

L'objectif de ce workshop était de clarifier l'usage des dB HL et des dB SPL afin de mieux comprendre leurs implications pratiques en matière de calibration et de réglage des aides auditives.

L'oreille humaine est capable de percevoir des sons sur une plage dynamique très étendue, allant d'environ 10^{-12} W/m², correspondant au seuil d'audition, jusqu'à 1 W/m², proche du seuil dit de douleur. Un tel écart, comparable symboliquement à celui qui sépare la taille d'un atome de celle d'une fusée Saturn V, rend toute approche linéaire inadaptée. C'est pour cette raison qu'une échelle logarithmique a été adoptée afin de comprimer ces valeurs et de les rendre exploitables. Le décibel est né de ce besoin au début du XX^e siècle, dans le contexte des télécommunications, et doit son nom à Alexander Graham Bell, dont les travaux étaient étroitement liés à l'étude de l'audition. Le décibel n'est pas une unité absolue mais l'expression d'un rapport entre deux grandeurs de même nature. Appliqué à l'intensité sonore, le bel correspond au logarithme décimal du rapport entre une intensité mesurée et une intensité de référence, le décibel en étant le dixième. En acoustique, on utilise préférentiellement le dB SPL, qui repose non pas sur l'intensité mais sur la pression acoustique efficace. Le niveau de pression sonore est alors exprimé par rapport à une pression de référence de 20 micropascals, correspondant approximativement au seuil d'audition à 1 000 Hz chez un sujet normo-entendant.

Si le dB SPL décrit avec précision une réalité physique, il ne reflète pas pour autant la manière dont cette réalité est perçue par notre système auditif. D'un point de vue psychoacoustique, la sensibilité de la cochlée varie selon la fréquence, comme le montrent les courbes isosoniques. Un même niveau de pression acoustique peut être parfaitement audible à certaines fréquences et totalement inaudible à d'autres. En pratique clinique, cette dépendance fréquentielle complique l'interprétation directe du dB SPL lorsqu'il s'agit d'évaluer des seuils auditifs. C'est dans ce contexte qu'intervient le dB HL, qui constitue une échelle perceptive normalisée. Le zéro dB HL correspond, pour chaque fréquence, à la pression minimale audible moyenne mesurée au tympan en écoute monaurale. Cette référence, appelée MAP (Minimum Audible Pressure), permet de comparer les seuils auditifs des patients entre eux indépendamment de la fréquence, et explique pourquoi le dB HL est privilégié pour la réalisation et l'interprétation d'un audiogramme tonal en clinique courante.

Cependant, les outils de calcul des fabricants d'aides auditives ainsi que les mesures in vivo reposent, eux, sur des niveaux exprimés en dB SPL. Il est donc nécessaire de convertir les seuils mesurés en dB HL vers leur équivalent en dB SPL. Cette conversion s'appuie sur des fonctions de transfert normalisées, les RETSPL (Reference Equivalent Threshold Sound Pressure Level), qui dépendent du type de transducteur utilisé et de son mode de calibration. Ces tables de calibration expliquent notamment pourquoi un audiomètre étalonné avec un casque ne peut pas être utilisé indifféremment avec des inserts, et pourquoi le remplacement d'un transducteur, même de marque et de modèle identiques, impose une recalibration. Les casques et les inserts sont étalonnés sur des coupleurs différents, respectivement 6 cc et 2 cc, ce qui entraîne des écarts parfois importants, en particulier dans les basses fréquences.

Au-delà de ces considérations normatives, la conversion HL vers SPL repose sur des moyennes statistiques et ne prend pas en compte la variabilité interindividuelle du volume du conduit auditif.

Cette limite est particulièrement marquée chez l'enfant. En raisonnant uniquement à partir d'un audiogramme en dB HL, on perd donc une partie de l'information concernant l'énergie sonore réellement présente au tympan. Pour affiner cette conversion, des mesures individualisées peuvent être réalisées. Le REDD permet de comparer le niveau mesuré en fond de conduit à l'aide de nos sondes in-vivo à celui affiché sur l'audiomètre lors d'une mesure au casque par exemple, tandis que le RECD permet de relier les niveaux mesurés dans un coupleur de notre chaîne de mesure à ceux obtenus dans le conduit auditif du patient lors d'une stimulation par inserts.

Ces écarts dépendent à la fois de la fréquence, de la position du transducteur et de l'anatomie du conduit auditif. L'ensemble de ces données peut être synthétisé sous la forme d'un SPLogramme, qui représente les seuils auditifs et les niveaux de sortie des aides auditives directement en dB SPL au tympan. Cet outil permet de visualiser la dynamique résiduelle complète du patient, de superposer audiométrie, amplification et marges de confort, et d'utiliser des représentations pédagogiques (Visible Speech Mapping) à présenter aux patients ou accompagnant pendant une prise en charge.

Il faut donc retenir que l'audiogramme en dB HL reste l'outil de référence pour le diagnostic auditif et la communication médicale, notamment avec l'ORL. Le dB SPL est davantage utilisé pour le réglage fin des aides auditives, la sécurisation des niveaux de sortie de aides auditives et la démonstration objective de l'audibilité de la parole.