

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON I
Institut « Techniques de réadaptation »

Directeur Professeur Lionel COLLET

L' EQUILIBRAGE ISOSONIQUE

MEMOIRE présenté pour l'obtention du

DIPLOME D'ETAT D'AUDIOPROTHESISTE

Par

Sébastien PRADEL

Autorisation de reproduction
N°318

Lyon, le 28 janvier 2005

Professeur L.COLLET
Responsable de l'Enseignement

INSTITUT « TECHNIQUES DE READAPTATION »

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

Président	Pr. Domitien DEBOUZIE
Vice-président	CA Pr. Robert GARRONE
Vice-président	CEVU Pr. Guy ANNAT
Vice-président	CS Pr. Jean-François MORNEX
Secrétaire Général	Mr. Jean-Pascal BONHOTAL

FEDERATION SANTE

U.F.R DE MEDECINE LYON GRANGE BLANCHE	Directeur	Pr. MARTIN Xavier
U.F.R DE MEDECINE LYON R.T.H. LAENNEC	Directeur	Pr. VITAL-DURAND Denis
U.F.R DE MEDECINE LYON-NORD	Directeur	Pr. MAUGUIERE François
U.F.R DE MEDECINE LYON-SUD	Directeur	Pr. GILLY François Noël
U.F.R D'ODONTOLOGIE	Directeur	Pr. DOURY Jacques
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directeur	Pr. LOCHER François
Institut Techniques de Réadaptations	Directeur	Pr. COLLET Lionel
Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directeur	Pr. FARGE Pierre
Département de Formation à la Recherche et à L'évaluation pédagogique	Directeur	Pr. LAVILLE Maurice
Centre de Recherche Astronomique de Lyon – Observatoire de Lyon	Directeur	Mr. BAON Roland
U.F.R. des sciences et techniques des activités Physiques et Sportives	Directeur	Mr. THIRIET Patrice
I.S.F.A. (Institut de Science Financière et d'assurances)	Directeur	Pr. SERANT Daniel
U.F.R de Génie Electrique et des Procédés	Directeur	M. BRIGUET André
U.F.R. de Physique	Directeur	Pr. VIALLE Jean-Louis
U.F.R. de Chimie et Biochimie	Directeur	Pr. SCHARFF Jean-Pierre
U.F.R. de Biologie	Directeur	Pr. BOSQUET Georges
U.F.R. des Sciences de la Terre	Directeur	M. HANTZPERGUE Pierre
I.U.T. A	Directeur	Pr. ODIN Michel
I.U.T. B	Directeur	Pr. MAREST Gilbert
Département de 1 ^{er} Cycle Sciences	Directeur	Mr. DUPLAN Jean-Claude
Institut des Sciences et des Techniques de L'ingénieur de Lyon	Directeur	Pr. PUAUX Jean-Pierre
U.F.R. de Mécanique	Directeur	Pr. BEN HADID Hamda
U.F.R. de Mathématiques	Directeur	Pr. CHAMARIE Marc
U.F.R. d'Informatique	Directeur	Pr. EGEE Marcel

Remerciements

Je tiens à remercier toutes les personnes qui m'ont aidé à la réalisation de ce mémoire :

Mr Christian Perrier, pour m'avoir accueilli durant ces quatorze semaines de stage et pour ses conseils techniques,

l'équipe du laboratoire : Christine, Mireille, Valérie, Claire, Fred, Alain et Pierre, pour leur sympathie et leurs précieux conseils,

Mr Léon Dodelé et Mr Pierre-Olivier Burtin pour leurs conseils techniques et enfin Mr Bruno Bacq pour son aide lors de la rédaction du mémoire.

Sommaire

Remerciements.....	3
Sommaire	4
Introduction	6
1 Rappels théoriques.....	8
1.1 L'audition binaurale	8
1.2 Analyse des différentiels interauraux.....	9
1.2.1 Les voies nerveuses.....	9
1.2.2 Analyse des écarts interauraux.....	10
1.2.3 Analyse des différences d'intensité interaurales	11
1.3 Rappels psychoacoustiques sur la sonie	12
1.3.1 Définition.....	12
1.3.2 Influence de la largeur de bande.....	13
1.4 Notion de dynamique résiduelle	14
1.5 Rappels sur le seuil subjectif d'inconfort	15
1.5.1 La mesure du SSI.....	15
1.5.2 La méthode Boorsma-Renard.....	16
1.6 Rappels phonétiques	17
1.6.1 Unités phonétiques.....	17
1.6.2 Les voyelles.....	18
1.6.3 Les consonnes	18
1.6.4 Aspect énergétique et amplification des sons faibles	19
2 Principe de la méthode.....	20
2.1 Cahier des charges	20
2.2 Réglages possibles.....	21
2.2.1 Point de vue monofréquentiel.....	21
2.2.2 Point de vue multifréquentiel.....	24
2.2.3 Un équilibrage stéréophonique sur toute la dynamique d'entrée.....	27
2.2.4 Application de principe sur la localisation sonore	29
2.3 Les paramètres de réglage.....	30
2.4 Les différentes méthodes testées.....	31

3	Fonctionnement du logiciel	32
3.1	Utilisation de l'informatique	32
3.2	Principe du calcul.....	33
3.3	Etapes du calcul	34
3.4	Présentation graphique	36
3.5	Procédure détaillée du réglage	38
3.5.1	<i>Equilibrage interfréquentiel.....</i>	<i>38</i>
3.5.2	<i>Equilibrage stéréophonique.....</i>	<i>40</i>
3.5.3	<i>Réglage du MPO.....</i>	<i>40</i>
4	Expérimentation et résultats	42
4.1	Les Tests.....	42
4.2	L'échantillon	43
4.3	Résultats	44
4.3.1	<i>Efficacité de l'équilibrage.....</i>	<i>44</i>
4.3.2	<i>Compte rendu subjectif des tests.....</i>	<i>46</i>
5	Discussion	48
	Conclusion.....	50
	Bibliographie	51
	Table des illustrations	52
Annexe 1	– Les méthodes LGOB et IHAF.....	53
Annexe 2	– Les voies nerveuses.....	54
Annexe 3	– Traits Distinctifs.....	55
Annexe 4	– Variabilité du SSI	56
Annexe 5	– Courbes numérisées	57
Annexe 6	– Le son STI.....	58
Annexe 7	– Vocalist L. Dodelé.....	59

Introduction

Microprocesseurs à logique floue, débruiteurs et microphones directionnels multicanaux, algorithmes d'analyse des situations sonores, toutes ces innovations technologiques pointent un objectif récurrent dans les discours commerciaux des fabricants : l'amélioration de **l'intelligibilité en milieu bruyant**. Mais si l'on peut facilement discuter de l'efficacité des traitements numériques modernes, on s'accordera en revanche pour affirmer que le traitement du signal le plus efficace reste celui effectué par notre cerveau. Analyse du contenu fréquentiel, des différentiels d'intensités ou de phase, comparaisons mentales et mnémoniques et surtout apprentissage et réadaptation permanente... on est encore loin de pouvoir rivaliser avec nos traitements vocaux numériques ! Attention cependant à ne pas sous-estimer pour autant, l'importance du réglage, en particulier lorsqu'il a pour but restaurer la **fonction binaurale** du malentendant. Ces processus de traitements mentaux, qui visent à extraire la parole du bruit, ne seront en effet réalisés de façon optimale, qu'en redonnant un équilibre au système auditif.

On observe pourtant que cette étape est bien souvent négligée ou réalisée de façon approximative. De quels outils aurions-nous besoin pour effectuer un équilibrage précis et rigoureux ? Pourrions-nous imaginer une méthode de réglage qui aboutisse rapidement à cet équilibre ? Je me suis inspiré des méthodes LGOB et IHAF¹ pour proposer une méthode qui se base sur une **normalisation** préalable de la sonie, avant d'effectuer un **équilibrage** stéréophonique complet. Ce réglage est assisté par ordinateur et se réalise à l'aide d'un logiciel générateur de bruit à bande étroite de ma conception.

¹ Les méthodes LGOB et IHAF sont décrites dans l'Annexe 1 p.53.

Dans un premier temps je ferai un rappel des notions sur lesquelles s'appuie la méthode. Nous verrons ensuite que l'équilibrage isosonique impose un paramétrage spécifique des appareils que je détaillerai. Dans une troisième partie, j'expliquerai le fonctionnement du logiciel ainsi que le protocole de réglage. Enfin j'exposerai les différents tests que j'ai réalisés et qui m'ont permis de déduire pour quelle utilisation l'équilibrage est le plus efficace.

1 *Rappels théoriques*

1.1 *L'audition binaurale*

Je ne reviendrai que brièvement sur l'importance de l'appareillage stéréophonique qui est universellement reconnue, voici donc les principaux avantages à restaurer la fonction binaurale :

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

1.2 *Analyse des différentiels interauraux.*

L'analyse comparative des signaux binauraux par le malentendant nécessite la restauration d'un **système auditif équilibré**. Je livrerai dans cette partie un bref rappel théorique sur l'analyse des différences de phase et d'intensité après avoir donné une « vue d'ensemble » du trajet des voies nerveuses (voir Annexe 2 – Les voies nerveuses p.54)

1.2.1 Les voies nerveuses

Les cellules bipolaires situées dans le ganglion spiral de la cochlée ont un prolongement périphérique qui innerve les cellules ciliées et un prolongement central qui marque le début du nerf auditif.

Ce dernier se ramifie pour innerver trois subdivisions du noyau cochléaire : dorsal, postéro-ventral, antéro-ventral. Ces ramifications vont faire relais de façon indépendante dans des structures nerveuses spécifiques : l'olive supérieure, le lemnisque latéral et le colliculus inférieur. Les afférences cochléaires se rejoignent toutes dans le corps genouillé médian du thalamus qui sera le dernier relais important avant le cortex auditif primaire et secondaire.

Chacune de ces structures nerveuses possède une capacité de traitement auditif spécifique plus ou moins globale. Nous allons détailler les mécanismes qui interviennent dans l'analyse de différentiels interauriculaires.

1.2.2 Analyse des écarts interauraux

Les écarts interauraux (ou délai interaural) sont traités dans l'olive supérieure médiane (OSM) qui reçoit les afférences binaurales des noyaux cochléaires antéro-ventraux. Les neurones de l'OSM sont organisés de façon à répondre spécifiquement à un écart temporel donné. Cette détection repose sur les différences de longueurs des axones des noyaux cochléaires innervant chaque neurone de l'OSM (voir Figure 1 ci-dessous).

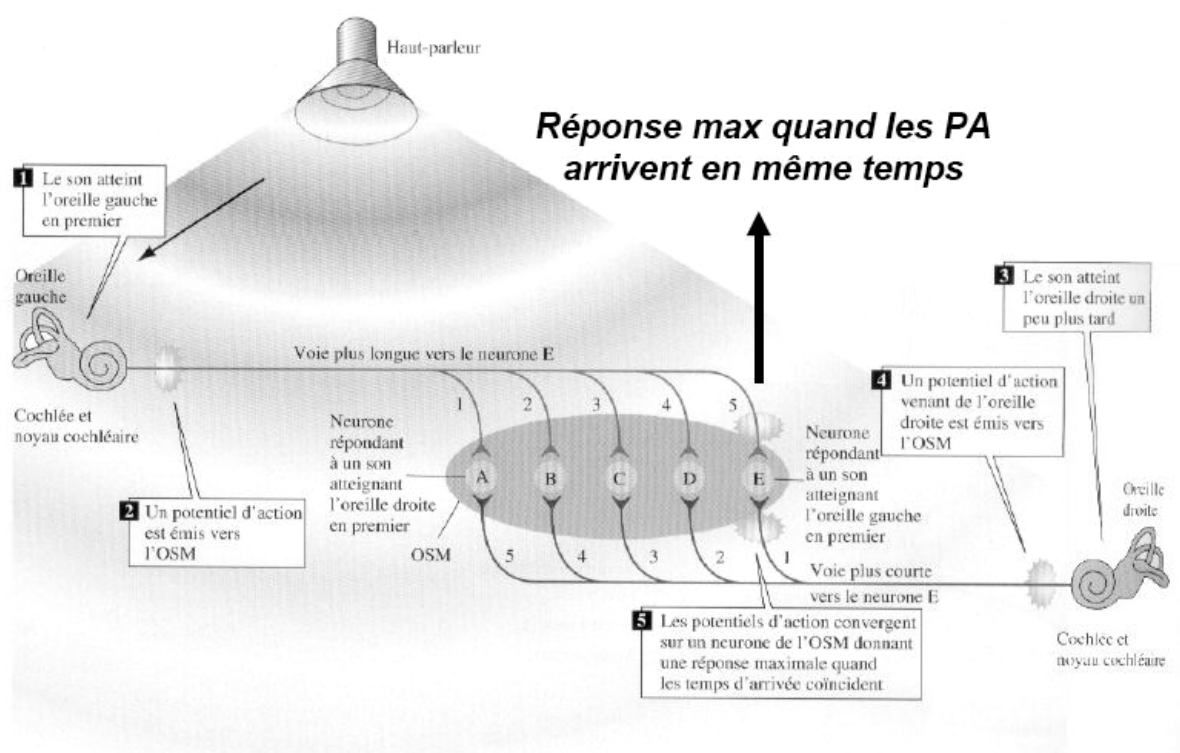


Figure 1 : Détection des écarts interauraux par l'OSM.

Le son est exposé plus près de l'oreille gauche. L'avance temporelle prise par le signal gauche sera compensée par la longueur de trajet plus importante. Les quatre premiers neurones A, B, C, D recevront le signal de gauche avant le signal de droite, avec un écart de plus en plus faible. C'est le neurone E qui recevra en même temps le signal droit et gauche.

Chaque neurone fonctionne comme un « détecteur de coïncidence » : la réponse est maximale quand les deux messages afférents arrivent en même temps. Ce système permettrait de détecter des écarts temporels de l'ordre de $10\mu\text{s}$ et ainsi d'obtenir une précision de location spatiale tonale d'environ 1 degré.

1.2.3 Analyse des différences d'intensité interaurales

La localisation par analyse des écarts interauraux n'est possible que pour des sons de fréquence inférieure à 3KHz (capacité maximale intrinsèque des cellules au-delà de laquelle l'activité oscillatoire de la cellule est saturée : on dit que le signal n'est plus « verrouillé en phase »). La localisation des sons au-delà de cette fréquence se fait par analyse des différences d'intensité. C'est l'olive supérieure latérale (OSL) et le noyau médian du corps trapézoïde (NMCT) qui interviennent dans ce mécanisme.

L'OSL reçoit à la fois des fibres excitatrices du noyau cochléaire antéro-ventral ipsilatéral et des fibres inhibitrices en provenance du noyau cochléaire controlatéral (relayé dans le NMCT). Un son latéralisé à gauche provoquera donc une excitation importante de l'OSL gauche qui sera faiblement inhibé par les afférences droites. Inversement l'inhibition importante à droite supprimera toute activité de l'OSL droite (voir Figure 2 ci-dessous). L'OSL ne code donc que pour des sons situés dans son hémichamp auditif.

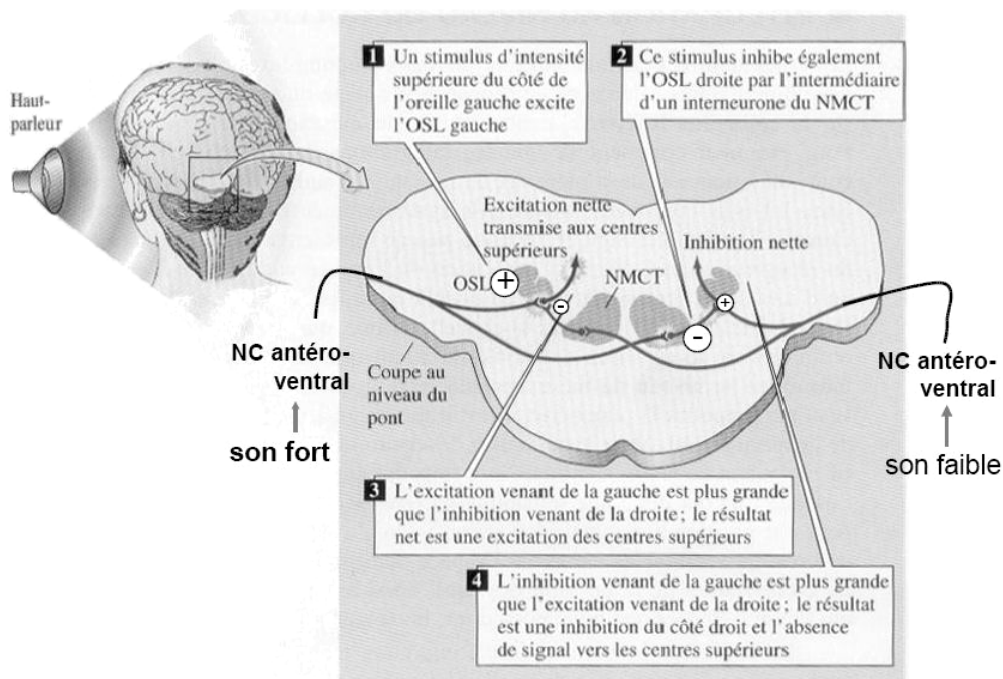


Figure 2 : Analyse des différences d'intensité par l'OSL et NMCT

1.3 Rappels psychoacoustiques sur la sonie

1.3.1 Définition

La sonie caractérise la sensation d'intensité sonore, son niveau se calcule en **phones**. Le son pur de 1kHz a été choisi comme son de référence, c'est-à-dire que son niveau en décibels SPL est égal à son niveau en phones. Les niveaux d'isotonie des autres sons purs, complexes ou bruits sont mesurés par comparaison subjective avec le son de référence.

Il faut bien faire la distinction entre les **phones** et les **sones** qui correspondent à une mesure de la sonie de façon relative : un son de n sones paraîtra n fois plus fort qu'un son de 1 sone. Ici aussi on a fixé un point de référence en attribuant une sonie de 1 sone à un son pur de fréquence 1kHz et de niveau acoustique 40dB en champ libre.

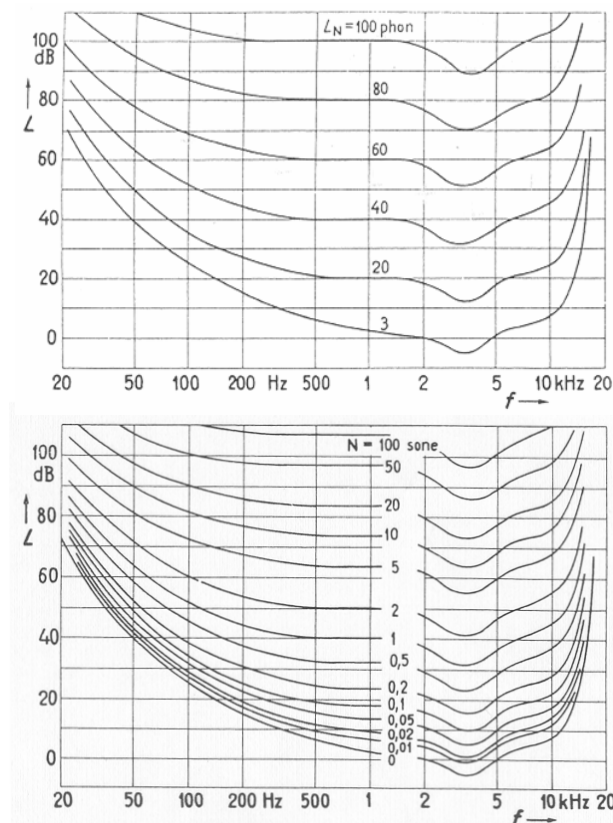


Figure 3 : Courbes d'isotonie des sons purs en champ libre en phones (haut) et en sones.

1.3.2 Influence de la largeur de bande

Si on augmente la largeur de bande d'un bruit et que l'on maintient son niveau de densité spectrale constant, son intensité globale croît. Pour compenser l'augmentation de sonie due à l'élargissement de la bande il faut donc réduire sa densité spectrale, cette réduction dépend bien sur de la largeur de la bande mais aussi de la fréquence centrale de la bande².

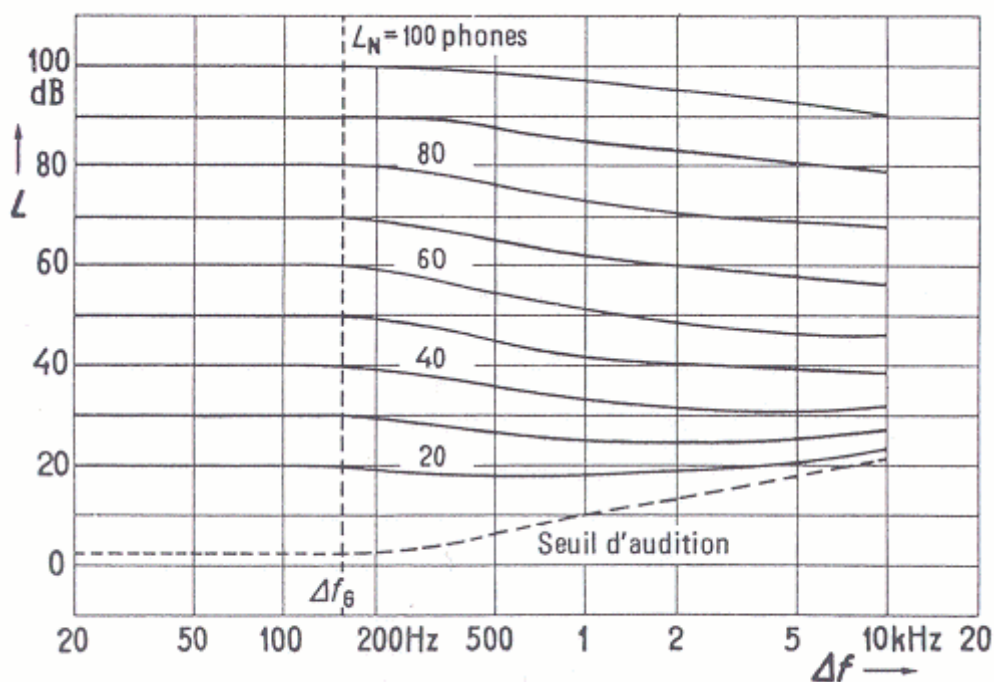


Figure 4 : Courbes d'isophonie de bruits à bande étroite, de fréquence centrale 1kHz en fonction de la largeur de bande

² Une précision est à apporter concernant le centre sonique d'une bande : si l'on fait varier la largeur de bande, il faut veiller à ce que l'accroissement de tonie entre la fréquence centrale et fréquence limite supérieure soit égal à l'accroissement de tonie entre la fréquence limite inférieure et la fréquence centrale.

1.4 Notion de dynamique résiduelle

On définit la notion de dynamique auditive comme étant l'ensemble du champ auditif compris entre le seuil d'audition et le seuil d'inconfort. **Toute perte auditive entraîne forcément une diminution de cette dynamique**, on parle alors de *recrutement*.

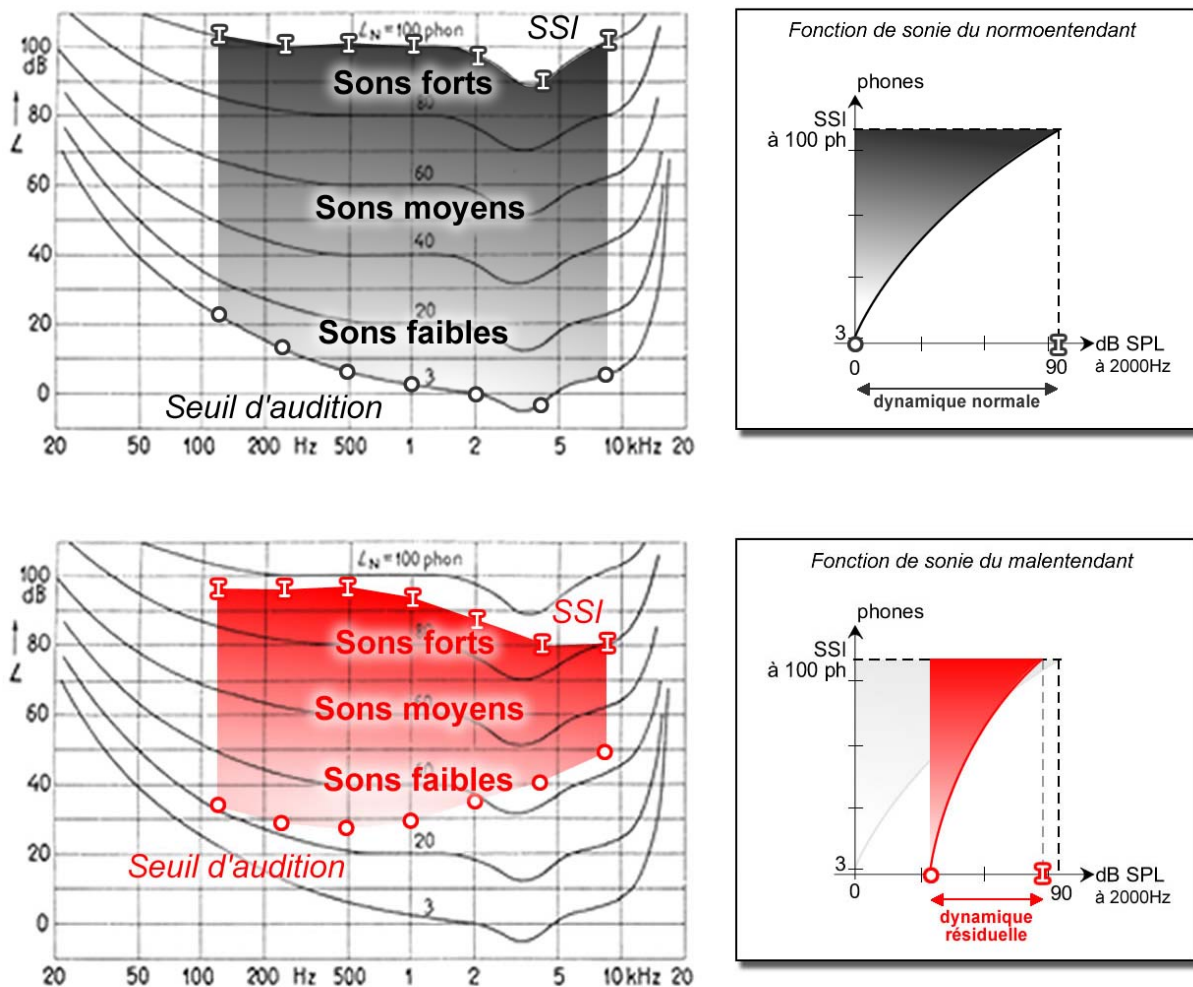


Figure 5 : Dynamique résiduelle et fonction de sonie

Le malentendant (en rouge) possède toujours une graduation sonique (sons faibles-moyens-forts) semblable au normoentendant (en noir), seulement cette graduation est « tassée » du fait de l'amointrissement de sa dynamique auditive.

1.5 Rappels sur le seuil subjectif d'inconfort

Beaucoup d'audioprothésistes reprochent à la mesure du seuil d'inconfort (SSI) sa grande variabilité et son impact psychologique parfois traumatisant pour le patient. Elle n'en demeure pas moins la seule mesure délimitant de façon précise la dynamique résiduelle du patient.

L'équilibrage isosonique peut permettre de limiter la mesure de ce seuil, c'est la validité de cette méthode que je teste dans mon expérimentation. Comme la comparaison avec une méthode supraliminaire m'a conduit à faire des mesures du seuil d'inconfort de mes patients, il me semble important d'en livrer une brève description.

1.5.1 La mesure du SSI

Dans la littérature nous trouvons de nombreuses appellations du seuil d'inconfort qui ne correspondent pas toutes aux mêmes sensations sonores. On peut définir plusieurs niveaux graduels : douloureux, insupportable, extrêmement gênant, trop fort, un peu trop fort. Le SSI est classiquement mesuré à l'aide de sons purs sur les mêmes fréquences que l'audiométrie liminaire³.

Parmi les facteurs influençant la mesure figure évidemment la subjectivité du patient – dont l'état de fatigue, physique ou psychique influence grandement la mesure – mais aussi celle de l'audioprothésiste. Des études ont été réalisées pour montrer la variabilité des mesures, les écarts peuvent parfois atteindre plus de 20 décibels (voir Annexe 4 – Variabilité du SSI p.56).

³ Des recherches ont été effectuées pour discuter de la validité d'une mesure à l'aide de bandes étroites ou de manière plus globale avec un bruit couvrant l'ensemble de la bande passante de la prothèse (voir le mémoire de B. Bacq ITR Lyon1 – 2005).

La bonne méthode de mesure du SSI est donc celle qui limite le plus possible la subjectivité du patient et de l'audioprothésiste.

1.5.2 La méthode Boorsma-Renard

La procédure employée par M. RENARD me semble en ce sens être la plus fiable. Mes mesures ont d'ailleurs été effectuées en suivant cette méthode. Je cite ici les explications livrées par son auteur dans le tome 2 du précis d'audioprothèse :

« Nous indiquons au patient que nous allons lui faire entendre le signal (les mêmes sons émis [lors de la mesure des seuils liminaires] beaucoup plus fort) pour vérifier s'il entend bien. Nous indiquons au patient que la perception qu'il en aura sera forte mais nullement douloureuse.

Nous débutons la stimulation à un niveau qui peut varier de 60 à 100dB selon la perte auditive (...). Nous faisons croître doucement l'intensité en observant très précisément le faciès du patient. Dès que nous observons la moindre tension musculaire au niveau du front, des joues, des yeux par exemple, nous cessons immédiatement la stimulation et notons la valeur de cette première réaction qui est bien évidemment le premier signe de désagrément. Parfois ce premier signe de désagrément apparaît sous la forme d'une réaction globale de comportement ou d'émission vocale. »

1.6 Rappels phonétiques

La méthode d'équilibrage isosonique repose sur un réglage particulier⁴ des compressions qui a pour conséquence directe d'amplifier les sons faibles. Nous allons voir dans ces rappels phonétiques l'intérêt de cette amplification.

1.6.1 Unités phonétiques

L'unité minimale en phonétique est appelée **phonème**, sa substitution ou sa suppression dans un mot suffit à en changer sa perception. Dans le mot « touche » /t/ est un phonème car il distingue le mot « touche » de « bouche ». Chaque phonème a été caractérisé par des **traits distinctifs** dont la combinaison lui est propre (voir Annexe 3 p.55).

Si l'on analyse un sonogramme on est capable de caractériser les traits distinctifs par des phénomènes acoustiques précis appelés **indices acoustiques**. Leur perception joue un rôle prédominant dans la reconnaissance de la parole. La redondance importante de ces indices (plusieurs indices codent la même information) autorise un niveau de perturbation élevé. La reconstitution du message dépend donc du nombre d'indices correctement perçus.

Nous allons voir que ces indices sont plus ou moins faciles à reconnaître. Les indices caractérisant les **voyelles** sont plus faciles à percevoir du fait de leur intensité plus élevée et de leur durée plus longue (100ms) ; on dit que les voyelles apportent la sensation sonore. En revanche les indices caractérisant les consonnes sont plus courts (30ms) et peu énergétiques ; elles sont néanmoins capitales dans l'intelligibilité de la parole.

⁴ L'équilibrage isosonique repose sur un réglage type WDRC (Wide Dynamic Range Compression) dont le principe sera développé plus bas (Chap. 2.2 Réglages possibles p.21).

1.6.2 Les voyelles

Elles correspondent à un état stationnaire et possèdent donc des indices acoustiques stables. On identifie chacune d'entre elles par ses trois formants caractéristiques correspondant à un pic d'intensité sur une certaine zone fréquentielle.

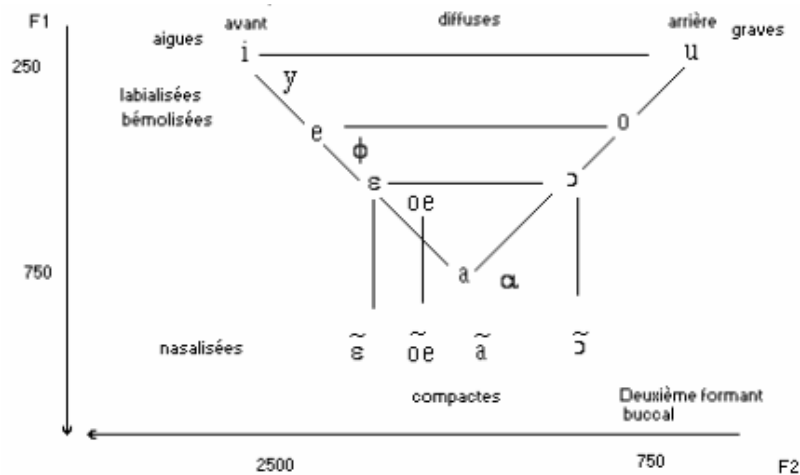


Figure 6 : Système vocalique des voyelles

1.6.3 Les consonnes

Les consonnes sont des phénomènes apériodiques décrits comme des « turbulences acoustiques ». On les caractérise par une plage fréquentielle de résonance maximale, une intensité et une durée.

Cependant l'étude isolée de la consonne n'est pas représentative car elle dépend trop du contexte acoustique dans lequel elle est produite. On doit plutôt considérer la syllabe complète pour définir véritablement une unité de compréhension. On parle alors de **transitions formantiques** pour caractériser la variation de fréquence entre l'attaque consonantique et l'état stationnaire vocalique. C'est la perception de ces transitions formantiques qui est à la base de la reconnaissance phonétique (LIENARD 1792).

Pour chaque consonne DELATTRE (1958) a défini un lieu fréquentiel appelé **locus** vers lequel se dirigent les mouvements formantiques. Ce sont ces locus qu'il emploie pour caractériser la consonne.

Le **voisement** correspond à la mise en vibration des cordes vocales pendant l'émission de la consonne (les phonèmes /f/ et /v/ ne se distinguent que par le voisement). De nombreux indices permettent son identification et leurs importances relatives diffèrent selon les auteurs mais il faut retenir qu'ils sont pour la plupart situés dans les basses fréquences et qu'ils sont donc facilement masqués par le bruit.

1.6.4 Aspect énergétique et amplification des sons faibles

L'intensité moyenne de la parole est aux alentours de 60dB avec une variation de plus ou moins 15dB selon les circonstances de l'énonciation. On sait que la perception des **consonnes** est primordiale, des études ont d'ailleurs montré que l'essentiel de l'intelligibilité est contenue entre -19 et +1 dB par rapport au niveau moyen à long terme de la parole.

En ce sens, l'analyse des erreurs phonétiques est un examen particulièrement intéressant qui peut permettre d'identifier des zones de sous-amplification qui sont souvent corrigibles par une simple augmentation du gain⁵. On comprend alors l'intérêt **d'amplifier les sons faibles** : on récupère des indices phonétiques pour une meilleure intelligibilité sans pour autant amplifier les autres niveaux d'entrée (sons moyens et sons forts) qui seraient susceptibles de provoquer un inconfort auditif.

⁵ Les prothèses actuelles ne permettent essentiellement que de corriger les distorsions énergétiques (que l'on peut corriger par une simple amplification du signal), mais dans les prochaines années on parviendra sans doute à corriger les distorsions temporelles (voir mémoire sur le *Ralentissement temporel* de D. Boch ITR Lyon1 - 2005). L'identification de la nature distorsion a fait, quant à elle, l'objet d'une étude réalisée par B. Virole en 1999 (voir bibliographie) qui a notamment abouti au test du « *Phonoscan* ».

2 Principe de la méthode

2.1 Cahier des charges

« L'objectif de tout appareillage est de rapprocher au maximum l'audition du déficient auditif de l'audition du sujet auditivement normal » (DEHAUSSY). C'est l'idée directrice de la méthode qui s'appuie sur la perception auditive du normoentendant :

- Il faut « **normaliser** » la sonie du malentendant : un son d'une intensité donnée doit être perçue de la même façon par le patient appareillé que par un normoentendant. On s'attachera en particulier à ce qu'une voix d'intensité moyenne soit perçue confortablement par le patient appareillé.
- Il faut que le malentendant puisse percevoir les **sons faibles** qui sont indispensables à une bonne intelligibilité dans le bruit (voir rappels phonétiques p.17 à 19).

⇒ *La dynamique d'entrée de l'appareil auditif doit donc être **étendue**.*

- Il faut redonner au malentendant une **sonie « interfréquentielle »** équilibrée (un son d'un niveau sonique donné qu'il soit grave ou aigu doit provoquer la même sensation d'intensité).
- Il faut redonner au malentendant une audition stéréophonique équilibrée sur toute la **dynamique d'entrée** (il faut équilibrer aussi bien les sons faibles, moyens que forts).

2.2 Réglages possibles

Afin de justifier notre réglage nous allons étudier la compatibilité éventuelle des réglages linéaire, à TK élevé puis WDRC⁶ avec l'équilibrage isosonique.

2.2.1 Point de vue monofréquentiel

Comme nous allons le voir, l'utilisation de la compression et le réglage de son enclenchement a une incidence directe sur la dynamique d'entrée utile de l'appareil. De plus l'objectif de la méthode étant de normaliser la sonie du patient appareillé, nous comparerons aussi l'incidence des réglages sur la « fonction de sonie ».

Dans les schémas suivants figurent les termes d'AGCI et d'AGCO qui sont des systèmes de contrôle automatique du gain : l'AGCO s'enclenche à partir d'un niveau sortie fixé alors que l'AGCI s'enclenche à partir d'un niveau d'entrée fixé (TK). C'est ce dernier système que l'on désigne lorsqu'on parle de « *compression* ».

Notre réglage devant s'adapter à toutes les tailles de dynamique résiduelle nous choisirons une dynamique réduite pour appuyer nos propos. Par souci de simplicité les gains pour les réglages linéaire et à TK élevé seront arbitrairement fixés pour faire coïncider les milieux de dynamiques entrante et sortante.

⁶ Le réglage WDRC (Wide Dynamic Range Compression) correspond à un seuil d'enclenchement de la compression (TK) bas.

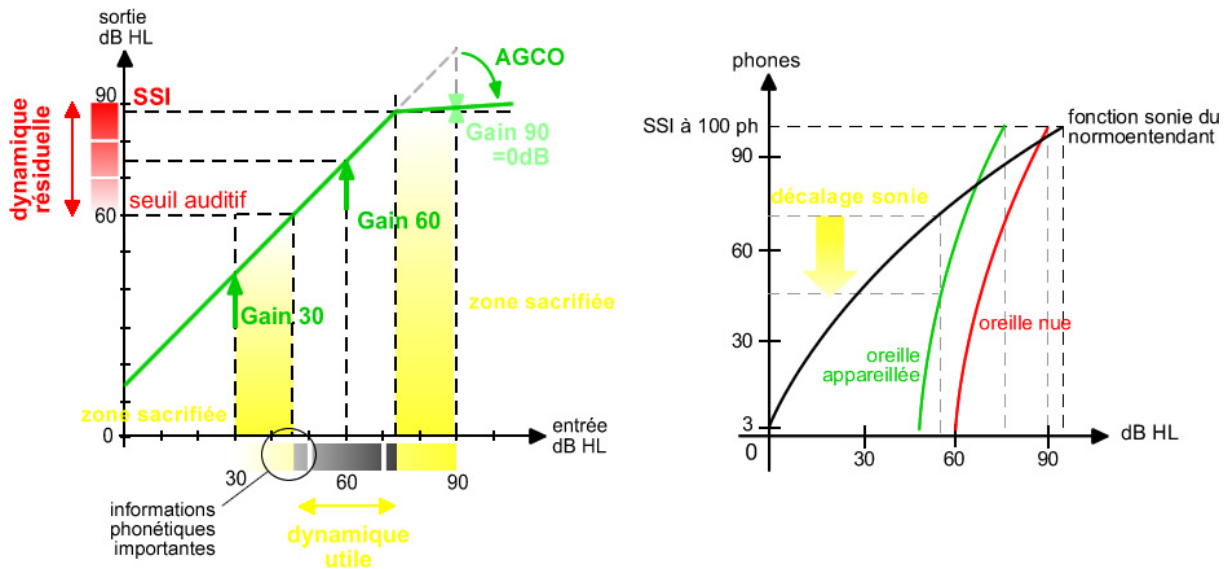


Figure 7 : Effet d'un réglage linéaire sur la dynamique et la fonction de sonie

Dynamique: dans le cas présenté, les sons faibles en deçà de 45dB HL ne sont pas restitués au malentendant et les sons au-delà de 75dB HL seront déformés par le système de limitation du niveau de sortie. La dynamique utile est donc pincée.

Fonction de sonie : un son de 55dB HL (ici à 1000Hz) provoque chez le normoentendant une sensation de 72 phones (son perçu moyennement fort). Chez le malentendant appareillé avec un réglage linéaire il sera perçu beaucoup plus faible car il atteint alors 45 phones. Nous avons donc un décalage de sonie marqué (ici de 27 phones).

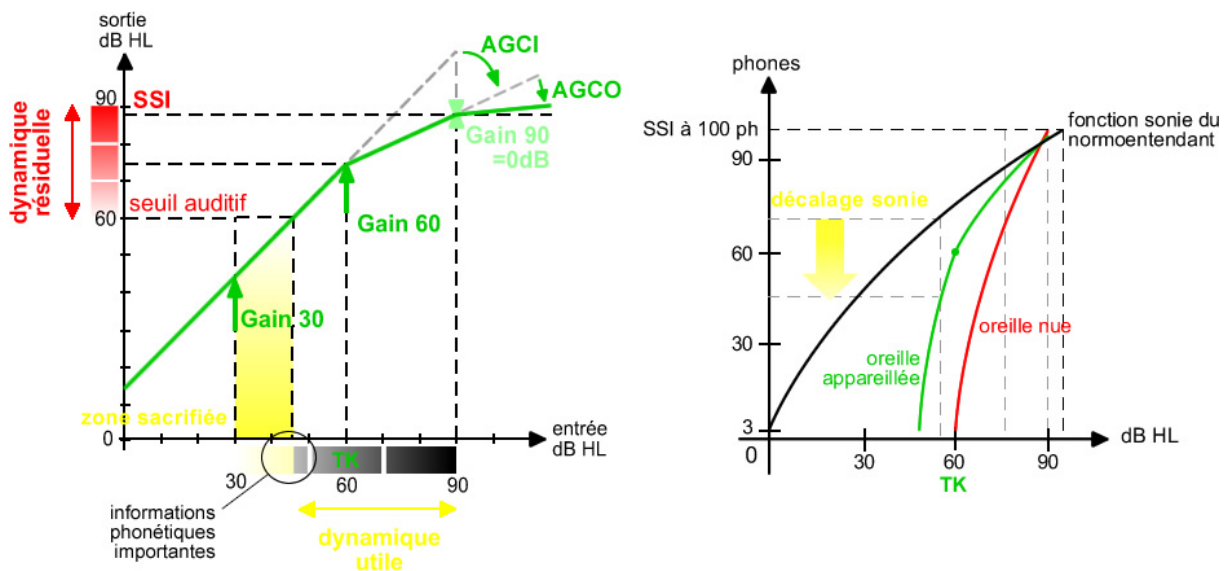


Figure 8 : Effet d'un réglage à TK élevé sur la dynamique et sur la fonction de sonie

Dynamique : la dynamique utile est plus large que celle obtenue avec le réglage linéaire mais les sons faibles ne sont toujours pas restitués.

Fonction de sonie : pour les sons dont l'intensité est inférieure au TK on aboutit au même décalage de sonie que celui provoqué par le réglage linéaire. Au-delà du TK le décalage s'amointri.

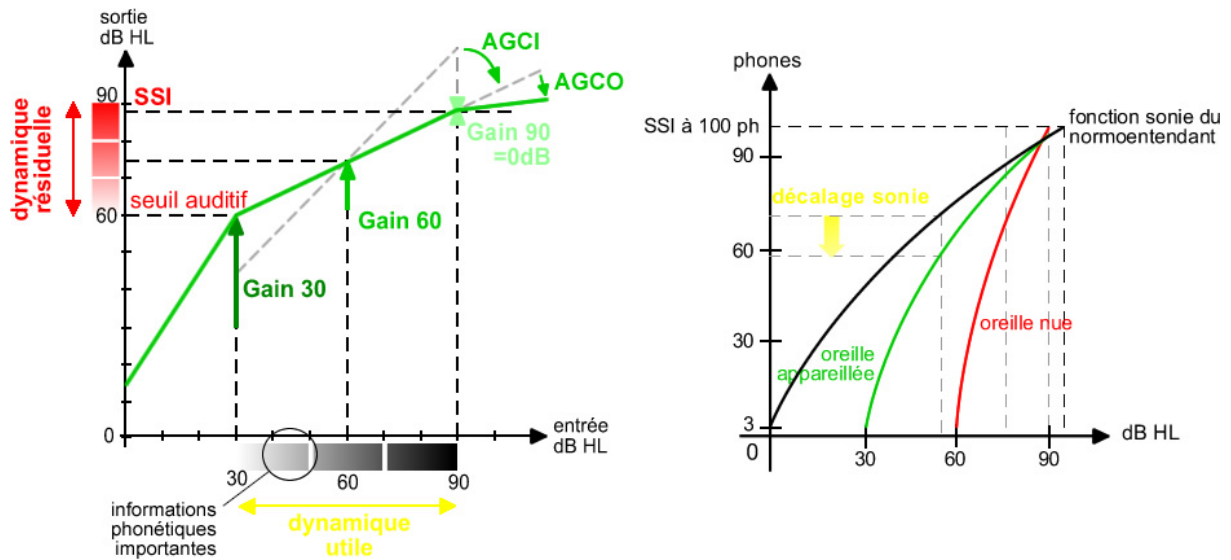


Figure 9 : Effet d'un réglage WDRC sur la dynamique

Dynamique : la largeur de la dynamique utile est optimale, les sons faibles sont bien restitués dans la zone d'audition au malentendant.

Fonction de sonie : les écarts de sonie entre le normoentendant et le malentendant appareillé sont minimisés : le décalage de sonie provoqué par le son de 55dB HL à 1000Hz est réduit à 12 phones.

Seul le réglage type WDRC nous permet donc d'avoir une dynamique d'entrée à la fois centrée et restituant les sons faibles. De plus ce réglage optimise les écarts de sonie inhérent à l'appareillage.

2.2.2 Point de vue multifréquentiel

Un son pur de 60dB SPL à 500Hz et un son pur de 52dB SPL à 4000Hz se situent tous les deux sur l'isophone 60, ils provoquent donc la même sensation d'intensité chez le normoentendant. De même un son de 40dB SPL à 500Hz et 34dB SPL à 4000Hz seront perçus aussi faibles l'un que l'autre car ils sont tous les deux à 40 phones.

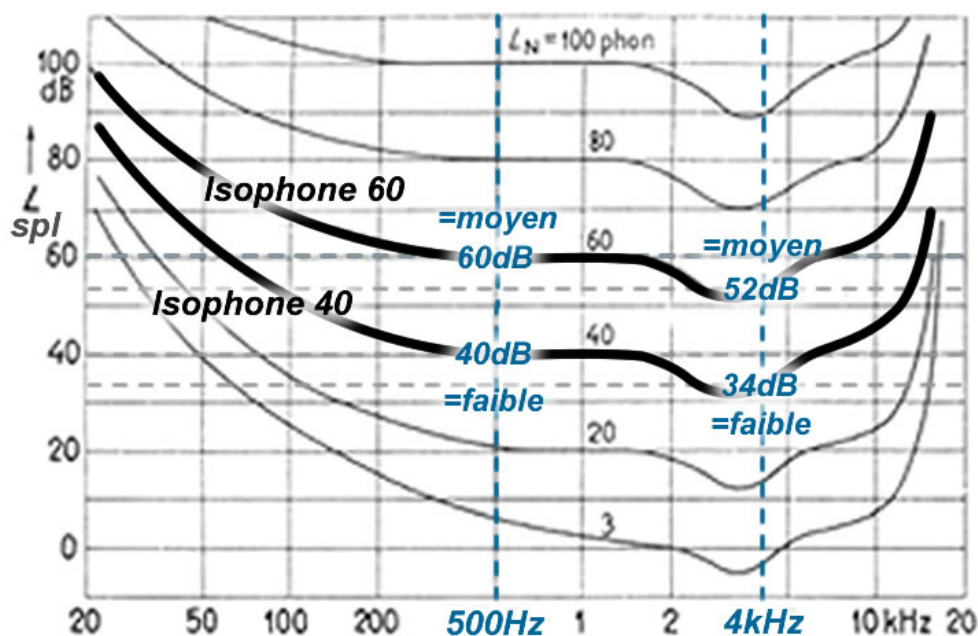


Figure 10 : Sonie de sons à 500Hz et 4000Hz

Que se passe-t-il chez le malentendant une fois appareillé ? Pour peu que la prothèse possède suffisamment de canaux d'amplification nous pourrions ajuster les gains pour égaliser la perception des sons de 60 phones et ce quelque soit le réglage du TK. Ce ne sera en revanche pas le cas pour l'équilibre sonique des sons plus faibles, où l'enclenchement de la compression a une influence sur les possibilités d'égalisation.

Les schémas ci-dessous indiquent l'amplification des sons de 60 phones et 40 phones pour un réglage à TK élevé (ou linéaire) et WDRC. J'ai volontairement choisi une surdité ayant une dissymétrie de dynamique résiduelle marquée afin augmenter la lisibilité.

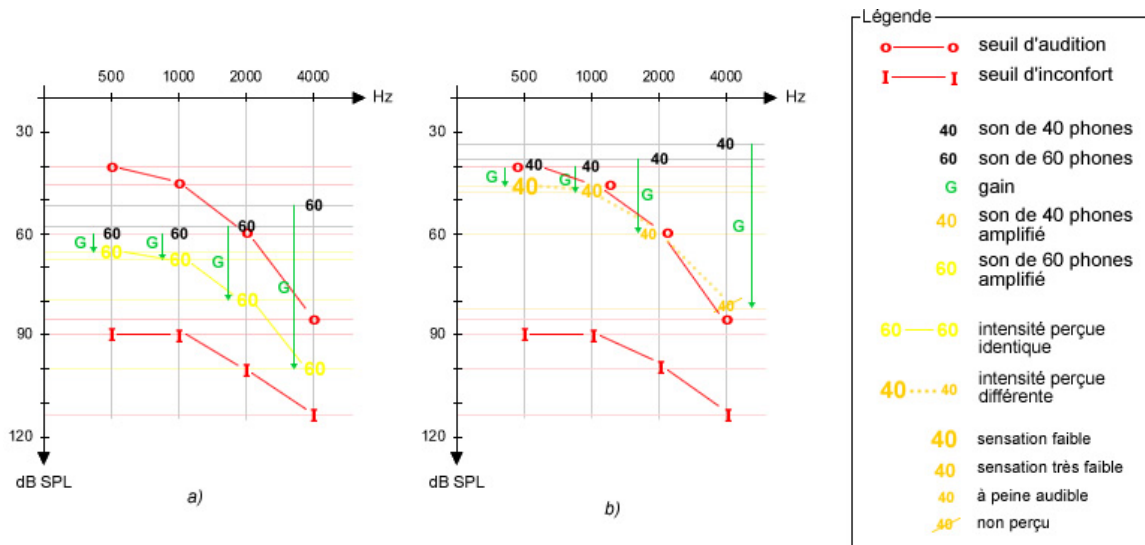


Figure 11 : Effet d'un réglage linéaire ou à TK élevé sur l'équilibre interféquentiel

Le gain est fixé de manière à obtenir une égale sensation d'intensité des sons de 60 phones quelque soit la fréquence (a). Pour un réglage linéaire ou à TK élevé le gain appliqué aux sons de 40 phones (b) sera identique au gain appliqué aux sons de 60 phones (a). Ceci a pour conséquence de déséquilibrer les sensations d'intensité des sons de 40 phones (à 500Hz : faible, à 1000Hz : très faible, à 2000Hz : à peine audible, à 4000Hz : non perçu).

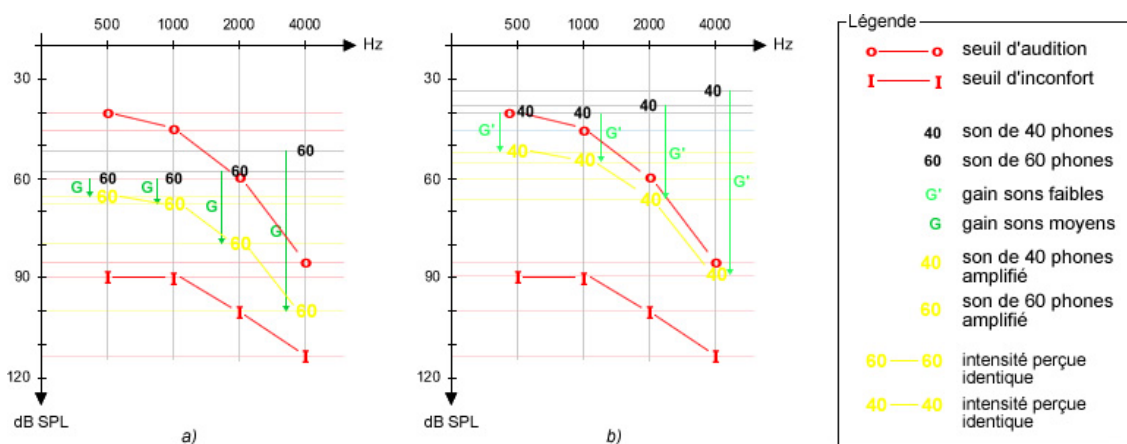


Figure 12 : Effet d'un réglage WDRC sur l'équilibre interféquentiel

Le gain est fixé de manière à obtenir une égale sensation d'intensité des sons de 60 phones quelque soit la fréquence (a). Pour un réglage WDRC, on peut ajuster de façon indépendante le gain des sons faibles (b) et donc ajuster ce dernier de façon à obtenir aussi une égale sensation d'intensité des sons de 40 phones.

Un réglage WDRC nous permet donc d'avoir une sonie interfréquentielle équilibrée en nous autorisant à régler de façon indépendante le gain des sons faibles et le gain des sons moyens (et par extension celui des sons forts avant le MPO, voir Réglage du MPO p.40). Une normalisation complète de la sonie passe donc par un réglage de type WDRC.

2.2.3 Un équilibrage stéréophonique sur toute la dynamique d'entrée

Les schémas ci-dessous indiquent l'influence des différents réglages sur l'équilibre stéréophonique des sons faibles, moyens et forts. Pour illustrer nos propos nous prendrons deux pertes auditives à dynamique résiduelle fortement dissymétrique.

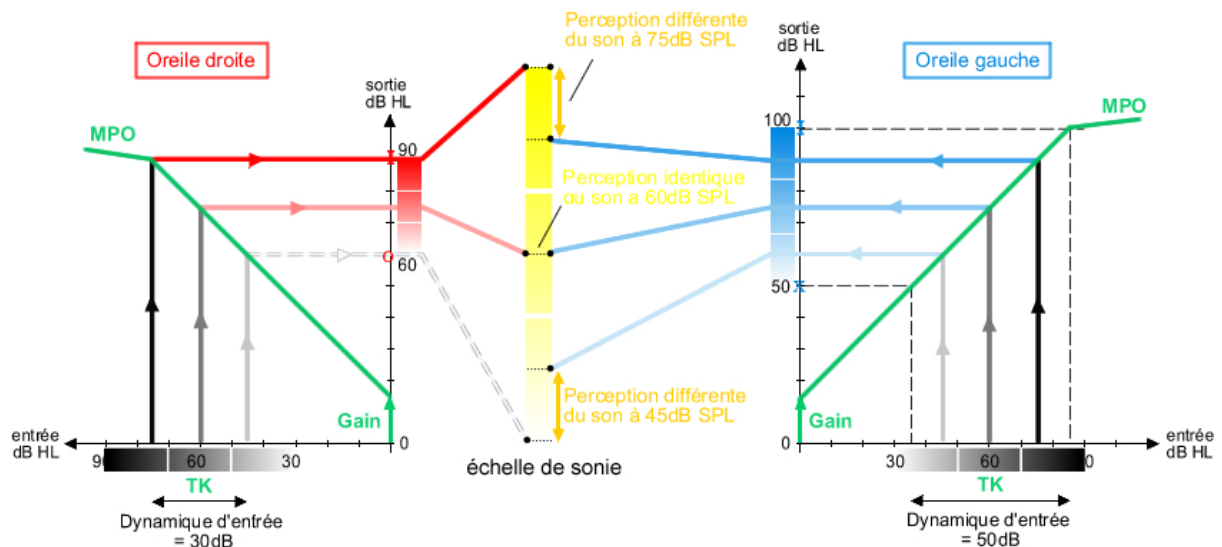


Figure 13 : Effet d'un équilibrage des sons moyens avec un réglage linéaire.

Si l'on effectue un équilibrage à 60dB SPL (sons moyens), les sons faibles et forts ne sont pas équilibrés.

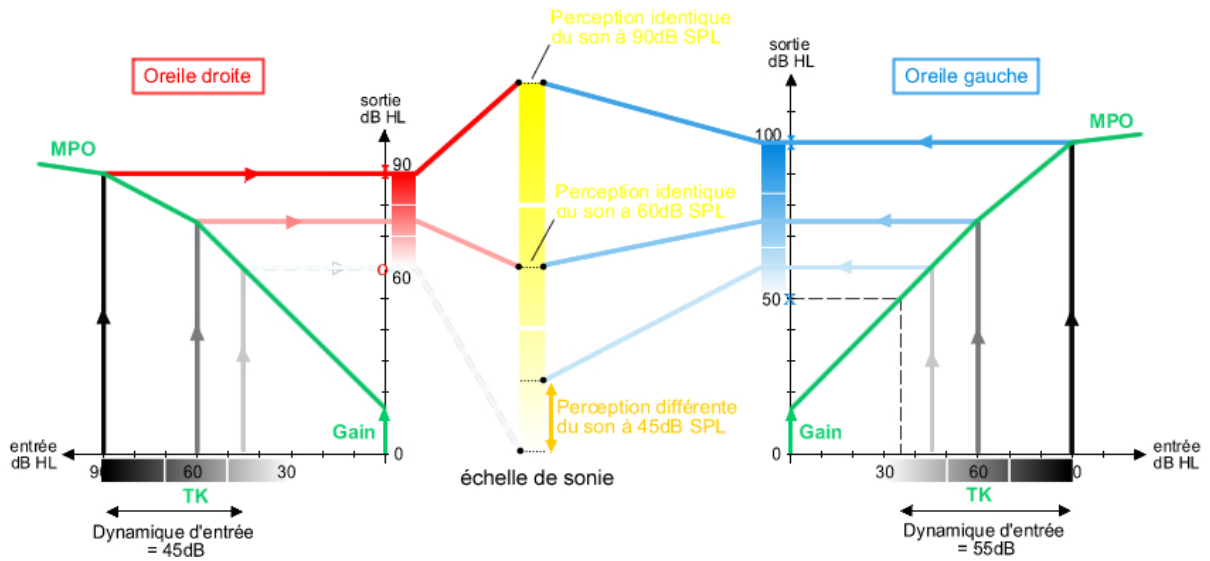


Figure 14 : Effet d'un équilibre des sons moyens avec un réglage à TK élevé.

Si l'on effectue un équilibre à 60dB SPL (sons moyens), les sons faibles ne restent déséquilibrés.

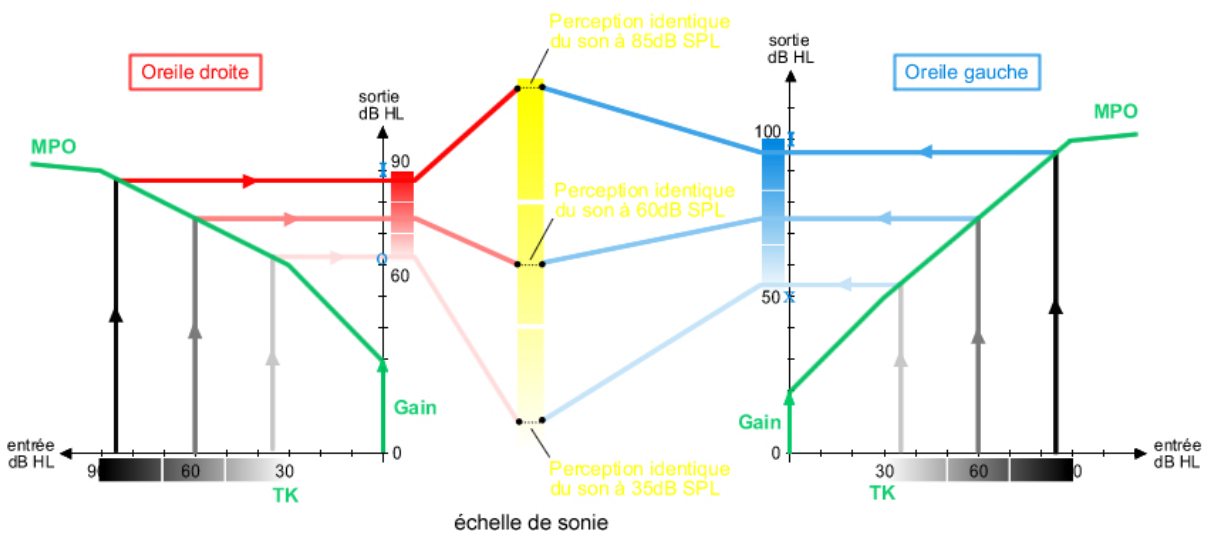


Figure 15 : Effet d'un équilibre des sons moyens avec un réglage WDR.

On peut effectuer un équilibre à 35dB SPL ainsi qu'à 85dB SPL, les sons à 60dB sont alors aussi équilibrés.

Seul le réglage WDR nous permet d'équilibrer simultanément les sons faibles, moyens et forts.

2.2.4 Application de principe sur la localisation sonore

Si on s'intéresse aux conséquences de ces déséquilibres auditifs, on peut facilement comprendre les problèmes de localisation sonore que vont provoquer les différents réglages. L'exemple ci-dessous est bien évidemment **schématique** car d'autres processus entrent en compte dans la fusion binaurale. Il permet cependant d'expliquer en partie, les difficultés de compréhension que l'on peut rencontrer en milieu bruyant si nos capacités de localisation sonore sont perturbées.

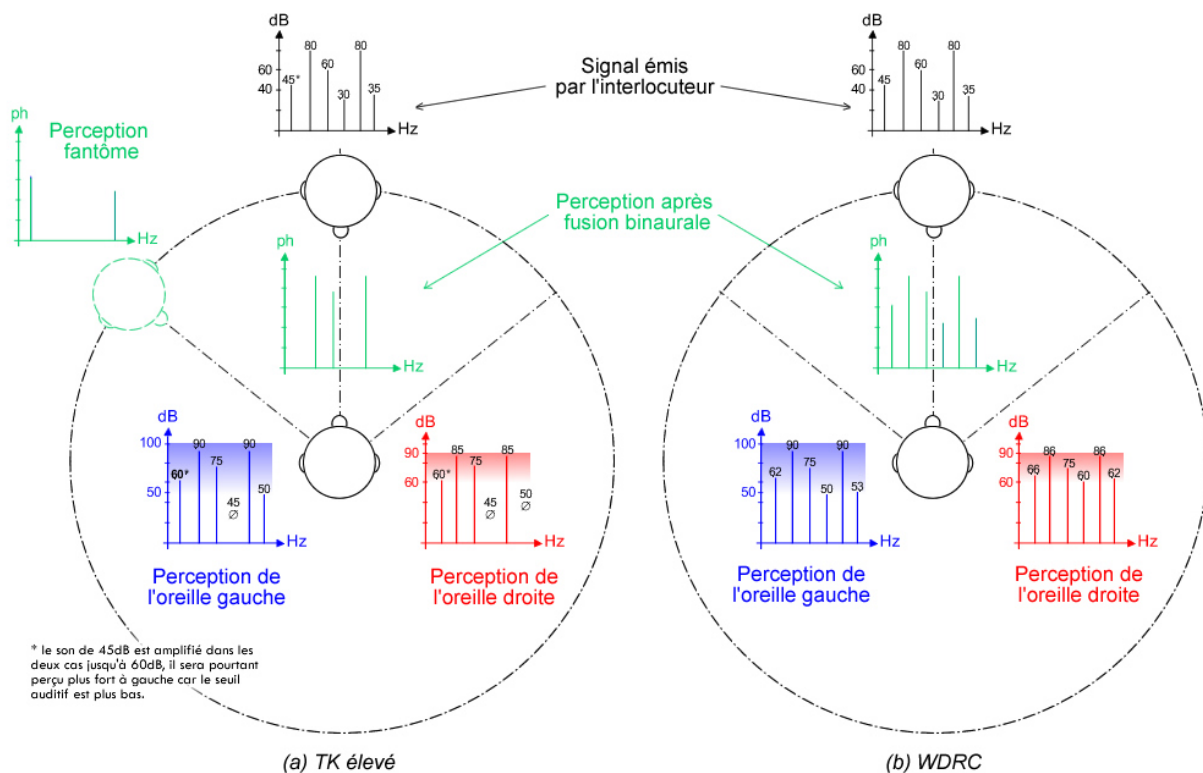


Figure 16 : Conséquence du réglage sur la localisation sonore

Les pertes auditives de l'oreille gauche et droite ainsi que les réglages prothétiques sont identiques à l'exemple précédent (paragraphe 2.2.2), j'ai pris un audiogramme plat pour augmenter la lisibilité.

Le schéma (a) montre les problèmes de localisation des sons faibles provoqués par un réglage à **TK élevé** (ici 60dB). La perte étant plus importante à droite, les sons faibles ne sont pas suffisamment amplifiés. En environnement bruyant ou sans soutien visuel le cerveau pourrait localiser ces sons dans l'hémichamp auditif gauche.

Sur le schéma (b) qui correspond à un réglage **WDRC**, on observe que la totalité du signal est équilibrée. La perception est alors centrée sur le locuteur.

2.3 Les paramètres de réglage

Nous venons de voir que le réglage WDRC est le seul réglage qui puisse satisfaire les exigences d'un équilibrage isosonique. Les paramètres qui influent sur ce réglage sont :

- le **gain** qui conditionne le niveau de sortie des sons faibles,
- la **compression** qui conditionne le niveau de sortie des sons forts (et donc par extension le niveau de sortie de tous les sons dont le niveau est situé après le TK jusqu'à la coupure),
- le **MPO** qui limite le niveau de sortie maximale de l'appareil afin de ne pas dépasser le seuil d'inconfort.

On pourrait imaginer une prothèse idéale qui puisse mesurer in vivo les seuils auditifs et les seuils d'inconfort afin d'ajuster automatiquement ses paramètres. Cependant aussi exacts que pourraient être les calculs, il faudrait de toute façon effectuer une vérification de l'équilibre et donc pouvoir ajuster manuellement le réglage.

2.4 Les différentes méthodes testées

Plusieurs possibilités sont alors envisageables :

- effectuer une mesure « classique » des seuils d'audition et d'inconfort et par une méthode de pré réglage supraliminaire fixer les gains et taux de compressions théoriques. Ajuster ensuite ces paramètres en effectuant une **correction** du réglage par un équilibre isosonique. Nous allons voir que c'est la méthode qui s'avère la plus efficace.
- effectuer **l'ensemble du réglage** à partir de l'équilibre isosonique, l'équilibre des sons faibles puis celui des sons forts permettant d'ajuster successivement le gain puis la compression.

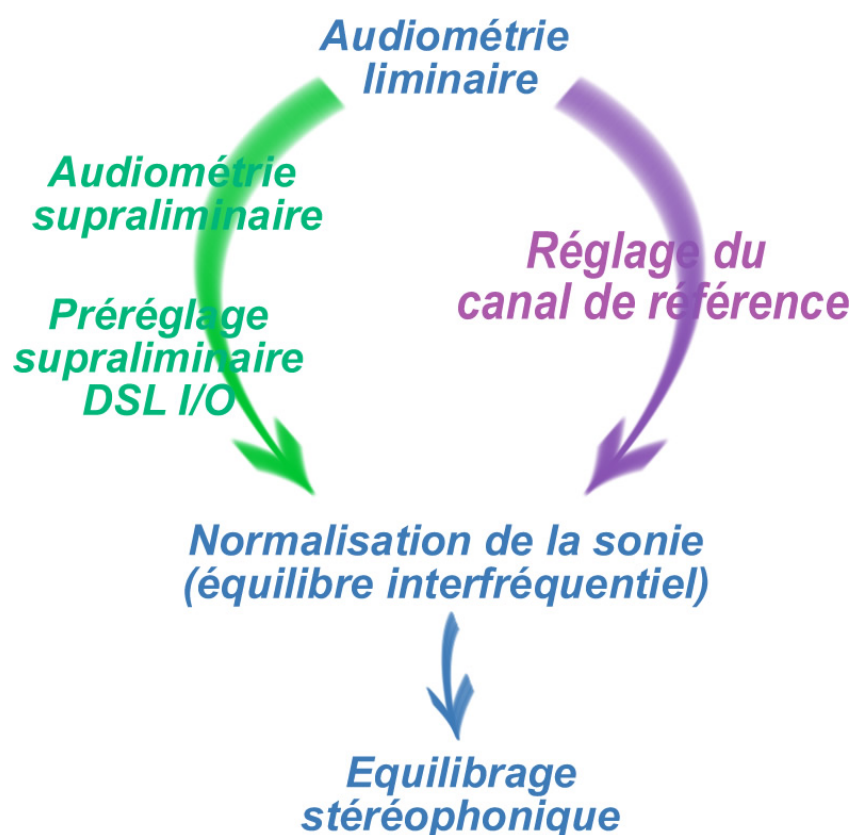


Figure 17 : Post-réglage ou réglage complet

3 *Fonctionnement du logiciel*

Avant de nous intéresser au déroulement du réglage il importe de bien comprendre le fonctionnement du logiciel.

3.1 *Utilisation de l'informatique*

L'équilibrage isosonique est d'autant plus long que l'appareil auditif dispose de canaux de compression. Aussi l'utilisation de l'informatique permet diminuer fortement la durée du réglage. C'est pour cette raison que je me suis proposé de programmer un logiciel facilitant l'équilibrage.

L'informatique permet aussi de produire des bruits à bande étroite à l'aide de filtres numériques. Le logiciel est ainsi capable de s'adapter à toutes les prothèses du marché par la possibilité d'indiquer le nombre de bandes de l'appareil et leur largeur respective (voir Figure 20 et Figure 21 p.36). De plus le logiciel offre la possibilité d'équilibrer les prothèses avec un son RASTI qui n'enclenche pas les dispositifs de réduction du bruit et dont le contenu fréquentiel reste semblable au bruit blanc (voir Annexe 6 p.58).

L'équilibrage isosonique nécessite des sons de fréquences différentes mais qui doivent être de sonie identique. Une fois de plus l'utilisation de l'informatique facilite grandement cette opération, l'ordinateur calcule instantanément les niveaux de sortie nécessaires pour atteindre un niveau sonique donné.

Je ne suis pas intervenu dans l'élaboration des filtres numériques⁷, leur fonctionnement est un sujet trop vaste pour être abordé dans ce mémoire, aussi je m'attarderai seulement sur les calculs de sonie dont j'ai réalisé l'implémentation.

3.2 Principe du calcul

Les courbes de Zwicker et Feldkeller ont été numérisées puis recodées sous forme matricielle en utilisant les fonctions statistiques d'Excel (Annexe 5 p.57). Le logiciel ayant les matrices en mémoire effectue des régressions successives pour calculer le niveau final de la bande en fonction du niveau sonique désiré.

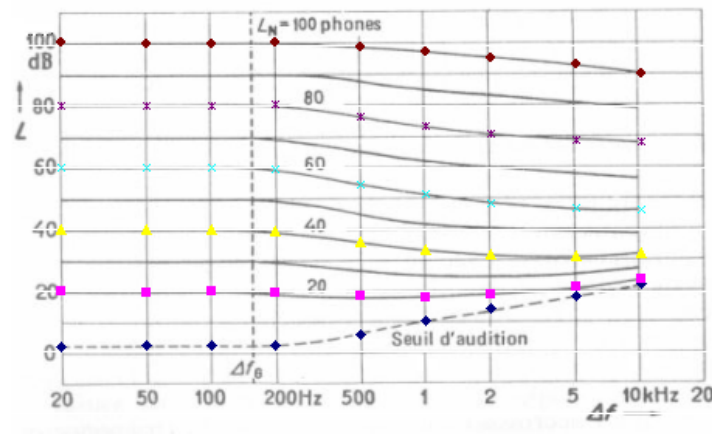


Figure 18 : Mappage des courbes d'isotonie de bruits à bande étroite de fréquence centrale 1kHz en fonction de la largeur de bande réalisé sous Microsoft Excel®

Freq	SPL Iso 3	SPL Iso 20	SPL Iso 40	SPL Iso 60	SPL Iso 80	SPL Iso 100
20 Hz	1,8	20	39,7	59,8	80,2	100,7
50 Hz	2,2	19,1	39,7	59,8	80,2	100,3
100 Hz	2,2	19,7	39,7	59,8	80,2	100,3
200 Hz	2,2	19,2	39,3	59,4	80,6	100,8
500 Hz	5,9	18,2	36	54,7	76,5	99,3
1000 Hz	10,4	17,8	33,2	51,6	73,4	97,6
2000 Hz	14,1	18,9	31,8	48,5	71	96
5000 Hz	18,5	21,3	31,1	46,8	69,3	93,9
10000 Hz	22,3	24	32,5	46,5	68,6	90,8
20000 Hz	400	417	437	457	477	497

Figure 18bis : La matrice correspondante

Le logiciel effectue pour le moment des régressions linéaires entre les différents points, pour plus de précision une régression polynomiale serait à implémenter.

⁷ Les filtres numériques utilisés sont contenus dans les unités de DirectSound qui est un module de Microsoft DirectX®.

3.3 Etapes du calcul

L'ensemble du calcul est une succession de régressions entre les données des matrices. Les trois variables d'entrée sont :

- Niveau_Phones : le niveau sonique désiré en phones
- Largeur_Bande : la largeur de la bande de bruit
- Freq_Centrale : la fréquence centrale de la bande

Les différentes étapes sont :

1. On encadre la valeur sonique désirée :

$$\text{Niveau_Inf} < \text{Niveau_Phones} < \text{Niveau_Sup} ;$$

avec Niveau_Inf et Niveau_Sup choisi parmi les valeurs {3, 20, 40, 60, 80, 100}

2. Une première régression est effectuée pour calculer le niveau de sortie pour un son pur ayant la même fréquence que le centre de la bande :

$$\text{NiveauPur} = \text{Régression} (\text{NiveauPur} (\text{Freq_Inf}, \text{Niveau_Inf}), \text{NiveauPur} (\text{Freq_Sup}, \text{Niveau_Inf})) ;$$

Avec Freq_Inf et Freq_Sup valeurs d'encadrement minimal choisies parmi les valeurs disponibles.

3. On stocke ensuite l'atténuation en fonction de la largeur de bande pour des bandes de fréquence centrale 1000Hz

$$\text{Atténuation_centrale} = \text{Atténuation_1000} (\text{Largeur_Bande}, \text{Niveau_Inf})$$

4. En fonction de la fréquence centrale de la bande on stocke Atténuation_5000 ou Atténuation_500.

Si (Freq_Centrale > 1000) Alors

$$\text{Atténuation_secondaire} = \text{Atténuation_5000} (\text{Largeur_Bande}, \text{Niveau_Inf})$$

Sinon

$$\text{Atténuation_secondaire} = \text{Atténuation_500} (\text{Largeur_Bande}, \text{Niveau_Inf})$$

- On effectue une moyenne pondérée des 2 atténuations qu'on applique au NiveauPur.

$$\text{Niveau_SPL_Inf}(\text{Freq_Centrale}, \text{Niveau_Inf}, \text{Largeur_Bande}) = \text{NiveauPur} - \text{Moyenne_Pondérée}(\text{Atténuation_centrale}, \text{Atténuation_secondaire})$$

- On effectue les étapes 2 à 5 avec Niveau_Sup

- On effectue une moyenne pondérée des deux niveaux de sortie en dB SPL trouvé

$$\text{Niveau_SPL} = \text{Moyenne_Pondérée}(\text{Niveau_SPL_Inf}, \text{Niveau_SPL_Sup})$$

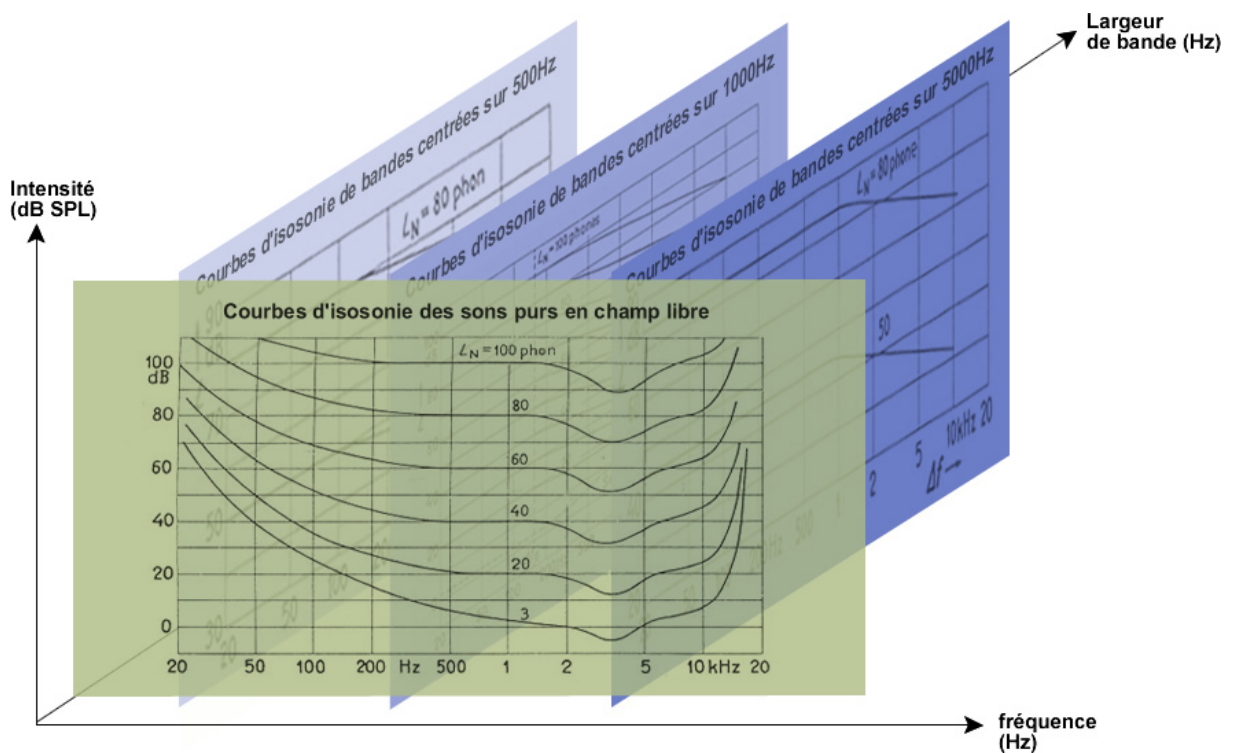


Figure 19 : Représentation en relief des courbes de Zwicker et Feldkeller

Le logiciel effectue dans un premier temps un repérage avec les sons purs avant de calculer la diminution à apporter en fonction de la largeur de bande.

3.4 Présentation graphique

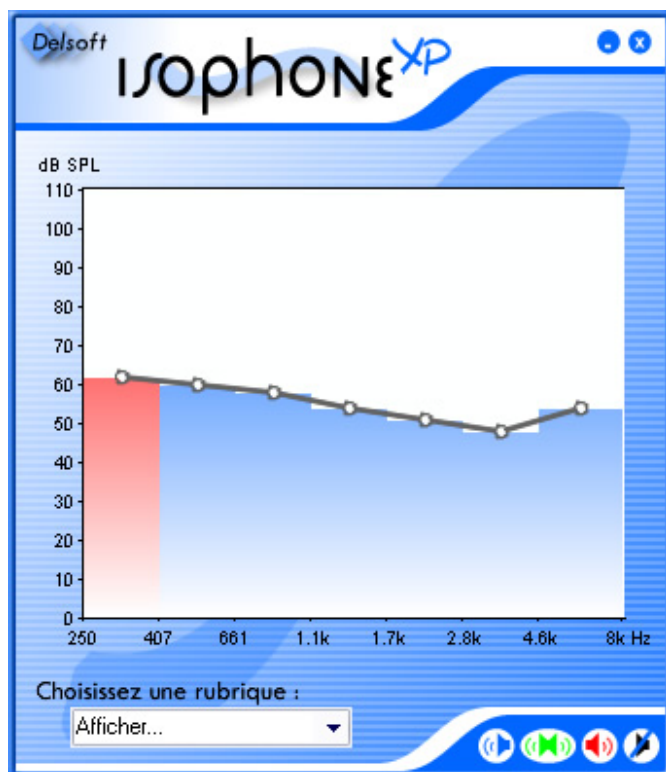


Figure 20 : Capture d'écran du logiciel - fenêtre principale

Dans cette fenêtre, vous pouvez :

- définir la largeur des bandes à l'aide de la souris
- définir le niveau sonore de sortie en dB SPL de la bande manuellement
- « jouer » une ou plusieurs bandes à la fois, sur l'enceinte gauche, droite ou les deux enceintes simultanément.



Figure 21 : Capture d'écran du logiciel - fenêtre paramètres

Dans cette fenêtre, vous pouvez :

- indiquer le nombre de bandes,
- ouvrir ou sauvegarder votre réglage de largeurs de bandes.
- Afficher les cibles d'isotonie dans la fenêtre principale et aligner les niveaux de sortie sur ces cibles.

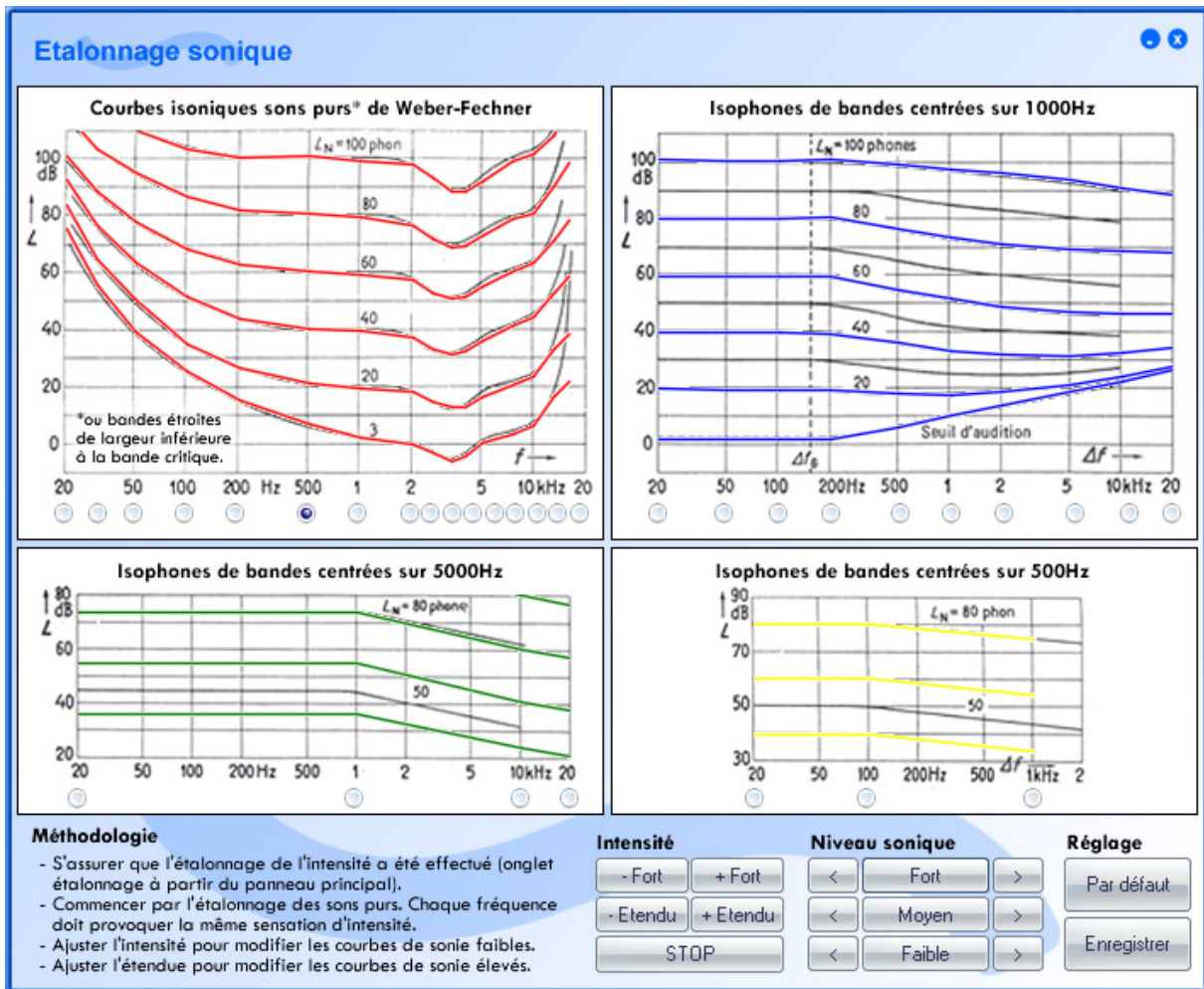


Figure 22 : Capture d'écran du logiciel - fenêtre étalonnage isotonique

C'est dans cette fenêtre que vous pouvez ajuster les courbes d'isotonie qui seront ensuite utilisées par le logiciel dans les calculs des niveaux de sorties.

A l'aide des boutons +/- fort vous ajustez le niveau sortie général de la bande de fréquence que vous avez sélectionnée (boutons circulaires sous les fréquences).

Les boutons +/- étendu, vous permettent quant à eux de modifier uniquement le niveau de sortie des courbes d'isotonie élevées.

Les boutons Fort Moyen Faible sont les boutons de lecture des bandes.

3.5 Procédure détaillée du réglage

3.5.1 Equilibrage interfréquentiel

3.5.1.1 Détermination de l'oreille et du premier canal de référence

On choisit l'oreille ayant la **perte tonale la plus faible**. On coupe l'autre appareil. On évite ainsi la participation de l'autre oreille et l'éventualité d'appliquer un gain négatif⁸. Pour les mêmes raisons, le premier canal (ou **canal de référence**) à partir duquel on réglera les autres, sera le canal sur lequel la perte tonale est la plus faible (dans le cas d'une presbyacousie classique c'est la bande la plus grave).

3.5.1.2 Vérification ou réglage complet

L'équilibrage isosonique peut s'effectuer pour une vérification de réglage ou en méthode de réglage complète. Dans ce dernier cas, avant de procéder aux comparaisons isosoniques, il convient de régler le canal de référence:

- pour le gain : on initialise la prothèse sur un gain global nul, on augmente ensuite le gain du canal de référence jusqu'à perception des sons faibles (30 ou 40 phones),
- pour la compression : on règle toutes les compressions au maximum⁹ on relâche celle du canal de référence jusqu'à ce que le bruit fort (80 ou 90 phones¹⁰) provoque une gêne perceptive (voir Chap. 1.5 Rappels sur la mesure du seuil d'inconfort p.15).

⁸ On pourra toutefois avoir recours à un masquage si l'audition est parfaitement symétrique

⁹ Un facteur 3 ou 4 suffira. On relâchera aussi progressivement les compressions des canaux environnants en veillant à conserver un écart suffisant pour ne pas interférer sur la réponse.

¹⁰ Le niveau employé ici dépend de la plage de dynamique d'entrée choisie (voir Chap.2.2.1 Point de vue monofréquentiel p.21). Le seuil d'inconfort du normoentendant étant situé aux alentours de 100 phones.

3.5.1.3 Réglage du gain par comparaison

On paramètre le logiciel de façon à produire des sons faibles (voir Figure 21 p.36), l'idéal étant d'émettre un son proche du TK si le bruit de fond le permet.

On explique au patient que nous allons lui faire écouter successivement deux sons différents. Avec le logiciel on « joue » une première bande, dès qu'elle se termine on « joue » sa suivante. On demande au patient si le second son est **plus** fort, **moins** fort ou **aussi** fort que le premier. On ajuste le gain de la prothèse sur le canal correspondant à la seconde bande de façon à obtenir la même sensation d'intensité.

On procède de la même manière pour les bandes suivantes, toujours par comparaisons subjectives entre deux bandes.

3.5.1.4 Réglage de la compression par comparaison

On paramètre le logiciel de façon à produire des sons forts (je préconise 80 phones : en dessous la mesure est moins précise, au dessus on s'approche du niveau d'inconfort que l'on cherche justement à éviter).

On procède de la même manière que pour le réglage du gain mais cette fois ci, pour obtenir une sensation identique, on augmente ou diminue la compression.

3.5.2 Equilibrage stéréophonique

On allume maintenant les deux appareils mais on effectuera le réglage uniquement sur le second.

Pour le moment le logiciel ne gère que deux enceintes, donc on effectuera un équilibrage classique par alternance (le son est diffusé alternativement à gauche puis à droite) puis une vérification avec le son sur les deux enceintes en même temps. Le patient devant indiquer que le son semble provenir du milieu.

Selon la même méthode que précédemment, on règle le gain à l'aide des sons faibles et la compression avec les sons forts. Pour chaque bande on ajuste le réglage de façon à ce que le son semble aussi fort à droite qu'à gauche.

3.5.3 Réglage du MPO

Le MPO (Maximum Power Output) est un système de limitation du niveau de sortie qui se présente souvent sous la forme d'un circuit de compression AGCO dont le taux compression est élevé (souvent 10) et dont on peut régler le seuil d'enclenchement.

Le réglage de ce paramètre est particulièrement important et souvent sous-estimé. Il conditionne pourtant l'acceptation auditive du réglage par le malentendant. Le MPO doit être réglé **sur la dernière valeur** au delà de laquelle le niveau de sortie des sons de la borne supérieure de la dynamique d'entrée est modifiée (voir Figure 23 p. 41). Pour être précis ce réglage devrait être systématiquement effectué sous **chaîne de mesure**.

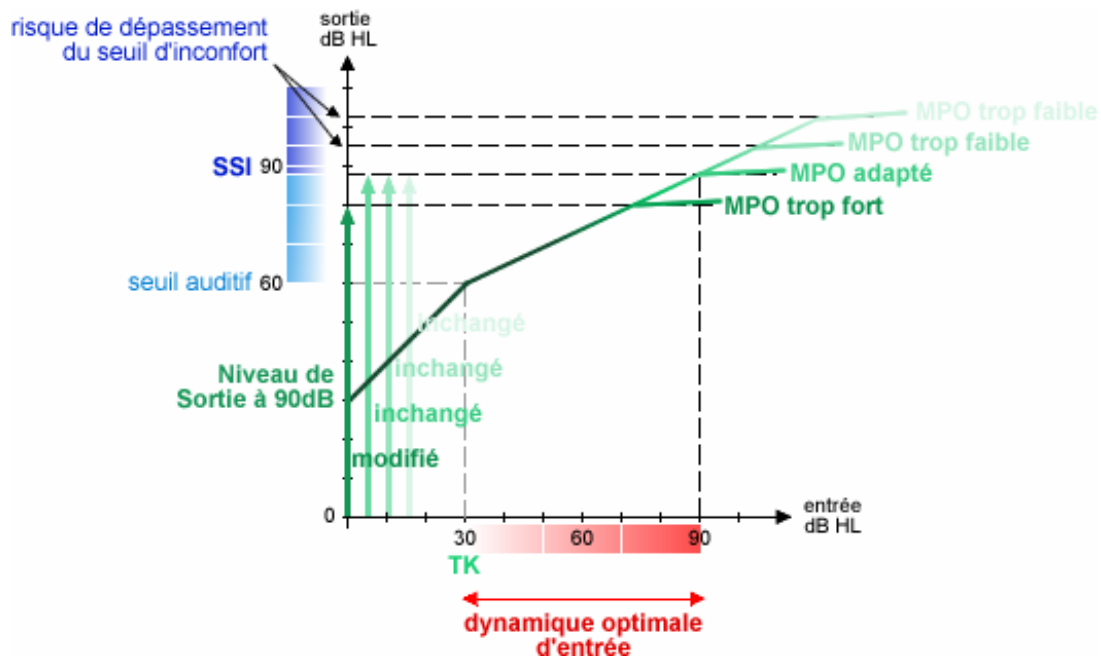


Figure 23 : Influence du paramètre MPO sur le niveau de sortie à 90dB

Prenons une dynamique d'entrée de 30dB à 90dB SPL, si le réglage de la compression a été bien effectué, le niveau de sortie des sons à 90 SPL devrait tomber légèrement en deçà du seuil d'inconfort. On descend progressivement le seuil d'enclenchement du MPO jusqu'à ce que le niveau de sortie soit modifié. On remonte alors d'une unité pour trouver le seuil d'enclenchement le plus adapté.

Le MPO détermine donc la borne supérieure de la dynamique d'entrée effective. On comprend alors l'intérêt de pouvoir régler le MPO sur **chaque canal de compression**. Cette possibilité de réglage n'est malheureusement pas toujours proposée et on se contentera souvent d'une réglage de MPO global. Cette limitation peut cependant se révéler très contraignante pour un réglage WDRC surtout dans le cas d'une grande disparité des seuils d'inconfort.

4 Expérimentation et résultats

Le mémoire avait pour objectif de tester la validité d'un réglage complet à partir du logiciel ainsi que d'apprécier l'efficacité de la correction isosonique effectuée après un préréglage supraliminaire¹¹.

4.1 Les Tests

L'efficacité des réglages a été mesurée à l'aide du test Vocalist de Léon Dodelé. Les listes initiales ont été choisies pour 80% d'intelligibilité (voir note 14 p.44).

Efficacité du réglage isosonique complet 1^{er} rendez-vous :

- Audiométrie tonale
- Réglage complet par équilibrage isosonique + Test de l'intelligibilité
- Programme 1 : le réglage isosonique
- Programme 2 : leur ancien réglage
- Test du réglage pendant 1 semaine

Efficacité de la correction isosonique 2^{ème} rendez-vous :

- Mesure seuils inconfort + Réglage DSL I/O + Test de l'intelligibilité
- Equilibre isosonique + Test de l'intelligibilité
- Programme 1 : DSL I/O équilibré
- Programme 2 : réglage isosonique du 1^{er} rendez-vous
- Test du réglage pendant 1 semaine

Compte rendu des réglages 3^{ème} rendez-vous :

- Recueil des critiques
- Choix du programme ou retour au réglage d'origine

¹¹ J'ai choisi le DSLI/O parce qu'il a pour but de normaliser la sonie ce qui en fait le préréglage le plus proche de l'équilibrage isosonique. De plus il est systématiquement proposé dans les préréglages quelque soit la marque des appareils.

4.2 L'échantillon

Les tests ont été réalisés sur 22 patients équipés en stéréo que j'ai regroupés en trois groupes selon les coefficients de dissymétrie¹² de la perte (dissymétrie < 6%, entre 6% et 10% et >10%).

n°	Perte OG	Perte OD	Dissymétrie de la perte	Appareils portés	Fabricant	Nombre de canaux de compression	Nombre de bande de l'égaliseur
1	55 %	46.5 %	8 %	3D CIC	Rexton	3	6
2	35.5 %	35 %	10 %	Targa 1P	Rexton	1	3*
3	68 %	65 %	4.5 %	Ultra 3DD+	Rexton	3	6
4	65 %	58 %	7.5 %	Ultra 3DD+	Rexton	3	6
5	38.5 %	57 %	18 %	Vital CIC	Hansaton	3	4
6	39 %	40.5 %	4 %	CQL II Digit	Starkey	2	3*
7	65.5 %	55.5 %	6 %	Prisma 4D	Siemens	4	4
8	56 %	60.5 %	5 %	CQL II CIC	Starkey	2	3*
9	54 %	54 %	7.5 %	Prisma 4D	Siemens	4	4
10	53 %	49 %	13.75 %	Premio	Hansaton	8	8
11	64 %	50.5 %	17.5 %	Triano TM	Siemens	4	16
12	70.5 %	49 %	23.75 %	Signa 8DC	Siemens	4	4
13	49 %	49 %	5 %	Audioflex 100	Bernaфон	1	4
14	43 %	51 %	7.25 %	Voyage	Rexton	8	16
15	37 %	49.5 %	10 %	Startec DX6C	Hansaton	3	6
16	29 %	41 %	12 %	Targa 3	Rexton	2	4*
17	36 %	29.5 %	6.25 %	Acuris	Siemens	4	16
18	53 %	51 %	6 %	Synchro	Oticon	8	8
19	30 %	34.5 %	7.50 %	Ultra 3DD+	Rexton	3	6
20	60.5 %	54 %	5.25 %	Signa 8Df	Siemens	4	8
21	57 %	42.5 %	16.25 %	Startec DX6C	Hansaton	3	6
22	50 %	56 %	6.25 %	Ultra 3DD+	Rexton	3	6

* En utilisant les coupures des graves et des aigus ce qui permet d'ajuster les gains aux bornes de la bande passante de l'appareil et ajoute ainsi artificiellement une possibilité de réglage du gain.

¹² En l'absence de formule officielle j'ai fixé arbitrairement la formule suivante :
Coefficient de dissymétrie : Somme (| Seuils droit – Seuils gauche |) / 400

4.3 Résultats

4.3.1 Efficacité de l'équilibrage

n°	Dissymétrie de la perte	Coefficient technique de l'appareil ¹³	Rapport S/B de la liste ¹⁴	Réglage complet par équilibrage isosonique	DSL I/O	DSL I/O + équilibrage isosonique
1	8 %	10,5	+6 dB	9 fautes	8 fautes	8 fautes
2	10 %	4,5	+9 dB	Insuffisant	8 fautes	8 fautes
3	4.5 %	10,5	0 dB	9 fautes	8 fautes	8 fautes
4	7.5 %	10,5	+3 dB	9 fautes	9 fautes	9 fautes
5	18 %	8,5	+6 dB	9 fautes	7 fautes	7 fautes
6	4 %	6	+6 dB	Insuffisant	7 fautes	7 fautes
7	6 %	10	+3 dB	8 fautes	6 fautes	6 fautes
8	5 %	6	+6 dB	Insuffisant	8 fautes	9 fautes
9	7.5 %	10	+3 dB	9 fautes	9 fautes	9 fautes
10	13.75 %	20	0 dB	10 fautes	9 fautes	9 fautes
11	17.5 %	22	+3 dB	8 fautes	7 fautes	6 fautes
12	23.75 %	10	+3 dB	Incompris	8 fautes	7 fautes
13	5 %	5,5	+6 dB	Insuffisant	8 fautes	8 fautes
14	7.25 %	28	+3 dB	9 fautes	7 fautes	6 fautes
15	10 %	10,5	+6 dB	9 fautes	8 fautes	8 fautes
16	12 %	7	+6 dB	8 fautes	8 fautes	8 fautes
17	6.25 %	22	0 dB	6 fautes	7 fautes	7 fautes
18	6 %	20	0 dB	8 fautes	8 fautes	7 fautes
19	7.50 %	10,5	0 dB	10 fautes	9 fautes	8 fautes
20	5.25 %	14	+6 dB	6 fautes	6 fautes	5 fautes
21	16.25 %	10,5	+3 dB	8 fautes	9 fautes	7 fautes
22	6.25 %	10,5	+3 dB	7 fautes	7 fautes	7 fautes
Moyenne score d'intelligibilité				83,76%	84,78%	85,39%

¹³ Coefficient technique = Nombre de canaux de compression x 1.5 + Nombre de bandes de l'égaliseur. Plus ce coefficient est élevé plus la précision potentielle du réglage est importante. L'étude des résultats m'a fait déterminer le coefficient 1.5 comme étant le plus adapté.

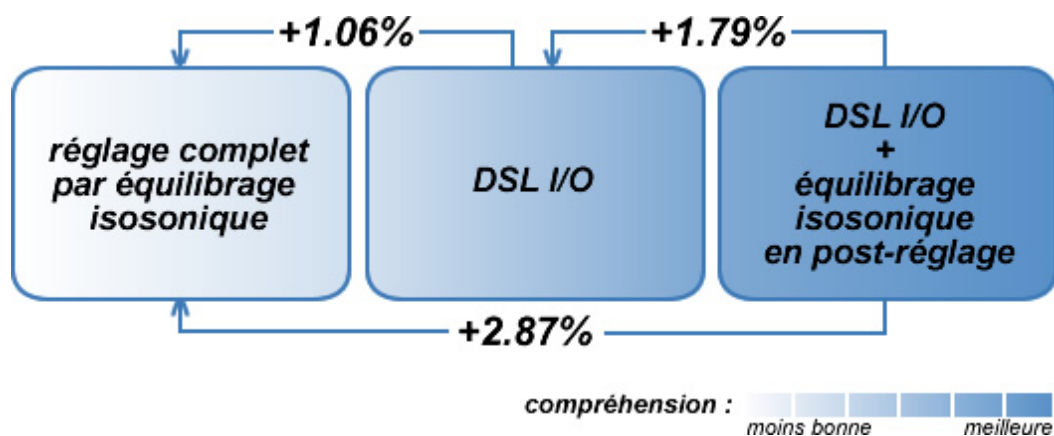
¹⁴ Pour des raisons psychologiques (souvent une mauvaise acceptation de la difficulté), j'ai choisi la liste où les patients descendent seulement à 80% d'intelligibilité. C'est à ce niveau que la participation et la motivation au test est la meilleure, en deçà, le découragement fausse les résultats.

Calcul des résultats :

$$\% \text{ amélioration} = \frac{\sum_{i=1}^{i=t} \frac{f_{1_i} - f_{2_i}}{n} \cdot 100}{t} \quad \text{et} \quad \% \text{ amélioration pondéré} = \frac{\sum_{i=1}^{i=t} \frac{f_{1_i} - f_{2_i}}{n} \cdot 100 \cdot c_i}{\sum_{i=0}^{i=t} c_i}$$

- Avec :
- f_{1_i} le nombre de fautes que le patient i a commise avec la 1^{ère} méthode.
 - f_{2_i} le nombre de fautes que le patient i a commise avec la 2^{ème} méthode.
 - n le nombre de phonèmes de chaque listes, ici 51 (voir Annexe 6 p.58).
 - t le nombre de patients, ici 22.
 - c_i le coefficient technique de l'appareil (voir note n°13).

	Performance du DSL I/O par rapport au réglage complet par isosonie	Apport de la correction isosonique sur le DSL I/O
$D^{15} \leq 6 \%$	+1,47%	+0,28%
$6\% < D < 10 \%$	+0,84%	+0,56%
$D \geq 10 \%$	+1,31%	+1,23%
Total	+0,94%	+0,62%
Total pondéré	+1,06%	+1,79%



¹⁵ D = Coefficient de dyssymétrie (voir note 12 p.43) .

4.3.2 Compte rendu subjectif des tests

n°	Stéréo depuis	Situation	Plainte éventuelle avant réglage	Confort subjectif du réglage ¹⁶	Réglage finalement choisi	Commentaire
1	8 mois	1er appareillage début 2004	entend mieux sans l'appareil droit	un peu mieux	DSL/IO équilibré	test de l'équilibre particulièrement apprécié
2	7 ans	1 ^{er} renouvellement en nov. 2004 (de Pico Kamps)	aucune / appareils précédents non réparables	appareils meilleurs que les précédents	DSL/IO équilibré (mais abaissé)	réglages trop sommaires (TK et CR lié) obligé de baisser le gain
3	6 ans	1er renouvellement en 2004 (de Bernafon Dualine)	entend les bruits mais comprend mal les gens	plus efficace	DSL/IO équilibré	équilibre isotonique approximatif
4	1 an	1er appareillage fin 2003	acouphènes, appareil gauche plus fort que le droit	mieux équilibré	réglage isotonique	acouphènes semblent disparaître
5	essai sur 1 semaine	1 ^{er} appareillage en octobre 2004	extrêmement réticente à l'appareillage	confortable mais angoissant	arrêt de l'essai après 2 semaines de port	psychologiquement non prête pour un appareillage
6	essai sur 1 mois	1 ^{ère} stéréo (mono gauche depuis 2002)	mauvaise compréhension dans le bruit	bien mieux / volume soutenu mais confortable	DSL/IO équilibré	possibilités de réglage trop limitées DSL I/O semble équilibré
7	essai sur 15 jours	1 ^{ère} stéréo (mono gauche depuis 2000)	compréhension difficile dans le bruit	plus efficace	DSL/IO équilibré	réglage difficile sonie avec DSL I/O déjà équilibrée
8	10 ans	2 ^{ème} renouvellement en 2004	aucune / appareils précédents HS	satisfaite	DSL/IO	possibilité de réglages trop limitées / DSL I/O semble équilibré
9	5 ans	1 ^{er} renouvellement (de Bernafon DSP 100)	compréhension moyenne dans le bruit	rapidement trop fort	réglage isotonique sous-compensé	très satisfaite de l'équilibre / habituée à être sous-compensé
10	7 ans	4 ^{ème} renouvellement (mono depuis 1985)	aucune / appareils précédents HS	beaucoup mieux	DSL/IO équilibré (grossièrement)	réponses trop approximatives donc DSL I/O puis correction
11	1 an	1 ^{er} appareillage en novembre 2004	appareillage car difficultés de compréhension des petits enfants	réglage plus confortable et plus efficace	DSL/IO équilibré	réglage isotonique particulièrement réussi sensibilité sonique importante

¹⁶ En effectuant le réglage isotonique complet et en comparant par rapport à leur ancien réglage.

12	2 ans	1 ^{er} renouvellement (des intras Siemens 8DI)	réglage précédents appareils ok	globalement fort mais efficace	DSL/IO	réglage isosonique insuffisamment compris (distinction grave/aigus fort/faible)
13	4 ans	1 ^{er} renouvellement (des Bernafon Audioflex 100)	globalement satisfait des précédents	appareils identiques juste son meilleur	DSL/IO	possibilités de réglage trop limitées
14	8 ans	2 ^{ème} renouvellement (Prisma 4D)	appareils trop peu efficaces dans le bruit	très satisfait	DSL/IO équilibré	possibilités de réglage étendues mais réglage tout de même approximatif des compression par isosonie pure
15	3 ans	1 ^{er} appareillage (Startec DX6C)	compréhension moyenne dans le bruit	un peu mieux	DSL/IO équilibré	réglage isosonique approximatif malgré bonne compréhension du patient
16	1 an	1 ^{ère} stéréo (mono depuis 2001)	problème son trop fort dans les milieux bruyants	globalement satisfaite	réglage isosonique	très intéressée par l'équilibre mais résultats identiques des réglages
17	3 ans	1 ^{er} renouvellement (des Prisma 4D)	difficultés uniquement dans le bruit, ne porte pas les appareils qui sont inefficaces	DSL/IO trop fort si longue exposition en milieu bruyant	réglage isosonique	réglage isosonique problème de surcompensation du DSL (fatigabilité importante) + phénomène de masquage
18	7 ans	1 ^{er} renouvellement (de Startec DX)	globalement satisfait des précédents	particulièrement satisfait	DSL/IO équilibré	possibilités de réglage intéressantes (2 TK et 2 CR par bande)
19	essai 1 mois	1 ^{er} appareillage (Ultra 3DD+)	difficultés de compréhension en groupe	son bien trop métalliques	DSL/IO équilibré	cible DSL I/O bien trop élevé en aigus, même avec réglage isosonique son métallique.
20	12 ans	3 ^{ème} renouvellement (Signa 8df)	satisfait	globalement plus fort que d'habitude mais efficace	DSL/IO équilibré	sous-compensé avec les réglages précédents
21	1 an	1 ^{er} renouvellement (intras Vital CIC)	efficacité très médiocre mécontent de son achat	réglage bien meilleur	DSL/IO équilibré	très satisfait par l'apparente complexité du réglage
22	essai 3 semaines	1 ^{er} appareillage (Ultra 3DD+)	mauvaise compréhension globale déforme les mots	DSL/IO moins confortable	réglage isosonique	très bonne sensibilité sonique de la patiente (réglage précis)

5 Discussion

On peut tirer plusieurs constatations des résultats :

- les **meilleurs scores** d'intelligibilité sont obtenus en corrigeant le réglage DSL/IO par l'équilibrage isosonique (85,39%),
- les résultats les **moins performants** sont obtenus avec le réglage isosonique complet (83,76%),
- l'amélioration apportée par la correction isosonique du DSL/IO est d'autant plus importante que la perte est **dissymétrique** (pour les pertes de dissymétrie supérieure à 10% elle atteint +1,23%),
- le réglage isosonique est plus performant avec des appareils dont les **possibilités de réglage** sont importantes (+1,79% au lieu de +0,62% pour la correction isosonique et 1,06% au lieu de 0,94% pour le réglage isosonique pur),
- le **confort du réglage** DSL/IO corrigé a été jugé dans l'ensemble acceptable (16 patients sur 22 ont décidé de garder ce réglage) même si à performances égales (4 patients sur 22) c'est le réglage isosonique qui est préféré,
- le **principe du test** a été globalement bien compris (seulement 2 patients sur 22 n'ont pas compris le principe du réglage).

Il est pourtant capital de relativiser ces observations, en effet :

- la **taille** de l'échantillon est trop faible pour en tirer des conclusions solides,
- l'efficacité du réglage est trop dépendante de la génération technologique de d'appareil auditif utilisé, il aurait été intéressant d'effectuer les tests avec un appareil unique **étalon**,
- l'**ordre d'essai** des réglages a sans doute influencé les choix (les patients optent souvent pour le dernier réglage essayé),
- la **durée de l'étude** est aussi trop faible et il aurait été intéressant de voir l'impact du réglage après quelques mois de port,
- la **définition du protocole** de réglage n'a pas été finalisée suffisamment tôt et on voit que les derniers réglages isosoniques ont de meilleures performances que les premiers (l'ordre chronologique de passage des patients a été respecté),
- le logiciel a lui aussi évolué au fil des expérimentations et son **étalonnage** a été grandement amélioré dans les dernières versions.

Conclusion

Un réglage complet par équilibrage isosonique est techniquement réalisable et permet bien de limiter la mesure du seuil d'inconfort. Cependant son manque de précision, en particulier dans le réglage des compressions, se ressent dans les résultats des tests. La mesure précise de la **dynamique résiduelle tonale** reste donc indispensable si l'on envisage un réglage type WDRC. Cette mesure doit aboutir à un pré-réglage des appareils auditifs sur laquelle l'efficacité de l'équilibrage isosonique sera optimale.

Il peut être aussi intéressant d'employer ce test lors des **rendez-vous de contrôle** car il permet de faire rapidement ressortir des zones de déséquilibre auditif qui sont souvent témoins d'un réglage inadapté (dû par exemple à une modification des seuils auditifs) ou d'un mauvais fonctionnement des appareils (suspension d'écouteur partiellement bouchée par exemple).

Ces directives techniques, qui peuvent paraître rigides, sont toutefois à relativiser car il ne faut pas négliger la **dimension psychologique** d'une adaptation audioprothétique. L'efficacité d'un réglage ne conditionne pas à elle seule la réussite de l'adaptation, c'est le confort subjectif du patient et son implication personnelle qui restent les facteurs principaux. L'acceptation d'un appareillage passe par un dialogue approfondi entre l'audioprothésiste et son patient. Notre professionnalisme résidera dans notre capacité à bien équilibrer notre démarche afin d'aboutir à une adaptation optimale tant sur le plan technique que psychologique.

Bibliographie

- **APPAIX A, DECROIX G, OLIVIER JC.** (1974) - La prothèse auditive, Librairie Arnette.
- **BÜRKLI-HAVLEY** (1992) Conséquences à long terme de l'appareillage monaural, binaural ou de non-appareillage, dans les cas de pertes auditives bilatérales, Phonak Focus n°14.
- **BRONKHORST AW, PLOMP R.** (1988) - The effect of head-induced interaural time and level differences on speech intelligibility in noise, J Acoust Soc Am. Avril 1998
- **DEHAUSSY J.** (1980) - Conditions optimales pour la réussite d'un appareillage stéréophonique. Unas- Time. 28, 7-11. Audition et parole. 2, 8-12. MASSON Edit.
- **DODELE L.** (1992) - La mesure du seuil d'inconfort - Phonak Focus, Bruxelles.
- **GELIS CHRISTIAN** (1993) - Bases techniques et principes d'application de la prothèse auditive, Sauramps, Montpellier, Sauramps médical.
- **GIRAUD AL & COLL.** (1997) Auditory efferents involved in speech-in-noise intelligibility, Neuroreport. Mai 1997.
- **GRIMAULT N.** (2000) - Rôles comparés des indices temporels pour la distinction des sources sonores, Séminaire de Perception et Cognition Auditive PECA, IRCAM, Paris.
- **HAWLEY ML. & CO** (2004) - The Benefit of binaural hearing in a cocktail party : effect of location and type of interferer, J Acoust Soc Am Février 2004.
- **PERRIN F.** (2004) - Cours de neurosciences – Chap. 2 Les grandes fonctions sensorielles. Spiral - cours sur Internet (www.spiral.univ-lyon1.fr)
- **PHILIBERT B.** (2001) Plasticité Cérébrale fonctionnelle et latéralisation auditive chez le malentendant presbyacousique durant sa réhabilitation audioprothétique, Thèse de doctorat de médecine, Lyon 1.
- **PORTMANN M. ET PORTMANN C.** (1972) - Précis d'audiométrie clinique, Masson&Cie.
- **RENARD X.** (1999) - Présentation détaillée du Pré-Réglage - Précis d'audioprothèse Tome 2, Les éditions du Collège National d'Audioprothèse.
- **VIROLE B.** (1999) - Phonétique acoustique appliquée en audioprothèse. Article pour le Collège d'Audioprothèse.
- **ZWICKER E. & FELDTKELLER R.** (1981) – Psychoacoustique : l'oreille récepteur d'information. Traduit de l'allemand par Christel Sorin. Masson Ed.

Table des illustrations

Figure 1 : Détection des écarts interauraux par l'OSM.	10
Figure 2 : Analyse des différences d'intensité par l'OSL et NMCT.....	11
Figure 3 : Courbes d'isotonie des sons purs en champ libre en phones (haut) et en sones.	12
Figure 4 : Courbes d'isotonie de bruits à bande étroite, de fréquence centrale 1kHz en fonction de la largeur de bande	13
Figure 5 : Dynamique résiduelle et fonction de sonie	14
Figure 6 : Système vocalique des voyelles.....	18
Figure 7 : Effet d'un réglage linéaire sur la dynamique et la fonction de sonie.....	22
Figure 8 : Effet d'un réglage à TK élevé sur la dynamique et sur la fonction de sonie	22
Figure 9 : Effet d'un réglage WDRC sur la dynamique	23
Figure 10 : Sonie de sons à 500Hz et 4000Hz	24
Figure 11 : Effet d'un réglage linéaire ou à TK élevé sur l'équilibre interfréquentiel.....	25
Figure 12 : Effet d'un réglage WDRC sur l'équilibre interfréquentiel.....	25
Figure 13 : Effet d'un équilibre des sons moyens avec un réglage linéaire.....	26
Figure 14 : Effet d'un équilibre des sons moyens avec un réglage à TK élevé.	27
Figure 15 : Effet d'un équilibre des sons moyens avec un réglage WDRC.....	27
Figure 16 : Conséquence du réglage sur la localisation sonore.....	28
Figure 17 : Post-réglage ou réglage complet.....	30
Figure 18 : Mappage des courbes d'isotonie de bruits à bande étroite de fréquence centrale 1kHz en fonction de la largeur de bande réalisé sous Microsoft Excel©.....	32
Figure 19 : Représentation en relief des courbes de Zwicker et Feldkeller.....	34
Figure 20 : Capture d'écran du logiciel - fenêtre principale.....	35
Figure 21 : Capture d'écran du logiciel - fenêtre paramètres	35
Figure 22 : Capture d'écran du logiciel - fenêtre étalonnage isosonique.....	36
Figure 23 : Influence du paramètre MPO sur le niveau de sortie à 90dB.....	40
Figure 24 : Coupe transversale de la cochlée et détail de l'organe de Corti	53
Figure 25 : Vue d'ensemble des voies auditives centrales	53
Figure 26 : Mappage des courbes d'isotonie des sons purs en champ libre réalisé sous Microsoft Excel©	56
Figure 27 : Mappage des courbes d'isotonie de bruits à bande étroite de fréquence centrale 5kHz (dessus) et 500Hz (dessous) en fonction de la largeur de bande réalisé sous Microsoft Excel©	56

Annexe 1 – Les méthodes LGOB et IHAF

Méthode L.G.O.B.

La firme GNRESOUND a introduit en 1989 une méthode basée sur le relevé de différents niveaux de sensation sonore. La méthode L.G.O.B. (Loudness Growth in Octave Band) correspond aux relevés sur 7 niveaux différents de l'élévation de la sensation de sonie en fonction de l'intensité du signal émis, le relevé se faisant par octave.

Cette technique correspond à la mise en place, au niveau de la prothèse auditive, d'une compression automatique du gain dépendant non seulement de l'intensité, mais jouant aussi sur les temps d'attaque et de retour du fait de l'existence de deux canaux séparés.

L'évolution de la méthode est donc naturelle, la possibilité de modifier la compression entraînant la nécessité d'une mesure plus complète de l'évolution de la dynamique du sourd.

La mesure de l'élévation de la dynamique se fait à partir de bandes de bruit d'un demi octave centrées sur les fréquences habituelles de l'audiométrie tonale de 250Hz à 4000Hz, le patient donnant une appréciation de la sensation d'intensité ressentie sur 7 niveaux : 0) rien entendu. 1) trop faible. 2) un peu faible, 3) bien, 4) un peu fort, 5) trop fort, 6) douloureux.

Le recueil des données audiométriques liminaires et supraliminaires permet de déterminer le gain idéal de façon à faire coïncider le niveau confortable à la zone médiane de la voix et à régler la compression dans les canaux grave et aigu pour que les éléments de la voix faible soient perçus comme un peu faibles et ceux de la voix forte comme un peu forts.

L'originalité de la démarche est de faire cette recherche à l'aide d'une randomisation automatique délivrée par un programme informatique, le patient indiquant sur une réglette laissée à sa disposition le niveau pour chaque présentation du signal.

La technique globale sera développée dans le chapitre concernant les méthodologies basées sur le confort. C'est une technique évoluée qui tient compte des distorsions d'intensité à un niveau supraliminaire pour la détermination des caractéristiques de l'amplification désirée.

Méthode du groupe I.H.A.F.F.

En 1994, le groupe IHAF (Independent Hearing Aid Fitting Forum) développe un protocole pour déterminer les caractéristiques des prothèses programmables non linéaires. Les mesures relèvent les seuils auditifs liminaires et supraliminaires. Le but de ce protocole est de restaurer une sensation normale de la voix, rendant audibles les éléments faibles de la voix, confortables les éléments de voix présentés à niveau moyen et non douloureux les sons de forte intensité.

La présentation des signaux se fait lors de 3 tests consécutifs en augmentant progressivement l'intensité. La valeur moyenne de chaque catégorie sert à définir un contour moyen. Cette technique qui se rapproche de la technique L.G.O.B., est complétée par un interrogatoire de type APHAB.

Les résultats obtenus servent ensuite à la détermination statistique par tri informatique des prothèses répondant aux courbes entrée-sortie compatibles avec une restitution d'une dynamique normale de la parole.

Descriptions tirées du précis d'Audioprothèse Tome II pages 73-74.

Annexe 2 – Les voies nerveuses

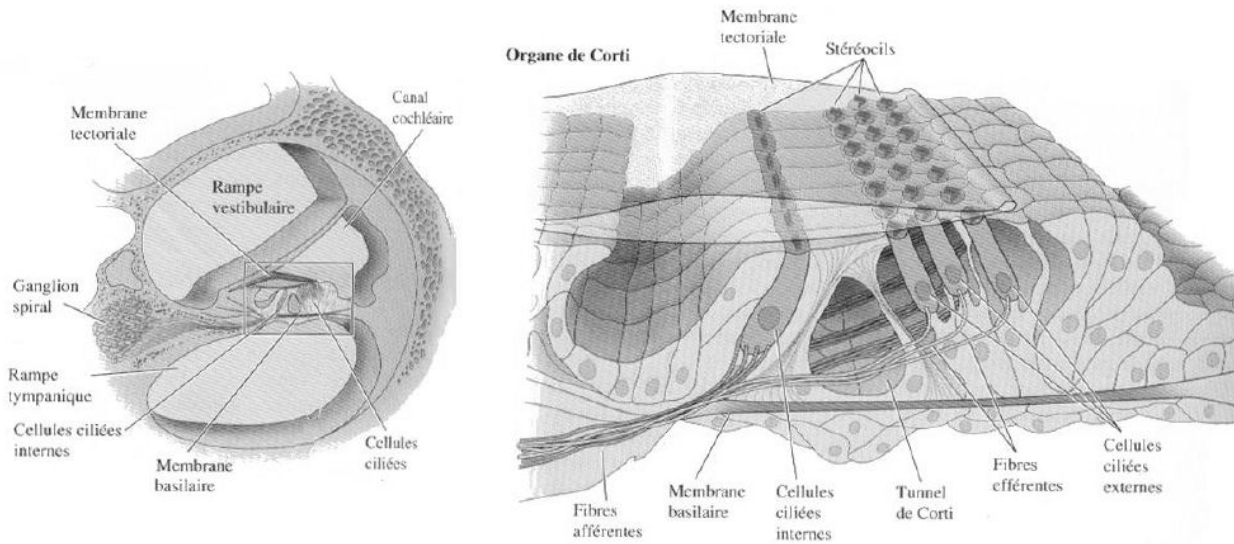


Figure 24 : Coupe transversale de la cochlée et détail de l'organe de Corti

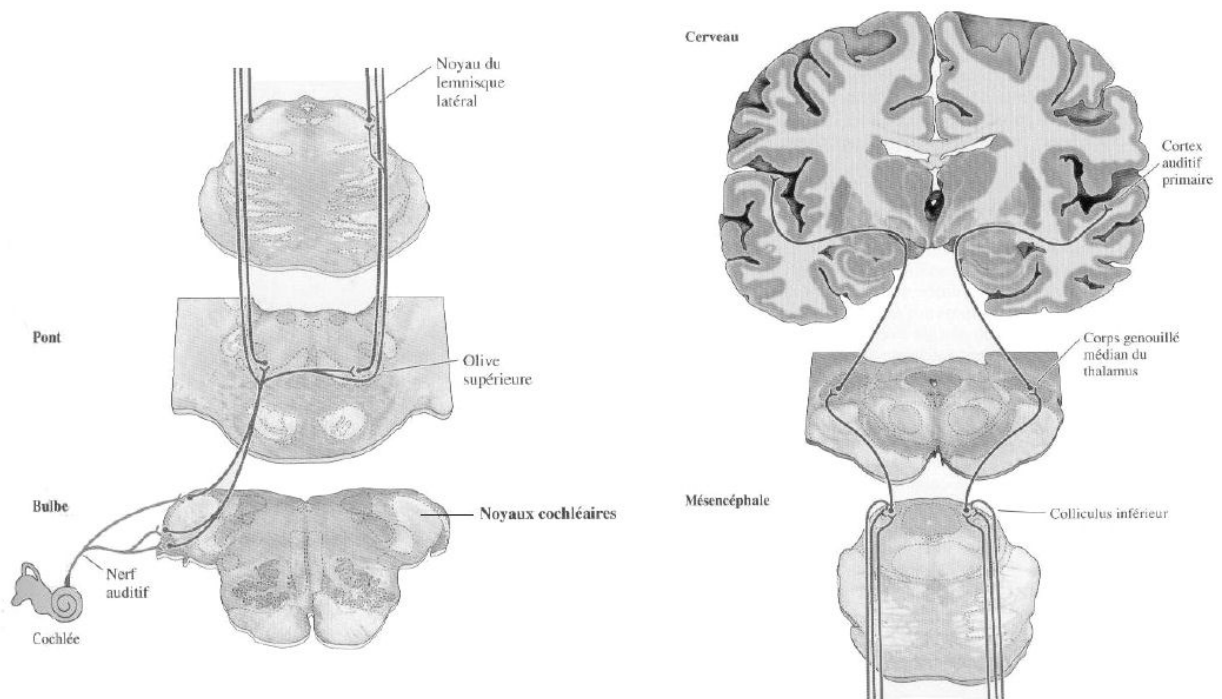


Figure 25 : Vue d'ensemble des voies auditives centrales

Annexe 3 – Traits Distinctifs

VOCALIQUE / NON VOCALIQUE (Voc / NVc). Un phonème est vocalique si sa source phonatoire est unique, périodique, de faible amortissement et d'attaque non abrupte. Les voyelles sont des cas typiques, mais certaines consonnes peuvent être aussi vocaliques comme les liquides par exemple /L/ /R/. Par exemple, /i/ /a/ /u/ sont des voyelles. /p/ /t/ /k/ sont des consonnes.

CONSONANTIQUE / NON CONSONANTIQUE (C / NCo). Un phonème est consonantique si la fonction de transfert entre l'excitation glottale de la source sonore et l'énergie acoustique à l'ouverture des lèvres comporte des zéros et des antirésonances. Ce qui signifie la présence de pôles des bruits non périodiques et ce qui exclu toutes les voyelles.

CONTINU / DISCONTINU (Cu / Dcu). Une attaque abrupte distingue les occlusives qui sont discontinues des fricatives qui sont continues. Ce trait distingue aussi /L/ qui est continu de /R/ qui est discontinu. Il est redoublé dans le système des traits distinctifs de Rossi pour le français par le trait interrompu / non interrompu qui est déterminé par la vitesse des transitions (Rossi, 1977). Ce redoublement de cette opposition permet en fait de décrire des événements acoustiques produits par des techniques articulatoires différentes qui peuvent ou non être employées ensemble pour un même phonème. En fait, le trait interrompu / non interrompu permet de distinguer le caractère occlusif des nasales de celui des consonnes plosives orales. /p/ /t/ /k/ sont des occlusives et présentent donc le trait discontinu.

GLOTTALISE / NON GLOTTALISE. Un phonème est glottalisé lorsque le flux d'air est interrompu par la fermeture de la glotte. Ce trait caractérise certaines occlusives des langues amérindiennes, africaines, caucasiennes.

STRIDENT / MAT. La stridence est liée à la turbulence et est donc le trait caractéristique des fricatives. Dans le système des consonnes, l'écart est maximal entre les occlusives mates et les fricatives stridentes. Ce trait est peu utilisé pour la description des phonèmes du français.

VOISE / NON VOISE (Vo/Nvo). Le trait de voisement est caractérisé par la présence de la vibration des cordes vocales qui se visualise sur les spectrogrammes par la barre de voisement. En fait, il existe d'autres indices du voisement qui seront décrits plus loin. En tous cas, le trait de voisement se traduit fréquemment par le renforcement des fréquences graves autour de 250 Hz. Par exemple /b/ est voisé, mais /p/ ne l'est pas.

NASAL / ORAL (N/O). Le trait de nasalité est caractérisé par la mise en résonance nasal. Les effets sur le spectre acoustique de la nasalisation ont longtemps divisé les chercheurs en phonétique. De nombreuses langues ne possèdent pas de phonèmes marqués par le trait de nasalité. Pour les consonnes, l'opposition minimale de la nasalité est entre /n/ et /L/.

COMPACT / DIFFUS (Cp/D). Le trait de compacité est de nature spectrale et exprime une accumulation d'énergie acoustique dans la région centrale du spectre où se regroupent les formants des voyelles compactes et se dirigent les transitions F2 et F3 des consonnes compactes.

AIGU / GRAVE (A/G). Ce trait de tonalité concerne la dominance de la partie haute ou basse du spectre sur l'autre. Pour les voyelles, c'est la position fréquentielle du F2 qui le contrôle. Pour les consonnes, ce sont la position fréquentielle du pôle de bruit ou turbulence et/ou la direction des transitions de F2 qui déterminent la valence aiguë ou grave de ce trait de tonalité. Pour /k/ et /g/, la valence de ce trait ne peut être déterminée qu'en fonction de la connaissance de l'environnement vocalique.

BEMOLISE / NON BEMOLISE (b/Nb). Le trait de bémolisation est également un trait de tonalité qui se caractérise par un déplacement vers le bas des formants et singulièrement en français par le déplacement du deuxième formant des voyelles F2. Ainsi /i/ bémolisé devient /y/, par le transfert vers le bas d'un demi-ton du deuxième formant.

DIESE / NON DIESE. Ce trait constitue l'inverse du trait précédent, il correspond à un déplacement vers le haut du deuxième formant. Il s'obtient au niveau articulatoire par une palatisation et dilatation du larynx.

TENDU / LACHE. Le trait tu est caractérisé par un son plus long et pour les occlusives par une force plus grande du bruit d'explosion. Pour les voyelles, il oppose en Français le /a/ de pâte qui est tendu à celui de patte qui est lâche.

COMPLEXE / NON COMPLEXE (Cx / NCx). Ce trait a été proposé par B. Malmberg pour décrire le système des voyelles du français. Il permet de créer des oppositions entre les voyelles à l'intérieur des séries de voyelles antérieures et postérieures (degré d'ouverture). Ce trait est peu usité.

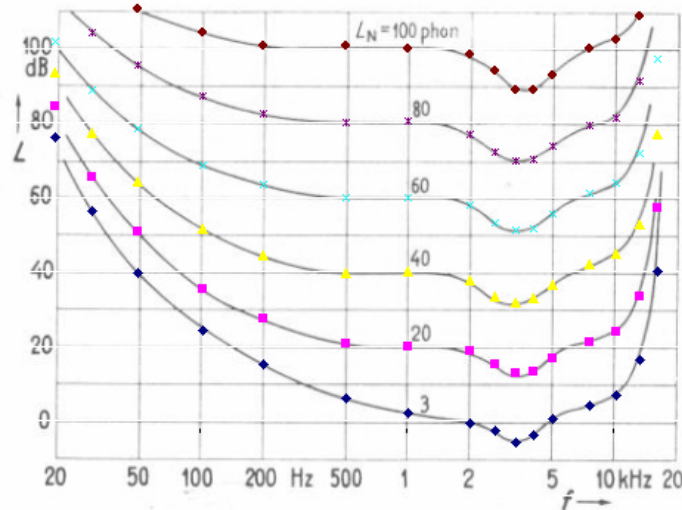
Extrait de l'article de B. VIROLE (1999) - Phonétique acoustique appliquée en audioprothèse.

Annexe 4 – Variabilité du SSI

dB HTL	< = 100	101 à 110	111 à 120	121 à 130	> 130
Moyenne	5%	17%	45%	25%	8%
1	4	15	54	21	5
2	1	12	48	36	3
3	1	10	74	14	0
4	6	13	28	25	28
5	3	14	50	13	20
6	1	14	61	22	1
7	5	17	61	18	0
8	19	35	27	11	7
9	1	4	18	42	35
10	7	20	56	16	1
11	8	19	72	1	0
12	22	38	28	9	3
13	0	10	60	24	6
14	0	3	28	66	3
15	2	13	33	43	8
16	3	11	50	33	4
17	1	43	42	14	0
18	43	18	29	9	1

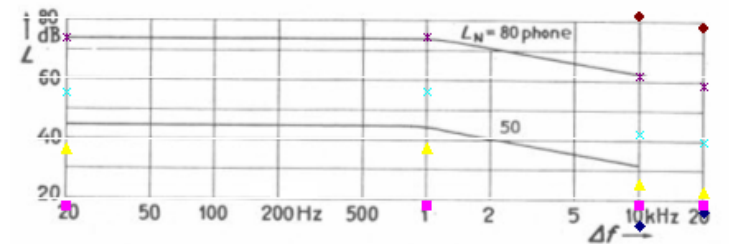
SSI moyen de 31 274 oreilles mesurées par 18 audioprothésistes, chez des patients adultes sans distinction sociale, toutes pertes auditives confondues (PHONAK FOCUS 1992, La mesure du seuil d'inconfort L. DODELE, Bruxelles).

Annexe 5 – Courbes numérisées

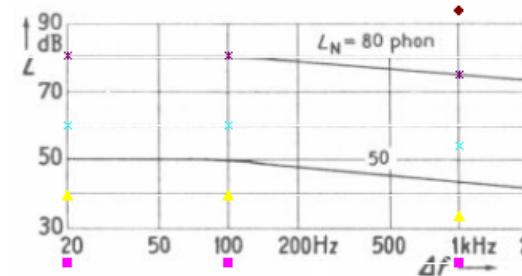


Freq	SPL Iso 3	SPL Iso 20	SPL Iso 40	SPL Iso 60	SPL Iso 80	SPL Iso 100
20 Hz	76	84,4	93,4	101,8	115,8	123,5
30 Hz	56,2	65,5	77,2	88,9	104,3	116,3
50 Hz	39,6	51	64,2	78,4	95,6	110,8
100 Hz	24,4	35,6	51,8	68,7	87,1	104,3
200 Hz	15,2	27,3	44,5	63,7	82,4	100,8
500 Hz	6,1	20,6	39,8	60	80,2	100,6
1000 Hz	2,2	20	40	60	80,4	100
2000 Hz	-0,6	18,9	37,6	58	77	98,4
2642 Hz	-2,6	15,1	33,3	53,3	72,4	94,1
3327 Hz	-5,8	13	31,8	51,3	69,7	88,9
4000 Hz	-3,8	13,4	33,1	51,8	70,2	88,9
5000 Hz	0,7	17	36,6	55,5	73,7	92,9
7500 Hz	4	21	42	61	79,4	99,9
10000 Hz	7	24	45	64	81,2	102,3
13000 Hz	16,6	33,3	53	72	91,1	108,8
16000 Hz	40	57	77	97	117	137
20000 Hz	400	417	437	457	477	497

Figure 26 : Mappage des courbes d'isotonie des sons purs en champ libre réalisé sous Microsoft Excel©



Freq	SPL Iso 20	SPL Iso 40	SPL Iso 60	SPL Iso 80	SPL Iso 100
20 Hz	0,7	17	36,6	55,5	73,7
1000 Hz	0,7	17	36,6	55,5	73,7
10000 Hz	10,4	17	24,3	40,9	60
20000 Hz	14,9	17	21,5	38,1	56,9



Freq	SPL Iso 20	SPL Iso 40	SPL Iso 60	SPL Iso 80	SPL Iso 100
20 Hz	0,7	20	40	60	80,2
100 Hz	0,7	20	40	60	80,2
1000 Hz	10,4	20	33,8	53,9	74,7

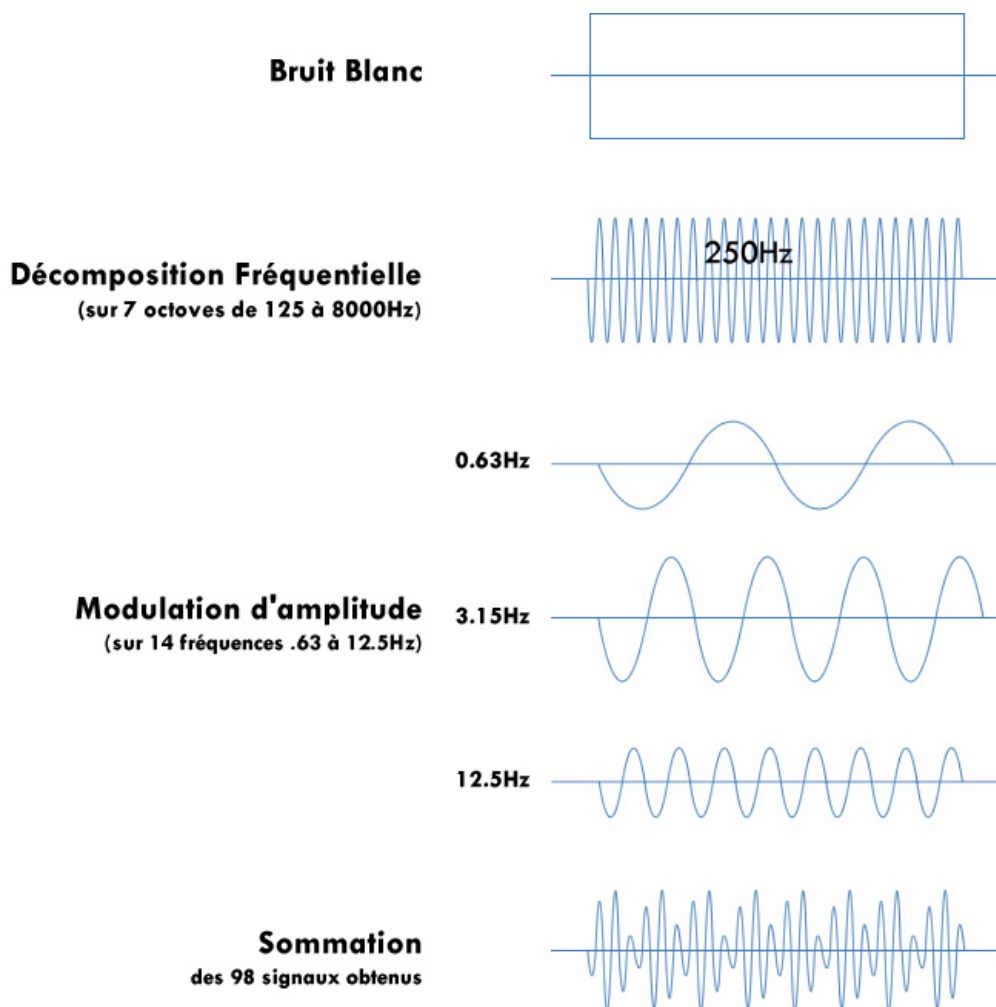
Figure 27 : Mappage des courbes d'isotonie de bruits à bande étroite de fréquence centrale 5kHz (dessus) et 500Hz (dessous) en fonction de la largeur de bande réalisé sous Microsoft Excel©

Annexe 6 – Le son STI

En 1980 Houtgast et Steeneken proposèrent une méthode objective pour mesurer l'influence de la réverbération et de l'acoustique d'une salle sur l'intelligibilité de la parole.

Le STI (Speech Transmission Index) part du principe que la parole est constituée d'une fondamentale modulée par des signaux basses fréquences. On utilise alors la fonction de transfert de modulation (abréviation MTF en anglais) sur 7 octaves de 125 Hz à 8 KHz et 14 fréquences de modulation échelonnées par tiers d'octave de 0.63 Hz à 12.5 Hz pour reproduire un signal semblable à la parole.

Le RASTI est une mesure quasiment identique au STI, mais elle est simplifiée. On s'est rendu compte que la mesure des 98 points du STI fournissait des résultats inutilement détaillés. Le RASTI reprend tous les principes de STI, mais sur un nombre de modulations de fréquence et de bandes de fréquence restreint (on ne garde que 9 points), ce qui accélère grandement la procédure de test pour des résultats quasi identiques.



Annexe 7 – Vocalist L. Dodelé

Listes Verbo-Fréquentielles ®

version 3.2 / L. Dodelé

Listes V.C.V. de mots sans signification - Ecriture pseudo française

Centre Auditif Dodelé - B1420 Braine l'Alleud - Tél +32 (0)23.84.73.79 - Fax +32 (0)23.84.71.87

Patient : _____ Opérateur : _____ Date : _____

R1	R2	R3	R4	R5		L1	L2	L3	L4	L5
	dB	dB	dB	dB	dB	Signal	dB	dB	dB	dB
	dB	dB	dB	dB	dB	Bruit	dB	dB	dB	dB
a d un	ai d eu	an tr oi	o k a	a ss ain		a d un	ai d eu	an tr oi	o k a	a ss ain
6 euf an	4 aif a	6 euf é	4 auf ai	4 éf au	f 1,4	6 euf an	4 aif a	6 euf é	4 auf ai	4 éf au
5 u ss ai	4 eu ss a	6 i ss eu	4 ai ss i	2 ai ss a	s 5,8	5 u ss ai	4 eu ss a	6 i ss eu	4 ai ss i	2 ai ss a
4 eu ch é	3 an ch é	5 a ch ou	3 é ch a	4 i ch an	ch 0,8	4 eu ch é	3 an ch é	5 a ch ou	3 é ch a	4 i ch an
6 ain v a	3 av au	4 iv é	4 a v on	6 on v a	v 2,7	6 ain v a	3 av au	4 iv é	4 a v on	6 on v a
3 aiz au	9 ou z eu	5 on z a	4 iz ain	6 ou z é	z 1,5	3 aiz au	9 ou z eu	5 on z a	4 iz ain	6 ou z é
1 a jon	4 u j ai	4 u j é	4 é jo	4 eu ji	j 1,5	1 a jon	4 u j ai	4 u j é	4 é jo	4 eu ji
4 ip a	2 ép a	7 au peu	4 eu pé	6 eu pain	p 4	4 ip a	2 ép a	7 au peu	4 eu pé	6 eu pain
5 ait é	7 iteu	2 ato	5 ita	5 aiti	t 5,3	5 ait é	7 iteu	2 ato	5 ita	5 aiti
4 eu ké	3 i k a	3 ou k an	4 an kou	5 u k a	k 4	4 eu ké	3 i k a	3 ou k an	4 an kou	5 u k a
4 i b an	6 ai b eu	6 eu b a	3 a b ain	6 eu b an	b 1,1	4 i b an	6 ai b eu	6 eu b a	3 a b ain	6 eu b an
7 eu d a	5 ain d eu	4 ain d an	4 an d eu	3 a dé	d 4,3	7 eu d a	5 ain d eu	4 ain d an	4 an d eu	3 a dé
5 eu gu ain	4 é gu an	5 ai gu eu	6 eu g ai	4 an go	gu 0,8	5 eu gu ain	4 é gu an	5 ai gu eu	6 eu g ai	4 an go
5 o m an	7 i m ain	1 a m ai	5 i mé	5 eu mai	m 3,6	5 o m an	7 i m ain	1 a m ai	5 i mé	5 eu mai
4 ai n ou	3 én an	3 én a	7 ou neu	6 eu n ain	n 2,9	4 ai n ou	3 én an	3 én a	7 ou neu	6 eu n ain
3 é w a	5 on w ai	4 ain wi	2 ai wa	0 aw é	w 1	3 é w a	5 on w ai	4 ain wi	2 ai wa	0 aw é
2 ar é	1 ori	2 air ai	5 an ra	3 ari	r 7,8	2 ar é	1 ori	2 air ai	5 an ra	3 ari
3 il ou	1 al ou	4 ij an	5 ul ou	2 ail on	l 6,2	3 il ou	1 al ou	4 ij an	5 ul ou	2 ail on
					Phon. Déform. Total:50					

Listes Verbo-Fréquentielles du Vocalist de L. DODELE : les colonnes correspondent aux différents rapports signal/bruit de -6 à +6 dB et les lignes à la consonne testée.