



HAL
open science

Directivité in-situ des systèmes microphoniques utilisés dans les appareils de correction auditive

Vincent Boulanger

► **To cite this version:**

Vincent Boulanger. Directivité in-situ des systèmes microphoniques utilisés dans les appareils de correction auditive. Médecine humaine et pathologie. 2012. hal-02095197

HAL Id: hal-02095197

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-02095197v1>

Submitted on 10 Apr 2019

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

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



AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

Université de Lorraine
Faculté de Pharmacie de Nancy

Directivité in-situ des systèmes microphoniques utilisés dans les appareils
de correction auditive :

- Étude de la dégradation de la directivité
- Analyse du système de directivité StéréoZoom de Phonak

Mémoire soutenu en vue de l'obtention du
Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste

par

Vincent Boulanger
Année 2012

Remerciements

Je tiens à remercier les personnes qui m'ont accompagné au cours de ces trois années d'étude ainsi que dans la réalisation de ce mémoire :

- M. Eric HANS, pour m'avoir fourni de nombreux documents au cours de mon stage et aidé à la rédaction de ce mémoire,
- M. Joël DUCOURNEAU, pour sa pédagogie et sa disponibilité durant ces trois années d'étude ainsi que pour son encadrement lors des nombreux tests réalisés dans ce mémoire,
- Mme le Professeur Cécile PARIETTI, Mme le Professeur Pascale FRIANT-MICHEL et M. Arnault GIRAULT pour leur enseignement particulièrement instructif et leur dévouement,
- M. Amélien DEBES et toute la société Phonak pour m'avoir donné de nombreuses informations techniques ainsi que pour le prêt des appareils auditifs nécessaires à la réalisation de ce mémoire,
- L'Institut National de Recherche et Sécurité (INRS) de Nancy-Brabois pour m'avoir prêté le matériel adéquat à la réalisation d'expériences,
- Le personnel de la faculté de Pharmacie de Nancy pour m'avoir permis d'utiliser des locaux lors de mes expérimentations,
- Ma famille et mon amie, pour leur présence, leur patience et leur indéfectible soutien lors de la rédaction de ce mémoire,
- Et pour finir, le corps professoral de l'école de Nancy et toute la promotion pour ces nombreux échanges constructifs.

Sommaire

<i>Introduction</i>	1
1. Rappels sur l'oreille humaine	2
1.1. Le système auditif	2
1.1.1. Anatomie et physiologie	2
1.1.2. La voie auditive primaire	2
1.1.3. La stéréophonie.....	3
1.1.4. L'ITD (Interaural Time Difference) ou la différence interaurale de temps	4
1.1.5. L'ILD (Interaural Level Difference) ou la différence interaurale de niveau	4
1.1.6. L'effet pavillonnaire.....	5
1.2. KEMAR	5
2. Rappels sur les appareils de correction auditive	7
2.1. Fonctionnement d'une aide auditive	7
2.1.1. Rôle d'une aide auditive	7
2.1.2. Principe de fonctionnement	7
2.1.3. Une technologie qui tend à s'améliorer	8
2.2. Le microphone omnidirectionnel.....	8
2.2.1. Historique.....	8
2.2.2. Fonctionnement	9
2.3. Le microphone directionnel.....	10
2.3.1. Historique.....	10
2.3.2. Rôle et principe	11
2.3.3. Le microphone bidirectionnel	13
2.3.4. Le microphone directionnel	14
2.3.5. Le doublet microphonique.....	18
2.3.6. Les paramètres microphoniques.....	22
2.3.6.1. La distance inter-microphonique.....	22
2.3.6.2. Le nombre de microphones mis en réseau	23

2.3.7. Les paramètres influençant la directivité	24
2.3.7.1. Equilibrage des microphones	25
2.3.7.2. Position de l'appareil	32
3. Etude expérimentale de dégradation.....	36
3.1. Matériels utilisés	36
3.1.1. Salle	36
3.1.2. Aide Auditive	37
3.1.3. Matériel d'acquisition.....	37
3.1.4. Le logiciel de traitement	39
3.1.4.1. Calibration des deux microphones	39
3.1.4.2. Entrée des paramètres.....	40
3.2. Mesures préliminaires.....	41
3.2.1. Protocole.....	41
3.2.1.1. Mesure de référence	41
3.2.1.2. Elaboration de la courbe polaire	41
3.2.2. Résultats	42
3.3. Etude de l'usure microphonique d'un appareil sur sa directivité	45
3.3.1. Protocole.....	46
3.3.2. Résultats	46
3.3.3. Conclusion.....	50
3.4. Effet des impuretés sur la courbe de directivité	51
3.4.1. Protocole.....	51
3.4.2. Résultats	52
3.4.3. Conclusion.....	57
3.5. Effet de l'inclinaison d'un appareil sur sa directivité	57
3.5.1. Protocole.....	58
3.5.2. Résultats	60
3.5.3. Conclusion.....	63
3.6. Etude multifactorielle.....	63
3.6.1. Protocole.....	64
3.6.2. Résultats	64
3.6.3. Conclusion.....	67

3.7. Modification polaire par l'effet d'ombre de la tête.....	67
3.7.1. Protocole.....	68
3.7.2. Résultats	71
3.7.3. Conclusion.....	75
3.8. Analyse globale	76
<i>4. Etude expérimentale du nouveau système de directivité StéréoZoom de Phonak</i>	<i>76</i>
4.1. Matériel	76
4.2. Protocole	77
4.3. Résultats	81
4.4. Conclusion.....	83
<i>Bilan de cette étude.....</i>	<i>84</i>
<i>Bibliographie</i>	<i>85</i>
<i>Annexe 1</i>	<i>88</i>

Introduction

Depuis son invention en 1931 [1], le microphone directionnel n'a cessé de s'améliorer au fil du temps. Sa capacité à exploiter les caractéristiques spatiales du son pour améliorer la netteté des voix et diminuer le bruit aux alentours l'ont rendu très utile après ses premiers pas dans le monde de l'audioprothèse à la fin des années 1960 [2]. Aujourd'hui, la société Knowles est l'un des plus gros fournisseurs et fabricants de microphones directionnels pour l'audioprothèse.

Au cours de nos trois stages d'audioprothèse, nous avons eu l'occasion de participer à un nombre de rendez-vous d'appareillage et de suivi de patients suffisants pour observer qu'un problème revenait fréquemment chez les personnes appareillées : celui de la compréhension en milieu bruyant. Il arrivait de temps en temps, avec la trop grande quantité d'informations à enregistrer, que ces personnes oublient la conduite à tenir pour favoriser l'intelligibilité. A cette occasion, nous rappelions donc les règles à adopter à notre patient lorsqu'il était à un repas de famille, ou au restaurant : toujours bien regarder la personne qui parle et tourner le dos du mieux possible aux sources de bruits gênantes, et cela pour plusieurs raisons :

- Se mettre face à la personne qui parle permet de s'aider de la lecture labiale et donc d'améliorer l'intégration,
- En positionnant la personne que l'on veut entendre en face et le bruit perturbant derrière, l'appareil va exploiter cette caractéristique spatiale et son système de directivité pourra alors améliorer le rapport signal/bruit et donc la compréhension.

Cependant, même en respectant cela, certains malentendants se trouvaient toujours en situation de gêne et ne pouvaient pas distinguer la voix lorsque des sources de bruits environnantes étaient en place. D'autres ne percevaient aucune différence entre un programme directionnel et un programme omnidirectionnel avec leur appareil.

Suite à un travail pratique effectué à la faculté de pharmacie de Nancy portant sur la directivité, nous sommes aperçus de la grande sensibilité du dispositif directionnel aux facteurs environnementaux. Nous avons alors compris une partie des problèmes que les malentendants pouvaient avoir en situation bruyante. A partir de ce constat, pour mieux comprendre le fonctionnement de l'appareil lorsque la directivité est en fonction, nous avons décidé de faire ce mémoire sur la sensibilité des systèmes directionnels en présence de différents facteurs perturbants.

Après avoir fait quelques rappels sur l'oreille et les systèmes directs, nous étudierons l'influence de différents facteurs perturbants comme la dérive de sensibilité ou encore l'inclinaison de l'aide auditive sur la directionnalité. Ce mémoire sera complété par une analyse du nouveau système de directivité de Phonak : le « StéréoZoom ».

1. Rappels sur l'oreille humaine

1.1. Le système auditif

1.1.1. Anatomie et physiologie

L'oreille humaine est constituée de trois parties [3, 4] :

- L'oreille externe, constituée du pavillon, du conduit auditif externe et du tympan. C'est une antenne acoustique qui sert à la diffraction des ondes acoustiques. Elle a aussi le rôle d'une fonction de transfert (transformation en amplitude et en phase de la pression acoustique incidente) et de localisation des sources sonores dans l'espace.
- L'oreille moyenne, composée des osselets, de la trompe d'Eustache et de la face interne du tympan. Elle a aussi une fonction de transfert, mais sa caractéristique principale est d'être un adaptateur d'impédance entre le milieu aérien de l'oreille externe et le milieu liquidien de l'oreille interne. Son rôle est aussi de protéger l'oreille interne des sons trop forts (réflexe stapédien).
- L'oreille interne, caractérisée par la cochlée et les canaux semi-circulaires. La cochlée est un transducteur mécano-neurosensitif (transforme l'énergie mécanique en influx nerveux) qui sert d'intermédiaire entre le son et le cerveau. Les canaux semi-circulaires servent à l'équilibre du sujet, conjointement avec la vue et la proprioception.

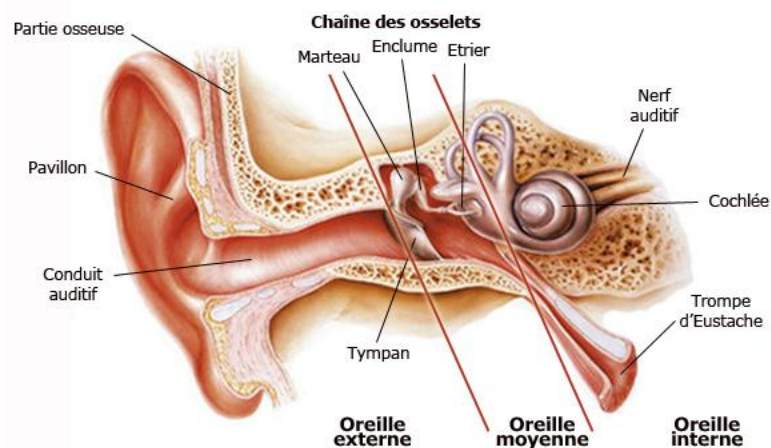


Figure 1 : Schéma coupe de l'oreille humaine [5]

1.1.2. La voie auditive primaire

La voie auditive primaire est celle qui va permettre d'envoyer l'information sonore de la cochlée jusqu'au cortex auditif afin qu'elle soit reconnue et mémorisée. Cette voie est rapide (fibres

myélinisées, peu de synapses) et effectue un décodage de plus en plus complexe en montant vers le cortex.

La voie auditive primaire passe par plusieurs relais (figure 2); chaque relais a un rôle spécifique dans l'analyse et le décodage de l'information sonore [3, 4] :

- Noyau cochléaire du tronc cérébral : décodage en intensité, durée, fréquence.
- Olive supérieure et colliculus inférieur : localisation dans l'espace.
- Thalamus (corps genouillé médian) : intégration des informations avec préparation d'une réponse verbale.
- Cortex auditif (aire n°4) : reconnaissance (discrimination) et mémorisation.

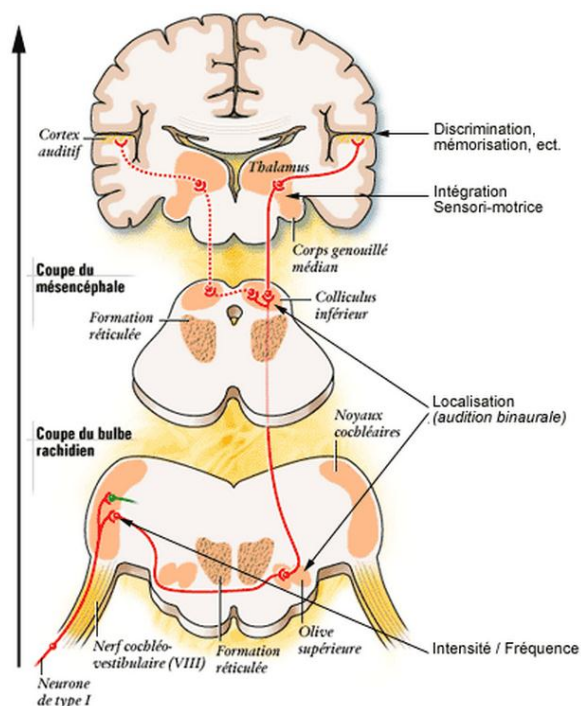


Figure 2 : Voie auditive primaire : résumé fonctionnel [6]

Le colliculus inférieur, où s'opèrent des décussations avec l'autre relais controlatéral, joue un rôle majeur dans la stéréophonie. Effectivement, les informations échangées vont permettre d'encoder de manière précise les différences interaurales de temps et d'intensité entre les deux oreilles et donc permettre la localisation sonore spatiale [7]. Ces phénomènes sont expliqués plus en détail dans ce qui suit.

1.1.3. La stéréophonie

Le fait que l'évolution ait doté l'Homme (mais aussi la majeure partie des animaux) de deux oreilles n'est pas anodin. Cette particularité présente de nombreux avantages [8a, 9]:

- une augmentation subjective de l'intensité sonore,
- une localisation sonore spatiale,
- une meilleure discrimination de la parole dans le bruit (relief sonore).

Les deux derniers points nous intéressent tout particulièrement. En effet les deux oreilles, comme le microphone directionnel, sont capables d'exploiter les caractéristiques spatiales d'un son pour améliorer la compréhension dans le bruit. Cela est possible grâce à plusieurs phénomènes : l'ITD, l'ILD et l'effet pavillonnaire [10].

1.1.4. L'ITD (Interaural Time Difference) ou la différence interaurale de temps

L'ITD se produit lorsque la source sonore n'est pas située à égale distance des deux oreilles. Cela entraîne une différence dans les temps d'arrivée du son entre l'oreille droite et l'oreille gauche. Cette différence de temps interaurale permet donc de déterminer l'azimut que fait la source sonore avec l'axe des oreilles. Les sons de basses fréquences, essentiellement inférieurs à 1500 Hz, sont localisés dans l'espace par L'ITD [10].

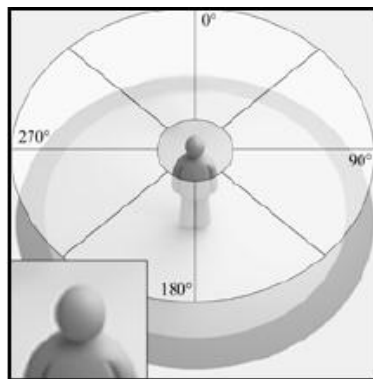


Figure 3 : Diagramme polaire. Par convention, 0° se situe en face du patient, 90° se localise à droite [10]

1.1.5. L'ILD (Interaural Level Difference) ou la différence interaurale de niveau

Après la différence de temps, le second phénomène est la différence d'intensité de l'onde sonore entre les deux oreilles. Cette différence est due à l'effet d'ombre de la tête (figure 4), car la tête est composée de muscles et de chair qui absorbent une partie des ondes acoustiques. Cette atténuation est en moyenne de 6,4 dB sur l'oreille controlatérale pour le spectre de la parole [11]. Cette atténuation varie en fonction de la fréquence du signal : plus la fréquence augmente, plus l'intensité sur l'oreille controlatérale diminue. Pour exemple nous obtenons un affaiblissement de 3 dB pour 500 Hz alors que celui-ci peut atteindre 20 dB à 6000 Hz [12]. Ce sont principalement les sons supérieurs à 1500 Hz qui sont localisés grâce à l'ILD.

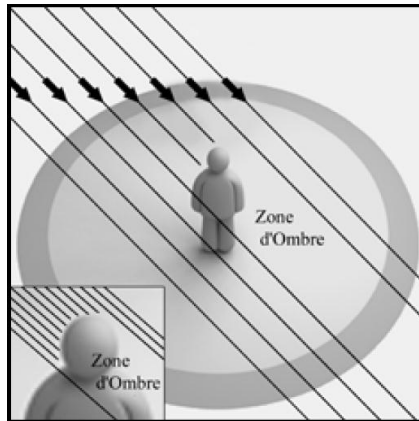


Figure 4 : Effet d'ombre de la tête [10]

1.1.6. L'effet pavillonnaire

Des réflexions sonores vont avoir lieu au niveau du pavillon, principalement en hautes fréquences. Ces réflexions interagissent entre elles et vont ainsi créer des pics et creux spectraux. La fréquence avec laquelle ces pics et creux spectraux vont apparaître va donner des indications précises sur l'origine de la source sonore [10].

1.2. KEMAR

Le KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustic Research, voir figure 6) est un mannequin développé par la société Knowles Electronics, fabricant de microphones et d'écouteurs utilisés en audioprothèse. La première version de ce mannequin fut produite en 1972. L'objectif de ce mannequin est de fournir un outil de mesure qui permet de simuler le sujet malentendant. Il se compose d'une tête et d'un torse, avec une longueur de cou ajustable (mesures hommes ou femmes). Mais le plus important est la présence d'un simulateur acoustique de conduit auditif. Ce simulateur de conduit est un coupleur de Zwislocki (1.26 cm^3), semblable au simulateur d'oreille occluse. Les mesures prises sur ce type de mannequin sont donc beaucoup plus précises que celles faites sur un coupleur 2cc, et cela pour plusieurs raisons :

- La cavité du coupleur de Zwislocki est beaucoup plus proche de celle de l'oreille d'un malentendant lorsqu'il y a embout. La pression acoustique y est plus forte que dans un coupleur de 2cc, et particulièrement dans les aigus [13a],
- La présence d'une tête, oreille, épaule et torse simule en partie les réflexions des ondes acoustiques sur les parties du corps, ce qui peut faire varier la pression acoustique résultante au fond du coupleur de Zwislocki.

La courbe de directivité du mannequin oreille non occluse simule la directivité d'une oreille humaine lorsque rien ne l'obstrue. On peut y observer l'effet d'ombre de la tête. Elle est montrée à la figure suivante :

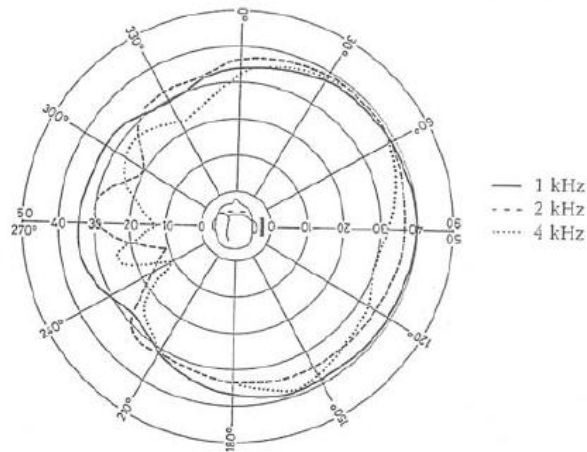


Figure 5 : Courbes de directivité du mannequin oreilles nues [13b]

Le KEMAR est né suite à la forte demande de pouvoir réaliser des tests réalistes et reproductibles sur des appareils type contours d'oreille et intra-auriculaires [14]



Figure 6 : Le KEMAR [14]

La taille du KEMAR a été normalisée sur la moyenne du gabarit d'environ 5000 hommes et femmes de l'US Air Force. Des tailles d'oreilles différentes sont possibles avec des souplesses différentes (35 et 55 Shore). Au fil du temps, des améliorations ont été apportées au mannequin (comme l'ajout d'un simulateur de voix, ou d'un système pour simplifier la calibration) pour tester d'autres dispositifs tels que les téléphones portables ou les micro-casques [15].



Figure 7 : Tests vocaux sur les téléphones

Portables [14]



Figure 8 : Calibration du simulateur d'oreille

avec un pistonphone [14]

2. Rappels sur les appareils de correction auditive

Pour comprendre correctement les expériences qui vont suivre, il est nécessaire de faire un rappel sur le fonctionnement des aides auditives et plus particulièrement les systèmes directionnels.

2.1. Fonctionnement d'une aide auditive

2.1.1. Rôle d'une aide auditive

Le premier rôle d'une aide auditive fut d'amplifier le champ acoustique environnant pour l'introduire dans le champ auditif résiduel du malentendant. Cette fonction trouva ses limites lorsque l'on prit connaissance du fait qu'il ne suffisait pas d'entendre pour comprendre un message vocal. En effet, le principal problème des personnes qui viennent nous rendre visite est la difficulté à faire la distinction entre le message vocal utile et le bruit environnant. Cette difficulté est due à plusieurs phénomènes complexes comme les pertes neuronales ou sensorielles, provoquant distorsions d'intensités, fréquentielles et/ou temporelles [16,17]. Malheureusement, même la plus sophistiquée des prothèses auditives actuelles est incapable de modifier le message neuronal envoyé vers le cortex auditif, ou de réparer les cellules ciliées endommagées.

Par la suite, une solution a été d'incorporer aux aides auditives des systèmes capables de séparer le bruit et le message vocal utile. Aujourd'hui encore les fabricants de prothèses auditives redoublent d'efforts pour améliorer la compréhension en améliorant le rapport du signal utile sur celui du bruit.

2.1.2. Principe de fonctionnement

Une aide auditive est constituée :

- d'un ou deux microphones à électret servant à la réception du son environnant. Ils seront étudiés plus en détail au paragraphe 2.2.2.,
- d'un convertisseur analogique/numérique,
- d'un amplificateur,

- d'un convertisseur numérique/analogique,
- d'un écouteur (haut-parleur) électromagnétique pour transmettre le son une fois qu'il a été traité,
- d'une pile pour l'alimentation électrique.

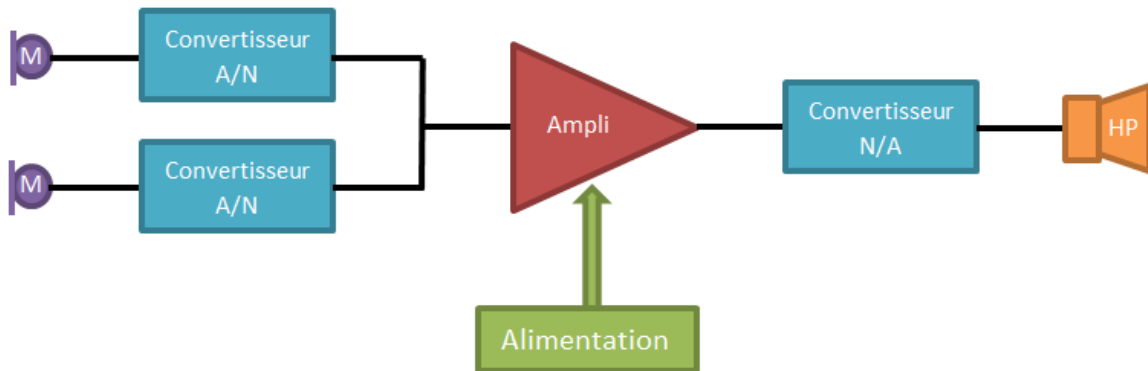


Figure 9 : Schéma de principe d'une aide auditive

2.1.3. Une technologie qui tend à s'améliorer

Les premières aides auditives étaient de simples filtres passe-haut et passe-bas, associés à un amplificateur et un écrêteur. Aujourd'hui, les avancées technologiques sont telles que de nombreux traitements du signal (compression multicanale, expansion, débruiteur, anti-larsen dynamique, directivité adaptative...) ont été intégrés aux appareils de correction auditive. Une de ces avancées est particulièrement intéressante : c'est la directivité. En effet, exploiter les caractéristiques spatiales d'un son est certainement, à l'heure actuelle, le meilleur moyen d'améliorer le rapport signal/bruit.

2.2. Le microphone omnidirectionnel

2.2.1. Historique

Emile Berliner, ingénieur allemand, fût l'inventeur du premier microphone le 4 juin 1877 [1, 18, 19]. Mais c'est à Alexander Graham Bell, ingénieur britannique, que revient l'invention du premier microphone réellement utilisable. Une grande partie des premiers développements des microphones a été menée par les laboratoires Bell [20, 21].

Par la suite, le premier microphone à condensateur a été développé en 1916 par E.C. Wente aux laboratoires Bell. Manufacturés par Georges Neumann en 1928, ces microphones (figure 10) sont devenus célèbres pour leur qualité [1, 19].



Figure 10 : Le Neumann CMV 3 [22]

2.2.2. Fonctionnement

Tous les appareils de correction auditive sont composés d'au moins un micro omnidirectionnel (figure 11). C'est un microphone de pression à une seule entrée débouchant sur une membrane sensible aux variations de pression. Cette membrane est percée d'un trou pour équilibrer la pression de part et d'autre, un peu comme le fait la trompe d'Eustache pour le tympan [13c]. C'est aussi un transducteur acoustico-électrique car il est capable de transformer la pression acoustique des ondes sonores reçues en une tension électrique proportionnelle. La simplicité du microphone omnidirectionnel permet ainsi d'obtenir un son propre, dynamique avec une réponse en fréquence plate [23].

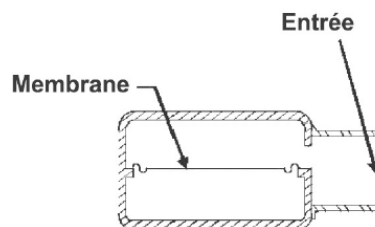


Figure 11 : Schéma de principe du microphone omnidirectionnel [24]

Les microphones omnidirectionnels utilisés en audioprothèse sont de type électret. Il s'agit d'un microphone à condensateur dont l'une des deux électrodes est constituée d'un électret, un matériau diélectrique présentant un état de polarisation électrique quasi-permanent (figure 12). Les variations de pression provoquent des mouvements d'une des électrodes, faisant ainsi varier la capacité du condensateur et donc du courant électrique [8b, 25a].

Le microphone à électret étant polarisé, il n'a pas besoin d'alimentation extérieure pour fonctionner. Néanmoins, pour augmenter sa sensibilité, la pile contenue dans la prothèse auditive lui fournit de l'énergie.

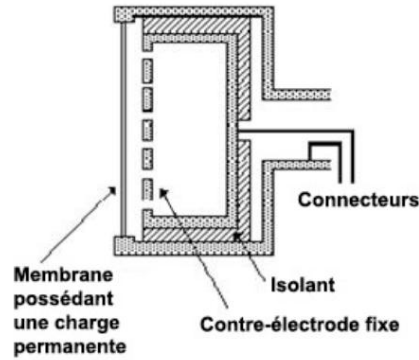


Figure 12 : Schéma de principe du microphone à électret [26]

La courbe polaire du microphone omnidirectionnel en champ libre est un cercle (figure 13). En d'autres termes, la sensibilité de ce type de microphone est indépendante de l'angle d'incidence du signal sonore [13c, 25a].

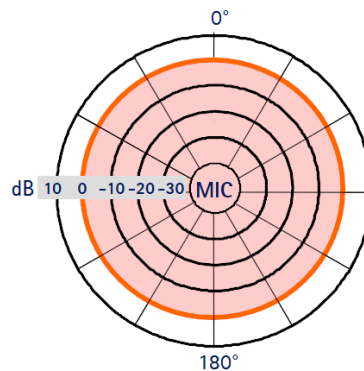


Figure 13 : Courbe polaire du microphone omnidirectionnel [13c]

2.3. Le microphone directionnel

2.3.1. Historique

Le premier microphone directionnel était un microphone à ruban et fut présenté par RCA en 1931 [1]. Ce microphone, le RCA 44A (figure 14), devint l'un des microphones les plus utilisés dans l'enregistrement de la voix car il permettait d'éliminer les sons indésirables provenant des côtés grâce à son système bidirectionnel (expliqué plus loin). Plus tard, en 1932, le 77A fut le premier microphone type cardioïde [1, 27].



Figure 14 : Le RCA 44A [27]

Ce n'est finalement qu'à la fin des années 1960 que les premiers microphones directionnels furent intégrés aux aides auditives, avec la série 568 du fabricant Oticon [2]. Malheureusement, ils n'ont que peu attiré l'attention car la directivité de ces premiers modèles n'était pas très efficace et ne procurait pas de véritables avantages par rapport à l'utilisation d'aides auditives conventionnelles. De plus, cette période coïncida avec l'arrivée des intra-auriculaires, appareils dans lesquels les micros directionnels étaient difficiles à utiliser pour des raisons de place, et moins indispensables compte tenu de l'effet directionnel naturel du pavillon.

Pour ces raisons, les microphones directionnels ont presque disparu de la gamme d'aides auditives dans les années 1980. C'est seulement dans les années 1990 que le microphone directionnel est réapparu. L'intégration aux nouveaux appareils de la technologie numérique et de la directivité améliorée a fourni à l'utilisateur des avantages importants [28].

2.3.2. Rôle et principe

L'objectif audioprothétique est de restaurer au mieux et en toutes circonstances les meilleures capacités de communication. En effet, retrouver le pouvoir de communiquer confortablement dans un maximum de situations possibles reste la première préoccupation des malentendants qui viennent nous rendre visite.

A ce stade, il est nécessaire de faire la distinction entre deux notions : l'audibilité et l'intelligibilité. Retrouver le pouvoir de communiquer confortablement ne veut pas dire retrouver un maximum d'audibilité, mais bien un maximum d'intelligibilité. Audibilité et intelligibilité ne sont pas synonymes. L'audibilité est une condition nécessaire à l'intelligibilité, mais pas une condition suffisante [13c]. Lorsqu'il y a une altération de la perception des signaux (due à une surdité), des troubles d'intégration peuvent survenir. Ces troubles se manifestent par l'incapacité de superposer une forme sensorielle reçue (un mot ou une phrase) à une forme mémorisée antérieurement (souvenir de ce mot) car la forme sensorielle reçue présente trop de distorsion [29]. Ces problèmes d'intégration vont survenir principalement en présence de bruit, car celui-ci accentue la déformation du signal.

Pour qu'il puisse atteindre les mêmes scores d'intelligibilité dans le bruit qu'un normo-entendant, le déficient auditif doit bénéficier d'une bien meilleure émergence du signal dans le bruit. Killion a quantifié cet aspect de l'affection auditive en fonction de l'importance de la perte auditive [30].

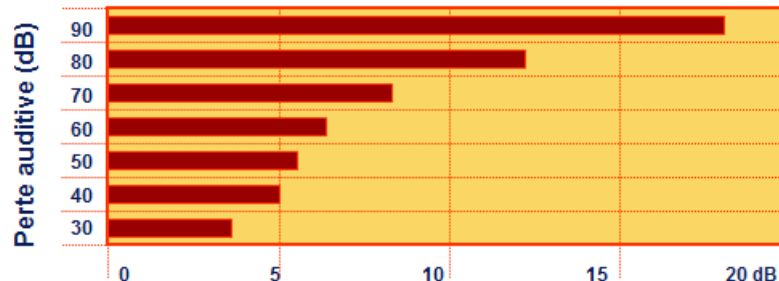


Figure 15 : S/B requis pour 50% de reconnaissance vocale en fonction de la perte auditive [30]

Pour favoriser l'émergence du signal utile par rapport aux bruits, il faut être capable de les distinguer. La difficulté est qu'il n'existe pas réellement de caractéristiques acoustiques spécifiques qui les définissent. En effet, le plus souvent un bruit est simplement défini comme étant le signal que l'auditeur ne veut pas entendre.

Lors d'un repas dans un restaurant ou un dîner de famille, le signal utile que l'auditeur souhaite entendre est généralement une voix. Le bruit, qui vient gêner la compréhension, est la superposition de plusieurs voix des personnes environnantes. Le signal utile et le bruit ayant une structure acoustique semblable (même si le brouhaha est un peu moins aigu), l'appareil aura du mal à faire la distinction entre les deux. Un traitement numérique, même de dernière génération, risquera d'agir non seulement sur le bruit mais aussi sur la parole que l'auditeur souhaite comprendre. Le rapport signal sur bruit restera donc inchangé [13c] (figure 16).

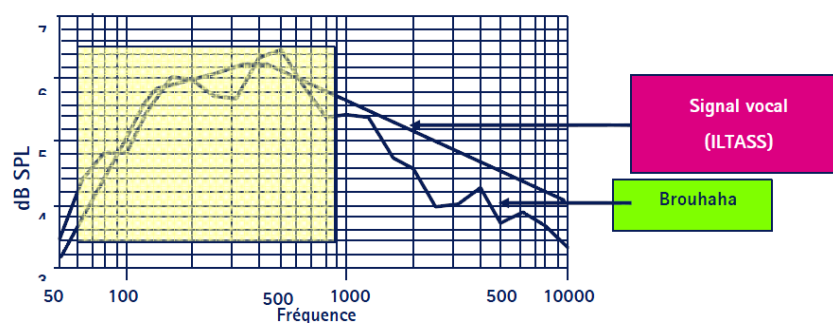


Figure 16 : Caractéristiques fréquentielles d'un brouhaha et d'un signal vocal ILTASS [13c]

On peut conclure de ce constat que le moyen le plus efficace serait d'éviter que le signal perturbant ne pénètre dans le système de traitement du signal de l'appareil. Pour cela on part du principe que la

parole utile est en général frontale à l'auditeur et les bruits perturbants répartis dans l'espace autour de lui. Cette caractéristique spatiale étant établie, les fabricants d'audioprothèses se sont donc tournés vers les microphones directionnels pour améliorer la compréhension du sujet dans le bruit. Aujourd'hui encore, les systèmes directionnels sont sans aucun doute le traitement du signal le plus utilisé chez les audioprothésistes pour satisfaire leurs patients.

Le principe du microphone directionnel est basé sur la différence de pression, et donc de phase, d'une même onde incidente au niveau des deux faces de la membrane d'un microphone. Cela lui vaut l'appellation de « microphone à gradient de pression ». Il existe plusieurs types de microphones directionnels donnant différentes courbes de directivité.

2.3.3. Le microphone bidirectionnel

Ce microphone est constitué de deux entrées débouchant chacune sur l'une des faces de la membrane [25b] (figure17).

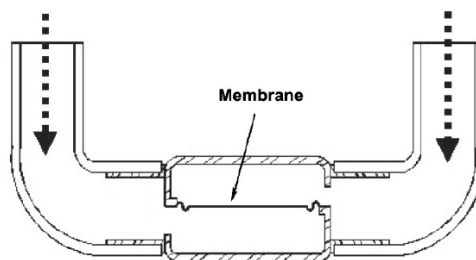


Figure 17 : Schéma de principe du microphone bidirectionnel [24]

Lorsqu'une onde sonore arrive frontalement (ou en arrière) sur les entrées du microphone, les deux pressions acoustiques sur les deux faces de la membrane se compensent. La membrane ne bougeant pas, la sensibilité y est donc nulle dans le plan médian. La courbe polaire obtenue est donc une figure dite « en 8 » comme nous le montre la figure 18.

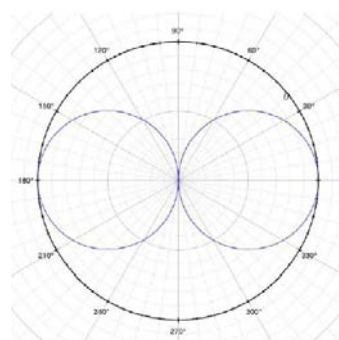


Figure 18 : Courbe polaire du microphone bidirectionnel, dite en "8" [31]

Comme vu précédemment, ce microphone était surtout utilisé dans les studios d'enregistrement pour éliminer les voix venant sur les côtés.

2.3.4. Le microphone directionnel

Son principe est le même que le microphone bidirectionnel sauf que l'on a rajouté un filtre résistif dans l'une des entrées (figure 19). Ce filtre est un matériau résistif poreux qui retarde la propagation de l'onde sonore qui le traverse. Il agit idéalement de la même manière sur toutes les fréquences. En jouant sur le retard que provoque ce filtre, on peut obtenir des courbes de directivité plus complexes que celle « en 8 » comme par exemple en « cardioïde » [13c, 25a, 25b].

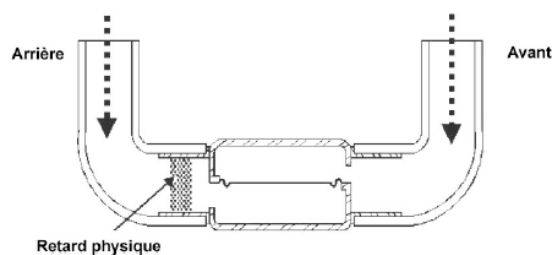


Figure 19 : Schéma de principe du microphone directionnel [24]

Dans un microphone dit « cardioïde », on cherche à avoir un maximum de sensibilité pour les sons frontaux et un minimum pour ceux venant de l'arrière. Pour cela, le retard provoqué par le filtre doit être égal au temps que met une onde sonore à parcourir la distance entre les deux entrées du microphone (différence de marche entre l'onde A et B). Nous avons donc [13c, 25b] :

- différence de marche = $T_m = \frac{d}{c}$ avec c la célérité du son ($340 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et d la distance entre les deux entrées du microphone,
- retard physique = $T_r = T_m$.

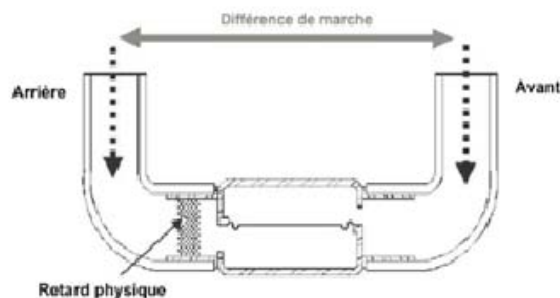


Figure 20 : Différence de marche du microphone directionnel [24]

Pour une onde venant de l'arrière :

Une onde provenant de l'arrière (figure 21) atteint la cavité avant avec un retard $t = T_m$ et la cavité arrière avec un retard provoqué $t = T_r = T_m$. Les ondes avant et arrière excitent donc la membrane avec la même amplitude et la même phase. Il y a équipression sur les deux faces de la membrane. La pression résultante est donc nulle quelle que soit la fréquence du signal sonore. Le microphone n'a donc aucune sensibilité pour les sons provenant de l'arrière [13c, 25b].

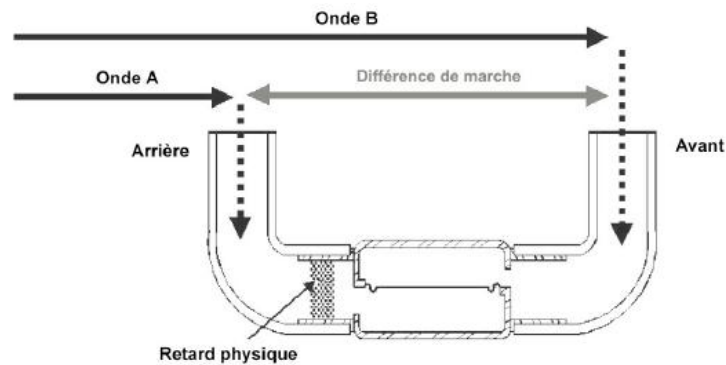


Figure 21 : Onde incidente provenant de l'arrière [24]

Pour une onde venant de l'avant :

L'onde frontale qui entre dans la cavité avant n'a pas de retard (figure 22). Par contre celle entrant dans la cavité arrière y parvient avec un retard $t = T_m + T_r$ soit $2 \times T_m$. Cette situation est donc plus complexe à étudier car le comportement du microphone dépend maintenant de la fréquence. En effet, le retard de l'onde arrivant dans la cavité arrière est fixe, mais le déphasage provoqué sera fonction de la fréquence [13c, 25b].

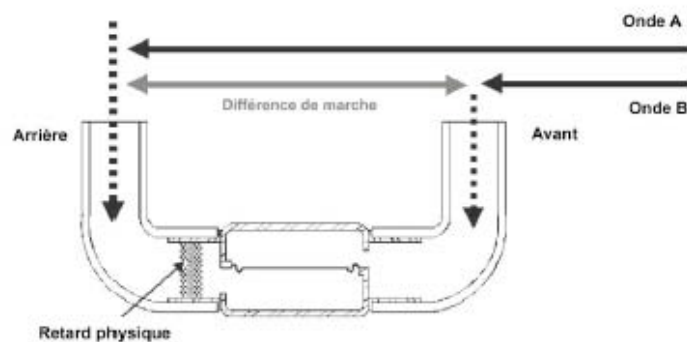


Figure 22 : Onde incidente provenant de l'avant [24]

Pour exemple, prenons une distance entre les deux entrées du microphone de 17 mm. Le retard T_m dû à la différence de marche sera :

$$T_m = \frac{d}{c} = \frac{17 \cdot 10^{-3}}{340} = 50 \cdot 10^{-6} \text{ s.}$$

$$\text{Temps de retard total du microphone} = 2 \times T_m = 100 \cdot 10^{-6} \text{ s.}$$

Si l'on prend un son de fréquence $f = 500 \text{ Hz}$, sa période est de $\frac{1}{f} = 2 \text{ ms}$. C'est 20 fois plus que le temps de retard total du microphone. La différence de phase entre l'onde A et B sera donc très faible (figure 23). Dans ces conditions, les deux faces de la membrane du microphone seront excitées par des signaux d'amplitude presque identique : nous sommes proches des conditions d'équipression de part et d'autre de la membrane. La sensibilité du microphone est donc faible dans les basses fréquences, mais elle augmente quand la fréquence augmente (+6 dB par octave) [13c, 25b].

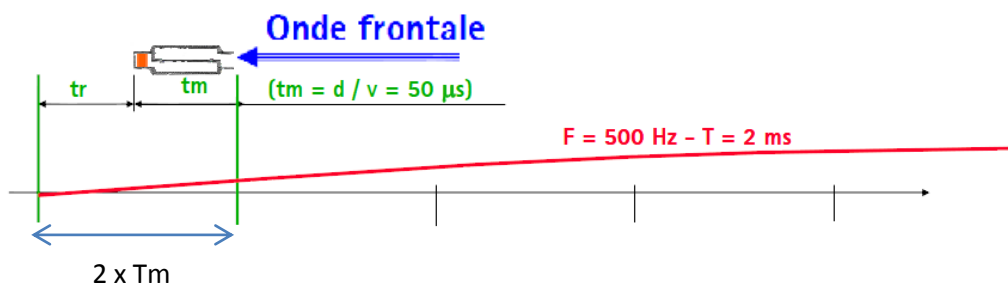


Figure 23 : Différence de phase faible entre les 2 points d'où mauvaise sensibilité [13c]

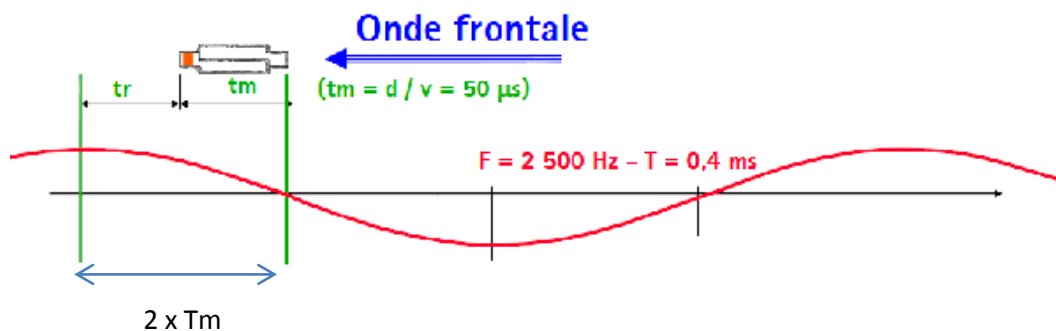


Figure 24 : Différence de phase importante entre les 2 points d'où meilleure sensibilité [13c]

Lorsque le temps de retard total du microphone $2 \times T_m$ est égal à la moitié de la période du signal, les deux signaux de part et d'autre de la membrane se trouvent exactement en opposition de phase, ce qui lui donne une sensibilité maximale. Pour cette fréquence, l'amplitude de la membrane est même doublée par rapport à un microphone omnidirectionnel, ce qui augmente donc sa sensibilité de 6 dB.

Fréquence dont la sensibilité est maximale : $f_{max} = \frac{1}{T_{max}} = \frac{1}{4 \times T_m}$ car $\frac{T_{max}}{2} = 2 \times T_m$

$$f_{max} = \frac{1}{4 \times 50.10^{-6}} = 5000 \text{ Hz}$$

Par contre, lorsque le temps de retard total du microphone $2 \times T_m$ est égal à la période du signal, les deux signaux de part et d'autre de la membrane sont en phase. Nous avons une équipression de chaque côté de la membrane et la sensibilité y est donc nulle.

Fréquence dont la sensibilité est minimale : $f_{min} = \frac{1}{T_{min}} = \frac{1}{2 \times T_m}$

$$f_{min} = \frac{1}{2 \times 50.10^{-6}} = 10000 \text{ Hz}$$

On peut ainsi tracer la courbe de réponse d'un microphone directionnel (en onde incidente frontale) par rapport à celle d'un microphone omnidirectionnel idéal (dont la sensibilité ne varie pas en fonction de la fréquence) [13c].

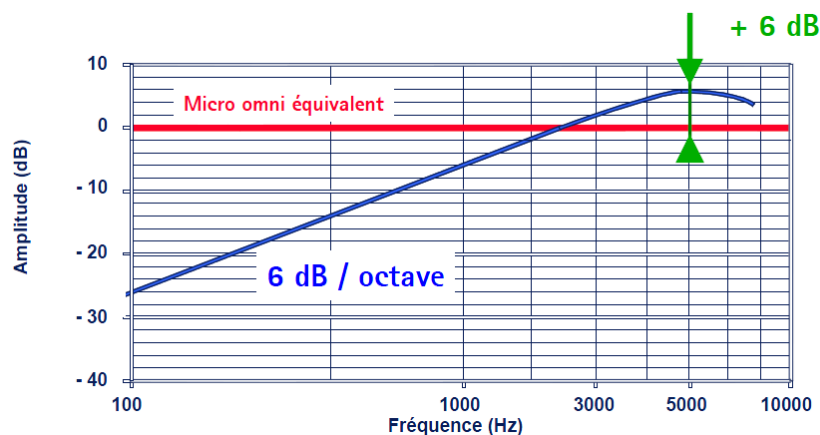


Figure 25 : Comparaison des sensibilités omnidirectionnelle et directionnelle pour $d = 17\text{mm}$ [13c]

Le microphone directionnel va donc se caractériser ainsi :

- Une pente de 6 dB par octave dans les basses fréquences,
- Des pôles de sensibilité maximale de +6 dB aux fréquences $F, 3F, 5F, \dots$ dépendant des caractéristiques du microphone (distance entre les deux entrées et retard physique),
- Des pôles de sensibilité minimale aux fréquences $2F, 4F, \dots$.

La figure 26 nous trace la courbe polaire idéale du microphone directionnel. Elle représente la sensibilité du microphone en fonction de l'azimut de la source sonore. La sensibilité frontale à 5000 Hz est ici prise comme référence pour le 0 dB.

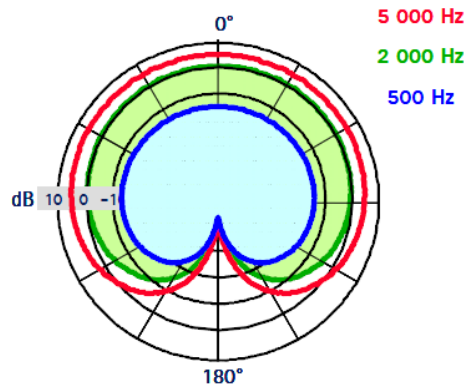


Figure 26 : Courbe polaire cardioïde du microphone directionnel [13c]

Cette courbe illustre bien les caractéristiques du microphone directionnel énumérées précédemment, à savoir une sensibilité maximale frontale, plus ou moins importante en fonction de la fréquence, et une sensibilité nulle pour les sons provenant de l'arrière.

2.3.5. Le doublet microphonique

Avec l'arrivée des technologies numériques, le microphone directionnel a été remplacé par un réseau à double microphone. Ce sont en fait deux microphones omnidirectionnels dont les signaux sont traités par le microprocesseur de l'appareil auditif ce qui permet d'obtenir la courbe de directivité souhaitée [13c].

Pour le microphone directionnel classique, le retard T_r était fixe car il était provoqué par un matériau résistif poreux. Cela obligeait donc la personne portant l'appareil à commuter entre le microphone omnidirectionnel et le microphone directionnel cardioïde.

Pour le doublet microphonique (voir figure 27), l'arrivée du signal « 2 » et le retard T_r sont gérés numériquement. L'appareil peut donc décider de passer automatiquement d'un signal omnidirectionnel avec le microphone « 1 » seul à un signal directionnel en activant le microphone « 2 ». De plus, en faisant varier le retard T_r , l'effet directionnel peut être modifié.

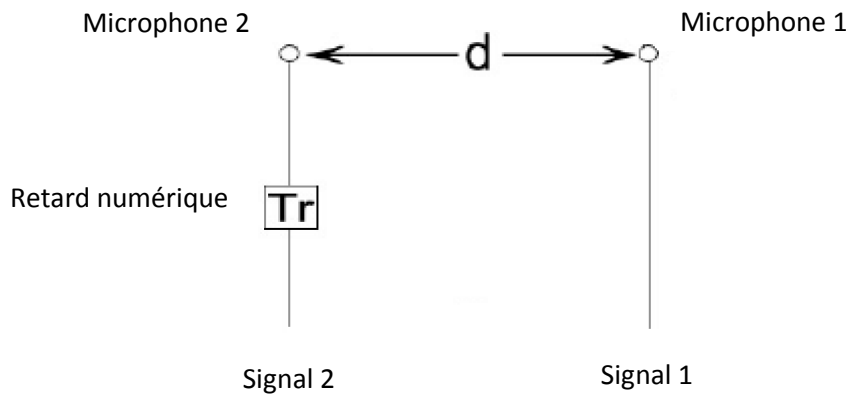


Figure 27 : Association de 2 microphones omnidirectionnels [31]

Lorsque la source sonore est suffisamment loin et la distance « d » entre les microphones 1 et 2 suffisamment petite, on peut considérer que le front d'onde est plan. De plus, nous considérerons que nous sommes en champ libre (pas d'obstacle à la propagation ou réverbérant). Nous sommes donc dans le cas d'ondes planes progressives.

Trouvons l'expression de la pression résultante P_{tot} correspondant à la différence des signaux enregistrés par le microphone 1 et 2 [25a, 31] :

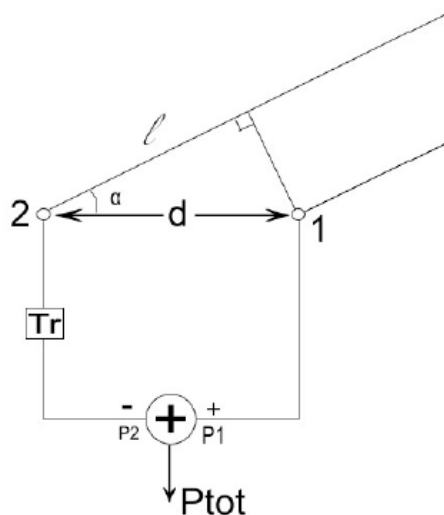


Figure 28 : Schéma de principe d'un doublet microphonique [31]

La différence de marche entre les microphones 1 et 2 de l'onde incidente est notée l (figure 28) et a pour expression :

$$l = d \times \cos \alpha \text{ avec « } \alpha \text{ » l'angle d'incidence}$$

En considérant que la distance « d » induit un retard T_m , on obtient :

$$c = \frac{d}{Tm} \text{ ou encore } d = c \times Tm$$

Le retard numérique Tr induit une différence de marche virtuelle d' :

$$d' = c \times Tr$$

Les pressions acoustiques $P1$ et $P2$ recueillies respectivement sur les microphones 1 et 2 sont égales

$$\text{à : } \begin{cases} P1 = Ae^{j\omega t} e^{-jkx} \\ P2 = Ae^{j\omega t} e^{-jk(x+l+d')} \end{cases} \text{ avec :}$$

- A l'amplitude maximale de la pression acoustique,
- $e^{j\omega t}$ le facteur temporel de l'onde,
- e^{-jkx} le facteur propagatif de l'onde,
- $\omega = 2\pi f$ la pulsation du signal (radian/seconde),
- $k = \frac{\omega}{c}$ le nombre d'onde.

$Ptot$ est la différence entre le signal 1 et le signal 2, on a donc :

$$Ptot = P1 - P2 = Ae^{j\omega t} e^{-jkx} - Ae^{j\omega t} e^{-jk(x+l+d')} = Ae^{j\omega t} e^{-jkx} (1 - e^{-jk(l+d')})$$

$$Ptot = Ae^{j\omega t} e^{-jkx} (1 - e^{-jk(c \times Tm \times \cos \alpha + c \times Tr)})$$

Or $k = \frac{\omega}{c} = \frac{2\pi f}{c}$, donc :

$$Ptot = Ae^{j\omega t} e^{-jkx} (1 - e^{-j\omega(Tm \times \cos \alpha + Tr)})$$

$$Ptot = Ae^{j\omega t} e^{-jkx} \left(e^{-j\frac{2\pi f}{2}(Tm \times \cos \alpha + Tr)} \right) \left(e^{j\frac{2\pi f}{2}(Tm \times \cos \alpha + Tr)} - e^{-j\frac{2\pi f}{2}(Tm \times \cos \alpha + Tr)} \right)$$

En utilisant la formule d'Euler nous obtenons :

$$Ptot = Ae^{j\omega t} e^{-jkx} (e^{-j\pi f(Tm \times \cos \alpha + Tr)}) \times 2j \sin[\pi f(Tm \times \cos \alpha + Tr)]$$

$$Ptot = Ae^{j\omega t} e^{-jkx} (e^{-j\pi f(Tm \times \cos \alpha + Tr)}) \times 2j \sin \left[\pi f Tr \left(1 + \frac{Tm}{Tr} \times \cos \alpha \right) \right]$$

$$Ptot = Ae^{j\omega t} e^{-jkx} (e^{-j\pi f(Tm \times \cos \alpha + Tr)}) \times 2j \cdot D(\alpha, f)$$

L'expression finale de la pression totale est le produit de plusieurs termes [31] :

- la constante A ,
- $e^{j\omega t}$ et e^{-jkx} , facteurs temporel et propagatif,
- la fonction complexe $(e^{-j\pi f(Tm \times \cos \alpha + Tr)})$, qui représente le déphasage du signal dû aux deux retards Tm et Tr ,
- la fonction $D(\alpha, f) = 2j \sin \left[\pi f Tr \left(1 + \frac{Tm}{Tr} \times \cos \alpha \right) \right]$, dont le module va conditionner la fonction directivité du réseau microphonique.

En faisant varier le temps de retard T_r , la fonction $D(\alpha, f)$ sera modifiée et nous pourrons donc obtenir différents types de directivité. Cela donne un gros avantage sur le microphone directionnel classique.

Si l'on se place dans les mêmes conditions que précédemment, c'est-à-dire avec un espacement des deux microphones de 17 mm, on obtient :

$$T_m = \frac{d}{c} = \frac{17 \cdot 10^{-3}}{340} = 50 \cdot 10^{-6} \text{ s.}$$

Le retard T_r lui, sera géré de manière à faire varier le rapport $\frac{T_m}{T_r}$.

- Si $T_r \approx \infty$, $\frac{T_m}{T_r} \approx 0$ donc $D(\alpha, f) = \sin[\pi f T_r]$. La sensibilité n'est plus fonction de l'angle, le réseau sera omnidirectionnel,
- Si $T_r = T_m$, $\frac{T_m}{T_r} = 1$ donc $D(\alpha, f) = \sin[\pi f T_r (1 + \cos \alpha)]$. Ce cas est celui étudié précédemment. Nous obtenons une courbe « cardioïde »,
- Si $T_r = \frac{T_m}{\sqrt{3}}$, $\frac{T_m}{T_r} = \sqrt{3}$ donc $D(\alpha, f) = \sin[\pi f T_r (1 + \sqrt{3} \cos \alpha)]$. La courbe obtenue est dite « supercardioïde ». Elle admet deux directions d'annulation de la sensibilité pour $(1 + \sqrt{3} \cos \alpha) = 0$, soit pour $\alpha = \pm 125^\circ$. La courbe polaire est représentée sur la figure 29.

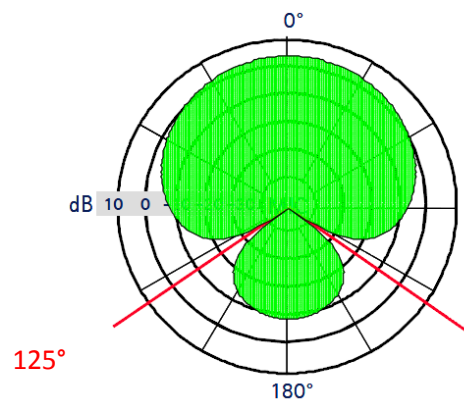


Figure 29 : Courbe polaire supercardioïde du doublet microphonique [13c]

- Si $T_r = \frac{T_m}{3}$, $\frac{T_m}{T_r} = 3$ donc $D(\alpha, f) = \sin[\pi f T_r (1 + 3 \cos \alpha)]$. La courbe obtenue est dite « hypercardioïde » (figure 30). Elle admet deux directions d'annulation de la sensibilité pour $(1 + 3 \cos \alpha) = 0$, soit pour $\alpha = \pm 110^\circ$. Le lobe arrière est plus large, dont moins atténué, que pour la directivité supercardioïde.

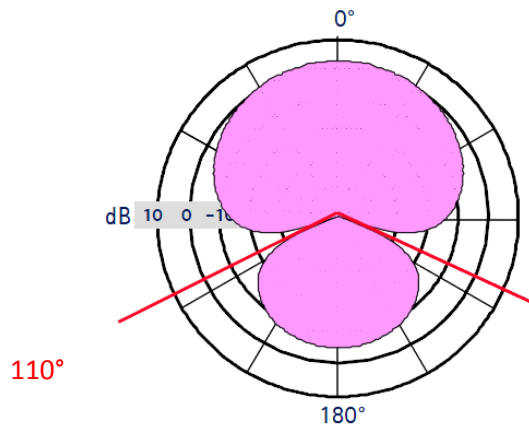


Figure 30 : Courbe polaire hypercardioïde du doublet microphonique [13c]

2.3.6. Les paramètres microphoniques

2.3.6.1. La distance inter-microphonique

Nous avons vu qu'en faisant varier le temps de retard T_r , nous pouvons modifier fortement la courbe polaire de la directivité. Si l'on venait à faire varier le temps de marche T_m , cela aurait aussi un impact non négligeable sur la directivité. Pour faire varier T_m , le seul moyen est de modifier la distance entre les deux microphones.

En augmentant la distance entre les deux microphones, le temps de marche augmente. Cela aurait pour conséquence d'augmenter la sensibilité de la directivité dans les basses fréquences. En effet, en reprenant le principe du microphone directionnel vu au paragraphe 2.3.4., plus on augmente le temps de marche T_m et plus la différence de phase est importante de part et d'autre de la membrane du microphone, surtout en basses fréquences dont la longueur d'onde est grande. Si l'on passe d'une distance inter-microphonique de 6mm à 12mm, la sensibilité est augmentée de 6 dB sur la majeure partie de la bande passante [13c]. Cependant, la fréquence de résonance étant fonction du temps de marche, celle-ci sera modifiée. Tout ceci est résumé sur la figure 31 suivante.

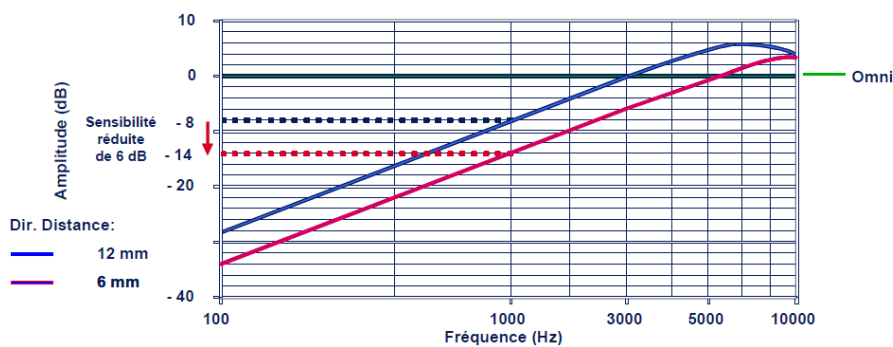
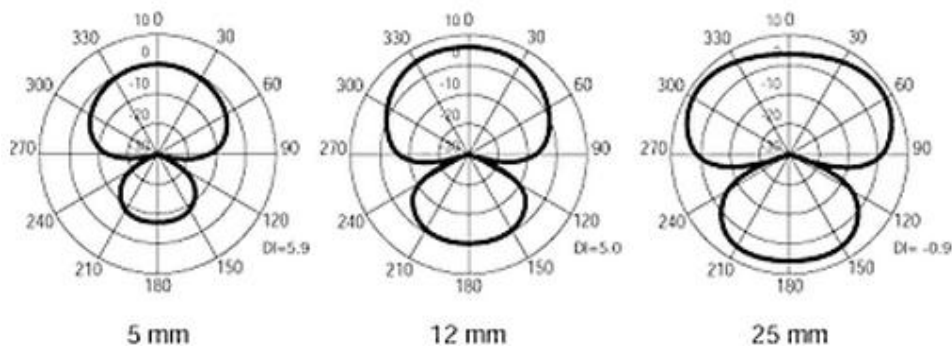


Figure 31 : Influence de la distance entre les microphones sur la courbe de réponse du microphone directionnel [13c]

Cependant, une trop grande distance entre les deux microphones peut avoir des effets négatifs comme le montre les prochaines figures :



Figures 32 : Courbe polaire hypercardioïde à 8000 Hz d'un doublet microphonique constitué de deux microphones omnidirectionnels espacés de 5mm, 12mm et 25mm [32]

Entre un espacement de 5mm et 12mm, seule la sensibilité du doublet microphonique est touchée. Cependant, on remarque que pour un espacement microphonique de 25mm, les signaux arrière et latéraux se retrouvent amplifiés par rapport au signal frontal. La compréhension en milieu bruyant sera alors nettement dégradée.

2.3.6.2. Le nombre de microphones mis en réseau

Le double microphone comme nous l'avons étudié précédemment, constitue un réseau du premier ordre (par analogie avec les filtres du premier ordre qui présentent la même pente de 6 dB par octave). Pour créer des systèmes encore plus directifs que ce réseau, il faut multiplier le nombre de microphones, comme par exemple en associant deux microphones directionnels ou quatre microphones omnidirectionnels entre eux. On peut alors obtenir des réseaux du second ordre : ils sont moins sensibles que ceux du premier ordre en basses fréquences comme le montre la figure 33, mais leurs pôles de sensibilité maximale peuvent être jusqu'à 12 dB supérieurs à celui d'un microphone omnidirectionnel. Leur courbe polaire est aussi nettement plus avantageuse que celle d'un doublet microphonique classique, avec des atténuations latérales très importantes (figure 34).

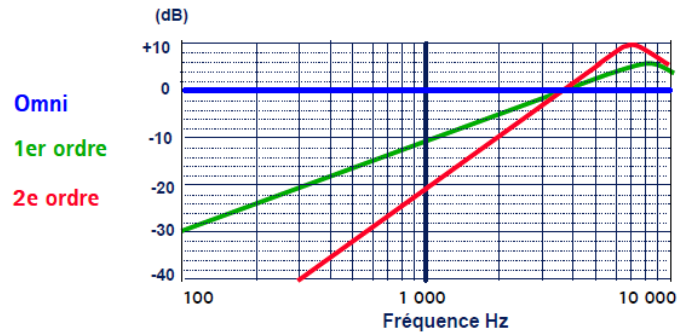


Figure 33 : Courbe de réponse des réseaux du premier et du second ordre [13c]

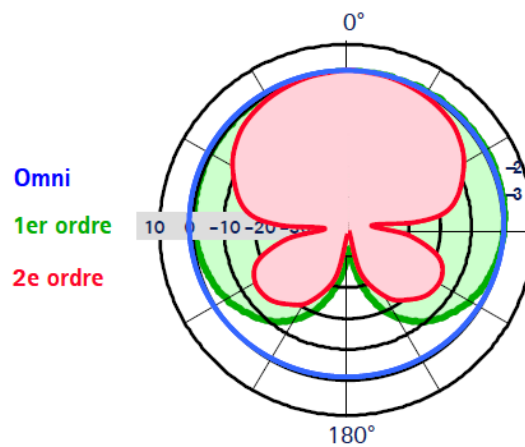


Figure 34 : Courbe polaire des réseaux du premier et du second ordre [13c]

2.3.7. Les paramètres influençant la directivité

Les doublets microphoniques ont un important avantage comparés aux microphones directionnels classiques : ils peuvent s'adapter à la situation sonore environnante et passer automatiquement d'un système omnidirectionnel à un autre directionnel : c'est le système directionnel adaptatif.

De plus, lorsque la source sonore se déplace dans l'espace autour du malentendant, l'appareil peut ajuster sa courbe de directionnalité de façon à avoir la source de bruit dans l'azimut le plus atténué, comme nous le montre la figure 35. On appelle cela le système directionnel adaptatif.

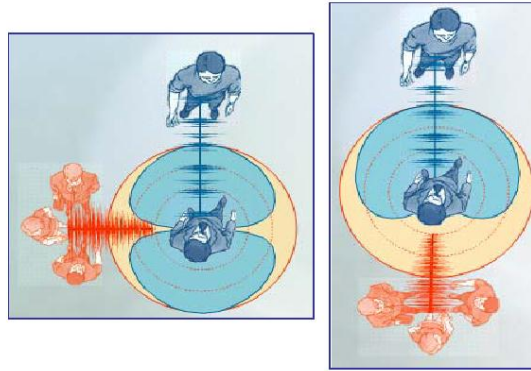


Figure 35 : Principe du système directionnel adaptatif [13c]

Dans les aides auditives actuelles, le processeur est capable de gérer une courbe de directionnalité dans chacun des canaux fréquentiels, pouvant atténuer un maximum de sources sonores perturbantes en même temps. [13c]

Néanmoins, les systèmes à double microphone ont un inconvénient majeur : ils nécessitent un calibrage (appairage) parfait des deux microphones entre eux sinon leurs effets directionnels s'atténuent. En effet, le traitement est efficace si les courbes de réponses des deux microphones sont identiques et s'il n'y a pas présence de déphasage, ce qui n'est pas toujours le cas [32, 33, 34, 35].

De plus, ces courbes de directivité vues précédemment sont établies lorsque les deux microphones sont situés dans le plan horizontal, ce qui n'est pas non plus toujours le cas lorsque l'appareil est posé sur une oreille.

2.3.7.1. Equilibrage des microphones

Pour obtenir une directivité optimale, il est essentiel que les deux microphones de l'aide auditive soient identiques en sensibilité et en phase. Un déséquilibre peut affecter rapidement la directivité du système. Deux causes différentes peuvent induire ce déséquilibre

- Le vieillissement des microphones et l'usure

En fonction des conditions de pression, température, d'humidité et d'utilisation, un vieillissement plus ou moins rapide des microphones peut survenir. Cette usure peut être accélérée si l'appareil est soumis à de fortes pressions acoustiques tout au long de la journée. Le vieillissement d'un microphone se traduit par un décalage parallèle de sa courbe de réponse (figure 36) et/ou un décalage de phase (figure 37) [13c, 25a, 34].

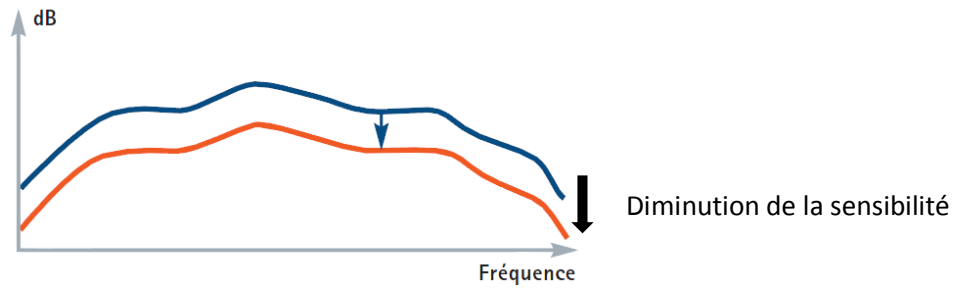


Figure 36 : Baisse de la sensibilité suite à l'usure microphonique [36]

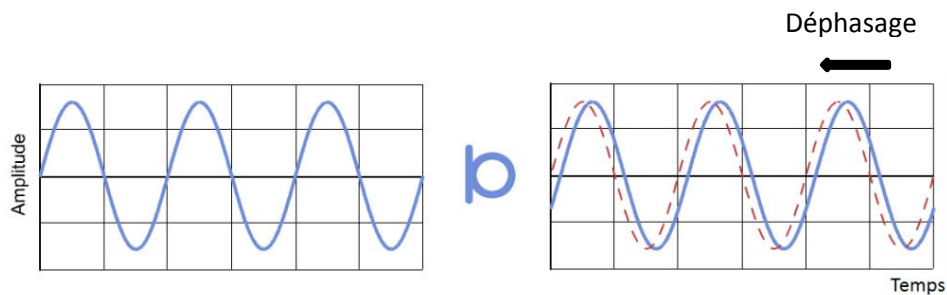


Figure 37 : Déphasage suite à l'usure microphonique [35]

Il est aussi important de préciser que lors de la fabrication des microphones, des variations de sensibilité et de phase peuvent exister entre eux : ± 3 dB de tolérance sur la sensibilité et aucun critère sur la phase [37, 32]. Cependant, lorsque ces microphones sont dédiés à un usage directionnel, Knowles appaire les microphones entre eux avant de les livrer [37]. Les fabricants d'audioprothèse appairent eux aussi une nouvelle fois les microphones en fin de chaîne de fabrication. De ce fait, lorsqu'une prothèse auditive est fabriquée, il ne devrait donc pas y avoir de dérive de sensibilité ou de déphasage.

Une étude menée par Widex en 2000 avait pour but de provoquer un vieillissement prématuré de dix microphones, en les soumettant à des conditions de température et de pression exagérées (60°C et 100% d'humidité) pendant 1 mois. Les résultats sont donnés à la suite [38] :

- Variation de sensibilité :

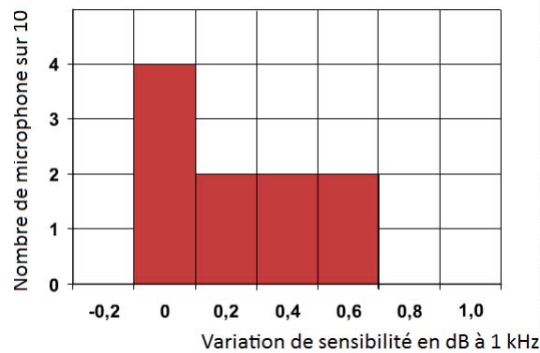


Figure 38 : Variation de sensibilité des microphones à 1000 Hz [35, 38]

4 microphones sur 10 n'ont pas eu de variation de sensibilité. Les autres en ont subi une allant de 0.2 dB de dérive à 0.6 dB à 1000Hz. Cela semble faible à première vue, mais pour évaluer l'erreur que cela engendre, nous allons utiliser un logiciel nommé « Genum Polar Primer », développé initialement par la société « Genum Corporation Software Informer » et racheté par « Sound Design Technologies » puis ensuite par « ON Semiconductor ».

Ce logiciel propose de représenter la courbe polaire d'un doublet microphonique après avoir rentré les caractéristiques de celui-ci :

- Espacement microphonique (qui va permettre au logiciel de calculer T_m),
- Retard numérique T_r (pour définir le type de directivité),
- On entre ensuite une dérive microphonique simulée d'un microphone par rapport à l'autre. Cette dérive peut être une diminution ou une augmentation de la sensibilité d'un microphone, en dB,
- On entre ensuite la fréquence à laquelle on souhaite observer la courbe polaire.

Dans cet exemple, nous allons simuler une dérive de sensibilité de 0,2 dB puis 0,6 dB pour une directivité supercardioïde ($T_r = \frac{T_m}{\sqrt{3}}$). La fréquence étudiée est 2000 Hz (figure 39 à 41).

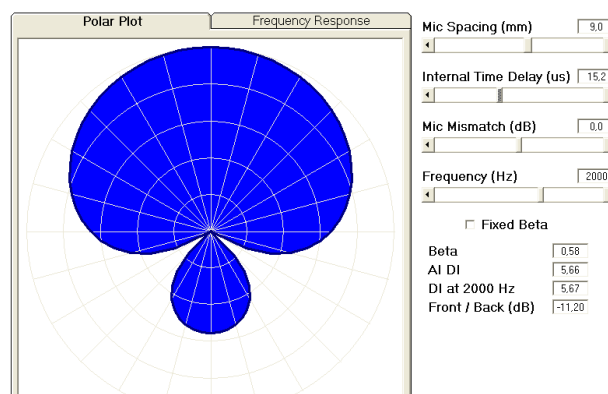


Figure 39 : Courbe supercardioïde, dérive microphonique nulle

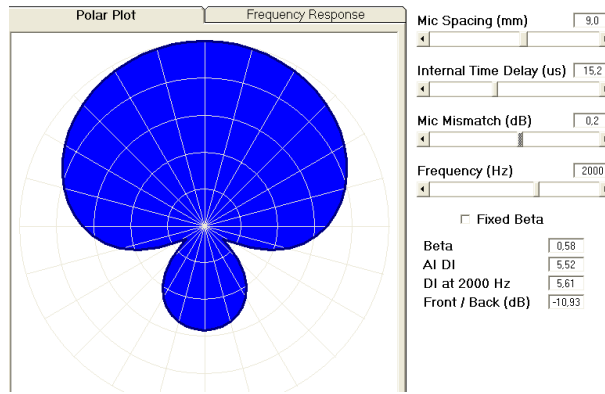


Figure 40 : Courbe supercardioïde, dérive microphonique = 0,2 dB

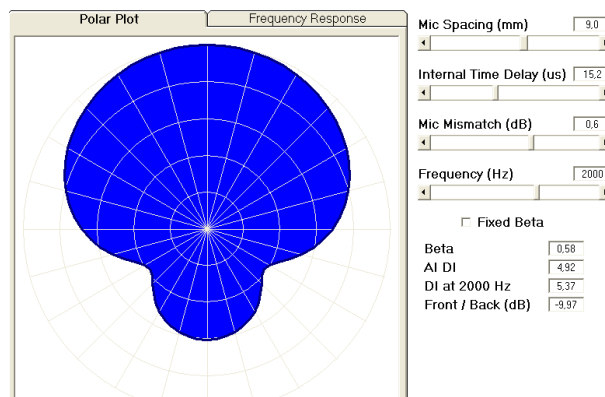


Figure 41 : Courbe supercardioïde, dérive microphonique = 0,6 dB

Cela nous permet de voir que même une petite variation de sensibilité peut mettre en péril la directivité du système. De plus, ceci est une étude théorique, donc toujours loin des conditions réelles. C'est pour cela qu'une expérience sera réalisée dans la suite de ce mémoire sur l'équilibrage des microphones.

- Variation de phase :

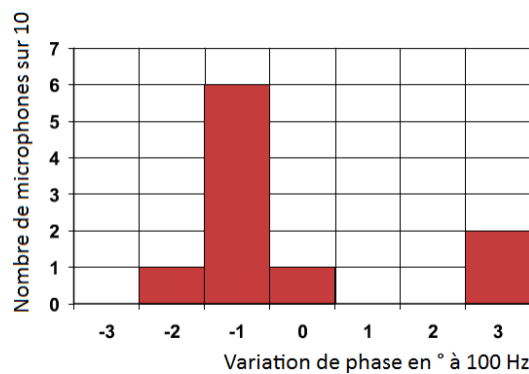


Figure 42 : Variation de phase des microphones à 100 Hz [35, 38]

9 microphones sur 10 ont eu un décalage de phase à 100 Hz (figure 42), ce qui est bien plus important que pour les variations de sensibilité. Ces variations s'étendent de -2° à $+3^\circ$. De plus, une variation de phase peut induire d'énormes changements sur la courbe de directivité. Les courbes suivantes nous montrent les variations polaires induites par un déphasage du microphone arrière par rapport à celui de devant pour une directivité de type hypercardioïde [32].

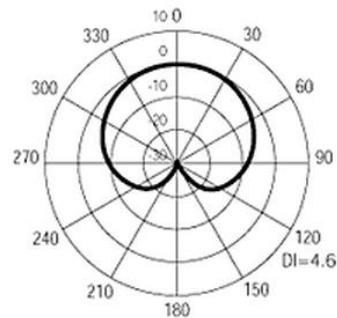


Figure 43 : Courbe hypercardioïde suite à un déphasage de $+2^\circ$ [32]

La figure 43 donne le cas de figure où le microphone arrière aurait un déphasage de $+2^\circ$ par rapport à celui de devant, à 250 Hz. Ce qui est intéressant, c'est que le type de directivité a complètement changé, passant d'une courbe hypercardioïde à une cardioïde simple.

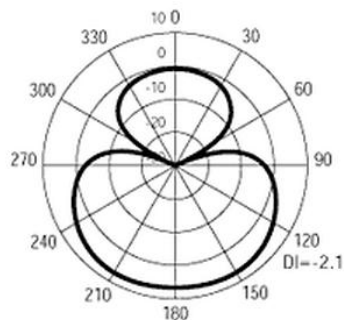


Figure 44 : Courbe hypercardioïde suite à un déphasage de -2° [32]

Cette fois ci, sur la figure 44, le microphone arrière a un déphasage de -2° par rapport à celui de devant. Ce cas de figure est aussi très intéressant car on peut remarquer que la courbe est en forme d'hypercardioïde inversée, ce qui peut être catastrophique pour la compréhension ! En effet, les sons provenant de l'arrière du malentendant (en général les bruits perturbants) se retrouvent amplifiés par rapport à ceux venant de l'avant. De plus, si la personne tourne un peu la tête lors d'une discussion, la voix de la personne en face va se retrouver dans un maximum d'atténuation.

On pourrait penser que, lors de l'utilisation normale d'une aide auditive, ses deux microphones s'usent de la même manière [24] car soumis aux mêmes conditions. Or, si les deux microphones se déséquilibraient de la même façon, on pourrait considérer qu'ils sont, au final, toujours appairés en sensibilité et en phase. Mais l'étude de chez Widex montre que même si l'on soumet deux microphones aux mêmes conditions de température et d'humidité, ceux-ci ne vieillissent pas de la même manière, avec un écart entre les deux pouvant atteindre 0.6 dB de dérive pour la sensibilité et 5° pour la phase, ce qui est assez conséquent. On peut aussi facilement imaginer que les chocs occasionnés sur l'aide auditive peuvent provoquer de petites dérives microphoniques, mais les études faites sur ce sujet se portent en général sur les écouteurs, beaucoup plus fragiles.

- Les impuretés et l'humidité

Les impuretés et l'humidité sont le deuxième facteur perturbant l'équilibrage microphonique. Elles s'insinuent dans les entrées et provoquent des modifications de la courbe de réponse en fréquence. Elles agissent comme un filtre et absorbent principalement les hautes fréquences [13c] (les petites longueurs d'onde), comme le montre la figure 45.

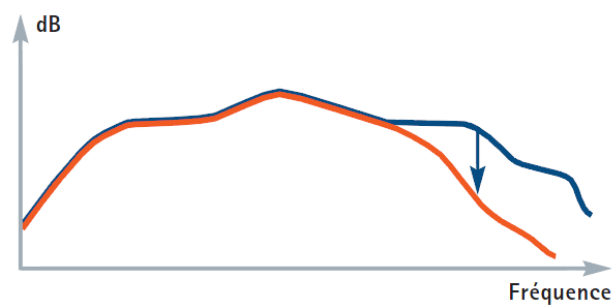


Figure 45 : Modifications de sensibilité suite à l'encrassement du microphone [36]

Pour les appareils directionnels multicanaux, seule la directivité dans les aigus sera, en théorie, affectée.

Une étude a été réalisée par Phonak sur les Claro 211 dAZ BTE en 2001. L'expérience a montré l'impact des filtres encrassés sur la directivité de 13 appareils utilisés par des malentendants pendant un an [36]. Ces filtres présentent la particularité d'être une matière absorbante pour éviter le passage d'impuretés ou d'humidité dans les entrées microphones, comme le montre la figure 46. L'avantage de ces filtres, c'est qu'ils protègent bien les microphones et sont très facilement changeables. L'inconvénient, c'est qu'ils s'encrassent plus vite que les autres types de filtres.



Figure 46 : Filtres anti-impuretés sur des Claro 211 dAZ de Phonak [36]

La figure 47 représente l'atténuation moyenne du signal arrière par rapport à celui de devant. La courbe orange est l'atténuation avec filtres usagés et la courbe bleue celle après remplacement des filtres par des neufs. On observe que les impuretés ont atténué l'effet directionnel dans les aigus, mais aussi dans les médiums.

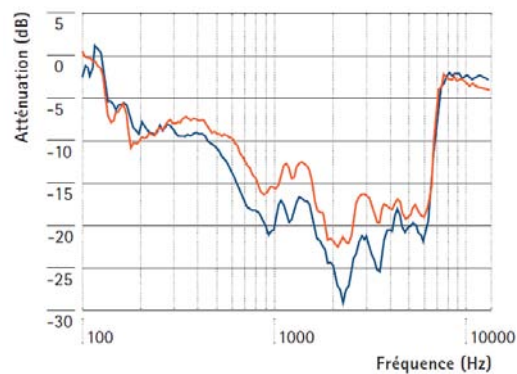


Figure 47 : Modifications de sensibilité suite à l'encrassement des filtres microphoniques [36]

L'étude stipule aussi qu'il y avait de grandes différences entre les appareils avant changement des filtres : certains conservaient encore relativement bien leur directivité alors que d'autres n'en avaient plus du tout [36]. L'encrassement ne se fait donc pas uniformément au niveau des deux entrées microphones, même lorsque ceux-ci partagent le même filtre comme pour le Claro 211 dAZ. On peut donc facilement imaginer un déséquilibre plus important provoqué par l'encrassement lorsque l'une des entrées microphones n'est pas exposée de la même manière que l'autre, comme c'est le cas pour certains appareils dont un est montré en exemple à la figure 48 :



Figure 48 : Entrées microphoniques sur un Agil pro mini rite d'Oticon [39]

Lors de mes stages en cabinet d'audioprothèse, le microphone avant sur ce type d'appareil était souvent bien plus encrassé que celui arrière. De plus, l'accès y est très étroit ce qui rend le nettoyage compliqué. Des impuretés se logent donc relativement bien dans l'entrée et peuvent y rester un certain temps. Les courbes de réponse des microphones se trouvent donc en déséquilibre, ce qui peut aller jusqu'à l'anéantissement de l'effet directif.

2.3.7.2. Position de l'appareil

Nous avons vu les effets venant modifier directement (l'usure) et indirectement (les impuretés) la courbe de réponse des microphones. Il existe aussi deux autres facteurs pouvant jouer sur la courbe de directivité d'un appareil [13c] :

- L'inclinaison de l'aide auditive sur l'oreille du patient,
- L'effet du positionnement de l'aide auditive sur l'oreille du malentendant.

Ces deux facteurs sont typiques car l'inclinaison de l'appareil sur l'oreille est un phénomène où l'audioprothésiste peut intervenir, alors que l'effet du positionnement (ou plus particulièrement l'effet d'ombre de la tête) est un facteur totalement passif et inévitable.

- L'inclinaison de l'aide auditive

Todd Ricketts a réalisé une étude en 2000 [40] pour mesurer l'impact de l'angle sur l'indice de directivité. L'expérience comprenait 12 appareils (4 appareils de 3 marques différentes) contours d'oreille placés dans des orientations différentes sur KEMAR. Les résultats sont montrés à la figure 49.

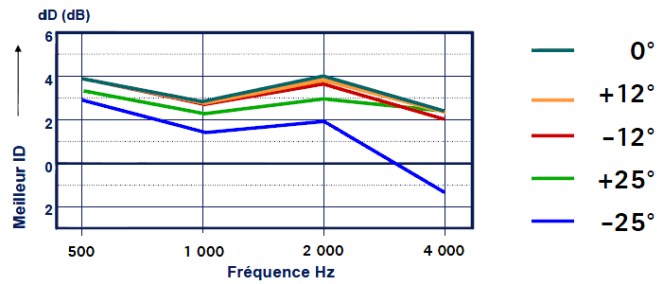


Figure 49 : Effet de l'inclinaison d'une aide auditive sur son indice de directivité [40]

L'indice de directivité moyen se dégrade modérément dans les médiums et plus sérieusement dans les aigus lorsque la ligne des microphones forme un angle d'environ 25° avec l'horizontale. La bande fréquentielle la plus riche en informations phonétiques (fricatives et occlusives) s'en trouve donc touchée.

Dans cette partie, nous avons vu la nécessité d'un bon ajustement de l'appareil sur l'oreille d'un patient à savoir un embout qui tient bien dans l'oreille et une longueur de tube sur mesure. En effet, une longueur de tube trop longue et un embout qui ressort sans arrêt de l'oreille vont faire glisser l'aide auditive exagérément derrière le pavillon et aura pour conséquence un angle d'inclinaison trop important.

Cependant, il est parfois très difficile d'obtenir un angle d'inclinaison de 0°, et ceci pour une raison simple : lorsque la conception même de l'appareil n'est pas faite pour réaliser cette condition. C'est à dire que l'appareil est courbé de telle sorte qu'il suit esthétiquement la convexité du pavillon, ne favorisant pas le positionnement horizontal des microphones. La photo suivante illustre ce genre de situation :

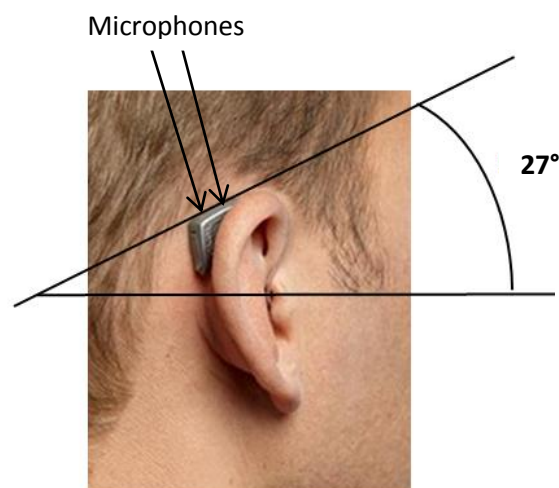


Figure 50 : Inclinaison d'une aide auditive Dual d'Oticon sur l'oreille d'un malentendant [41]

Cet appareil est correctement positionné de par sa forme, mais il ne l'est pas pour sa directivité. Un angle de 27° risque de mettre en péril l'effet directif.

Pour allier l'esthétisme et la performance de la directivité, certains fabricants ont cependant essayé de changer la forme de leurs coques pour pallier à ce problème de positionnement. C'est le cas de Phonak avec l'Audéo S Yes montré à la figure 51.



Figure 51 : Aide auditive Audéo S Yes de Phonak [42]

Les deux microphones ont été légèrement déportés pour être plus horizontaux tout en suivant au mieux la courbure de l'oreille. Ainsi, l'effet directif est mieux préservé et la compréhension aussi.

Pour les intra-auriculaires, compte tenu de la forte dispersion morphologique des oreilles humaines, il est nécessaire de faire un repère horizontal sur le moulage de l'oreille lors de la prise d'empreinte. Cela permettra au laboratoire de fabrication d'intra-auriculaires de visualiser la ligne sur laquelle les entrées des microphones doivent être positionnées. Les systèmes directionnels des intra-auriculaires sont en général présents uniquement sur les intra-conques, question de place (nécessité de mettre deux microphones). Les intra-conques représentant une petite part de marché en France (0,2% au premier trimestre 2012) [43], nous ne nous attarderons pas sur les bénéfices des systèmes directionnels sur ce type d'appareil.

Une étude sera réalisée dans la partie pratique de ce mémoire sur l'effet de l'inclinaison d'un appareil. Nous verrons ainsi les conséquences sur les courbes polaires directionnelles.

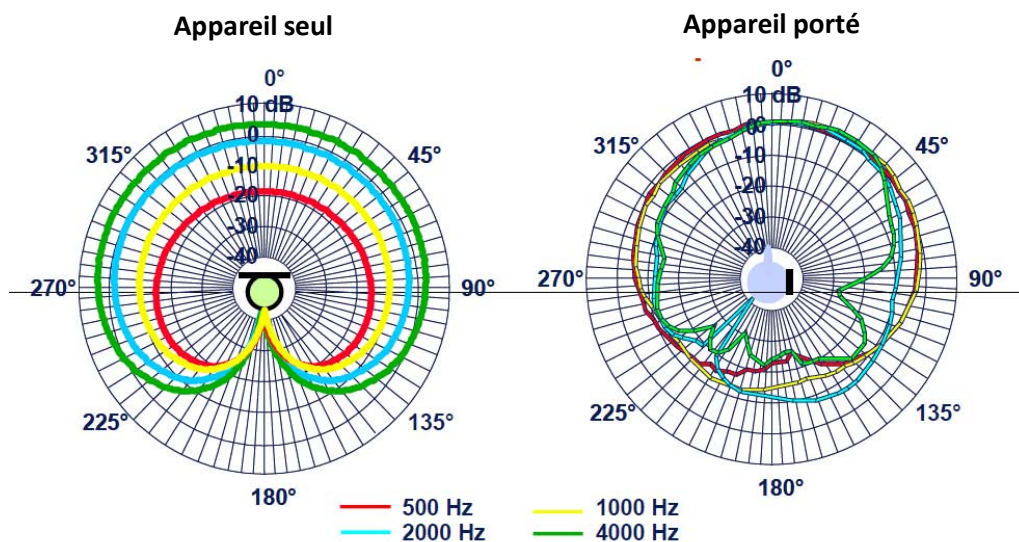
- L'effet du positionnement de l'aide auditive sur l'oreille du malentendant

Les courbes de directivité cardioïdes, supercardioïdes et autres, vues précédemment, ne sont en réalité valables que lorsque les mesures sont effectuées en champ libre, c'est-à-dire sans obstacle à la propagation de l'onde sonore, et sans matériaux réverbérants.

Lorsqu'un appareil est posé sur l'oreille d'une personne, les réflexions sonores sur la tête, les épaules et le torse du malentendant peuvent modifier la pression acoustique arrivant sur la membrane des microphones. Cela aura pour effet une modification de la courbe polaire. De plus, la tête aura un effet d'ombre sur les sons arrivant du côté de l'oreille controlatérale à celle appareillée. La pression

sonore y sera atténuée car une partie de l'énergie sera absorbée en traversant les organes. L'absorption et la réflexion d'une onde sonore dépendent de sa fréquence et du matériau traversé/réfléchissant [25c]. La courbe directionnelle ne sera donc pas modifiée de la même manière en fonction de la fréquence.

La figure 52 montre les résultats d'une étude réalisée par Phonak sur les modifications polaires provoquées par le port d'un l'appareil directionnel cardioïde du côté droit. Les mesures sont réalisées sur KEMAR.



Figures 52 : Modification polaire d'une directivité cardioïde suite au port de l'appareil sur KEMAR [13c]

Comme on peut le remarquer, la courbe polaire est très modifiée lorsque l'appareil est mis sur l'oreille :

- Le maximum d'atténuation à 180° a disparu,
- Un pic d'atténuation est apparu à 220° pour la fréquence 2000 Hz et à 105° pour 4000 Hz,
- L'amplitude du signal chute vite lorsqu'on s'éloigne de l'azimut 0° pour atteindre en moyenne 10 dB d'atténuation sur toutes les fréquences (et même environ 15 dB pour 4000 Hz). Dans une situation avec du bruit tout autour du malentendant, cela peut améliorer l'intelligibilité,
- Le microphone est devenu sensible aux basses fréquences. Nous n'avons pas de détails sur les conditions de prise des mesures ni sur le protocole de cette expérience qui pourraient justifier cela. Néanmoins, il faut savoir qu'il est difficile d'obtenir des résultats reproductibles et cohérents en basses fréquences lors de mesures sur la directivité, d'autant plus si le système ne présente que deux microphones et dont l'espacement est faible, cela a déjà été démontré lors d'autres expériences comme celle de Philippe André et son Macro Capteur en 2008 [31].

Cependant, l'effet d'ombre de la tête n'est pas celui attendu. En effet, l'atténuation sur le côté controlatéral à la prothèse auditive n'est pas présente. Cela peut s'expliquer par la constitution du KEMAR, qui ne présente pas les mêmes caractéristiques qu'une vraie tête humaine, faite de chair et d'os, qui va interagir différemment avec l'onde acoustique. C'est pour cette raison qu'une expérience identique à celle-ci sera réalisée plus loin dans ce mémoire, avec cette fois-ci une personne réelle, pour observer si les résultats obtenus sont identiques ou non.

3. Etude expérimentale de dégradation

L'idée d'une étude de la dégradation de la directivité nous est venue suite à un travail pratique fait en cours, à la faculté de Pharmacie de Nancy. Ce travail pratique portait sur l'étude des courbes polaires d'un appareil auditif. L'extrême sensibilité du dispositif directif m'a fait prendre conscience des limites que pouvait avoir ce genre de système; système pourtant très utilisé dans le monde de l'audioprothèse.

Nous avons choisi de travailler sur des courbes polaires car ce sont les représentations qui nous donnent le plus d'informations sur les déformations spatiales dues aux effets indésirables (usure, inclinaison...). Les courbes d'indice de directivité nous donnent uniquement le rapport qui existe entre la pression d'un microphone omni et la pression obtenue dans un seul azimut en mode directionnel, ce qui est restreint comme information spatiale.

Le mode de directionnalité sera toujours une supercardioïde, et cela pour plusieurs raisons :

- C'est une courbe bien connue dans le monde de l'audioprothèse,
- Elle est plus facile à obtenir qu'une courbe cardioïde. En effet, lors des tests expérimentaux, la courbe cardioïde a été la plus compliquée à obtenir car très sensible à l'appairage des microphones,
- La supercardioïde permet de mieux voir les déformations spatiales qui résultent d'effets indésirables.

Dans un souci de faire des mesures les plus représentatives possibles, du matériel spécifique est nécessaire.

3.1. Matériels utilisés

3.1.1. Salle

La salle où sont effectuées les mesures se trouve à la faculté de Pharmacie de Nancy. Elle est située au dernier étage ce qui lui permet d'être éloignée au mieux du bruit des étudiants et du personnel, ainsi que du bruit extérieur.

Des panneaux absorbants constitués d'une couche de laine de roche et d'une paroi perforée tapissent le mur de la salle pour une bonne absorption des basses fréquences [25c] (figure 53).



Figure 53 : Paroi constituée d'une multitude de résonateurs de Helmholtz

3.1.2. Aide Auditive

L'aide auditive utilisée dans cette expérience est une prothèse type Naida de chez Phonak. En fait, elle n'a de nom que la coque car l'intérieur ne contient que deux microphones. Il est possible de récupérer les signaux de sortie de chaque microphone par l'intermédiaire d'un sabot. Cela permet d'appairer les deux microphones par ordinateur et d'obtenir les courbes polaires que l'on souhaite. Cette aide auditive est alimentée par une pile 675 pour augmenter la sensibilité respective des deux microphones [25b]. Le système est relié à un rapporteur pour prendre des mesures tous les 10° (figure 54).



Figure 54 : Aide auditive sur son support

3.1.3. Matériel d'acquisition

Le son (un bruit blanc) sera envoyé par un seul haut-parleur. Son niveau sonore sera d'environ 60 dB mais cela n'est pas primordial, car les mesures seront toutes normalisées par rapport à la pression de l'azimut recherché et la pression obtenue à 0° .

Les signaux des deux microphones seront acheminés par un câble audio vers un préamplificateur, montré à la figure 55. Les deux signaux amplifiés sont ensuite envoyés vers un module d'acquisition pour pouvoir être traités par ordinateur.

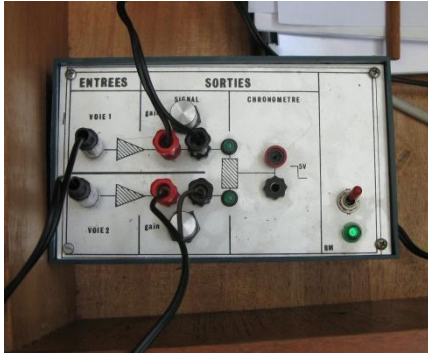


Figure 55 : Préamplificateur



Figure 56 : Carte son DSP Multiface II

Nous disposons également d'un laser Bosch PLL 360 (figure 57). Cet outil projette un rayon laser horizontal à 360° ainsi qu'une ligne verticale d'un angle d'ouverture de 120°. Il contient une mise à niveau automatique aussi bien à l'horizontal qu'à la verticale faite à l'aide d'une masse. En règle générale, la plupart des niveaux lasers d'intérieur automatiques sont pendulaires pour une question de coût. Pour simplifier, on peut imaginer un pendule auquel est fixée une diode laser. Ce pendule en métal est freiné par des aimants pour se stabiliser assez vite et donner ainsi un niveau exact. Cependant, un bouton « lock » permet d'empêcher cette mise à niveau pour faire des mesures d'angles précises. Cet appareil va nous être indispensable pour effectuer les prochaines mesures correctement.



Figure 57 : Laser Bosch PLL 360 avec mise à niveau automatique

Trois trépieds sont nécessaires :

- un pour que l'appareil auditif soit positionné bien en face du haut-parleur. Il servira aussi à mesurer l'azimut,
- un autre pour le laser,
- et enfin un dernier pour être en mesure de faire l'étude d'inclinaison avec un rapporteur.

Et enfin un ordinateur, pour traiter et analyser les données recueillies et ainsi tracer les courbes de directivité.

3.1.4. Le logiciel de traitement

Le logiciel utilisé s'appelle Matlab. C'est un environnement de programmation développé par la société The MathWorks destiné aux traitements et calculs scientifiques. Ce logiciel est utilisé dans plusieurs domaines et notamment le traitement du signal [44] car il peut décomposer un signal reçu par la transformée rapide de Fourier, ce qui nous permet d'en analyser les composantes.

Un programme, nommé « Directivity », écrit sous Matlab a été développé pour pouvoir tracer les courbes polaires de directivité. Cependant, avant de pouvoir tracer une de ces courbes, il est nécessaire d'effectuer quelques manipulations :

3.1.4.1. Calibration des deux microphones

L'aide auditive est positionnée à 90° du haut-parleur (figure 58). Cela permet aux deux microphones d'être à égale distance de celui-ci.



Figure 58 : Positionnement de l'aide auditive à 90° par rapport au haut-parleur

Un bruit blanc est envoyé par le haut-parleur, qui est réceptionné par les deux microphones de l'aide auditive. Le signal réceptionné par chaque microphone est acheminé vers l'ordinateur comme vu précédemment. « Directivity » va ensuite faire la transformée rapide de Fourier sur ces signaux

(figure 59) pour en déterminer les courbes de réponse. Les composantes sinusoïdales obtenues de chaque microphone sont comparées entre elles puis ajustées pour avoir même amplitude et même phase. L'ajustement en sensibilité se fait en bande fine.

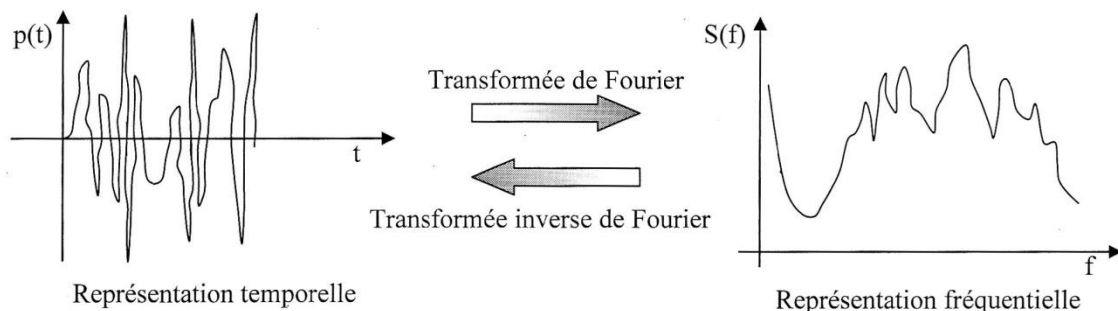


Figure 59 : Principe d'une transformée de Fourier et son inverse [25d]

L'aide auditive doit être parfaitement positionnée à 90° et un silence absolu doit être fait lors de la phase de calibration, sous peine d'avoir un mauvais appariage pour toutes les mesures faites par la suite. Une mauvaise calibration engendrera de mauvaises atténuations lors des mesures de directivité.

3.1.4.2. Entrée des paramètres

Une fois la calibration effectuée, deux paramètres doivent être configurés :

- la distance inter-microphone, qui est ici de 9 mm. Le logiciel va ainsi calculer le temps de marche :

$$Tm = \frac{d}{c} = \frac{9 \cdot 10^{-3}}{340} = 26,5 \cdot 10^{-6} \text{ s.} = 26,5 \mu\text{s}$$

- le temps de retard Tr que l'on souhaite appliquer. Cela va déterminer le type de directivité obtenu. Dans notre cas, nous allons utiliser une directivité supercardioïde pour toutes les mesures qui vont suivre :

$$Tr = \frac{Tm}{\sqrt{3}} = \frac{26,5 \cdot 10^{-6}}{\sqrt{3}} = 15,3 \mu\text{s.}$$

« Directivity » fait alors la différence entre la pression mesurée au microphone avant et celle mesurée au microphone arrière, en appliquant les deux paramètres configurés précédemment.

3.2. Mesures préliminaires

Pour pouvoir comparer les résultats entre eux, il est nécessaire d'avoir une courbe de référence. Cette courbe sera celle prise en conditions optimales, c'est-à-dire sans éléments extérieurs venant perturber la directivité.

3.2.1. Protocole

3.2.1.1. Mesure de référence

Une courbe polaire trace la sensibilité du microphone directionnel en fonction de l'azimut de la source, la sensibilité frontale étant prise comme référence. La première mesure s'effectue donc à 0°, appareil auditif en direction du haut-parleur.

Contrairement à la figure 26 vue précédemment (la mesure de référence était prise uniquement à 5000 Hz), la référence sera prise pour chaque octave, de 125 Hz à 8000 Hz. Pour toutes ces fréquences, il sera donc normal d'obtenir une sensibilité de 0 dB à l'azimut 0°, comme nous le montre la copie d'écran suivante.



Figure 60 : Mesure de référence à 0°

3.2.1.2. Elaboration de la courbe polaire

Une mesure de la pression résultante à la sortie du système microphonique (macro-capteur) sera prise tous les 10°. Lorsque le signal sera réceptionné par l'ordinateur, « Directivity » va lui appliquer les paramètres vus au 3.1.4.2. et en faire le rapport avec la pression recueillie à l'azimut 0°. Le calcul appliqué est le suivant :

$$L_{ax} = 20 \log \frac{(p_{ax})}{(p_{r\grave{e}f})} \text{ avec :}$$

- L_{ax} la sensibilité du microphone directionnel dans l'axe choisi,

- p_{ax} la pression résultante recueillie par le système microphonique dans l'axe choisi,
- p_{ref} la pression de référence prise à l'azimut 0° .

Une sensibilité négative représente une atténuation dans l'azimut recherché par rapport à un signal frontal. Et inversement pour une sensibilité positive. Un exemple est donné sur la figure 61 : l'aide auditive a été positionnée à 120° . L'atténuation obtenue est en moyenne de -13,6 dB sur 250 Hz – 8000 Hz, ce qui est tout à fait correct. Les microphones sont donc bien appairés. A chaque calibration des microphones, une mesure à 0° puis à 120° sera effectuée pour obtenir sensiblement les mêmes atténuations à chaque fois (celles-ci pouvant varier si la calibration n'est pas parfaite). Cela m'a semblé utile pour comparer les prochaines mesures entre elles, afin d'avoir toujours la même référence (le même appairage).



Figure 61 : Atténuation obtenue pour une directivité supercardioïde à un angle de 120°

Toutes ces mesures seront reportées sous Excel dans un tableau afin de tracer les courbes polaires de directivité automatiquement. Il faut noter que pour les résultats qui vont suivre, exceptés ceux de l'étude du positionnement de l'appareil sur l'oreille, seules les mesures de 0° à 180° ont été réellement effectuées. En effet, en l'absence d'obstacle à la propagation sonore, une courbe polaire supercardioïde est toujours symétrique par rapport à l'axe $0^\circ - 180^\circ$. Les mesures des angles 190° à 350° ont donc été prises par symétrie.

On peut ainsi obtenir nos courbes de directivité de référence, c'est-à-dire celles obtenues en conditions optimales.

3.2.2. Résultats

Les figures 62 à 68 représentent les courbes polaires obtenues des octaves 125 Hz à 8000 Hz en l'absence de dégradation des microphones.

Octave 125 Hz

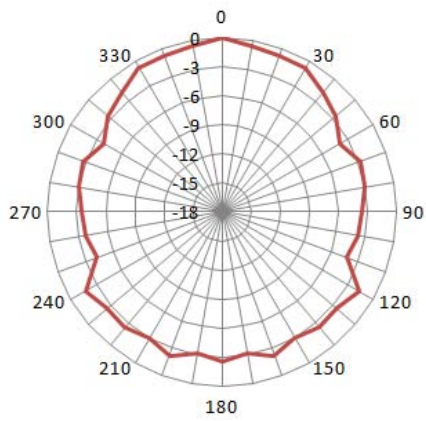


Figure 62 : Courbe de référence, 125 Hz

250 Hz

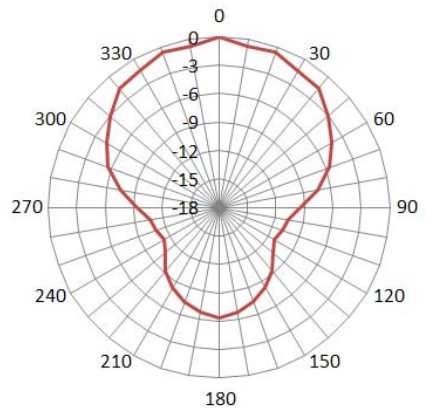


Figure 63 : Courbe de référence, 250 Hz

500 Hz

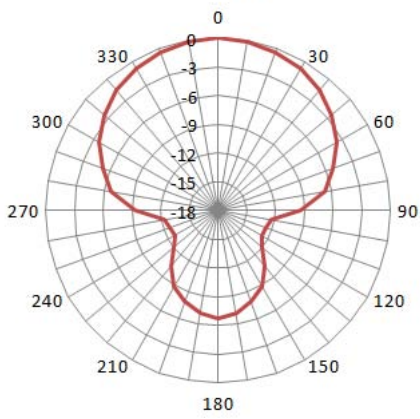


Figure 64 : Courbe de référence, 500 Hz

1000 Hz

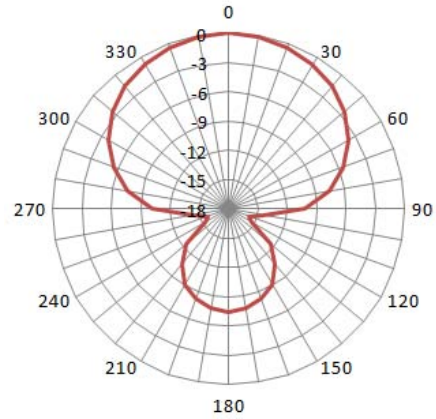


Figure 65 : Courbe de référence, 1000 Hz

2000 Hz

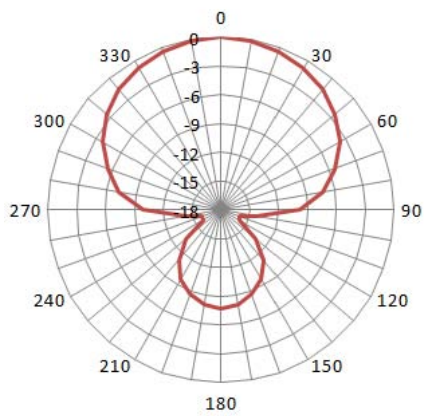


Figure 66 : Courbe de référence, 2000 Hz

4000 Hz

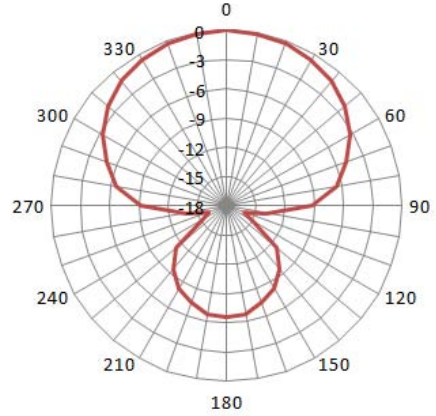


Figure 67 : Courbe de référence, 4000 Hz

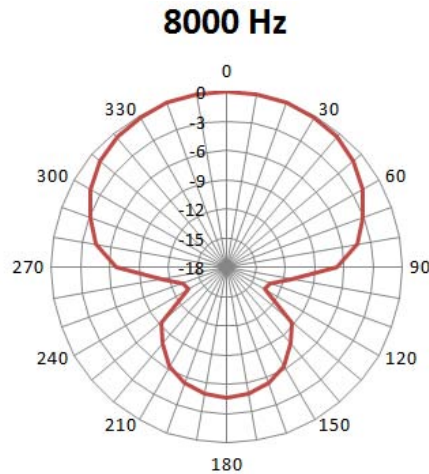


Figure 68 : Courbe de référence, 8000 Hz

On remarque que l'effet directif augmente avec la fréquence pour atteindre son maximum à partir de 1000 Hz. Comme dit précédemment, un effet directionnel dans les basses fréquences est très difficile à obtenir, en témoigne la courbe polaire à l'octave 125 Hz, presque omnidirectionnelle. La difficulté d'obtenir un effet directionnel dans les graves est due à plusieurs phénomènes :

- la bande passante des microphones utilisés,
- leur nombre réduit [31],
- le faible écartement entre les deux microphones présents, qui rend l'appairage très difficile dans les basses fréquences à cause d'une sensibilité moindre [25b].

Toutefois, la directivité à l'octave 250 Hz peut déjà être considérée comme très efficace. L'angle d'ouverture (angle à partir duquel on obtient une atténuation de 3 dB) est de 100°. L'atténuation maximale atteinte est de 12 dB à 130° (ou 230° par symétrie).

Sur la figure 69, on remarque que les courbes polaires 1000 Hz à 8000 Hz sont presque identiques. L'atténuation maximale est toujours obtenue aux alentours de 110° - 120°, atteignant 16 dB à 4000 Hz. Le lobe postérieur présente une atténuation satisfaisante avec une atténuation moyenne de 6,5 dB à 180° jusqu'à 15 dB dans son maximum, situé entre 110° et 120°.

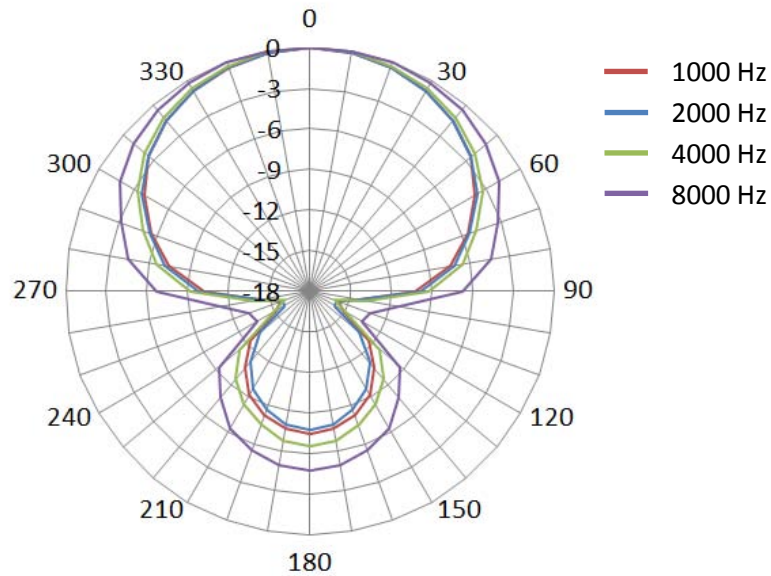


Figure 69 : Comparaison des courbes de références entre elles

Ces courbes témoignent du bon fonctionnement et de la fiabilité de l'ensemble du système, de l'aide auditive jusqu'au logiciel informatique Matlab qui traite les données. Elles seront de bonnes références pour les études qui vont suivre.

3.3. Etude de l'usure microphonique d'un appareil sur sa directivité

Comme nous avons pu le voir avec l'étude de Widex sur le vieillissement accéléré [38], les microphones subissent une baisse de sensibilité et une modification de phase lorsqu'ils vieillissent. Cependant, ces modifications sont difficiles à quantifier lorsque l'appareil est porté par un malentendant dans des conditions dites normales. Difficile oui, car le mot « normal » ne se rapporte à aucune condition de pression, de température ou d'humidité précise. Et même si c'était le cas, l'étude de chez Widex nous a montré que des variations d'usure pouvaient survenir en conditions identiques.

Néanmoins, une étude portant sur les modifications directionnelles des appareils de correction auditive publiée dans Hearing Review [34] avance le nombre de 0,25 dB de dérive microphone par an, sans préciser la provenance de cette information. Une autre étude réalisée en 2001, de Matsui et Lemons [45], a été menée sur 13 aides auditives directionnelles. Elle a montré que l'indice de directivité de ces appareils avait diminué en moyenne d'1 dB après 3 mois, alors même qu'ils n'avaient pas été utilisés pendant cette période.

Enfin, une étude plus récente [46] montre de grandes variabilités sur les modifications polaires que subissent des appareils directionnels. Ces différences s'étendent d'un changement de sensibilité d'1 dB à l'anéantissement total de l'effet directionnel, en seulement trois mois d'utilisation.

Pour l'étude qui va suivre, nous allons mesurer les effets d'une dérive microphonique de sensibilité du microphone avant par rapport à celui de derrière. Le déphasage ne sera pas étudié ici. Pour des

raisons pratiques, cette dérive sera simulée par ordinateur, avec le logiciel Matlab. Les effets d'une dérive de 0,25 à 1,25 dB seront étudiés, par pas de 0,25 dB. Si l'on prend comme référence une diminution de sensibilité moyenne de 0,25 dB par an [34], 1,25 dB de dérive correspondent donc à 5 ans d'utilisation. Période nous amenant souvent au renouvellement des prothèses auditives d'un malentendant.

3.3.1. Protocole

Les microphones ont toujours le même appareillage que précédemment pour que les courbes soient comparables entre elles.

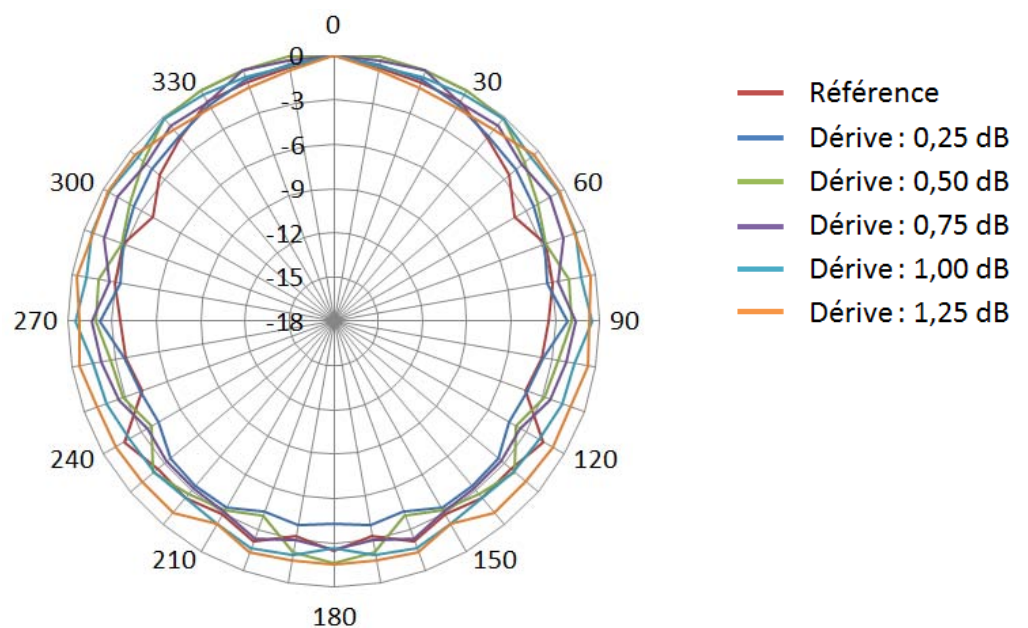
En insérant une ligne de code appropriée dans le programme « Directivity », il est possible de simuler une dérive microphonique. Cette dérive sera initialement de 0,25 dB, jusqu'à 1,25 dB pour la dernière mesure.

Les mesures de pression sont prises tous les 10° d'azimut, en effectuant la première mesure à 0° pour avoir la référence à 0 dB.

3.3.2. Résultats

Les figures suivantes montrent les différentes courbes polaires obtenues avec les cinq valeurs de dérives microphoniques simulées. Les courbes de références sans dérive sont aussi présentes pour chaque octave en titre de comparaison.

- Octave 125 Hz :



La directivité à l'octave 125 Hz étant presque omnidirectionnelle sur la courbe de référence, il n'y a donc pas de modifications polaires avec les différentes dérives microphoniques.

- Octaves 250 Hz et 500 Hz :

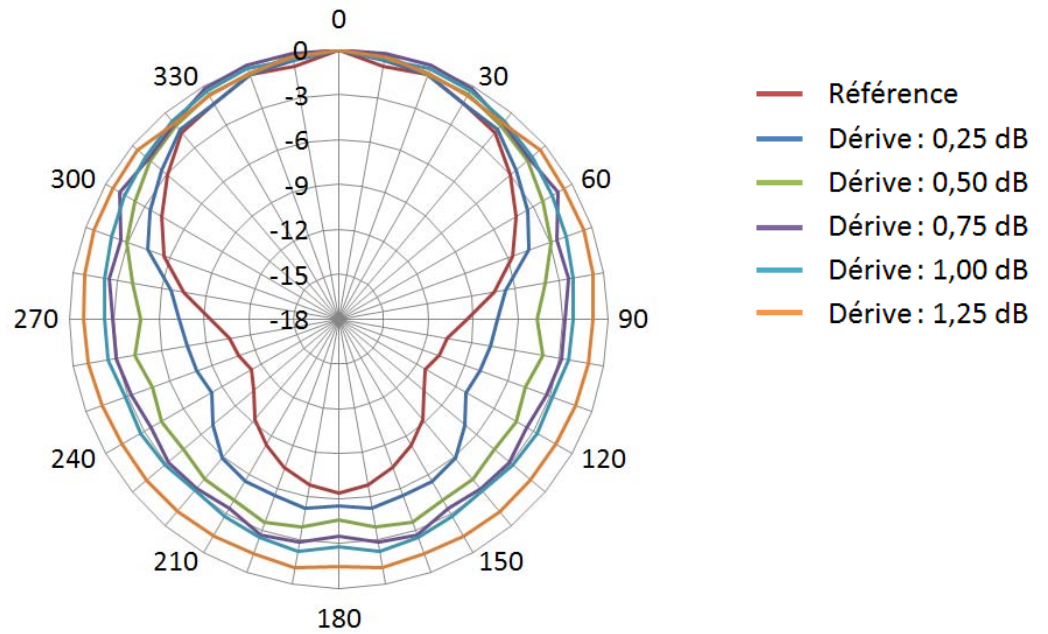


Figure 71 : Courbes des dérives microphoniques à l'octave 250 Hz

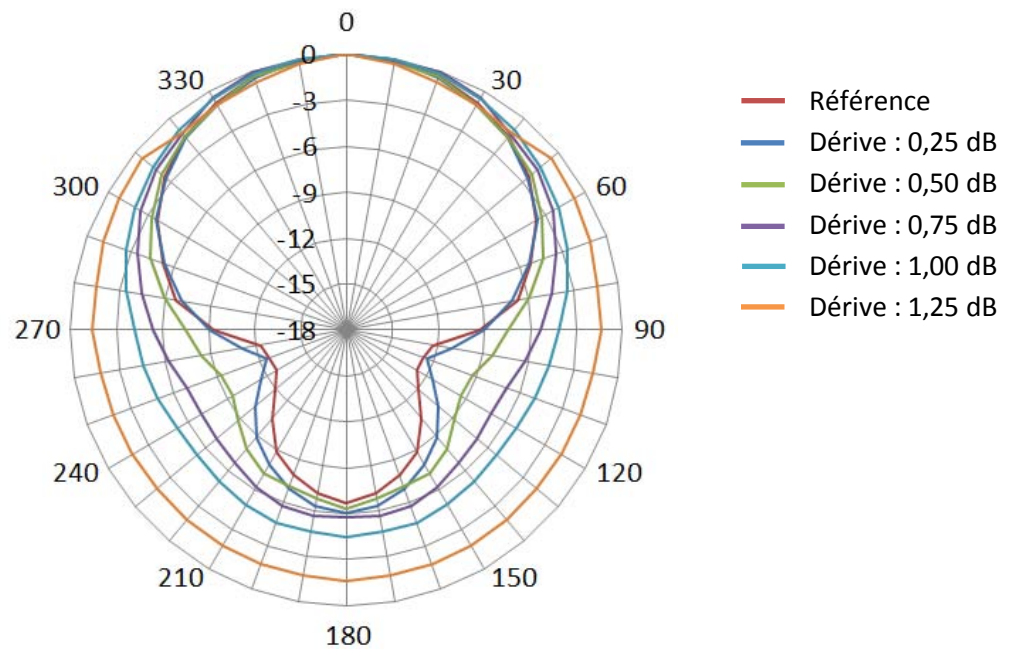
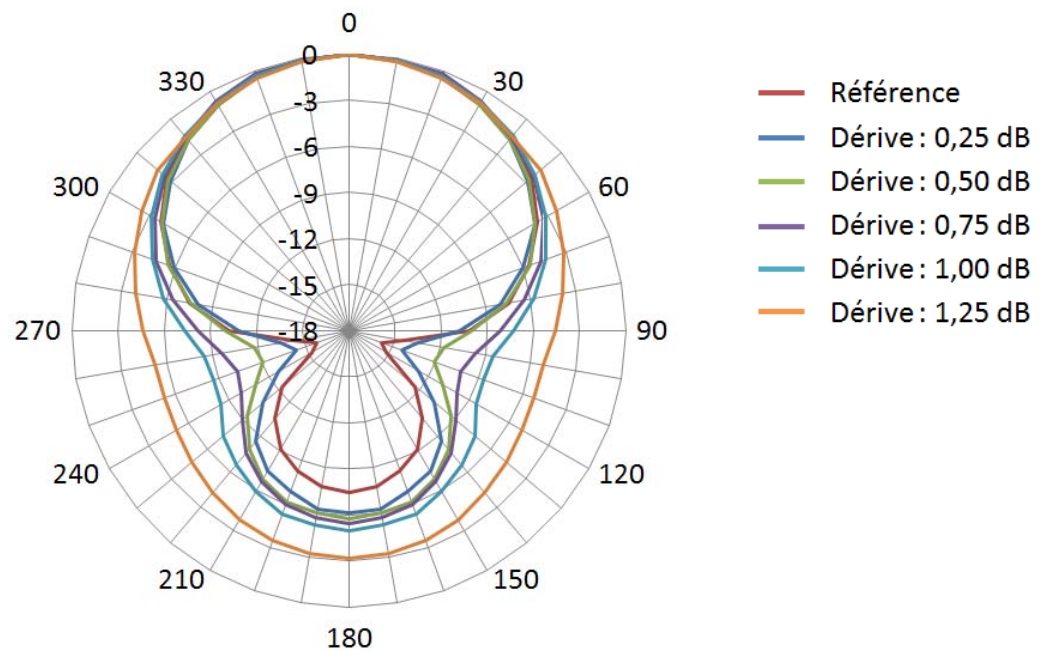


Figure 72 : Courbes des dérives microphoniques à l'octave 500 Hz

On remarque que les basses fréquences sont très touchées par les dérives microphoniques. La courbe directionnelle s'agrandit au fur et à mesure jusqu'à atteindre un système omnidirectionnel à 1,25 dB de dérive. On observe que c'est en premier la directivité située entre les deux lobes qui est touchée avant de s'étendre à l'ensemble de l'espace.

A 250 Hz, l'angle d'ouverture s'agrandit progressivement, passant par plusieurs valeurs : 100° pour la courbe de référence, puis 110°, 140°, 180°, 280° et enfin aucun pour 1,25 dB de dérive. La dégradation se fait exponentiellement. A 500 Hz, l'angle d'ouverture s'écarte aussi progressivement mais dans une moindre mesure.

- Octaves 1000 Hz et 2000 Hz :



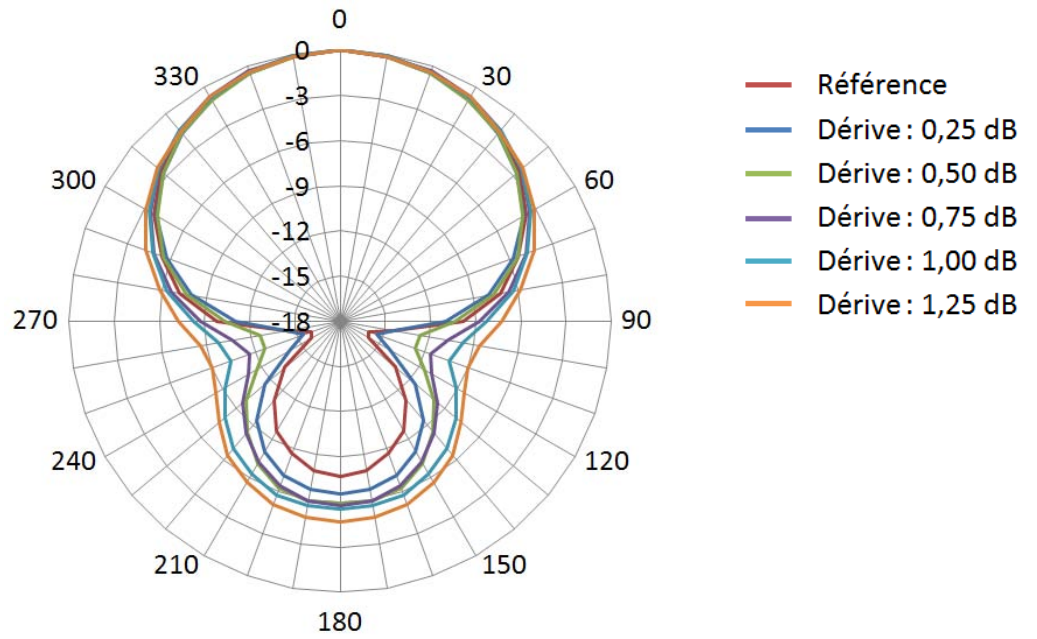


Figure 74 : Courbes des dérives microphoniques à l'octave 2000 Hz

Les fréquences médiums sont moins touchées que les graves. L'angle d'ouverture n'est pas beaucoup modifié. Même avec 1,25 dB de dérive, on constate qu'il existe encore une micro-directivité à 1000 Hz.

- Octaves 4000 Hz et 8000 Hz :

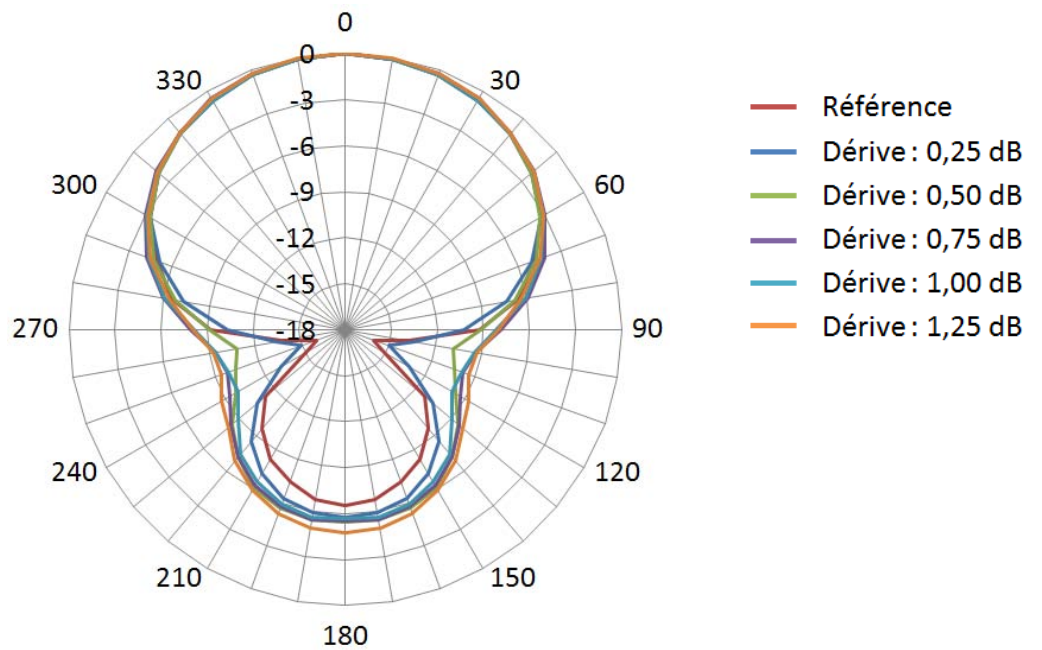


Figure 75 : Courbes des dérives microphoniques à l'octave 4000 Hz

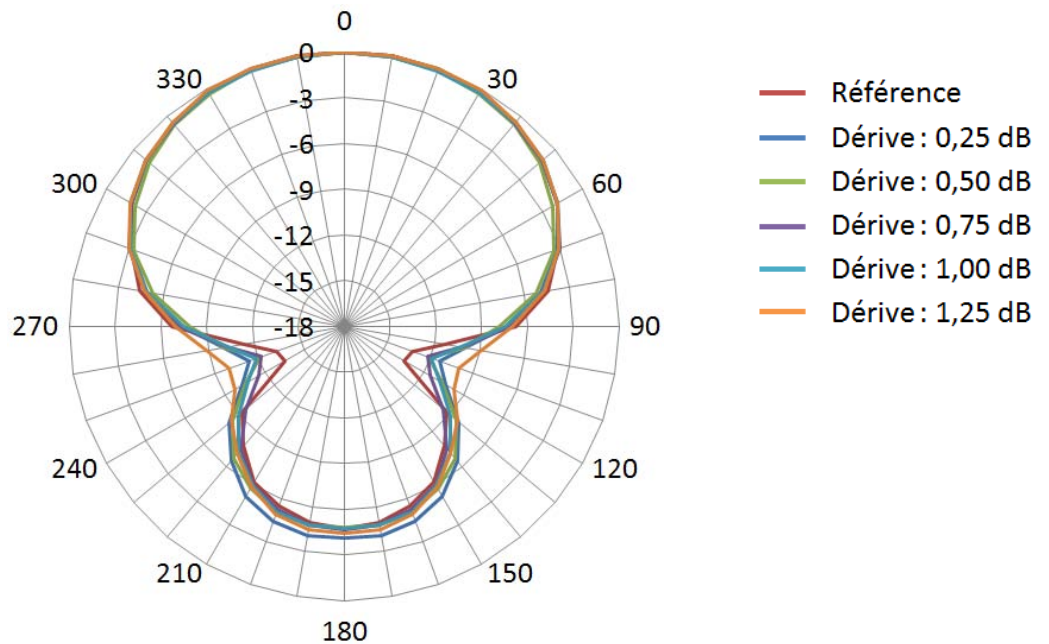


Figure 76 : Courbes des dérives microphoniques à l'octave 8000 Hz

Les hautes fréquences sont les moins touchées par les phénomènes de dérives microphoniques. Seule la jonction entre les deux lobes voit sa sensibilité augmentée. L'angle d'ouverture est fixe.

3.3.3. Conclusion

Les dérives microphoniques sont principalement préjudiciables pour les basses fréquences et le deviennent de moins en moins lorsqu'on tend vers les aigus. Une petite dérive de 0,25 dB va avoir une incidence sur la directivité à partir de l'octave 250 Hz mais très peu d'effet sur le reste.

A partir de 0,50 dB de dérive, l'atténuation chute de 7 dB à l'octave 250 Hz et de 3 à 4 dB sur les autres fréquences excepté 8000 Hz, qui n'est que très peu concernée par la dérive microphonique (3 dB de chute d'atténuation pour 1,25 dB de dérive). La jonction entre les deux lobes est très vite touchée par la discordance entre les deux microphones.

Ces baisses d'atténuations polaires seront préjudiciables pour le malentendant, où chaque point de rapport signal/bruit est important pour l'intelligibilité [30]. De plus, les basses fréquences sont très touchées par la dérive alors que les graves sont les plus importantes des composantes dans un bruit de brouhaha.

Cependant, il faut garder à l'esprit qu'il est peu probable que les microphones se retrouvent avec une différence de sensibilité conséquente. En effet, les microphones subissent les effets d'usure en même temps, et même si l'étude de Widex nous a montré qu'un microphone pouvait vieillir à une vitesse différente d'un autre dans les mêmes conditions, il est peu probable que celui-ci se retrouve avec un écart de sensibilité d'1,25 dB. Une des raisons d'un écart de sensibilité si important serait une réparation faite sur place pour un appareil ayant déjà plusieurs années d'ancienneté. Effectivement, lors de la fabrication d'un microphone, la tolérance de sensibilité est de ± 3 dB par

rapport à une courbe de référence [37]. Or, certains appareils de dernière génération nous donnent encore la possibilité de remplacer les microphones lors d'une réparation ; microphones qui sont vendus en pièces détachées et non appairés. Il faut donc faire attention à la directivité suite à une réparation faite directement en cabinet d'audioprothèse.

3.4. Effet des impuretés sur la courbe de directivité

Après avoir vu en détail les effets d'une dérive de sensibilité microphonique due à l'usure, nous allons étudier les effets d'une dérive provoquée par des impuretés.

Peu d'études ont été réalisées sur les effets des impuretés au niveau de la directivité. Cela peut être dû au fait qu'il est difficile de quantifier un taux « d'encrassement » pour une entrée microphone. De même, il est compliqué de définir le type d'impureté qui va encombrer le microphone car il en existe de multiples formes (desquamation de peau, poussière, humidité...). Suivant ces formes, elles peuvent s'insinuer plus ou moins facilement dans le conduit.

Néanmoins, pour donner un ordre d'idée de ce que pourrait provoquer des impuretés sur la directivité, nous allons étudier différents cas de figure.

3.4.1. Protocole

Au cours d'un de mes stages, nous avons eu l'opportunité de récupérer des filtres de protection microphonique pour appareil Naïda de Phonak. Ces filtres présentent l'avantage de retenir les impuretés. Les filtres neufs de l'appareil, utilisés pour faire les tests précédents, seront donc remplacés par ces filtres usagés récupérés.

Les tests s'effectueront seulement avec un lot de deux filtres récupérés sur le même appareil, donc ayant subi la même exposition (en effet, les deux filtres du Naïda se situent tous les deux sur le dessus de l'appareil et sont disposés l'un à côté de l'autre). On peut estimer que ces filtres ont subi un encrassement modéré par rapport à la moyenne des filtres que nous avons changés aux cours de mes stages. Deux séries de mesures ont été prises :

- la première série de mesures porte uniquement sur un filtre encrassé sur le microphone avant (figure 77). Cette mesure peut représenter une situation où l'un des microphones se trouve plus exposé aux impuretés que l'autre, ou plus difficilement accessible lors d'un entretien, ce qui peut se produire sur certains appareils.



Figure 77 : Mise en place du filtre avant usagé

- La deuxième série de mesures sera effectuée avec les deux filtres encrassés (figure 78). On se place donc dans la situation où les deux microphones ont subi la même exposition aux impuretés. En général, c'est la situation la plus commune.

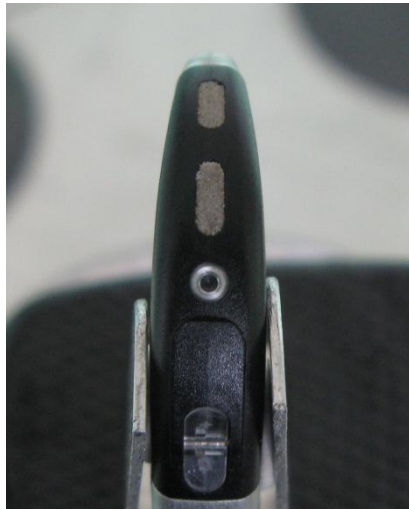


Figure 78 : Mise en place des 2 filtres usagés

3.4.2. Résultats

Les figures suivantes montrent les courbes de références et celles des deux séries de mesures avec les filtres, de 250 Hz à 8000 Hz. L'octave 125 Hz ne sera pas montrée ici car la courbe de référence étant presque omnidirectionnelle de base, elle ne présente donc aucune utilité.

- Octaves 250 Hz et 500 Hz :

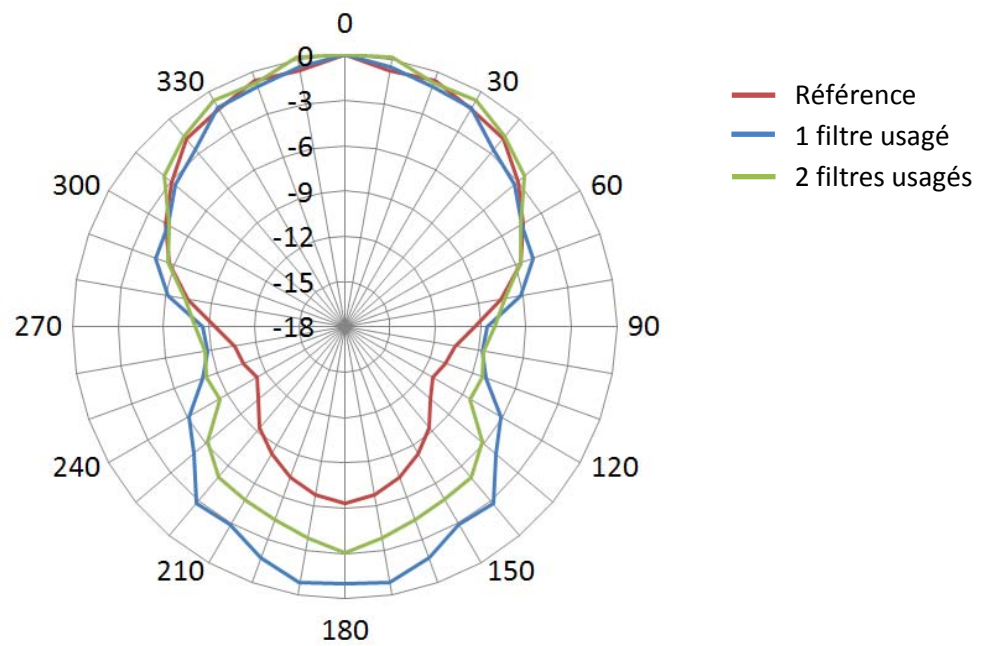


Figure 79 : Courbes obtenues avec filtres usagés à l'octave 250 Hz

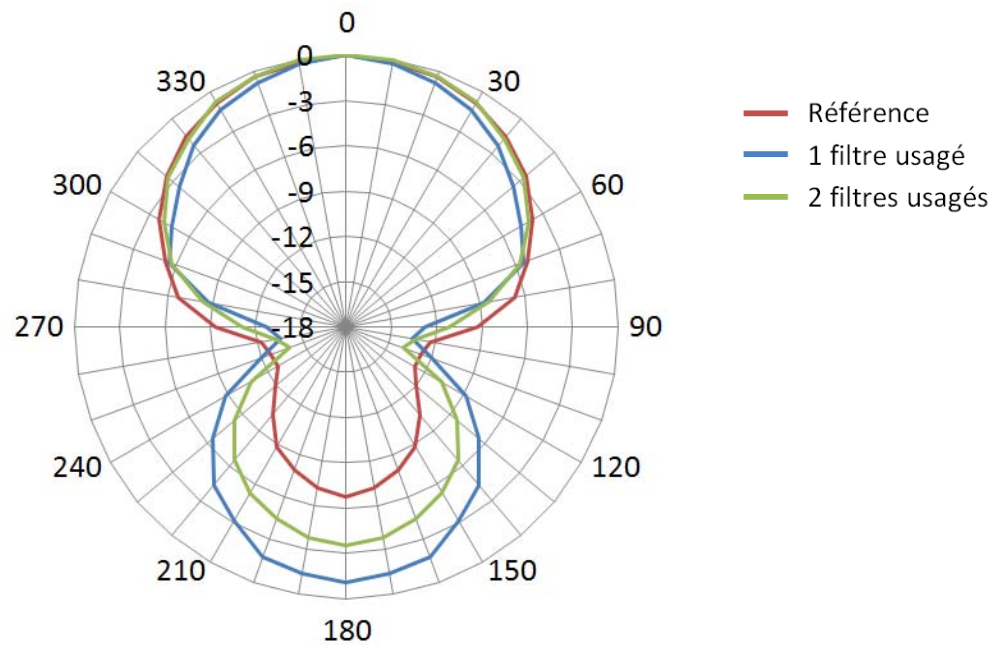


Figure 80 : Courbes obtenues avec filtres usagés à l'octave 500 Hz

On constate qu'en basses fréquences, le lobe arrière est très touché par les impuretés. La courbe polaire avec un seul filtre usagé est la plus touchée, perdant jusqu'à 6 dB d'atténuation alors que l'autre courbe perd deux fois moins d'atténuation soit 3 dB.

L'angle d'ouverture n'est pas modifié, comme d'ailleurs sur toutes les courbes suivantes.

- Octaves 1000 Hz et 2000 Hz :

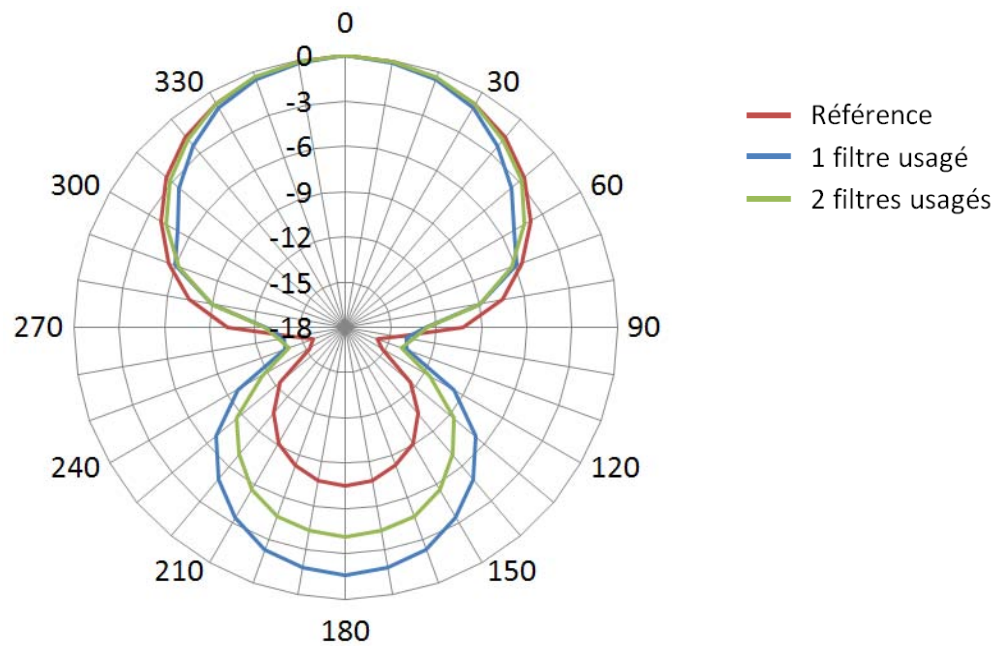


Figure 81 : Courbes obtenues avec filtres usagés à l'octave 1000 Hz

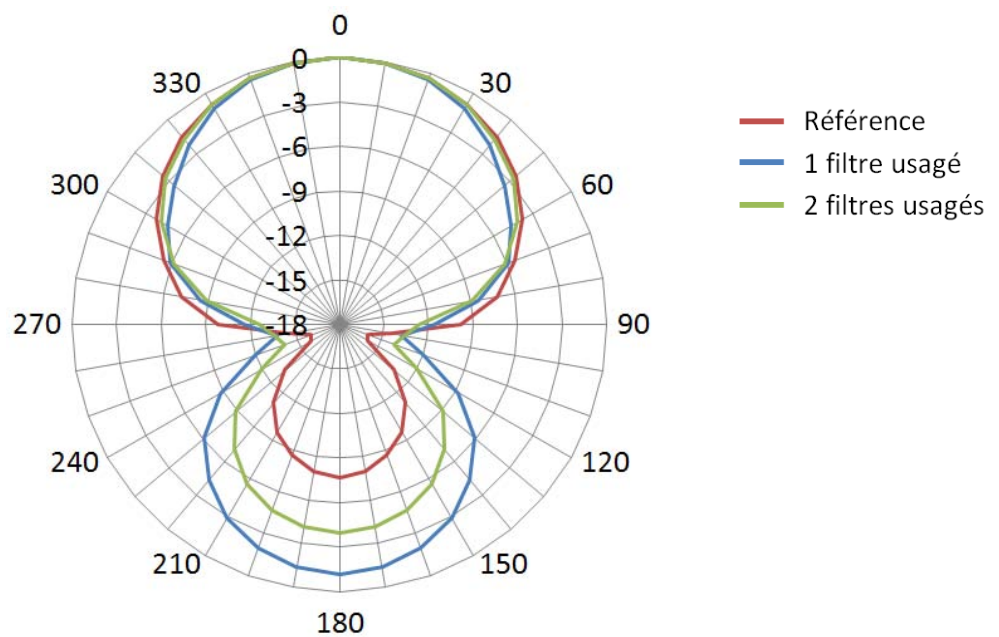


Figure 82 : Courbes obtenues avec filtres usagés à l'octave 2000 Hz

Les effets sur les médiums sont les mêmes qu'en basses fréquences avec une baisse importante de l'atténuation sur le lobe arrière.

- Octaves 4000 Hz et 8000 Hz :

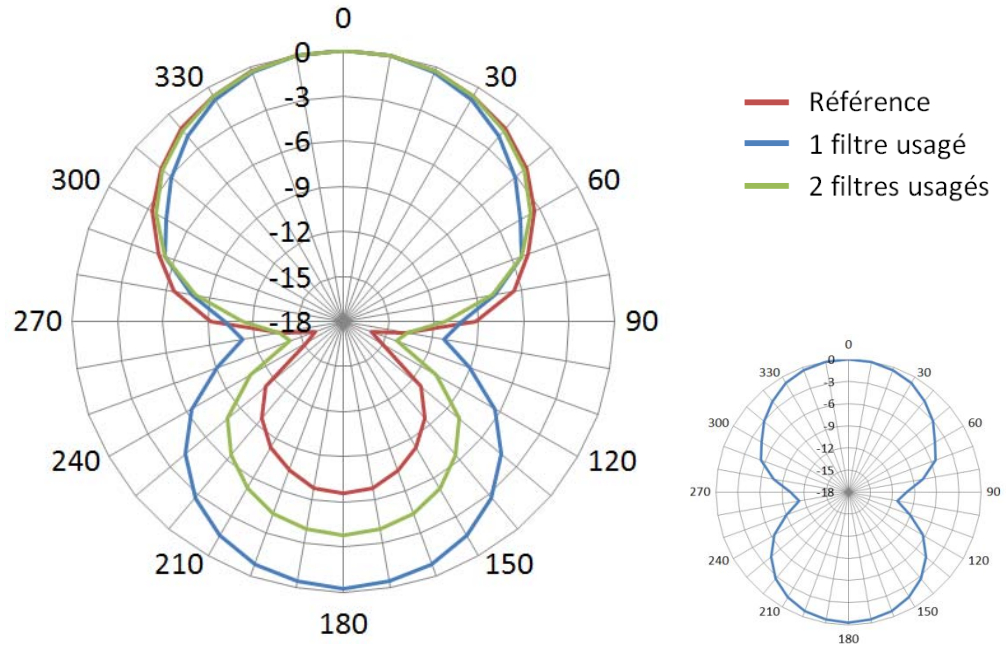


Figure 83 : Courbes obtenues avec filtres usagés à l'octave 4000 Hz

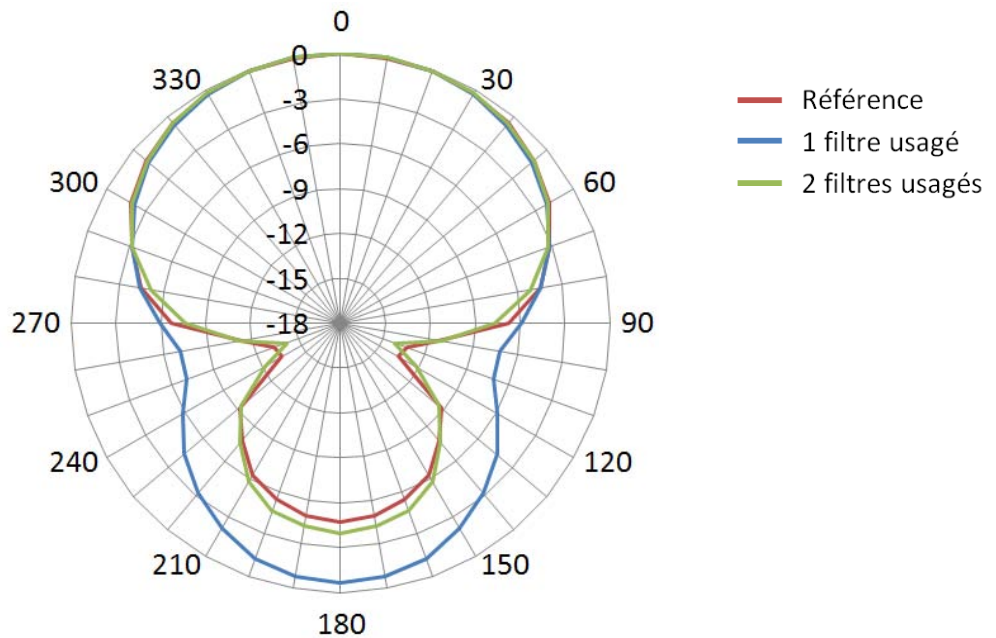


Figure 84 : Courbes obtenues avec filtres usagés à l'octave 8000 Hz

En hautes fréquences, on constate que la courbe avec les deux filtres encrassés est moins atteinte en hautes fréquences que sur les octaves médiums et basses fréquences. Cependant, les courbes polaires avec un filtre usagé sont encore plus dégradées en hautes fréquences que les autres, avec une perte d'atténuation qui touche aussi le lobe principal.

On peut aussi remarquer que la courbe polaire à 4000 Hz ressemble étrangement à une directivité dite « en 8 » (la courbe avec un filtre seul a été mise à côté pour plus de clarté). Cela doit être dû au caractère résistif du filtre usagé, qui agit comme un filtre à retard et donc modifie le type de directivité. Nous allons nous aider de Gennum Polar Primer pour le vérifier : si le filtre avant (qui est usagé) agit comme un filtre résistif, ceci va provoquer un temps de retard sur l'entrée avant du micro. Ce temps de retard Tr' va compenser en partie celui du microphone arrière Tr . Le temps de retard résultant sera donc moins important :

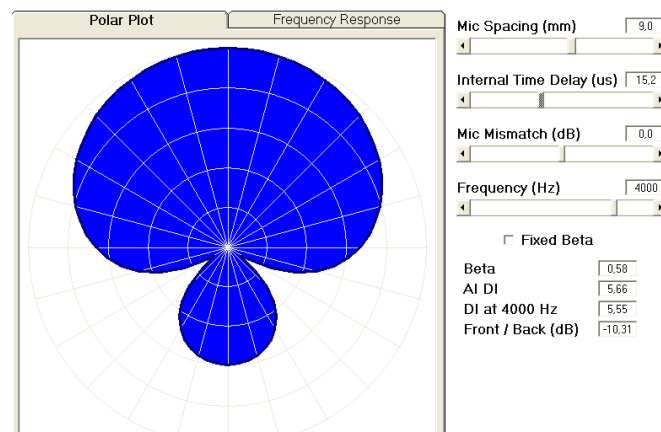


Figure 85 : Courbe supercardioïde à 4000 Hz, $Tr = 15,3 \mu s = Tm/\sqrt{3}$

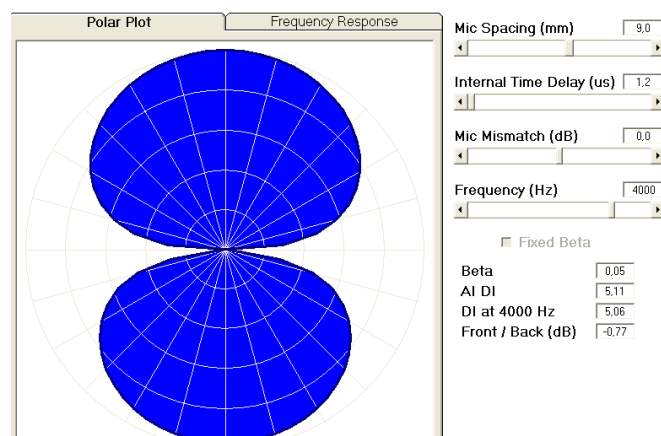


Figure 86 : Courbe supercardioïde à 4000 Hz, $Tr = 1,2 \mu s < Tm/\sqrt{3}$

Nous pouvons constater sur la figure 86 que nous retrouvons notre figure en « 8 » obtenue comme précédemment.

3.4.3. Conclusion

Les changements provoqués lorsqu'un filtre a été remplacé par un autre usagé sont importants, en particulier sur le lobe arrière. Ceci était prévisible car le fait d'avoir un seul filtre sur les deux d'usagé provoque forcément un grand déséquilibre entre les deux microphones, et donc une baisse de la directivité. Cependant, on pouvait s'attendre (partie 2.3.7.1.) à ce que cette perte de directionnalité se fasse uniquement dans les aigus (voir médiums), ce qui n'est pas le cas. En effet, les basses fréquences sont aussi touchées avec une perte de 6 dB à 180° d'azimut. Ce cas montre que lorsqu'un microphone est plus exposé aux impuretés que l'autre, la courbe de directivité peut être très atteinte et donc nuire fortement à l'intelligibilité du malentendant.

Pour la deuxième expérience, il semblerait logique de penser que deux microphones ayant subi la même exposition aux impuretés, aient toujours leur courbe de réponse équilibrée. Pourtant, lorsque les deux filtres usagés sont en place, une perte d'atténuation est toujours observable avec en moyenne 3 dB de rapport signal sur bruit de perdu sur le lobe arrière (à noter que le 8000 Hz n'a pas subi de modification). Cette expérience présente en plus l'avantage de ne pas encrasser directement le microphone lui-même, chose qui arrive lorsque la protection microphone n'est pas assez imperméable aux impuretés. On peut donc imaginer des courbes de directivité beaucoup plus touchées sur certains appareils avec des entrées microphones pas assez protégées.

D'autres essais ont été réalisés avec des filtres plus souillés encore, mais les résultats ont donné une perte totale de la directivité sur toutes les fréquences. Pour cette raison, ils n'ont pas été inclus dans ce mémoire.

Comme dit précédemment, il est difficile de faire de ces tests un cas général car une exposition aux impuretés peut être très différente d'un appareil à un autre. Cela dépend de plusieurs facteurs :

- des activités professionnelles ou des loisirs du malentendant. Un boulanger sera très exposé aux particules comme la farine, alors qu'un boucher aura une forte exposition à l'humidité avec les passages répétés dans la chambre froide (de même pour un viticulteur, un chasseur ou un cuisinier...),
- la situation géographique comme les pays tropicaux où la chaleur et l'humidité sont plus importantes,
- l'entretien que le malentendant procure à ses aides auditives.

Ces tests nous donnent donc un aperçu des effets que peuvent provoquer les impuretés sur la directivité des appareils de correction auditive, effets qui peuvent s'avérer importants sur l'intelligibilité du malentendant.

3.5. Effet de l'inclinaison d'un appareil sur sa directivité

Suite à l'analyse de l'étude réalisée par Todd Ricketts en 2000 vue au paragraphe 2.3.7.2., nous avons décidé de renouveler l'expérience mais cette fois-ci en analysant les effets de l'inclinaison d'un appareil sur toute sa courbe de directivité, et non en un seul point de l'espace comme le donne l'indice de directivité seul.

De plus, l'indice de directivité peut présenter quelques soucis au niveau des résultats. En effet, comme vu précédemment, l'indice de directivité est un rapport entre une pression obtenue par un

microphone omnidirectionnel et une autre obtenue par un système directif dans un azimut choisi. Pour que ces mesures soient viables, il est nécessaire que celles-ci soit effectuées dans des conditions de pression, humidité et température semblables; sinon la courbe de réponse d'un microphone peut varier [37]. Donc si les mesures directionnelles et omni ne sont pas effectuées dans un laps de temps court, l'indice de directivité peut être faussé.

3.5.1. Protocole

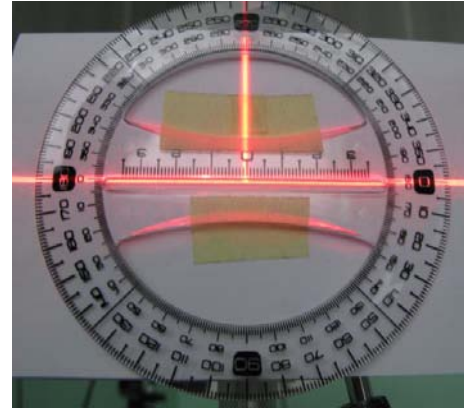
Dans un premier temps, une horizontale est tracée sur l'appareil auditif : elle représente la ligne que forment les deux microphones (figure 87).

L'appairage des microphones est toujours le même que celui fait lors des mesures préliminaires.



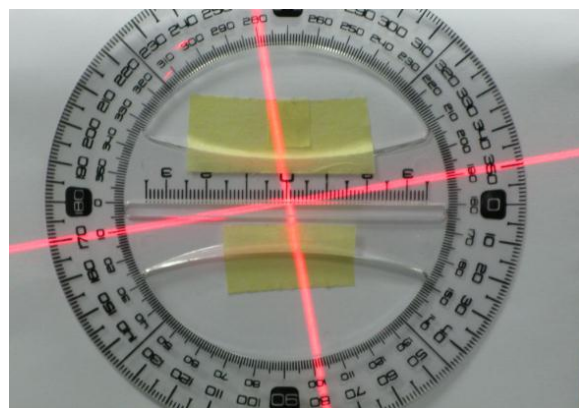
Figure 87 : Représentation de l'horizontale sur l'aide auditive

A partir de ce moment, le laser et le rapporteur vont nous être utiles pour avoir un angle d'inclinaison le plus précis possible. Le rapporteur est fixé sur un trépied avec l'aide du laser pour être le plus horizontal possible (figure 88). Rappelons que le laser possède une mise à niveau automatique faite par gravité à l'aide d'une masse.



Figures 88 : Fixation du rapporteur à l'horizontal

Le laser est ensuite incliné (une fois le système de calage de l'horizontale bloqué) à l'aide du trépied pour obtenir l'angle souhaité. Dans cet exemple, une inclinaison de 10° a été appliquée (figure 89).



Figures 89 : Inclinaison du laser de 10°

Une fois le laser incliné avec le bon angle, l'aide auditive est mise elle aussi dans l'angle souhaité à l'aide du repère marqué précédemment (figure 90).



Figure 90 : Inclinaison de l'appareil à l'aide du laser

Après avoir fait une mesure de référence à 0° , la courbe polaire est tracée point par point par pas de 10° en azimut. L'étude se porte sur trois angles d'inclinaison : $+10^\circ$, $+20^\circ$ (qui est la position naturelle lorsque cet appareil est posé sur l'oreille) et $+30^\circ$.

3.5.2. Résultats

Les figures suivantes montrent par comparaison les différences entre les courbes polaires de références (0°) et celles obtenues avec les différentes inclinaisons pour chaque octave.

- Octaves 250 Hz et 500 Hz :

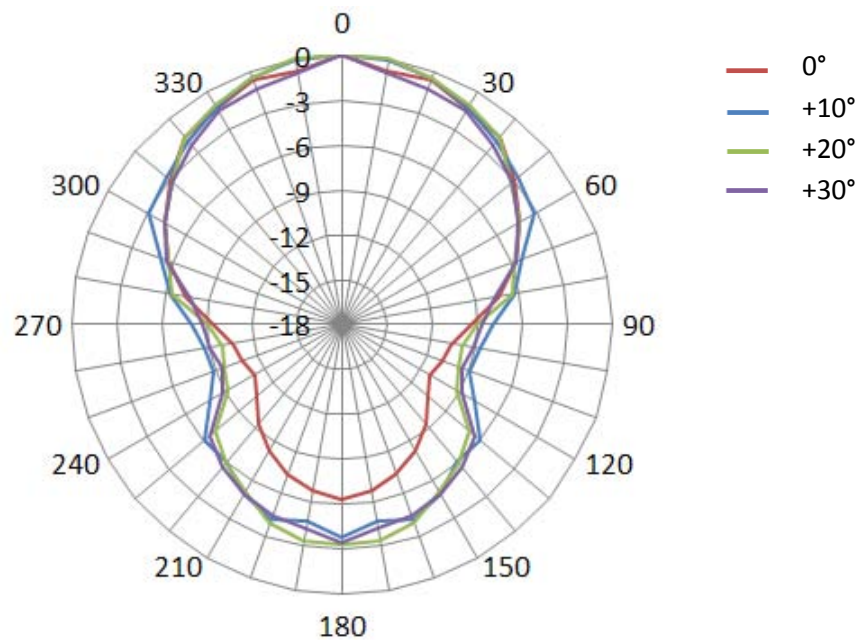


Figure 91 : Courbes obtenues pour différentes inclinaisons à l'octave 250 Hz

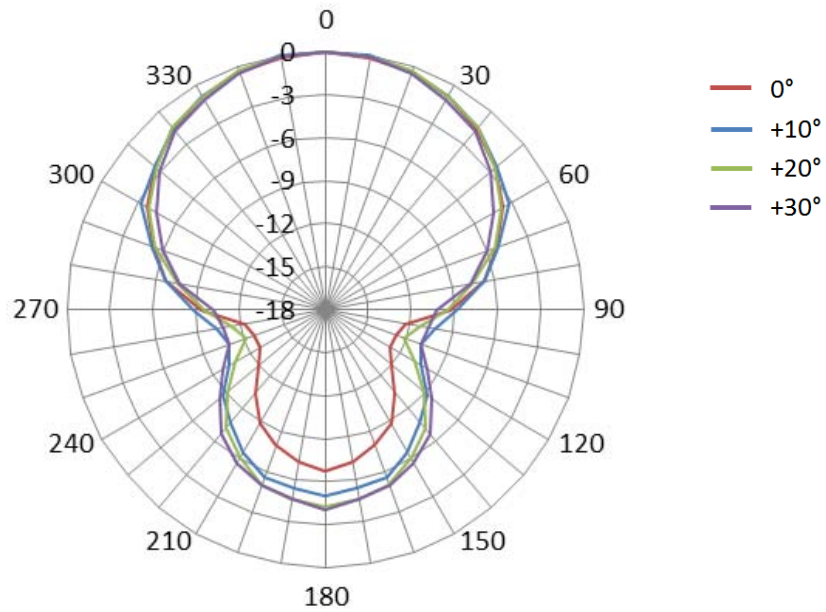


Figure 92 : Courbes obtenues pour différentes inclinaisons à l'octave 500 Hz

Entre les différentes inclinaisons, on constate que l'angle d'ouverture est toujours le même, c'est-à-dire entre 100° et 110°. De plus, les courbes polaires inclinées sont sensiblement les mêmes.

Cependant, à partir de 90° d'azimut, une baisse de l'atténuation est observée jusqu'à atteindre 5 dB de différence avec la courbe de référence pour 250 Hz et 3 dB pour celle à 500 Hz. Le rapport avant/arrière perd 3 dB d'atténuation dans les deux cas.

- Octaves 1000 Hz et 2000 Hz :

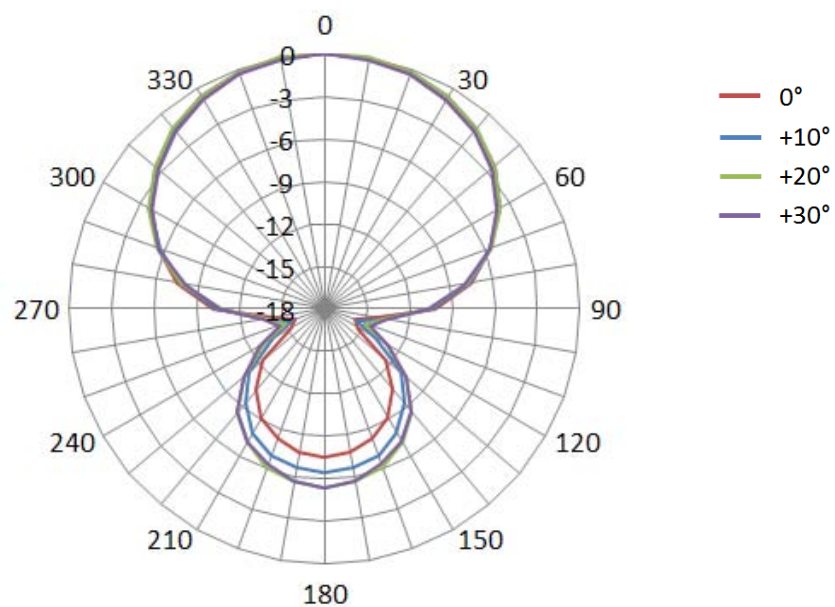


Figure 93 : Courbes obtenues pour différentes inclinaisons à l'octave 1000 Hz

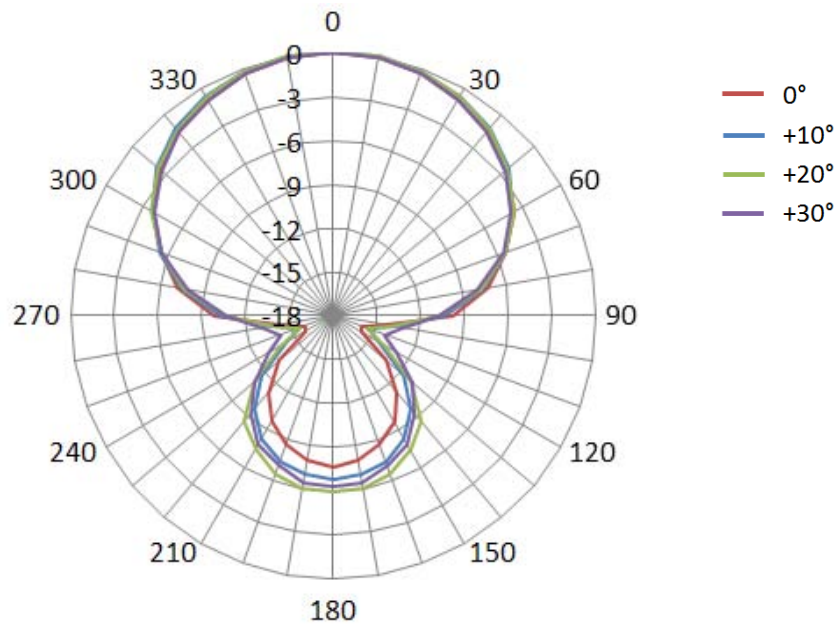


Figure 94 : Courbes obtenues pour différentes inclinaisons à l'octave 2000 Hz

Sur les figures 1000 Hz et 2000 Hz, la différence entre les courbes est moins importante. L'angle d'ouverture est strictement le même et a pour valeur environ 110° pour les deux courbes polaires.

La sensibilité augmente de 1 à 2 dB sur le lobe arrière, ce qui modifiera peu le rapport signal/bruit.

- Octaves 4000 Hz et 8000 Hz :

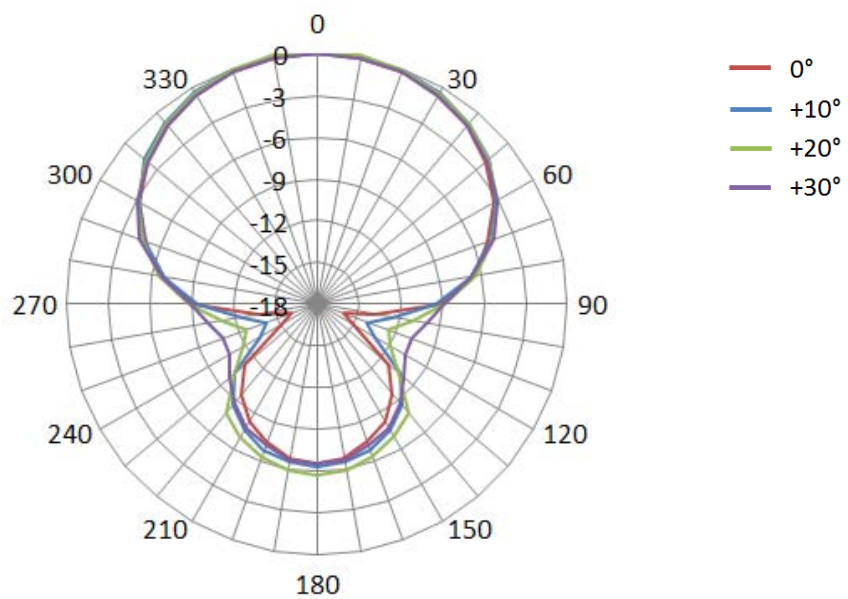


Figure 95 : Courbes obtenues pour différentes inclinaisons à l'octave 4000 Hz

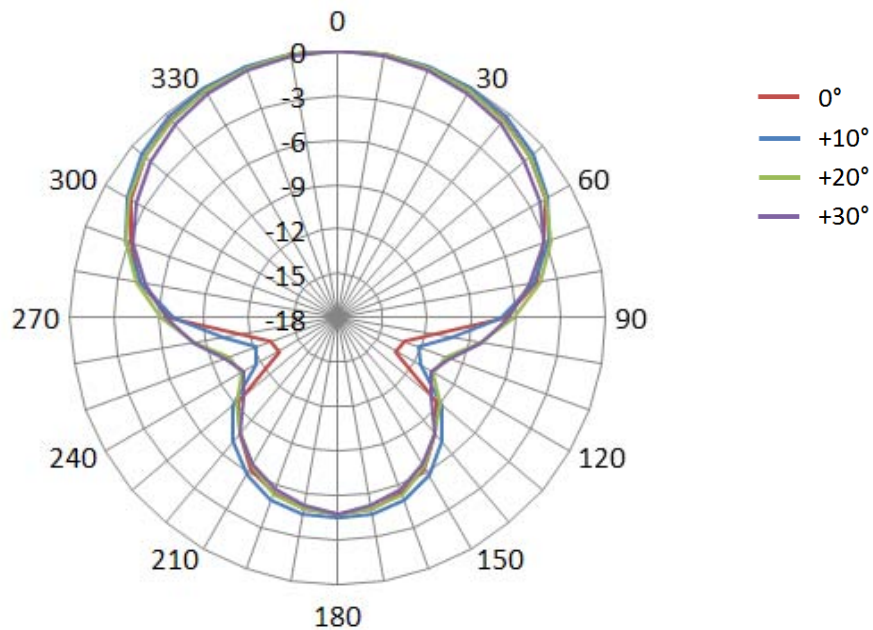


Figure 96 : Courbes obtenues pour différentes inclinaisons à l'octave 8000 Hz

Aux fréquences 4000 Hz et 8000 Hz, l'angle d'ouverture est toujours semblable pour les différentes inclinaisons : 120° pour 4000 Hz et 140° pour 8000 Hz.

On remarque cependant que pour les hautes fréquences, contrairement aux médiums, le lobe arrière n'est pas agrandi, mais la jonction entre les deux lobes subit une baisse d'atténuation, qui est de plus en plus importante avec l'inclinaison. La courbe à 4000 Hz perd jusqu'à 6 dB d'atténuation et celle à 8000 Hz jusqu'à 4 dB.

3.5.3. Conclusion

Dans les médiums et les hautes fréquences, les effets de l'inclinaison d'une aide auditive sont minimes sur la directivité. Cependant, ils sont un peu plus importants dans les basses fréquences, ce qui peut être gênant pour la compréhension de la parole en présence de brouhaha comme dans un restaurant par exemple.

Certes, l'incidence d'une inclinaison sur la directionnalité est minime. Il faut cependant garder à l'esprit que ce facteur va se combiner aux autres vus précédemment, ce qui va encore diminuer la compréhension du malentendant.

3.6. Etude multifactorielle

Suite aux trois expériences réalisées précédemment, il était judicieux de faire une étude regroupant les facteurs néfastes pour la directivité afin d'en observer les effets conjoints, plus proches de la réalité.

3.6.1. Protocole

Pour cette expérience, nous aurons l'association de plusieurs facteurs :

- une dérive microphonique de 0,50 dB qui a été choisie arbitrairement,
- des filtres qui ont été exposés aux impuretés. Ces filtres seront les mêmes que ceux utilisés dans l'étude du 3.4.,
- Une inclinaison de 20° ce qui correspond à peu près à l'inclinaison naturelle de cet appareil sur l'oreille d'un malentendant.

3.6.2. Résultats

Les courbes obtenues ainsi que les courbes de références de 250 Hz à 8000 Hz sont montrées dans ce qui suit :

- Octaves 250 Hz et 500 Hz :

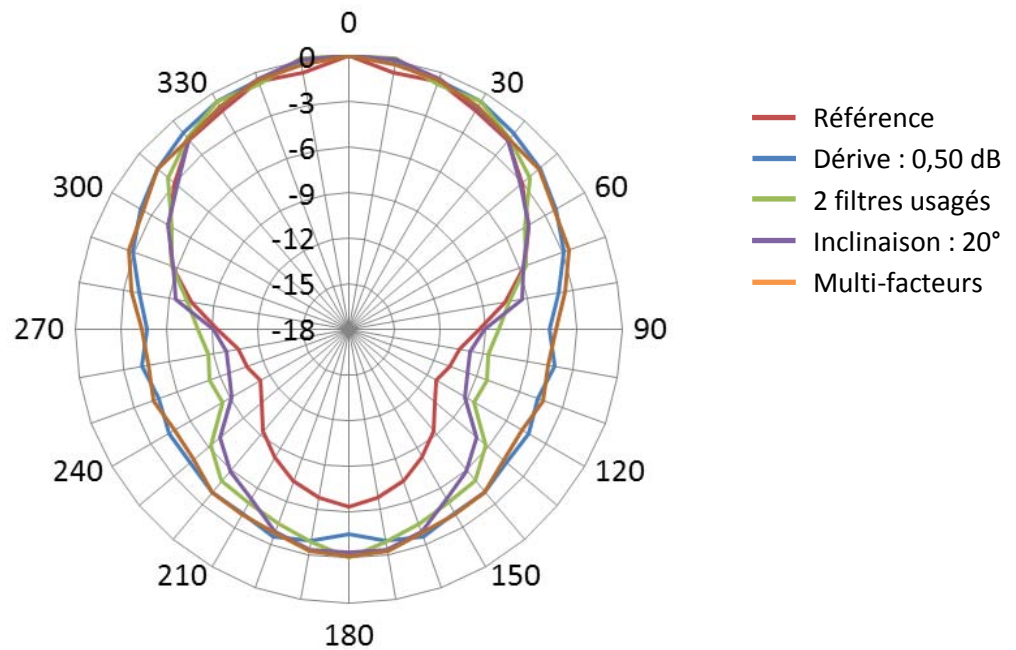


Figure 97 : Courbes obtenues en présence de plusieurs facteurs à l'octave 250 Hz

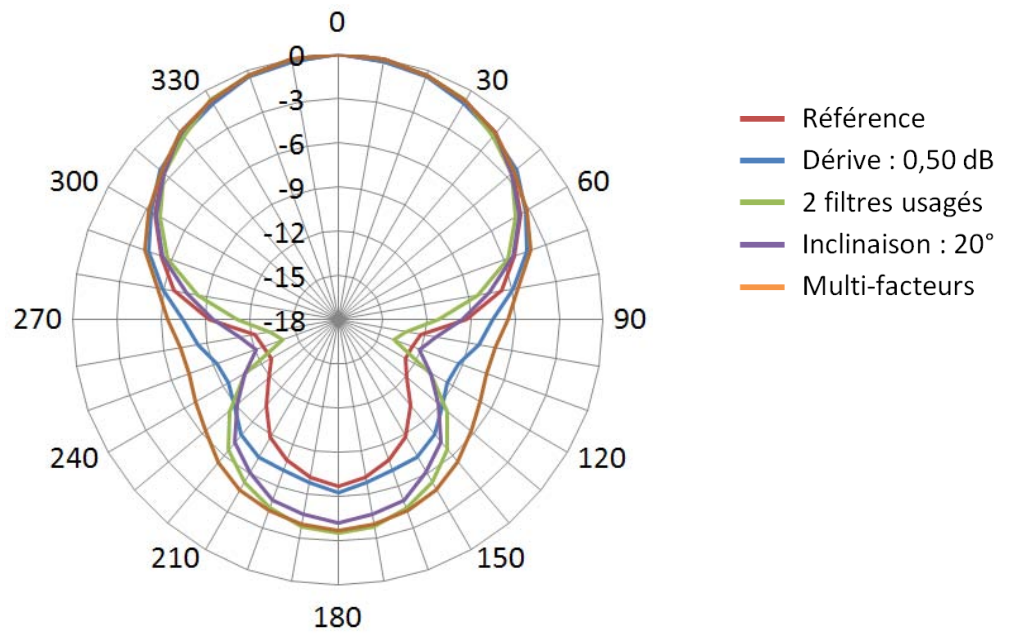


Figure 98 : Courbes obtenues en présence de plusieurs facteurs à l'octave 500 Hz

La courbe à l'octave 250 Hz est quasiment semblable à celle obtenue uniquement avec la dérive de 0,50 dB. C'est une courbe presque omnidirectionnelle.

A l'octave 500 Hz, l'atténuation a encore diminué par comparaison aux autres tests effectués précédemment, perdant jusqu'à 3 dB de plus qu'avec une usure seule.

- Octaves 1000 Hz et 2000 Hz :

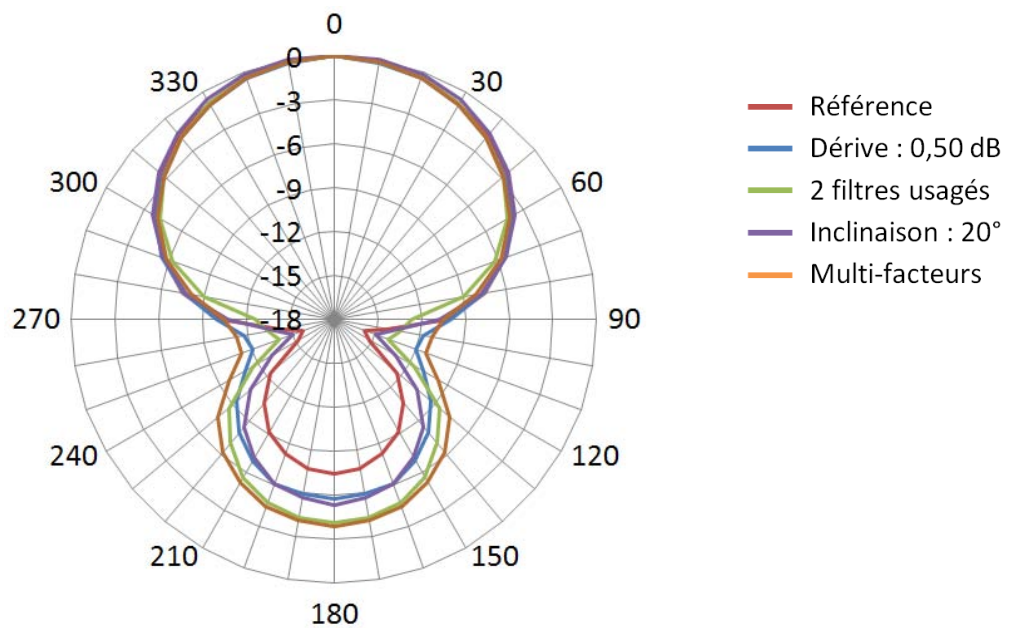


Figure 99 : Courbes obtenues en présence de plusieurs facteurs à l'octave 1000 Hz

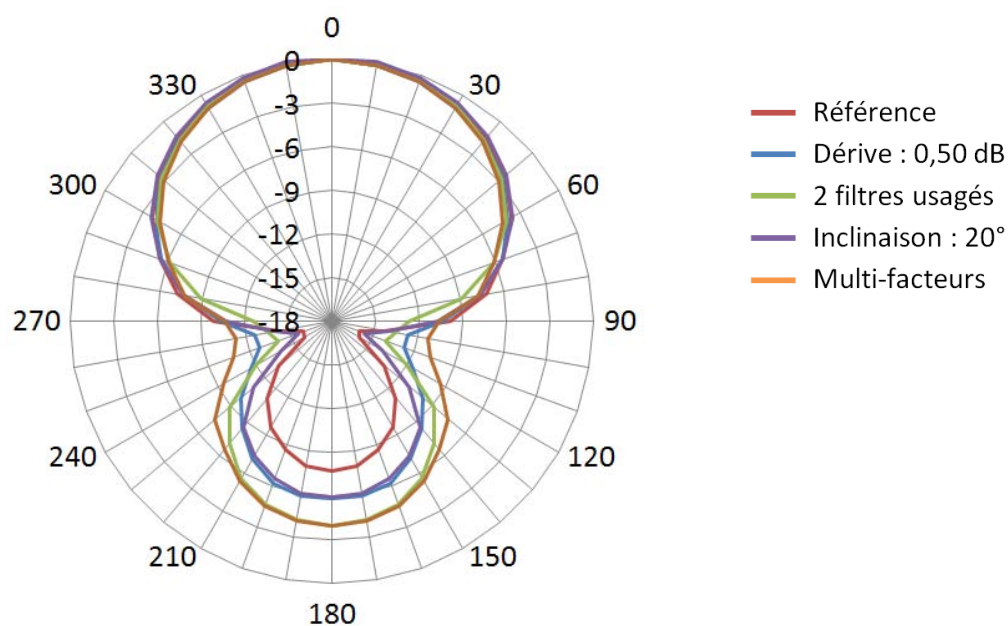


Figure 100 : Courbes obtenues en présence de plusieurs facteurs à l'octave 2000 Hz

Les courbes aux octaves 1000 et 2000 Hz subissent les effets conjugués des impuretés et de la dérive microphonique. En effet, la perte d'atténuation sur le lobe arrière était l'effet provoqué par les filtres usagés alors que la perte sur la jonction entre les deux lobes était celle de la dérive simulée par ordinateur.

- Octaves 4000 Hz et 8000 Hz :

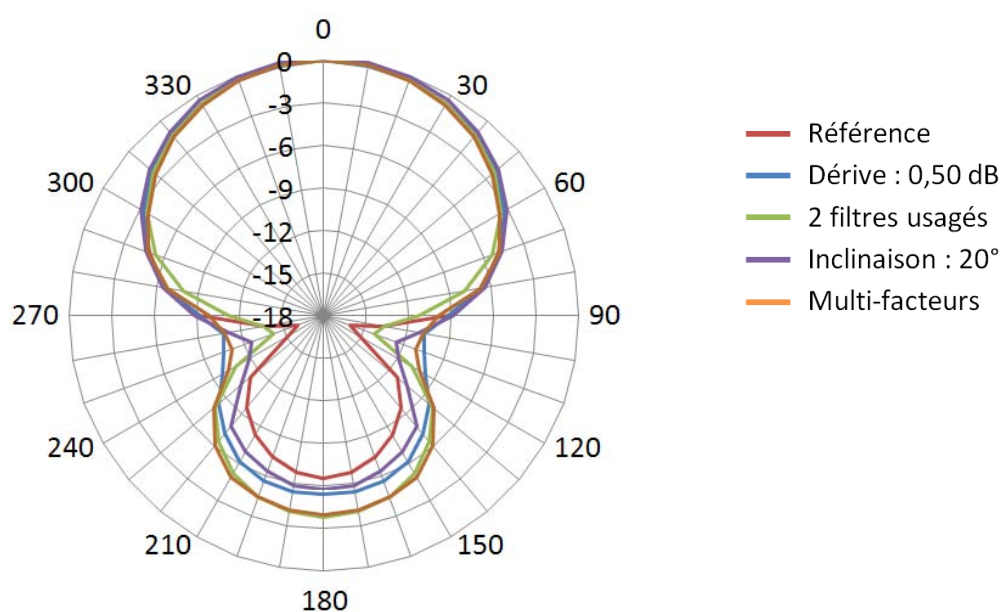


Figure 101 : Courbes obtenues en présence de plusieurs facteurs à l'octave 4000 Hz

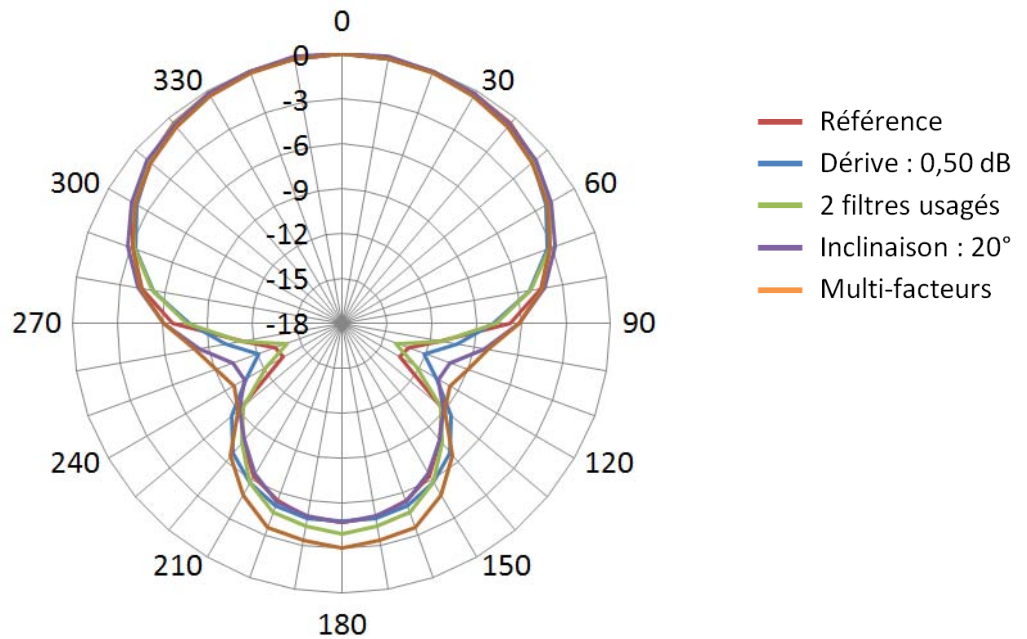


Figure 102 : Courbes obtenues en présence de plusieurs facteurs à l'octave 8000 Hz

En hautes fréquences, le constat est le même. Aux octaves 4000 Hz et 8000 Hz, le lobe arrière s'est élargi de la valeur obtenue lors des mesures avec filtres encrassés. La perte d'atténuation de la jonction entre les deux lobes est due à la dérive microphonique pour la courbe à 4000 Hz et à l'inclinaison pour la courbe à l'octave 8000 Hz.

3.6.3. Conclusion

Mise à part pour la courbe à l'octave 500 Hz, les phénomènes de dérive microphonique, impuretés et inclinaison n'ont pas de réelle synergie entre eux. En effet, les courbes polaires subissent l'effet du facteur le plus néfaste pour la directivité. Ainsi, la perte de directivité au niveau du lobe arrière est en particulier due aux filtres souillés alors que la baisse d'atténuation entre les deux lobes est principalement la conséquence d'une dérive microphonique.

L'inclinaison de l'appareil est donc le facteur le moins influent sur la directionnalité d'une aide auditive. Cependant, lors d'une adaptation d'un appareil, il sera le seul facteur présent car une prothèse auditive neuve ne devrait présenter aucune dérive microphonique ni traces d'impuretés.

3.7. Modification polaire par l'effet d'ombre de la tête

Pour finir, le dernier des facteurs, le plus influent sur la directionnalité et le plus commun, se trouve être le patient lui-même.

Comme expliqué précédemment, les courbes polaires étudiées ne sont valables qu'en champ libre et appareil seul, ce qui n'est pas du tout représentatif de la réalité. Une étude réalisée par Phonak a consisté à placer un contour d'oreille cardioïde sur un KEMAR et à étudier sa directionnalité. Les

répercussions, montrées à la figure 52, sont nombreuses mais cette expérience ne donne qu'une idée des conséquences. En effet, bien que le simulateur d'oreille dont il est équipé soit plutôt représentatif de la réalité, une tête et un corps de KEMAR ne peuvent pas remplacer un réel corps humain. D'ailleurs, nous avons pu observer que sur cette étude, l'effet d'ombre attendu n'est pas présent.

Pour cette raison, nous avons choisi de réaliser l'expérience avec une personne réelle pour ainsi observer les changements polaires.

3.7.1. Protocole

Le protocole retenu pour cette expérience est celui qui nous a semblé le plus rigoureux, plusieurs problèmes pouvant venir interférer sur les résultats :

- l'appareil devait pivoter toujours sur le même axe et être à la même position, sinon les pressions recueillies ne seraient pas les bonnes,
- l'inclinaison de l'appareil devait être la plus petite possible pour n'obtenir que les résultats souhaités et éviter des facteurs d'erreurs supplémentaires,
- la mesure des angles devait être précise. Si celle-ci se fait facilement à l'aide d'un rapporteur lorsque l'appareil est en champ libre, cela devient difficile lorsque l'appareil est porté par une personne,
- les prises de mesures devaient être rapides car la fatigabilité du sujet est importante suite à la prise de positions statiques répétées.

Pour rappel, les microphones ont toujours le même appairage que celui réalisé lors des courbes de références.

Dans un premier temps un rapporteur est placé au sol à la place du trépied qui supportait l'aide auditive. Ce rapporteur est orienté à l'aide du laser de telle sorte à avoir la ligne 0° - 180° dans l'axe du haut-parleur qui envoie le bruit blanc (figure 103).



Figure 103 : Placement du rapporteur dans l'axe du haut-parleur

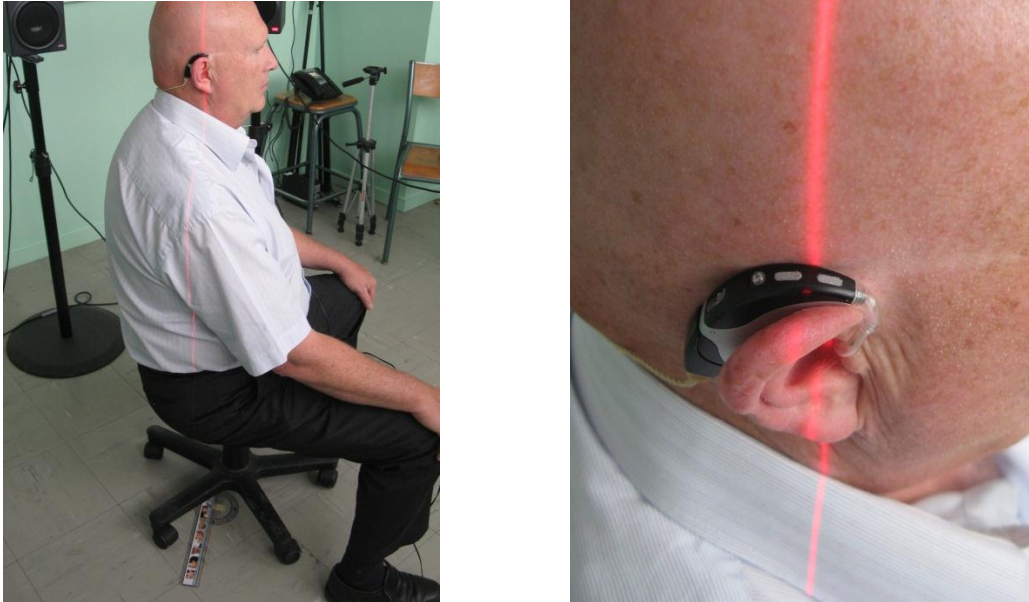
Le sujet est placé sur une chaise tournante au-dessus du rapporteur. L'aide auditive est placée de telle sorte à avoir la ligne des microphones la plus horizontale possible (figure 104). Etant donné le faible impact de l'inclinaison, même un petit angle n'aura pas de réelle conséquence sur la directionnalité.



Figure 104 : Placement de l'appareil sur l'oreille du sujet

Avant chaque mesure pour un azimut, la même chaîne d'action sera réalisée pour avoir des résultats les plus représentatifs de la réalité.

Tout d'abord, le sujet est placé approximativement dans l'azimut à mesurer. Ensuite le laser est positionné à droite du sujet afin de centrer le milieu des deux microphones avec le centre du rapporteur (figure 105). Cette action est nécessaire pour que l'axe de rotation se fasse toujours autour du même axe, à l'aide d'une triangulation.



Figures 105 : Alignement du centre des 2 microphones avec le laser

La règle est présente pour aider à la précision du laser sur le rapporteur. Elle est positionnée dans l'azimut choisi et le laser doit en suivre la bordure.



Figure 106 : Alignement du laser avec la règle pour plus de précision

Le laser est ensuite placé derrière le sujet pour mettre l'axe des microphones dans l'angle désiré pour la mesure. Le rayon doit suivre la bordure de la règle et passer sur les deux microphones comme montré en exemple sur les figures 106 et 107, qui correspondent à la mesure à l'azimut 0°. Cette dernière calibration met l'appareil dans l'axe choisi mais permet aussi d'effectuer le dernier point de triangulation pour l'axe de rotation.



Figures 107 : Alignedement des microphones dans l'axe désiré

Le bruit blanc est alors immédiatement généré afin d'acquérir la mesure. Cette série d'actions sera répétée avant chaque mesure d'azimut. Pour éviter la fatigabilité du sujet, des pauses régulières seront faites afin d'avoir une posture la plus statique possible lors des prises de mesure.

3.7.2. Résultats

Les figures suivantes montrent les courbes polaires obtenues pour le port d'un appareil du côté droit, ainsi que les courbes de références pour les octaves 125 Hz à 8000 Hz. Il faut faire attention à l'axe des valeurs d'atténuations, qui n'a plus la même échelle qu'auparavant à cause de la suramplification à certains azimuts.

- Octaves 125 Hz, 250 Hz et 500 Hz :

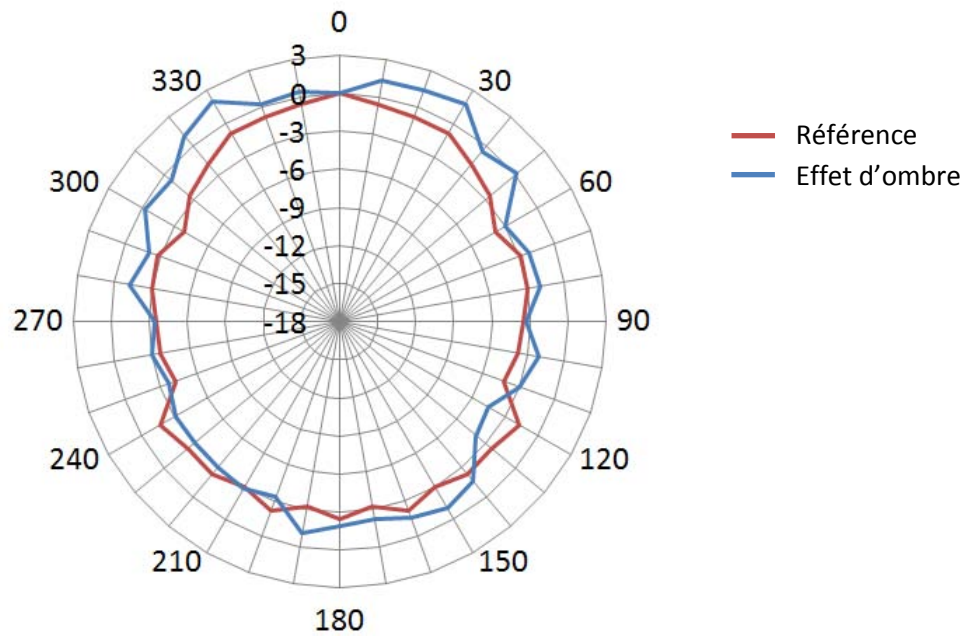


Figure 108 : Courbes obtenues avec l'effet d'ombre à l'octave 125 Hz

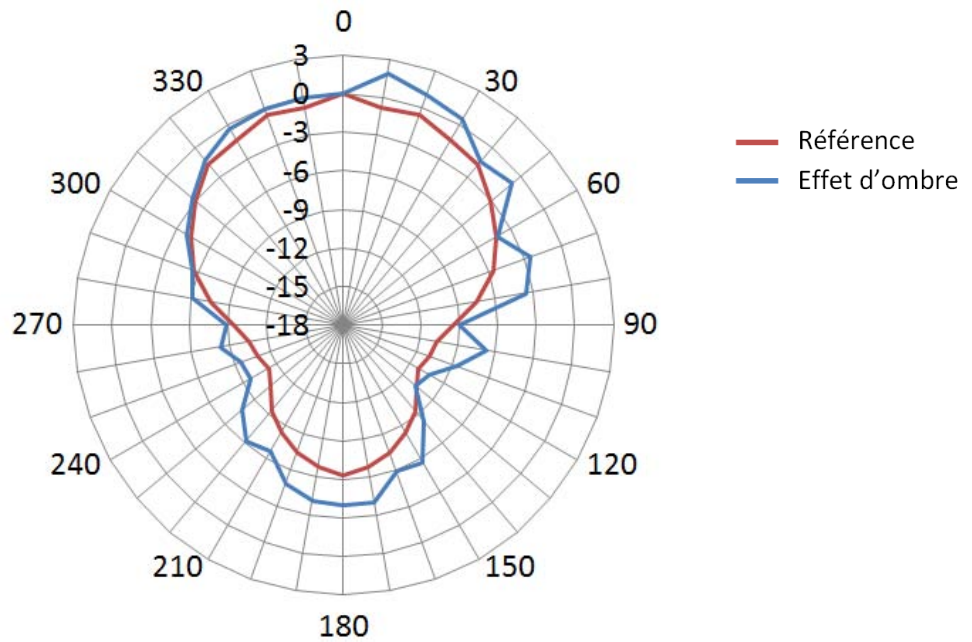


Figure 109 : Courbes obtenues avec l'effet d'ombre à l'octave 250 Hz

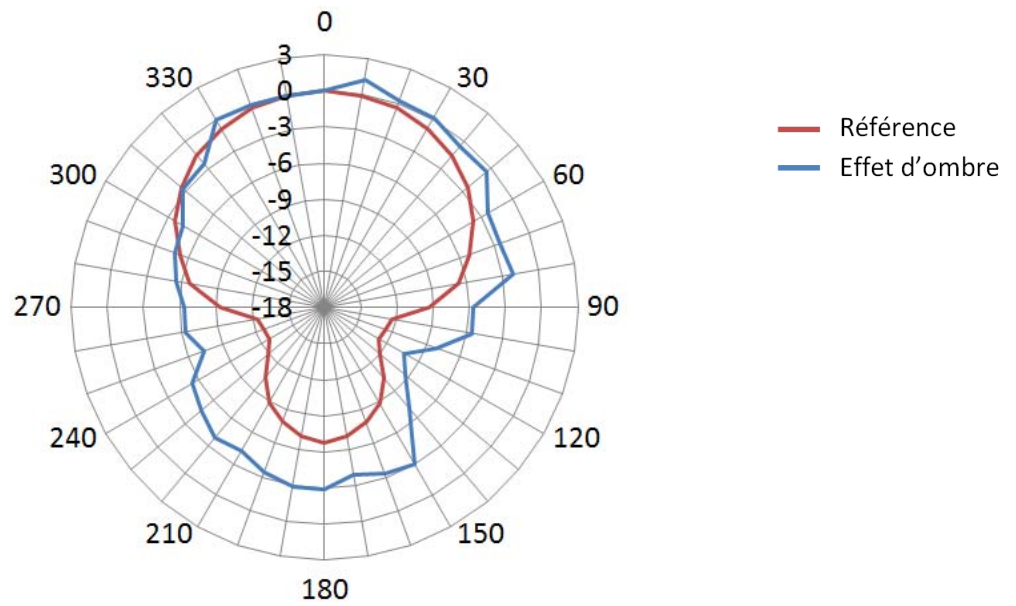


Figure 110 : Courbes obtenues avec l'effet d'ombre à l'octave 500 Hz

Aux très basses fréquences (125 Hz et 250 Hz), les courbes ne sont que peu impactées par la présence du sujet. L'effet d'ombre est d'ailleurs quasi-inexistant. Seules de petites perturbations sont présentes du côté où l'appareil est porté (côté droit).

A 500 Hz, des perturbations plus importantes commencent à apparaître avec la disparition de la forme caractéristique de la supercardioïde du côté gauche. Des pertes d'atténuation, principalement sur le lobe arrière, apparaissent.

- Octaves 1000 Hz et 2000 Hz :

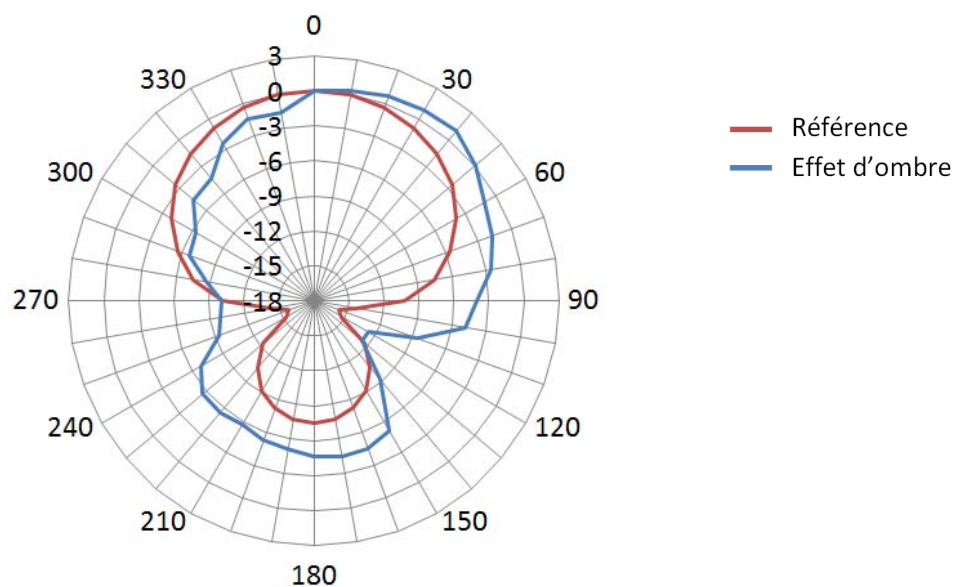


Figure 111 : Courbes obtenues avec l'effet d'ombre à l'octave 1000 Hz

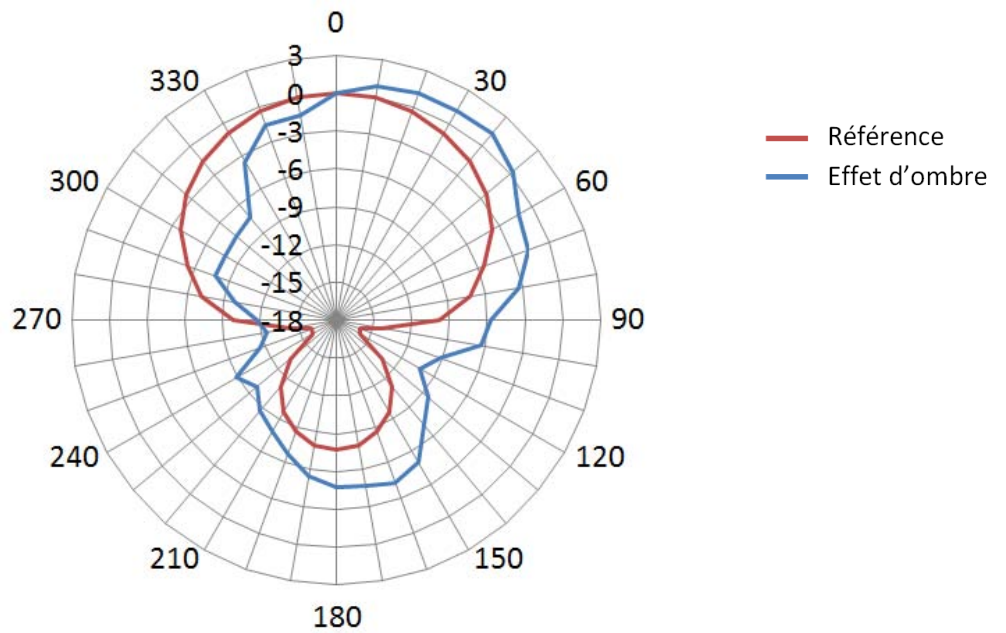


Figure 112 : Courbes obtenues avec l'effet d'ombre à l'octave 2000 Hz

Dans les médiums, un effet d'ombre commence à apparaître du côté gauche avec baisse progressive de la sensibilité. Parallèlement, la sensibilité augmente du côté droit avec une perte d'atténuation sur les deux lobes.

- Octaves 4000 Hz et 8000 Hz :

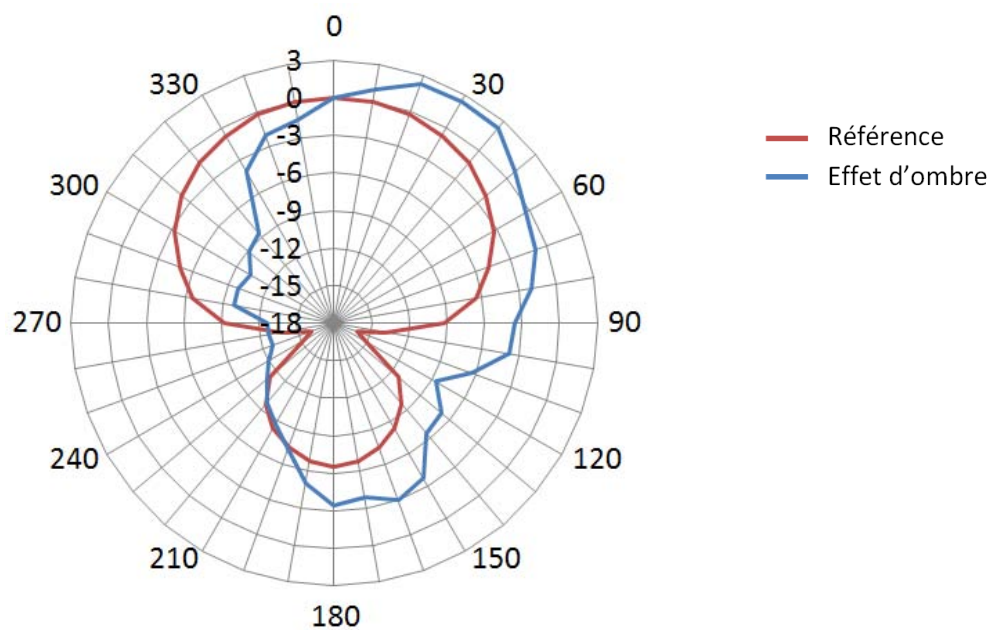


Figure 113 : Courbes obtenues avec l'effet d'ombre à l'octave 4000 Hz

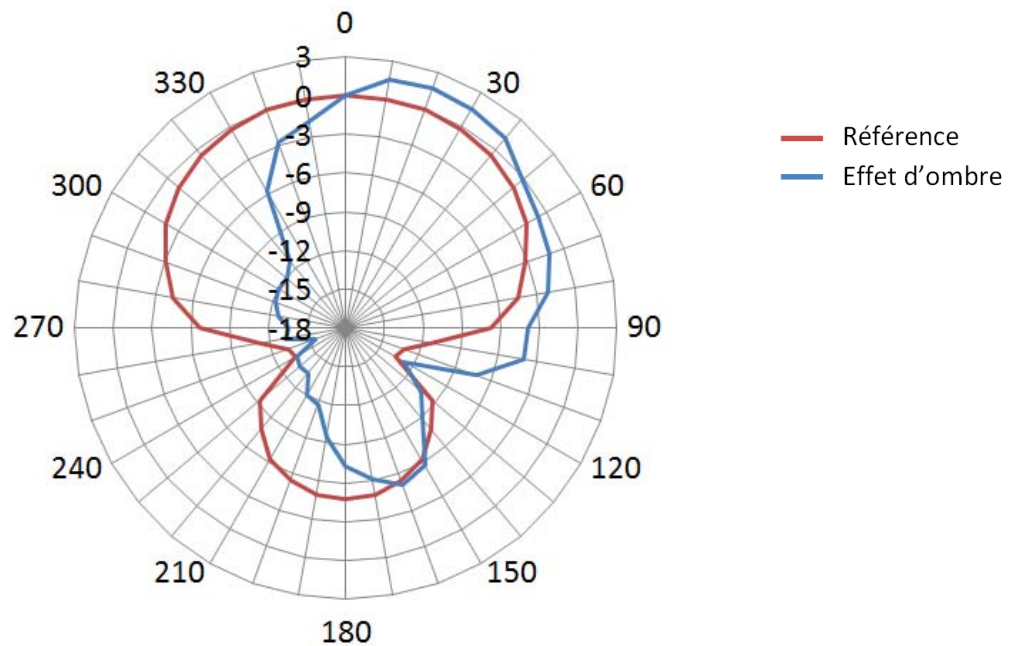


Figure 114 : Courbes obtenues avec l'effet d'ombre à l'octave 8000 Hz

En montant dans les hautes fréquences, l'effet d'ombre obtenu devient très important et la directivité perd jusqu'à 6 dB à 4000 Hz. La courbe polaire n'est presque pas modifiée à 8000 Hz du côté droit où se situe l'appareil.

3.7.3. Conclusion

Nous constatons qu'il y a une grande différence entre un appareil porté par une personne réelle et un KEMAR. Un effet d'ombre important apparait lorsqu'on monte en fréquence. Cet effet d'ombre va être important pour la localisation sonore spatiale du malentendant.

Nous pouvons aussi remarquer qu'il y a une perte de l'atténuation du côté où l'appareil est porté pour les octaves 500 Hz à 4000 Hz. Cette atténuation doit être la conséquence de réflexions des ondes acoustiques sur la tête, les épaules et le torse du sujet, qui viennent perturber la membrane des microphones. D'ailleurs, on peut remarquer des phénomènes de surpression aux alentours des 30° d'azimut pour toutes les courbes, ce qui signifie qu'une pression anormalement forte stimule les électrets, conséquence de réflexions acoustiques indésirables.

Cependant, les octaves 125 Hz et 250 Hz ne sont quasiment pas touchées par le port de l'appareil par le sujet. Leur grande longueur d'ondes leur permet en réalité de traverser le corps du sujet sans interférence, comme si il n'y avait rien. Alors que pour 8000 Hz, un effet inverse se produit du côté gauche, avec un effet d'ombre très important apparaissant mais à droite, la courbe polaire n'est pas modifiée. La petite longueur d'onde de cette fréquence fait qu'elle est absorbée par les organes et la peau, ce qui l'empêche de passer du côté gauche et l'empêche d'être réfléchi du côté droit.

3.8. Analyse globale

Les résultats obtenus lors des différents tests sont concluants. Nous avons mis en évidence les modifications polaires des différents effets pouvant affecter la directivité des appareils de corrections auditives.

Mis à part les phénomènes d'inclinaison (où l'audioprothésiste doit faire en sorte, dans la mesure du possible, de les réduire au maximum lorsque l'appareil est en place) et les phénomènes d'encrassement (solutionnés par des visites et contrôles réguliers et l'éducation du patient), nous n'avons pas les moyens, dans notre cabinet, d'empêcher les pertes d'atténuation dues aux dérives microphoniques ou encore à l'effet d'ombre. Pour pallier à ce problème il faudrait qu'il existe des appareils capables de s'auto-appairer ou d'être encore plus directifs.

De plus, nous avons aussi pu remarquer que le système était très sensible en basses fréquences, avec une absence de directivité à 125 Hz et une atténuation de plus en plus forte jusque 1000 Hz. Ceci montre les limites des systèmes à doublet microphonique à l'intérieur des prothèses auditives. Comme nous l'avons vu au paragraphe 2.3.6., pour améliorer les limites d'un système directif, il faut soit augmenter le nombre de microphones présents dans l'aide auditive, soit augmenter l'espacement entre les microphones [31].

Le « Ambra » de Phonak, sortie en 2011, permet de compenser une partie de ces problèmes : son traitement du signal unique, le StéréoZoom, rassemble plusieurs avantages :

- Lorsque deux appareils sont portés, ils communiquent entre eux par un système d'induction numérique pour mettre en réseau leurs deux microphones respectifs. Le réseau ainsi formé est donc constitué de quatre microphones omnidirectionnels. Cela permet d'obtenir des courbes polaires plus intéressantes pour la compréhension du malentendant,
- La distance entre les deux appareils est d'environ 20 cm (écart binaurculaire), ce qui augmente l'espacement entre les microphones et améliore donc la directivité en basses fréquences.

Partant de ces informations, il nous a donc semblé intéressant d'analyser la directivité du StéréoZoom pour en voir les améliorations par rapport à nos courbes polaires de références obtenues à l'aide d'un appareil à deux microphones.

4. Etude expérimentale du nouveau système de directivité StéréoZoom de Phonak

4.1. Matériel

Pour cette expérience, la société Phonak a eu l'amabilité de nous prêter deux aides auditives Ambra microM (figure 115). Les caractéristiques techniques de cette aide auditive sont données en annexe 1 p. 88.



Figure 115 : Ambra microM de Phonak [42]

Le logiciel de programmation d'appareil Phonak nommé « Target » est nécessaire, ainsi qu'une chaîne de mesure. Dans notre cas, la chaîne de mesure est une « Unity 2 » de Siemens.

Un trépied est nécessaire pour que les deux aides auditives soient en face du haut-parleur qui délivrera le bruit blanc. La prise de mesure sera ainsi facilitée.

Un appareil est connecté à un coupleur de 2cc. Un microphone ½ pouce Bruel et Kjaer (B&K), relié à un préamplificateur, sert à récolter le signal à la sortie du coupleur 2cc. Le microphone et le préamplificateur B&K de type 5935 (figure 116) sont des matériels qui nous ont été prêtés par l'INRS, Institut National de Recherche et de Sécurité.



Figure 116 : Préamplificateur B&K de type 5935

Le signal recueilli sera toujours analysé et traité par le logiciel Matlab. Un programme pour décomposer le signal à l'aide d'une transformée rapide de Fourier a été utilisé pour nous aider à tracer les courbes polaires.

4.2. Protocole

Les deux aides auditives sont connectées au logiciel « Target » pour programmation. Dans un premier temps, les paramètres acoustiques sont rentrés puis deux programmes sont créés. Le

premier programme est celui du StéréoZoom, alors que le deuxième est un programme directionnel fixe (cardioïde). Le deuxième programme va servir à nous donner une idée de l'appairage des microphones. En effet, le seul moyen dont nous disposons pour vérifier l'appairage, est de comparer la directivité de l'Ambra avec celle de l'appareil des précédents tests. Tous les traitements du signal (ainsi que le SoundRecover, compresseur fréquentiel) seront supprimés pour ces deux programmes afin qu'ils ne viennent pas interférer avec les mesures (figures 117 et 118).



Figure 117 : Suppression des traitements du signal sur le programme StéréoZoom

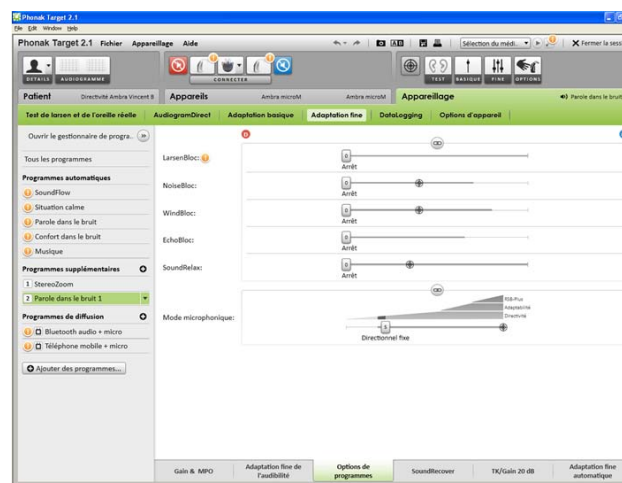


Figure 118 : Suppression des traitements du signal sur le programme directionnel cardioïde

Le gain de l'appareil est réduit et le MPO (niveau de sortie maximum) mis à son plus haut niveau (figure 119). Ainsi, nous ne risquons aucune distorsion d'amplification. L'appareil est mis en mode linéaire pour s'affranchir des phénomènes de compression.

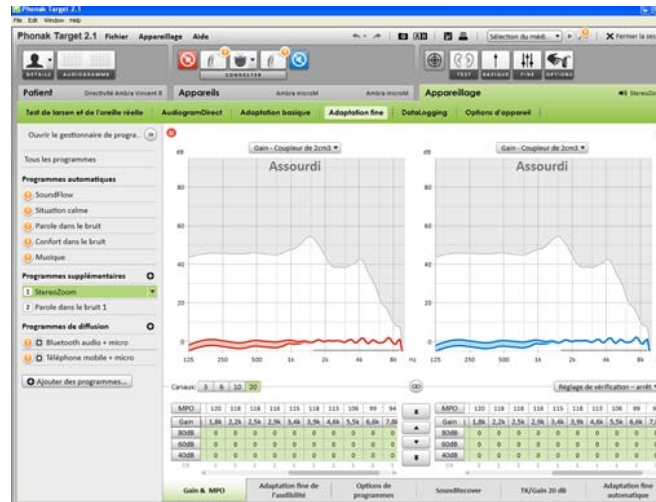


Figure 119 : Réduction du gain et augmentation du MPO

L'appareil est alors testé en chaîne de mesures pour visualiser le gain pour trois différents niveaux d'entrées sonores : 50 dB, 70 dB et 90 dB. On peut alors observer sur la figure 121 qu'il n'y a pas de compression et que le gain de l'appareil est faible.



Figure 120 : Mise en place de l'Ambra microM dans la chaîne de mesure

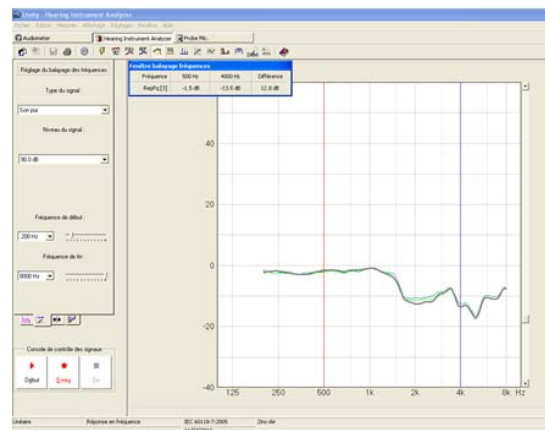


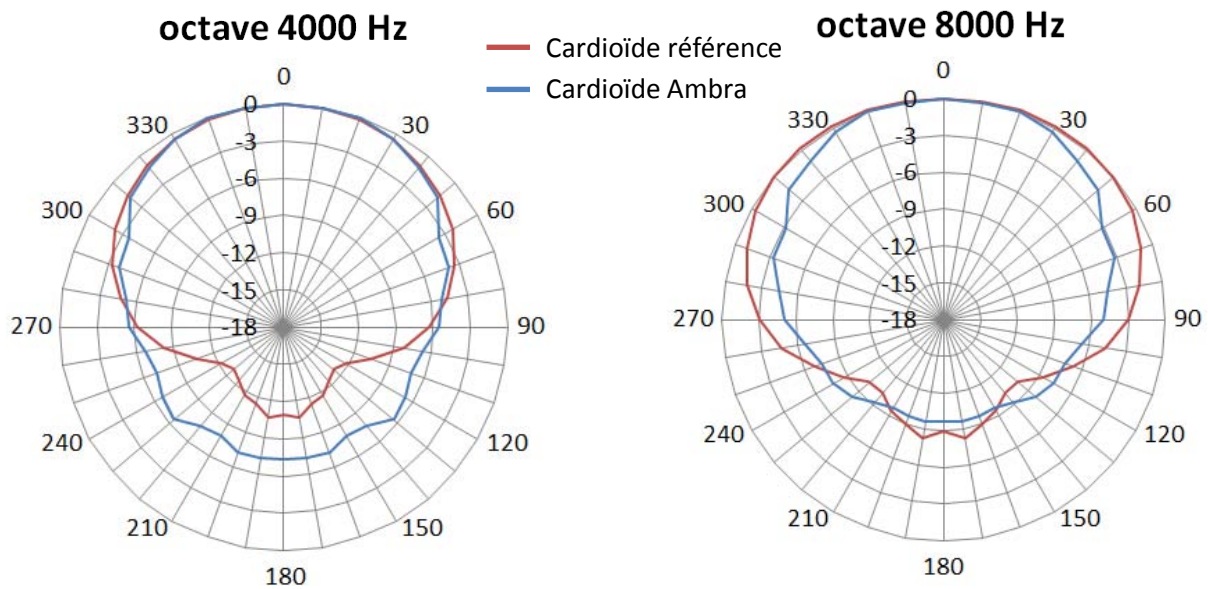
Figure 121 : Test du gain à 50, 70 et 90 dB sur la chaîne de mesure

Dans un premier temps, nous traçons les courbes directionnelles cardioïdes avec l'appareil qui nous a servi à effectuer les précédentes expériences, le Phonak « Naïda ». Pour cela, il faut simplement modifier la valeur du temps de retard dans le logiciel Matlab :

$$Tr = Tm = 26,5 \cdot 10^{-6} = 26,5 \mu s$$

Ensuite, nous pouvons alors effectuer les premières mesures sur le programme n°2 de l'appareil Phonak « Ambra », qui est le mode directionnel cardioïde. Un seul appareil est nécessaire pour cette expérience.

Ces deux mesures ne servent qu'à se donner une idée de l'appairage présent sur le Phonak « Ambra ». En effet, nous allons comparer les courbes polaires du Phonak « Naïda » (tracées avec un appairage supposé parfait) avec celles du Phonak « Ambra ». Les résultats obtenus pour deux octaves (4000 Hz et 8000 Hz) sont présentés ci-dessous :



Figures 122 : Comparaison des courbes polaires de référence et de l'Ambra en mode cardioïde

Un appairage légèrement meilleur est observé sur le Phonak « Naïda », appairage fait par ordinateur. L'écart se creuse de plus en plus en allant vers les basses fréquences. Après avoir fait ce constat, nous réalisons notre expérience sur le programme n°1 : le StéréoZoom.

Les deux appareils sont fixés sur un support mobile afin d'effectuer les mesures d'azimuts plus facilement. Ils sont séparés de 20 cm l'un de l'autre, écart inter auriculaire moyen (figure 123). Le signal acoustique est recueilli sur un seul des microphones (l'autre servant uniquement à activer le programme StéréoZoom, qui nécessite la présence des deux aides auditives).



Figure 123 : Mise en place du support des deux aides auditives

Le bruit blanc est alors généré et le signal traité sous Matlab.

4.3. Résultats

Les résultats suivants montrent les courbes polaires de directivité du StéréoZoom ainsi que les courbes de références du Naïda en mode supercardioïde, pour les octaves 125 Hz à 8000 Hz.

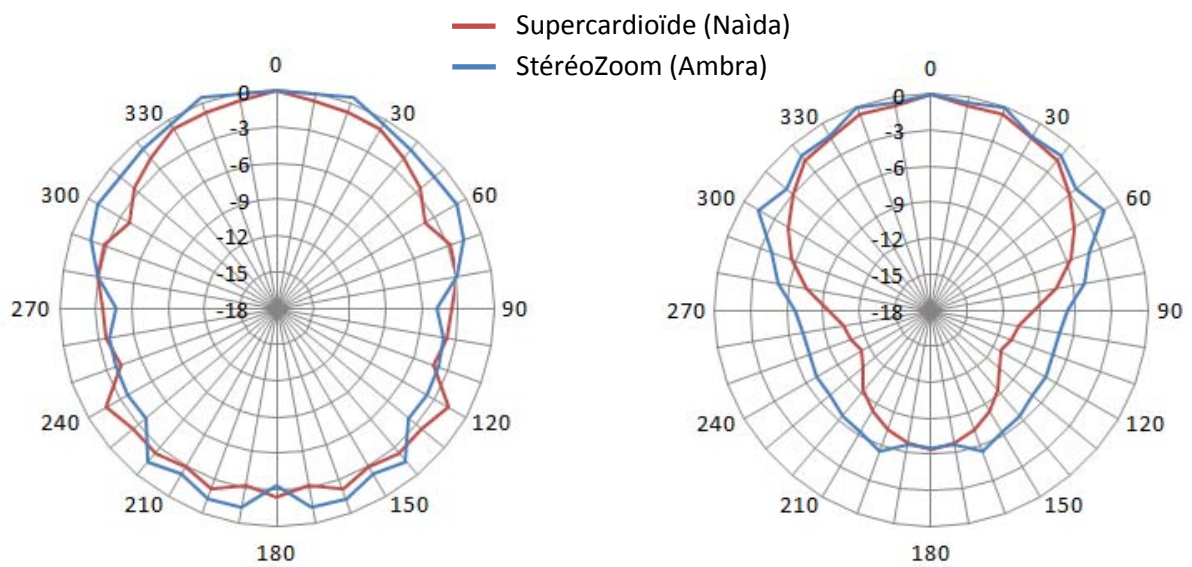


Figure 124 : StéréoZoom, octave 125 Hz

Figure 125 : StéréoZoom, octave 250 Hz

On constate qu'à 125 Hz, le système est toujours omnidirectionnel et qu'à 250 Hz, une micro directivité commence à apparaître. Néanmoins le Naïda, appairé par ordinateur, possède une atténuation plus efficace.

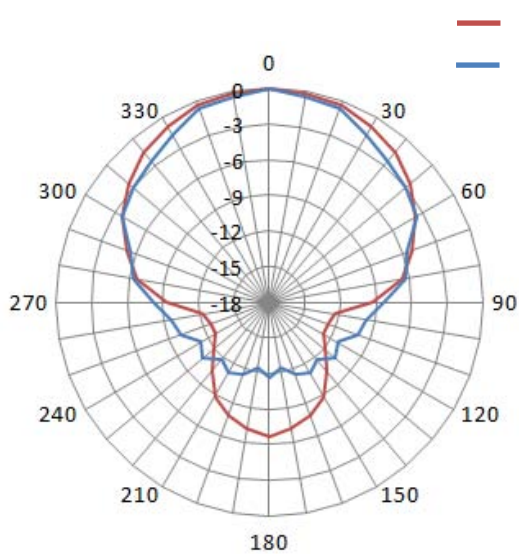


Figure 126 : StéréoZoom, octave 500 Hz

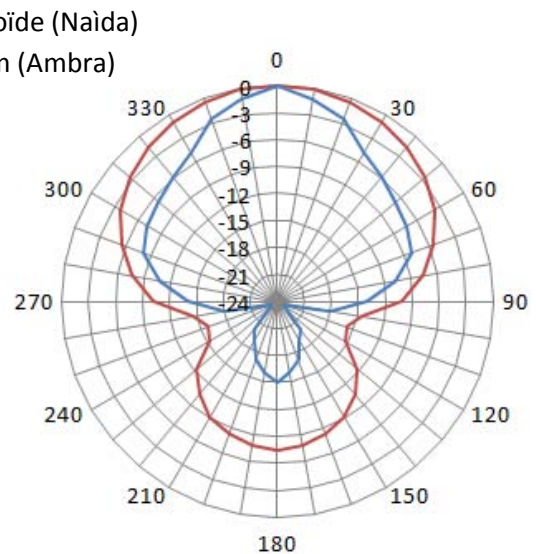


Figure 127 : StéréoZoom, octave 1000 Hz

Pour les deux octaves suivantes, 500 Hz et 1000 Hz, le StéréoZoom montre sa supériorité. Alors qu'à 500 Hz on observe une atténuation supplémentaire de 5 dB sur tout le lobe arrière, la courbe à 1000 Hz quant à elle, est ultra-directive. En effet, l'angle d'ouverture se referme et passe de 140° pour la supercardioïde à 45° pour le StéréoZoom. De plus, l'atténuation atteint 23 dB dans la jonction entre les deux lobes, soit 8 dB de plus. Des valeurs toutes aussi importantes sont observées sur le lobe arrière.

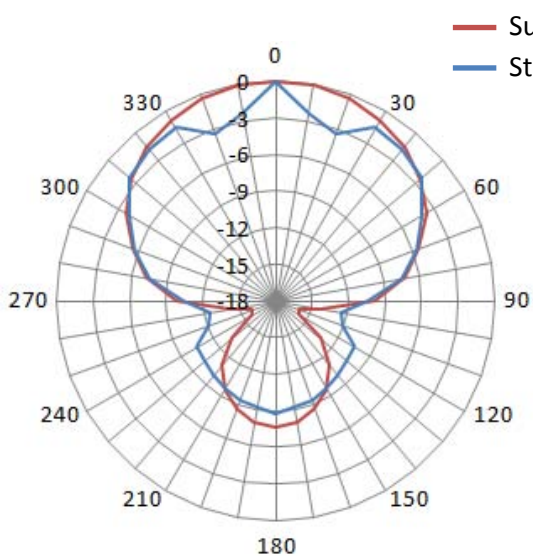


Figure 128 : StéréoZoom, octave 2000 Hz

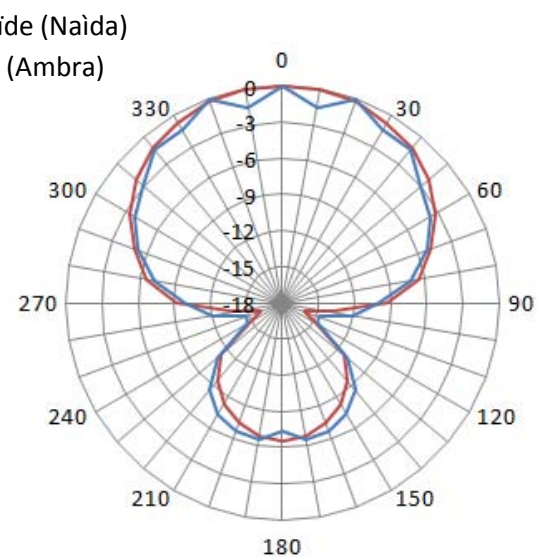


Figure 129 : StéréoZoom, octave 4000 Hz

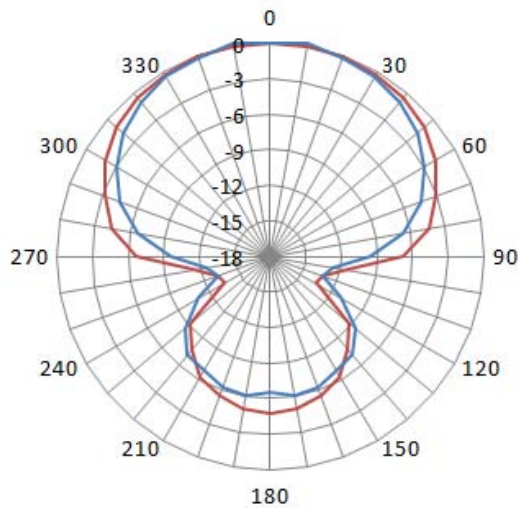


Figure 130 : StéréoZoom, octave 8000 Hz

Pour les octaves 2000 Hz à 8000 Hz, le StéréoZoom se rapproche de la supercardioïde, avec des valeurs d'atténuation et un angle d'ouverture qui restent très proches.

4.4. Conclusion

Les résultats obtenus en très basses fréquences (125 Hz et 250 Hz) ne sont pas réellement ceux escomptés. Effectivement, comme vu précédemment, la sensibilité du système est fonction de la distance entre les microphones. Or, si l'on prend la distance entre les deux macro-capteurs présents (distance entre les deux centres des microphones des aides auditives Ambra), cela nous fait 20 cm, alors qu'elle était seulement de 9 mm pour le Naïda. Nous avons vu que de petites variations de sensibilité pouvaient jouer beaucoup sur la directivité, et il se trouve que l'appairage en basses fréquences de l'Ambra est inférieur à celui du Naïda. De plus, il est facile d'imaginer qu'un système comme le StéréoZoom, combinant deux aides auditives et quatre microphones, soit encore plus sensible aux variations.

En revanche, malgré ce problème d'appairage, une directivité poussée est présente sur 500 Hz et 1000 Hz, montrant la haute efficacité du système. En hautes fréquences, le StéréoZoom de Phonak présente une directivité semblable à celle obtenue par le Naïda avec un appairage optimal.

Si l'appairage de l'Ambra n'avait pas présenté quelques faiblesses, le système aurait certainement montré de très hautes performances en basses fréquences comme en hautes à 2000 Hz et 4000 Hz.

Bilan de cette étude

Lorsque l'oreille présente un ou plusieurs troubles de l'audition, la discrimination de la parole dans le bruit devient de plus en plus compliquée. L'oreille n'arrive plus à exploiter suffisamment les caractéristiques spatiales du son pour pouvoir en extraire la parole. Dans ce cas, un appareil auditif peut prendre le relais pour exploiter davantage l'espace environnant et donc faciliter l'intégration du message vocal.

Néanmoins, nous avons pu mettre en évidence les modifications polaires et donc la sensibilité du système directionnel en présence de différents facteurs :

- Les phénomènes de dérives microphoniques influencent énormément la directivité mais théoriquement, ce sont ceux que l'on rencontre le moins souvent,
- Les impuretés ont aussi des conséquences importantes mais c'est un facteur qui peut varier d'une personne à l'autre, en fonction de l'entretien porté à son appareil et de sa situation professionnelle et géographique,
- L'inclinaison n'est pas un facteur très influent sur la directivité mais il n'est pas à négliger car, comme dit auparavant, une bonne compréhension peut se jouer à quelques décibels de rapport signal/bruit,
- L'effet d'ombre de la tête a aussi une part de responsabilité sur les modifications polaires. Certes l'atténuation contralatérale a un effet bénéfique pour la localisation sonore spatiale, mais la perte d'atténuation ipsilatérale aura des conséquences sur l'intelligibilité en milieu bruyant.

Les fabricants d'audioprothèses redoublent d'efforts pour améliorer sans cesse le rapport signal/bruit, soit en inventant des systèmes encore plus directifs comme le StéréoZoom, ou des technologies qui vont essayer de repérer et d'atténuer directement les sources de bruit. Le fabricant Widex a aussi un système, « l'OptiMic System », censé s'auto-appairer régulièrement pour éviter les dérives microphoniques dues au vieillissement ou lors d'une réparation [47]. Néanmoins, aux vues des conditions rigoureuses (et non présentes dans la vie quotidienne) dans lesquelles doit s'effectuer l'appairage des microphones (sons purs ou bruit blanc pour la calibration avec une différence de marche connue, dans un lieu sans bruit), nous sommes en droit de nous poser la question sur la fiabilité d'un tel système. Il serait intéressant qu'une étude particulière soit effectuée sur le sujet afin d'en étudier l'efficacité dans diverses situations (usure, encrassement...).

Cette étude nous a donc permis de constater que la directivité est soumise à de nombreux facteurs, dont certains sont obligatoirement présents comme l'effet d'ombre de la tête, et d'autres plus personnels en rapport avec l'entretien que la personne et l'audioprothésiste apportent à l'appareil. L'audioprothésiste doit donc toujours garder à l'esprit que la directivité, bien qu'elle soit un système très efficace, n'est pas infaillible. Une plainte d'un patient sur de récents et gros problèmes de compréhension en milieu bruyant peut être le signe d'un affaiblissement progressif de la directivité. A l'audioprothésiste d'en trouver la raison.

Bibliographie

- 1 : Site internet : <http://lemicrophone.free.fr/Histoire.html>
- 2 : Jean-Baptiste DELANDE et Alexandre GAULT, « Microphones directionnels : Revue de Technologie », Les Cahiers de l'Audition, numéro 3, Mai-Juin 2010
- 3 : Pierre CAMPO, Cours d'audiologie, D.E. d'Audioprothésiste 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2009
- 4 : Cécile PARIETTI, Cours d'audiologie, D.E. d'Audioprothésiste 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2009
- 5 : Site internet : http://reflexions.ulg.ac.be/cms/c_30156/les-mysteres-de-loreille-cassee?part=2 : Site de l'Université de Liège
- 6 : Site internet : http://www.med.univ-montp1.fr/enseignement/cycle_1/PCEM2/mod-integres/MI3_neuro/sensorialite/audition/cours/cours2-1.htm : Site de la faculté de Médecine de Montpellier-Nîmes
- 7 : Xavier PERROT, « Anatomie et physiologie du système nerveux auditif central », Les Cahiers de l'Audition, numéro 2, mars-avril 2011
- 8 : Pascale FRIANT-MICHEL;
 - 8a : Cours d'audioprothèse, D.E. d'Audioprothésiste 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2010
 - 8b : Cours d'électricité, D.E. d'Audioprothésiste 1^{ère} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2009
- 9 : Léon DODELE, Cours d'audioprothèse, D.E. d'Audioprothésiste 3^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2012
- 10 : Arnault GIRAULT, Cours d'audioprothèse, D.E. d'Audioprothésiste 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2012
- 11 : TILLMAN T. ET AL, « Effect on head shadow on reception of speech », ASHA edition, numéro 5, 1963
- 12 : WR. HOGDSON, « Special Cases of Hearing Aid Assessment and Use in Audiologic Habilitation », Williams & Wilkins, 3rd ed. Baltimore, 1986
- 13 : M.J. COUESPEL, Cours d'électronique, D.E. d'Audioprothésiste 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2010;
 - 13a : Cours « Mesurage des appareils de correction auditive »
 - 13b : Cours « Caractéristiques des appareils de correction auditive »

13c : Cours « Multimicrophones »

14 : Site internet : <http://www.gras.dk/> : Site du G.R.A.S., fournisseur de matériels pour les mesures acoustiques

15 : Site internet : <http://www.isvr.co.uk/> : Site de l'université de Southampton

16 : Jean-Luc PUEL, « Etiologie et physiopathologie de la presbyacousie; physiologie de l'oreille saine et pathologique par sénescence », Enseignement Post-Universitaire (EPU), Paris, 2011

17 : Précis d'Audioprothèse, L'appareillage de l'adulte, Le Bilan d'Orientation Prothétique, Tome I

18 : Site internet : http://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89mile_Berliner : Site de Wikipédia

19 : Site internet : <http://www.uqtr.ca/musique/CyLOLas/ricer/HMicro.htm>

20 : Site internet : <http://sites.google.com/site/lesparametresduson/invention-du-microphone>

21 : Site internet : http://fr.wikipedia.org/wiki/Alexandre_Graham_Bell : Site de Wikipédia

22 : Site internet : <http://oldmics.cz/?v=3&j=en>

23 : Mikkel NYMAND, « Directionnal versus omnidirectional microphones », DPA Microphones

24 : Bryan CSERMAK, « A Primer on a Dual Microphone Directional System », The Hearing Review, volume 7, janvier 2000

25 : Joël Ducourneau;

25a : Cours d'acoustique sur les microphones, D.E. d'Audioprothésiste 1^{ère} et 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2009-2010

25b : Travaux pratiques, D.E. d'Audioprothésiste 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2010

25c : Cours d'acoustique sur l'acoustique du bâtiment, D.E. d'Audioprothésiste 2^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2010

25d : Cours de traitement du signal, D.E. d'Audioprothésiste 3^{ème} année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2012

26 : Site internet : <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/audio/mic2.html>

27 : Site internet : <http://www.coutant.org/>

28 : Site internet : <http://w1.hearing.siemens.com/ca-fr/06-technology-glossary/07-microphone-systems/microphone-systems.jsp> : Site de Siemens Audiologie

29 : Frank LEFEVRE, « Une Méthode d'Analyse Auditive Des Confusions Phonétiques : La Confrontation Indiciaire », thèse de la Faculté des Lettres et Sciences Humaines de Besançon, Septembre 1985

- 30 : M. KILLION, British Journal Of Audiology, 1997, p. 145
- 31 : Philippe ANDRE, « Principe de fonctionnement et directivité des microphones utilisés dans les aides auditives; Etude d'un nouveau traitement de directivité microphonique : pondération multipolaire », mémoire en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat d'Audioprothésiste à Nancy, 2008
- 32 : Francis KUK, « Design Considerations in Directional Microphones », Hearing Review, septembre 2000
- 33 : Mead C. KILLION, « Myths About hearing in Noise and Directional Microphones », Hearing Review, février 2004
- 34 : Jürgen TCHORZ, « Effects of Microphone Mismatch in Directional Hearing Instruments », Hearing Review, octobre 2001
- 35 : Jean-Baptiste DELANDE, « Microphones Directionnels », Enseignement Post-Universitaire (EPU), Paris, 2009
- 36 : Phonak, fabricant d'audioprothèses, « Microphone Claro – Pas de Problème D'équilibrage », background story
- 37 : Warren DANIEL, directeur des recherches chez Knowles Electronics, échange épistolaire par mail
- 38 : Widex, fabricant d'audioprothèses, Etude sur vieillissement des microphones, 2000
- 39 : Site internet : <http://www.oticon.fr/> : Site d'Oticon, fabricant d'audioprothèses
- 40 : Todd RICKETTS, « Directivity in Hearing Aids : Fitting and Measurement Effects », Ear and Hearing, p45-58, février 2000
- 41 : Site internet : <http://www.hiddenhearing.co.uk/rite-hearing-aids/> : Site de Hidden Hearing
- 42 : Site internet : <http://www.phonakpro.com/> : Site de Phonak France, fabricant d'audioprothèses
- 43 : Snitem, « Statistiques de ventes Audiologie, France et DOM-TOM », Premier Trimestre 2012
- 44 : Site internet : <http://www.mathworks.fr/products/matlab/> : Site de Mathworks
- 45 : G. MATSUI et T. LEMONS, « A special report on new digital hearing instrument technology », Supp. Hearing Review, 2001
- 46 : Roxanne KOHILAKIS, « Evaluation Of Directional Microphone Drift In Digital Hearing Aids », projet pour devenir PhD Audiologiste au Washington University School of Medicine Program in Audiology and Communication Sciences, mai 2012
- 47 : Francis KUK, Lars BAEKGAARD et Carl LUDVIGSEN, « Using digital signal processing to enhance the performance of dual microphones », The Hearing Journal, vol. 55, janvier 2002

Annexe 1



Données techniques

Phonak Ambra microM

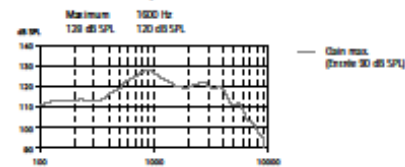
Contour miniature de puissance moyenne à pile 312. Pour la gamme d'appareillage, les détails sur les produits et les options disponibles, veuillez consulter la fiche Information Produit ou visiter le site www.phonakpro.com.

Sans autre spécification, toutes les données ont été mesurées en configuration fermée, avec un micro tube de mesure rectiligne (Art. N° 004-1393) et un disque de couplage (Art. N° 002-0412), sur un coupleur HA-1 (ANSI-S3.7-1995) ou un simulateur d'oreille occlusé (EN 60711, couplage selon la figure 4 pour les essais standard) et dans les réglages de mesure de Phonak Target. Pour toute information supplémentaire, veuillez s.v.p. consulter les instructions Fit'nGo Kit.

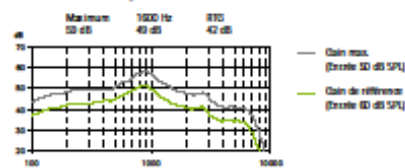
Données sur simulateur d'oreille

EN / IEC 60118 et IEC 60711

Niveau acoustique de sortie



Gain acoustique



Bande passante	<100 Hz - 7200 Hz		
Distorsion harmonique totale	500 Hz	800 Hz	1600 Hz
	2%	0,5%	1%
Consommation	Repos	Fonctionnement	
		1,1 mA	
Bruit d'entrée équivalent	19 dB SPL		

Caractéristiques dynamiques

Compression	Temps de réponse	Temps de retour
	1 ms	50 ms

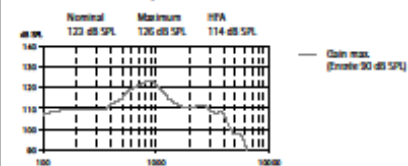
Phonak Ambra

Remarque: Les courbes de réponse mesurées en sons purs peuvent présenter des irrégularités. Ces artefacts résultent de l'emploi de signaux d'entrée à bande étroite, mais ne reflètent pas les performances réelles obtenues avec des signaux d'entrée large bande.

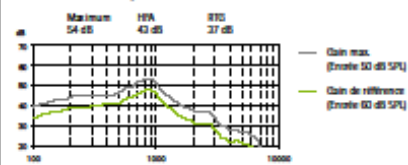
Données sur coupleur de 2cm³

ANSI S3.22-2003

Niveau acoustique de sortie



Gain acoustique

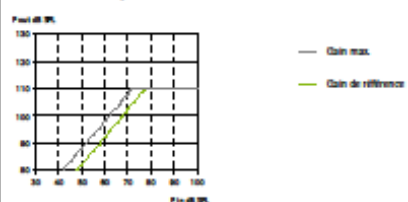


Bande passante	<100 Hz - 6800 Hz		
Distorsion harmonique totale	500 Hz	800 Hz	1600 Hz
	2%	0,5%	1%
Bruit d'entrée équivalent	19 dB SPL		

Caractéristiques dynamiques

Compression	Temps de réponse	Temps de retour
	1 ms	50 ms

Caractéristique entrée / sortie à 2000 Hz



V1002010-07/dh © Phonak AG. All rights reserved / page 1/1

Résumé :

Lorsque l'oreille présente un ou plusieurs troubles de l'audition, la discrimination de la parole dans le bruit devient de plus en plus compliquée. L'oreille n'arrive plus à exploiter suffisamment les caractéristiques spatiales du son pour pouvoir en extraire la parole. Un appareil auditif, doté d'un système directionnel, peut dans ce cas prendre le relais pour exploiter davantage l'espace environnant et donc faciliter l'intégration du message vocal.

Aujourd'hui, les fabricants d'audioprothèses redoublent d'efforts pour améliorer sans cesse le rapport signal/bruit, soit en inventant des systèmes encore plus directifs comme le StéréoZoom de Phonak, ou des technologies qui vont essayer de repérer et d'atténuer directement les sources de bruit.

Néanmoins, divers facteurs vont venir interférer avec ces systèmes directifs, perturbant alors leur efficacité. Quatre facteurs ont été retenus dans ce mémoire, facteurs considérés comme les plus perturbants pour la directivité : l'usure microphonique, l'encrassement, le positionnement de l'aide auditive sur l'oreille du patient et enfin l'effet d'ombre de la tête.

Après un rappel sur les systèmes directionnels, une étude expérimentale a été réalisée dans ce mémoire sur le StéréoZoom de Phonak ainsi que sur les quatre facteurs perturbants cités précédemment.

Mots clés :

Aide auditive, directivité, directionnel, omnidirectionnel, appairage, sensibilité, dégradation, usure, encrassement, effet d'ombre, positionnement, inclinaison, StéréoZoom, Phonak, polaire, localisation sonore, intégration dans le bruit, cardioïde, supercardioïde.