

# The Sound of Silence : Relation entre expansion et EIN



Daniel Smieja, MHS, Kris Peck, BSEE, Maddie M. Olson, Au.D.

## Introduction

Le bruit joue un rôle déterminant en matière d'acceptation des aides auditives et de qualité sonore perçue<sup>1</sup>, mais le « bruit » n'est pas un phénomène isolé. Dans la plupart des environnements, le bruit ambiant constitue la source prédominante de bruit, masquant tout bruit interne produit par l'aide auditive.<sup>2</sup> À l'inverse, dans un environnement particulièrement calme, le bruit interne peut devenir audible.

Le niveau total de bruit audible est fonction du gain de l'aide auditive, qui amplifie le bruit interne, faible et constant, produit par le microphone et par le circuit de l'aide auditive, ainsi que les sons externes. Par le passé, des tests standard de bruit d'entrée mis au point pour les amplificateurs linéaires ont permis d'établir des comparaisons et des limites acceptables pour les systèmes d'amplification comme les aides auditives. En fonctionnement linéaire, le bruit d'entrée équivalent (EIN) d'une aide auditive constitue un indicateur pratique pour quantifier le bruit interne constant indépendamment des paramètres d'adaptation. Ceci a conduit les audioprothésistes à considérer que la spécification EIN reflétait le niveau de bruit interne audible. Cependant, des facteurs comme le couplage acoustique, l'expansion et les algorithmes de réduction du bruit viennent compliquer cette notion. Si l'on se focalise sur l'expansion en particulier (bien qu'elle réduise le niveau de bruit entendu dans un environnement calme), l'utilisation de l'expansion dans les mesures EIN compromet l'utilité de l'EIN dans la caractérisation des composants d'aide auditive.

Le présent livre blanc réexamine les définitions relatives à l'EIN, la manière dont il est mesuré et interprété, et les ambiguïtés liées à ce nombre dans le cadre de comparaisons entre fabricants.

## Arguments en faveur de l'EIN

### Le niveau de bruit est fonction du gain

Un niveau de bruit faible est une caractéristique inhérente aux composants électroniques, y compris les microphones et d'autres circuits<sup>3</sup>. Il est présent même en l'absence de toute source sonore externe. Dans le présent document, nous appelons « bruit interne » la totalité du bruit auto-généré.

Ce bruit interne peut être décomposé en bruit d'entrée et bruit de sortie, comme illustré à la figure 1. Dans ce cas précis, le bruit d'entrée comprend à la fois le bruit du microphone et le bruit du circuit, le bruit du microphone étant généralement le plus fort des deux.

Le bruit total de l'aide auditive est dominé par le bruit d'entrée, puisqu'un gain (G) lui est appliqué.

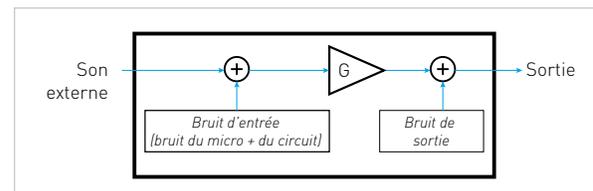


Figure 1 : Un modèle simple d'aide auditive montrant les sources de bruit.<sup>3</sup>

En revanche, le bruit de sortie n'est audible que lorsque le gain du microphone est nettement réduit. La faible contribution du bruit de sortie au bruit de fond total est négligeable lorsque le signal du micro est présent en sortie.

Dans le cas d'un fonctionnement linéaire, le niveau de bruit global est fonction du réglage du gain. La figure 2 montre, par exemple, que si le niveau de bruit  $A_0$  est mesuré dans un environnement très calme avec un gain de 0 dB, le niveau de bruit  $A_{30}$  sera mesuré lorsque le niveau de gain sera relevé à 30 dB.

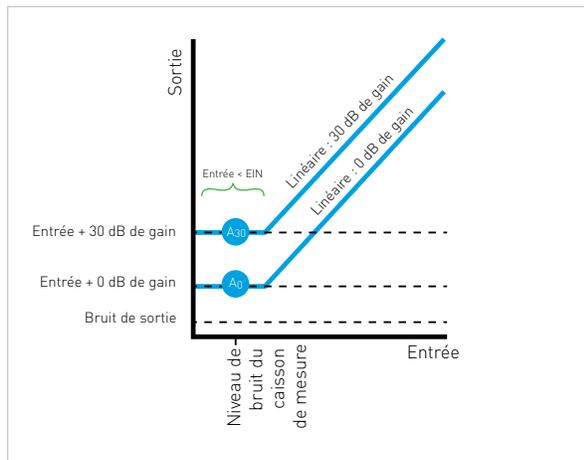


Figure 2 : Avec le traitement linéaire, le niveau de bruit de l'aide auditive est fonction du gain. Le segment horizontal des tracés d'entrée/de sortie (indiqué en vert) représente la zone où le signal d'entrée est significativement plus faible que le bruit d'entrée de l'aide auditive.

### L'EIN n'est pas fonction du gain

Le fait que le bruit interne en sortie soit fonction du gain rend difficile de comparer le bruit du système de différentes aides auditives avec différents paramètres. L'indicateur EIN résout ce problème en rapportant le niveau de bruit mesuré au signaux d'entrée, en se basant sur le gain test de référence (RTG). Autrement dit, nous pouvons caractériser le bruit produit par une aide auditive réelle dans un environnement silencieux comme un niveau de bruit d'entrée équivalent amplifié par une aide auditive silencieuse. Bien que le gain figure explicitement dans la formule de l'EIN, sa fonction est ici d'annuler le gain qui amplifie le bruit interne (voir la figure 1), de sorte que l'EIN réel n'est pas fonction du gain.

### Mesure de l'EIN

La mesure de l'EIN consiste en deux mesures distinctes effectuées dans un coupleur 2cc : 1) une mesure du gain avec un stimulus de 50 dB SPL, dont la moyenne est calculée dans les fréquences moyennes hautes (HFA) : 1, 1,6 et 2,5 kHz, et 2) une mesure du bruit à large bande sans stimulus. Pour ces tests, l'appareil doit être configuré en mode test avec un réglage test de référence (RTS) et avec les fonctions adaptatives désactivées.

L'EIN est défini comme suit :

$$\text{EIN} = \text{bruit de sortie au 2cc} - \text{gain HFA au 2cc}_{\text{RTS}}$$

avec la largeur de bande de la mesure du bruit de sortie définie comme comprise entre 200 Hz et 5 kHz ou entre 200 Hz et 8 kHz, conformément à la norme ANSI S3.22<sup>4</sup> de l'American National Standards Institute et de la norme CEI 60118-0<sup>5</sup> de la Commission électrotechnique internationale pour les aides auditives, respectivement.

Ces deux normes interdisent d'utiliser des fonctions adaptatives au cours de ces tests, mais la formulation relative à l'utilisation de l'expansion est moins restrictive. La CEI stipule par exemple que « si une faible expansion est active dans l'aide auditive pendant la mesure, le fabricant doit l'indiquer ». <sup>4</sup> En conséquence, certains fabricants utilisent l'expansion pendant la mesure de l'EIN, mais les informations fournies ne sont pas cohérentes et les réglages spécifiques de l'expansion ne sont jamais indiqués. Ceci rend difficile la comparaison des valeurs d'EIN entre les différents fabricants.

### L'EIN mesuré peut être réduit par l'expansion

L'indicateur EIN suppose par principe que le gain RTS est identique à celui qui sera appliqué au bruit d'entrée au cours de la mesure de l'EIN. C'est précisément de cette manière qu'il est possible de rapporter le bruit de sortie mesuré aux signaux d'entrée. Cependant, lorsqu'une expansion est appliquée, le gain effectif qui amplifie le bruit est en fait plus faible, ce qui réduit l'EIN mesuré.

L'utilisation de l'expansion permet donc en théorie de « mesurer » des EIN arbitrairement faibles, seulement limités par le bruit de fond de sortie, comme l'illustre la figure 3. Par exemple, avec l'expansion légère représentée par le tracé B, le niveau du bruit de fond reflète la réduction du gain sur le bruit d'entrée. Les mesures du bruit de sortie (A, B, C) sont converties en estimations EIN en soustrayant le gain HFA, comme l'indique le tableau en bas de la figure 3.

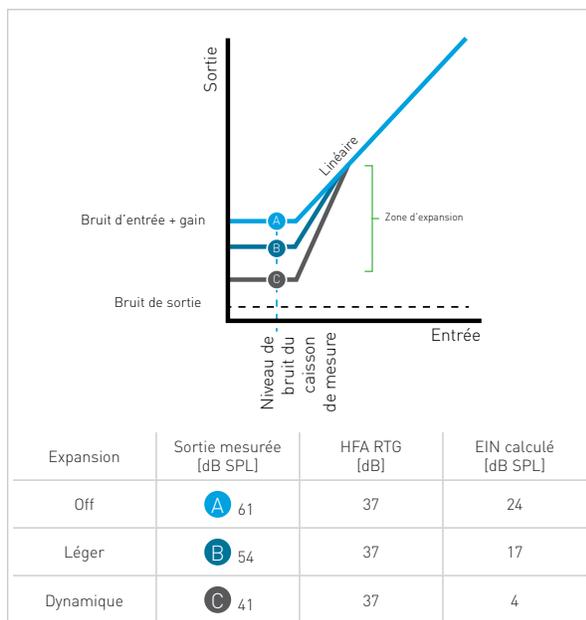


Figure 3 : Représentation théorique de différents taux d'expansion résultant en différents niveaux de sortie mesurés et donc en différentes valeurs EIN calculées.

### À quoi correspondent ces valeurs d'EIN ?

L'exemple précédent soulève la question de savoir comment interpréter ce tableau de valeurs EIN possibles. L'EIN ne représente le bruit total d'entrée sous forme de pression acoustique que dans un cas linéaire, comme cela est supposé dans le modèle de base. Une interprétation de cet EIN linéaire simple est qu'il définit la limite inférieure d'un signal d'entrée acoustique détectable. Indépendamment du gain de l'aide auditive, un signal acoustique plus faible que l'EIN linéaire sera masqué par le bruit d'entrée. L'utilisation de l'expansion réduit la valeur de l'EIN lors des tests, mais ne réduit pas le bruit d'entrée réel ni le niveau le plus faible de signal détectable.

En revanche, l'EIN augmenté par expansion est difficile à interpréter. Il correspond au niveau de pression acoustique équivalent au son produisant le niveau de bruit augmenté par expansion, mais comme si l'expansion était désactivée. En apparence, cette technique produit des valeurs EIN plus flatteuses et reflète l'expansion ressentie par le patient, mais elle ne peut plus caractériser efficacement le hardware de l'aide auditive sur le plan technique ni son bruit d'entrée.

### L'EIN rend-il compte des performances réelles en matière de bruit ?

La relation entre EIN et audibilité du bruit interne n'est pas évidente. Certains facteurs compliquent cette relation, notamment le couplage acoustique, le bruit ambiant (dont le niveau est souvent supérieur à l'EIN des aides auditives modernes) et le traitement non linéaire, qui réduit le bruit de fond perçu sans modifier l'EIN réel.

Ainsi, les basses fréquences contribuent de manière substantielle à l'EIN, mais la plupart des adaptations impliquent des événements, ce qui réduit considérablement le niveau des basses fréquences transmises au tympan. En conséquence, la contribution des basses fréquences à l'EIN est probablement inaudible<sup>6</sup>, ce qui fait que la mesure de l'EIN peut surestimer l'audibilité du bruit en configuration ouverte.

D'autres facteurs pratiques, comme la perte auditive du patient, affectent la perception du bruit émis par l'aide auditive dans les environnements calmes. Des patients dont l'audition est presque normale dans certaines zones de fréquence peuvent percevoir le bruit plus distinctement que ceux qui souffrent d'une perte auditive plus sévère. Même si l'EIN linéaire demeure une spécification matérielle utile, d'autres facteurs limitent, dans la plupart des cas, l'utilité de l'EIN selon l'ANSI/CEI pour déterminer les performances en matière de bruit en conditions réelles.

Enfin, une utilisation clinique pratique des mesures d'EIN consiste à vérifier que l'aide auditive fonctionne correctement, des mesures d'EIN supérieures à la normale révélant généralement un problème au niveau du microphone.

## Évaluation clinique d'une application en conditions réelles

Les mesures d'EIN contribuent grandement à l'évaluation des performances des microphones des aides auditives, mais c'est la perception par l'utilisateur du bruit dans un environnement calme qui détermine en définitive l'acceptabilité de l'aide auditive.

Au cours d'une évaluation clinique, 53 utilisateurs d'aides auditives (âge moyen, 72 ans [écart-type : 8,0], 32 % de femmes) ont été recrutés pour étudier leur perception du bruit des aides auditives dans un environnement calme, en fonction du modèle d'intra-auriculaire : RIC et ITE. La perte auditive moyenne du groupe était une perte auditive neurosensorielle légère à sévère. La figure 4 présente l'éventail des audiogrammes des participants évalués.

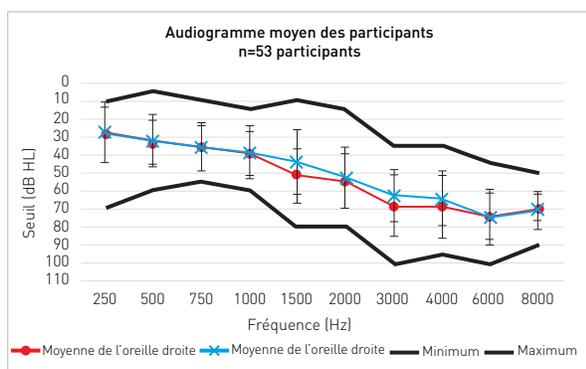


Figure 4 : Audiogramme moyen des participants évalués. Les tracés et symboles rouges et bleus indiquent les seuils auditifs moyens pour l'oreille droite et l'oreille gauche, respectivement. L'écart-type est représenté en fonction de la fréquence pour les oreilles droite et gauche. Les tracés noirs indiquent les seuils d'audition minimum et maximum.

Les participants ont été appareillés avec des aides auditives programmées pour leur perte auditive et ont été invités à répondre par « oui » ou par « non » s'ils entendaient des bruits de circuit en provenance de leurs appareils, sur la base de leur évaluation des aides auditives en situation réelle pendant environ six semaines. Quarante-deux pour cent (51 sur 53) des participants ont déclaré n'avoir entendu aucun bruit de circuit émanant des aides auditives Edge AI.

En ce qui concerne les deux qui ont perçu un bruit de circuit, l'un l'a qualifié de « 5 - Pas du tout gênant » et l'autre de « 3 - Modérément gênant » sur une échelle de Likert à 5 niveaux, où « 1 » correspond à « Extrêmement gênant » et « 5 » à « Pas du tout gênant ».

Pour les pertes auditives légères à sévères, les résultats indiquent une perception globalement négligeable du bruit de circuit avec les aides auditives Edge AI.

## Conclusion

L'indicateur EIN a pour but de caractériser le bruit interne du hardware de l'aide auditive, mais il est souvent considéré à tort comme le niveau de bruit que l'audioprothésiste et le patient peuvent entendre lorsque l'aide auditive est en cours d'utilisation. En fonctionnement linéaire, l'indicateur EIN reflète le bruit généré par le hardware de l'aide auditive. Toutefois, l'utilisation non standardisée de l'expansion en mode test laisse cette valeur ouverte à interprétation et plus difficile à comparer d'un produit à l'autre. Nous encourageons les audioprothésistes, lorsqu'ils consultent les fiches techniques, à vérifier si l'expansion et la réduction du bruit sont utilisées ; l'expansion doit toujours être *désactivée* en mode test pour que l'évaluation de l'EIN soit juste. Surtout, les audioprothésistes et leurs patients doivent se focaliser sur la manière dont le bruit interne est (ou n'est pas) perçu dans un environnement calme. Ce niveau de perception dépend d'une multitude de facteurs tels que les algorithmes de réduction du bruit, le couplage acoustique et la perte auditive du patient.

## Sources

1. Dillon, H., Keidser, G., O'Brien, A., & Silberstein, H. (2003). Sound quality comparisons of advanced hearing aids. *The Hearing Journal*, 56(4), 30. <https://doi.org/10.1097/01.HJ.0000293908.50552.34>
2. Agnew, J. (1998). The Causes and Effects of Distortion and Internal Noise in Hearing Aids. *Trends in Amplification*, 3(3), 82–118. <https://doi.org/10.1177/108471389800300302>
3. Lewis, J. D., Goodman, S. S., & Bentler, R. A. (2010). Measurement of hearing aid internal noise. *Acoustical Society of America*, 127(4). <https://doi.org/10.1121/1.3327808>
4. American National Standards Institute. (2014). Specification of Hearing Aid Characteristics (ASA/ANSI S3.22-2014). Acoustical Society of America.
5. International Electrotechnical Commission. (2022). *Electroacoustics – Hearing aids – Part 0: Measurement of the performance characteristics of hearing aids* (Ed. 4.0).
6. Macrae, J. H. (1996). An equivalent input noise level criterion for hearing aids. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 355–362.
7. Kindred, J. (2023). *Starkey Neuro Processor: A new beginning in sound processing architecture*. Starkey Laboratories, Inc.

## Biographies des auteurs



**Daniel Smieja** est ingénieur acoustique senior chez Starkey. Diplômé d'un BEng de l'Université McMaster et d'un MHSc en ingénierie clinique de l'Université de Toronto, il a rejoint Starkey en 2019. Il se passionne pour l'amélioration de la prochaine génération d'aides auditives qui reposera sur de nouvelles applications de transducteurs et sur une nouvelle modélisation acoustique.



**Kris Peck** est ingénieur électricien principal chez Starkey. Il a 25 ans d'expérience dans le secteur de l'audition et a contribué à la conception de plusieurs nouveaux produits auditifs. Depuis qu'il a rejoint Starkey en 2004, il a travaillé sur de nombreux aspects de conception électrique et électroacoustique, s'efforçant continuellement d'améliorer les performances acoustiques et la qualité sonore. Il fait également partie des comités de la CEI et de l'ANSI chargés d'élaborer les normes relatives aux aides auditives.



**Maddie M. Olson, Au.D.**, a rejoint Starkey en tant qu'audiologiste chercheuse en 2021 et a obtenu son doctorat en audiologie à l'Université de Wisconsin-Madison. Elle organise les activités de validation des produits en vue d'évaluer les technologies auditives avant leur mise sur le marché, en veillant à la satisfaction des besoins des patients. Par ailleurs, le Dr Olson évalue l'efficacité des aides auditives pendant toute leur durée de vie, ce qui permet une évaluation longitudinale des avantages pour les patients dans le cadre d'études post-commercialisation. Elle s'intéresse particulièrement aux domaines de recherche visant à obtenir des résultats positifs à long terme pour les utilisateurs d'aides auditives.