



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>

INTRODUCTION

Il existe de plus en plus de méthodes de pré-sélection pour régler un appareil auditif. Surtout depuis l'ère du numérique, ces techniques sont de plus en plus automatisées mais il faut toujours avoir un esprit critique et savoir où l'on va.

L'audioprothésiste choisira une stratégie de réglages appropriée basée sur ses expériences passées, mais aussi en fonction du temps et des moyens mis à sa disposition.

Le pré-réglage d'une prothèse auditive se base sur un seuil audiométrique tonal et l'inconfort. Le seuil va nous permettre de déterminer des cibles de gains. Ces cibles sont censées définir le gain optimal à apporter sur chaque fréquence en fonction du niveau d'entrée.

La recherche du seuil audiométrique est donc la première étape du processus d'appareillage. Elle doit être la plus précise possible.

Pour l'audioprothésiste, elle aura une visée prothétique et non pas diagnostique.

L'unité utilisée pour les audiométries est le Décibel HL (Hearing Level), or, pour mesurer physiquement un son, nous utilisons ce qu'on appelle le Décibel SPL (Sound Pressure Level). Le Décibel HL a été instauré pour faciliter la lecture des audiogrammes.

Nous n'avons pas la même sensibilité dans les fréquences graves, médiums ou aiguës mais pour comparer plus facilement les surdités, on a ramené cette sensibilité à une droite, où le zéro représente une audition normale sur toutes les fréquences.

Objectivement, pour mesurer les performances acoustiques d'une aide auditive en fonction du seuil audiométrique, on doit utiliser la même échelle ainsi que le même point de référence. C'est pourquoi on analyse le gain fourni et les niveaux de sortie en niveau de pression (SPL)

Si aucune mesure n'est réalisée, les conversions pour passer d'une unité à l'autre vont se baser sur des moyennes statistiques ou des normes mesurées sur des oreilles artificielles ou coupleurs.

On ne prend donc pas en compte les variabilités interindividuelles de chaque patient. C'est ici qu'intervient le RECD (Real Ear to Coupler Difference). Cette mesure va permettre d'ajouter un facteur correctif aux mesures effectuées sur coupleur.

Comment être sûr que la quantité de gain fournie au patient soit correctement adaptée à sa perte et à l'anatomie propre de son conduit auditif ? La mesure in vivo reste la méthode de mesure la plus fiable du fait de sa précision mais n'est pas encore systématiquement utilisée, loin de là...

Afin d'améliorer la précision des seuils au tympan, les fabricants ont mis au point de

nouvelles techniques.

Ils peuvent prendre en compte certaines mesures permettant de préciser les seuils « au niveau du tympan ». C'est le cas notamment de la RECD ou bien de l'audiométrie in situ via les appareils auditifs.

Ces deux méthodes sont supposées apporter plus de précision dans le calcul du gain à fournir aux appareils. On va donc principalement utiliser ces méthodes pour établir un pré-réglage.

Le but de ce mémoire est de voir si la mesure effective du RECD est réellement utile dans une adaptation prothétique.

Quel est réellement le rôle du RECD ?

Faut-il la mesurer sur chaque patient et la prendre en compte dans le processus d'appareillage ?

Es-ce que les nouvelles technologies des appareils (comme l'audiométrie in situ) permettent de remplacer ces mesures ?

C'est ce à quoi nous allons tenter de répondre dans ce mémoire. Pour cela, on fera tout d'abord le point sur les conversions et les dérives utilisées pour passer d'un niveau HL à un niveau SPL au niveau du tympan.

Puis dans le protocole d'étude, nous tâcherons de voir si les nouvelles technologies utilisées par les fabricants et principalement l'audiométrie in situ par les appareils permettent d'améliorer le pré-réglage d'une aide auditive. La question est de savoir si en effectuant une audiométrie directement avec les appareils, le réglage s'en trouve plus précis par rapport à notre référence : mesure du gain cible à fournir prenant en compte une audiométrie ou la marge d'erreurs a été réduite au maximum (audiométrie aux inserts +RECD) ?

I. Notions clés

A) Les Décibels HL/SPL

En audiométrie, pour définir un niveau d'audition va utiliser ce qu'on appelle un zéro relatif défini en HL (Hearing Level). Le son étant une vibration, il se mesure en Décibel SPL (Sound Pressure Level).

Le décibel SPL est une unité physique qui permet de mesurer le niveau de pression émis par cette vibration.

Vu que l'oreille a une sensibilité différente en fonction de la fréquence¹. On va définir pour un sujet normal un zéro relatif en HL pour chacune de ces fréquences. Le 1000 Hz sert de référence car c'est à cette fréquence uniquement que le 0 dB HL coïncide quasiment avec le 0 dB SPL.

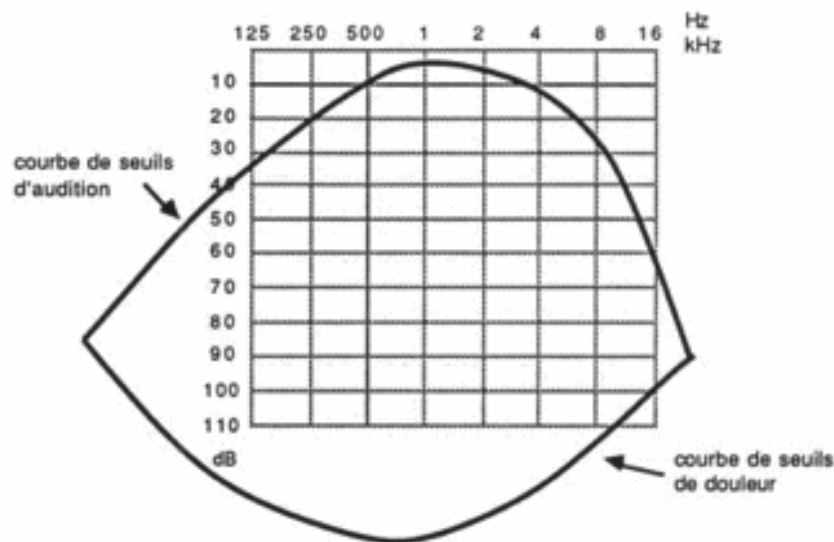


Fig 1 : Champ auditif pour un sujet normal, en dB SPL, échelle inversée²

L'oreille n'étant pas linéaire tant en fréquence qu'en niveau, on ramène alors le seuil d'audition à une droite qui représente le zéro dB HL en ayant pris comme niveau de référence le zéro affiché à l'audiomètre. On se base sur les courbes isosoniques pour effectuer cette conversion. Le zéro dB HL représente le niveau zéro de référence qui a été évalué selon la moyenne d'un grand nombre de jeunes adultes considérés comme ayant une audition normale.

¹ <http://www.hearingprotech.com/fr/les-themes/loreille/une-perception-du-son-deformee/les-courbes-isosoniques.html>

² <http://www.france-acouphènes.org>

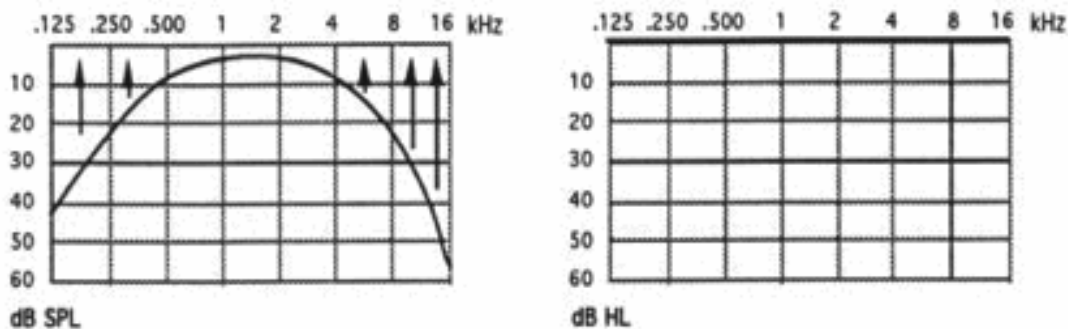


Fig 2 : Transformation des décibel SPL en décibel HL³

La mesure du son étant la mesure d'une pression avant tout, connaître le seuil auditif en niveau de pression (SPL) au niveau du tympan serait beaucoup plus précis et éviterait certaines conversions augmentant l'imprécision des mesures.

Le passage d'une audiométrie HL en SPL se base sur des moyennes sans forcément tenir compte des variabilités interindividuelles de chaque patient. Certaines chaînes de mesure comme l'Aurical® permettent actuellement de réaliser une audiométrie directement en SPL.

B) Les seuils SPL au tympan « le SPLogramme »

a. Méthode DSL

Le SPLogramme peut être défini comme étant un audiogramme en dB SPL mesuré dans le conduit. C'est un terme apparu au début des années 90 par des chercheurs (Seewald RC ; Zelisko DL) qui voulaient pouvoir comparer les seuils auditifs des patients avec le gain fourni par les aides auditives. C'est lors de la naissance de la méthodologie DSL que ce terme est apparu.

Le SPLogramme est utilisé pour relever les paramètres nécessaires à l'application de la méthode DSL. C'est un diagramme où l'on va retrouver des données exprimées en dB SPL en fonction de la fréquence. Contrairement à un audiogramme classique, sur le SPLogramme, on monte en intensité quand on va vers le haut sur l'échelle verticale.

³ <http://www.france-acouphènes.org>

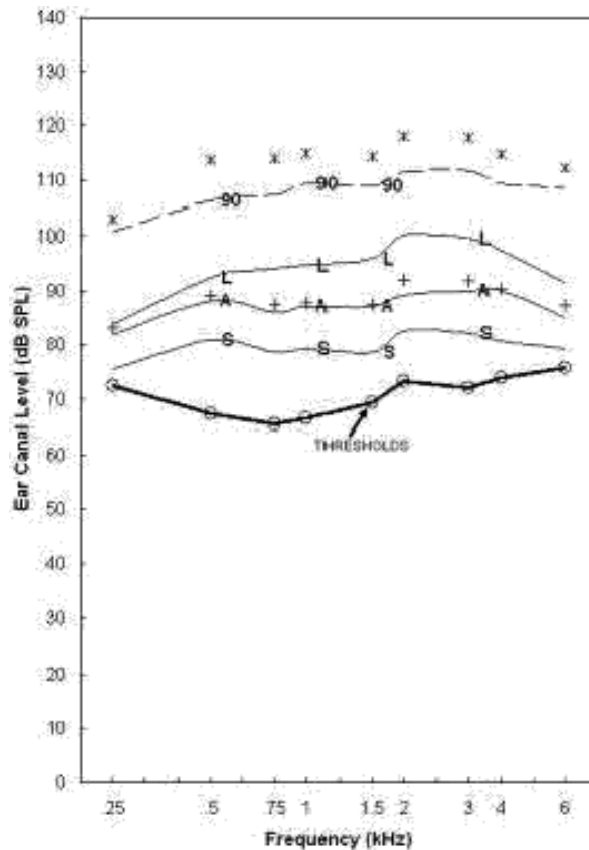


Fig 3: Exemple d'un SPLogramme établi pour un enfant atteint d'une perte auditive moyenne entre 250Hz et 6KHz extrait du site DSL® m(i/o) v5⁴⁵

Sur ce graphique (fig 3), on peut lire les fréquences en abscisse et le niveau de pression sonore (dB SPL) dans l'oreille du patient en ordonnée.

Le trait noir représente le seuil auditif du patient oreille nue. Les astérisques définissent les seuils d'inconfort. L'espace entre ces deux courbes va représenter l'aire auditive résiduelle du patient. C'est dans cet espace que l'on doit ajuster le gain de l'appareil selon le niveau du signal émis. Le but de la manœuvre est de faire rentrer la dynamique d'un sujet normoentendant dans la dynamique résiduelle du patient sans dépasser le seuil d'inconfort. Les + vont représenter les cibles du niveau de parole amplifié pour un son moyen. La courbe en traits pointillés annotée 90 va cibler le niveau de sortie de l'aide auditive à ne pas dépasser.

Enfin, les 3 courbes notées S, A et L sont les niveaux de parole mesurés au tympan sur l'oreille appareillée pour des niveaux d'entrée faibles (Soft) moyens (Average) et forts (Loud).

⁴ <http://www.dslio.com>

⁵ Document interacoustics Claus Elberling : Visible Speech module

Avantages du SPLoGramme:

- ✓ Tous les paramètres sont en dB SPL (données audiométriques et électroacoustiques).
- ✓ Le SPL donne une idée plus réaliste.
- ✓ On visualise sur le même graphe le seuil auditif et la dynamique résiduelle du patient (seuils supralinaires). Le tout en DB SPL.
- ✓ On peut analyser de façon objective la dynamique résiduelle du patient.

L'estimation des seuils SPL au tympan dépend principalement du transducteur utilisé.

b. Coupleurs :

Avant de pouvoir effectuer des mesures dans l'oreille du patient, il était impossible d'appréhender le niveau sonore au fond du conduit et savoir précisément le niveau de pression acoustique délivré au niveau du tympan. Il a fallu trouver un substitut à l'oreille humaine et créer une oreille artificielle que l'on a appelé coupleur.

Le coupleur représente un volume moyen entre la sortie d'un écouteur et le tympan. Il existe plusieurs formes de coupleur, qui vont chacun avoir un volume différent.

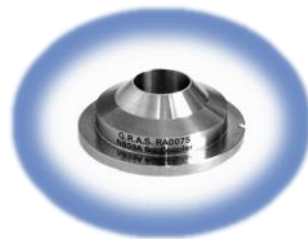


Fig 4 : Coupleur 6cc NBS 9A normalisé ANSI S 3.7 – 1995⁶

Le coupleur de 6 cm³ va correspondre au volume de la conque et du conduit auditif externe. C'est le transducteur utilisé pour étalonner le casque par exemple.



Fig 5 : Coupleur 2cc normalisé IEC 126 et ANSI S3.7-1973⁷

⁶ <http://www.gras.dk/00012/00058/00165/00171/>

⁷ <http://www.gras.dk/00012/00058/00165/00171/>

Le coupleur de 2cm³ est supposé correspondre au volume résiduel du conduit auditif externe adulte seul. C'est le plus utilisé en audioprothèse. Il va servir à étalonner les inserts.

Il existe d'autres « oreilles artificielles » représentant différents volumes (1,26cc, 0,6cc, 0,4cc) mais nous utiliserons principalement le coupleur 2cc.

Le coupleur 2cc permet, en le reliant aux appareils auditifs, de simuler une adaptation prothétique en travaillant sur une chaîne de mesure.

L'aide auditive est placée dans un caisson. On émet dans le plan du microphone de la prothèse une certaine pression acoustique à une fréquence donnée et on va recueillir la pression acoustique de sortie recueillie par la membrane microphonique du coupleur. La différence entre les deux valeurs sera le gain de la prothèse au coupleur.

Le coupleur 2cc va également servir à étalonner les inserts.

c. Conversion au casque

1 étape : conversion des seuils HL aux seuils SPL au coupleur :

Rappel :

Pour le casque, il est étalonné sur un coupleur 6cc. Les inserts, eux, sont étalonnés sur le coupleur 2cc. Pour étalonner chaque transducteur, le niveau de pression acoustique de chaque fréquence doit se rapprocher au maximum du seuil relatif d'audition à 0 dB HL.

Pour cela on utilise une fonction de transfert :

RETSPL (Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level) :

Ce sont des niveaux équivalents qui doivent être obtenus au coupleur.

Ils vont permettre de passer d'un seuil HL à un seuil SPL au coupleur et vice versa.

Il existe plusieurs casques ou inserts que l'on peut relier à différents coupleurs. Ils vont chacun avoir un niveau de référence spécifique. Les normes vont établir plusieurs valeurs selon le type de transducteur utilisé et en fonction du coupleur utilisé.

On va utiliser des tables de conversion normalisées selon l'ANSI S3.6 et l'ISO 389 dont les valeurs sont retranscrites dans les annexes.⁸

Ces données nous permettent de passer d'un niveau HL à un niveau SPL au coupleur mais ce que l'on recherche pour un SPLogramme est le gain fourni à l'oreille individuelle du patient et plus précisément au niveau de son tympan.

Il faut donc ajouter une autre valeur de transfert qui va permettre de passer du coupleur au tympan en tenant compte des variabilités acoustique spécifiques à chaque conduit auditif.

⁸ Annexe 1 et 2 : Tables de conversion HLSPL

2^e étape, précision du niveau SPL au tympan :

Si le coupleur d'étalonnage du casque TDH (6cc) ou bien de l'insert (2cc) représentait le volume universel du conduit auditif, la norme ISO 389⁹ donnerait les niveaux exacts au tympan en dB SPL mais ce n'est pas le cas... Il faut donc ajouter des facteurs correctifs entre le coupleur et l'oreille réelle pour estimer le seuil « au tympan ».

Il existe plusieurs moyens de convertir un audiogramme en décibel SPL.

X.DELERCE et A.GAULT ont regroupé les diverses possibilités d'estimer les seuils SPL au tympan, certaines normalisées et d'autres non.¹⁰

MAF : (« Minimum Audible Field ») c'est le niveau de pression (SPL) minimum pour un son pur déclenchant une sensation auditive. Cette valeur est mesurée en champ libre, à la position de la tête mais en l'absence du sujet¹¹. Généralement, il est déterminé pour un sujet faisant face à la source, à une distance de 1 mètre et en écoutant avec les deux oreilles. Le MAF est normalisé selon l'ANSI S1.10-1966(R1986). Il est mesuré dans une chambre anéchoïque pour éviter au maximum les phénomènes d'ondes réfléchies.

MAP (« Minimum Audible Pressure ») il est, pour une fréquence donnée, le niveau SPL au tympan du son pur déclenchant la sensation auditive. Le MAP est estimé à partir du MAF normalisé.

MAF monaural au tympan : il s'agit du MAF auquel sont appliquées plusieurs pondérations. L'une permet de passer d'une valeur binaurale à une valeur monaurale (soit une détérioration des seuils de 1,7dB à chaque fréquence)¹². L'autre pour passer du niveau de Champ Libre au niveau du tympan (Free Field to Eardrum) équivalent à la résonance du conduit auditif nu, ou gain étymotique.

⁹ Annexe 1 et 2 : Tables de conversion HLSPL

¹⁰Annexe 3 : Arbre des différentes possibilités d'estimation ou de mesure directe des seuils en dB SPL au tympan

¹¹123 Hearing Thresholds, **W.1 YOST and M.C Killion**

¹²<http://www.etymoticresearch.com/publications/erl-0060-1978.pdf>

Le MAF découle du MAP et vice versa :

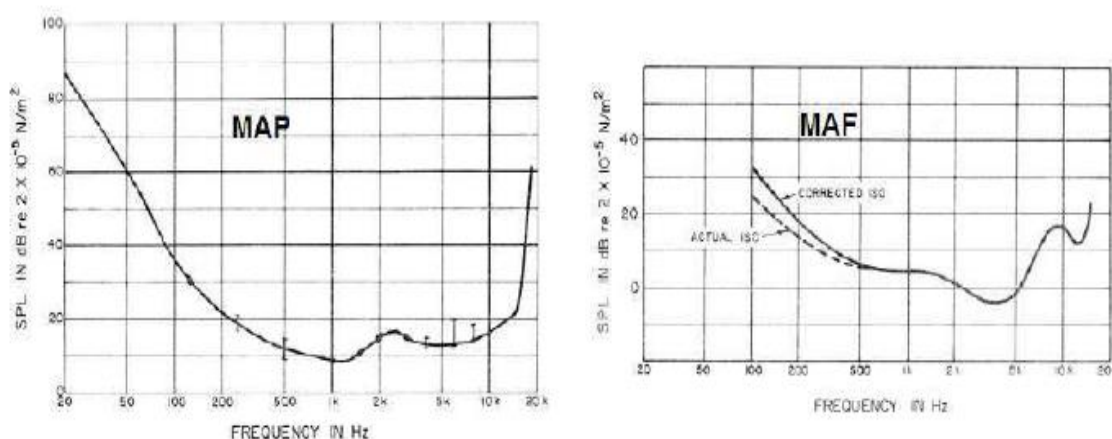


Fig 6 : MAP monaural et MAF binaural Killon en 1978

6cc-to-Eardrum : Valeurs en décibel en fonction de la fréquence pour passer du coupleur 6cc au tympan. Plusieurs études dans les années 80 ont montré que les écarts de niveaux de pression acoustique entre le coupleur 6cc et le tympan pouvaient atteindre 6dB entre 250-2000Hz et plus de 12 dB pour les fréquences supérieures à 4000Hz (Cox 1986) et cela pour 95% des sujets testés. C'est pourquoi plusieurs chercheurs (Cox, Bentler, Pavlovic) ont établi des constantes pour passer du coupleur au volume individuel de l'oreille du patient (coupleur-to-ear-canal-entrance + ear-canal-entrance-to-eardrum). C'est en quelque sorte l'équivalent du RECD mais pour le casque excepté que l'on ne peut pas le mesurer.

REDD (« Real-Ear to Dial Difference ») : C'est la différence en dB pour chaque fréquence entre le niveau SPL mesuré au tympan et le niveau HL donné par l'audiomètre. Habituellement, on utilise des REDD statistiques. Soit données par la norme ANSI S3.6-1989 ou moyennées selon différentes méthodologies de réglages NAL-NL1 ou DSL (i/o). La méthode NAL a réalisé, sur des milliers de patients, une mesure du REDD. Ils ont ainsi déterminé un REDD moyen (que l'on ajoute aux valeurs de seuils HL pour estimer un seuil SPL au tympan).

	500 Hz	750 Hz	1 KHz	1,5 KHz	2 KHz	3 KHz	4 KHz
MAF _{monED}	9,5	9,3	8,5	9,8	14,7	14,1	12,1
MAF _{monED'}	9,3	9,0	8,3	9,7	14,5	14,3	12,4
REDD _{DSLm(i/o)}	15,1	11,3	10,3	11,2	15,3	18,2	17,1
REDD _{NAL-NL1}	11,7	10,5	9,5	10,7	15,9	15,6	13,4

Tableau 1 : Principaux seuils absolus et fonctions de transfert utilisés par les industriels de l'audioprothèse pour l'établissement d'un SPLogramme (issu du mémoire de Nadège DURAND « Conversion de données audiométriques HL en seuils SPL « au tympan » : la mesure de la pression acoustique dans le conduit auditif s'impose-t-elle ? » 2010).

Certaines chaînes de mesure peuvent réaliser l'audiométrie en SPL de manière indirecte en mesurant le REDD.

C'est ce que le fabricant GN Otometrics® a intégré sur sa chaîne de mesure Aurical® par exemple bien que leur nouvelle chaîne Freefit n'en soit pas équipée. Pour cela, on utilise un système tout intégré : la sortie du Haut-parleur et la sonde microphonique sont combinées dans l'insert (nommé ME-intra). On mesure la différence entre le niveau atteint en fond de conduit et celui envoyé par la sonde. Il faut envoyer un signal à forte intensité (70-80 dB SPL) pour éviter tout problème de bruit de fond. L'étanchéité est assurée par des canules en silicone (équivalentes à celles utilisées pour les mesures de tympanométrie chez l'ORL) et ce même coupleur est utilisé pour mesurer le REDD et le seuil audiométrique, ainsi la fonction de transfert reste cohérente avec l'audiométrie.

Hormis le REDD mesuré, aucune de ces méthodes ne permet de mesurer précisément le seuil en SPL au niveau du tympan. Ce sont des valeurs statistiques donc elles ne prennent pas en compte les variabilités interindividuelles de chaque patient. De nombreuses études ont montré les écarts qui existent entre le niveau envoyé par un écouteur et celui réellement recueilli au niveau du tympan. Les disparités restent très importantes comme l'illustre le graphique suivant :

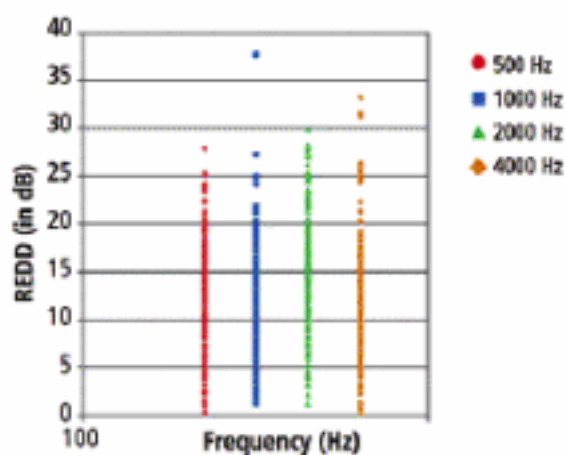


Fig 7 : Ecarts entre le niveau mesuré en fond de conduit en dB SPL et le niveau envoyé au casque en dB HL (REDD) mesurés sur 435 patients.¹³

¹³ Keller JN. Loudness discomfort levels: a retrospective study comparing data from Pascoe (1988) and Washington University School of Medicine. Thèse de doctorat en audiologie. Washington; 2006

Voici un récapitulatif des différents systèmes de conversion pour passer d'un seuil HL mesuré au casque, à un niveau estimé SPL « au tympan »

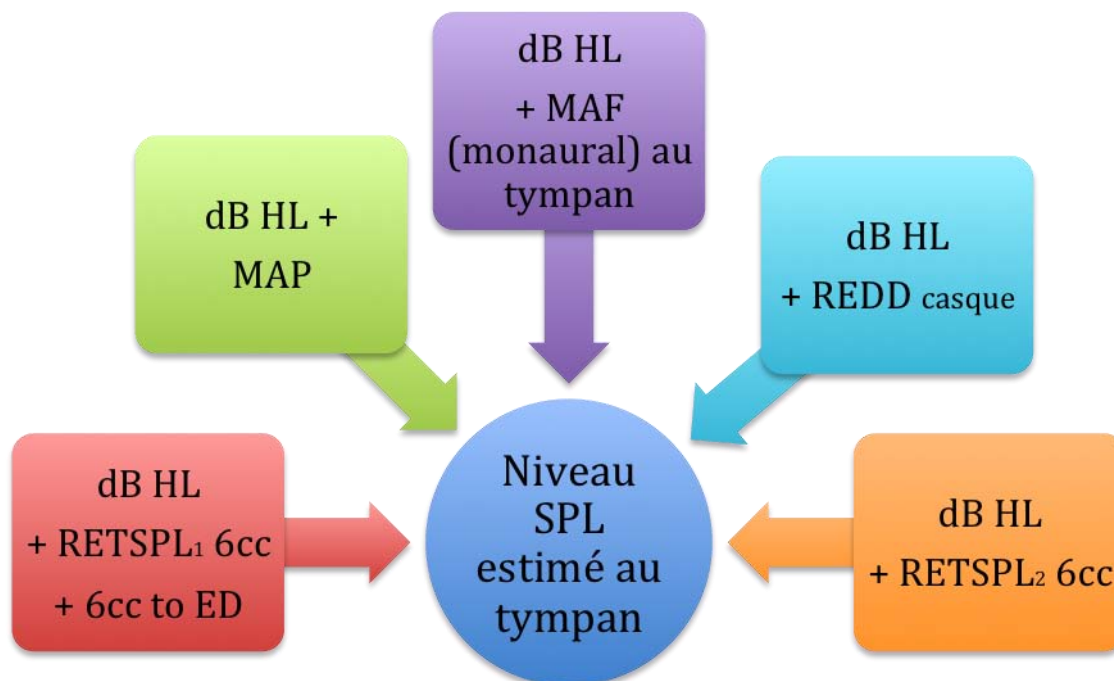


Fig 8 : Fonctions de transferts utilisées pour passer d'un seuil HL mesuré au casque à un seuil SPL estimé au tympan.

d. Conversion aux inserts

L'avantage évident des inserts est qu'ils sont étalonnés sur coupleurs 2cc. Le volume d'étalonnage étant plus petit que pour un coupleur 6cc, les approximations pour estimer les seuils auditifs HL en dB SPL au tympan sont plus faibles.

Nous allons nous concentrer sur les transferts en partant d'une audiométrie aux inserts puisque c'est là qu'intervient la mesure du RECD.

Cité un peu plus haut, les RETSPL déterminent les niveaux équivalents qui doivent être obtenus au coupleur. Les niveaux sont ajustés de manière à se rapprocher au maximum du seuil normal d'audition lorsqu'on envoie 0 dB HL à l'audiomètre. Pour les inserts, il existe trois listes de RETSPL. Les corrections à apporter seront différentes suivant les configurations de coupleur 2cc utilisées : en configuration contour (HA 2), en configuration intra (HA 1) ou bien le simulateur d'oreille occluse (IEC 711)

CDD (« Coupleur to Dial Difference ») : est la différence entre le coupleur et la valeur affichée à l'audiomètre pour un son pur envoyé à 0 dB HL. Il est analogue au RETSPL

mais peut être utile dans le cas où l'audiomètre ne serait pas étalonné. Il est donc supposé être proche du RETSPL mais pas forcément identique. Il va aussi dépendre de la fréquence et du transducteur utilisé.

Voici le récapitulatif des fonctions de transfert utilisées en partant d'une audiométrie aux inserts pour estimer le seuil SPL « au tympan » :

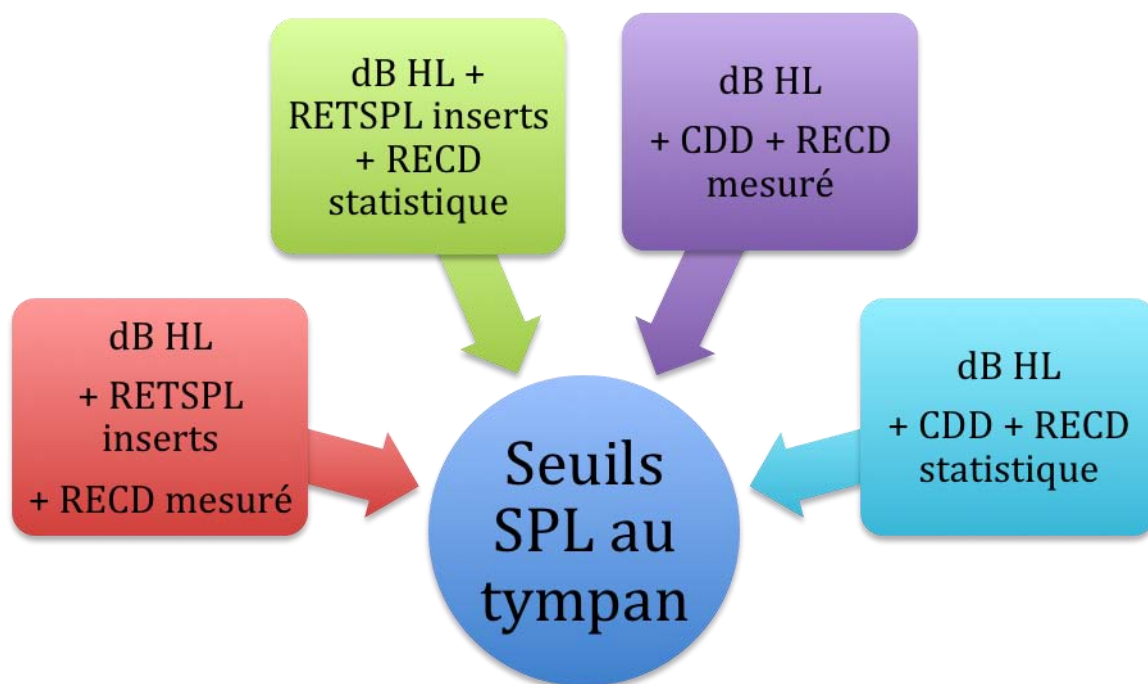


Fig 9 : Fonctions de transfert utilisées pour passer d'un seuil HL mesuré aux inserts à un seuil SPL estimé au tympan.

Ces étapes sont effectuées par le logiciel d'appareillage et ne demandent ni mesure ni calcul de la part des audioprothésistes. Lorsque les données ont été transformées en dB SPL au coupleur, il s'agit de préciser les seuils « au tympan ». C'est ici qu'intervient la mesure du RECD.

C) Le RECD (Real Ear to Coupleur Difference)

a. Principe

Le RECD (Real Ear to coupleur Difference) en français, c'est la différence en Décibel et en fonction de la fréquence, entre le niveau de pression pour un même signal mesuré dans l'oreille réelle et celui du coupleur 2cc (PUMFORD et SINCLAIR, 2001)¹⁴

Rappelons que les inserts sont étalonnés sur des coupleurs 2cc.

¹⁴ <http://www.audiologyonline.com/articles/real-ear-measurement-basic-terminology-1229>

Le volume 2cc représente la moyenne de la cavité résiduelle comprise entre l'embout et le tympan. Le RECD permet d'ajouter et de tenir compte des caractéristiques individuelles de chaque patient.

Si tout était parfait, le volume de l'oreille serait équivalent à celui du coupleur 2cc censé représenter une cavité résiduelle moyenne. On aurait donc des conversions en niveau de pression au tympan équivalentes aux valeurs du RETSPL2cc.

De même si l'audiomètre était parfaitement étalonné, les valeurs du CDD seraient égales au RETSPL2cc.

Malheureusement chaque oreille et chaque audiomètre possèdent leurs propres caractéristiques qui influent sur le niveau de pression au tympan.

✓ *Fonction de transfert*

L'intérêt particulier de la mesure du RECD est de pouvoir préciser individuellement le seuil SPL au tympan à partir d'une audiométrie aux inserts.

Comme nous l'avons vu dans les schémas en première partie, les conversions HL>SPL obtenues à l'arrivée dépendent principalement du transducteur utilisé pour l'audiométrie. Les conversions basées sur des valeurs statistiques sont valables pour un conduit auditif standard mais on ne tient pas compte des variabilités interindividuelles de chaque conduit auditif.

La mesure du RECD va permettre d'ajouter cette caractéristique individuelle.

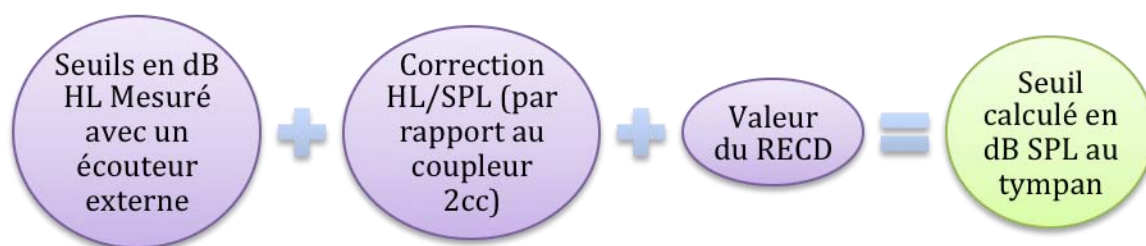


Fig 10 : Schéma indiquant comment obtenir un seuil en dB SPL au tympan.

Les disparités entre les niveaux de pression mesurés au tympan sont très grandes. L'impact sur les réglages est donc considérable.

Pour réaliser une mesure du RECD, on envoie un son en balayage fréquentiel avec les écouteurs inserts.

- On mesure sur l'oreille réelle le niveau de pression acoustique grâce à une sonde reliée au casque in vivo.

- On effectue la même mesure dans le coupleur 2cc.

La soustraction des deux mesures donne la différence entre l'oreille réelle et le coupleur 2cc : le RECD

Il est très important d'utiliser le même écouteur pour la mesure dans l'oreille et celle au coupleur sans quoi les valeurs seront faussées¹⁵ (Munro, 2005)

b. Utilité et influence sur les réglages

Une étude menée par G.H SAUNDERS et D.E MORGAN sur 1814 oreilles a montré que pour l'émission d'un signal fixe, les niveaux mesurés au tympan pouvaient varier de plus de 40 dB.

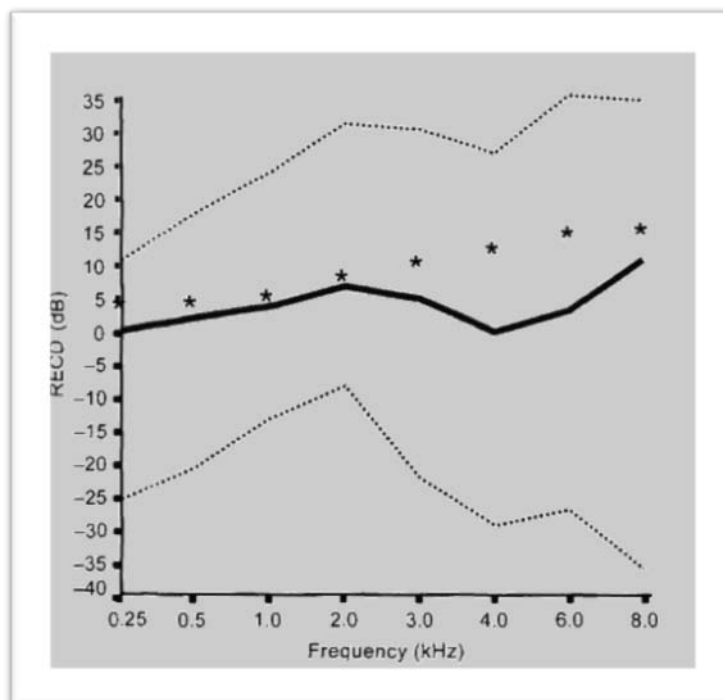


Fig 11 : Variabilité des mesures de RECD étudiées sur 1814 oreilles par G.H SAUNDERS et G.H MORGAN¹⁶. En pointillé les valeurs minimums et maximums de RECD. En gras, la valeur moyenne des mesures comparées aux valeurs moyennes (en astérisque) établies par BENTLER et PAVLOVIC¹⁷.

✓ *Précision des seuils*

Le RECD permet de préciser les cibles de gain en fonction du niveau d'entrée. La valeur du RECD va être ajoutée directement aux valeurs HL pour établir le seuil en SPL. Or les algorithmes utilisés pour nous fournir les cibles de gain vont se baser sur le seuil en SPL. La formule NAL et DSL pour ne citer que ces deux modifient leurs cibles en fonction de nombreux paramètres :

¹⁵ Munro KJ, TOAL S. Measuring the real-ear to coupler difference transfer function with an insert earphone and a hearing instrument: are they the same? Ear Hear.2005 Feb

¹⁶ Intégration de la RECD dans le processus d'adaptation prothétique ; Focus 33 Phonak

¹⁷ <http://saha.searle.northwestern.edu/bibcat/pdf/763.pdf>

- le type de transducteur utilisé pour l'audiométrie,
- l'âge du patient,
- la forme de l'appareil (BTE, CIC, RITE),
- la taille de l'évent,
- si l'adaptation est monaurale ou binaurale,
- en fonction du nombre de canaux de réglages dont dispose l'appareil... etc

Le type de RECD mesuré sera également pris en compte.

Tous ces paramètres doivent être précisés pour avoir des cibles de réglages les plus précises possibles. Un écart de 20 dB ne sera pas sans conséquence sur la correction à apporter.

Si le RECD est positif, la pression au fond de l'oreille est plus importante que sur le coupleur. Le gain au fond de l'oreille sera plus élevé. Il faudra donner moins d'amplification lors des réglages au coupleur. C'est le cas chez des enfants qui présentent des conduits plus petits que celui d'un adulte. .

Si au contraire, le RECD est négatif, c'est que le niveau de pression au fond de l'oreille sera moins important que sur le coupleur. Ainsi il faudra plus d'amplification pour arriver à un niveau de sortie équivalent. Le RECD est rarement négatif, sauf dans d'une mauvaise étanchéité de l'embout ou d'une fuite des basses fréquences par l'évent. On trouve des RECD très faibles voir négatifs lorsque le conduit est très large (cavité d'évidement) ou lorsqu'il présente une perforation tympanique.

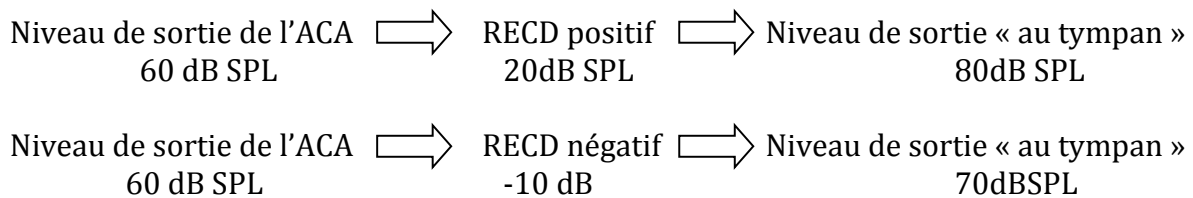


Fig 12 : Effet de la valeur du RECD

Le rôle du RECD va être d'autant plus utile dans le cas où l'appareil auditif sera réglé sur un coupleur.

Régler un appareil auditif sur coupleur peut s'avérer très bénéfique parce que certains patients ne peuvent pas rester suffisamment longtemps immobiles pour adapter l'appareil sur l'oreille. C'est principalement le cas pour les nourrissons ou les jeunes enfants turbulents.

✓ ***Le RECD Fondamental chez les enfants***

On sait maintenant dépister une surdité dès la prime enfance. L'ensemble des résultats des méthodes modernes peut ensuite en fournir une description complète. Les données audiométriques ainsi obtenues pour chaque oreille permettent de donner l'amplification nécessaire pour chaque enfant. Le dépistage est la première des étapes qui compose le processus de réhabilitation prothétique. Elles fournissent les bases acoustiques qui accompagneront l'enfant tout au long de sa vie.

Nous avons les moyens techniques de mesurer directement les performances des aides auditives dans les oreilles même des nourrissons ou des jeunes enfants. C'est là qu'intervient la mesure in vivo.

Il y a plusieurs différences cruciales entre l'appareillage de l'adulte et celui d'un jeune enfant. Notamment les caractéristiques acoustiques de l'oreille externe. En effet celles des jeunes enfants s'écartent beaucoup de celles de l'adulte moyen.

Il en résulte que **la même aide auditive, avec le même réglage, donnera des résultats très différents dans l'oreille d'un adulte et dans celle d'un nourrisson ou d'un jeune enfant.**

Il faut tenir compte de cette différence importante pour appareiller ces derniers.

C'est ici que la mesure du RECD prend tout son sens. Chez le nourrisson le conduit auditif est très différent de celui d'un adulte. Le volume du CAE affecte le niveau de pression reçu au niveau du tympan. **Plus le volume de l'oreille externe est grand, moins le niveau de pression au tympan est élevé et vice versa** (Feigin et al, 1989).¹⁸ C'est la résultante de la loi Boyle-Mariotte.

Pour les réglages pédiatriques, il faut tenir compte des effets que produisent un plus petit volume sur l'intensité du son délivré dans l'oreille du nourrisson ou du jeune enfant.

Leur conduit auditif externe est beaucoup plus court et plus étroit. Le volume en est donc fortement diminué. A la naissance la longueur moyenne d'un conduit auditif externe est de 14mm (de l'entrée du conduit jusqu'au tympan). Le conduit grandit aussi vite que l'enfant en particulier dans la première année de vie. Ils atteignent la taille d'un conduit adulte à environ 7 ans. Parce que le volume du conduit auditif externe évolue très vite dans la première année de vie, l'embout doit obturer totalement l'oreille externe quitte à prendre plus de place que nécessaire dans le but d'avoir une étanchéité maximale. Cela engendre un rétrécissement de la cavité résiduelle comprise entre la sortie de l'embout et le tympan. Pour un niveau de pression SPL équivalent, le niveau sera forcément plus élevé pour une cavité résiduelle réduite.

Le conduit auditif externe peut être assimilé à un résonateur $\frac{1}{4}$ d'onde. On peut

¹⁸ Intégration de la RECD dans le processus d'adaptation prothétique ; Focus 33 Phonak

déterminer la longueur moyenne du CAE en fonction de la fréquence du pic de résonance : la fréquence de résonance a lieu où la longueur du tube est égale au quart de l'onde.

$$\lambda = ct \text{ ou } \lambda = c/f$$
$$L = \lambda/4$$

$$L = c/4f \text{ ou } f = c/4L$$

c=célérité du son (340 m/s) ;

t=Période en seconde ;

f=fréquence en Hertz (Hz) ;

L=Longueur du CAE « m »

La résonance du conduit auditif rend l'oreille humaine très sensible aux environs de 3000 Hz (fréquence de résonance pour un conduit « normal »). Cette sensibilité supplémentaire correspond à environ 10 à 20 dB. Ce phénomène est d'autant plus accentué pour les niveaux faibles. Cependant, la présence d'une aide auditive dans l'oreille va modifier ce phénomène de résonance. Par conséquent, une aide auditive va devoir fournir une amplification plus importante aux environs de 3000 Hz, afin de compenser la perte de sensibilité. Pour les enfants, la résonance étant décalée vers les aigus, il va falloir combler ce déficit en allant amplifier des fréquences au-delà de 3KHz.

✓ *Influence sur les réglages*

La mesure du RECD peut dorénavant être prise en compte par la plupart des logiciels des fabricants. Elle aura un impact sur les cibles de réglages et le gain à fournir par les aides auditives.

Prenons le cas d'un RECD très faible voire négatif. Le niveau de sortie « au tympan » sera alors très inférieur de celui d'une oreille normale. Il faudra donc amplifier davantage le gain de l'aide auditive pour une correction équivalente à celle d'une oreille « normale ». Lorsque l'on visualise le gain sur un coupleur 2cc, la différence est très significative. On doit fournir un gain nettement supérieur à la normale au coupleur pour aller corriger la perte auditive dans l'oreille réelle.

Les fuites acoustiques engendrées par un RECD négatif doivent être compensées en forçant le gain de la prothèse auditive.

Inversement pour un RECD plus élevé que la normale. Si le RECD est très grand, le niveau de sortie au niveau du tympan sera très élevé. Il faudra donc fournir beaucoup moins de gain à la prothèse auditive pour corriger une perte équivalente dans une oreille « normale ». Ici le risque est d'autant plus important et il doit absolument être pris en compte dans les réglages de la prothèse auditive. Le risque est de sur-corriger la perte auditive d'un patient et d'abîmer les cellules ciliées de l'oreille interne.

Le RECD est plus élevé que la normale dans les petits conduits auditifs. Ce sont donc les

enfants qui sont les premiers concernés par ce problème. Si l'on fournit trop de gain dans l'oreille du patient cela risque d'endommager son oreille interne et à défaut de corriger sa perte auditive, on l'aggravera.

Lorsque l'on visualise le gain à fournir au coupleur 2cc, il sera très inférieur à la normale puisque dans l'oreille réelle, l'amplification sera naturellement plus importante.

c. Les différentes méthodes de mesures du RECD

✓ **RECD statistiques**

Il existe des données statistiques fournies par plusieurs méthodes de réglages (NAL ou DSL) qui intègrent ces variations dans leur formules pour établir leurs cibles de gain mais encore une fois il existe de grandes disparités entre les valeurs moyennes et celles mesurées.

Si aucune manipulation n'est effectuée, les algorithmes prennent en compte des valeurs statistiques. Ces valeurs sont souvent issues d'une moyenne mesurée sur un certain nombre de patients. Ces différences sont d'autant plus élevées chez les jeunes enfants.

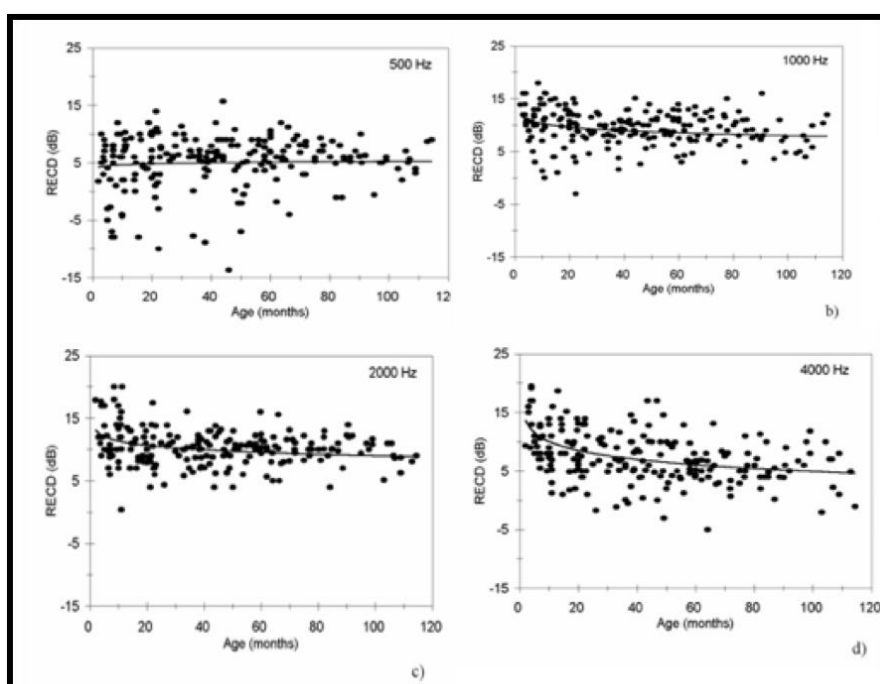


Fig 13 : RECD en Décibel mesurés avec l'embout sur mesure des nourrissons en fonction de l'âge (en mois) et de la fréquence. Extrait du site « my baby's hearing »¹⁹
Concernant les fabricants étudiés, le RECD statistique utilisé va dépendre de l'âge du

¹⁹ <http://www.babyhearing.org/Audiologists/verification/probemicrophone.asp>

patient et du type d'appareil utilisé.

Les valeurs estimées de RECD qui sont régulièrement utilisées dans l'appareillage pédiatrique sont basées sur une moyenne statistique des 12 premiers mois. L'équipe de DSL a établi différentes valeurs statistiques de RECD en fonction de l'âge du patient. Elles ont été mesurées en utilisant une sonde in vivo. Les valeurs sont retranscrites dans le graphe ci-dessous :

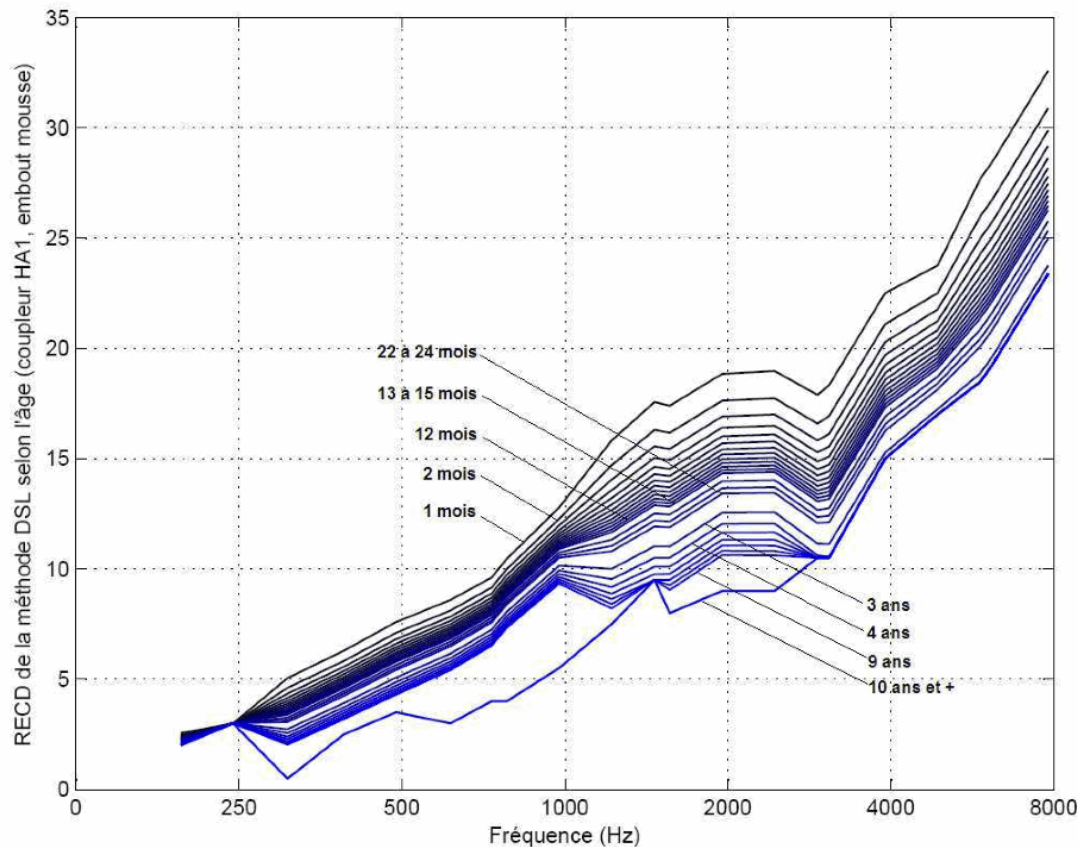


Fig 14 : Valeurs statistiques utilisées par la méthode DSL en fonction de l'âge du patient en utilisant un embout mousse et un coupleur dédié aux intras (HA1)

Le but a été de développer une valeur normalisée de RECD. Les valeurs seront différentes si l'on utilise un embout sur mesure. De nombreuses études comme celle menée par BAGATTO, SCOLLIE, SEEWALD, MOODIE et HOOVER en 2002²⁰ montrent qu'en vue des écarts mesurés entre les différents sujets, les données déduites en fonction de l'âge (en mois) sont peu précises (à 5dB près pour 95 % des oreilles).

C'est pourquoi ils ont conclu que les valeurs moyennes estimées du RECD en fonction de l'âge ne devraient pas être utilisées pour remplacer la mesure individuelle. Les RECD prédits seront toujours plus approximatifs qu'une mesure personnelle mais ils

²⁰ Bagatto MP, Scollie SD, Seewald RC, Moodie KS, Hoover BM. Real-ear-to-coupler difference predictions as a function of age for two coupling procedures. J Am Acad Audiol, Sept 2002

peuvent tout de même apporter un plus au niveau de la précision du seuil lorsque la mesure est impossible.

✓ *RECD Mesuré*

La mesure du RECD peut se faire à partir de plusieurs coupleurs :

- Par l'embout du patient,
- Par l'embout mousse,
- Par l'aide auditive.

1) MESURE PAR L'EMBOUT DU PATIENT



Fig 15 : Mesure du RECD par l'embout du patient extrait du blog de l'audioprothésiste.

Cette mesure est la plus longue et la plus délicate à réaliser. Il faut brancher un tube flexible de 84mm entre l'extrémité du tube de l'embout et le microphone du casque in vivo. Le stimulus est envoyé en champ libre. Pour que la mesure soit fiable, le patient doit rester immobile face au haut parleur. L'utilité principale de mesurer le RECD par l'embout est que l'on se place dans les conditions directes de son utilisation.

2) MESURE PAR L'EMBOUT MOUSSE

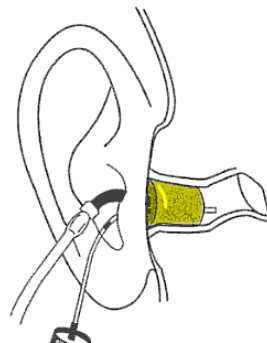


Fig 16 : Mesure du RECD par l'embout mousse.

L'embout mousse est placé dans le conduit auditif du patient, relié à l'écouteur insert

EAR-TONE. Le stimulus est envoyé directement dans l'oreille du patient et la sonde in vivo en silicone recueille la valeur du RECD en fond de conduit. Ce sera la méthode utilisée pour le protocole car elle est rapide, très reproductible et logique puisque l'on réalise l'audiométrie avec le même embout.

3) MESURE PAR L'AIDE AUDITIVE



Fig 17 : Mesure par l'aide auditive (« RECD Direct » de Phonak à droite et mesure in vivo chez Widex à gauche)

Ces mesures se déroulent en une seule étape. Les valeurs des coupleurs sont préenregistrées dans les appareils auditifs. Pour cette mesure, une sonde, placée dans le conduit auditif, est reliée au sabot de la prothèse ainsi le stimulus envoyé par l'aide auditive est directement recueilli en fond de conduit.

✓ *RECD Simulé*

Le RECD peut également être prédit lors du test anti-Larsen. C'est ce qu'on appelle un RECD simulé. La première étape est de préciser la taille et la forme de l'évent. La seconde est d'effectuer le test anti-Larsen. L'algorithme de conversion utilisé par le logiciel fabricant pourra alors prédire une valeur estimée du RECD et l'intégrer dans le processus d'appareillage. L'ajustement fin sera plus efficace et se basera sur une estimation plus exacte qu'un RECD statistique.

II. Matériel et méthode

Un audioprothésiste est un professionnel de l'audition. Il se doit d'être équipé de matériel spécifique utilisé dans des conditions réglementées pour effectuer correctement son métier.

A) L'audiométrie

Pour régler un appareil auditif, on se base en premier lieu sur le seuil auditif. Ce seuil nous permet d'évaluer l'importance d'une perte auditive.

Pour établir les seuils auditifs du patient, il existe diverses méthodes.

Il y a les mesures objectives qui ne nécessitent pas la participation du sujet (les PEA (potentiels évoqués auditifs), les otoémissions acoustiques (utiles dans le dépistage précoce d'une surdité) ou encore l'ASSR (Auditory Steady-State Response) et les subjectives qui nécessitent leur participation active.

Les mesures objectives que l'on peut qualifier d'intrinsèques, sont principalement utilisées chez les très jeunes enfants qui ne peuvent communiquer de réponses au testeur.

L'audioprothésiste se base généralement, lorsque c'est possible, sur des mesures subjectives. Il pourra prendre en compte les seuils tonals liminaires (seuil auditif) et supra liminaires (niveau de confort ou d'inconfort par exemple).

a. Principe

Le but est de rechercher le seuil liminaire du patient, à savoir **le plus petit son qui permet de lui déclencher une sensation auditive.**

On va pour cela effectuer un balayage fréquentiel et rechercher l'intensité du plus petit son qu'il puisse percevoir fréquence par fréquence. Il faut bien expliquer les consignes du test au patient car tout le reste de l'adaptation prothétique repose sur cet examen. Celui-ci étant subjectif, il va dépendre de l'attention, de la fatigue, du bruit ambiant, etc.

La recherche des seuils liminaires se fait par l'intermédiaire d'un audiomètre. Il peut être séparé ou bien directement relié à la chaîne de mesure. Le potentiomètre des audiomètres courants est gradué de 5 en 5dB.

On teste d'abord la meilleure oreille. La fréquence 1000 Hz est la première testée. Par habitude le stimulus est envoyé quelques secondes à intensité confortable pour que le sujet l'identifie, puis, à partir du 0, l'intensité est augmentée de 5 en 5dB jusqu'à la réponse du sujet. Cette méthode est appelée technique ascendante. On utilisera des sons pulsés ou bien wobulés dans le cas où le patient présente de sévères acouphènes.

Pour les patients plus âgés ou qui sont plus lents à réagir, on utilisera la méthode descendante. Cette technique consiste à diminuer l'intensité du stimulus jusqu'à ce que celui-ci disparaisse.

La technique ascendante est privilégiée car elle est plus précise que le seuil descendant.

Dans notre activité, les principaux transducteurs utilisés pour la recherche des seuils audiométriques sont le casque et les inserts. On peut dorénavant réaliser une audiométrie directement par les aides auditives.

Les transducteurs utilisés dans l'adaptation prothétique sont normalisés mais encore

faut-il qu'ils soient correctement étalonnés dans des conditions spécifiées par la norme. La marche à suivre pour l'étalonnage des transducteurs est établie par la norme ANSI S3.6 – 2004. Les écouteurs vont être étalonnés sur des coupleurs qui vont représenter le volume moyen de la cavité résiduelle entre l'écouteur et le tympan.

b. Transducteurs

- **Casque :**



Fig 17 : Casque HDA 200 servant aussi pour les audiométries Hautes fréquences.²¹

Le casque est le transducteur de loin le plus utilisé pour les mesures audiométriques. Il peut-être raccordé soit à un audiomètre, ou bien à la chaîne de mesure. Le casque va être étalonné sur un coupleur spécifique d'un volume 6cc. Ce coupleur va donc prendre en compte le conduit auditif externe plus le volume de la conque.

Il est logique de déduire que **plus le coupleur est grand, plus la variabilité du volume avec une oreille réelle est importante.**

Dans notre protocole d'étude, nous utiliserons des écouteurs reliés à des mousses. Ce type de transducteur se nomme « inserts »

- **Inserts :**



Fig 18 : E-A-R TONE 5A muni de ses différentes mousses de couplage²²

²¹ www.sonici.com

²² www.MEDI.cc

Il existe plusieurs types d'écouteurs inserts (3A et 5A) mais les EAR-TONE 3A ont été retirés du marché en France depuis peu.

Ils vont être étalonnés tout comme le casque sur un coupleur sauf que la cavité résiduelle prise en compte sera plus petite (2cm³) vu que l'on tient compte que du conduit auditif externe.

Pour le coupleur 2cc, le volume résiduel est beaucoup plus petit que pour le casque donc il paraît logique de penser que les variabilités entre le volume du coupleur et celui au niveau du tympan sont diminuées. On réduit donc les approximations pour estimer le seuil au tympan en utilisant cette méthode.

Les inserts sont peu répandus en France malgré leur intérêt incontestable. L'audiométrie aux inserts est recommandée par le Bureau International d'audiophonologie (BIAP) en particulier chez l'enfant.

Killion a démontré les avantages²³ des inserts par rapport au casque au cours d'utilisation quotidienne :

- ✓ Ils sont plus légers,
- ✓ Ils sont plus efficaces pour réduire le bruit ambiant et diminuer le risque de transfert crânien,
- ✓ Ils peuvent s'adapter à toute forme de conduit sans le déformer,
- ✓ Ils sont plus hygiéniques (mousses à usage unique),
- ✓ Ils sont étalonnés sur un coupleur 2cc et se rapprochent donc plus des caractéristiques d'une oreille munie de l'aide auditive.

Nous utiliserons les inserts dans notre protocole d'étude parce que ce sont les plus justes en matière de précision des seuils audiométriques et que c'est avec ce transducteur que la mesure du RECD s'avère utile.

En effet, Nadège DURAND²⁴ a essayé de démontrer la différence entre le casque et les inserts. D'après son mémoire sur l'étude des conversions des seuils audiométriques HL en leur équivalent SPL au tympan, elle a démontré en réalisant des tests sur 36 patients que « Les seuils obtenus par inserts sont, de toute évidence, plus juste que les seuils obtenus au casque...même dans le cas où l'on passe par un RECD statistique »

Les résultats sont retranscrits dans le graphique suivant :

²³ Publication officielle de l'académie canadienne d'audiologie : Development of the E-A-RTONETM / ER-3A and ER-5A Audiometric Insert Earphones By Allan H. Gross, MA

²⁴ « Conversion des seuils audiométriques HL en leur équivalent SPL au tympan : la mesure de la pression acoustique dans le conduit s'impose-t-elle ? » Mémoire de fin d'étude par Nadège DURAND (2010)

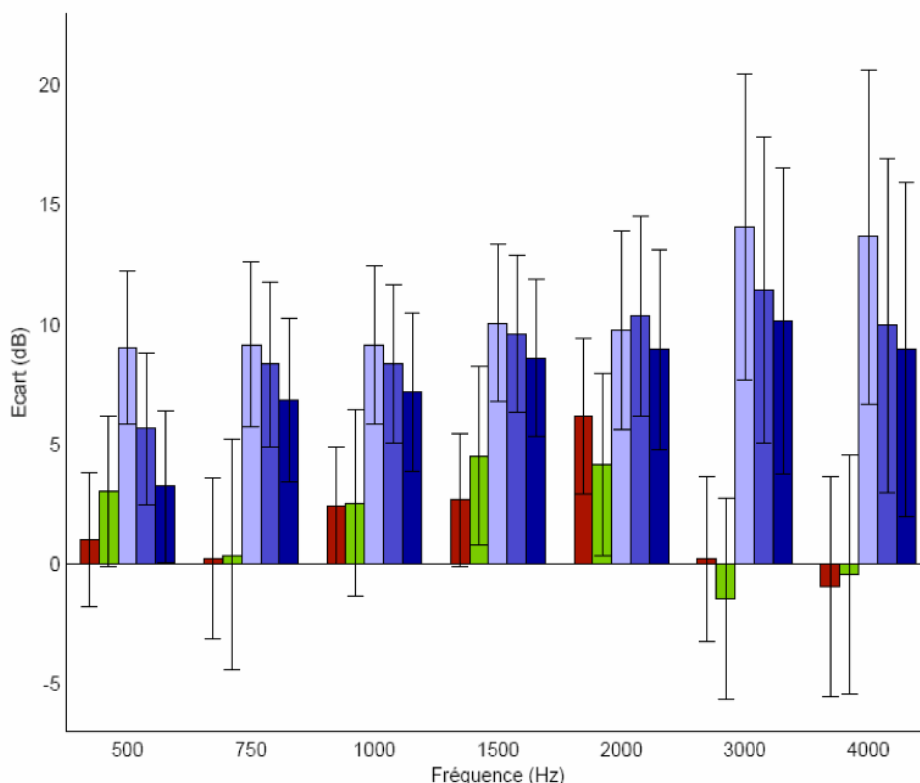


Fig 19 : Différence moyenne entre les seuils SPL prédits et la référence ME intra.
Rouge : audiométrie aux inserts et RECD mesuré ; Vert : audiométrie aux inserts et RECD statistique ; Bleu : audiométrie au casque et conversion HL-SPL statistique (clair : REDD DSLm(i/o), foncé : REDD NAI-NL1, MAFmonED')

Les barres représentent les écarts-types. La référence est représentée par l'axe des ordonnées.

L'audiométrie au casque TDH présente de grandes imprécisions, en particulier dans les aigus. On remarque que **les seuils SPL sont toujours surestimés avec le casque**. Cela entraîne forcément une sur-correction au niveau des réglages d'une aide auditive. Les écarts peuvent varier de plus de 15 décibels à partir du 3KHz. L'audiométrie aux inserts est beaucoup plus précise pour établir des seuils auditifs « au tympan ». Les écarts ne dépassent pas 5 dB sauf sur le 2KHz où là, l'écart atteint 7 dB. Qu'on utilise un RECD statistique ou mesuré comme fonction de transfert, les inserts restent plus fidèles en matière d'estimation des seuils au niveau du tympan.

Depuis une quinzaine d'années les fabricants ont intégré dans leurs aides auditives un programme permettant d'effectuer une audiométrie directement par l'appareil.

c. L'audiométrie par les aides auditives

Connue sous le nom d'audiométrie « in situ », de sensogramme ou encore d'audiogramme direct, l'audiométrie par les appareils se développe de plus en plus et devient une fonction incontournable chez tous les fabricants.

Par définition, le terme « in situ » venant du Latin, signifie « dans le lieu où l'on se trouve » (Larousse). L'audiométrie in situ est donc une audiométrie réalisée avec le transducteur de l'aide auditive. On se place dans les mêmes conditions que son utilisation quotidienne.

Cette technique a été introduite pour la première fois il y a une quinzaine d'années par Widex (en 1996), sous le nom de sensogramme, et aujourd'hui, quasiment tous les fabricant ont intégré cette option dans leurs aides auditives.

On peut se poser la question de savoir pourquoi la recherche d'un seuil audiométrique serait-il meilleur avec l'aide auditive plutôt que d'utiliser un seuil recueilli par méthode classique au casque ou aux inserts.

La première réponse qui me vient à l'esprit est que nous sommes en condition réelle d'utilisation. Ainsi tous les paramètres acoustiques de l'appareil ou du conduit auditif sont pris en compte.

On indique préalablement au logiciel du fabricant les caractéristiques acoustiques de l'aide auditive. Cela aura une influence sur le gain et sur la réalisation de l'audiogramme in situ.

Les appareils vont déjà prendre en compte les paramètres acoustiques de l'oreille réelle à savoir :

- ✓ la cavité résiduelle,
- ✓ la longueur du tube pour les contours d'oreille,
- ✓ le diamètre de l'évent ou le type de dôme utilisé,
- ✓ l'impédance de l'oreille moyenne ou encore l'état du tympan.

Si l'embout ou le dôme présente une grande aération, le fabricant limite la gamme fréquentielle à tester. Pour déterminer le seuil des fréquences graves, il faut boucher l'évent ou utiliser un dôme fermé.

L'audiométrie in situ va également tenir compte de la vétusté de l'appareil auditif.

Si l'écouteur perd de sa puissance, les seuils seront plus bas mais les réglages seront revus à la hausse pour atteindre un niveau équivalent d'amplification.

L'audiométrie in situ est visuellement identique à un audiogramme classique. Les valeurs à l'écran sont données en Décibel HL mais on se doute bien que les valeurs sont mesurées en SPL. Cependant, **il est impossible de réellement comparer les décibels des fabricants avec ceux d'un audiogramme classique puisque les deux sont issus de différentes conversions.**

Pour un audiogramme classique, nous l'avons vu ci-dessus, nous pouvons analyser et

vérifier ces transferts HL > SPL en revanche chez le fabricant, impossible de savoir réellement comment les données sont converties.

Un audiogramme in situ n'aura donc pas les mêmes valeurs qu'un audiogramme classique. Cette mesure ne remplacera en aucun cas l'audiogramme classique.

Voici les deux modules utilisés sur les fabricants testés permettant la mesure d'un audiogramme par les appareils auditifs :

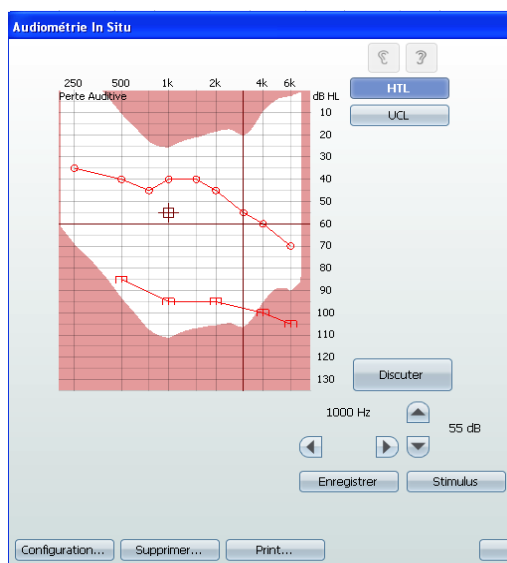


Fig 20 : « Audiométrie In Situ » de BERNAFON

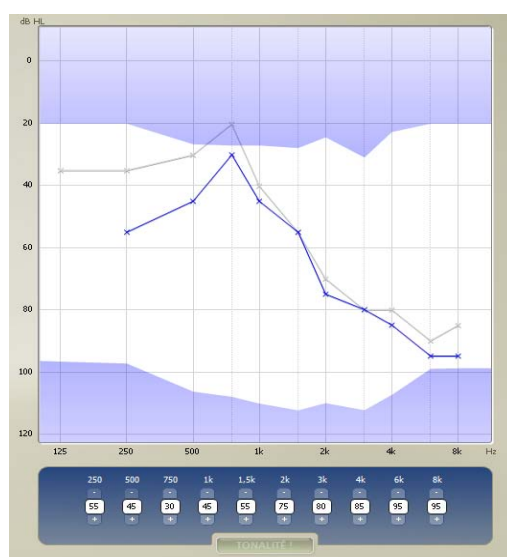


Fig 21 : « Audiométrie In Situ » d'OTICON

Pour réaliser l'audiométrie aux inserts et visualiser des seuils auditif en SPL, nous

utilisons une chaîne de mesure.

B) La chaîne de mesure

La chaîne de mesure fait partie du matériel obligatoire que doit avoir un audioprothésiste dans son cabinet.²⁵

C'est un outil indispensable qui possède de nombreuses fonctions utiles voir fondamentales dans le bon établissement d'une adaptation prothétique.

En France, trois marques principales dominent le marché à savoir l'Affinity de INTERACOUSTICS®, l'Aurical de MADSEN et l'Unity de SIEMENS. Nous utiliserons l'Unity 2 de SIEMENS pour effectuer nos mesures.

Initialement, la chaîne de mesure a été conçue pour pouvoir vérifier les caractéristiques électroacoustiques des appareils analogiques qui n'étaient pas encore programmables. Depuis, les appareils ont évolué et la précision des chaînes de mesures aussi.



Fig 22: Chaîne de mesure Unity 2 (tiré du site Siemens Audiologie)

La chaîne de mesure comprend deux parties : l'unité principale + le caisson. Nous utiliserons les deux fonctions de la chaîne de mesure pour réaliser les tests.

-L'unité principale :

On peut diviser son utilité en deux parties :

1. Le module des mesures audiométriques



On peut réaliser tout le panel complet des tests audiométriques. L'unité principale permet de brancher tout type de transducteurs, que ce soit en conduction aérienne, en conduction osseuse ou encore en champ libre.

On peut ainsi réaliser de nombreux tests nécessaires à une bonne adaptation

²⁵ Article 2 du décret n° 85 590 du 10 juin 1985

prothétique. Ce sera l'audiomètre que l'on utilisera pour l'étude de ce mémoire et on se limitera à une mesure aux inserts par bande tiers d'octave.

2. Le module des mesures in-vivo



La mesure in vivo est la base des tests et des analyses de ce mémoire. Elle permet de mesurer avec exactitude (à 1 dB près) des niveaux de pressions. L'intérêt est de l'utiliser au fond du conduit du patient, au plus près du tympan.

Une étude réalisée par Picou et Muller en 2010²⁶ a montré que seul un tiers des audioprothésistes aux Etats-Unis utilisaient la mesure in vivo dans leur processus d'adaptation prothétique et qu'ils s'appuyaient de plus en plus sur les logiciels des fabricants pour visualiser le gain fourni et le niveau de sortie.

Ceci est une aberration quand on sait qu'il existe des variations pouvant aller jusqu'à 20dB entre le gain d'insertion donné par le logiciel fabricant et le gain d'insertion réel fourni dans l'oreille du patient ou au coupleur 2cc (Hawkins et Cook 2003)²⁷

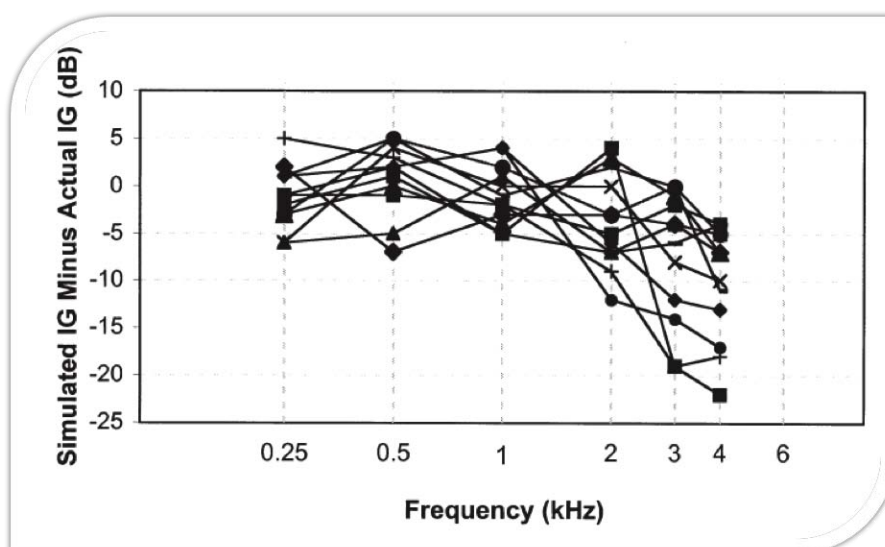


Fig 23: Différence entre les gains d'insertion mesurés et les gains d'insertion simulés par logiciel pour 12 patients. Des valeurs négatives indiquent que les valeurs de gain d'insertion mesurées sont inférieures aux valeurs simulées. Hawkins et Cook 2003²⁸

La mesure in vivo n'est pas une méthode d'appareillage mais cela permet d'ajuster

²⁶ H. Gustav Mueller and Erin M. Picou: Survey Examines Popularity of Real-Ear-Probe-Microphone Measures, May 2010, Vol 63

²⁷ David B. Hawkins and Jodi A. Cook: Hearing Aid software predictive gain values : accurate are they ? The Hearing Journal, July 2003, Vol 56

²⁸ Mesures in situ et aides auditives numériques: Réalités, mythes et techniques de mesurage ; Focus 32 Phonak

objectivement les réglages d'une aide auditive.

Le matériel de mesure comprend :

- un haut parleur qui envoie le stimulus,
- un dispositif de maintien,
- un microphone de référence qui par rétro-contrôle, va permettre de calibrer et maintenir le niveau de sortie du haut-parleur,
- un microphone de mesure sur lequel on branche un petit tube en silicone, placé au fond du conduit auditif pour faire des mesures in situ.

L'ordinateur relié à la chaîne de mesure retranscrit tous les résultats.

Pour avoir des mesures fiables et les plus reproductibles possibles il faut :

- que le haut parleur soit placé à une distance entre 50cm et 1m du microphone de référence.
- Que le sujet soit face au haut-parleur et qu'il forme un angle de 45° au-dessus de l'oreille testée.
- Que la sonde soit correctement étalonnée et dégagée de toute obstruction dans le conduit (peau, cérumen ...etc)
- Que la sonde soit placée au plus près du tympan pour éviter tout phénomène d'ondes stationnaires (cf limites)

De nombreux paramètres acoustiques modifient les mesures effectuées. Il faut donc faire preuve de rigueur et de bon sens lorsque l'on utilise les mesures in vivo.

Le caisson :



Fig24 : Caisson unity2

Le caisson est la partie de la chaîne de mesure qui permet de tester les caractéristiques électroacoustiques des aides auditives. Le caisson de mesure permet également de régler le gain d'une prothèse auditive lorsque la mesure in vivo est impossible. Ce sera notamment le cas chez les nourrissons, pour qui le placement de la sonde et

l'immobilisation durant les mesures s'avèrent parfois impossibles.

C'est au sein de ce caisson que l'on va effectuer la mesure du RECD. Il existe plusieurs adaptateurs que l'on peut fixer au coupleur 2cc.



Fig 25 : les adaptateurs pour fixés sur le coupleur 2cc : de gauche à droite, pour le contour d'oreille (BTE), pour les intra auriculaires et pour le casque du module in situ

Signal utilisé pour la mesure in vivo :

Pour effectuer des mesures du gain de l'oreille appareillée (REAR) on utilise un signal de type ISTS (International Speech Test Signal).

L'ISTS est un signal émis par plusieurs voix de femmes mélangées dans différentes langues. Il est incompréhensible et ne fait donc pas intervenir la suppléance mentale. Ces femmes ont été enregistrées en lisant un texte (« le vent du Nord et le soleil ») dans leur langue maternelle. On y retrouve de l'Anglais américain, de l'Arabe, du Chinois, du Français, de l'Allemand et de l'Espagnol.

Ce signal reproduit l'enveloppe temporelle moyenne de la parole (LTASS). Il permet de faire des mesures reproductibles et on y retrouve les caractéristiques fidèles de la parole.

C) Choix des patients et appareils utilisés

1) Choix des appareils :

Les appareils testés devaient appartenir à la famille des écouteurs déportés. On les appelle aussi RIC (Receiver In Canal) ou RITE (Receiver In The Ear).

Leur particularité est que l'écouteur est séparé des autres composants. Il est placé directement dans le conduit auditif du patient.



Fig 26 : Appareils utilisés pour effectuer les tests : à gauche le chronos 9 Nano rite de la marque BERNAFON® et à droite l'Agil Pro Nano rite de la marque OTICON®. (Images extraites des sites des fabricants)

Avantages de ce type d'appareil :

- Il est petit et discret.
- On a besoin de moins de puissance qu'un contour classique pour corriger une perte équivalente puisque l'écouteur est plus près du tympan.
- Le risque de Larsen est diminué (l'écouteur est plus loin des microphones)
- On peut adapter un dôme en silicone standard ou bien intégrer l'écouteur dans une coque sur mesure pour corriger une majorité de perte auditive.
- Il permet de corriger les pertes légères à sévères. Il suffit de changer la puissance de l'écouteur et de l'adapter en fonction de la perte auditive du patient.
- L'écouteur est facile à remplacer.

Les inconvénients sont :

- Il est petit donc nécessite une bonne dextérité pour le manipuler et le mettre correctement dans l'oreille.
- Il est plus fragile qu'un contour classique.
- Il est parfois difficile à adapter sur les pertes sévères à profondes.

Les appareils choisis sont les hauts de gamme de chez BERNAFON et OTICON. Il fallait qu'ils soient dotés de l'audiométrie in situ et que l'on puisse programmer les réglages selon la méthodologie DSL (Desired Sensation Level).

2) Choix des patients :

Les tests ont été effectués sur 25 oreilles (14 oreilles Gauches et 11 oreilles Droites).

Les patients sont choisis selon plusieurs critères :

- Ils doivent être appareillés depuis plus d'un an afin de tolérer une amplification collée au gain cible.
- Ils doivent posséder des appareils de type écouteur déporté.

- Ils possèdent tous au moins une surdité légère de type presbyacousie.
- Leur conduit auditif externe ne doit pas présenter de grosses anomalies suite à des opérations ou à des malformations (cavités d'évidement, atrésie du conduit...).
- Les sujets doivent être sains psychologiquement pour pouvoir donner des seuils fiables et reproductibles (sans acouphènes de préférence).
- On ne fera pas de distinction d'âge ou de surdité du moment que les conditions ci-dessus sont respectées.

D) Protocole

Avant toute mesure, il faut calibrer la sonde du casque in-vivo. Pour cela, on place l'extrémité de la sonde silicone au niveau du microphone de référence. On dispose le casque face au haut-parleur à une distance entre 25 et 50 cm. Le haut-parleur balaye les fréquences à 80 dB SPL et la courbe indique si la différence entre les valeurs du microphone de référence et celles du microphone de mesure pour la prendre en compte dans les prochaines mesures. Cette calibration doit se faire pour chaque nouvelle sonde placée avant chaque patient.



Fig 27 : Calibration de la sonde in vivo

Pour faciliter la mesure du RECD, on mesure préalablement le niveau de pression en dB SPL recueilli au coupleur. Il faut paramétrer la chaîne de mesure de façon à ce que le type de coupleur et de transducteur utilisés pour la mesure soient précisés (sonde in vivo, embout de l'appareil ou embout mousse).

Nous utiliserons la mesure par embout mousse sur un coupleur HA1. Pour cela, on connecte l'écouteur EAR 5A à l'embout mousse. On insère à 1mm le bouchon en mousse dans l'orifice de l'adaptateur. Afin d'assurer une bonne étanchéité entre la mousse et le coupleur, on entoure le coupleur de gomme. Cela permet également de maintenir la mousse en place. On enregistre et on sauvegarde la mesure au coupleur pour l'utiliser tout le long du protocole.

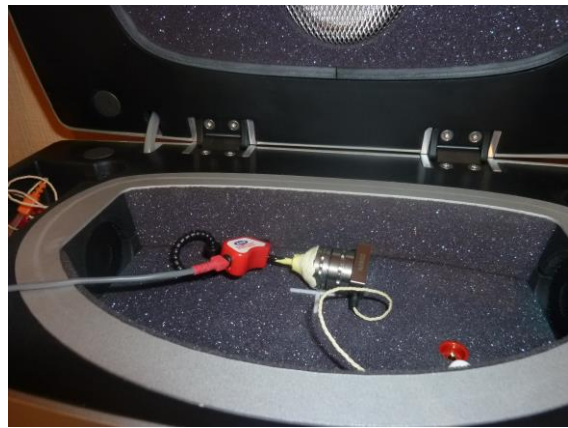
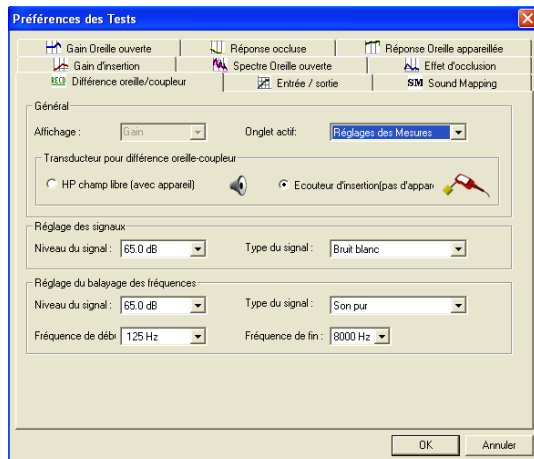


Fig 28 : Paramétrage de la chaîne de mesure et mesure du niveau de pression au coupleur

1°) Otoscopie : Le conduit doit être dégagé de tout cérumen, peau morte ou autre corps étranger qui viendraient fausser les mesures.

2°) Placement de la sonde microphonique au plus près du tympan. Cette manipulation est délicate. On utilise les données fournies par l'équipe canadienne du groupe DSL (MOODIE et AL, 1994). La sonde in vivo sera placée à 28mm de profondeur chez les femmes et 31mm pour les hommes à partir de l'entrée du méat du conduit auditif. Le but est d'être placé à environ 5mm du tympan pour éviter le phénomène d'ondes stationnaires qui fausseraient les mesures. Une nouvelle otoscopie doit toujours être effectuée pour vérifier que la sonde est placée correctement au plus près du tympan.

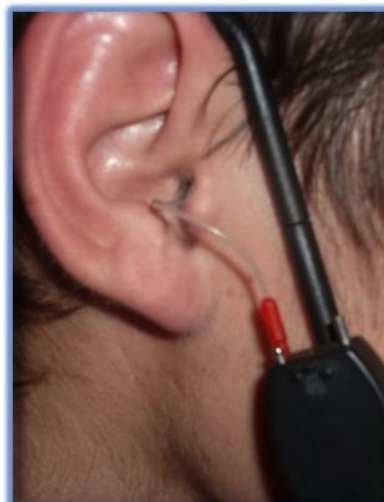


Fig 29 : Placement de la sonde in vivo dans le CAE

Une étude a montré l'influence du placement de la sonde sur les mesures :

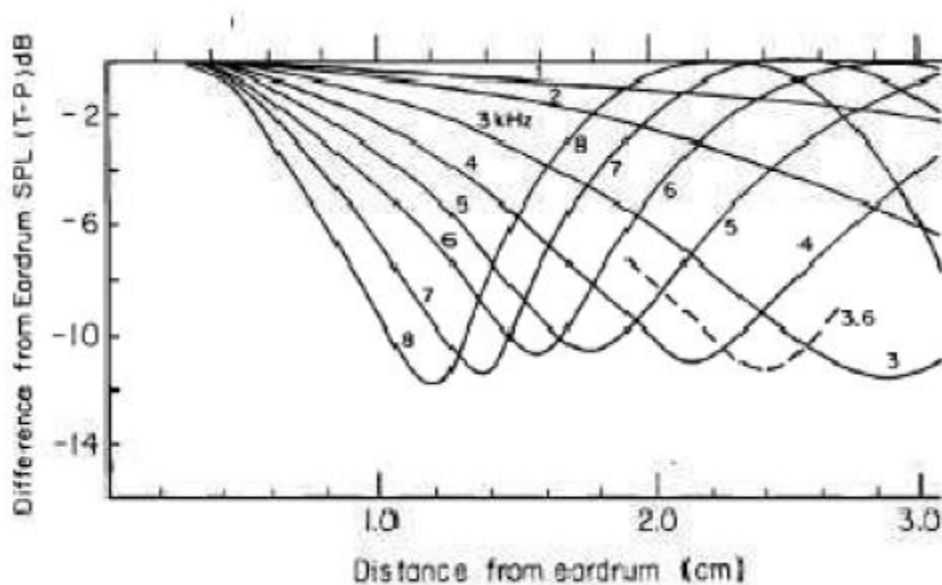


Fig 30 : Effet sur le niveau de pression SPL mesuré en fonction de la distance de l'extrémité de la sonde in vivo au tympan (GILMAN et DIRKS, 1986)

On remarque bien qu'à partir de 6mm du tympan, les phénomènes d'ondes stationnaires vont commencer à avoir une influence sur le 5KHz. Les zones conversationnelles se situent principalement entre le 500 Hz et le 4000 Hz donc l'idéal, pour avoir des mesures fiables, est de placer la sonde à moins de 5mm du tympan.

3°) Mise en place de l'écouteur insert EAR -5A dans le conduit auditif externe du patient.

4°) Sur le module « audiomètre » de la chaîne de mesure, on réalise une audiométrie par bande de tiers d'octave du 125 Hz au 8000Hz. On sauvegarde les valeurs obtenues.

5°) On bascule sur le module des mesures in vivo. On effectue la mesure du RECD.



Fig 31 : Mesure du RECD avec l'écouteur inserts EAR 5A.

Une étude a montré que les mesures du RECD étaient fiables et que les écarts types

dévient de 1 dB au maximum.²⁹

Pour la mesure du RECD nous utilisons un bruit blanc à 65 dB SPL envoyé par l'écouteur inserts EAR 5A.

6°) On retire l'embout mousse ainsi que la sonde de mesure in vivo, pour placer l'aide auditive.

On se concentre sur les appareils de type écouteur déporté. La taille, la puissance de l'écouteur et le type d'embouts doivent être mesurés et choisis individuellement. Le logiciel du fabricant prend en compte toutes ces données.

7°) On réalise l'audiométrie « in situ » par les aides auditives.

On testera un maximum de fréquences sachant qu'elles sont limitées. Si l'embout choisi est ouvert ou présente une grande aération, il y aura des fuites acoustiques. Les basses fréquences testées donneront des seuils auditifs beaucoup plus élevés que pour l'audiométrie classique. Ceci a été démontré par F. KUK et D KEENAN en 2006³⁰

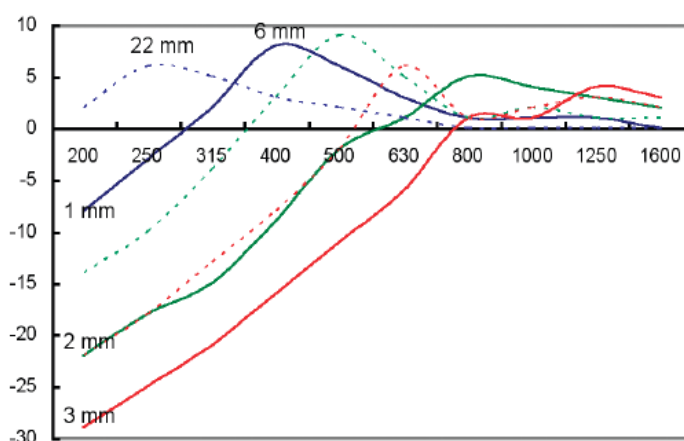


Fig 32 : Effet de la taille de l'évent sur les basses fréquences³¹

Les logiciels prennent en compte ce phénomène et il sera impossible de tester les fréquences graves avec un embout ouvert. L'audiométrie débutera dans ce cas à partir de la fréquence 1000 Hz.

8°) On replace le tube en silicone de la mesure in vivo au fond de l'oreille du patient en

²⁹ Munro KJ, DAVID J. Deriving the real-ear SPL of audiometric data using the " coupler to dial difference and the real ear to coupler difference". Ear Hear 2003 Apr

³⁰ F KUK et D KEENAN. "How do vents affect hearing aid performance ? Fitting Tips tiré du site de WIDEX Pro.

³¹ <http://content.widexpro.com/images/researchArticles/DAR84.pdf>

veillant à ce qu'il soit au plus près du tympan. La gaine noire nous permet de replacer avec exactitude la sonde au même endroit que pour les mesures précédentes.

On effectue un premier pré-réglage qui prendra en compte l'audiométrie réalisée aux inserts couplée à notre mesure du RECD. On se concentre sur la méthodologie DSL v5 adaptée pour l'adulte et pour l'enfant. Il faut préciser au logiciel fabricant que l'audiométrie a été réalisée aux inserts. Les valeurs du RECD mesuré sont importées du module de mesure in vivo. La gestion d'adaptation est au maximum.

On mesure alors le gain de l'oreille appareillée (REAR) sur le module in vivo de la chaîne de mesure. On envoie un signal de type ISTS à 65 dB par le haut-parleur. L'enveloppe de ce signal est celle qui s'apparente le mieux à la parole et 65 dB représente l'intensité d'une voix moyenne. Cela évite d'enlever tous les traitements de bruits automatiques des appareils lors de cette mesure.

9°) Pour cette nouvelle mesure, on ne doit pas modifier le placement de la sonde, du haut-parleur ou du patient. On modifie le pré-réglage. Cette fois, nous nous basons sur l'audiométrie in situ réalisée avec l'appareil auditif. Les valeurs de RECD sont de nouveau des données statistiques. La gestion d'adaptation est au maximum. On enregistre le REAR sur le module in vivo.

10°) On compare les valeurs dans le tableau des résultats fourni en annexe.

III. Résultats

On a regroupé les résultats dans des graph pour faciliter l'analyse. L'ordonnée à l'origine représente la cible DSL du module in vivo.

On rappelle que le but de ce mémoire est de comparer un pré réglage utilisant comme base une audiométrie aux inserts couplée à une mesure individuelle du RECD et un pré réglage basé sur l'audiométrie in situ par un appareil auditif.

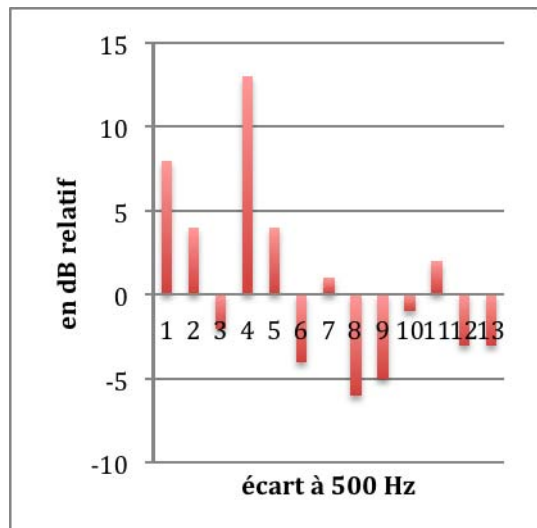
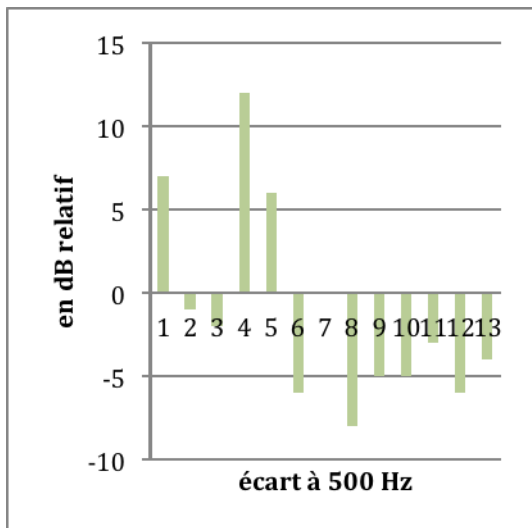
En abscisse, nous avons les cas étudiés, et en ordonnée les écarts en Décibel relatif. Les données sont retranscrites fréquence par fréquence.

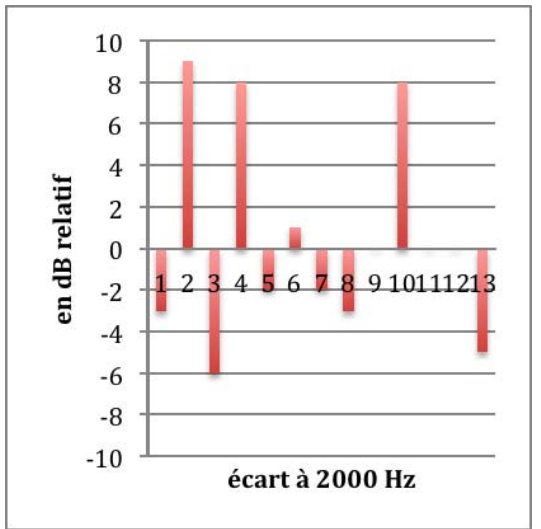
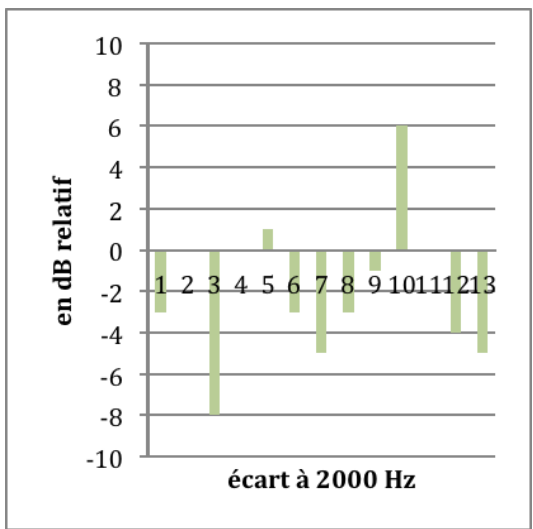
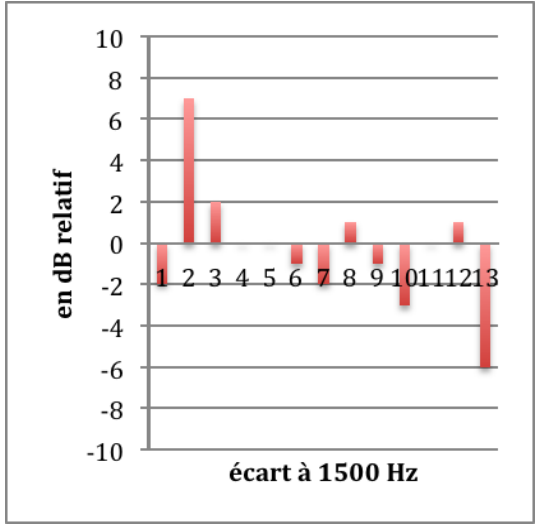
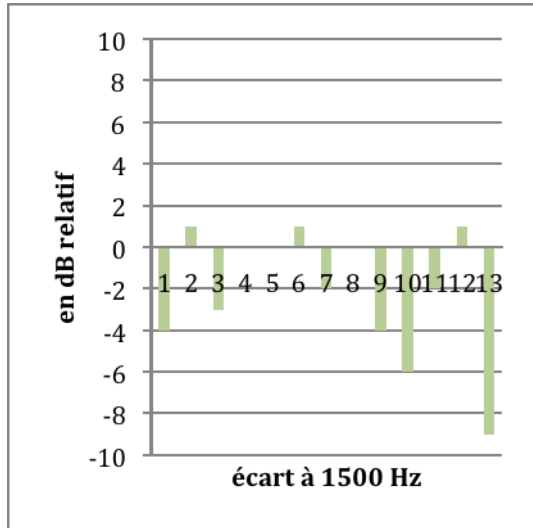
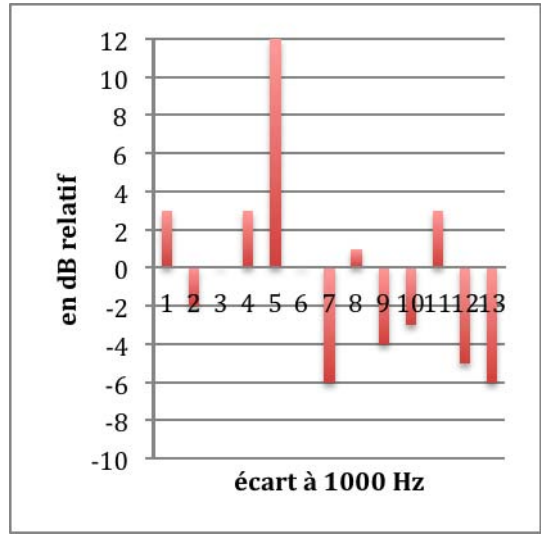
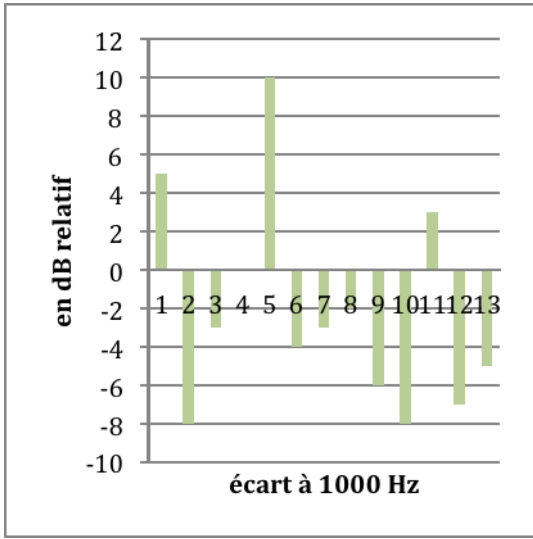
Nous utilisons des diagrammes en bâtons pour visualiser les différences.

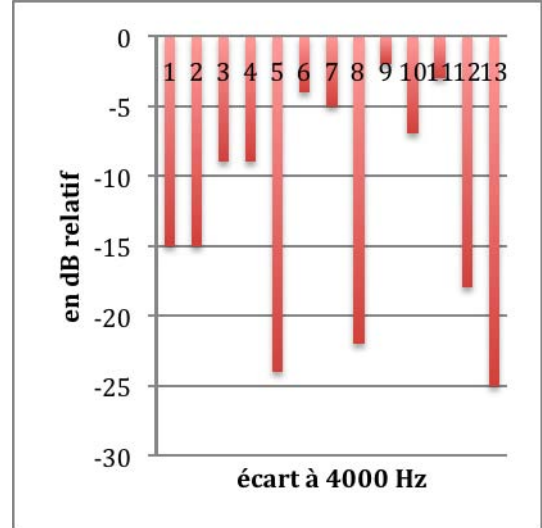
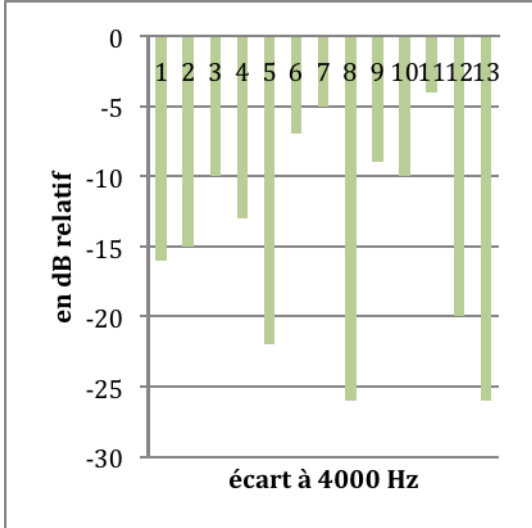
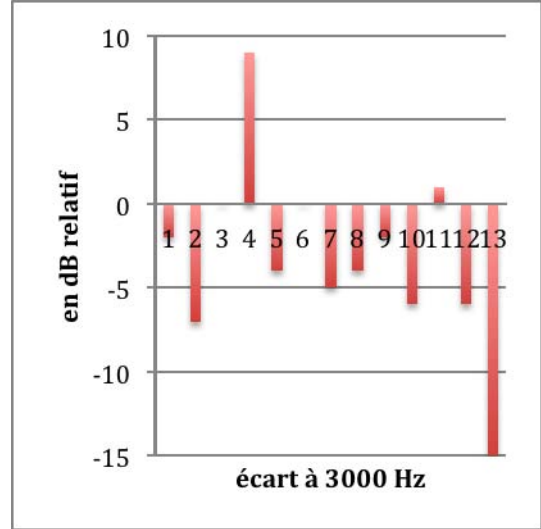
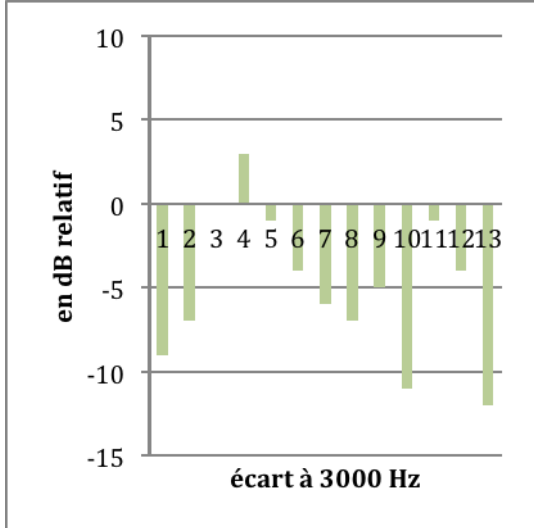
Les graph verts représentent les écarts entre le pré réglage utilisant la mesure aux inserts couplée à la mesure du RECD par rapport à la cible DSL.

Les rouges représentent les écarts entre le pré réglage utilisant l'audiométrie in situ par rapport à la cible DSL.

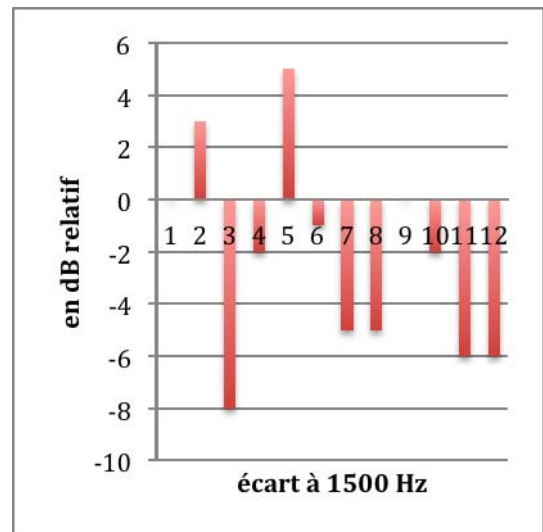
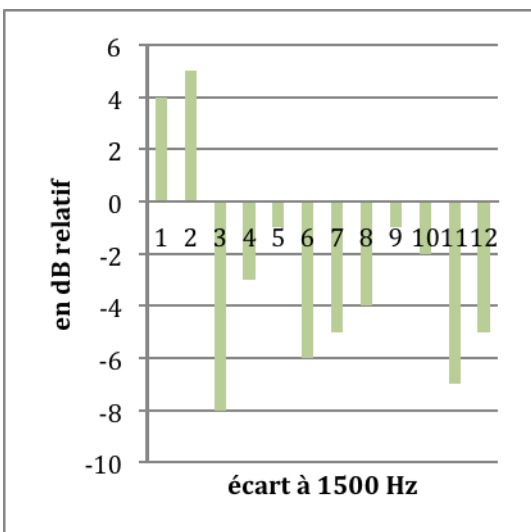
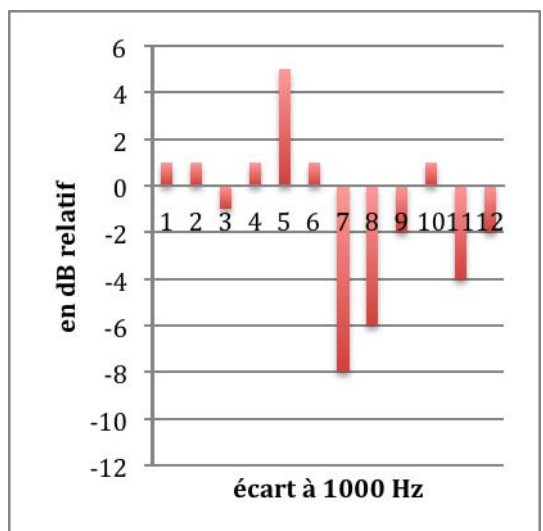
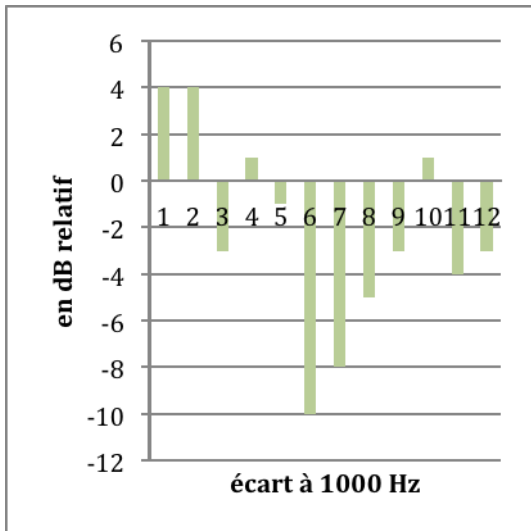
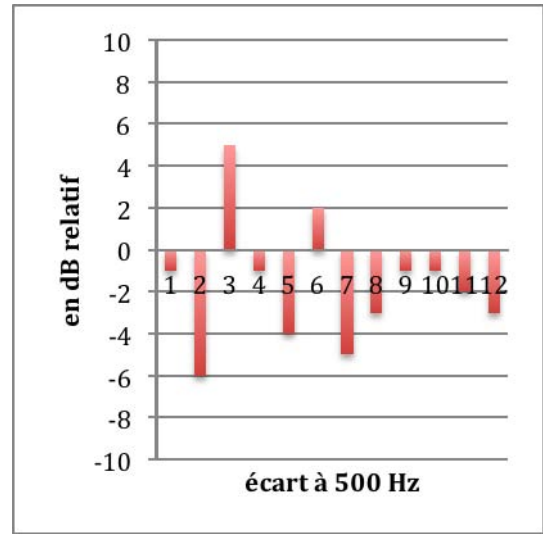
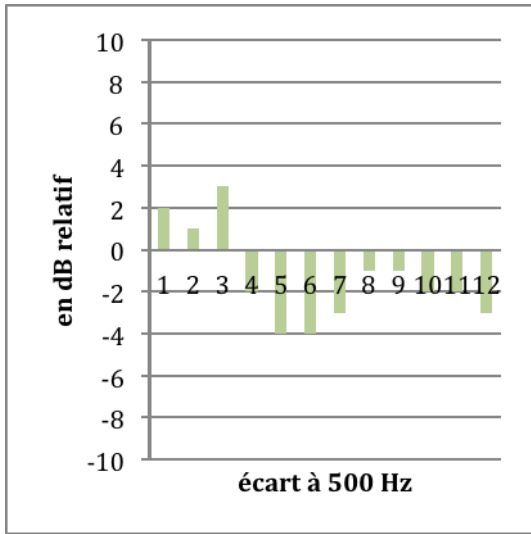
COMPARATIF POUR BERNAFON

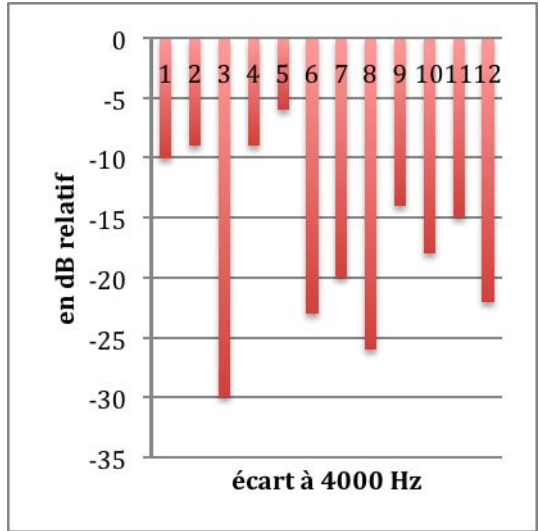
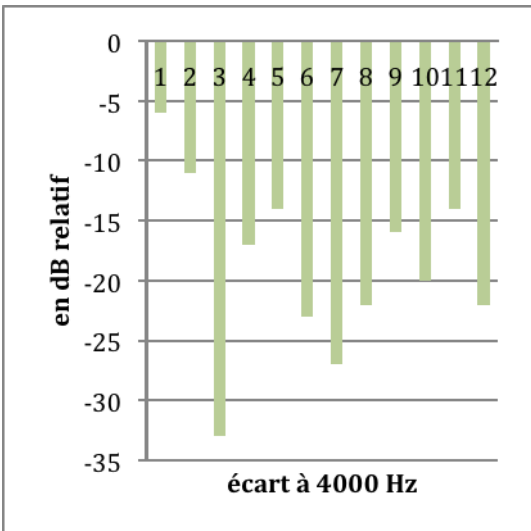
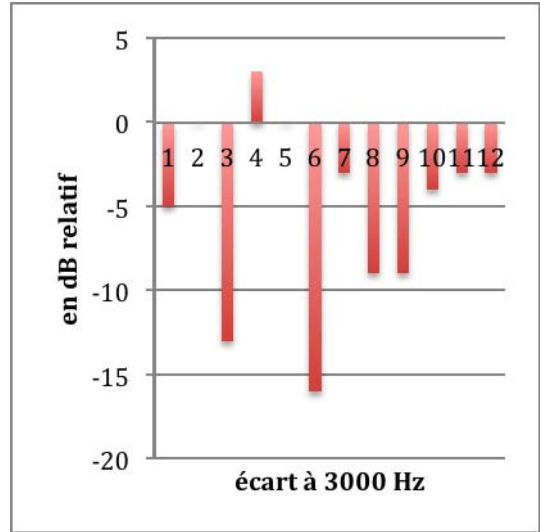
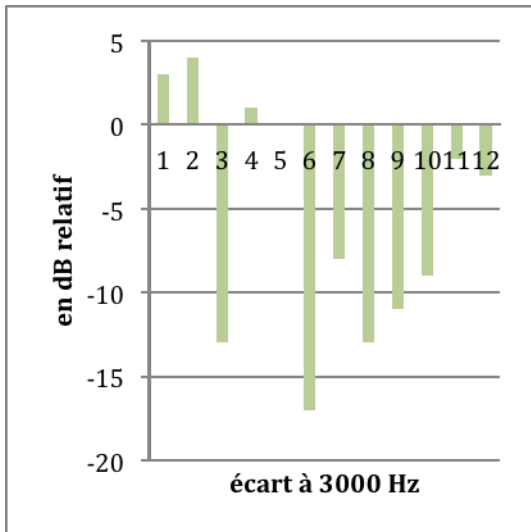
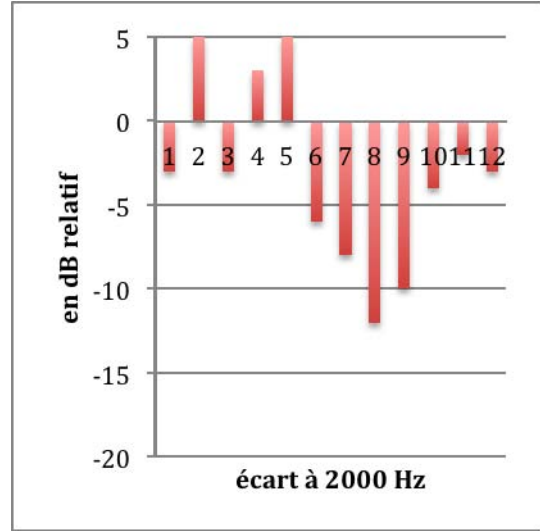
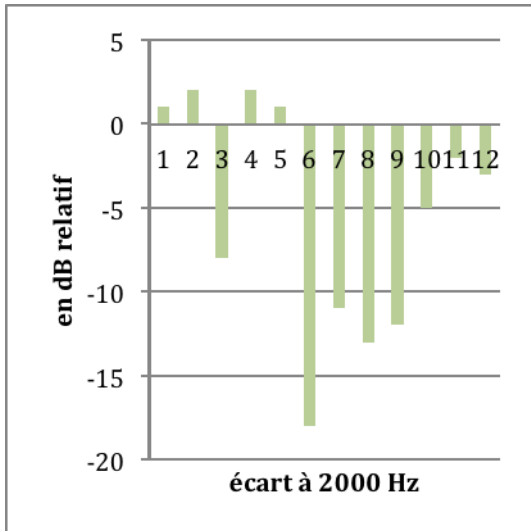






COMPARATIF POUR OTICON





A) Analyse des résultats :

La première constatation que l'on peut faire est que la grande majorité des écarts sont négatifs et cela devient systématique sur le 4000Hz. Cela signifie que les gains, qu'ils soient issus d'une audiométrie aux inserts ou bien par l'aide auditive, sont inférieurs à la cible préconisée par la méthode DSL sur le module in vivo. Nous sommes donc constamment en sous-correction sur les fréquences les plus aigues.

Les écarts semblent moins importants lorsque l'on utilise l'audiométrie in situ par les appareils.

On remarque que les écarts concernant l'audiométrie in situ par rapport à la cible DSL sont inférieurs aux écarts de la mesure aux inserts couplée à la mesure du RECD. Cela signifie que l'on se rapproche de la cible en utilisant l'audiométrie par les aides auditives.

On sépare l'analyse en deux lots. Le premier regroupe les fréquences 500, 1000 et 1500 Hz. Le deuxième lot représentera les fréquences 2000, 3000 et 4000 Hz. On les place dans un tableau en calculant leur moyenne ainsi que l'écart-type.

	<i>Mesures</i>	<i>Lot</i>	<i>Moyenne</i>	<i>Ecart-type</i>
<i>BERNAFON</i>	Insert + RECD	Lot 1	- 2	±5 dB
		Lot 2	-7	±8 dB
	In Situ	Lot 1	0	± 5 dB
		Lot 2	-5	± 8 dB
<i>OTICON</i>	Insert + RECD	Lot 1	-2	± 4 dB
		Lot 2	-10	± 10 dB
	In Situ	Lot 1	-2	± 3 dB
		Lot 2	-8	± 9 dB

Pour les lots 1, les moyennes tendent à se rapprocher le plus des cibles DSL comparées aux lots 2. Cela confirme la première observation comme quoi les aigus sont en sous-correction par rapport à la cible de niveau de sortie (REAR) préconisée par la méthodologie DSL. L'écart-type ne dépasse pas les dix décibels. Le gain des fréquences graves et médiums semblent être plus précis chez OTICON que chez BERNAFON mais les tendances s'inversent lorsque l'on observe les aigus.

B) Discussion :

Il est vrai qu'en utilisant la méthodologie DSL (Desired Sensation Level), la restitution des aigus va être plus difficile à atteindre par les appareils auditifs.

Cette méthodologie a pour but d'assurer de l'audibilité sur toute la bande passante. Elle est supposée assurer le transfert d'une large gamme de niveau d'entrée vers les cibles des niveaux de sortie des prothèses auditives sur l'ensemble des fréquences.

Si l'on respecte scrupuleusement le principe de placer la dynamique de la parole dans le champ auditif du malentendant, les cibles de niveau de sortie préconisées par cette méthodologie deviennent quasiment impossibles à atteindre.

D'une part, parce que les appareils auditifs utilisés ne peuvent pas fournir dans notre cas un gain supérieur à 110 dB SPL dans les aigus, et d'autre part, parce que l'oreille ne serait pas capable de supporter une telle amplification.

Il faut garder un esprit critique et s'assurer du confort du patient. Pour fournir autant de gain dans les aigus, il faudrait que le patient ait déjà eu une longue approche avec les appareils ou que le cerveau soit très plastique. C'est notamment le cas chez les enfants appareillés très jeunes.

Les cibles sont souvent utopiques ce qui explique la sous-correction systématique dans les aigus, même à partir du 4 KHz.

Lorsque l'on observe de plus près la moyenne dans les lots représentant les fréquences graves, on se retrouve à 2 dB ou moins, de la cible. Certes il reste l'écart-type mais celui-ci ne dépasse pas les 5 dB. Lorsque l'on sait qu'entre le seuil de détectabilité et le seuil réel d'audition, il y a déjà 5 dB, je me dis qu'en réussissant à fournir un gain précis et fiable à 5 dB près par rapport aux cibles de niveau de sortie, c'est déjà pas trop mal. Après il est vrai que dans les aigus, la moyenne se situe plus entre 5 et 10 dB avec un écart-type équivalent. Cela est plus problématique puisque les aigus vont véritablement permettre la discrimination de la parole.

C) Limites :

« La notion de seuil est une notion confuse sous tous ses aspects et c'est sur cette notion confuse que nous prétendons baser un examen exacte » (P. HENNEBERT)

Cette phrase résume bien les limites des tests effectués. Un préréglage se base sur un seuil subjectif donc on ne pourra jamais espérer avoir une précision de réglage au décibel près.

En effet, le seuil est un « quanta » variable selon les individus et de nombreux paramètres entravent à sa précision. On retiendra entre autres les acouphènes, les bruits de fonds, l'attention du patient et sa fatigue...

Une expérience toute simple peut le confirmer : faire une audiométrie le matin et renouveler le test en fin de journée avec les mêmes transducteurs, le tout sur le même patient bien entendu. Les seuils vont être légèrement différents avec généralement une audition légèrement moins bonne en fin de journée.

Lors de nos tests nous avons utilisé des inserts EAR 5A comme base audiométrique. Pour les inserts, le bruit brownien (bruits physiologiques du corps humain) piégés par les mousses peut perturber la recherche du seuil principalement pour les pertes légères.

Enfin, ce qui est le cas pour la grande majorité des audioprothésistes, l'étalonnage des transducteurs de mesure va influencer considérablement l'examen et a fortiori les réglages de la prothèse. Si un matériel n'est pas correctement étalonné, toutes les mesures et les réglages qui en découlent sont faussés. Cela fait aussi partie de nos limites bien que les transducteurs aient été étalonnés moins de six mois avant d'effectuer les tests.

Concernant l'audiométrie in situ, le fabricant impose certaines limites :

Tout d'abord, la puissance de l'écouteur. On ne peut pas évaluer le seuil auditif au-delà d'une certaine valeur (généralement située autour de 85 dB). On ne peut donc pas corriger suffisamment les pertes très importantes dans les aigus. On retrouve d'ailleurs bien dans l'analyse des résultats que les écarts par rapport aux cibles DSL sont plus importants sur le 4000 Hz et que l'on est constamment en-dessous de la cible de référence.

On est limité selon la forme de l'embout. En utilisant un embout ouvert, l'audiométrie ne peut se faire qu'à partir de la fréquence 1000 Hz. Déterminer les seuils des fréquences graves avec un embout ouvert sera illogique compte tenu des fuites acoustiques engendrées par l'aération.

La position de l'écouteur dans le conduit auditif fait aussi partie des limites. Il suffit que le patient replace légèrement l'écouteur déporté dans son oreille pour que les niveaux

de pressions mesurés soient modifiés.

De même pour l'audiométrie aux inserts. Le choix et le placement de la mousse est très important car une mauvaise étanchéité va également modifier les mesures :

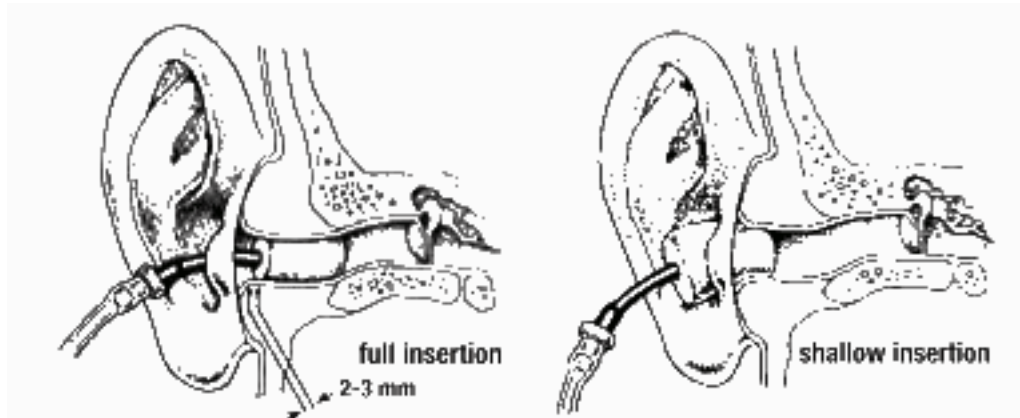


Fig : Insertion de l'embout mousse dans l'oreille du patient (à gauche correcte, à droite partielle)³²

Pour que cette étude soit probante, il aurait fallu tester un plus grand nombre de patients afin de réduire la disparité des mesures. De même, on aurait pu élargir les marques des appareils testés. Il aurait été intéressant de voir si un fabricant se démarque des autres en réduisant les écarts par rapport aux cibles.

Le fait que l'étude soit portée sur des adultes a empêché la mesure du RECD d'être réellement utile. C'est sur des nourrissons ou les très jeunes enfants que les disparités sont les plus importantes. Il aurait été intéressant d'étudier les modifications engendrées par la mesure du RECD sur ces sujets.

Enfin, la lecture des cibles et des courbes de niveau de sortie s'est avérée compliquée avec la chaîne de mesure Unity 2 de Siemens. Sur les autres chaînes de mesure, il est possible en plaçant la souris sur la courbe, de visualiser précisément le gain ou le niveau de sortie en décibel SPL alors que dans notre cas, la lecture s'est faite directement sur le graphique. Cela ajoute une légère imprécision dans les mesures de l'ordre de 2 dB ce qui n'est pas négligeable.

³² Fiches techniques des écouteurs EAR TONE

IV. Conclusion

La mesure du RECD est une fonction de transfert qui permet de fournir des cibles de gains plus précises. Il a été démontré que, couplée à une audiométrie aux inserts, cette mesure améliore nettement la précision des seuils « au tympan ». Pour les adultes, sa mesure ne semble pas tellement préciser les réglages, en revanche chez les enfants, elle est fortement recommandée.

Lorsque l'on travaille sur un coupleur, pour les enfants notamment, la mesure du RECD permet de suivre l'évolution anatomique de son oreille et d'établir le volume individuel de son conduit auditif externe. Les écarts sont très grands par rapport aux valeurs statistiques établies en fonction de l'âge. Sa mesure permet surtout d'éviter une surcorrection qui risquerait d'endommager le capital auditif du patient.

L'audiométrie par les appareils semble améliorer le pré-réglage d'une aide auditive. En se plaçant dans des conditions réelles d'utilisation, on évite de nombreuses conversions. Le fait d'utiliser le même transducteur pour établir un seuil auditif et le corriger semble logique et permet de gagner en fiabilité.

En revanche, la mesure de l'audiométrie par les appareils ne remplace en aucun cas une audiométrie tonale au casque. Elle aura uniquement une visée prothétique visant à améliorer le pré-réglage.

Que l'on passe par la mesure du RECD ou bien par l'audiométrie in situ, la mesure in vivo reste un outil indispensable pour contrôler le gain prothétique. C'est le seul moyen que l'on ait pour vérifier objectivement ce qui se passe dans le conduit auditif du patient.

C'est grâce à la mesure in vivo que l'on va pouvoir ajuster et vérifier instantanément ce que les modifications effectuées via le logiciel fabricant modifient réellement au fond de l'oreille du patient.

Les fabricants ont mis au point de nouvelles techniques de plus en plus simplifiées visant à améliorer la précision des réglages. Ces mesures se réalisent dorénavant directement par les appareils. Cela semble être une bonne stratégie tant pour les fabricants que pour les audioprothésistes. Mais il est bon de toujours avoir un esprit critique et d'utiliser tous les moyens mis à notre disposition pour savoir ce qui se passe « au tympan ».

BIBLIOGRAPHIE

1. *H. Gustav Mueller and Erin M. Picou: Survey Examines Popularity of Real-Ear-Probe-Microphone Measures*, May 2010, Vol 63
2. Les cahiers de l'audition. Volume 24 Juillet-Aout 2011 n°4
3. Mesures in situ et aides auditives numériques: Réalités, mythes et techniques de mesurage ; Focus 32 *Phonak*
4. Intégration de la RECD dans le processus d'adaptation prothétique ; Focus 33 *Phonak*
5. La nouvelle méthode DSL Version 5 pour l'appareillage des enfants et des adultes ; Focus 37 *Phonak*
6. *David B. Hawkins and Jodi A. Cook: Hearing Aid software predictive gain values : accurate are they ?* The Hearing Journal, July 2003, Vol 56
7. Pr. DUCOURNEAU Cours d'acoustique, D.E d' Audioprothésiste 1ère année, Faculté de Pharmacie de Nancy, 2010
8. Précis d'audiométrie clinique PORTMANN. *Edition Masson.*
9. *G.H. SAUNDERS et D.E. MORGAN*, « impact of hearing aid targets of measuring thresholds in dB HL versus dB SPL » International Journal of Audiology 2003 ; 42 :319-326
10. Publication sur l'audioscan de *C. MEYER BISCH*, 2009, tirée du site <http://www.france-acouphènes.org>
11. 123 Hearing Thresholds, *W.1 YOST and M.C Killion*
12. *Important Revision of ANSI S3.6 .. 1989: ANSI S3.6 .. 1996 American National Standard Specification for Audiometers*
13. Site DSL® m(i/o) <http://www.dslio.com>
14. Document interacoustics Claus Elberling : Visible Speech module

15. Publication officielle de l'académie canadienne d'audiologie : Development of the E-A-RTONETM / ER-3A and ER-5A Audiometric Insert Earphones By Allan H. Gross, MA

16. Mead C. Killion: «Revised estimate of minimum audible pressure». 1978 Acoustical Society of America

17. PHONAK INSIGHT RECD Juillet 2010

18. « Analyse statistique de la mise en œuvre par les fabricants d'ACA de l'audiométrie par l'appareil : effets sur la précision dans l'estimation des seuils auditifs au tympan » Mémoire de fin d'étude par Jean-Baptiste BARON (2011)

19. « Conversion des seuils audiométriques HL en leur équivalent SPL au tympan : la mesure de la pression acoustique dans le conduit s'impose-t-elle ? » Mémoire de fin d'étude par Nadège DURAND (2010)

20. « Mesure in vivo et précision audiométrique au niveau du tympan » *par Xavier DELERCE Audio info n°164 octobre 2011*

21. Site : « my baby's hearing » :
<http://www.babyhearing.org/Audiologists/verification/probemicrophone.asp>

22. *Westwood, G. F., & Bamford, J. M. (1995). Probe-tube microphone measures with very young infants: Real ear to coupler differences and longitudinal changes in real ear unaided response. Ear and Hearing, 16, 263-273.*

23. *Munro KJ, TOAL S. Measuring the real-ear to coupler difference transfer function with an insert earphone and a hearing instrument: are they the same? Ear Hear.2005 Feb*

24. *Munro KJ, DAVID J. Deriving the real-ear SPL of audiometric data using the “ coupler to dial difference and the real ear to coupler difference”. Ear Hear 2003 Ap.*

25. *F KUK et D KEENAN. “How do vents affect hearing aid performance ? Fitting Tips tiré du site de WIDEX Pro. <http://content.widexpro.com/images/researchArticles/DAR84.pdf>*

26. *Keller JN. Loudness discomfort levels: a retrospective study comparing data from Pascoe (1988) and Washington University School of Medicine. Thèse de doctorat en audiologie. Washington; 2006*
27. <http://www.etymoticresearch.com/publications/erl-0060-1978.pdf> *Killon MC, Revised estimate of minimum audible pressure: where is the "missing 6 dB"? J Acoust Soc Am. 1978 May*
28. <http://www.audiologyonline.com/articles/real-ear-measurement-basic-terminology-1229> "Real-Ear Measurement : Basic Terminology and Procedures" par *John Pumford Sheila Sinclair*
29. *Bagatto MP, Scollie SD, Seewald RC, Moodie KS, Hoover BM. Real-ear-to-coupler difference predictions as a function of age for two coupling procedures. J Am Acad Audiol, Sept 2002*
30. *Munro KJ, TOAL S. Measuring the real-ear to coupler difference transfer function with an insert earphone and a hearing instrument: are they the same? Ear Hear. 2005 Feb*
31. "Transfert Functions and Correction Factors Used in Hearing Aid Evaluation and Research" <http://saha.searle.northwestern.edu/bibcat/pdf/763.pdf> by *Bentler and Pavlovic* .Ear and Hearing Vol 10 n°1
32. <http://www.hearingprotech.com/fr/les-themes/loireille/une-perception-du-son-deformee/les-courbes-isosoniques.html>
33. <http://www.france-acouphènes.org>
34. <http://www.dslio.com>
35. www.sonici.com
36. www.MEDI.cc
37. Article 2 du décret n° 85 590 du 10 juin 1985
38. www.blog-audioprothesiste.fr

Tables des annexes

- ✓ Annexe 1 : Table de conversion HLSPL
- ✓ Annexe 2 : Table de conversion HLSPL
- ✓ Annexe 3 : Arbre des différentes possibilités d'estimation ou de mesure directe des seuils en dB SPL au tympan. A. GAULT, X. DELERCE, 2010.
- ✓ Annexe 4 : Résultats des tests chez BERNAFON
- ✓ Annexe 5 : Résultats des tests chez OTICON
- ✓ Annexe 6 : Cas 1 BERNAFON
- ✓ Annexe 7 : Cas 2 BERNAFON
- ✓ Annexe 8 : Cas 3 BERNAFON
- ✓ Annexe 9 : Cas 4 BERNAFON
- ✓ Annexe 10 : Cas 5 BERNAFON
- ✓ Annexe 11 : Cas 6 BERNAFON
- ✓ Annexe 12 : Cas 7 BERNAFON
- ✓ Annexe 13 : Cas 8 BERNAFON
- ✓ Annexe 14 : Cas 9 BERNAFON
- ✓ Annexe 15 : Cas 10 BERNAFON
- ✓ Annexe 16 : Cas 11 BERNAFON
- ✓ Annexe 17 : Cas 12 BERNAFON
- ✓ Annexe 18 : Cas 13 BERNAFON
- ✓ Annexe 19 : Cas 1 OTICON
- ✓ Annexe 20 : Cas 2 OTICON
- ✓ Annexe 21 : Cas 3 OTICON
- ✓ Annexe 22 : Cas 4 OTICON
- ✓ Annexe 23 : Cas 5 OTICON
- ✓ Annexe 24 : Cas 6 OTICON
- ✓ Annexe 25 : Cas 7 OTICON
- ✓ Annexe 26 : Cas 8 OTICON
- ✓ Annexe 27 : Cas 9 OTICON
- ✓ Annexe 28 : Cas 10 OTICON
- ✓ Annexe 29 : Cas 11 OTICON
- ✓ Annexe 30 : Cas 12 OTICON

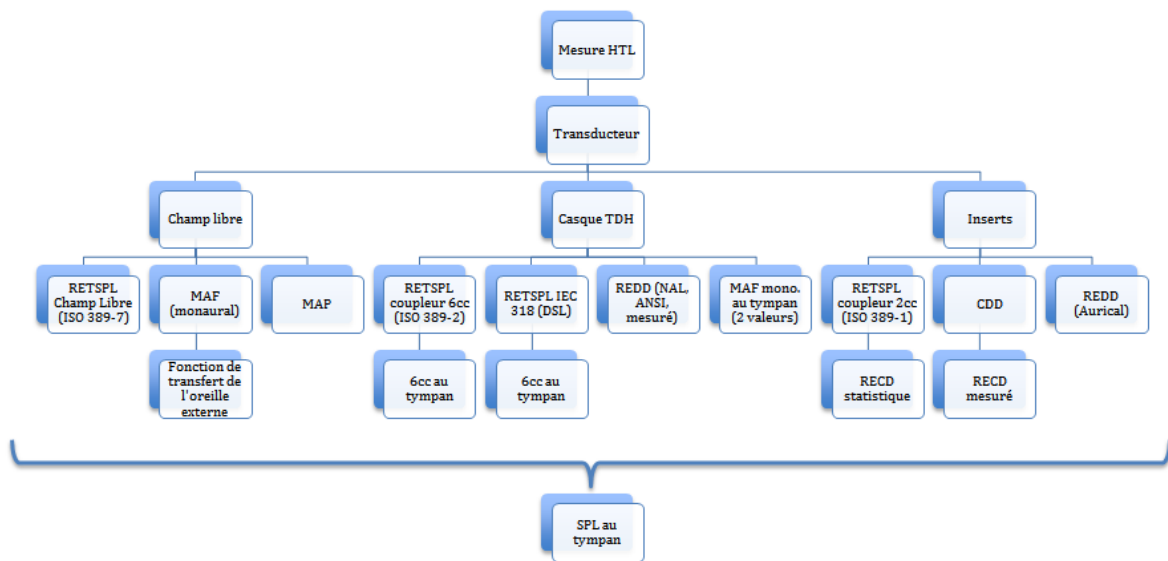
✓ Annexe 1 : Table de conversion HLSPL

RETSPL pour le casque			
Transducteurs et coupleurs	TDH	TDH 39	TDH 49/50
	6CC IEC 318	6CC NBS 9A	
Fréquences (Hz)			
125	45	45	47,5
160	38,5		
200	32,5		
250	27	25,5	26,5
315	22		
400	17		
500	13,5	11,5	13,5
630	10,5		
750	9	8	8,5
800	8,5		
1000	7,5	7	7,5
1250	7,5		
1500	7,5	6,5	7,5
1600	8		
2000	9	9	11
2500	10,5		
3000	11,5	10	9,5
3150	11,5		
4000	12	9,5	10,5
5000	11		
6000	16	15,5	13,5
6300	21		
8000	15,5	13	13

✓ Annexe 2 : Table de conversion HLSPL

RET SPL pour les inserts EAR 3A			
Types de Coupler	Simulateur d'oreille occluse IEC 711	2CC HA-2 IEC 126	2CC HA-1
Fréquences (Hz)			
125	28.0	26.0	26.5
160	24.5	22.0	22.0
200	21.5	18.0	19.5
250	17.5	14.0	14.5
315	15.5	12.0	15.0
400	13.0	9.0	10.5
500	9.5	5.5	6.0
630	7.5	4.0	4.5
750	6.0	2.0	2.0
800	5.5	1.5	1.5
1000	5.5	0.0	0.0
1250	8.5	2.0	1.0
1500	9.5	2.0	0.0
1600	9.5	2.0	1.5
2000	11.5	3.0	2.5
2500	13.5	5.0	4.5
3000	13.0	3.5	2.5
3150	13.0	4.0	2.5
4000	15.0	5.5	0.0
5000	18.5	5.0	1.5
6000	16.0	2.0	-2.5
6300	16.0	2.0	-2.0
8000	15.5	0.0	-3.0

✓ Annexe 3 : Arbre des différentes possibilités d'estimation ou de mesure directe des seuils en dB SPL au tympan. A. GAULT, X. DELERCE, 2010.



✓ Annexe 4 : Résultats des tests chez BERNAFON

Résultats de BERNAFON

Fréquence							
OREILLE	Mesures	500	1000	1500	2000	3000	4000
Cas 1	Insert + RECD	62	64	63	71	70	64
	In Situ	63	62	65	71	77	65
	Cible DSL	55	59	67	74	79	80
	Ecart 1-3	7	5	-4	-3	-9	-16
	Ecart 2-3	8	3	-2	-3	-2	-15
Cas 2	Insert + RECD	59	53	62	62	77	71
	In Situ	64	59	68	71	77	71
	Cible DSL	60	61	61	62	84	86
	Ecart 1-3	-1	-8	1	0	-7	-15
	Ecart 2-3	4	-2	7	9	-7	-15
Cas 3	Insert + RECD	59	57	58	61	77	70
	In Situ	59	60	63	63	77	71
	Cible DSL	61	60	61	69	77	80
	Ecart 1-3	-2	-3	-3	-8	0	-10
	Ecart 2-3	-2	0	2	-6	0	-9
Cas 4	Insert + RECD	65	55	60	66	74	63
	In Situ	66	58	60	74	80	67
	Cible DSL	53	55	60	66	71	76
	Ecart 1-3	12	0	0	0	3	-13
	Ecart 2-3	13	3	0	8	9	-9
Cas 5	Insert + RECD	63	62	58	67	73	61
	In Situ	61	64	58	64	70	59
	Cible DSL	57	52	58	66	74	83
	Ecart 1-3	6	10	0	1	-1	-22
	Ecart 2-3	4	12	0	-2	-4	-24
Cas 6	Insert + RECD	56	54	59	60	64	60
	In Situ	58	58	57	64	68	63
	Cible DSL	62	58	58	63	68	67
	Ecart 1-3	-6	-4	1	-3	-4	-7
	Ecart 2-3	-4	0	-1	1	0	-4

BERNAFON

		<i>Fréquence</i>					
OREILLE	Mesures	500	1000	1500	2000	3000	4000
Cas 7	Insert + RECD	57	58	69	70	66	66
	In Situ	58	55	69	73	67	66
	Cible DSL	57	61	71	75	72	71
	Ecart 1-3	0	-3	-2	-5	-6	-5
	Ecart 2-3	1	-6	-2	-2	-5	-5
Cas 8	Insert + RECD	56	63	68	74	77	63
	In Situ	58	66	69	74	80	67
	Cible DSL	64	65	68	77	84	89
	Ecart 1-3	-8	-2	0	-3	-7	-26
	Ecart 2-3	-6	1	1	-3	-4	-22
Cas 9	Insert + RECD	56	53	58	70	77	71
	In Situ	56	55	61	71	80	78
	Cible DSL	61	59	62	71	82	80
	Ecart 1-3	-5	-6	-4	-1	-5	-9
	Ecart 2-3	-5	-4	-1	0	-2	-2
Cas 10	Insert + RECD	60	59	63	79	62	62
	In Situ	64	64	66	81	67	65
	Cible DSL	65	67	69	73	73	72
	Ecart 1-3	-5	-8	-6	6	-11	-10
	Ecart 2-3	-1	-3	-3	8	-6	-7
Cas 11	Insert + RECD	63	68	67	72	75	74
	In Situ	68	68	69	72	77	75
	Cible DSL	66	65	69	72	76	78
	Ecart 1-3	-3	3	-2	0	-1	-4
	Ecart 2-3	2	3	0	0	1	-3
Cas 12	Insert + RECD	57	56	65	68	77	65
	In Situ	60	58	65	72	75	67
	Cible DSL	63	63	64	72	81	85
	Ecart 1-3	-6	-7	1	-4	-4	-20
	Ecart 2-3	-3	-5	1	0	-6	-18
Cas 13	Insert + RECD	59	50	52	66	73	63
	In Situ	60	55	55	66	70	64
	Cible DSL	63	61	61	71	85	89
	Ecart 1-3	-4	-11	-9	-5	-12	-26
	Ecart 2-3	-3	-6	-6	-5	-15	-25

✓ Annexe 5 : Résultats des tests chez OTICON :

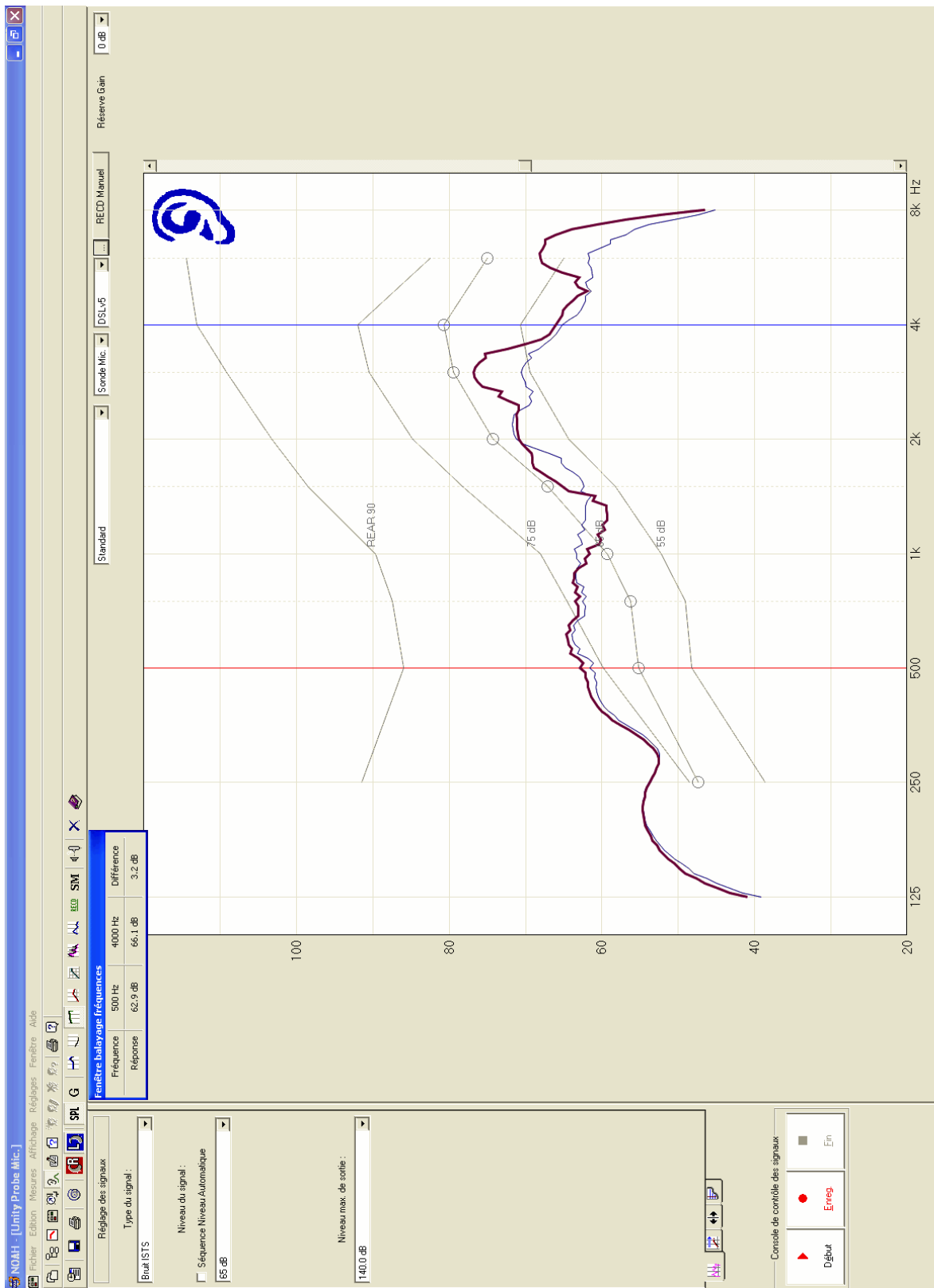
OTICON

Fréquence							
OREILLE	Mesures	500	1000	1500	2000	3000	4000
Cas 1	Insert + RECD	70	73	82	87	91	85
	In Situ	67	70	78	83	83	81
	Cible DSL	68	69	78	86	88	91
	Ecart 1-3	2	4	4	1	3	-6
	Ecart 2-3	-1	1	0	-3	-5	-10
Cas 2	Insert + RECD	76	78	84	86	92	82
	In Situ	69	75	82	89	88	84
	Cible DSL	75	74	79	84	88	93
	Ecart 1-3	1	4	5	2	4	-11
	Ecart 2-3	-6	1	3	5	0	-9
Cas 3	Insert + RECD	55	57	57	65	73	64
	In Situ	57	59	57	70	73	67
	Cible DSL	52	60	65	73	86	97
	Ecart 1-3	3	-3	-8	-8	-13	-33
	Ecart 2-3	5	-1	-8	-3	-13	-30
Cas 4	Insert + RECD	57	60	59	70	73	57
	In Situ	58	60	60	71	75	65
	Cible DSL	59	59	62	68	72	74
	Ecart 1-3	-2	1	-3	2	1	-17
	Ecart 2-3	-1	1	-2	3	3	-9
Cas 5	Insert + RECD	58	57	59	69	73	62
	In Situ	58	63	65	73	73	70
	Cible DSL	62	58	60	68	73	76
	Ecart 1-3	-4	-1	-1	1	0	-14
	Ecart 2-3	-4	5	5	5	0	-6
Cas 6	Insert + RECD	66	79	87	87	96	88
	In Situ	70	90	92	99	97	88
	Cible DSL	68	89	93	105	113	111
	Ecart 1-3	-2	-10	-6	-18	-17	-23
	Ecart 2-3	2	1	-1	-6	-16	-23

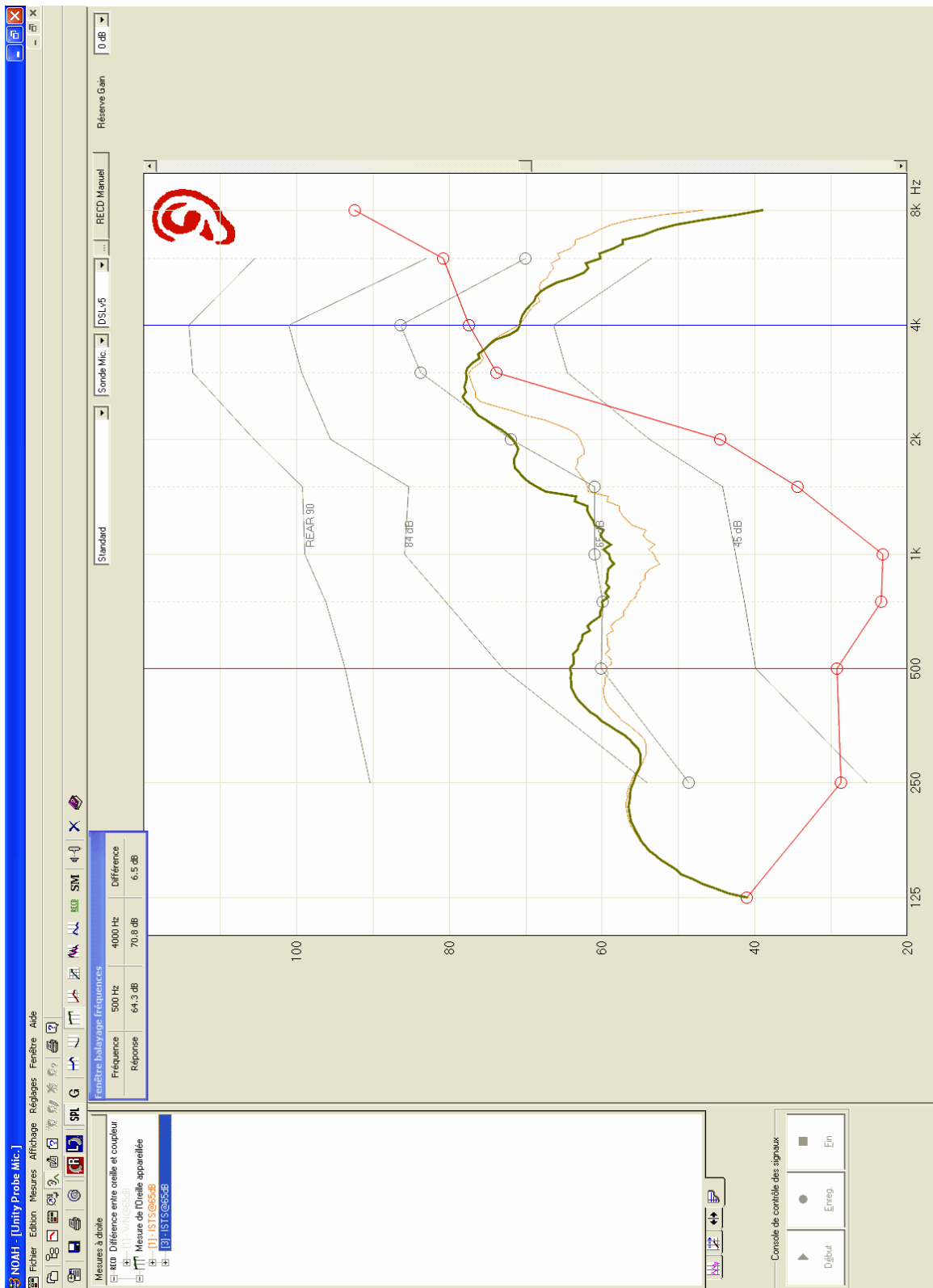
OTICON

		<i>Fréquence</i>					
OREILLE	Mesures	500	1000	1500	2000	3000	4000
Cas7	Insert + RECD	64	60	67	71	82	66
	In Situ	63	60	67	74	87	73
	Cible DSL	68	68	72	82	90	93
	Ecart 1-3	-4	-8	-5	-11	-8	-27
	Ecart 2-3	-5	-8	-5	-8	-3	-20
Cas 8	Insert + RECD	57	52	55	55	66	63
	In Situ	57	51	54	56	70	59
	Cible DSL	60	57	59	68	79	85
	Ecart 1-3	-3	-5	-4	-13	-13	-22
	Ecart 2-3	-3	-6	-5	-12	-9	-26
Cas 9	Insert + RECD	58	50	53	52	62	59
	In Situ	58	51	54	54	64	61
	Cible DSL	59	53	54	64	73	75
	Ecart 1-3	-1	-3	-1	-12	-11	-16
	Ecart 2-3	-1	-2	0	-10	-9	-14
Cas 10	Insert + RECD	58	64	68	77	80	73
	In Situ	58	64	68	78	85	75
	Cible DSL	59	63	70	82	89	93
	Ecart 1-3	-1	1	-2	-5	-9	-20
	Ecart 2-3	-1	1	-2	-4	-4	-18
Cas 12	Insert + RECD	57	63	52	65	72	68
	In Situ	57	63	53	65	71	67
	Cible DSL	59	67	59	67	74	82
	Ecart 1-3	-2	-4	-7	-2	-2	-14
	Ecart 2-3	-2	-4	-6	-2	-3	-15
Cas 12	Insert + RECD	57	50	52	63	74	63
	In Situ	57	51	51	63	74	63
	Cible DSL	60	53	57	66	77	85
	Ecart 1-3	-3	-3	-5	-3	-3	-22
	Ecart 2-3	-3	-2	-6	-3	-3	-22

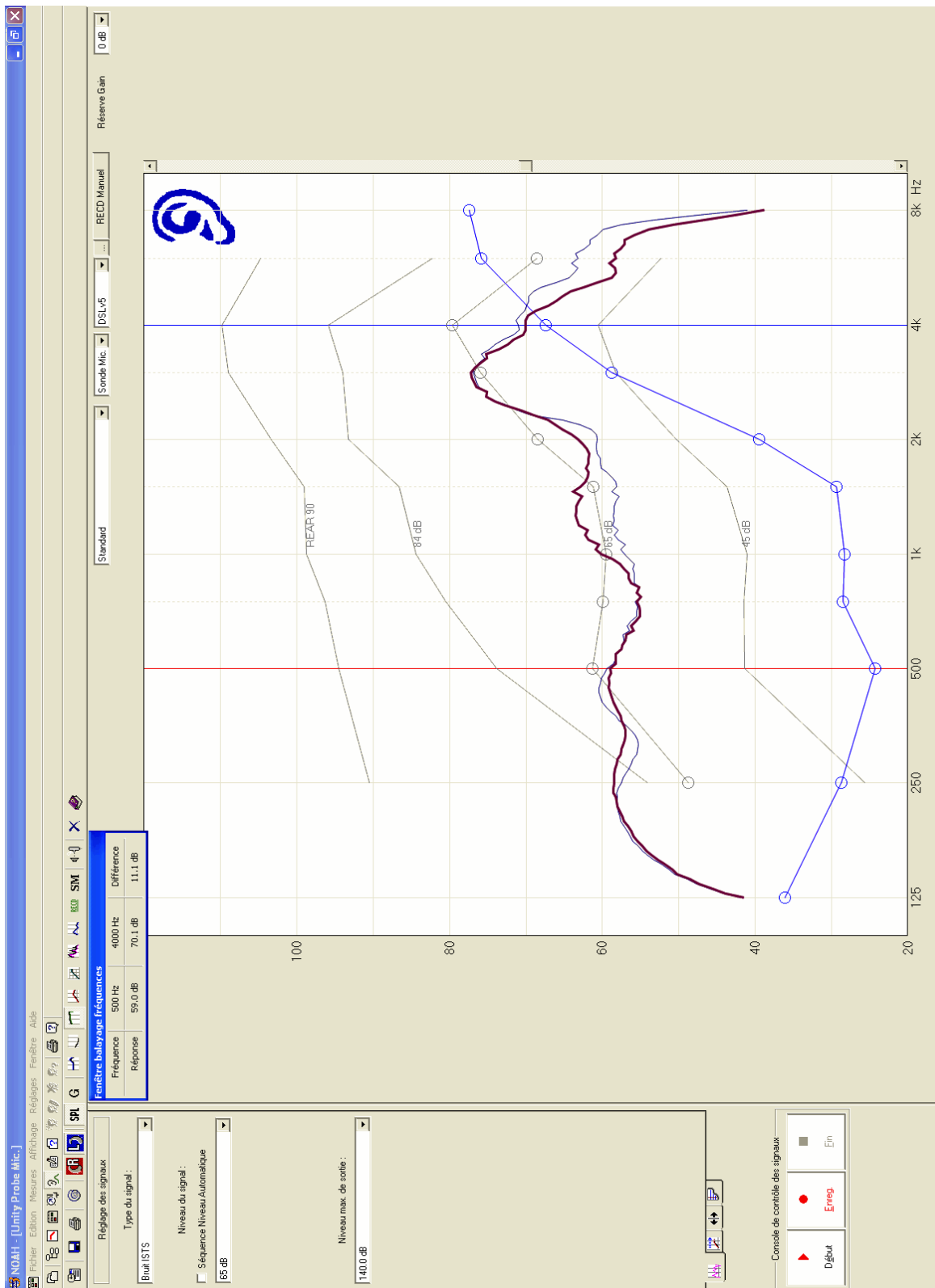
✓ Annexe 6 : Cas 1 BERNAFON



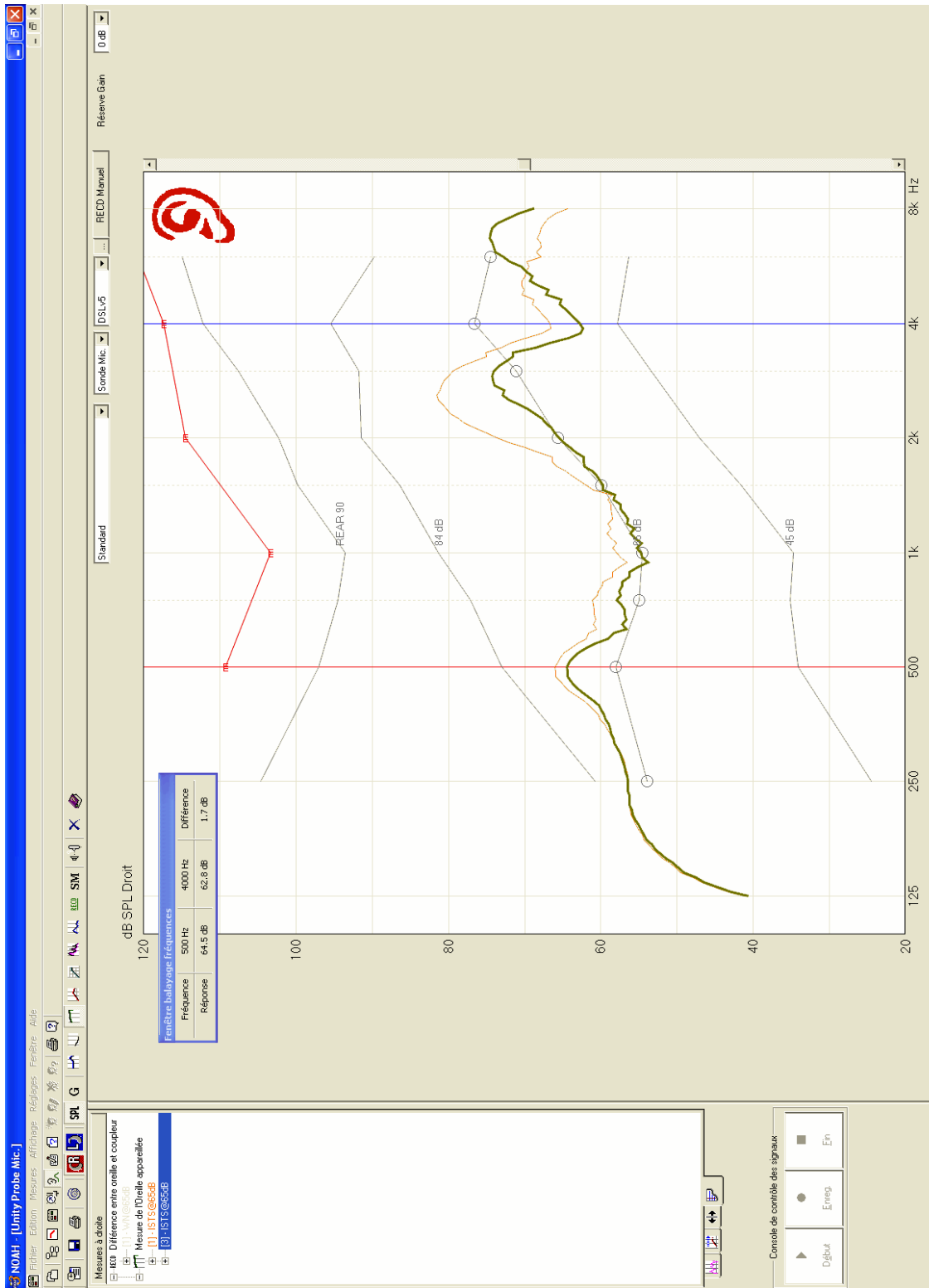
✓ Annexe 7 : Cas 2 BERNAFON



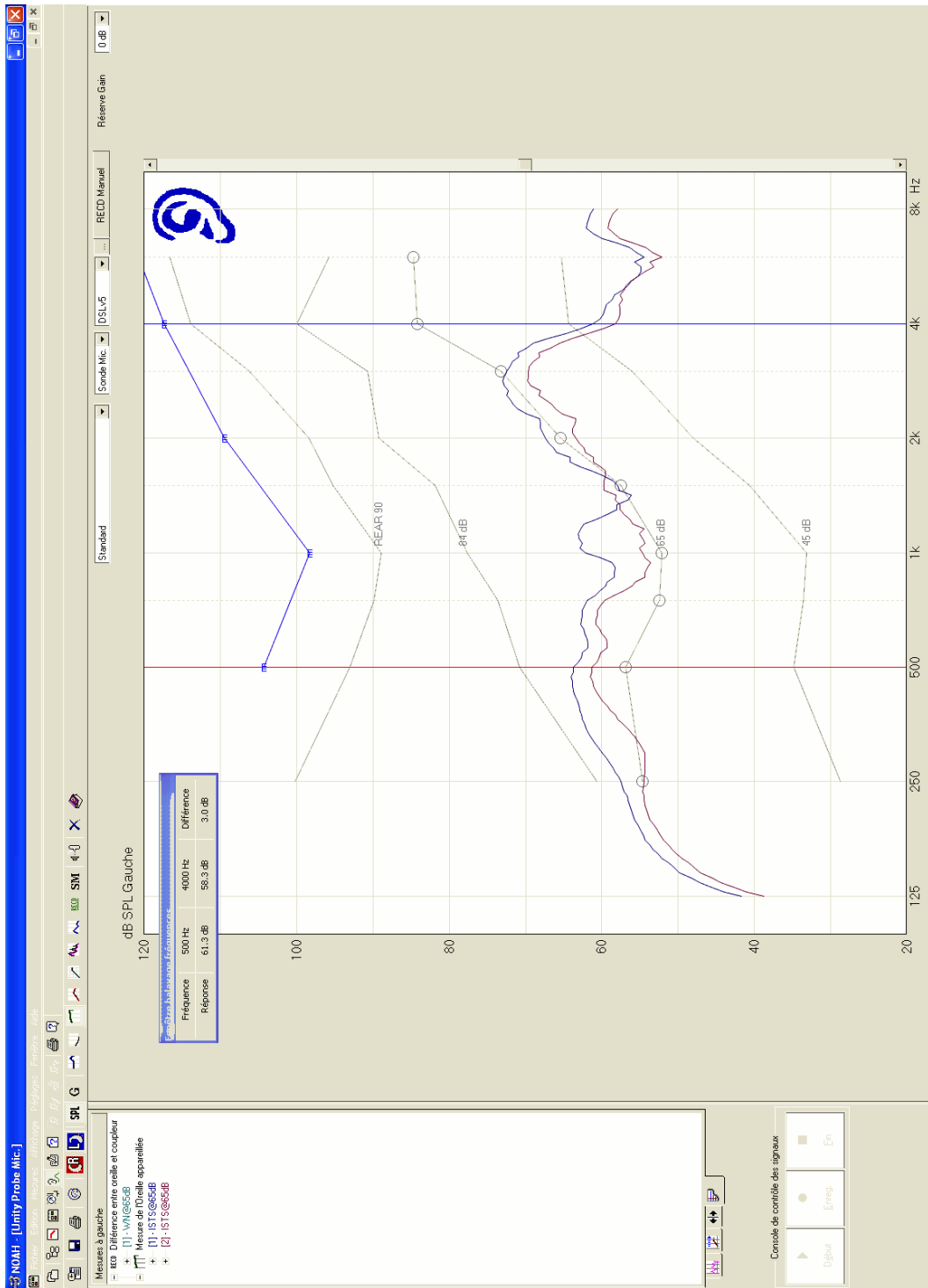
✓ Annexe 8 : Cas 3 BERNAFON



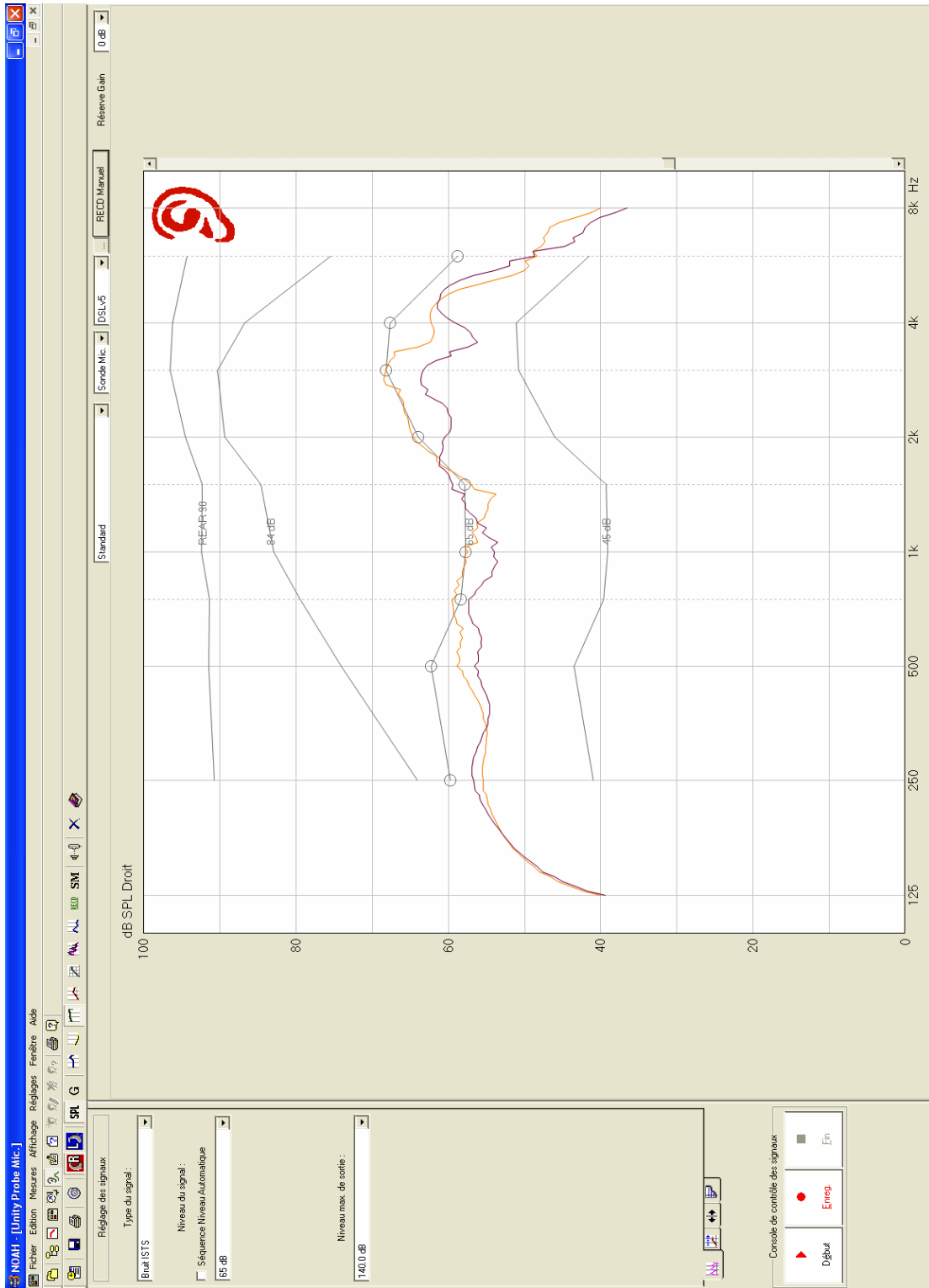
✓ Annexe 9 : Cas 4 BERNAFON



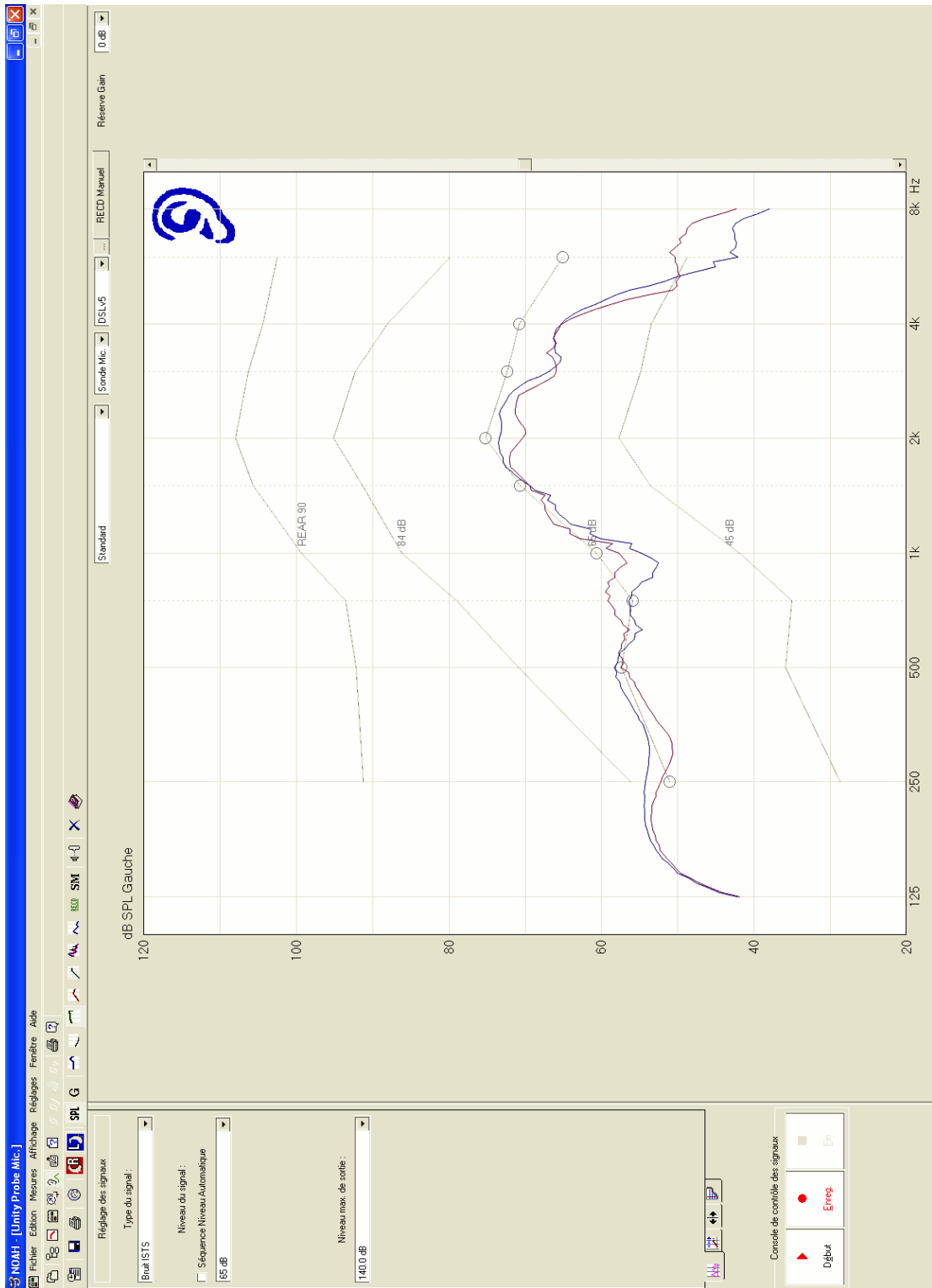
✓ Annexe 10 : Cas 5 BERNAFON



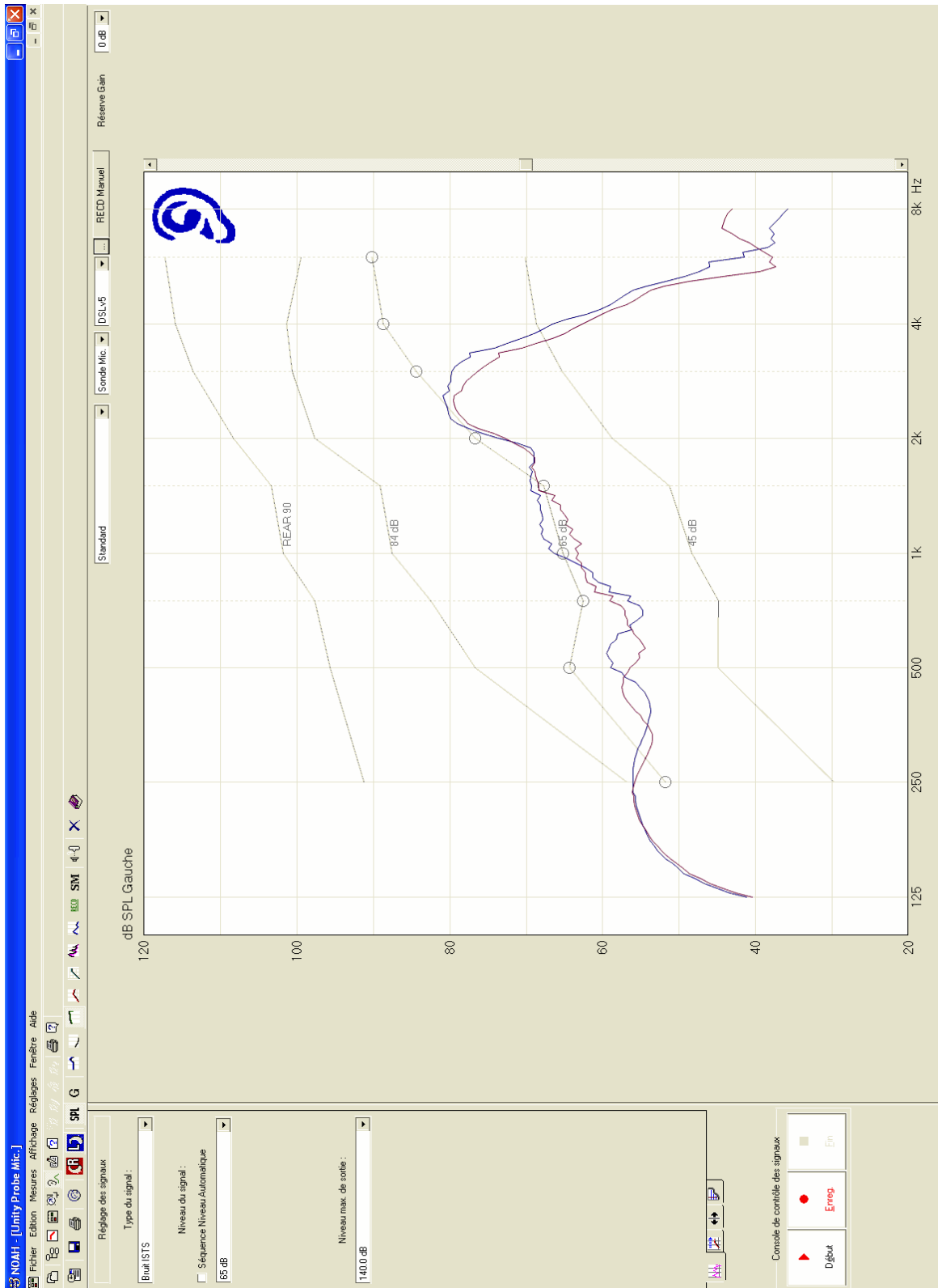
✓ Annexe 11 : Cas 6 BERNAFON



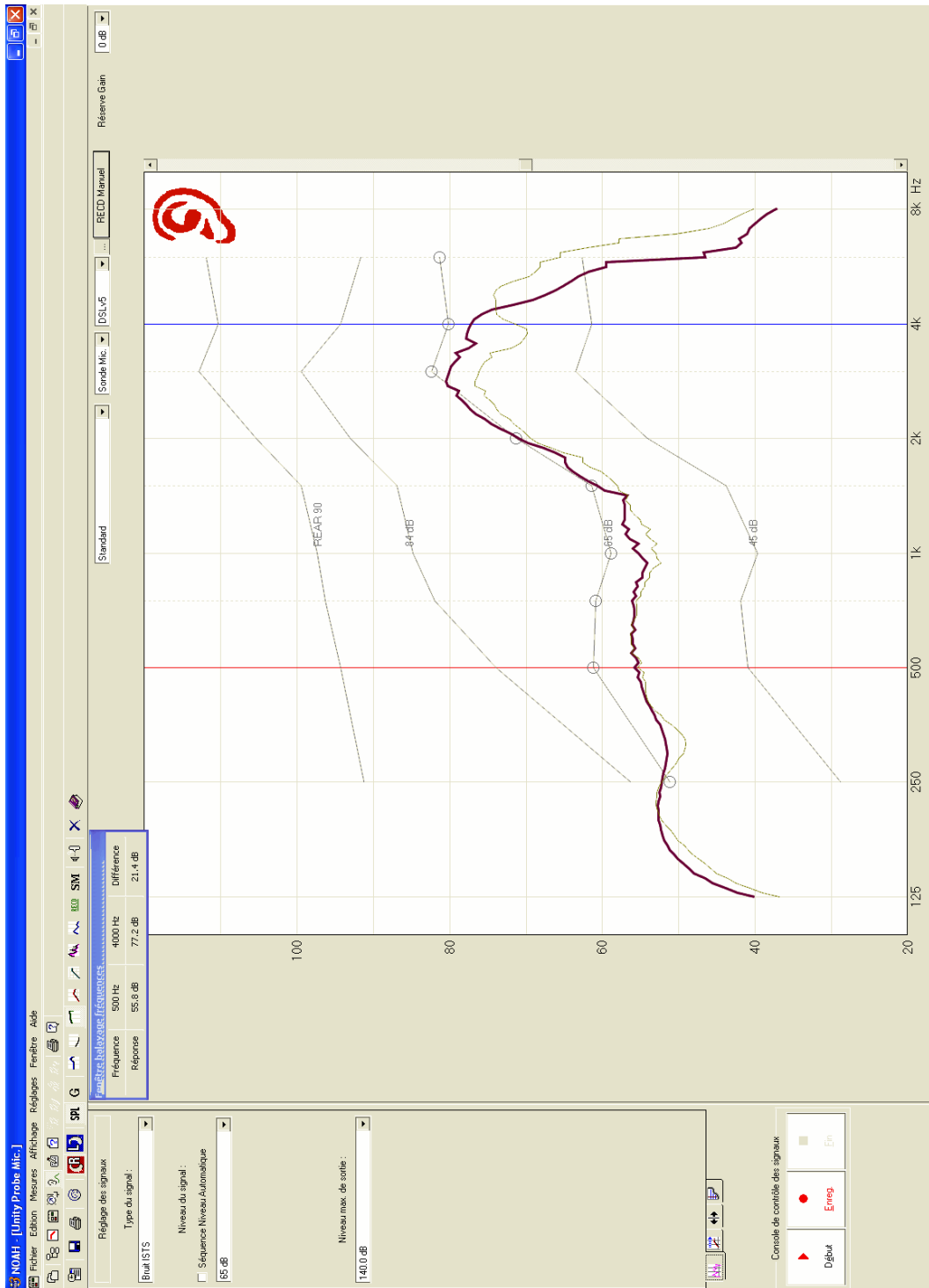
✓ Annexe 12 : Cas 7 BERNAFON



✓ Annexe 13 : Cas 8 BERNAFON



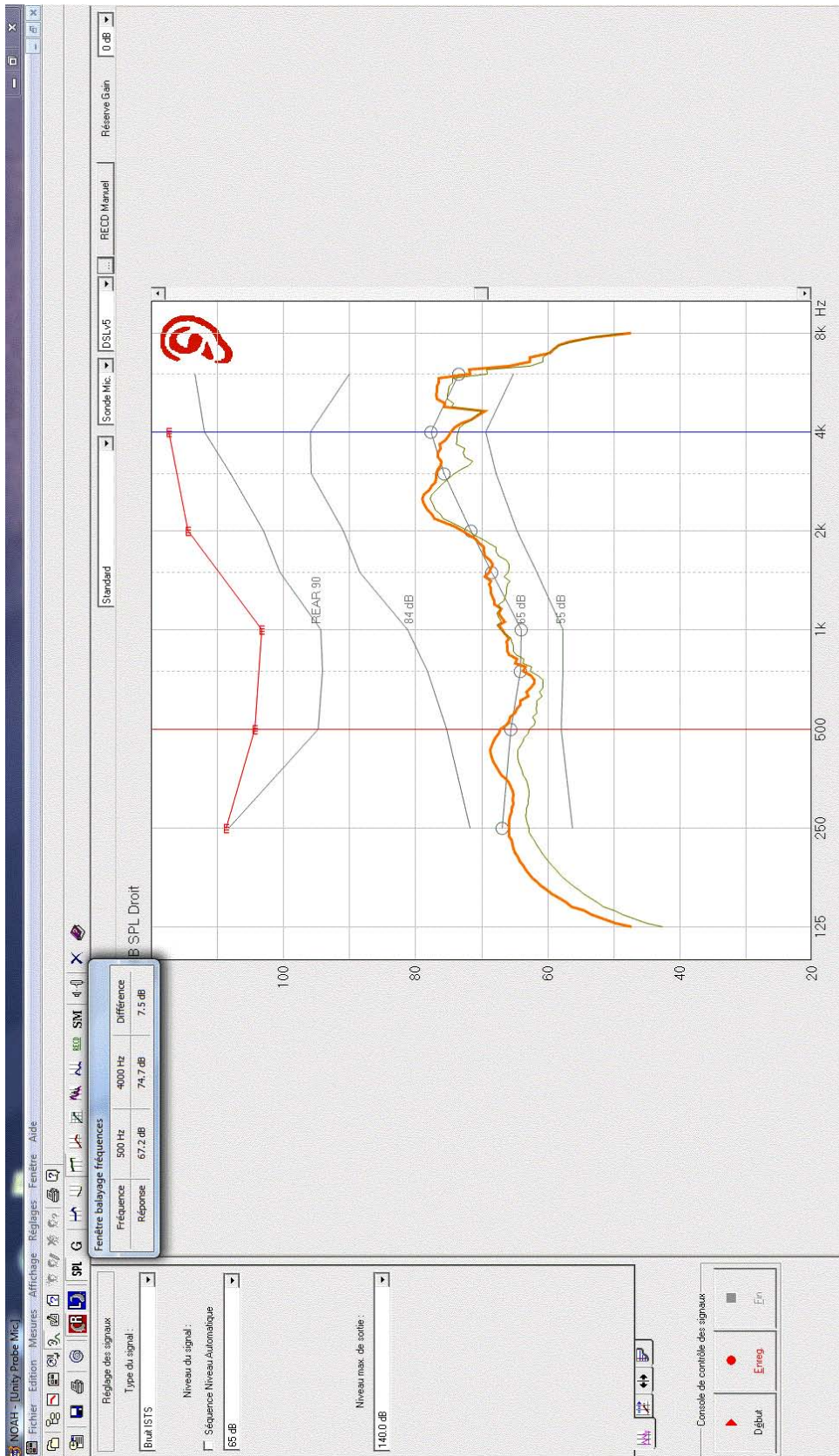
✓ Annexe 14 : Cas 9 BERNAFON



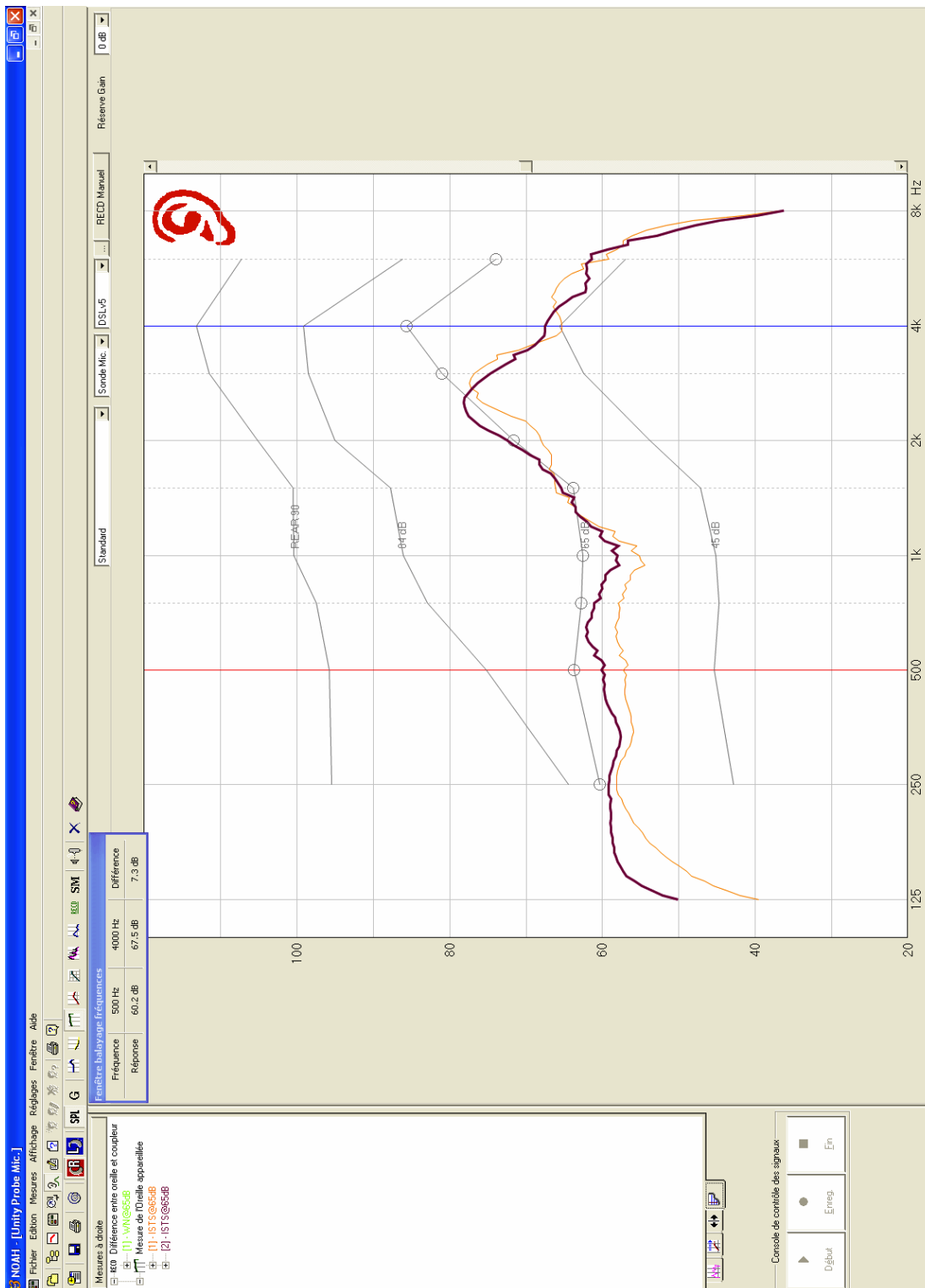
✓ Annexe 15 : Cas 10 BERNAFON



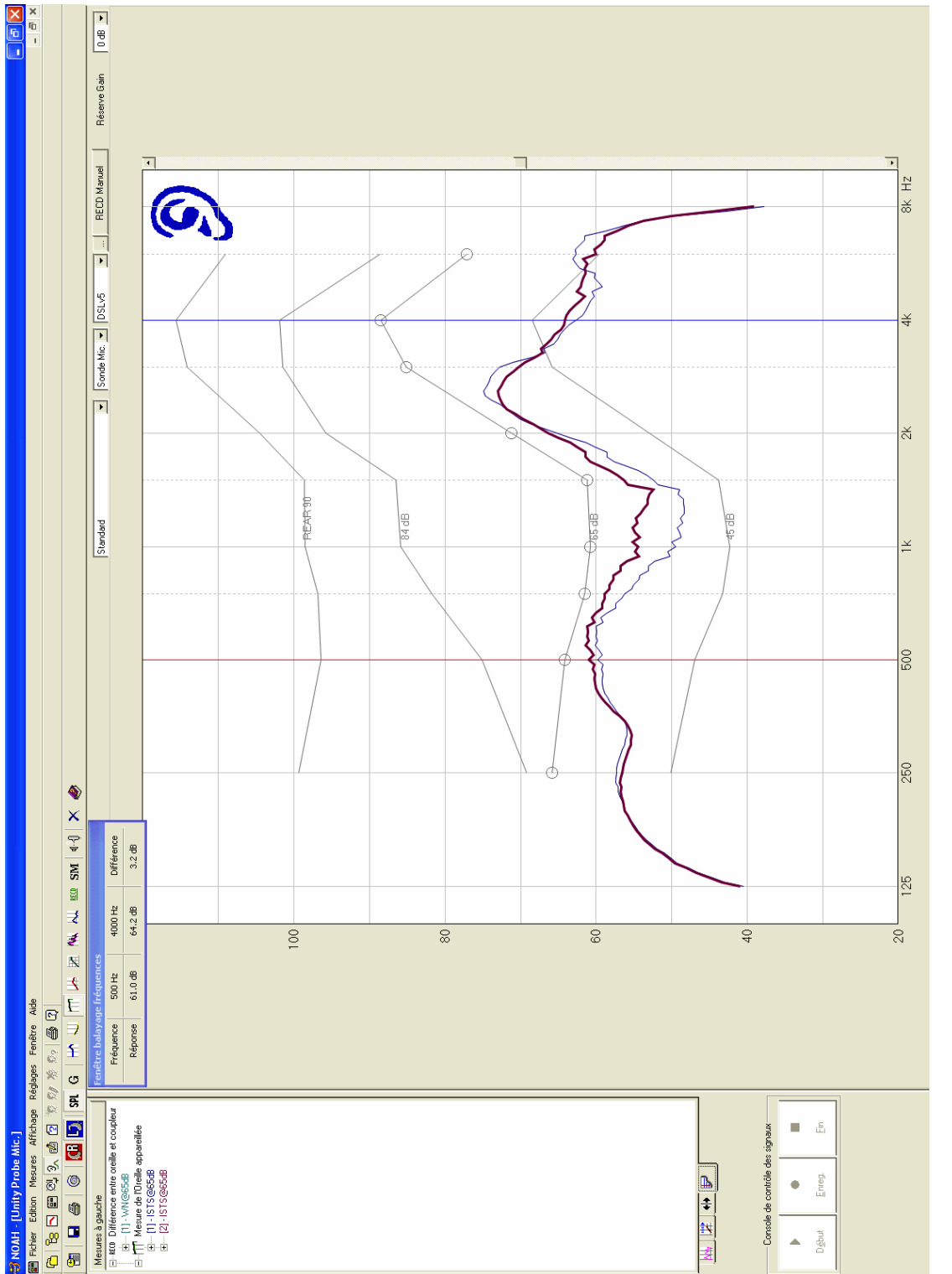
✓ Annexe 16 : Cas 11 BERNAFON



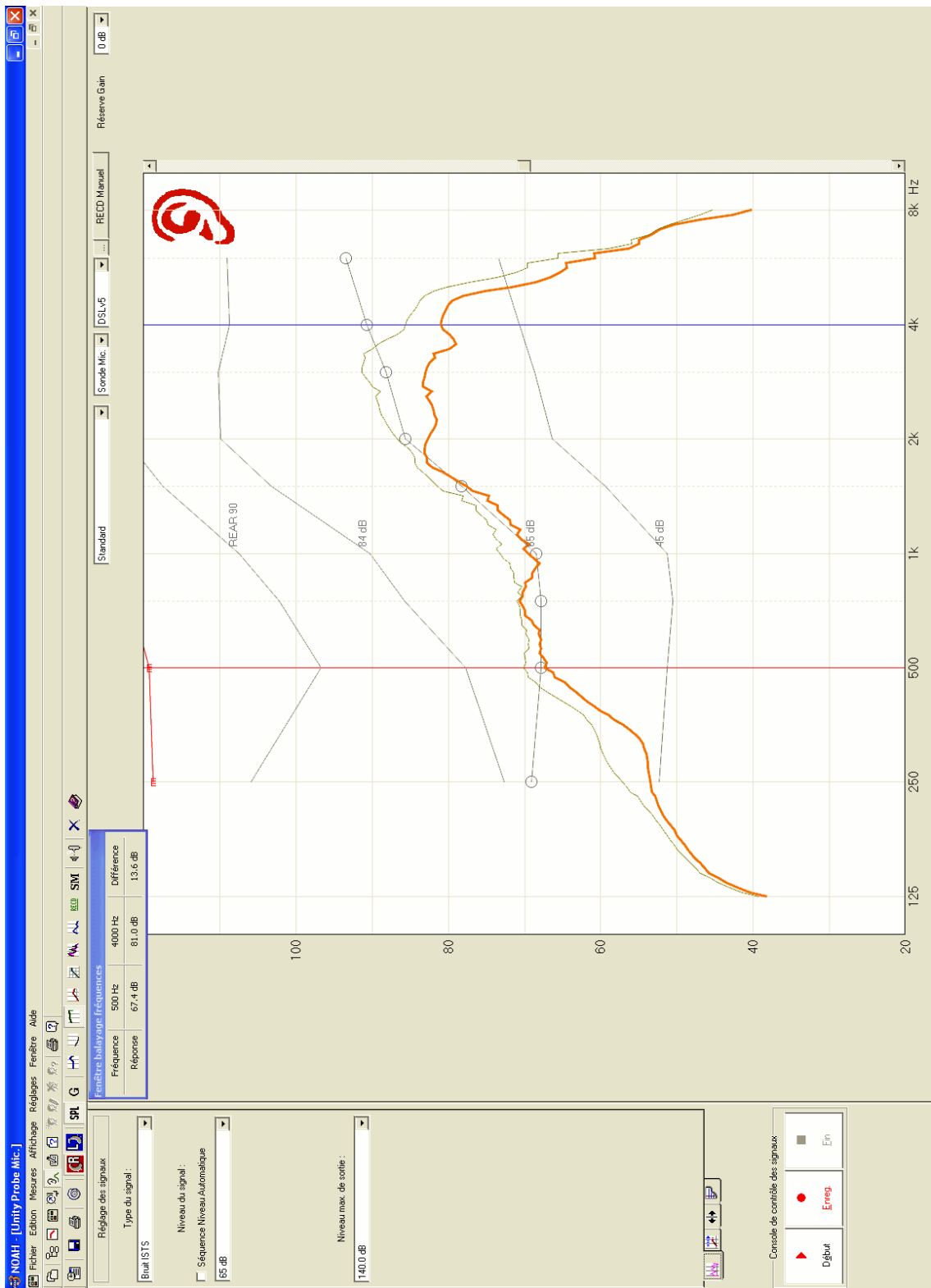
✓ Annexe 17 : Cas 12 BERNAFON



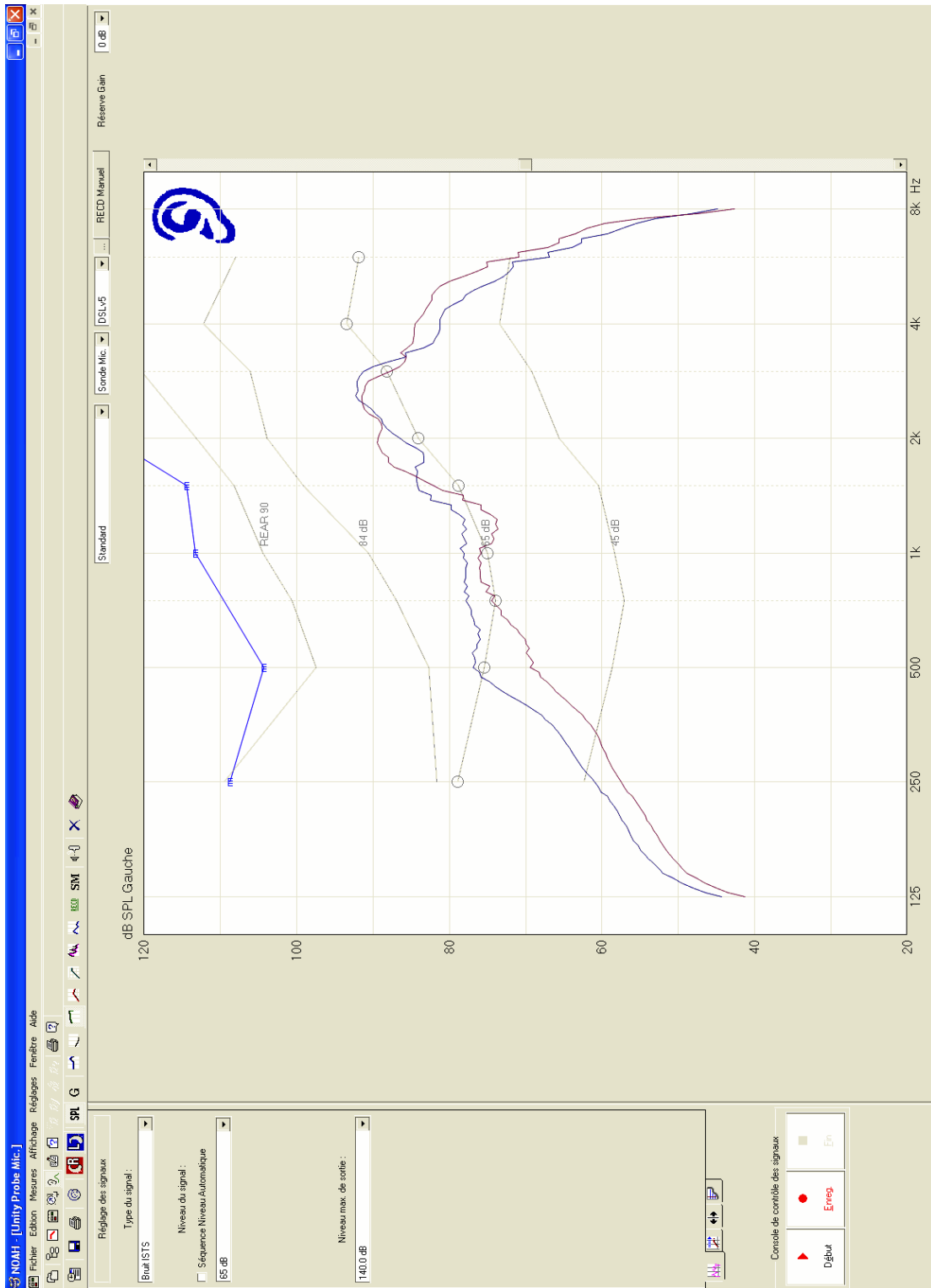
✓ Annexe 18 : Cas 13 BERNAFON



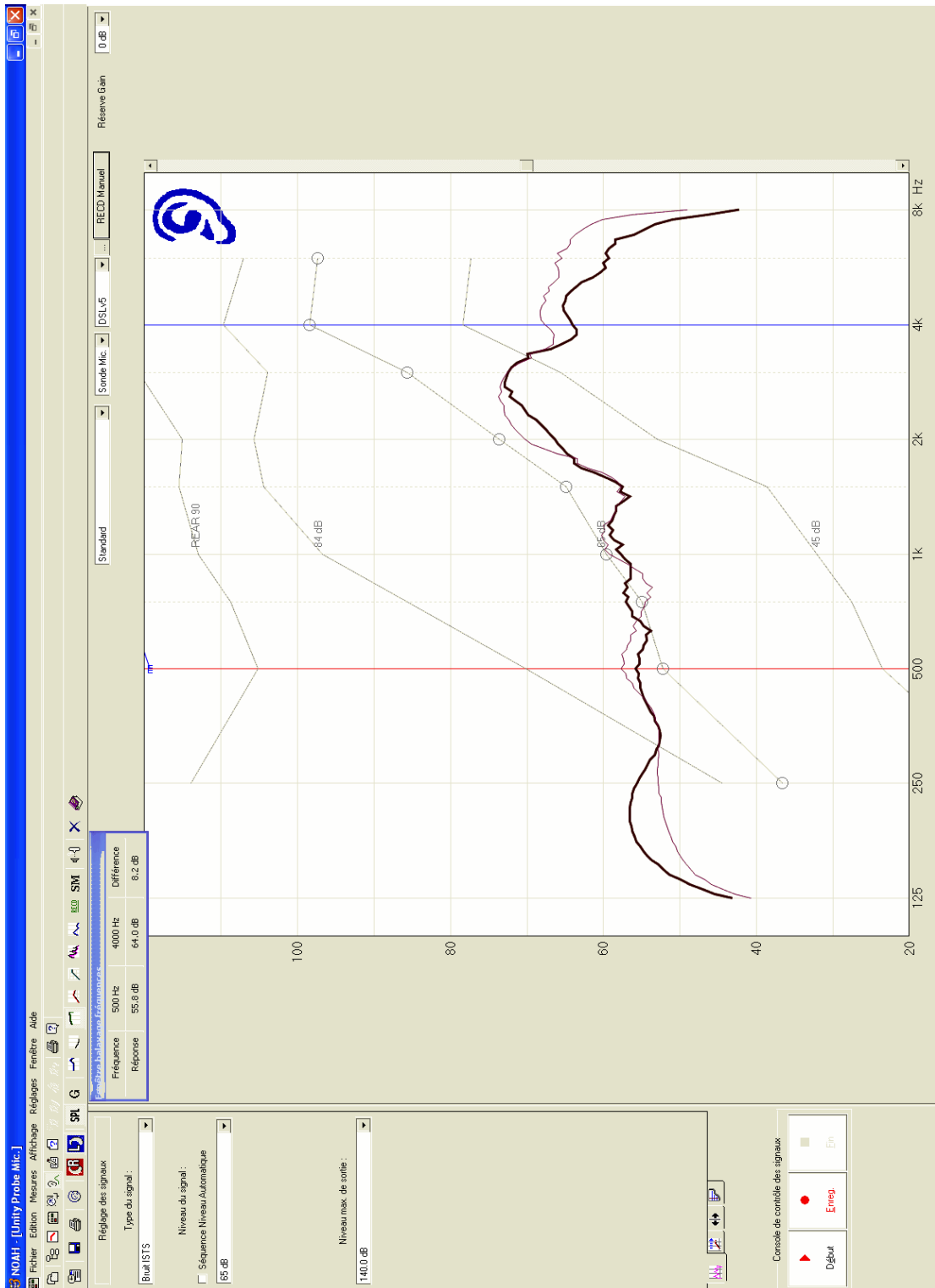
✓ Annexe 19 : Cas 1 OTICON



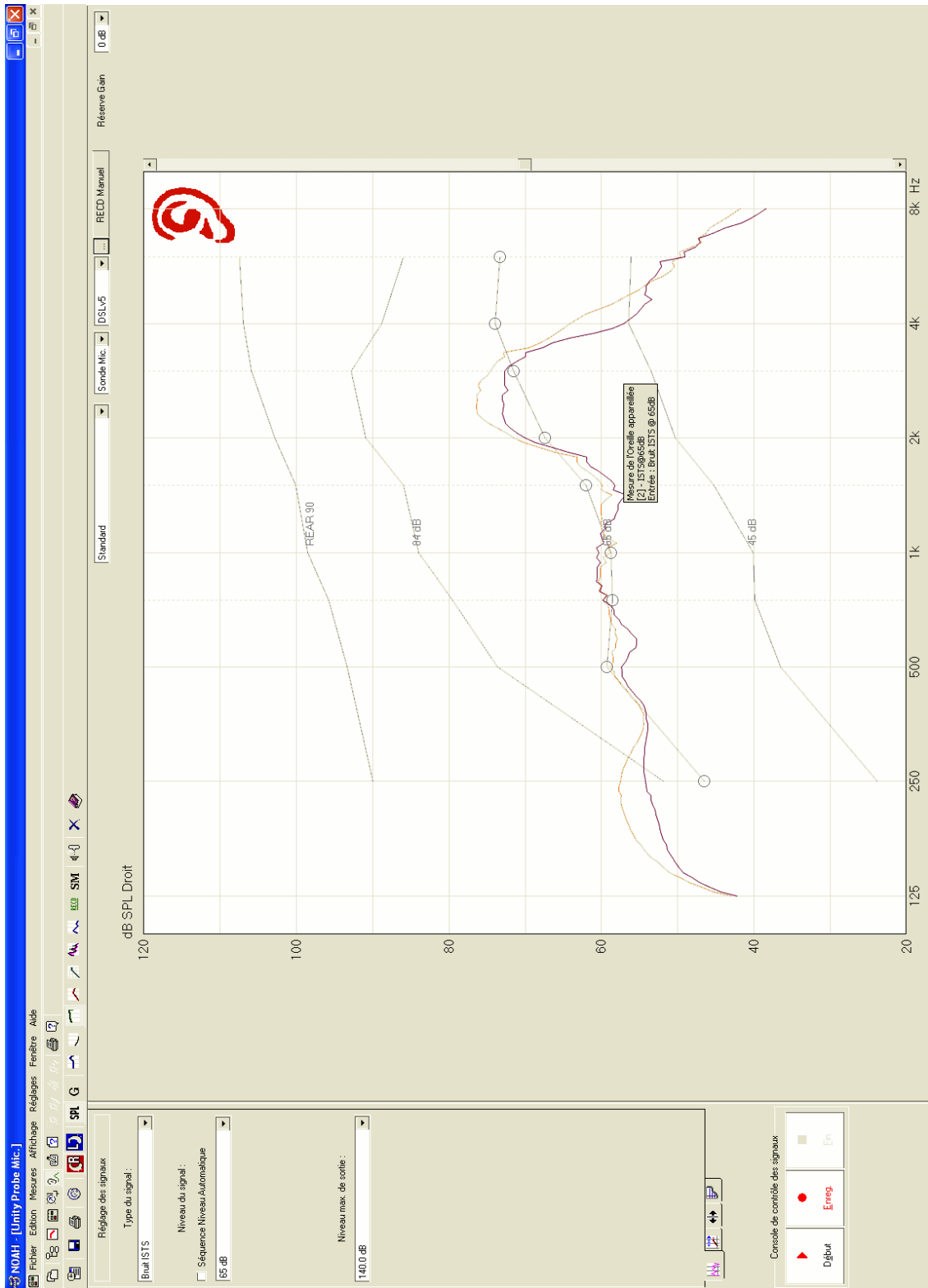
✓ Annexe 20 : Cas 2 OTICON



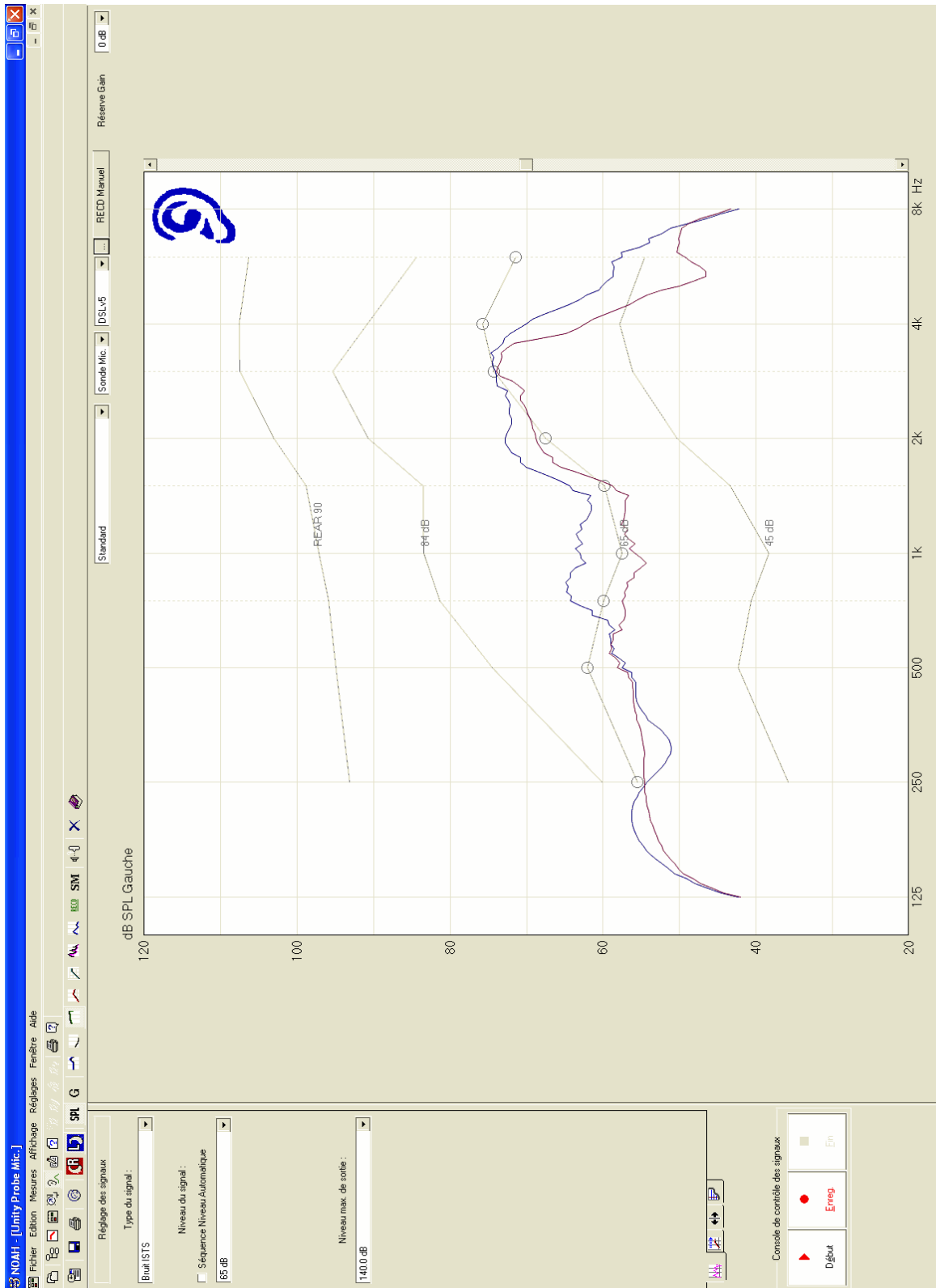
✓ Annexe 21 : Cas 3 OTICON



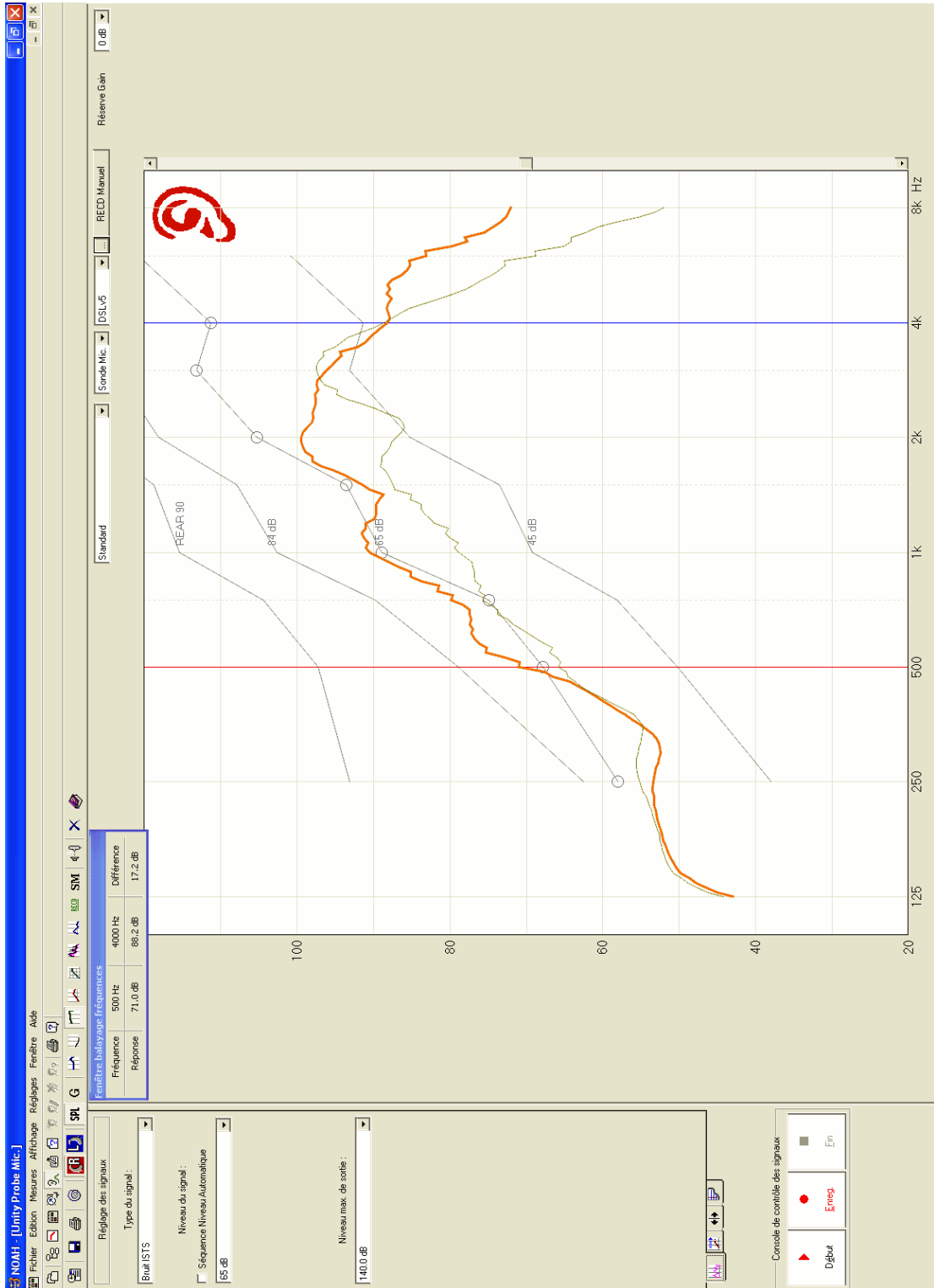
✓ Annexe 22 : Cas 4 OTICON



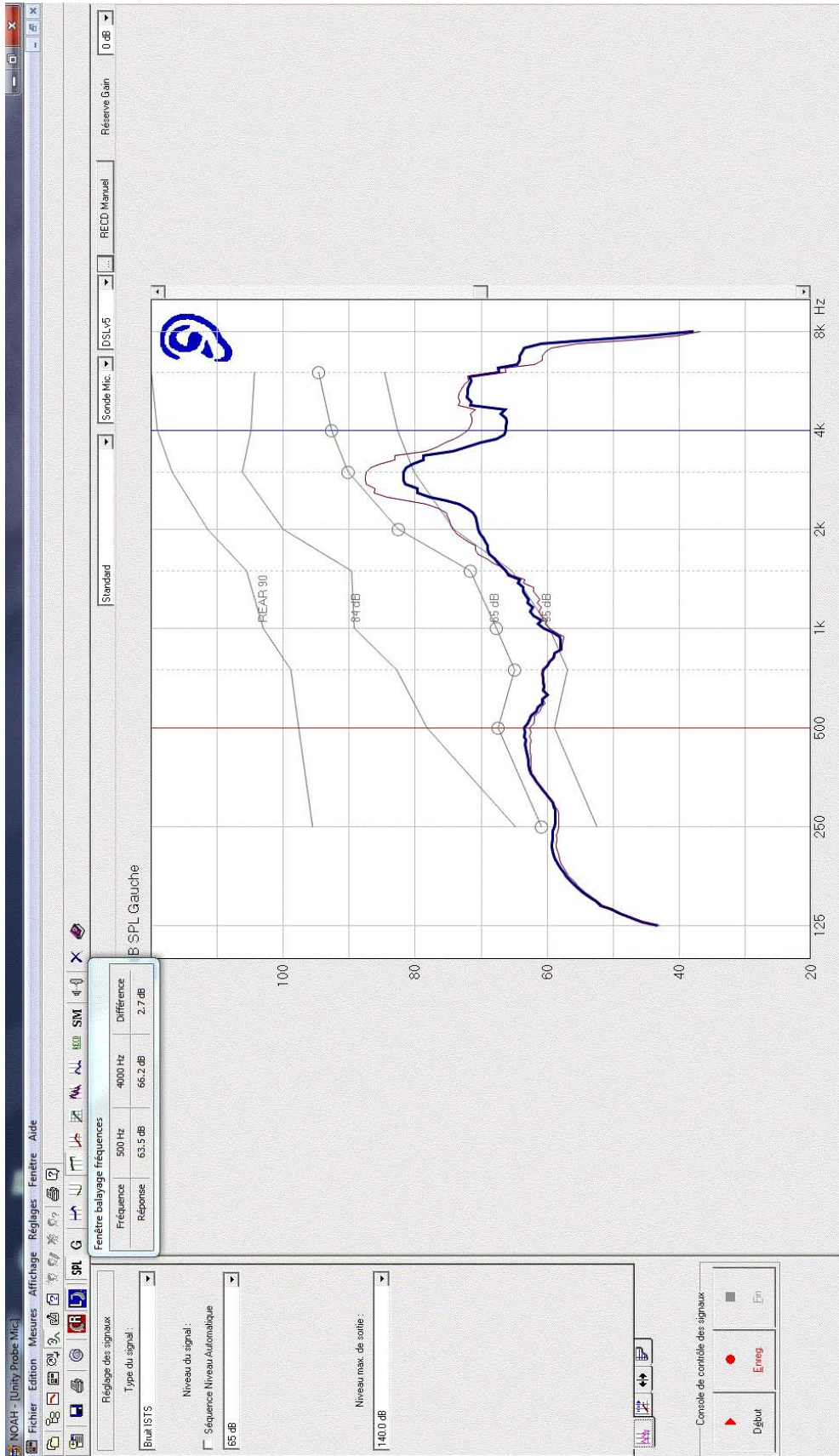
✓ Annexe 23 : Cas 5 OTICON



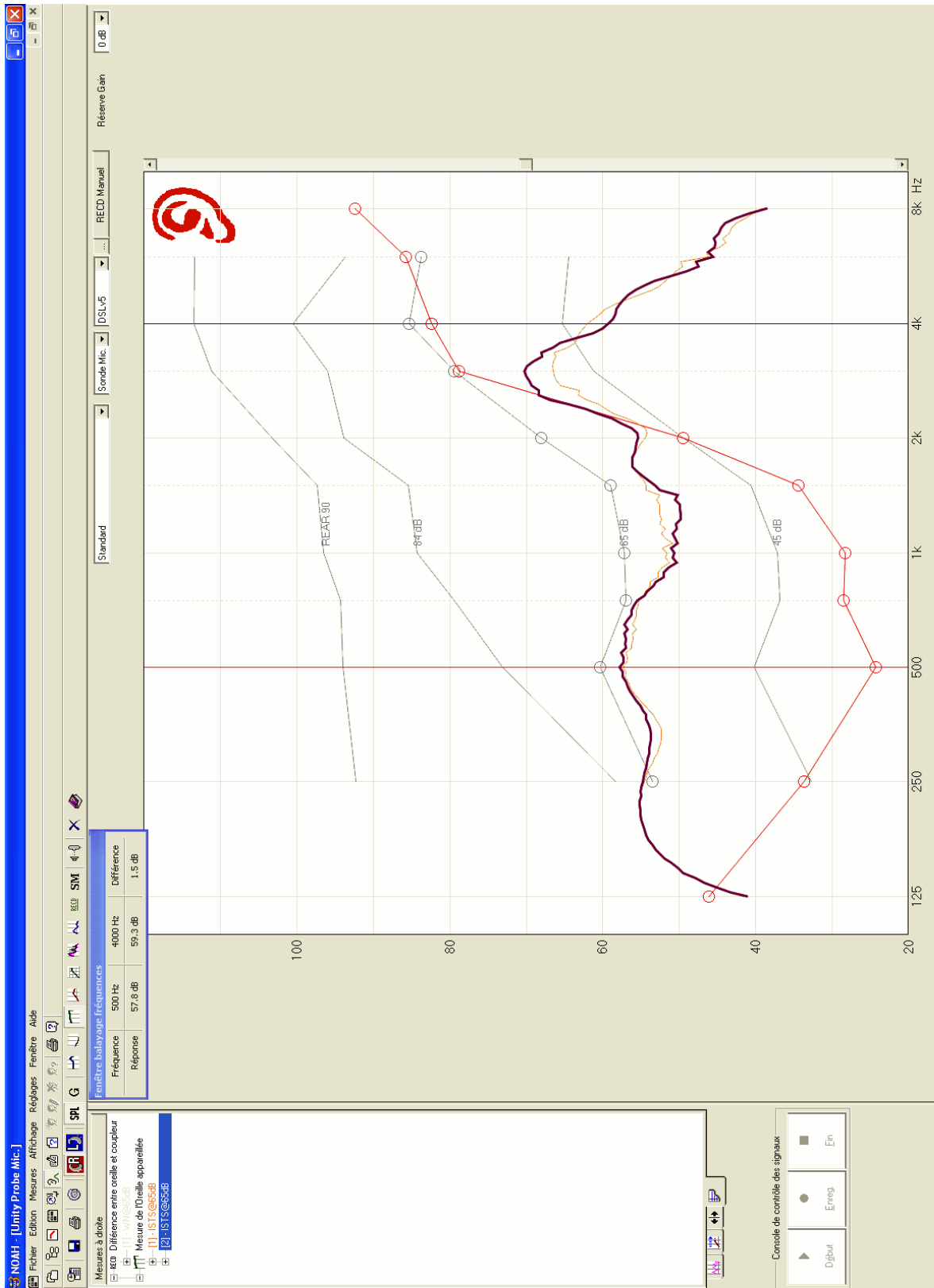
✓ Annexe 24 : Cas 6 OTICON



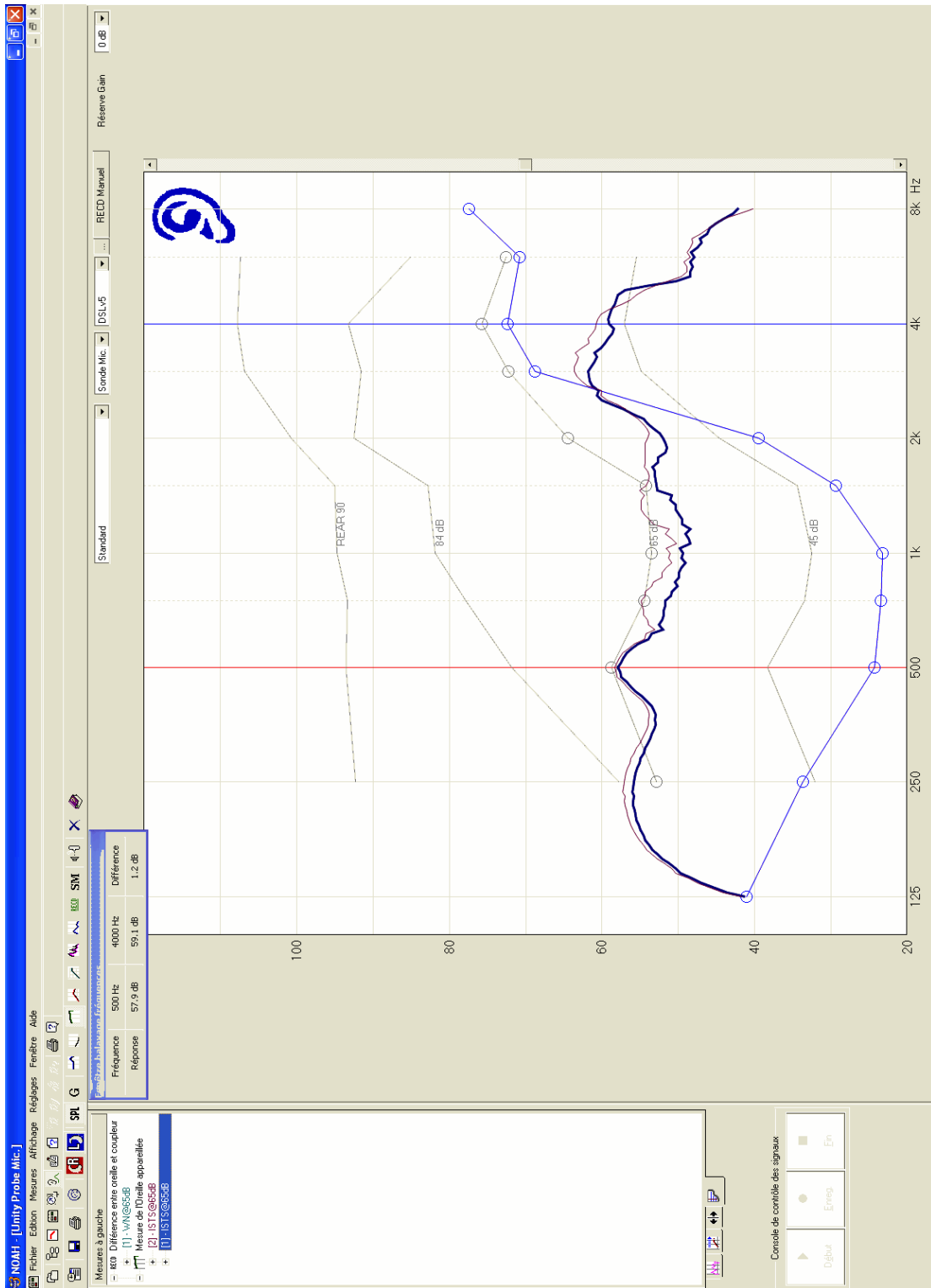
✓ Annexe 25 : Cas 7 OTICON



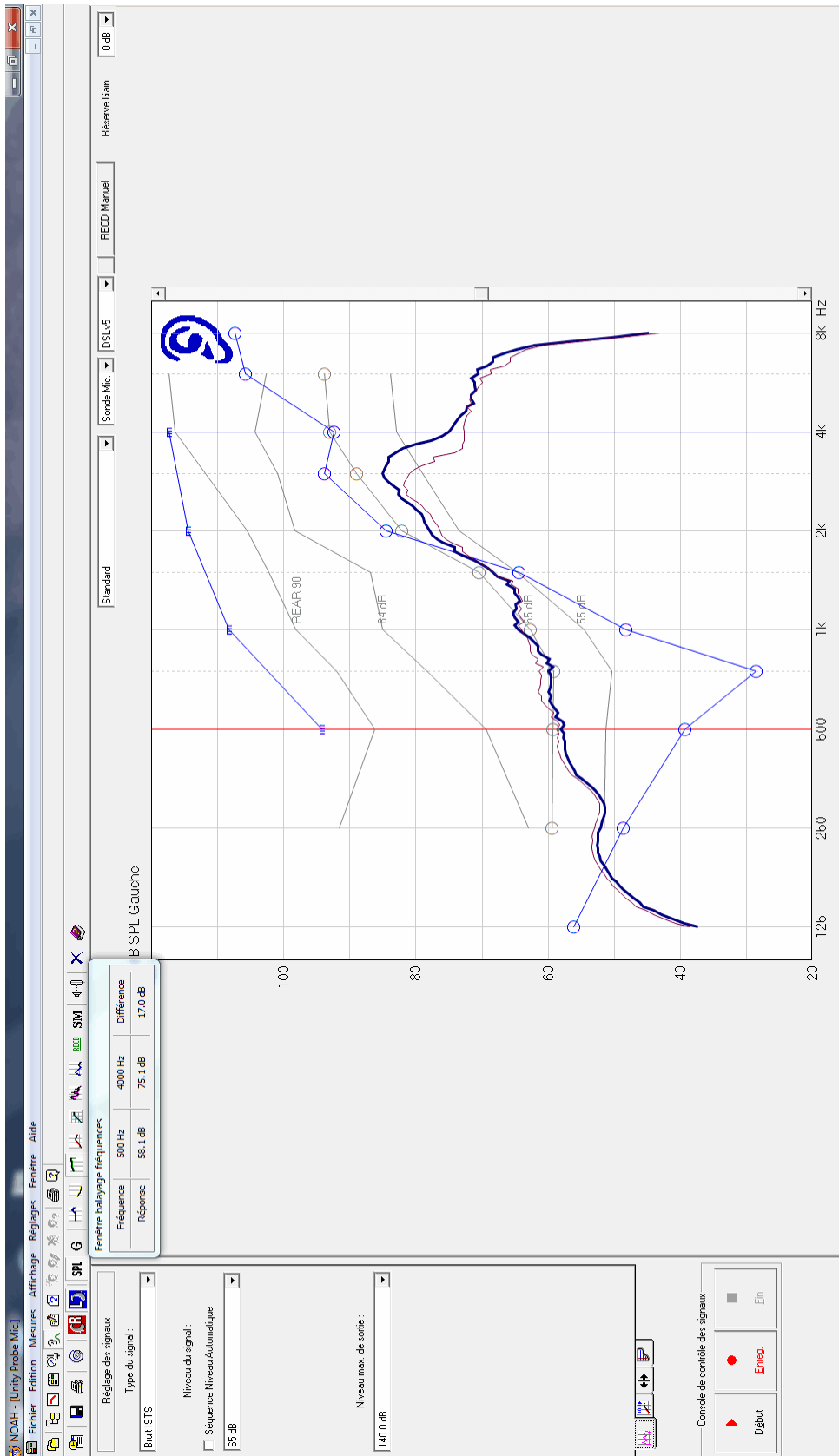
✓ Annexe 26 : Cas 8 OTICON



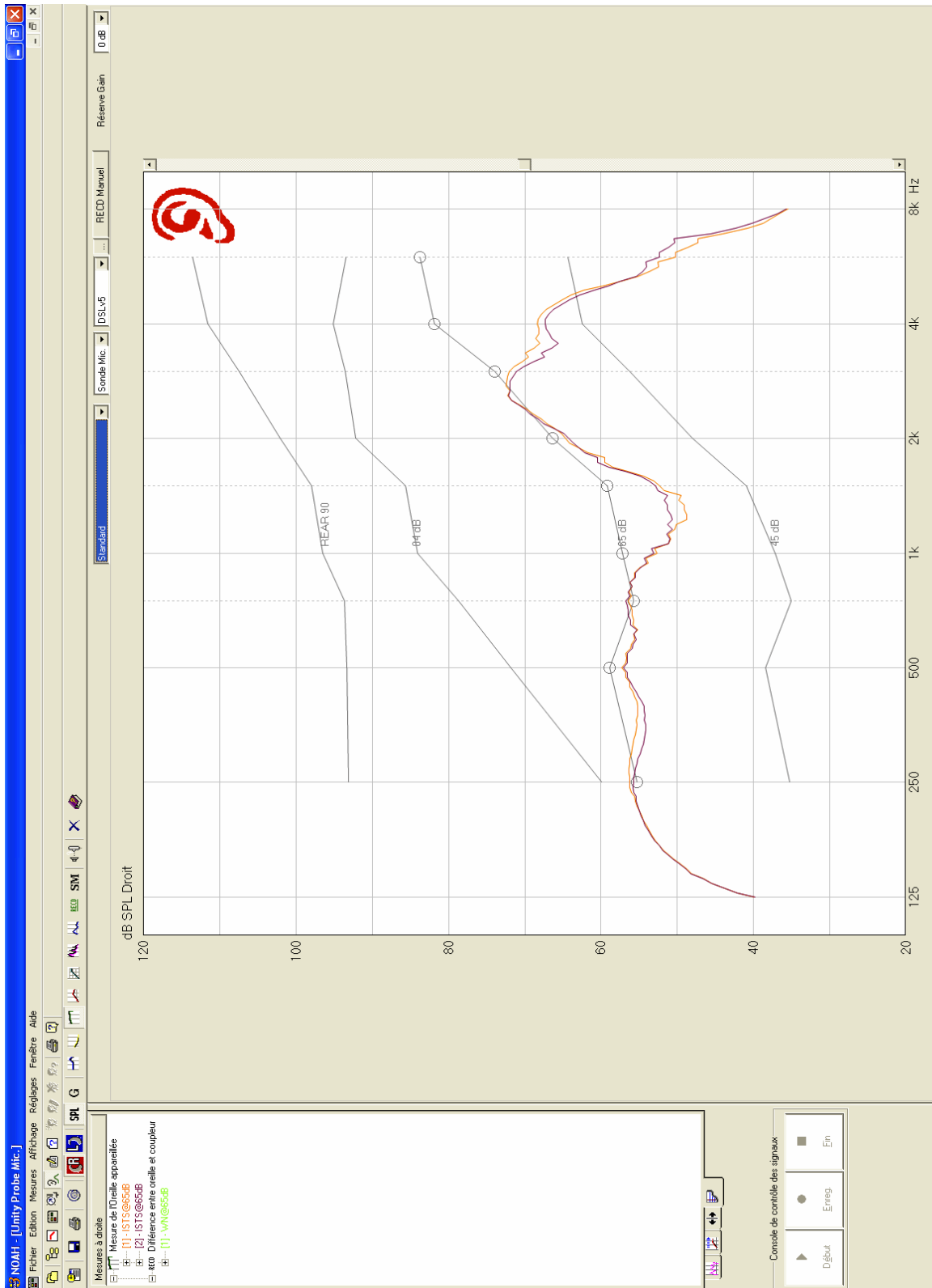
✓ Annexe 27 : Cas 9 OTICON



✓ Annexe 28 : Cas 10 OTICON



✓ Annexe 29 : Cas 11 OTICON



✓ Annexe 30 : Cas 12 OTICON

