

La mesure in-vivo d'efficacité de l'appareillage auditif

Atelier 1

Congrès UNSAF – CNIT La Défense

14 et 15 mars 2010

Au départ prévu pour une revue « pas à pas » de la Mesure In-Vivo (MIV), avec ses quelques pièges (peu nombreux), il m'a semblé intéressant de mettre l'accent sur la mesure des niveaux de sortie avec appareil (Real Ear Aided Response, REAR) et donc de s'intéresser au champ dynamique du malentendant, le SPLoGramme. Le tout, en utilisant les signaux les plus sûrs avec les aides auditives actuelles : les signaux vocaux.

La MIV est souvent présentée comme LA mesure objective par excellence, d'autant plus si elle est réalisée avec signaux vocaux. C'est oublier une incertitude majeure : la transposition de l'audiogramme HL en SPLoGramme. C'est pourquoi j'insisterai sur ce point et les moyens de l'améliorer, ainsi que son pendant, la MIV du niveau de sortie (REAR).

A ce jour en France, on peut estimer que trois matériels occupent la plus grande part du marché des chaînes de mesure : Affinity (Interacoustics), Aurical (Madsen) et Unity (Siemens). Ces trois matériels, d'origine ou en option, permettent la MIV avec signaux vocaux et en niveau de sortie, ce que l'on appelle en bon français le « Speech Mapping », terme et concept créés par Audioscan, précurseur en la matière.

Vous trouverez dans les têtes de chapitres les annotations « **DIA** » : elles correspondent aux diapositives de l'atelier. Vous pouvez télécharger ce diaporama (en format PDF) sur le site <http://www.blog-audioprothesiste.fr/?p=979> en recherchant « la mesure in-vivo d'efficacité de l'appareillage auditif ». Divers liens concernant les documents bibliographiques utilisés seront également disponibles sur le site.

1. Le matériel – **DIA 3,4**

Le matériel est commun à tous les fabricants : un casque porte-micros (micro tubule et micro de référence) et un HP d'émission du stimulus, celui de la chaîne de mesure ou déporté.

Afin de linéariser les courbes de réponse en fréquence des deux microphones, une étape de calibration est nécessaire : émission d'un balayage en fréquence (Warble Tone) et mise en mémoire des différences entre les deux micros.

1.1. La mesure – Oreille nue – **DIA 5,6**

Historiquement, habituellement, la MIV débute par la mesure du niveau sonore en fond de conduit, sans appareil, en dB SPL. Cette mesure donnera par calcul, le gain apporté par le pavillon et le conduit auditif. Elle servira de base au calcul du gain d'insertion. Rien n'oblige à effectuer cette mesure, sauf à vouloir obtenir les valeurs du gain d'insertion plus tard : on pourrait très bien travailler en niveaux de sortie uniquement.

Ce que l'on appelle la résonance du conduit auditif nu, ou gain étymotique si on le traduit en amplification, est un phénomène acoustique simple, dû à la configuration du conduit auditif : fermé à une extrémité (tympan) et ouvert à l'autre. On se trouve dans le cas d'un résonateur $\frac{1}{4}$ d'onde, auquel la conque ajoute également une modification.

Beaucoup d'appareillages en créant un obstacle à l'entrée du conduit auditif, amoindrissent voire annulent ce phénomène acoustique. Il faut en tenir compte dans le gain à fournir pour compenser cette occlusion, mais aussi dans certains cas pour redonner une « identité acoustique » au patient (c'est par exemple le cas des surdités inversées).

1.2. La mesure – Oreille appareillée – DIA 7,8

Etape de la mesure avec AA en marche et sur/dans l'oreille : la sonde de MIV est dans le conduit. Le niveau de sortie appareillé est mesuré (REAR= Real Ear Aided Response), il est fréquemment représenté dans le champ dynamique du malentendant en dB SPL.

Ce champ dynamique s'appelle le SPLoGramme qui est la transposition de l'audiométrie réalisée en dB HL (seuil et inconfort), en niveaux exprimés en dB SPL au niveau du tympan. Mais ce passage des dB HL aux dB SPL n'est pas anodin sur le plan de la précision. Si les niveaux de sortie avec appareil (REAR) peuvent être considérés comme précis, les seuils transposés du SPLoGramme, et donc les cibles méthodologiques en résultant, sont dans certains cas le fruit d'extrapolations assez importantes.

2. Le SPLoGramme

Dans l'absolu, le SPLoGramme serait une audiométrie réalisée en dB SPL au niveau du tympan.

En réalité, les transducteurs que nous utilisons le plus, casque ou inserts, sont étalonnés sur des coupleurs 6cc (casque) ou 2cc (inserts), qui ne représentent pas les volumes individuels de nos patients (les coupleurs sont souvent plus volumineux que la réalité). Il y a donc une différence parfois importante entre la réalité du SPLoGramme (si on pouvait le mesurer directement) et son estimation dérivée du coupleur (surtout dans le cas du casque).

2.1. Le SPLoGramme – Estimé – DIA 9,10,11,12

Différentes dérivations sont utilisées pour passer de niveaux HL à SPL au niveau du tympan, comme on le verra par la suite.

Dans le cas courant de seuils réalisés au casque, les formules de calcul non linéaires s'appuient souvent sur le MAP (Minimum Audible Pressure) pour ce passage HL → SPL au tympan. Le MAP est la pression sonore relevée au tympan de sujets normo-entendants, nécessaire à déclencher la sensation sonore de détection du stimulus. Le seuil HL est ajouté au MAP pour chaque fréquence, ce qui va donner une estimation du seuil en dB SPL. Ceci est une estimation car le niveau en dB SPL n'a pas été physiquement mesuré pour votre patient. Un mémoire en cours de réalisation donne des approximations de l'ordre de 10 à 15dB par cette méthode... mais comment faire autrement ?

Dans le cas de seuils réalisés aux inserts EAR 5A, une dérivation utilisant le RECD (différence entre les niveaux atteints dans l'oreille de votre patient et le coupleur 2cc) sera appliquée pour passer en dB SPL au tympan. Les formules de calcul peuvent utiliser un RECD statistique, mais il est possible d'individualiser le SPLoGramme par mesure du RECD de votre patient.

2.2. Le SPLoGramme – Calculé

2.2.1. Le SPLoGramme et le RECD – DIA 13,14,15

Le RECD est donc la mesure de la différence entre un signal émis et recueilli dans l'oreille, au niveau du tympan, et le même, dans un coupleur 2cc.

Justement, contrairement au casque, les inserts sont étalonnés sur un coupleur 2cc. Il suffira donc de mesurer les seuils en dB HL aux inserts (réf. 2cc), les logiciels se chargent de convertir les données HL obtenues en SPL coupleur (par ajout du RETSPL, valeurs normalisées ISO 389-2), puis d'y ajouter les valeurs du RECD pour passer du « SPL coupleur » au « SPL patient ».

Cela paraît compliqué ? il n'en est rien. Investir dans des inserts au lieu du casque ne change quasiment rien à la pratique quotidienne de l'audioprothésiste, pour un résultat d'une précision nettement supérieure du SPLoGramme obtenu.

La mesure du RECD est chronophage, difficile ? rien n'oblige à la pratiquer. L'utilisation des RECD statistiques (chez l'adulte) par les formules de calcul ou les logiciels fabricants, donne déjà une très bonne approche du SPLoGramme « réel », par rapport au casque.

Par contre, dans le cas des enfants (volumes de CAE très inférieurs au coupleur 2cc), la mesure individualisée du RECD permettra une approche très fine des niveaux SPL au tympan.

2.2.2. Le SPLoGramme et ses enjeux prothétiques – DIA 17

Le SPLoGramme et son estimation la plus précise possible, est un enjeu important pour les fabricants, mais aussi pour nous, audioprothésistes, qui essayons par la MIV d'obtenir des résultats précis, sur des estimations parfois loin de la réalité...

Il faut voir que tout ce que développent les fabricants d'aides auditives, du type audiométrie par l'appareil, sert à s'approcher le plus près possible du SPLoGramme, bien que sans mesure directe dans le conduit, ce ne soient qu'estimations.

2.3. Le SPLoGramme – Mesuré – DIA 16

Il faut noter sur Aurical, la possibilité de mesurer directement un SPLoGramme, par le ME-intra (Madsen Ecouteur Intra). La procédure est simple : la chaîne de mesure envoie préalablement à l'audiométrie chaque fréquence émise à 70dB SPL dans le conduit. Elle recueille simultanément le niveau atteint dans le conduit (fermé). On obtient donc la différence, en dB entre le coupleur d'étalonnage (2cc, comme les inserts) et le conduit du patient, pour chaque fréquence. La suite de l'audiométrie se réalise en dB SPL réf. CAE du patient.

Cette méthode audiométrique qui peut paraître compliquée... ne l'est pas ! Si vous avez un Aurical et que vous faites des MIV, pas d'hésitation, c'est le seul matériel disponible en France à pouvoir faire directement un SPLoGramme. Même si on pourra reprocher au début un placement par évident des dômes en silicone dans le conduit, difficulté qui s'estompe avec la pratique.

Pour résumer, vouloir faire de la mesure in-vivo, c'est rechercher une certaine précision du réglage, par la mesure physique des niveaux atteints au tympan.

Pourquoi accepter une approximation des seuils transposés en dB SPL au tympan, parfois dans des proportions importantes, et donc des cibles en résultant ?

Des solutions existent pour nettement minimiser ces erreurs, voire les annuler (dans la limite de l'erreur audiométrique). Ceci passe par une modification de nos habitudes qui n'est en général pas chronophage, et en tout cas qui évitera bien des réajustements futurs, qui eux, sont chronophages et donnent une image peu précise de l'adaptation.

3. Artefacts et précautions de mesure

La MIV présente peu de difficultés et de « pièges » lors des mesures, il est d'autant plus facile de les éviter !

C'est surtout de l'interprétation des mesures que viendrait la difficulté, mais qui s'estompe avec la pratique.

3.1. Le « nœud » à 6000Hz – DIA 19,20

Le tympan ne transmet pas la totalité de l'énergie du signal entrant. Un tympan ne présentant aucune anomalie fonctionnelle réverbère 30 à 40% de ce qu'il reçoit. Cette réverbération entraîne un régime d'ondes stationnaires à différents endroits du conduit en fonction des fréquences. Dans le cas de la MIV chez l'adulte, la sonde peut se trouver dans un nœud de fréquence à 6000Hz si elle n'est pas insérée suffisamment loin.

Pour éviter toute erreur de mesure, un placement de la sonde vers 5mm est idéal. Cette erreur peut atteindre 10 à 20dB d'atténuation dans la zone fréquentielle concernée, ce qui peut être gênant dans le cadre de la MIV d'appareillages ouverts à large bande passante...

3.2. Le problème du micro de référence

3.2.1. Emission d'un signal fluctuant en intensité – DIA 21

Le micro de référence doit assurer la stabilité en intensité du signal émis par le HP. Mais justement, si le signal émis est fluctuant par nature, c'est le cas de la parole, le micro de référence, en tentant de « lisser » ces variations d'intensité, serait contre productif.

3.2.2. Fuite du signal amplifié – DIA 22,23

On peut retrouver un problème similaire lors des MIV à appareillage ouvert, car une partie du signal amplifié s'échappant du conduit, peut être capté par le micro de référence et donc atténuer l'émission du HP.

Toutes les chaînes de mesure récentes proposent la désactivation du micro de référence dans leurs protocoles, et sous différents noms. Ce qui s'appelle « Calibrer pour AA open » ou « linéarisation générale » ou « Open REM » consiste en une même chose : calibrer le micro de référence avant la MIV, mettre en mémoire cette calibration (automatique) puis désactiver le micro de référence pour la suite des tests.

3.3. Les signaux de mesure wobulés ou stables/constants – DIA 24,25,26

Le développement d'AA performantes s'accompagne de difficultés croissantes à mesurer in-vivo leurs performances avec des signaux artificiels de type sons wobulés, bruits à pondération vocale, bruits roses, etc... Le risque avec de tels signaux serait de déclencher réducteurs de bruit ou autres anti-larsen.

Le but étant bien sûr de pratiquer des MIV sans désactiver les systèmes d'analyse des AA... L'action des anti-larsen n'est pas évidente à observer en MIV et s'accompagne souvent d'une réduction du gain appliqué au signal entrant (donc diminution du REAR).

Il est quasiment impossible aujourd'hui de tester les AA récentes en balayage ou autre bruits blancs, pondérés, etc., sans avoir à désactiver tout ou partie de leurs algorithmes.

Ne connaissant jamais précisément les caractéristiques de traitement du signal des appareils, on peut raisonnablement penser que seuls des signaux vocaux sont utilisables en MIV aujourd'hui. Ces stimuli permettant également de ne pas désactiver les différents systèmes de traitement du signal, de ne pas utiliser les modes « test-REM » des logiciels de programmation.

4. Les nouveaux signaux de mesure : utilisation de stimuli vocaux – DIA 27,28,29

Selon les fabricants d'AA, il est possible que les algorithmes de traitement du signal soient basés sur une analyse des fluctuations temporelles du signal (ses variations d'intensité au cours du temps) ou sur une analyse spectrale du signal (certainement moins probable ou répandue). Afin de tester les appareils avec des signaux les plus réalistes possible, reprenant les caractéristiques spectrales et temporelle de la parole, les signaux ICRA ont d'abord été élaborés, puis en 2007 a été mis au point l'ISTS (International Speech Test Signal : Signal Vocal International de Test), mixage de voix féminines dans 6 langues, plus réaliste que les ICRA. Quel est un signal « bon candidat » à la mesure in-vivo ?

4.1. Facteur de crête – DIA 30

On peut estimer que le « facteur de crête » est un... facteur important ! Le facteur de crête est la différence entre le niveau de crête d'un signal (fenêtre temporelle d'environ 10ms sur Affinity) et son niveau moyen.

En dessous de 20dB on se rapproche du bruit, au-dessus, on obtient des fluctuations d'intensités assez caractéristiques de la parole (un seul locuteur).

4.2. Répartition de l'énergie dans le temps – DIA 31

La répartition énergétique en fréquence et au cours du temps est importante et différencie nettement la parole de signaux artificiels, y compris les ICRA. Ceci explique le passage en mode « réduction du bruit » de certains appareils actuels testés avec ICRA.

L'ISTS ne présente pas cet inconvénient.

4.3. Lecture du niveau moyen – DIA 32

La MIV du niveau moyen de la parole, ou RMS (Root Mean Square), ou moyenne quadratique (moyenne des carrés), peut être déroutante : les niveaux de sortie obtenus (REAR) semblent très bas, surtout si l'on était habitués à tester avec des signaux composites type « bruit vocal intermittent » (Aurical) ou balayage. Ceci est normal, car la moyenne de la parole s'effectue avec les périodes de silence propre à ce type de signal, ce qui a pour effet d'en diminuer le niveau mesuré à long terme.

4.4. Retenue des crêtes du signal vocal – DIA 33

Il est intéressant sur les chaînes de MIV récentes d'utiliser toutes les caractéristiques du signal vocal : son niveau moyen, vu précédemment, mais aussi son niveau de crête, car l'oreille ne fonctionne pas comme un intégrateur à long terme...

4.5. Mesure in-vivo de la dynamique du signal vocal – DIA 34

En une seule mesure du niveau de sortie appareillé (REAR), sur 10 à 15secondes pour chaque niveau, on obtient plusieurs informations sur la perception de la voix par le malentendant : le niveau moyen (vu en 4.3), et la dynamique du signal après amplification.

En général cette dynamique est analysée sur une zone +12dB/-18dB par rapport au niveau moyen.

Par exemple sur Affinity, cette zone est appelée « Peaks and Valleys » (crêtes et vallées). Le terme de « vallée » est ambiguë car il est peut prêter à confusion avec le terme « vallées du bruit », autre terme poétique désignant la diminution extrêmement brève d'un bruit de fond pouvant favoriser l'écoute d'un signal « utile » à cet instant.

Concernant notre signal vocal :

- le terme « peaks » ou « crêtes » désigne... les crêtes (analysées sur une fenêtre temporelle de 128ms) à savoir les niveaux les plus élevés atteint par le signal, ce qui correspond approximativement à +12dB par rapport au niveau moyen
- le terme « valleys » ou « vallées » correspond à une zone de -18dB par rapport au niveau moyen, mais ne correspond pas aux niveaux d'énergie les plus faibles du signal, mais au niveau dépassé 70% du temps, appelé 30^{ème} percentile.

4.6. Notion de percentiles d'énergie du signal vocal - DIA 34

Si l'on considère toute l'étendue de la dynamique (crêtes et silences) de la parole et qu'à chaque passage et dans chaque bande de tiers d'octave on en analyse la répartition de l'énergie : ces niveaux vont s'échelonner du 1^{er} au 99^{ème} « percentile ». Le 99^{ème} percentile correspondra au niveau dépassé seulement 1% du temps (les crêtes), le 1^{er} percentile correspondra au niveau dépassé 99% du temps (les silences).

Cette « fameuse » dynamique de la parole +12/-18dB par rapport au niveau moyen correspond environ à la dynamique comprise entre les percentiles 99/30 (ou niveaux 1% à 70% dépassés).

Voici donc le mystère de cette « dynamique vocale », paramétrable sur Affinity pour afficher la zone énergétique souhaitée.

4.7. MIV à la voix : des cibles qui peuvent paraître sous-corrigées – DIA 35

Pour être habitué à des cibles en balayage ou bruit vocal intermittent (Aurical), les cibles issues des formules de calcul non-linéaires pour niveaux de sortie (REAR) à la voix, peuvent paraître extrêmement basses.

Ce qu'il faut savoir : les cibles pour un balayage sont calculées point par point pour chaque fréquence de l'audiogramme qui lui, est mesuré en ½ octave.

Les cibles vocales représentent l'énergie moyenne à atteindre, par bande de 1/3 d'octave.

On pourra être surpris de mettre en parallèle des cibles représentant une énergie, en 1/3 d'octave, et les seuils du SPLoGramme point par point en ½ octave...

C'est pourtant la base de calcul (émergence d'une moyenne de l'énergie en 1/3 d'octave par rapport à un seuil mesuré en ½ octave) du SII (Speech Intelligibility Index), comme on le verra plus tard.

4.8. MIV à la voix : une interprétation inhabituelle des niveaux de sortie (REAR) – DIA 36,37,38

En prenant comme exemple cette audiométrie, la cible donnée pour un signal vocal à 62dB SPL d'entrée peu sembler très peu émergente par rapport au seuil. Comme on l'a vu en 4.7, il ne faut pas chercher à mettre les deux en strict parallèle, le seuil et la cible de niveau moyen ne représentent pas exactement les mêmes choses.

On effectue la mesure du niveau moyen sur 15sec (REAR 62dB). Dans l'exemple analysé, même si l'émergence au dessus du seuil à 3.5KHz semble minime, on ne peut pas en déduire que ce patient n'entend pas le 3.5KHz avec son appareil.

L'affichage de la dynamique du signal (+12/-18dB ici), permet de rétablir la perception réelle du malentendant (surtout lorsque les seuils sont dégradés) : les crêtes du signal sont un apport important.

Dans cette exemple, on constate que même en niveaux de crêtes, la perception vocal à 4000Hz est nulle, car sans émergence (toujours pour un niveau d'entrée de 62dB SPL). Peut on en déduire que ce patient n'entend pas le 4000Hz ? non, s'il ne perçoit pas les composantes à 4000Hz de la parole émise à 62dB SPL, une mesure en balayage (warble tone) permettrait de s'assurer qu'il peut percevoir cette fréquence dans ces conditions d'émission. Dans ce cas, la voix ne véhiculait pas d'information suffisamment puissantes dans la zone fréquentielle pour être perçues...

4.9. MIV à la voix : le temps de mesure – DIA 39

La mesure du spectre vocal moyen nécessite une intégration (moyenne cumulée) pendant au moins 10sec. En effet, pour prendre un exemple très concret avec l'ISTS, après 7 à 8sec d'émission va se présenter une série de phonèmes /sh/ qui vont avoir pour effet d'augmenter le niveau moyen de presque 10dB sur la zone fréquentielle. Ce serait dommage de s'en passer...

Au-delà, le niveau moyen évolue très peu. Un repère simple pour l'ISTS : arrêter la mesure à ce qui ressemble au mot « poderos » (15sec environ).

On notera sur Unity l'arrêt automatique de la mesure dès que la stabilité du signal est atteinte.

Egalement, cette recherche de stabilité concerne surtout les mesures du niveau de sortie (REAR), les calculs de gain d'insertion, se basant sur une première mesure (REUR=Real Ear Unaided Response) sont plus vite stables.

4.10. MIV à la voix : calcul de l'index d'intelligibilité (SII=Speech Intelligibility Index) – DIA 40

Lorsque l'on fait des mesures in-vivo en niveau de sortie et à la voix, sur la plupart des matériels, on remarque un calcul de « SII » avec un pourcentage.

Il s'agit du calcul de l'index d'intelligibilité de la parole, calcul qui a fait l'objet d'une norme. Ce calcul est établi en fonction de l'émergence du niveau moyen (analysé par bandes de 1/3 d'octave) par rapport au seuil du SPLoGramme (qui lui est mesuré point par point en 1/2 octave...). Plus le pourcentage est élevé, meilleures seront les chances d'intelligibilité.

Par exemple pour un niveau moyen qui serait juste au niveau du seuil, le SII serait de 33%, score et émergence qui ont été mesurés pour donner (chez des normo-entendants) une intelligibilité de 50% (appelé SRT=Speech Reception Threshold).

Le SII peut être calculé aussi par combinaison d'un bruit à la parole. Il n'est pas impossible que le SII entre dans les secrets algorithmes de certaines AA actuelles.

4.11. MIV : peut-on faire la « moyenne » de la parole ? – DIA 41

Oui, mais... différents modes d'analyse sont possible : 1/3 d'octave, 1/24 d'octave, 1024ppt...

Tous ces modes d'analyse de l'énergie donnent des résultats très différents en niveau de sortie. Communément, si on considère que l'oreille intègre les sons complexes d'une façon assez proche du 1/3 d'octave (bandes critiques), sauf dans les basses fréquences, le mode d'analyse par 1/3 d'octave est privilégié par les chaînes de MIV permettant l'usage de stimuli vocaux.

5. Le gain d'insertion (REIG= Real Ear Insertion Gain) – DIA 42

Le GI est le résultat d'un calcul entre deux mesures: la réponse en fréquence Oreille nue (REUR) et la réponse en fréquence avec appareil (REAR). On a coutume de dire que le gain d'insertion représente le gain apporté en plus du gain étymotique (ou en moins, parfois !).

Les cibles de GI elles aussi présentent la même incertitude liée à l'approximation du SPLoGramme, pression en fond de conduit nécessaire à déclencher une sensation.

La mesure du GI est plus rapidement stable que celle du REAR (voir 4.9). Le GI permet de s'assurer facilement que la compensation de la résonance oreille ouverte est bien faite (mais le NS ou REAR aussi...) ; il permet de calculer rapidement les compression (le REAR aussi...) ; il est moins « déstabilisant » en lecture que le niveau de sortie pour des signaux vocaux en entrée (un gain reste un gain) car il n'est pas dépendant de la forme spectrale du signal d'entrée.

On pourra juste lui reprocher de ne pas renseigner sur la zone fréquentielle perçue par le malentendant (25dB de GI à 4KHz ne me disent pas si mon patient perçoit l'information dans cette zone, je préfère personnellement le niveau de sortie pour cela).

6. MIV chez les enfants – DIA 43

Il faudrait un atelier entier pour aborder ce sujet, surtout en ce qui concerne les niveaux de sortie atteints in-vivo. Ici, la précision du SPLoGramme prend tout son sens : les CAE sont très peu volumineux, très courts, les risques de suramplification sont importants.

La maîtrise du REAR impose le RECD chez les petits, d'autant plus que le temps de mesure est très limité, voire nul : il faudra extrapoler le conduit au coupleur (RECD), et donc pour cela, idéalement avoir des seuils aux inserts dès que possible.

Pour des enfants plus grands et qui vont pouvoir rester statiques plus longtemps, la MIV doit se borner à réaliser directement une mesure du niveau de sortie appareillé (REAR) sans passer par l'étape oreille nue (donc pas de GI). Ceci pour une question de rapidité.

Le stimulus peut être adapté pour être plus « ludique » que l'ISTS. A vous de trouver un bon signal (spectre, facteur de crête, ...).

Il faut monter à l'enfant les manipulations en cours, en lui faisant tenir un miroir : les mains sont occupées, l'enfant voit ce qui se passe à l'entrée de son conduit.

Attention à la profondeur du conduit, beaucoup plus court que l'adulte : se baser sur l'embout et rajouter quelques millimètres de plus.

Merci de votre attention.

Xavier DELERCE – delerce.xavier@neuf.fr