
PLAN GENERAL

NOTIONS ELEMENTAIRES SUR LE SIGNAL ACOUSTIQUE

I – LES SONS PURS

II – LES SONS PURS MODULES

III- LES SONS COMPLEXES

IV – LA PAROLE

MESURES DES CARACTERISTIQUES DES AIDES AUDITIVES

I - INTRODUCTION

II- LA MESURE AU COUPLEUR

1 - Méthode de mesure : La chaîne de mesure

2 - Les coupleurs

3 - Caractéristiques principales d'une aide auditive

III - MESURE IN-VIVO

1 - Définition

2 - Le gain d'insertion

3 - Matériel & Installation

4 - Mesure du gain d'insertion

5 - Limites et intérêts de la mesure IN-VIVO

IV – MESURE EN CABINE : GAIN PROTHETIQUE TONAL & VOCAL

1 – Le gain prothétique tonal

2 – Le gain prothétique vocal

NOTIONS ELEMENTAIRES SUR LE SIGNAL ACOUSTIQUE

- Le signal acoustique est une grandeur physique qui varie en fonction du temps et transmettant des informations acoustiques.
 - Il est de nature analogique
 - Il est caractérisé par une variation de la pression acoustique
 - Il est représenté graphiquement par deux fonctions :
 - a) Une fonction temporelle** qui décrit les variations d'amplitude de la vibration en fonction du temps.
 - b) Une fonction spectrale** qui décrit les variations d'intensités de la vibration en fonction de la fréquence.
- On passe de la fonction temporelle à la fonction spectrale par une opération mathématique appelée **transformée de Fourier (FFT)**.

I – Les sons purs

- Correspond à une vibration acoustique sinusoïdale et donc à une fréquence.
- Très rares dans notre environnement, et peu agréables à l'oreille.
- Très utilisés en acoustique, électroacoustique et audiologie pour la mesure.
- En audiométrie clinique (casque), on utilise des sons purs pulsés (plus agréables)
- Ne doivent pas être utilisés dans les locaux où ils créent des régimes d'ondes stationnaires.
- En neurophysiologie, on utilise des « burst » qui sont des sons purs très brefs (qq ms)

II – Les sons purs modulés

- La modulation transforme les sons purs en sons complexes comportant donc plusieurs fréquences : leur spectre contient plusieurs raies.
- On distingue :
 - Les sons modulés en amplitude : utilisés dans certaines mesures des caractéristiques des AA.
 - Les sons modulés en fréquences : sons wobulés : utilisés en audiométrie en champ libre car il évite la formation d'ondes stationnaires

III – Les sons complexes

- Sont aussi appelés sons musicaux car ils contiennent plusieurs fréquences : plusieurs modes de vibrations simultanés.

IV – La parole

1 - Introduction

La parole est composée d'une suite de syllabes formées par les phonèmes : [p], [t], [a]... On distingue parmi les phonèmes les voyelles et les consonnes qui se différencient essentiellement par leur mode de production.

2 – Production de la parole

Pour qu'il y ait production sonore, il faut que le flux d'air expiré des poumons vienne buter sur un obstacle.

La parole résulte donc de l'excitation des cavités supra glottiques, appelé aussi canal vocal (constitué des cavités pharyngales, buccales et nasales) par :

- Une source périodique : le flux laryngé produit par les vibrations des cordes vocales.
La fréquence de vibration des cordes vocales, appelé fondamental laryngé, se situe entre :
 - 100 et 150 Hz chez l'homme.
 - 200 et 300 Hz chez la femme.
 - 300 et 450 Hz chez l'enfant.
- Une source de bruit : explosions ou frictions produit par les mouvements occlusifs et constrictifs du canal vocal.

2.1 - Les voyelles

Les voyelles résultent du passage libre, c'est à dire sans bruit de frottement, du flux laryngé (vibration des cordes vocales). Ce flux laryngé va être modifié par les cavités supra glottiques (pharynx, bouche, nez) pour former des zones de fréquences renforcées appelées formants.

D'un point de vue acoustique, les voyelles sont caractérisées par les fréquences de leurs deux (ou trois) premiers formants, et elles peuvent s'apparenter à un accord de musique. Leur spectre compact et leur intensité assez riche font que les voyelles sont facilement identifiables (cf représentation spectrale schématisée des voyelles).

2.2 Les consonnes

Les consonnes résultent d'une entrave mise au passage de l'air au niveau des cavités supra glottiques (pharynx, bouche). Cette entrave peut-être provoquée par la fermeture (occlusion) ou par le rétrécissement (constriction) du canal vocal. On distingue alors :

- Les constrictives : f, s, h, v, z, *f*
- Les occlusives : p, t, k, b, d, g, m, n, *η*

D'un point de vue acoustique, les consonnes s'apparentent à du bruit. Par rapport aux voyelles, elles sont moins riches en intensité, leur spectre est plus diffus, et elles sont plus courtes en temps.

Elles sont donc plus difficiles à reconnaître que les voyelles.

MESURE DES CARACTERISTIQUES DES AIDES AUDITIVES

I - INTRODUCTION :

- la simulation : mesure au coupleur
- la mesure in-vivo : mesure sur le patient.
- La mesure en cabine : le gain prothétique tonal et vocal (cf cours précédent).

La mesure au coupleur et in-vivo utilisent essentiellement les courbes représentatives de deux fonctions :

a) la courbe de réponse en fréquence : c'est la variation du gain ou du niveau de pression acoustique de sortie N_s (dB SPL) de la prothèse auditive en fonction de la fréquence pour un niveau de pression acoustique d'entrée N_e (dB SPL) donné.

b) La courbe de transfert : c'est la variation du niveau de pression acoustique de sortie (N_s) de la prothèse auditive en fonction du niveau de pression acoustique d'entrée à une fréquence donnée.

La mesure en cabine utilise des audiogrammes notés en dB HL ou dB SPL selon la calibration de la cabine.

II- LA MESURE AU COUPLEUR :

L'idée de base a été de reproduire par simulation la réponse d'une prothèse auditive dans l'oreille humaine. Le coupleur simule l'oreille occluse. Malheureusement, le coupleur ne peut simuler qu'un volume moyen de l'oreille, et il ne tient pas compte des structures anatomiques individuelles de l'oreille humaine (peau, mobilité du tympan, souplesse des cartilages).

En outre, c'est une mesure reproductible qui utilise des protocoles normalisés faisant l'objet de deux normes :

- norme IEC (International Electrotechnical Commission).
- norme ANSI (American National Standards Institute).

Ces deux normes se différencient par leur fréquence de référence. La norme ANSI prend comme référence la moyenne des niveaux de pression acoustique aux fréquences 1000, 1600 et 2500 Hz. La norme IEC prend comme référence le niveau de pression acoustique à la fréquence 1600 Hz ou 2500 Hz pour les prothèses sur aiguës.

La mesure au coupleur a pour but de :

- comparer les aides auditives entre elles et leurs possibilités de réglages
- contrôler la qualité de l'amplification

1 – Méthode de mesure : La chaîne de mesure :

La mesure au coupleur est réalisée à l'aide d'une chaîne de mesure.

Elle est composée d'un générateur basse fréquence et d'un amplificateur qui délivrent des sons purs de 50 à 90 dB SPL pour des fréquences allant de 200 à 8000 Hz.

Ces différents niveaux sonores sont délivrés par un haut-parleur à proximité de la prothèse auditive dans un caisson anéchoïque. Le caisson anéchoïque est une chambre insonorisée reproduisant les caractéristiques du champ libre. Le coupleur est relié à un microphone simulant le tympan et un sonomètre qui mesurera les niveaux de pressions acoustiques.

2 - Les coupleurs :

2.1 Représentation du coupleur

Le coupleur est un simulateur de l'oreille occluse

Il en existe 3 qui diffèrent essentiellement par leur volume de cavité.

COUPLEUR 2cc: mis au point par ROMANOW en 1942, c'est le premier coupleur utilisé. Il est normalisé en 1959. C'est une copie simplifiée de l'oreille, il comporte un micro de mesure et un volume de 2 cm³. Il permet avec quelques aménagements de tester des intras et des écouteurs de boîtiers. Ce coupleur est très courant et équipe la plupart des chaînes de mesure des audioprothésistes. Il est utilisé dans les normes IEC 118-0 et ANSI. Comme dit plus haut, ce coupleur ne tient pas compte des structures anatomiques individuelles de l'oreille humaine (peau, mobilité du tympan, souplesse des cartilages) et des effets de diffraction de la tête et du buste.

LE SIMULATEUR D'OREILLE OCCLUSE BRUEL & KJAER IEC 711 : mis au point en 1981, ce coupleur possède une cavité de 1,26 cm³ offrant une meilleure approximation de la cavité résiduelle de l'oreille adulte appareillée. Il permet aussi de tester diverses prothèses (intra, boîtiers, contours). C'est ce coupleur qui doit être utilisé dans les procédures officielles de mesurage (norme IEC 118-0). Il faut retenir ici que la mesure faite au coupleur 1,26 cm³ donne des niveaux de pressions acoustiques supérieurs de l'ordre de 6 dB SPL à la mesure au 2cc. On peut rappeler le principe physique qui dit que lorsque l'on diminue de moitié le volume d'une cavité, on obtient 6 dB d'augmentation de la pression acoustique. Comme le 2cc, on ne tient pas compte des caractéristiques anatomiques du malentendant.

LE COUPLEUR ZWISLOCKI est utilisé dans la mesure au mannequin, le KEMAR (Knowles Electronic Manikin for Acoustical Research). C'est un mannequin qui est construit pour la recherche et le développement des aides auditives afin de prendre en compte les effets de réflexions et de résonance dû à la tête et du buste du malentendant.

C'est une méthode efficace pour mesurer l'influence des embouts, mais elle ne tient pas compte de l'impédance du tympan, la taille et la forme du conduit auditif et la tête. Cette méthode est surtout employée par les fabricants car sa mise en œuvre nécessite des moyens trop coûteux (salle anéchoïque) pour un laboratoire d'audioprothèse.

3 - Caractéristiques principales d'une aide auditive :

3.1- Niveau de pression acoustique de saturation :

C'est le niveau de pression acoustique le plus élevé que peut délivrer la prothèse auditive dans le coupleur à la fréquence de référence. On peut définir la courbe de pression acoustique de saturation comme étant la variation, exprimée en dB, du niveau de pression acoustique de saturation en fonction de la fréquence.

La mesure est faite pour des réglages de l'aide auditive maximums (gain max, tonalité large bande, sans compression)

3.2 - Le gain acoustique

C'est la différence entre le niveau de pression acoustique à l'entrée de la prothèse auditive et le niveau de pression acoustique à la sortie.

Le gain acoustique maximal (ou gain acoustique intégral) est le gain acoustique mesuré à la fréquence de référence pour des conditions de fonctionnement de la prothèse auditive essentiellement linéaires.

La mesure est faite pour des réglages de l'aide auditive maximums (gain max, tonalité large bande, sans compression)

3.3 Consommation des piles

Il existe une variabilité importante de la consommation des piles en fonction :

- La puissance de l'AA (sa pile)
- Son réglage
- L'environnement sonore du patient
- La technologie de l'AA

Se référer à la fiche technique du fabricant

Etablir une mesure de référence au moment de l'appareillage.

La surconsommation de pile par une aide auditive est souvent difficile à résoudre.

3.4 - Le niveau de bruit équivalent à l'entrée

Le bruit interne correspond au souffle à la sortie de la prothèse auditive sans stimulation à l'entrée.

3.5 - Caractéristiques entrée / sortie

Cette mesure permet de visualiser les caractéristiques des systèmes de limitation du niveau de sortie et des systèmes de compression en utilisant des courbes de transfert. Les caractéristiques dynamiques de la compression (temps d'attaque et de retour) peuvent être aussi mesurées.

3.6 - La distorsion :

Une distorsion est une **déformation** du signal de sortie par rapport au signal d'entrée

Il existe des distorsions de fréquences, d'intensités, et de temps. Toutes les distorsions ne sont pas défavorables au malentendant : la compression qui est une distorsion d'intensité permet d'améliorer le confort auditif du

malentendant en le protégeant des fortes intensités. Cette non linéarité de l'aide auditive recherchée s'éloigne de la notion de haute fidélité.

En outre, certaines distorsions, notamment la distorsion de fréquence, provoquent une mauvaise intelligibilité, une baisse de la discrimination et une fatigue auditive.

Deux types de distorsions peuvent être mesurées au coupleur afin de vérifier l'intégrité du système amplificateur :

3.6.1 - La distorsion harmonique :

a) *Définition* : Ce sont des fréquences qui apparaissent dans le signal de sortie alors qu'elles n'appartenaient pas au signal d'entrée. Ces fréquences, appelées harmoniques, sont des multiples entiers de la fréquence du signal d'entrée : 1500 Hz est l'harmonique de rang 3 de la fréquence d'entrée 500 Hz. En théorie, le nombre d'harmoniques est infini, cependant, leur intensité décroît avec le rang pour être + ou – rapidement négligeable par rapport à l'énergie de la fréquence fondamentale.

b) *Les causes de la distorsion harmonique* :

- Détérioration des transducteurs (généralement l'écouteur), par accident (choc) ou par vétusté, d'où l'intérêt d'un contrôle régulier au coupleur de la distorsion d'une aide auditive.
- Saturation du circuit amplificateur
- Ecrêtage (peak clipping) utilisé pour limiter le niveau de sortie des aides auditives.

c) *Implications prothétiques* :

- D'un point de vue psychoacoustique, la DH modifie le timbre des sons (le timbre d'un son étant défini par son enveloppe spectrale).
- Adaptation prothétique : en général, il est souhaitable que le taux de distorsion harmonique total soit le plus faible possible. Plus rarement, certaines surdités à fort taux de distorsions phonétiques (> 40% d'erreurs phonétiques à intensité supraliminale) sont mieux corrigées avec une amplification pourvue de DH.

d) *La distorsion harmonique totale : THD*

C'est la mesure donnée par la chaîne de mesure.

3.6.2 - La distorsion d'intermodulation : IMD

- Intermodulation de deux fréquences f_1 et f_2 présentes dans le signal d'entrée, de telle sorte qu'apparaissent dans le signal de sortie de nouvelles fréquences correspondant à des multiples entiers de la différence ou la somme des fréquences d'entrée : (f_1-f_2) , (f_1+f_2) , $2(f_1-f_2)$, $2(f_1+f_2)$
- Elle est mesurée à l'aide d'un son complexe (association de plusieurs fréquences).
- Psychoacoustique : l'IMD crée une confusion du message sonore en produisant un signal bruité.

3.7 - Limites et intérêts de la mesure au coupleur :

- Facile et rapide à mettre en œuvre.
 - Mesure reproductible, permet de comparer rapidement plusieurs réglages.
- MAIS elle :
- Ne tient pas compte des caractéristiques anatomiques individuelles : réflexion tête, torse, structures flexibles du conduit (tympa, peau, cartilage).

III - MESURE IN-VIVO :

1 - Définition :

La mesure IN-VIVO est apparue dans le milieu des années 1980 avec la naissance de système de mesure utilisant des sondes silicones flexibles placée au fond du conduit. Grâce à l'utilisation de microprocesseur, il est possible de corriger l'effet du tube ainsi que celui du local (calibration).

C'est donc une technique qui permet la mesure de niveaux de pressions acoustiques à proximité du tympan.

C'est une mesure objective qui ne fait appel à la réponse du patient, à but prothétique : évaluer la réponse de l'AA directement dans le conduit auditif.

Elle s'effectue directement sur le patient qui est assis et qui ne doit pas trop bouger. L'influence du bruit ambiant est négligeable, car le test s'effectue à une intensité de 60 dB SPL (bruit ambiant calme = 45 – 55 dB SPL) et un micro de référence permet de corriger les variations de ce bruit ambiant.

Les mesures IN VIVO permettent de calculer [le gain d'insertion](#)

2 – Le gain d'insertion :

C'est la différence entre les niveaux de pression acoustique à proximité du tympan, oreille appareillée et oreille nue.

3- Matériel & Installation :

3.1 - Source sonore :

Un haut-parleur est placé à 50 cm de l'oreille avec un angle de 45° afin d'éviter la formation d'ondes stationnaires. La source émet un son composite à niveau constant dans une zone fréquentielle comprise entre 100 et 8000 Hz. L'émission de la source détermine le niveau d'entrée de la prothèse.

3.2 - Micro de mesure :

Il est prolongé d'une sonde silicone flexible placée dans le conduit auditif afin de mesurer la pression acoustique à proximité du tympan.

3.3 - Micro de référence :

Il est placé à proximité de l'oreille du patient et va stabiliser les variations acoustiques du milieu environnant.

3.4 - Boîtier électronique :

Il va enregistrer et traiter les informations provenant des micros. Il alimente et contrôle la source sonore.

4 – Mesure du gain d'insertion :

4.1) Examen otoscopique

4.2) Étalonnage des micros :

L'étalonnage en champ libre est une initialisation du système de mesure, qui permet de corriger l'effet de résonance du tube sonde. Cette calibration doit être effectuée à chaque mesure lorsque l'on change le tube sonde entre chaque patient (recommandé). La vérification de l'étalonnage se fait en plaçant les 2 micros à 30 cm environ du haut-parleur. Le recueil de leur réponse doit coïncider à 2 dB près. On visualise une courbe plate à l'écran.

4.3) Gain de résonance :

Cette mesure s'effectue oreille nue. La sonde du micro est introduite délicatement au fond du CAE, contre le tympan si le tube sonde est coupé à 45°. Dans tous les cas, le tube sonde doit être placé dans la cavité résiduelle lorsque le conduit sera obturé par l'embout. On prend soin de marquer le tube acoustique de la sonde afin de repérer la profondeur initiale. Le micro de référence est placé à proximité de l'oreille.

Le gain de résonance correspond à l'amplification du conduit auditif et de la conque. C'est la différence entre le niveau à l'intérieur du conduit et le niveau à l'extérieur.

4.4) Gain IN SITU oreille appareillée :

C'est la résonance du conduit lorsque la prothèse est mise en place. Le conduit étant bouché par l'embout, la résonance naturelle du conduit est modifiée.

On mesure le niveau de pression acoustique à côté du tympan : la sonde du micro est placée de façon à ce que l'extrémité soit au niveau de la cavité résiduelle, tout en essayant de respecter le placement initial en utilisant le repère sur le tube. Celui-ci ne doit pas être écrasé par l'embout.

Le gain IN SITU est la différence entre le niveau à proximité du tympan et le niveau extérieur.

La courbe obtenue est représentative des variations du gain de la prothèse à proximité du tympan.

4.5) Gain d'insertion :

Il est obtenu par soustraction de la courbe de gain IN SITU et la courbe de résonance du conduit : **4 - 3**

5 - Limites et intérêts de la mesure IN-VIVO :

La mesure in-vivo permet par rapport à celle au coupleur d'obtenir une réponse individuelle de tous les effets, tant électroniques qu'acoustiques. Elle

permet d'ajuster très exactement le gain et le niveau de sortie maximum de la prothèse aux capacités perceptives résiduelles du malentendant.

Il est clair que, pour être fiable, elle doit impérativement être menée de façon rigoureuse et que son interprétation doit toujours être accompagnée d'une certaine circonspection. Il est très important de bien en connaître le principe afin de reconnaître une courbe anormale et ainsi pouvoir rapidement corriger le tir.

La mesure in-vivo ne doit en aucun cas remplacer, bien évidemment, le contrôle d'efficacité prothétique (gain prothétique tonal et vocal en champ libre), mais bien en être un complément.

IV – MESURE EN CABINE :

1 - Le gain prothétique tonal :

- Pour une fréquence donnée, c'est la différence entre le seuil d'audition liminaire oreille appareillée et le seuil d'audition liminaire oreille nue.
- Mesure effectuée en cabine insonorisée avec des haut-parleurs : audiométrie en champ libre.
- Stimulus : sons purs wobulés.
 - Evite les ondes stationnaires
- Fréquences testées : de 250 à 4000 Hz par octave.
- 1500 et 3000 Hz sont des fréquences intéressantes car représentatives de la parole humaine.
- Intérêt : mesure oreille appareillée du seuil d'intolérance
- Vérifier que la dynamique d'amplification est adaptée à la dynamique auditive résiduelle du malentendant.
- La mesure du seuil oreille appareillée est notée par un triangle sur l'audiogramme.
- C'est une mesure subjective permettant d'évaluer l'efficacité de l'aide auditive
- Limites : réducteurs de bruit des AA numériques modifient leur réponse
 - Le gain prothétique vocal est d'un meilleur intérêt pour évaluer l'efficacité de l'AA.

2 - Le gain prothétique vocal :

- C'est la différence entre les seuils d'intelligibilité oreille appareillée et oreille nue.
 - Réalisé avec ou sans lecture labiale suivant les performances auditives du malentendant.
 - Surdités profondes : avec LL
 - Listes de Lafon ou de Fournier
- Mesure à intensités supraliminaires (au-dessus du seuil d'audition)