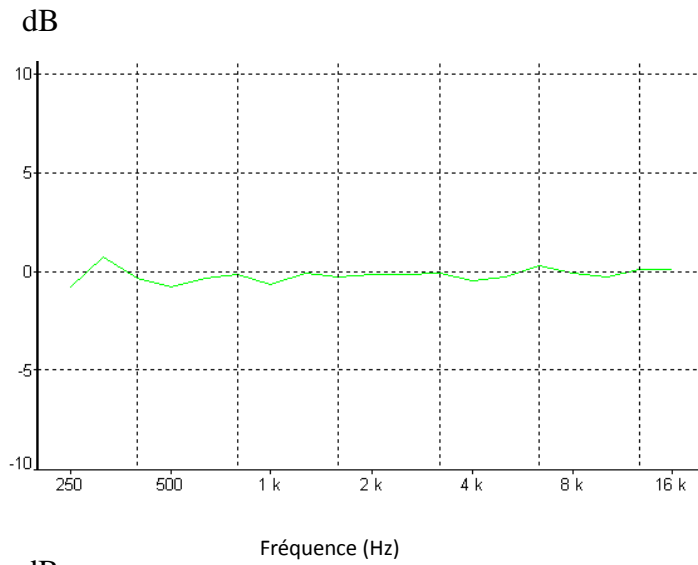
3. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **1500Hz** d'intensité moyenne.



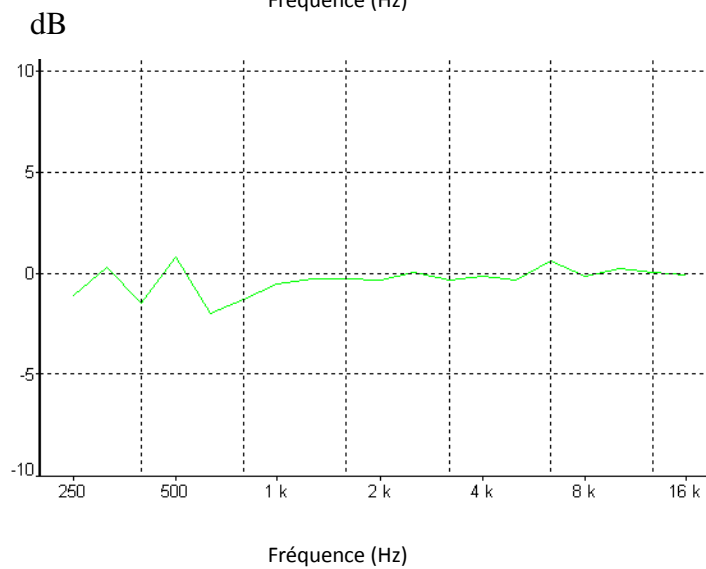
4. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **2000Hz** d'intensité moyenne.



5. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **3000Hz** d'intensité moyenne.

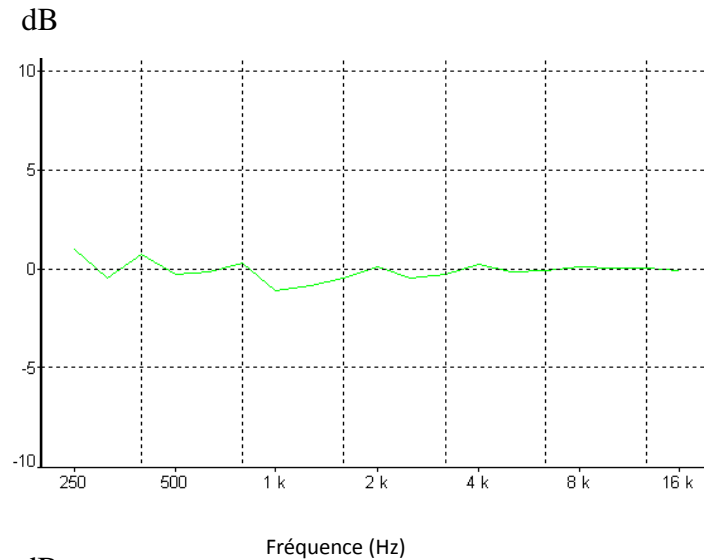


6. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **4000Hz** d'intensité moyenne.

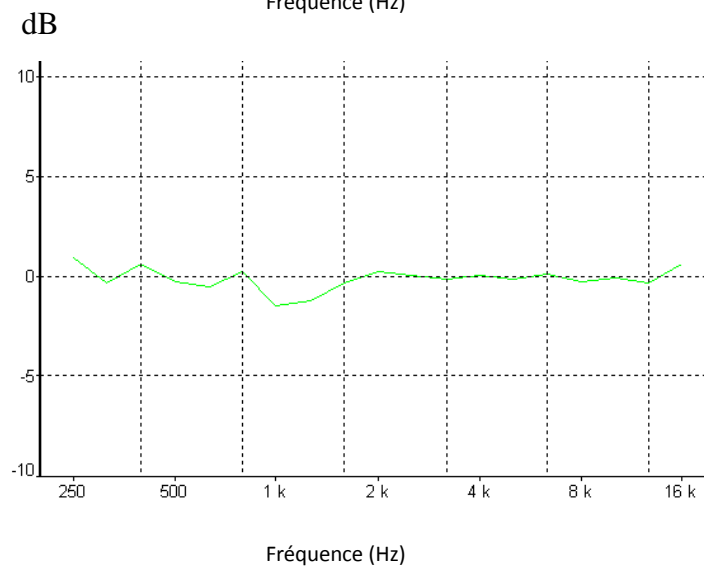


Les sons d'intensité forte :

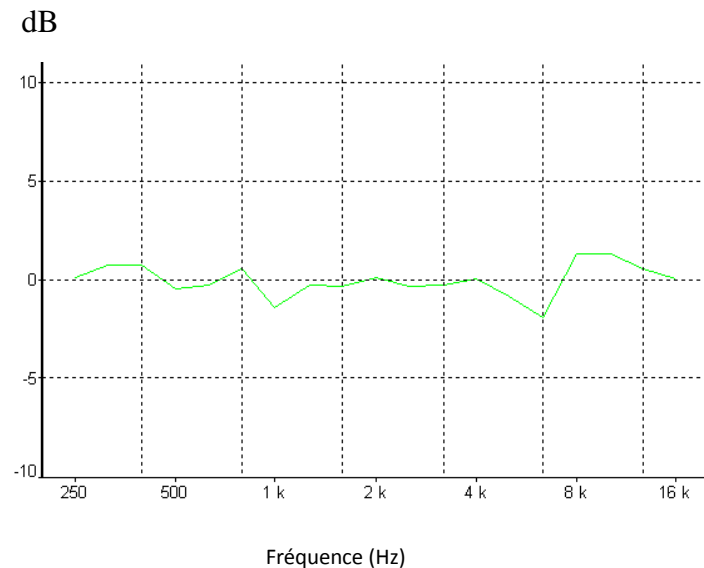
1. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **500Hz** d'intensité forte.



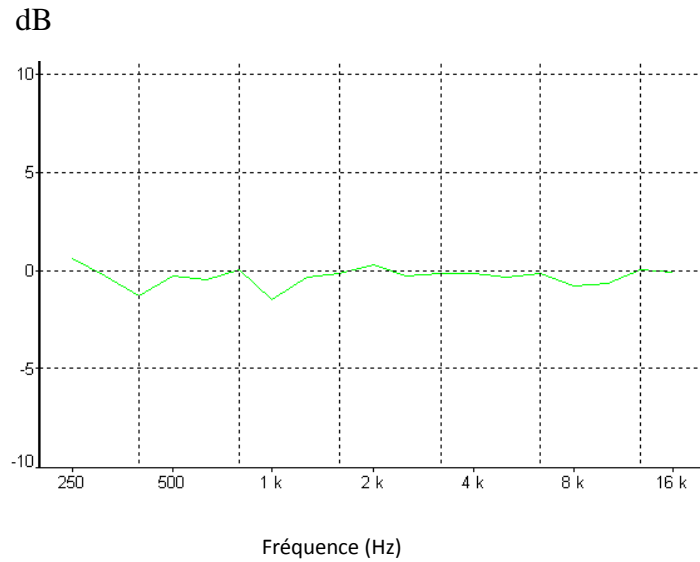
2. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **1000Hz** d'intensité forte.



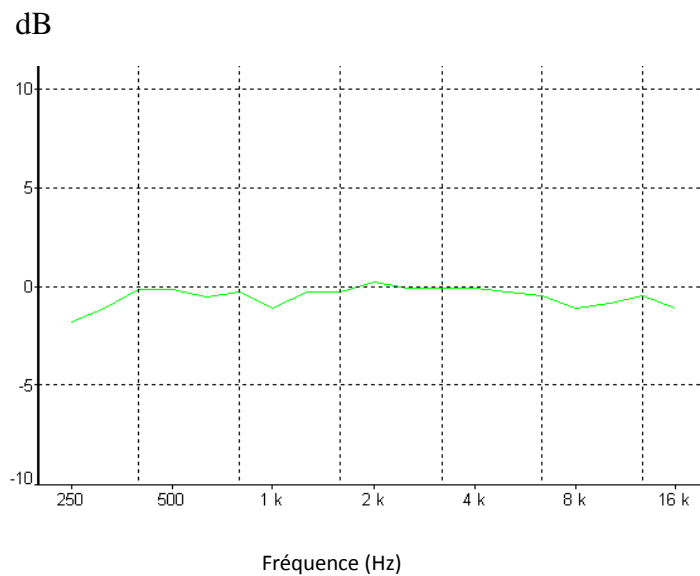
3. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **1500Hz** d'intensité forte.



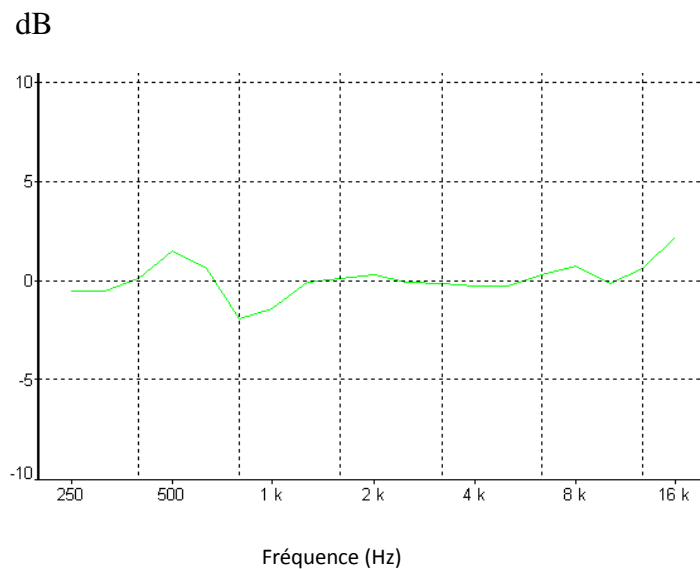
4. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **2000Hz** d'intensité forte.



5. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **3000Hz** d'intensité forte.



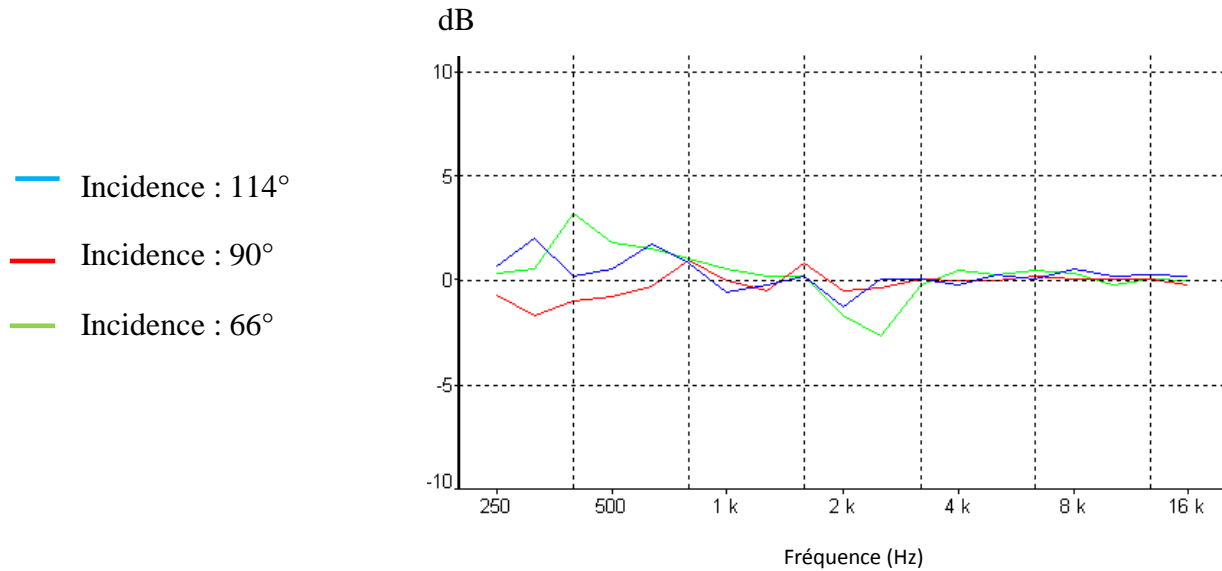
6. L'évolution de l'ILD engendrée par l'activation de SS pour un son RaSTI filtré à **4000Hz** d'intensité forte.



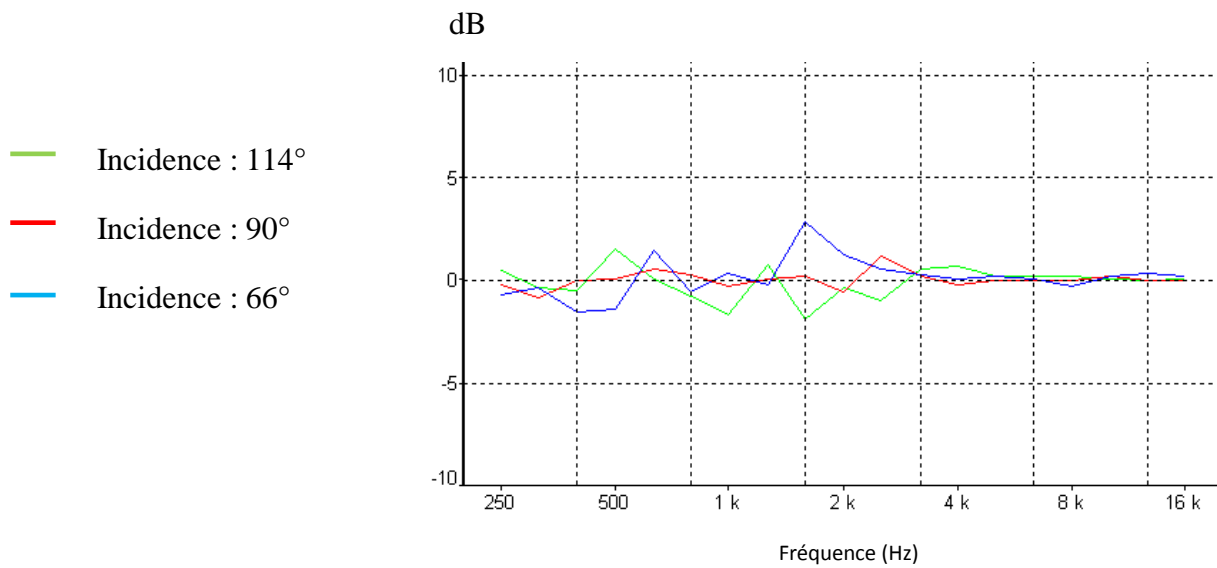
ANNEXE D : COURBES TEST C

L'évolution de L'ILD (en dB) engendrée par l'activation de SS pour un son d'oiseau filtré à 3,5kHz d'intensité 60dB(A)

➤ AGIS DE PRÉRÉGLAGE : 40dBHL / 55dBHL



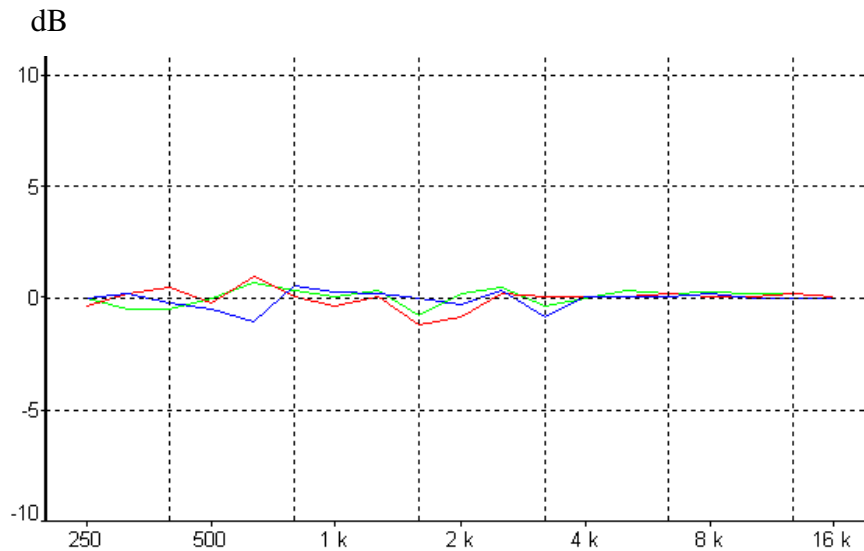
➤ AGIS DE PRÉRÉGLAGE : 40dBHL / 70dBHL



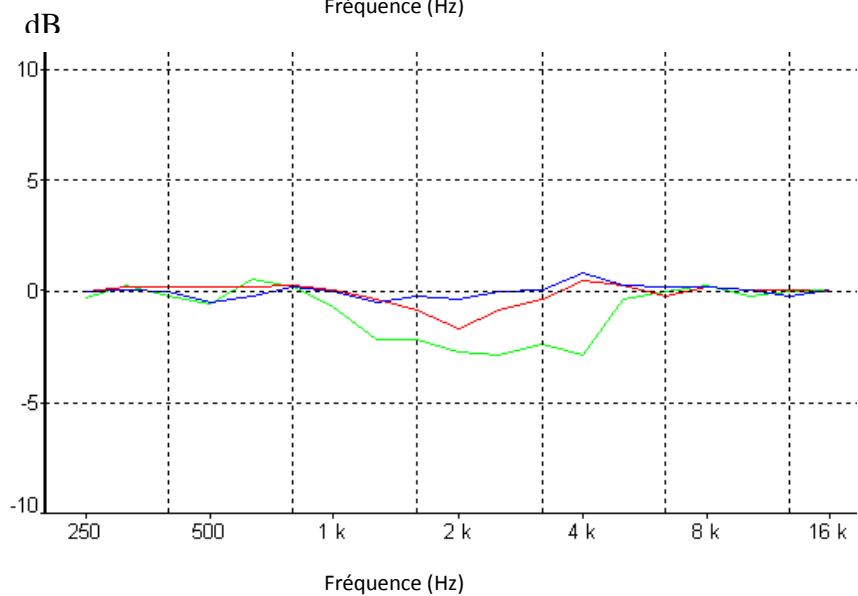
ANNEXE E : COURBES TEST D

L'évolution de L'ILD (en dB) engendrée par l'activation de SS pour un bruit blanc d'intensité 60dB(A)

LE BRUIT BLANC VIENT
D'EN FACE.



LE BRUIT BLANC VIENT
DE 90°.



Légende :

- L'évolution de L'ILD (dB) engendrée par l'activation de SS avec comme AGIS de pré réglage de 40dBHL/40dBHL
- L'évolution de L'ILD (en dB) engendrée par l'activation de SS avec comme AGIS de pré réglage de 40dBHL/55dBHL
- L'évolution de L'ILD (en dB) engendrée par l'activation de SS avec comme AGIS de pré réglage de 40dBHL/70dBHL

ANNEXE F : CONSIGNES

Indication donnée au patient : l'intérêt de l'étude.

« L'objectif est de savoir si cette technologie permet d'améliorer la localisation des sources sonores .Nous allons donc réaliser des tests avec et sans l'activation de cette technologie pour pouvoir comparer par la suite s'il y a une amélioration ou non. Lors de cette séance nous réaliserons trois tests. »

➤ Consigne donnée pour le test n°1 :

« Vous allez entendre différents sons ; aigu, grave, faible, fort...peu importe je vous demande de les localiser. Certains sons seront très faibles, cela demandera de l'attention pour les localiser. Si vous ne pouvez pas, je passerai au suivant. Chaque haut-parleur est numéroté de 1 à 6. Il y a qu'une seule réponse possible à chaque fois. La réponse que j'attends est donc un chiffre. Sachez que c'est tiré au hasard, il est donc possible de donner plusieurs fois la même réponse.»

➤ Consigne donnée pour le test n°2 :

« Maintenant vous allez entendre une personne parler. Je ne vous demande pas de répéter ce qu'elle dit, uniquement de la localiser sur l'un des six haut-parleurs. Là encore la réponse que j'attends est un chiffre. Pour compliquer le test, il y aura du bruit tout autour ; ne vous en préoccupez pas. La personne commencera à parler quelques secondes après l'envoi du bruit. Nous allons faire ce test à différents degrés de difficulté ; je vais augmenter petit à petit le bruit de fond. Là encore c'est tiré au hasard. »

➤ Consigne donnée pour le test n°3 :

« Pour le dernier test qui ne dure pas longtemps, je vais vous demander de m'indiquer d'où provient les chants d'oiseau. Comme pour les deux tests précédents la réponse que j'attends est un chiffre. »

BIBLIOGRAPHIE

- [1]. **Asano F, Suzuki Y, Sone T. (1990).** Role of spectral cues in median plane localization. *J Acoust Soc Amer*, 88(1): 159-168.
- [2]. **Barsz K. (1991).** Auditory pattern perception: the effect of tone location on the discrimination of tonal sequences. *Percept & Psychophysics*, 50(3): 290-296.
- [3]. **Blauert J. (1971).** Localization and the law of the first wavefront in the median plane. *J Acoust Soc Amer*, 50: 466-470.
- [4]. **Bronkhorst A, plomp R. (1989).** Binaural speech intelligibility in noise for hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Amer*, 86(4): 1374-1383.
- [5]. **Butler RA. (1969).** Monaural and binaural localization of noise bursts vertically in the median sagittal plane. *J Aud Res*, 3: 230-235.
- [6]. **Byrne D, Noble W. (1998).** Optimizing sound localization with hearing aids. *Trends in Amplification*, 3(2): 51-73.
- [7]. **Byrne D, Noble W, Blauert B. (1996).** Effects of earmold type on ability to locate sounds when wearing hearing aids. *Ear & Hear*, 17: 218-228.
- [8]. **Byrne D, Noble W, LePage B. (1992).** Effect of long-term bilateral and unilateral fitting of different hearing aid types on the ability to locate sounds. *J Amer Acad Audiol*, 3(6): 369-382.
- [9]. **Byrne D, Sinclair S, Noble W. (1998).** Open earmold fittings for improving aided auditory localization for sensorineural hearing losses with good high-frequency hearing. *Ear & Hear*, 19(1): 62-71.
- [10]. **Carhart R. (1946).** Selection of hearing aids. *Archives of Otolaryngology*, 44: 1-18.
- Collège National d'audioprothèse (1997). *Précis d'audioprothèse*.
- [11]. **Dermody P, Byrne D. (1975).** Auditory localization by hearing-impaired persons using binaural in-the-ear hearing aids. *Brit J Audiol*, 9: 93-101.
- [12]. **Durlach NI, Thompson CL, Colburn HS. (1981).** Binaural interaction in impaired listeners: a review of past research. *Audiol*, 20: 181-211.
- [13]. **Durlach N, Rigopoulos A, Pang X, Woods W, Kulkarni A, Colburn H, Wenzel E. (1992).** On the externalization of auditory images. *Presence*, 1(2): 251-257.
- [14]. **Eriksson-Mangold M, Carlsson S. (1991).** Psychological and somatic distress in relation to perceived hearing disability, hearing handicap, and hearing measurements. *J Psychosom Res*, 35(6): 729-740.

- [15]. **Florentine M. (1976).** Relation between lateralization and loudness in asymmetrical hearing loss. *J Amer Audiol Soc*, 1: 243-251.
- [16]. **Greenberg J, Peterson P, Zurek P. (1993).** Intelligibility-weighted measures of speech-to-interference ratio and speech system performance. *J Acoust Soc Amer*, 94(5): 3009-3010.
- [17]. **Harris JD. (1965).** Monaural and binaural speech intelligibility and the stereophonic effect based upon temporal cues. *Laryngoscope*, 75: 428-446.
- [18]. **Hebrank J, Wright D. (1974).** Sound localization on the median plane. *J Acoust Soc Amer*, 56: 935-938.
- [19]. **Hebrank J, Wright D. (1974).** Spectral cues used in the localization of sound sources on the median plane. *J Acoust Soc Amer*, 56: 1829-1834.
- [20]. **Henning GB. (1974).** Detectability of interaural delay with high-frequency complex waveforms. *J Acoust Soc Amer*, 55: 84-90.
- [21]. **Kapteyn. T.S. (1977).** Satisfaction with fitted hearing aids II. An investigation into the influence of psycho-social factors. *Scand Audiol*, 6: 171-177.
- [22]. **Kimberley B, Dymond R, Gamer A. (1994).** Bilateral digital hearing aids for binaural hearing. *Ear Nose Throat J*, 73(3): 176-179.
- [23]. **Kochkin S. (1996).** Marke Trak IV: 10 year trends in the hearing aid market- has anything changed? *The Hear J*, 49(1): 23-24.
- [24]. **Leeuw A, Dreschler W. (1991).** Advantages of directional hearing aid microphones related to room acoustics. *Audiol*, 30(6): 330-344.
- [25]. **Markides A. (1977).** Binaural hearing aids. London: Academic Press.
- [26]. **Mehrgardt S, Mellert V. (1977).** Transformation characteristics of the external human ear. *J Acoust Soc Amer*, 61(6): 1567-1576.
- [27]. **Middlebrooks JC, Makous JC, Green DM. (1989).** Directional sensitivity of sound-pressure levels in the human ear canal. *J Acoust Soc Amer*, 86(1): 89-108.
- [28]. **Mills AW. (1958).** On the minimum audible angle. *J Acoust Soc Amer*, 30: 237-246.
- [29]. **Moore BCJ. (1989).** *An Introduction to the Psychology of Hearing*. London: Academic Press.
- [30]. **Mueller HG, Holland SA, Ebinger KA. (1995).** The CIC: more than just another pretty face. *Audiology Today*, 7(5): 19-20.
- [31]. **Musicant A, Butler R. (1985).** Influence of monaural spectral cues on binaural localization. *J Acoust Soc Amer*, 77(1): 202-208.

- [32]. **Musicant A, Butler R. (1984).** The influence of pinnae-based spectral cues on sound localization. *J Acoust Soc Amer*, 75(4): 1195-2000.
- [33]. **Noble W, Byrnes D. (1991).** Auditory localization under conditions of unilateral fitting of different hearing aid systems. *Brit J Audiol*, 25(4): 237-250.
- [34]. **Noble W, Byrne D, LePage B. (1994).** Effects on sound localization of configuration and type of hearing impairment. *J Acoust Soc Amer*, 95(2): 992-1005.
- [35]. **Noble W, Byrne D, Ter-Horst K. (1997).** Auditory localization, detection of spatial separateness, and speech hearing in noise by hearing impaired listeners. *J Acoust Soc Amer*, 102(4): 2343-2352.
- [36]. **Noble W, Ter-horst K, Byrne D. (1995).** Disabilities and handicaps associated with impaired auditory localization. *J Amer Acad Audiol*, 6(2): 129-140.
- [37]. **Oldfield S, Parkers S. (1986).** Acuity of sound localization: a topography of auditory space. III. Monaural hearing conditions. *Perception*, 15(1): 67-81.
- [38]. **Orton JF, Preves DA. (1979).** Localization ability as a function of hearing aid microphone placement. *Hear Instrum*, 30(1): 18-21.
- [39]. **Perrott D, Saberi K. (1990).** Minimum audible angle thresholds for sources varying in both elevation and azimuth. *J Acoust Soc Amer*, 87(4): 1728-1731.
- [40]. **Punch J, Jenison R, Allan J, Durrant J. (1991).** Evaluation of three strategies for fitting hearing aids binaurally. *Ear & Hear*, 12(3): 205-215.
- [41]. **Rakerd B, Vander Velde TJ, Hartmann WM. (1998).** Sound localization in the median sagittal plane by listeners with presbycusis. *J Amer Acad Audiol*, 9(6): 466-479.
- [42]. **Rodgers CAP. (1981).** Pinna transformations and sound reproduction. *J audiol Eng Soc*, 29(4): 226-234.
- [43]. **Sandel TT, Teas DC, Feddersen WE, Jeffress LA. (1995).** Localization of sound from single and paired sources. *J Acoust Soc Amer*, 27: 842-852.
- [44]. **Shaw EAG. (1974).** Acoustic response of external ear replica at various angles of incidence. *J Acoust Soc Amer*, 55: 432(A).
- [45]. **Shaw EAG. (1974).** Transformation of sound pressure level from the free field to the eardrum in the horizontal plane. *J Acoust Soc Amer*, 56: 1848-1861.
- [46]. **Sinclair S, Noble W, Byrne D. (1999).** The feasibility of improving auditory localization with a high-fidelity, completely-in-the-canal hearing aid. *Aust J Audiol*, 21: 83-92.
- [47]. **Tobias JV. (1963).** Application of a "relative" procedure to a problem in binaural-beat perception. *J Acoust Soc Amer*, 35: 1442-1447.

- [48]. **Turk R. (1986)**. A clinical comparison between behind-the-ear and in-the-ear hearing aids. *Audiol Acoustics*, 25(3): 78-86.
- [49]. **Van Tasell DJ. (1998)**. New DSP instrument designed to maximize binaural benefits. *The Hear J*, 51(4).
- [50]. **Watkins AJ. (1978)**. Psychoacoustical aspects of synthesized vertical locale cues. *J Acoust Soc Amer*, 63: 1152-1165.
- [51]. **Westerman S, Topholm J. (1985)**. Comparing BTEs and ITEs for localizing speech. *Hear Instrum*, 36(2): 20-24, 36.
- [52]. **Wightman F, Kistler D. (1992)**. The dominant role of low-frequency interaural time differences in sound localization. *J Acoust Soc Amer*, 91(3): 1648-1661.
- [53]. **Yost WA. (1977)**. Lateralization of pulsed sinusoids based on interaural onset, ongoing, and offset temporal differences. *J Acoust Soc Amer*, 61: 190-194.
- [54]. **Yost WA, Wightman FL, Green DM. (1971)**. Lateralization of filtered clicks. *J Acoust Soc Amer*, 50: 1526-1531.
- [55]. **Zurek PM. (1993a)**. Binaural advantages and directional effects in speech intelligibility. In GA Studebaker, I Hochberg (Eds.), *Acoustical factors affecting hearing aid performance*. (Second ed., 255-276) Boston: Allyn & Bacon.
- [56]. **Zurek PM. (1993b)**. A note on onset effects in binaural hearing. *J Acoust Soc Amer*, 93(2): 1200-1201.
- [57]. **Collège National d'audioprothèse (2007)**. Précis d'audioprothèse. L'appareillage de l'adulte. Tome III. Le contrôle d'efficacité prothétique. Éd. du Collège National d'Audioprothèse. [57'] page 123 ; [57''] page 134 ; [57'''] page 136 ; [57'''''] page 41.
- [58]. **Olivier Després (2004)**. Thèse : « Mécanismes de localisation spatiale chez l'homme : interaction entre le système visuel et le système auditif. ». [58'] page 14 ; [58''] page 20 ; [58'''] page 18.

Site Internet:

<http://flindustries.free.fr/com/de/index.php>

Table des figures

- [a]. Figure 1 : Système de coordonnées crâniocentriques.
Olivier Després (2004). Thèse : « Mécanismes de localisation spatiale chez l'homme : interaction entre le système visuel et le système auditif. ». Page 42.
- [b]. Figure 2 : Variation de la direction de la source sonore dans le plan horizontal.
Harvey Dillon (2001). Hearings Aids. Page 372.
- [c]. Figure 3 : Différence de temps interaurale pour des sons à basses fréquences en fonction de la direction mesurée directement d'en face. Les données correspondent à la moyenne des mesures effectuées sur des personnes ainsi que sur un mannequin.
Harvey Dillon (2001). Hearings Aids. Page 373.
- [d]. Figure 4 : Différence interaurale de niveau pour trois directions de source dans le plan horizontal. Les données sont calculées à partir de Shaw (1974). Les différences de niveau interauriculaire sont nulles pour un son d'incidence frontale.
Harvey Dillon (2001). Hearings Aids. Page 373.
- [e]. Figure 5 : Variation de la direction de la source dans le plan vertical.
Harvey Dillon (2001). Hearings Aids. Page 374.
- [f]. Figure 6 : Effets de la diffraction causée par la tête enregistrés en champ libre au niveau du tympan pour cinq directions différentes sur le plan horizontal. Les données proviennent de Shaw (1974).
Harvey Dillon (2001). Hearings Aids. Page 376.
- [g]. Figure 7 : dispositif pour l'épreuve stéréaudiométriques de localisation sonore.
Collège National d'audioprothèse (2007). Précis d'audioprothèse. L'appareillage de l'adulte. Tome III. Le contrôle d'efficacité prothétique. Éd. du Collège National d'Audioprothèse. Page 135.