



Auteur

Benoit LAVERGNE

Université de Bordeaux
Collège Sciences de la Santé
Septembre 2021, promotion 5

AMÉLIORATION DU RSB EN SORTIE D'AIDES AUDITIVES POURQUOI ? COMMENT ? COMBIEN ? JUSQU'OU ?

Cette revue de littérature porte sur les méthodes mises en œuvre pour évaluer l'amélioration du rapport signal sur bruit en sortie d'aides auditives.

Recherche documentaire

Le moteur de recherche *PubMed* (Interface web disponible sur pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/advanced) interroge la base de données bibliographiques *MEDLINE* – administrée par la bibliothèque américaine de médecine. Nous l'avons utilisé avec les critères de requêtes suivants, afin d'identifier les articles répondant à notre sujet, parmi plus de 32 millions de citations et de résumés d'articles de recherche biomédicale :

```
(performance OR evaluation OR efficacy OR assessment
OR comparison OR predict* OR benefit)
AND (hearing aid*)
NOT (cochlear implant)
AND (noise reduc* OR denois* OR de-noise OR signal-
to-noise ratio OR SNR)
AND (speech*)
```

Par ailleurs, des recherches connexes ont été réalisées à partir des bibliographies présentées en fin d'articles, ce qui a permis d'élargir encore la collecte de données.

Elles nous ont permis d'arriver à un corpus de données conséquent :

- 450 résultats de recherche *PubMed* au 2 mars 2021,
- 131 documents retenus au 25 mai 2021,
- dont 33 issus directement des recherches *PubMed* et 98 des documents sources.

Sélection des articles

Nous avons choisi de baser la sélection des articles sur le *SCImago Journal Rank* :

- calculé à partir de la base de données transdisciplinaire *Scopus* qui indexe plus de 34.000 revues scientifiques,
- calculé pour une période de citation de 3 ans. Il tient compte de la notoriété des revues citantes et inclut de façon limitée les autocitations.

Ainsi, les revues citées dans ce mémoire ont un indicateur *SJR* allant de 0,139 à 2,058 et un minimum de 0,6 pour les articles présentant une étude clinique. Ce filtre garantit la réputation des revues à relecture, mais ne prédit en aucun cas la confiance qu'on pourra accorder aux résultats présentés dans les études ; seule leur analyse qualitative pourra permettre de conclure.

Après avoir minutieusement analysé les résultats de recherche, nous avons articulé notre écriture autour des questions évoquées dans le sous-titre.

RAPPELS THÉORIQUES

Pourquoi ? Pour quelles raisons physiologiques cherche-t-on à améliorer le RSB ?

Comment ? Par quels moyens techniques parvient-on à améliorer le RSB ?

REVUE DE LITTÉRATURE

Comment ? Quelles sont les métriques cliniques et techniques utilisées pour mesurer l'amélioration du RSB ?

Jusqu'ou ? Quelles sont les limites objectives et subjectives de l'amélioration du RSB ?

Dès lors, comment trouver l'équilibre entre 1. la compression forte et rapide pour favoriser l'intelligibilité et 2. un RSB favorable pour minimiser l'effort d'écoute ? Corréler la vitesse de compression au RSB, analysé de manière continue, semble être la meilleure alternative.

Dans cet article, nous nous focaliserons sur la revue de littérature. L'écrit complet, incluant les rappels théoriques, est disponible dans la bibliothèque du Collège National d'Audioprothèse : <https://www.college-nat-audio.fr/memoires>

COMBIEN ?

LES MESURES DE L'AMÉLIORATION DU RSB

Lors de notre revue de littérature, nous avons cherché dans les études scientifiques quelles étaient les métriques courantes pour mesurer l'amélioration du RSB.

Les mesures cliniques

Sont présentés ici des protocoles de tests cliniques et des méthodes validées *in situ* qui permettent d'évaluer les métriques de mesure du RSB en entrée ou en sortie d'aides auditives via l'expérience du patient.

La détection de différence

L'étude de **McShefferty et al., 2015⁽¹⁾** est une recherche clinique sur la capacité de l'oreille à détecter une modification de RSB, ce qu'ils nomment la "différence tout juste perceptible". Pour cela, les seuils d'intelligibilité dans le bruit ont été mesurés pour plusieurs RSB chez 69 participants normo-entendants et malentendants. Il en ressort que, en moyenne, les participants ont détecté des variations de 3dB de RSB. En revanche, dans les études menées avec un bruit large bande, la variation détectée était de 1,4dB pour les malentendants. Les auteurs mettent cette

variation sur le compte de l'effort d'écoute significativement augmenté en présence d'un bruit respectant le spectre de parole, sans modulation. Ils en concluent que l'amélioration du RSB par une aide auditive doit être au minimum de 3dB pour présenter un avantage dans le bruit quotidien.

L'effort d'écoute

Nous avons retenu une étude systématique qualitative sur le sujet de l'effort d'écoute. Souza et al., 2015^[2] passent en revue les liens établis entre la mémoire de travail et la perception de la parole. Le papier est paru dans la revue *Frontiers in Psychology*, preuve de la transdisciplinarité du sujet.

Première donnée capitale, la capacité de mémoire de travail varie fortement d'un individu à l'autre. Cela est à considérer dans l'interprétation des données qui auront une forte variance. Ensuite, trois types de traitements du signal sont pris en compte pour être reliés à la mémoire de travail, mesurée via une tâche d'empan de lecture.

- une compression dynamique large bande à action rapide, qui lisse l'enveloppe d'amplitude du signal d'entrée (4 études)
- la réduction numérique du bruit, qui peut supprimer par inadvertance les composantes du signal vocal en supprimant le bruit (8 études)
- et la compression de fréquence, qui modifie la relation entre les pics spectraux (3 études)

Le désavantage de la compression rapide est clairement établi pour les sujets à faible capacité de mémoire de travail. En revanche, les deux autres traitements n'agissent pas distinctement sur la mesure.

Pals et al., 2015^[3] apportent une validation de l'utilisation du temps de réponse comme évaluation de l'effort d'écoute. Cette notion sera utile pour accéder simplement à une mesure objective de l'amélioration du RSB via une seconde variable covariante.

Dans les termes des auteurs, "l'expérience d'écoute totale" est visée par l'étude. Un paradigme à double tâche est mis en place et on mesure deux paramètres :

- le temps de réponse verbale aux stimuli auditifs, dans cinq conditions de RSB,
- le temps de réponse à une tâche visuelle.

Il est montré que l'intelligibilité de la parole est corrélée au temps de réponse verbale. Le papier met en avant la simplicité de la mesure de ces durées, permettant un accès simple à l'effort d'écoute.

La réponse de la pupille est une autre donnée physiologique mesurable. Il est reconnu par Ohlenforst et al., 2017^[4] que de nombreuses études ont confirmé un lien entre le RSB, le type de bruit et l'effort d'écoute mesuré par la dilatation pupillaire. Mais on a observé une difficulté supplémentaire, non mesurée, pour les malentendants par rapport aux normo-entendants. Pour combler ce manque, l'étude examine donc le lien entre :

- la perte auditive,
- une gamme de RSB, correspondant à des performances de reconnaissance de phrases variant de 0 à 100%,
- le type de bruit masquant,
- la dilatation pupillaire lors de l'épreuve de reconnaissance de phrase dans le bruit.

Il est alors prouvé qu'un même niveau d'intelligibilité peut être obtenu soit par un normo-entendant qui ne produit pas d'effort – dilatation pupillaire faible – soit par un malentendant exerçant un effort d'écoute prononcé – dilatation pupillaire forte. La difficulté de compréhension dans le bruit est objectivée par cette mesure très accessible.

Par ailleurs, l'étude de Zekveld et al., 2010^[5] avait justement pour but d'évaluer l'influence de l'intelligibilité sur la réponse pupillaire. Pour cela, plusieurs seuils ont été utilisés : 50, 71 et 84% de bonnes réponses. Pour les 38 sujets normo-entendants participants, plusieurs niveaux de RSB en bruit stationnaire ont été testés. Ainsi, il a été possible de déterminer que la réponse pupillaire varie bien en fonction de l'intelligibilité, ce que les auteurs expliquent par l'effort supplémentaire fourni. De plus, la dilatation était la plus prononcée lors de la recherche du seuil à 50%. En revanche, ils n'ont pas mis en évidence de dilatation – donc d'effort – supplémentaire entre le seuil 71% et le seuil 84%, ce qui s'expliquerait par une plus faible variation de la difficulté entre ces deux derniers seuils.

Enfin, le dernier résultat de l'étude tempère ce lien par la subjectivité : il n'a pas été trouvé de corrélation entre le score individuel d'intelligibilité, la mesure pupillaire et les scores subjectifs d'effort et de performance établis par questionnaire.

La pente de la courbe psychométrique

Pour poursuivre sur cette notion de variation du seuil, MacPherson & Akeroyd, 2014^[6] interrogent la pente de la courbe psychométrique lors des tests d'intelligibilité via une revue systématique.

Les auteurs sont partis du constat que la plupart des études ne faisaient qu'analyser le seuil d'intelligibilité ; 885 courbes psychométriques issues de 139 études ont été réanalysées via leurs pentes respectives. On constate une forte variabilité de cette pente autour du seuil : de 1 à 44% par dB. Le type de bruit de masquage et le nombre de sources semblent être les facteurs majeurs influençant la pente de la fonction psychométrique.

Le matériel vocal est d'une importance cruciale dans la mise en œuvre des tests dans le bruit et donc dans l'analyse des résultats issus de ces tests : la **prédictibilité** du signal et la **similarité** entre le signal et le bruit peuvent faire varier la pente – respectivement de 7,1 à 13,8% par dB et de 3,4 à 5% par dB. Le corpus même de phrases utilisées (CRM, HINT, IEEE, SSI) fait varier la pente de 4,8 à 17,1% par dB si le bruit masquant est statique.

On peut retenir de l'étude de Wu et al., 2016^[7] que la mesure de la fonction psychométrique en double tâche est difficile à corrélérer au RSB. En effet, chez les 24 malentendants testés, le temps de réponse – dont on a montré précédemment qu'il est lié à l'intelligibilité – reste similaire pour les RSB favorables et défavorables. Une raison invoquée serait un désengagement des sujets lorsque le bruit devient trop masquant ; ils répondraient alors rapidement pour soulager leur surcharge mentale. Cela implique un fort biais dans l'utilisation d'une double tâche lors de la recherche d'une courbe psychométrique complète – seuil et pente – pour plusieurs RSB.

Parmi les 11 RSB testés, deux tâches visuelles secondaires de difficultés différentes sont traitées, ce qui représente 22 conditions différentes. Notons que pour les RSB intermédiaires, le temps de réponse s'accroît, comme attendu, avec la difficulté de compréhension. En revanche, les auteurs ne s'expliquent pas pourquoi seuls les malentendants ont répondu avoir produit subjectivement plus d'effort pour les tâches faciles que pour les tâches difficiles lorsque les RSB devenaient défavorables. Dans la littérature, la relation entre ces paramètres reste indéterminée.

La préférence individuelle

Une forte variabilité interindividuelle est provoquée par la notion de préférence subjective. Nous avons retenu deux études pour mettre en avant cet effet :

- **Goyette et al., 2018^[8]** qui ont proposé de faire varier la bande passante d'un microphone directionnel (omnidirectionnel, directionnel total, directionnel au-dessus de 900Hz, directionnel au-dessus de 2kHz) puis d'interroger 10 normo-entendants ainsi que 10 malentendants sur leur préférence ; les performances de reconnaissance de la parole ont également été testées. Si l'étude parvient bien à conclure à une préférence globale pour une faible directivité au sein des deux populations – sauf au-dessus de 2kHz où aucune différence n'est relevée –, les résultats objectifs montrent l'inverse : un élargissement de la bande-passante de la directivité améliore la compréhension. "L'audibilité du bruit en sortie d'aides auditives deviendrait objectivable à partir de 10dB au-dessus du seuil" précisent les auteurs en conclusion. Et puisque cette capacité de détection varie individuellement en fonction du bruit de fond, la préférence pour l'omnidirectionnel pourrait être moins importante en condition réelle.
- **Smeds et al., 2015^[9]** qui avaient tenté de répondre à cette question du RSB en condition réelle : si on veut tester le seuil d'intelligibilité à un RSB fixe, à combien le fixe-t-on pour s'approcher de la réalité ? D'après les enregistrements réalisés dans le bruit quotidien en pondération A de 20 utilisateurs d'aides auditives, des RSB positifs sont rencontrés la plupart du temps ; rarement les RSB ne descendent au-dessous de 5dB. Ce résultat écologique est fondamental, car on verra que l'évaluation technique des performances des aides auditives dans le bruit porte sur des RSB bien moins favorables, alors que les utilisateurs moyens, entre 18 et 84 ans ici, y sont peu confrontés.

Les mesures techniques

Il s'agit des protocoles techniques et les méthodes validées en laboratoire qui permettent d'évaluer les métriques de mesure du RSB en entrée et en sortie d'aides auditives, sans l'intervention du patient.

Le rapport comparatif de **Falk et al., 2015^[10]** met en confrontation douze outils de prédiction de l'intelligibilité dans le bruit. Il nous indique qu'il existe trois raisons à la mesure technique :

- lors de la **conception**, afin de déterminer les paramètres optimaux des algorithmes, dont les effets peuvent être contre-productifs sur l'intelligibilité,
- lors de l'**adaptation prothétique**, afin de fournir des préreglages adéquats ; les réglages qui offrent une intelligibilité optimale peuvent ne pas être ceux qui donnent une qualité maximale,
- lors du **port des aides auditives**, afin d'adapter les algorithmes à l'environnement bruyant, dans une boucle rétroactive en temps réel.

Les indices prédictifs non intrusifs

La méthode non intrusive est définie par le fait qu'elle ne nécessite pas de comparaison au signal de référence dans le silence.

L'indice d'intelligibilité de la parole, *Speech Intelligibility Index*, ou *SII*, a été décrit par **Hornsby, 2004^[11]**. Le concept est celui-ci : pondérer chaque bande de fréquence d'un signal par l'importance qu'elle revêt dans l'intelligibilité globale. Il s'agit d'une somme de contributions.

Variant de 0 à 1, sa valeur quantifie l'émergence des indices vocaux :

$$SII = \sum_{i=1}^n I_i A_i$$

- n correspond au nombre de bandes considérées (6 bandes d'octave, 18 bandes de tiers d'octave ou 21 bandes critiques),
- I_i est un indice d'importance de la bande fréquentielle i concernée dans la compréhension de la parole,
- A_i est l'audibilité des indices vocaux, directement liée au RSB, dans la bande i concernée.

D'autres paramètres ont été introduits par les méthodologies NAL et DSL pour parfaire le *SII* dans le domaine de l'audiologie prothétique :

- D_i , le facteur de distorsion lié à l'augmentation du niveau de la parole,
- S , le facteur de désensibilisation lié à la perte d'audition,
- K , un facteur lié à l'âge de l'individu.

En effet, **Loizou & Ma, 2011^[12]** pointaient l'absence de considération de la distorsion apportée par la non-linéarité des algorithmes, notamment la compression dynamique large bande, l'écrêtage et la réduction du bruit. Ainsi, ils avaient introduit le *fractional AI*, ou *fAI*, dont la prédiction est fortement corrélée avec les scores de compréhension observés.

Les limites du SII

L'étude de **Rhebergen & Versfeld, 2005^[13]** tente d'établir une prédiction du seuil d'intelligibilité via la lecture du *SII* dans un bruit fluctuant. Il en ressort que le *SII* ne permet pas de rendre compte de l'intelligibilité instantanée car il est évalué sur le long terme alors que la compression de l'aide auditive agit rapidement dans un bruit fluctuant. Ils proposent donc d'étendre la mise en œuvre du *SII* en découpant le signal de test en plusieurs sous-parties dont on mesurera les *SII* individuellement.

Les indices prédictifs intrusifs

La méthode intrusive signifie que nous avons besoin de connaître le signal de référence dans le calme, pour le comparer avec le signal bruité en sortie d'aide auditive.

Onze de ces méthodes sont évaluées par **Kuyk et al., 2018^[14]**. Nous retenons les plus couramment citées et utilisées. Pour commencer, le Short-Time Objective Intelligibility, ou *STOI*, basé sur un modèle auditif de normo-entendant ; il vise à fournir un indice d'intelligibilité à court terme. De courts segments de 386ms sont prélevés sur le signal décomposé en tiers d'octave. On introduit une distorsion par écrêtage sur le signal de référence puis on compare son enveloppe temporelle au signal à évaluer. S'il a été conçu pour modéliser les effets du bruit et de sa suppression par les algorithmes de réduction, il ne prend pas en compte la perte auditive.

Le PErceptual MOdel Quality, ou *PEMO-Q*, a été présenté par **Huber & Kollmeier, 2006^[15]**. Il s'agit d'un algorithme qui prédit la perception de la dégradation du signal par les codecs audio en fonction des modulations théoriques d'amplitude par filtre auditif. Il permet de mettre en évidence de très faibles variations qui seront perçues comme néfastes pour la qualité du signal. Basé sur une mesure perceptuelle de similarité, il varie de -1 à 1. Un indice instantané est calculé en permanence, pondérant l'indice final. Ce qui implique que le *PEMO-Q* est valide sur le long terme.

Un modèle évolué, le *PEMO-Q-HI*, est publié par **Huber et al., 2014**^[16] pour prendre en compte la perte auditive. D'abord limité à la réduction linéaire de la dynamique résiduelle par l'atteinte des cellules ciliées internes, le modèle est de nouveau amélioré pour prendre en compte la réduction de la sélectivité fréquentielle et le recrutement dus à la perte des cellules ciliées externes. Le *PEMO-Q-HI* fournit alors une excellente prédiction de la qualité du signal perçue par les malentendants à partir de leurs audiogrammes.

L'indice de perception de la parole pour les aides auditives, Hearing-Aid Speech Perception Index, ou *HASPI*, est développé par **J. M. Kates & Arehart, 2014a**^[17]. Le modèle perceptif sur lequel il se base incorpore lui aussi les effets de la perte auditive neurosensorielle. Le schéma fonctionnel de l'algorithme comparatif indique que les deux signaux à comparer – signal bruité en sortie d'aide auditive et signal de référence – passent chacun par des filtres modélisant l'oreille moyenne, puis les cellules ciliées externes et enfin les cellules ciliées internes. Ainsi, cet indice peut être appliqué aux normo-entendants comme aux malentendants ; il suffit pour cela d'appliquer les filtres correspondants.

L'*HASPI* est notamment mis en concurrence avec le Coherence Speech Intelligibility Index, ou *CSII*, qui se base sur l'analyse de la structure fine et la répartition en fréquence de petits segments dont on calcule le "rapport-signal-sur-distorsion". Trois régions d'intensité – faible, moyenne et forte – sont traitées séparément.

Tout type de traitement du signal peut être évalué avec l'*HASPI*. Dans le papier de 2014, ce sont *bruit* et *distorsion*, puis *compression fréquentielle* et *suppression du bruit* qui sont comparés entre normo-entendants et malentendants. L'*HASPI* apparaît comme étant plus robuste (ses prédictions sont meilleures) et plus flexible (il s'applique dans plus de contextes) que ses trois concurrents.

La conception de l'indice complémentaire de qualité, ou *HASQI*, par **J. M. Kates & Arehart, 2014b**^[18], nous apprend qu'il est bâti sur le produit de deux termes. Le premier correspond à la mesure de la modulation d'enveloppe – sensible au comportement dynamique du signal associé aux consonnes – et une corrélation croisée d'un signal normalisé par bande de fréquence – sensible à la préservation des harmoniques dans les voyelles en régime permanent. Le deuxième compare les spectres à long terme et les pentes spectrales. L'ajustement de l'indice a été réalisé sur une cohorte de 14 normo-entendants et 15 malentendants et a objectivé la qualité de six types d'algorithmes : *bruit* et *distorsion*, *compression fréquentielle*, *suppression du bruit*, *vocodeur de bruit*, *annulation du larsen* et *bruit fluctuant*.

En complément, ces indices ont été mis en œuvre par **Kates et al., 2018**^[19] pour mettre en concurrence plusieurs gammes d'appareils auditifs. Des variations significatives sont observées selon les fabricants, selon le RSB en entrée et selon les paramètres des réglages. Mais les prédictions données par *HASPI* et *HASQI* ne montrent pas de différence entre les gammes d'appareils. Les auteurs reconnaissent en conclusion que ces indices ne peuvent en aucun cas suffire à caractériser la réussite ou non d'un appareillage ; d'autres études devront tenter d'établir un lien entre les scores objectifs et la satisfaction des utilisateurs.

Les techniques de mesure

Nous présentons maintenant les procédures opérationnelles pertinentes décrivant les relevés acoustiques en laboratoire ou en chambre anéchoïque.

Lorsqu'il s'agit de mettre en évidence les différences entre deux enregistrements audio, on procède généralement à un **null test** : l'addition du signal bruité et du signal de référence dont on inverse la phase permet 1. d'annuler les signaux identiques 2. de faire apparaître les écarts de façon claire. C'est le principe de la méthode présentée par **Hagerman & Olofsson, 2004**^[20].

Il y est proposé d'enregistrer **deux fois** la sortie de l'aide auditive – bruit en phase puis bruit en opposition de phase – pour plusieurs RSB puis de séparer le bruit du signal à partir du signal "propre", connu. De nombreuses études cliniques utiliseront ce procédé acoustique pour reconstruire le RSB et ainsi déterminer deux gains :

- le gain apporté au signal, en fonction du RSB ; maîtriser ce gain est le but principal de la réhabilitation auditive non linéaire,
- le gain apporté au bruit, en fonction du RSB ; il devrait s'agir d'un effet délétère, non souhaité. Les aides auditives tentent de le minimiser, voire de le rendre négatif.

La thèse de **Miller, 2013**^[21] explicite l'enregistrement en sortie par la formule suivante :

$$\begin{cases} A_{(out)} = S_{(out)} + N_{(out)} \\ B_{(out)} = S_{(out)} - N_{(out)} \end{cases}$$

Avec A pour le premier enregistrement, B pour le deuxième, S pour signal, N pour le bruit noise.

$$\begin{cases} A_{(out)} + B_{(out)} = S_{(out)} + N_{(out)} + S_{(out)} - N_{(out)} = 2S_{(out)} \\ A_{(out)} - B_{(out)} = S_{(out)} + N_{(out)} - S_{(out)} + N_{(out)} = 2N_{(out)} \end{cases}$$

On a alors la possibilité d'additionner ces signaux pour obtenir le signal, ou de les soustraire pour obtenir le bruit, à la condition qu'ils soient parfaitement synchronisés.

Nous avons relevé deux études qui tentent d'étendre la méthode Hagerman & Olofsson à plusieurs sources sonores.

La première a été présentée par **Aubreville & Petrusch, 2015**^[22]. Les auteurs ajoutent la notion de **source interférente** dans le but d'évaluer la performance des algorithmes à directivité adaptative. Il en découle un "rapport interférant sur cible" qui dépend de l'angle dans le domaine fréquentiel.

Grâce à ce concept, il a été possible d'évaluer les performances dans trois conditions : omnidirectionnelle dans le calme, directionnelle monaurale dans le bruit et directionnelle binaurale dans le bruit.

Vient ensuite l'étude de **Husstedt et al., 2018**^[23]. Leur calcul matriciel permet d'étendre encore la procédure d'inversion de phase à autant de sources que désirées. La mesure présentée consistait à évaluer les performances d'un appareil auditif placé au milieu de huit haut-parleurs. Ce sont quatre réglages qui étaient comparés ici : avec et sans réduction de bruit vs microphone omnidirectionnel et directionnel.

Bien que le papier présente un concept mathématique, notons tout de même les résultats pour le BTE testé :

- une amélioration du RSB indépendante de la direction lorsque la réduction du bruit est activée avec un réglage de microphone omnidirectionnel,
- une amélioration du RSB dépendante de la direction pour une directivité fixe,
- un maximum d'amélioration du RSB à 180° avec une réduction de bruit activée et une directivité fixe.

Pour terminer cette revue des techniques de mesure, nous avons choisi d'aborder le travail concret de **Houben et al., 2011**^[24]. Les auteurs y proposent de comparer les aides auditives entre elles en nivelant les différences de réponse en fréquence. Pour ce faire, trois étapes sont proposées :

1. ajuster manuellement et finement le gain d'insertion,

2. ajouter une limitation de bande-passante de 100Hz à 5,8kHz sur les enregistrements en sortie d'aide auditive, pour permettre aux appareils basiques d'être comparés aux modèles qui gèrent une plage de fréquences étendue,
3. appliquer un filtre inverse aux réglages de l'aide auditive sur l'étendue de la bande-passante limitée.

Ce filtre inverse est appliqué sur les réglages en entrée, en fonction de l'enregistrement en sortie, afin de compenser en temps réel les algorithmes de traitement du signal activés. Pour vérifier l'homogénéité des enregistrements, une mesure objective – via l'*HASQI* – et deux mesures subjectives – détection de différence et préférence d'écoute – sont réalisées.

Les résultats ont montré que les points 1. et 2. ne sont pas suffisants à eux seuls pour supprimer les différences entre appareil. La perception identique est trouvée lorsqu'on annule la réponse en fréquence des aides auditives, cela étant confirmé par le test objectif *HASQI* et les tests subjectifs individuels. Grâce à cette méthode, il est possible de comparer les performances des algorithmes non-linéaires, notamment de réduction du bruit.

La corrélation entre objectif et subjectif

Certaines expériences ont montré des corrélations ou des absences de lien entre les métriques objectives et subjectives. Nous en avons sélectionné trois, qui sont représentatives de cette recherche de cohérence.

1. La mesure adaptative du seuil d'intelligibilité apporte un biais dans la comparaison des aides auditives si le RSB n'est pas pris en compte.

En prenant du recul sur les aspects techniques et scientifiques, la publication de **Naylor, 2016**^[25] pose des questions théoriques sur l'écologie de la mesure clinique. Sa revue systématique analyse les conditions de RSB de onze études : les moyennes vont de -14dB à $+5\text{dB}$ et les amplitudes de $+4\text{dB}$ à $+20\text{dB}$. Cette forte variabilité l'amène à conclure que l'absence de contrainte sur le RSB conduit à trois biais principaux :

- la validité interne des résultats, puisque les appareils se comportent de façon imprévisible selon le RSB,
- la validité écologique, si les conditions de bruit sont trop éloignées des situations réelles,
- la spécificité individuelle qui peut masquer un effet réel de l'appareil.

L'auteur invite les concepteurs d'expériences à mieux considérer la non-linéarité de la compression afin d'obtenir des résultats cliniques fiables.

2. La préférence individuelle varie en fonction du RSB par bande de fréquence mais aussi en fonction du niveau de bruit absolu dans chaque bande.

Toujours en 2005, les auteurs **Keidser et al., 2005**^[26] montraient que la performance des réducteurs du bruit ne pouvait pas être extrapolée à partir de résultats individuels. Dans le cadre d'un filtrage haute et basse fréquence avec une coupure à 1,5kHz, on observe :

- que la pente préférée du filtre est prédite par les RSB respectifs mesurés dans chacun des deux canaux,
- que le niveau acoustique préféré en sortie est prédit par l'intensité absolue dans chacun des deux canaux.

Afin de mettre en évidence ces corrélations, trois paramètres de test – *type de parole / type de bruit / critère d'évaluation* – sont agencés de façon à produire 20 conditions différentes.

Cette approche a permis d'alterner les conditions de RSB entre favorable et défavorable. Dans le cas du RSB positif, les sujets ont, en général, préféré des courbes de réponses différentes, en fonction du critère d'évaluation : **compréhension de la parole et confort d'écoute**. Les auteurs valident l'approche des fabricants qui est d'activer une compression dynamique large bande dans plusieurs canaux de réglages avec des réductions de gain supplémentaires dans les canaux où le bruit est estimé être dominant.

3. Lorsqu'on compare les outils de prédiction de l'intelligibilité, les indices à court terme prévoient un seuil très proche de la réalité.

L'étude comparative de Smeds et al., 2014^[27] propose de comparer les outils de prédiction en fonction du RSB et du type de réduction du bruit. Parmi les neuf mesures testées, le *CSII*, que nous avons abordé dans les indices prédictifs intrusifs, parvient à prédire le seuil d'intelligibilité avec une erreur de seulement 0,9dB pour les malentendants et 0,4dB pour les normo-entendants. Nous avons vu que l'*HASPI*, publié la même année, offrait des performances encore meilleures. Malgré tout, les conclusions restent celles-ci :

- les méthodes d'analyse à long terme, comme le *SII*, semblent manquer de précision dans la prise en compte des variations rapides induites par les réducteurs de bruit,
- les méthodes d'analyse à court terme, comme le *STOI*, sont de meilleurs prédicteurs de la performance, seulement si elles prennent en compte la corrélation spectrale entre le signal source et le signal bruité.

JUSQU'OU ? LES CONSÉQUENCES DE L'AMÉLIORATION DU RSB

Lorsqu'on pousse les algorithmes d'amélioration du RSB à leur maximum, "Jusqu'ou" peut-on aller avant de voir apparaître des effets contre-productifs ?

À partir des conséquences objectives sur le fonctionnement des aides auditives, nous confronterons les études cliniques qui les mettent à l'épreuve.

Les limites objectives

La perte de gain cible

En 2009, une étude a évalué le RSB à long terme en entrée et en sortie d'aide auditive, en fonction de plusieurs critères de réglage de la compression : Naylor & Johannesson, 2009^[28]. La procédure de séparation des signaux par inversion de phase de Hagerman & Olofsson, appliquée à onze RSB différents, de -10dB à +10dB par pas de 2dB, et pour quatre combinaisons de paramètres temporels – soit 44 mesures – aboutit à la figure 1 ci-après. Plus la compression est rapide, plus la courbe bascule autour d'un point de croisement et s'éloigne de la diagonale parfaite. L'équipe d'auteurs décrit un abaissement progressif des performances du gain sur le signal utile au fur et à mesure de l'amélioration du RSB en entrée. On comprend alors que la comparaison des performances de deux aides auditives entre elles risque d'être perturbée par la variation des critères de test affectés par le RSB :

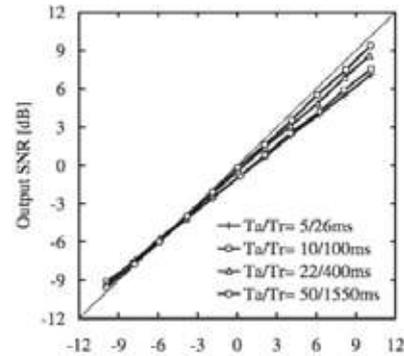


Figure 1. Mesures du RSB en sortie pour une compression monocanal de taux 2:1 selon 4 paires de constantes de temps – Naylor & Johannesson, 2009

- un changement du SIB cible de 50% à 80%,
- un changement de la prédictibilité des phrases,
- un changement de la notation par mot en une notation par phrase,
- un changement de l'intelligibilité du locuteur,
- un changement de binaural à monaural,
- un changement du type de bruit, par exemple de non modulé à modulé,
- un changement de la séparation spatiale de la parole et du bruit masquant.

Et cela d'autant plus que les malentendants ont chacun un besoin spécifique d'émergence de la parole dans le bruit pour atteindre la performance cible de 50% d'intelligibilité.

La lecture du SIB_{50} n'est pas suffisante pour caractériser les aides auditives à compression non-linéaire car l'amélioration du seuil d'intelligibilité dépend du RSB en entrée. C'est ce que nous montre l'étude de Rhebergen et al., 2017^[29]. Le calcul du gain sur le signal montre que la compression dynamique large bande WDRC a des effets antagonistes selon que nous sommes en situation de RSB favorable ou défavorable :

- si le signal est supérieur au bruit (RSB > 0dB), les crêtes de la parole émergent au-dessus du bruit. Alors, la compression lisse les crêtes du signal utile, dégradant le RSB de sortie,
- si le bruit est supérieur au signal (RSB < 0dB), le bruit émerge au-dessus de la parole, la compression fait l'inverse (lisse le bruit), améliorant le RSB de sortie.

Définition graphique de la perte de gain cible : sur la figure 2, la courbe d(RSB) passe en négatif lorsque le RSB en entrée augmente.

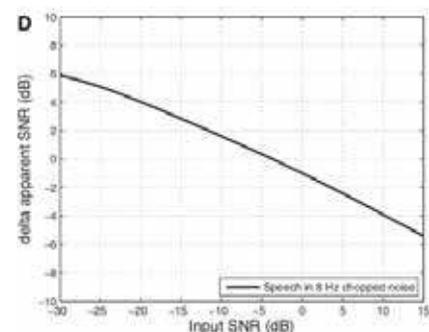


Figure 2. Écart de RSB apparent entre avant et après une WDRC pour de la parole dans un bruit haché à 8Hz – Rhebergen et al., 2017

Il faudra se concentrer sur la variation du RSB, noté $d(\text{RSB})$, avec et sans WDRC, pour mettre en avant l'intérêt de l'algorithme sur l'amélioration de l'intelligibilité de la parole dans le bruit discontinu. Dans le bruit stationnaire, la mesure montre la même chute dans les RSB favorables que le graphe D (représenté ci-dessus), à ceci près que la variation est nulle – donc pas d'amélioration – dans les RSB défavorables.

Cette dégradation du RSB par la compression en présence de bruit avait été précédemment mesurée par Souza et al., 2006^[30], toujours via la méthode Hagerman & Olofsson. En multicanal, il avait été observé entre 1dB et 3dB de perte (tableau 1), d'autant plus grande que le taux de compression était élevé et le RSB favorable.

RSB en entrée	RSB en sortie après compression multicanal	Variation
-2	-3	-1
+2	0	-2
+6	+3	-3
+10	+7	-3

Tableau 1. Variation du niveau de RSB en sortie (dB) en fonction du RSB en entrée après une compression multicanal – Souza et al., 2006

Une solution est discutée dans le papier de May et al., 2018^[31]: corrélérer le temps de retour au RSB.

Nous avons déjà le gain linéaire flottant, mis en place par les fabricants d'aides auditives, qui adapte en temps réel les paramètres de compression – CR, T_K , T_a , T_r – aux variations rapides de l'enveloppe du signal complet. Cependant, la technique proposée par les auteurs sus-cités est d'analyser le RSB par bande de fréquence et de faire varier la constante de temps de retour T_r , entre 40ms et 2s, de manière adéquate :

- **RSB élevé** : action rapide appliquée au domaine fréquentiel et temporel de la parole,
- **RSB bas** : action lente pour linéariser le signal fortement bruité.

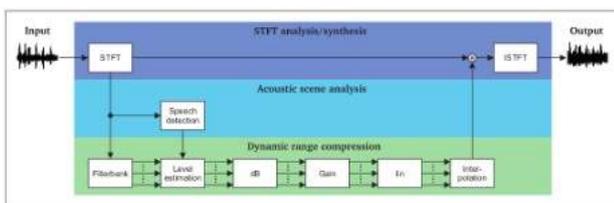


Figure 3. Schéma fonctionnel de la compression liée au RSB, constituée de 3 couches de traitement : (a) analyse et synthèse basées sur la STFT, (b) analyse de la scène sonore, et (c) compression dynamique. (I)STFT pour (Inverse) Short-Time discrete Fourier Transform, ou transformée de Fourier (inverse) – May et al., 2018

Les taux de compression effectifs ont été calculés. La compression liée au RSB rivalise avec les deux vitesses de référence :

- comme attendu, la **compression rapide** traditionnelle possède les taux de compression les plus forts, et la compression liée au RSB testée ici est capable d'atteindre des taux au moins aussi bons,
- la compression liée au RSB restitue les fluctuations naturelles du bruit de fond, comme le fait la **compression lente** de référence.

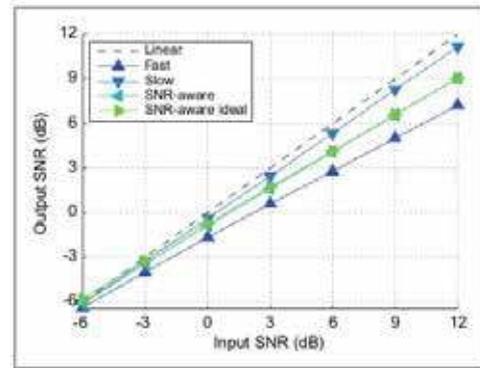


Figure 4. Analyse du RSB en entrée et en sortie pour 4 types de compression et un système linéaire – May et al., 2018

Bien que tous les types de compression conduisent à une perte du gain cible plus prononcée dans les RSB favorables, le concept de la compression liée au RSB (◀) réduit cet écart face à la compression rapide (▲), sans pour autant aller jusqu'au niveau de la compression lente (▼), qui lisse les indices d'enveloppe temporelle.

L'effet de la sélection indifférenciée du niveau de parole et du niveau de bruit a été nommé "speech pause effect", ou "effet pause de parole" par Lai et al., 2013^[32]. En effet, la perte de gain cible apparaît car le bruit au milieu de la parole est amplifié comme s'il s'agissait d'une voix faible. Il en résulte une dégradation du RSB à cause du bruit devenu plus fort. Cet effet de bord de la compression dans le bruit peut être vu soit comme une perte de gain cible sur le signal, soit comme une amplification non désirée du bruit. Dans les deux cas, il dégrade le RSB dès que la parole émerge.

À la différence de May et al. en 2018, Lai et al. avaient, en 2013, étudié la possibilité de réaliser une compression dynamique large bande Adaptative sur le RSB (AWDRC), mais en adaptant le taux de compression et non une constante de temps, par bande de fréquence.

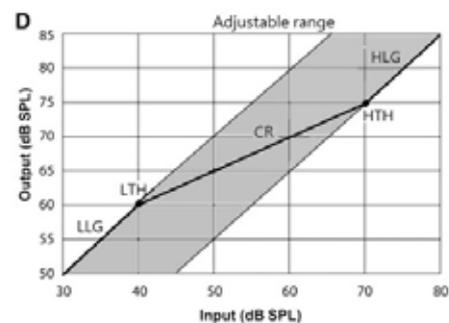


Figure 5. Exemple de plage d'ajustement de la compression AWDRC. La ligne pleine est la fonction entrée/sortie de la WDRC d'origine – Lai et al., 2013

La zone grise sur la figure 5 représente l'étendue de l'adaptation possible en compression par déplacement des seuils et des pentes.

(LLG = gain bas, LTH = seuil bas, CR = taux de compression, HTH : seuil haut, HLG = gain haut)

Comme l'indiquent les auteurs, cette amélioration du RSB à long terme par l'AWDRC **pourrait** apporter une meilleure intelligibilité dans le bruit. L'impact clinique de ces méthodes devra encore être étudié.

Les effets subjectifs

Dans notre recherche documentaire sur les effets subjectifs de l'amélioration du RSB, nous avons sélectionné 30 études cliniques. Pour cela, nous nous sommes demandé :

- est-ce qu'une mesure du RSB est pratiquée en entrée ou en sortie ?
- quelles sont les métriques évaluées ?
- quelles sont les variables de tests ?
- quelles sont les conclusions ?

Les données extraites des études sont présentées dans le tableau 2 ci-après.

L'amélioration du confort d'écoute

Ces 30 expériences cliniques sélectionnées font appel à tous les concepts présentés dans les chapitres précédents, ce qui permet d'en faire le bilan.

Le confort d'écoute

Les technologies de réduction du bruit apportent donc une capacité accrue à supporter le bruit et à adhérer au port d'une aide auditive, comme le montre l'étude de Nabelek et al., 2006^[51] qui a introduit l'ANL, *Acceptable Noise Level*, ou niveau de bruit acceptable. Le confort d'écoute apporté par les algorithmes de réduction du bruit est subjectivement privilégié par les malentendants^{[33][37][39][48][50][60]}, jusqu'à un certain taux d'amélioration^[59]. Une différence individuelle dans la perception de la gêne sonore est à noter^[38].

La préférence individuelle

La préférence individuelle peut être mesurée en terme de clarté^[43], de qualité sonore^{[45][62]} ou de préférence par paires^[47]. Dans certaines conditions environnementales, l'amélioration n'est pas perceptible^[61], ou bien aucun changement de satisfaction n'est observé^{[34][37]}.

La réduction de l'effort d'écoute

L'intelligibilité

Selon les conditions des études et les technologies de réduction du bruit utilisées, on trouve des résultats variables à l'amélioration du RSB. Ces conclusions contradictoires concernant l'impact sur l'intelligibilité sont assez équitablement réparties : cinq études montrent une amélioration de l'intelligibilité^{[37][45][47][55][59]}, cinq autres études rapportent qu'aucun changement notable n'est observé^{[34][41][49][56][57]}, et quatre études enfin parlent de différences individuelles liées à la perte auditive ou à la mémoire de travail^{[35][36][42][55]}.

L'effort d'écoute

Cette libération des ressources cognitives apportée par l'augmentation du contraste positif entre le signal et le bruit^[56] permet une diminution de l'effort d'écoute^{[41][43][44][55][58][62]}, améliore l'apprentissage de nouveaux mots chez les enfants^[54] et diminue le temps de réponse^[58]. Les sujets à forte mémoire de travail bénéficient le plus de cette amélioration^[55].

Le matériel

En plus de l'environnement et des caractéristiques auditives des patients, il existe une forte variabilité entre les appareils, qui peut s'expliquer par le réglage des différents algorithmes de traitement du signal^{[33][38][40]} et surtout par les technologies utilisées pour influencer sur le RSB :

- compression linéaire ou large bande^[52],
- compression liée au RSB ou non^[47],
- réduction du bruit liée à la directivité ou non^[53],
- réduction du bruit liée à la compression ou non^[46],
- compression rapide associée à la directivité^[55],

- réseau de neurones récurrents ou soustraction spectrale^[45],
- soustraction spectrale adaptative ou non^[57].

DISCUSSION

Le couplage acoustique

Les considérations concernant l'adaptation prothétique n'ont pas été traitées. Or, ce point est crucial pour l'audioprothésiste ; la recherche de l'amélioration du confort et de l'intelligibilité dans le bruit passe par le réglage et l'adaptation.

Les effets bénéfiques du traitement du signal sur le RSB, que ce soit via la directivité ou la réduction du bruit, sont considérablement amoindris dans le cas d'adaptations "open-fit". Et, par corollaire, les effets néfastes sont également moins perceptibles.

Une technique de mesure du RSB *in vivo* a tout de même été repérée : Bell et al., 2010^[63]. Elle propose d'évaluer l'impact de la directivité sur l'amélioration du RSB, grâce à un KEMAR d'abord, puis sur oreilles réelles. Mais les résultats sont sujets à une forte variabilité interindividuelle, due aux facteurs physiologiques et mécaniques : taille de la tête, type d'embout et type d'évent.

Synthèse

Le mémoire dont est extrait cet article avait pour objectif d'étudier la littérature scientifique autour de ces deux sujets : l'amélioration du RSB en sortie d'aides auditives et la corrélation entre les métriques objectives et subjectives. Nous concluons en constatant que le travail de réglage d'une aide auditive dans le bruit consiste à trouver un bénéfice en équilibre entre l'amélioration de l'intelligibilité et l'amélioration du confort d'écoute ; les actions des algorithmes de traitement du signal étant contre-productives dans ces deux voies.

Lorsqu'on s'interroge sur le choix prothétique et qu'on sélectionne une gamme d'appareil pour le patient, il est important d'en connaître les avantages et les limites. Ainsi, plusieurs études valident le fonctionnement des aides auditives avancées ou premiums – typiquement les Classes II – mais tempèrent leur bénéfice dans des conditions réelles. En outre, les auteurs d'études cliniques concluent fréquemment en rappelant que les résultats ont été obtenus en laboratoire et qu'ils sont reproductibles dans des conditions strictement identiques.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] McShefferty, D., Whitmer, W. M., & Akeroyd, M. A. (2015). The just-noticeable difference in speech-to-noise ratio. *Trends in Hearing*, 19. doi: 10.1177/2331216515572316
- [2] Souza, P., Arehart, K., & Neher, T. (2015). Working Memory and Hearing Aid Processing: Literature Findings, Future Directions, and Clinical Applications. *Frontiers in Psychology*, 6, 1894. doi: 10.3389/fpsyg.2015.01894
- [3] Pals, C., Sarampalis, A., Rijn, H. van, & Bakker, D. (2015). Validation of a simple response-time measure of listening effort. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 138(3), EL187-192. doi: 10.1121/1.4929614
- [4] Ohlenforst, B., Zekveld, A. A., Lunner, T., Wendt, D., Naylor, G., Wang, Y., Versfeld, N. J., & Kramer, S. E. (2017). Impact of stimulus-related factors and hearing impairment on listening effort as indicated by pupil dilation. *Hearing Research*, 351, 68-79. doi: 10.1016/j.heares.2017.05.012
- [5] Zekveld, A. A., Kramer, S. E., & Festen, J. M. (2010). Pupil response as an indication of effortful listening: the influence of sentence intelligibility. *Ear and Hearing*, 31(4), 480-490. doi: 10.1097/AUD.0b013e3181d4f251
- [6] MacPherson, A., & Akeroyd, M. A. (2014). Variations in the Slope of the Psychometric Functions for Speech Intelligibility: A Systematic Survey. *Trends in Hearing*, 18, 233121651453772. doi: 10.1177/2331216514537722
- [7] Wu, Y.-H., Stangl, E., Zhang, X., Perkins, J., & Eilers, E. (2016). Psychometric Functions of Dual-Task Paradigms for Measuring Listening Effort. *Ear and Hearing*, 37(6), 660-670. doi: 10.1097/AUD.0000000000000335
- [8] Goyette, A., Crukley, J., & Galster, J. (2018). The Effects of Varying Directional Bandwidth in Hearing Aid Users' Preference and Speech-in-Noise Performance. *American Journal of Audiology*, 27(1), 95-103. doi: 10.1044/2017_AJA-17-0063
- [9] Smeds, K., Wolters, F., & Rung, M. (2015). Estimation of Signal-to-Noise Ratios in Realistic Sound Scenarios. *Journal of the American Academy of Audiology*, 26(2), 183-196. doi: 10.3766/jaaa.26.2.7
- [10] Falk, T. H., Parsa, V., Santos, J. F., Arehart, K., Hazrati, O., Huber, R., Kates, J. M., & Scollie, S. (2015). Objective Quality and Intelligibility Prediction for Users of Assistive Listening Devices: Advantages and limitations of existing tools. *IEEE Signal Processing Magazine*, 32(2), 114-124. doi: 10.1109/MSP.2014.2358871

Sigles et abréviations utilisés : ANL = niveau de bruit acceptable, DIR = directivité, (W)DRC = compression dynamique (large bande), ME = malentendants, NE = normo-entendants, RB = réduction du bruit, RNR = réseau de neurones récurrents, SIB = seuil d'intelligibilité dans le bruit, SS = soustraction spectrale.

Étude	Effectif	Type de surdité	Métriques évaluées	Variables de test
[33]	18	perte auditive neurosensorielle moyenne	confort d'écoute via ANL	type de DIR (omni., dir.), type de RB (multicanaux, large bande)
[34]	8	perte auditive neurosensorielle moyenne	SIB, note de qualité	type de bruit (stationnaire, modulé), avec et sans RB par bande fine
[35]	24	perte auditive neurosensorielle légère à moyenne	RSB, SIB	temps de retour DRC, nombre de canaux DRC
[36]	31	perte auditive moyenne à haute fréquence	SIB, note de qualité, mémoire de travail via <i>span test</i>	perte auditive, distorsion d'enveloppe
[37]	10	normo-entendants jeunes	SIB, effort d'écoute, note (gêne / naturel / préférence)	type de RB, RSB variable
[38]	10	mêmes sujets que [5]	SIB, effort d'écoute, note (gêne / naturel / préférence)	modèle d'appareil, avec et sans RB
[39]	20	perte auditive neurosensorielle moyenne	SIB, effort d'écoute, note (gêne / naturel / préférence)	RSB variable (6 niveaux), modèle d'appareil
[40]	16	même sujets que [7] (-4 non participants)	mesures acoustiques d'influence du traitement, mesure perceptive de détection du traitement, mesure perceptive de la gêne / naturel / préférence	modèle d'appareil, traitement (DRC, RB, DRC+RB)
[41]	12	perte auditive neurosensorielle bilatérale ($\Delta < 15\text{dB}$ entre oreilles)	SIB via <i>R-SPIN</i> , réaction visuelle, mémoire de travail, vitesse de traitement, facilité d'écoute (auto-évaluée)	avec et sans RB
[42]	11	perte auditive moyenne bilatérale	variation de l'ANL, variation du RSB	type de RB sur ordinateur (sans, optimale, simulation d'une RB embarquée, limitée à 6dB puis à 8dB avec estimation du RSB)
	10	normo-entendants		
[43]	24	normo-entendants	temps de réponse, SIB (reconnaissance de phonèmes), qualité de son (note), mesure de cohérence	avec et sans RB, RSB variable (0 et +5dB)
[44]	12	normo-entendants	Identification (reconnaître le dernier chiffre), arithmétique (additionner le 1er et le 3ème), intelligibilité (reconnaître les trois chiffres), mesure des temps de réponse	RSB variable (-6dB, -1dB, +4dB, calme)
[45]	8	perte auditive légère à moyenne	préférence subjective par paires de RSB (intelligibilité et qualité du son), 3 évaluations objectives (<i>STOI</i> notamment), + <i>HASQI</i>	type de RB (sans, SS 5ms, SS 20ms, RNR), rapport parole / babil (de -5dB à +10dB)
[46]	12	perte auditive neurosensorielle bilatérale moyenne ($\Delta < 20\text{dB}$ entre oreilles)	variation du RSB, contraste spectral, SIB, notes subjectives (distorsion, gêne, effort, note globale)	10 configurations de RB/DRC (série/parallèle/multiplicative), type de bruit (stationnaire, babil)
	13	normo-entendants		
[47]	17	7 N2, 7 N3, 3 N4 selon courbes standard	SIB, préférence subjective (par paires)	type de DRC (rapide, lente, liée au RSB), type de bruit (ICRA, bruit d'usine)
[48]	30	perte auditive neurosensorielle moyenne à moyenne degré 2	confort d'écoute via ANL	type de traitement (RB, DIR et combinaison), type de bruit (locuteur unique, bruit spectral, babil)
[49]	25	perte auditive neurosensorielle moyenne à moyenne degré 2	SIB, mesure du RSB	type de DRC (linéaire, WDRC), avec et sans RB, RSB variable
	25	normo-entendants		
[50]	22	perte auditive neurosensorielle bilatérale légère à moyenne	SIB via <i>HINT</i> , test ANL	avec et sans RB, RSB variable
[51]	191	malentendants (port régulier, port occasionnel, non appareillés)	SIB via <i>SPIN</i> , test ANL, succès de l'appareillage	avec et sans aide auditive

[52]	6	normo-entendants	SIB, spectre à long-terme	niveau global (fonction de la modulation), commande de la DRC (simulation du RSB d'entrée), RSB variable
[53]	18	perte auditive neurosensorielle	SIB via <i>HINT</i> , confort d'écoute via <i>ANL</i>	type de DIR (omni., dir.), avec et sans "speech enhancer"
[54]	26	41 NE, 26 ME (8-9 ans et 11-12 ans)	âge, NE / ME, apprentissage de mots (<i>PPVT-3</i>)	avec et sans RB
[55]	23	perte auditive neurosensorielle bilatérale légère à moyenne 2	modification d'enveloppe (via corrélation cepstrale + <i>HASQI</i>), mémoire de travail (via <i>Reading Span Test</i>)	type de DIR (omni., dir.), vitesse WDRC (rapide, lente), RSB variable (0, +5dB, +10dB)
[56]	25	normo-entendants	effort d'écoute en double tâche (répéter le dernier mot, le retenir + réagir à un stimulus visuel)	avec et sans RB, RSB variable
[57]	16	8 de 5 à 7 ans, 8 de 8 à 10 ans, perte auditive neurosensorielle légère à moyenne 2	SIB (logatomes, mots, phrases), âge langagier (<i>PPVT-3</i>)	avec et sans RB, RSB variable
[58]	12	normo-entendants jeunes	SIB (triplet de digits), temps de réponse en double tâche (identifier le dernier digit et faire l'addition premier et dernier), effort d'écoute (note)	type de RB (masque binaire idéal, estimateur d'erreur quadratique moyenne minimale) RSB variable (de -5dB à +∞)
[59]	32	perte auditive neurosensorielle	SIB via <i>MHINT</i> (en mandarin), test <i>ANL</i> , note de qualité du son	niveau de RB (off, 8, 14, 20)
[60]	25	perte auditive neurosensorielle	<i>ANL</i> mesuré, <i>ANL</i> prédit	avec et sans RB, type de DRC (linéaire, WDRC), position du bruit (devant, derrière), appareillé ou non
[61]	54	perte auditive légère à moyenne	SIB via <i>HINT</i> , effort d'écoute, qualité du son, localisation, questionnaires (<i>APHAB</i> , <i>SSQ</i> , <i>SADL</i>)	traitement DIR et RB (avec, sans), gamme d'appareil (standard, premium)
[62]	10	perte auditive neurosensorielle ou mixte bilatérale ($\Delta < 20$ dB entre oreilles)	SIB via <i>HINT</i> , préférence pendant 3 semaines, questionnaires (confort d'écoute, facilité de compréhension, qualité du son)	puissance de la RB ambiant (off, moyenne, forte), comportement de la RB (variable, constant)

Tableau 2. Données extraites des études cliniques

[11] Hornsby, B. W. Y. (2004). The Speech Intelligibility Index: What is it and what's it good for? *The Hearing Journal*, 57(10), 10-17. https://journals.lww.com/thehearingjournal/Fulltext/2004/10000/The_Speech_Intelligibility_Index_What_is_it_and_3.aspx

[12] Loizou, P. C., & Ma, J. (2011). Extending the articulation index to account for non-linear distortions introduced by noise-suppression algorithms. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 130(2), 986-995. doi: 10.1121/1.3605668

[13] Rhebergen, K. S., & Versfeld, N. J. (2005). A Speech Intelligibility Index-based approach to predict the speech reception threshold for sentences in fluctuating noise for normal-hearing listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 117(4), 2181-2192. doi: 10.1121/1.1861713

[14] Kuyk, S. van, Kleijn, W. B., & Hendriks, R. C. (2018). An Evaluation of Intrusive Instrumental Intelligibility Metrics. *IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, 26(11), 2153-2166. doi: 10.1109/TASLP.2018.2856374

[15] Huber, R., & Kollmeier, B. (2006). POMO-Q—A New Method for Objective Audio Quality Assessment Using a Model of Auditory Perception. *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, 14(6), 1902-1911. doi: 10.1109/TASL.2006.883259

[16] Huber, R., Parsa, V., & Scollie, S. (2014). Predicting the perceived sound quality of frequency-compressed speech. *PLoS One*, 9(11), e110260. doi: 10.1371/journal.pone.0110260

[17] Kates, J. M., & Arehart, K. H. (2014a). The Hearing-Aid Speech Perception Index (HASPI). *Speech Communication*, 65, 75-93. doi: 10.1016/j.specom.2014.06.002

[18] Kates, J. M., & Arehart, K. H. (2014b). The Hearing-Aid Speech Quality Index (HASQI) Version 2. *AES: Journal of the Audio Engineering Society*, 62(3), 99-117. <https://www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=17126>

[19] Kates, J. M., Arehart, K. H., Anderson, M. C., Kumar Muralimanohar, R., & Harvey, L. O. J. (2018). Using Objective Metrics to Measure Hearing Aid Performance. *Ear and Hearing*, 39(6), 1165-1175. doi: 10.1097/AUD.0000000000000574

[20] Hagerman, B., & Olofsson, Å. (2004). A Method to Measure the Effect of Noise Reduction Algorithms Using Simultaneous Speech and Noise. *Acta Acustica united with Acustica*, 90(2), 356-361. <http://www.ingentaconnect.com/content/dav/aaa/2004/00000090/00000002/art00016>

[21] Miller, C. (2013). The role of aided signal-to-noise ratio in aided speech perception in noise [Thesis]. <https://digital.lib.washington.edu/443/researchworks/handle/1773/22834>

[22] Aubreville, M., & Petrusch, S. (2015). Directionality assessment of adaptive binaural beamforming with noise suppression in hearing aids. 211-215. doi: 10.1109/ICASSP.2015.7177962

[23] Husstedt, H., Mertins, A., & Frenz, M. (2018). Evaluation of Noise Reduction Algorithms in Hearing Aids for Multiple Signals From Equal or Different Directions. *Trends in Hearing*, 22, 2331216518803198. doi: 10.1177/2331216518803198

[24] Houben, R., Brons, I., & Dreschler, W. A. (2011). A method to remove differences in frequency response between commercial hearing aids to allow direct comparison of the sound quality of hearing-aid features. *Trends in Amplification*, 15(1), 77-83. doi: 10.1177/1084713811413303

[25] Naylor, G. (2016). Theoretical Issues of Validity in the Measurement of Aided Speech Reception Threshold in Noise for Comparing Nonlinear Hearing Aid Systems. *Journal of the American Academy of Audiology*, 27(7), 504-514. doi: 10.3766/jaaa.15093

[26] Keidser, G., Brew, C., Brewer, S., Dillon, H., Grant, F., & Storey, L. (2005). The preferred response slopes and two-channel compression ratios in twenty listening conditions by hearing-impaired and normal-hearing listeners and their relationship to the acoustic input. *International Journal of Audiology*, 44(11), 656-670. doi: 10.1080/14992020500266803

[27] Smeds, K., Leijon, A., Wolters, F., Hammarstedt, A., Båsjö, S., & Hertzman, S. (2014). Comparison of predictive measures of speech recognition after noise reduction processing. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 136(3), 1363. doi: 10.1121/1.4892766

[28] Naylor, G., & Johannesson, R. B. (2009). Long-Term Signal-to-Noise Ratio at the Input and Output of Amplitude-Compression Systems. *Journal of the American Academy of Audiology*, 20(03), 161-171. doi: 10.3766/jaaa.20.3.2

[29] Rhebergen, K. S., Maalderink, T. H., & Dreschler, W. A. (2017). Characterizing Speech Intelligibility in Noise After Wide Dynamic Range Compression. *Ear and Hearing*, 38(2), 194-204. doi: 10.1097/AUD.0000000000000369

[30] Souza, P. E., Jenstad, L. M., & Boike, K. T. (2006). Measuring the acoustic effects of compression amplification on speech in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 119(1), 41-44. doi: 10.1121/1.2108861

[31] May, T., Kowalewski, B., & Dau, T. (2018). Signal-to-Noise-Ratio-Aware Dynamic Range Compression in Hearing Aids. *Trends in Hearing*, 22, 2331216518790903. doi: 10.1177/2331216518790903

[32] Lai, Y.-H., Li, P.-C., Tsai, K.-S., Chu, W.-C., & Young, S.-T. (2013). Measuring the long-term SNRs of static and adaptive compression amplification techniques for speech in noise. *Journal of the American Academy of Audiology*, 24(8), 671-683. doi: 10.3766/jaaa.24.8.4

[33] Ahmadi, R., Jalilvand, H., Mahdavi, M. E., Ahmadi, F., & Baghban, A. R. A. (2018). The Effects of Hearing Aid Digital Noise Reduction and Directionality on Acceptable Noise Level. *Clinical and Experimental Otorhinolaryngology*, 11(4), 267-274. doi: 10.21053/ceo.2018.00052

[34] Alcántara, J. L., Moore, B. C. J., Kühnel, V., & Launer, S. (2003). Evaluation of the noise reduction system in a commercial digital hearing aid. *International Journal of Audiology*, 42(1), 34-42. doi: 10.3109/14992020309056083

[35] Alexander, J. M., & Masterson, K. (2015). Effects of WDRC release time and number of channels on output SNR and speech recognition. *Ear and Hearing*, 36(2), e35-49. doi: 10.1097/AUD.0000000000000115

[36] Arehart, K., Souza, P., Kates, J., Lunner, T., & Pedersen, M. S. (2015). Relationship Among Signal Fidelity, Hearing Loss, and Working Memory for Digital Noise Suppression. *Ear and Hearing*, 36(5), 505-516. doi: 10.1097/AUD.0000000000000173

[37] Brons, I., Houben, R., & Dreschler, W. A. (2012). Perceptual effects of noise reduction by time-frequency masking of noisy speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 132(4), 2690-2699. doi: 10.1121/1.4747006

[38] Brons, I., Houben, R., & Dreschler, W. A. (2013). Perceptual effects of noise reduction with respect to personal preference, speech intelligibility, and listening effort. *Ear and Hearing*, 34(1), 29-41. doi: 10.1097/AUD.0b013e31825f299f

- [39] Brons, I., Houben, R., & Dreschler, W. A. (2014). Effects of Noise Reduction on Speech Intelligibility, Perceived Listening Effort, and Personal Preference in Hearing-Impaired Listeners. *Trends in Hearing*, 18, 233121651455392. doi: 10.1177/2331216514553924
- [40] Brons, I., Houben, R., & Dreschler, W. A. (2015). Acoustical and Perceptual Comparison of Noise Reduction and Compression in Hearing Aids. *Journal of speech, language, and hearing research: JSLHR*, 58(4), 1363 1376. doi: 10.1044/2015_JSLHR-H-14-0347
- [41] Desjardins, J. L. (2016). The Effects of Hearing Aid Directional Microphone and Noise Reduction Processing on Listening Effort in Older Adults with Hearing Loss. *Journal of the American Academy of Audiology*, 27(1), 29 41. doi: 10.3766/jaaa.15030
- [42] Fredelake, S., Holube, I., Schlueter, A., & Hansen, M. (2012). Measurement and prediction of the acceptable noise level for single-microphone noise reduction algorithms. *International Journal of Audiology*, 51(4), 299 308. doi: 10.3109/14992027.2011.645075
- [43] Gustafson, S., McCreery, R., Hoover, B., Kopun, J. G., & Stelmachowicz, P. (2014). Listening effort and perceived clarity for normal-hearing children with the use of digital noise reduction. *Ear and Hearing*, 35(2), 183 194. doi: 10.1097/01.aud.0000440715.85844.b8
- [44] Houben, R., Doorn-Bierman, M. van, & Dreschler, W. A. (2013). Using response time to speech as a measure for listening effort. *International Journal of Audiology*, 52(11), 753 761. doi: 10.3109/14992027.2013.832415
- [45] Keshavarzi, M., Goehring, T., Turner, R. E., & Moore, B. C. J. (2019). Comparison of effects on subjective intelligibility and quality of speech in babble for two algorithms: A deep recurrent neural network and spectral subtraction. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 145(3), 1493. doi: 10.1121/1.5094765
- [46] Kortlang, S., Chen, Z., Gerkmann, T., Kollmeier, B., Hohmann, V., & Ewert, S. D. (2018). Evaluation of combined dynamic compression and single channel noise reduction for hearing aid applications. *International Journal of Audiology*, 57(sup3), S43 S54. doi: 10.1080/14992027.2017.1300695
- [47] Kowalewski, B., Dau, T., & May, T. (2020). Perceptual Evaluation of Signal-to-Noise-Ratio-Aware Dynamic Range Compression in Hearing Aids. *Trends in Hearing*, 24, 2331216520930531. doi: 10.1177/2331216520930531
- [48] Lowery, K. J., & Plyler, P. N. (2013). The effects of noise reduction technologies on the acceptance of background noise. *Journal of the American Academy of Audiology*, 24(8), 649 659. doi: 10.3766/jaaa.24.8.2
- [49] Miller, C. W., Bentler, R. A., Wu, Y.-H., Lewis, J., & Tremblay, K. (2017). Output signal-to-noise ratio and speech perception in noise: effects of algorithm. *International Journal of Audiology*, 56(8), 568 579. doi: 10.1080/14992027.2017.1305128
- [50] Mueller, H. G., Weber, J., & Hornsby, B. W. Y. (2006). The effects of digital noise reduction on the acceptance of background noise. *Trends in Amplification*, 10(2), 83 93. doi: 10.1177/1084713806289553
- [51] Nabelek, A. K., Freyaldenhoven, M. C., Tampas, J. W., Burchfiel, S. B., & Muenchen, R. A. (2006). Acceptable noise level as a predictor of hearing aid use. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17(9), 626 639. doi: 10.3766/jaaa.17.9.2
- [52] Olsen, H. L., Olofsson, A., & Hagerman, B. (2005). The effect of audibility, signal-to-noise ratio, and temporal speech cues on the benefit from fast-acting compression in modulated noise. *International Journal of Audiology*, 44(7), 421 433. doi: 10.1080/14992020500175855
- [53] Peeters, H., Kuk, F., Lau, C.-c., & Keenan, D. (2009). Subjective and Objective Evaluation of Noise Management Algorithms. *Journal of the American Academy of Audiology*, 20(02), 089 098. doi: 10.3766/jaaa.20.2.2
- [54] Pittman, A. (2011). Age-related benefits of digital noise reduction for short-term word learning in children with hearing loss. *Journal of speech, language, and hearing research: JSLHR*, 54(5), 1448 1463. doi: 10.1044/1092-4388(2011/10-0341)
- [55] Rallapalli, V., Ellis, G., & Souza, P. (2020). Effects of Directionality, Compression, and Working Memory on Speech Recognition. *Ear and Hearing*, 42(3), 492 505. doi: 10.1097/AUD.0000000000000970
- [56] Sarampalis, A., Kalluri, S., Edwards, B., & Hafter, E. (2009). Objective measures of listening effort: effects of background noise and noise reduction. *Journal of speech, language, and hearing research: JSLHR*, 52(5), 1230 1240. doi: 10.1044/1092-4388(2009/08-0111)
- [57] Stelmachowicz, P., Lewis, D., Hoover, B., Nishi, K., McCreery, R., & Woods, W. (2010). Effects of digital noise reduction on speech perception for children with hearing loss. *Ear and Hearing*, 31(3), 345 355. doi: 10.1097/AUD.0b013e3181cda9ce
- [58] Tillaart-Haverkate, M. van den, Ronde-Brons, I. de, Dreschler, W. A., & Houben, R. (2017). The Influence of Noise Reduction on Speech Intelligibility, Response Times to Speech, and Perceived Listening Effort in Normal-Hearing Listeners. *Trends in Hearing*, 21, 2331216517716844. doi: 10.1177/2331216517716844
- [59] Wong, L. L. N., Chen, Y., Wang, Q., & Kuehnel, V. (2018). Efficacy of a Hearing Aid Noise Reduction Function. *Trends in Hearing*, 22, 2331216518782839. doi: 10.1177/2331216518782839
- [60] Wu, Y.-H., & Stangl, E. (2013). The effect of hearing aid signal-processing schemes on acceptable noise levels: perception and prediction. *Ear and Hearing*, 34(3), 333 341. doi: 10.1097/AUD.0b013e31827417d4
- [61] Wu, Y.-H., Stangl, E., Chipara, O., Hasan, S. S., DeVries, S., & Oleson, J. (2019). Efficacy and Effectiveness of Advanced Hearing Aid Directional and Noise Reduction Technologies for Older Adults With Mild to Moderate Hearing Loss. *Ear and Hearing*, 40(4), 805 822. doi: 10.1097/AUD.0000000000000672
- [62] Zakis, J. A., Hau, J., & Blamey, P. J. (2009). Environmental noise reduction configuration: Effects on preferences, satisfaction, and speech understanding. *International Journal of Audiology*, 48(12), 853 867. doi: 10.3109/14992020903131117
- [63] Bell, S. L., Creeke, S. A., & Lutman, M. E. (2010). Measuring real-ear signal-to-noise ratio: application to directional hearing aids. *International Journal of Audiology*, 49(3), 238 246. doi: 10.3109/14992020903280146