

UNIVERSITÉ DE RENNES I - FACULTÉ DE MÉDECINE

ÉCOLE D'AUDIOPROTHÈSE DE FOUGÈRES

Étude comparative de l'efficacité des algorithmes anti-larsen et leurs éventuelles influences sur la qualité sonore.

Mémoire soutenu en vue de l'obtention du diplôme d'État
d'Audioprothèse par

Hugo THOMAS

3^{ème} Année – D.E d'Audioprothèse

Sous la Direction de **Messieurs Florent GRASSINEAU** et **Pierre LOUP**
Audioprothésistes D.E et Maîtres de mémoire

Année universitaire 2023 – Promotion 25

SOMMAIRE

REMERCIEMENTS	5
TABLE DES FIGURES ET TABLEAUX	6
TABLE DES ANNEXES	7
INTRODUCTION	9
1.1 – Le larsen	10
1.2 – Les différents types de larsen	10
1.2.1 – <i>Le larsen acoustique</i>	10
1.2.2 – <i>Larsen mécanique</i>	11
1.2.3 – <i>Le larsen électromagnétique</i>	11
1.3 – Paramètres influençant le larsen acoustique	11
1.3.1 – <i>Le couplage</i>	11
1.3.2 – <i>Impédance du conduit auditif externe et du tympan</i>	11
1.3.3 – <i>Niveau de pression acoustique dans l'oreille</i>	13
1.4 – Comment réduire l'effet du larsen acoustique ?	13
1.4.1 – <i>Le couplage</i>	13
1.4.2 – <i>L'abaissement de fréquences</i>	14
1.4.3 – <i>Les algorithmes anti-larsen</i>	15
1.5 – Anti-larsen utilisés par les fabricants	17
1.5.1 – <i>L'anti-larsen de Phonak</i>	18
1.5.2 – <i>L'anti-larsen de Starkey</i>	18
1.5.3 – <i>L'anti-larsen de Signia</i>	18
1.6 – La qualité sonore	19
MATÉRIELS ET MÉTHODES	20
1 – Matériels	20
1.1 – <i>Matériels servant à l'évaluation du gain stable additionnel</i>	20
1.2 – <i>L'HASQI v2</i>	20
1.3 – <i>Matériels servant à l'évaluation de la qualité sonore</i>	21
2 – Population ciblée.....	22
2.1 – <i>Critères d'inclusion</i>	22
2.2 – <i>Critères de non inclusion</i>	22
3 – Méthodes	22
3.1 – <i>Déroulement du rendez-vous</i>	22
3.2 – <i>Enregistrement en chaîne de mesure</i>	25
3.3 – <i>Mesure de l'effet d'entraînement des algorithmes anti-larsen</i>	26
4 - Tests statistiques utilisés	26
4.1 – <i>Comparaison des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen au minimum et au maximum par fabricant</i>	27

4.2 - Comparaison des gains apportés par l'activation du système anti-larsen au minimum et au maximum, entre les fabricants	27
4.3 – Comparaison des scores HASQI	27
RÉSULTATS.....	28
1 – Population étudiée	28
2 - Comparaison des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen au minimum et au maximum par fabricant.....	29
2.1 – Signia	29
2.2 – Phonak.....	31
2.3 - Starkey.....	33
3 - Comparaison des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen au minimum entre les fabricants.....	35
4 - Comparaison des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen au maximum entre les fabricants.....	37
5 - Comparaison des différences de gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen au minimum et au maximum entre les fabricants.....	39
6 – Dégradation de la qualité sonore	41
6.1 - Mesure du score HASQI in vivo incluant la dégradation de qualité sonore due à l'augmentation du gain et à la présence permanente de l'anti-larsen.....	41
6.2 - Mesure du score HASQI, de la dégradation de qualité sonore due à la différence de gain entre P1, P2 et P3, au coupleur 2cc	42
6.3 - Dégradation de la qualité sonore engendrée par l'activité permanente de l'algorithme anti-larsen.	43
7 – Mesure d'artéfacts : effet de déformation entraîné par l'introduction de l'algorithme anti larsen dans la boucle d'amplification, sans larsen.....	45
DISCUSSION.....	46
1 - Comparaison des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen.....	46
1.1 – Par fabricant.	46
1.2 – Entre les fabricants.....	47
2 – L'impact sur la qualité sonore.....	48
2.1 – In-vivo.....	48
2.2 – Artéfacts	48
3 - Limites	49
CONCLUSION	50
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	52
ANNEXES.....	54
RÉSUMÉ DE L'ÉTUDE.....	60

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier, en tout premier lieu, M. LOUP et M. GRASSINEAU, mes deux maîtres de stage, pour leur temps, leur écoute, leurs conseils.

Je mesure ma chance d'avoir évolué à leurs côtés et la valeur de nos nombreux échanges. J'adresse un merci particulier à M. et Mme Loup que j'ai rencontrés lors d'un stage "découverte" alors que j'avais 15 ans. Je les remercie d'avoir cru en moi et de m'avoir transmis leur passion.

Merci également à Alban pour son aide précieuse sur l'utilisation de Matlab.

Je remercie très sincèrement ma famille, parents, grands-parents, amis, voisins ; tous ces gens qui comptent dans ma vie et qui, si généreusement, ont donné de leur temps (parfois tard le soir) pour se prêter aux tests. Sans eux, je n'aurais pas pu mener cette étude et effectuer ce mémoire.

Un grand merci aux professeurs de l'école de Fougères qui m'ont accompagné pendant tout le cursus et plus particulièrement à M. LAHAI pour ses réponses aux nombreuses questions que j'ai pu lui adresser durant l'élaboration de ce mémoire. J'ai apprécié leur professionnalisme, leurs valeurs, leur disponibilité, leurs conseils.

Merci à mes amis de promotion pour ces trois fabuleuses années passées à Fougères avec eux.

Je ne veux pas oublier M. MAINGUET et Mme GAUTIER, mes maîtres de stage en 1ère et 2ème année. J'ai eu la chance, dans mon parcours, de côtoyer des personnes passionnées et passionnantes ; ils en font partie.

Enfin, je souhaite remercier chaleureusement toutes les équipes à savoir les audioprothésistes, assistantes et secrétaires ainsi que tous les patients que j'ai rencontrés pendant ces trois années.

Ces années furent riches d'enseignements, qu'ils soient professionnels ou humains, et resteront ancrées en moi.

TABLE DES FIGURES ET TABLEAUX

Figures :

Figure 1 - Schéma de fuites acoustiques sur un intra-auriculaire ⁽⁵⁾ figure 4.19	10
Figure 2 – Schéma de Shaw sur la résonance naturelle ⁽⁷⁾	12
Figure 3 – Graphique tiré de l'étude d'Élodie Raveau ⁽⁷⁾ sur les résonances de différents conduits.....	13
Figure 4 – Réduction de l'effet Larsen par contrôle de gain ⁽³⁾ figure 8.2.1	15
Figure 5 – Schéma du fonctionnement de l'opposition de phase ⁽³⁾ figure 8.8	17
Figure 6 – Disposition des haut-parleurs et du patient	24
Figure 7 – Schéma du processus d'enregistrement.....	25
Figure 8 – Boîtes à moustache de la population étudiée	28
Figure 9 – Graphique montrant la moyenne des gains stables additionnels sans Larsen avec leurs écart-types obtenus chez Signia au Min et au Max.	29
Figure 10 – Graphique montrant la moyenne des gains stables additionnels sans Larsen avec leurs écart-types obtenu chez Phonak en Faible (P2) et en Fort (P3).....	31
Figure 11 – Graphique montrant la moyenne des gains stables additionnels sans Larsen avec leurs écart-types obtenus chez Starkey en Lent (P2) et en Rapide (P3).....	33
Figure 12 – Graphique montrant la moyenne des gains stables additionnels sans Larsen avec leurs écart-types obtenus chez Signia en « Min », chez Phonak en « Faible » et chez Starkey en « Lent ».	35
Figure 13 – Graphique montrant la moyenne des gains stables additionnels sans Larsen, avec leurs écart-types obtenus chez Signia en « Max », chez Phonak en « Fort » et chez Starkey en « Rapide ».	37
Figure 14 – Graphique montrant la moyenne des gains stables additionnels sans Larsen avec leurs écart-types obtenus entre les P2 et P3 de Signia, Phonak et Starkey.	39
Figure 15 - Histogramme présentant les scores HASQI obtenus en in-vivo, par fabricant et par mode d'activation de l'anti-larsen en voix d'homme, de femme et d'un morceau de trompette.	42
Figure 16 - Histogramme présentant les scores HASQI obtenus au coupleur 2cc, par fabricant et par mode d'activation de l'anti-larsen en voix d'homme, de femme et d'un morceau de trompette.	43
Figure 17 - Histogramme présentant les scores HASQI obtenus en condition réelle, par fabricant et par mode d'activation de l'anti-larsen en voix d'homme, de femme et d'un morceau de trompette.	44

Figure 18 - Histogramme présentant les scores HASQI obtenus en chaîne de mesure, par fabricant et par mode d'activation de l'anti-larsen en voix d'homme, de femme et d'un morceau de trompette.45

Tableaux :

Tableau 1 – Bandes de fréquences utilisées	23
Tableau 2 – Résultats statistiques Signia comparaison P1-P2-P3.....	30
Tableau 3 – Résultats statistiques Phonak comparaison P1-P2-P3.....	32
Tableau 4 – Résultats statistiques Starkey comparaison P1-P2-P3.....	34
Tableau 5 – Résultats statistiques P2 des 3 fabricants.....	36
Tableau 6 – Résultats statistiques P3 des 3 fabricants.....	38
Tableau 7 – Résultats statistiques des différences de gains P2/P3 des 3 fabricants.	40

TABLE DES ANNEXES

ANNEXE 1 - Algorithme anti-larsen Phonak.....	54
ANNEXE 2 - Algorithme anti-larsen Signia.....	56
ANNEXE 3 - Tableaux de valeurs.....	57

INTRODUCTION

La gestion du larsen est un phénomène fréquemment rencontré et primordial lors de l'adaptation d'un appareillage. Ce « sifflement » peut être perçu par le patient lui-même, en fonction de sa perte d'audition, mais également parfois par son entourage. Cela peut impacter négativement la satisfaction du patient et sa qualité de vie. Pour contrer ce phénomène, il est important de choisir un couplage adéquat optimisant le confort du patient et l'efficacité prothétique recherchée. Les fabricants ont ainsi développé des algorithmes numériques afin de retarder l'apparition du larsen et d'augmenter ainsi la plage d'adaptation possible avec un couplage plus ou moins ouvert ce qui correspond à des pertes légères à moyennes.

Les patients présentant ces types de pertes sont souvent équipés à l'aide de RITE avec un couplage ouvert. Cette sorte de couplage rend plus susceptible l'apparition du larsen ⁽¹⁻³⁾ et ce, même pour une faible amplification.

L'étude EUROTRACK France 2022 ⁽⁴⁾ nous informe que 65.1% des porteurs d'aides auditives ont des contours à écouteurs déportés (RITE). On dénombre 9% des personnes appareillées avec une perte légère et 54% avec une perte moyenne.

L'apparition du larsen peut être palliée en modifiant le couplage ou en activant l'algorithme anti-larsen de l'aide auditive. Cette solution est de plus en plus utilisée car elle permet d'augmenter le gain sans changer de couplage ; cependant cette option ne peut-elle pas engendrer de possibles effets pervers et parmi eux, une dégradation du signal sonore ?

De ce constat découle la **problématique** de cette étude :

Quel gain supplémentaire permettent d'obtenir les algorithmes anti-larsen (avant apparition du larsen) ? Quel est leur impact sur la qualité sonore ?

Les **objectifs** de cette étude sont les suivants :

- **Comparer les gains stables additionnels chez 3 fabricants différents.**
- **Comparer la qualité sonore, après activation de l'anti-larsen, chez ces 3 fabricants.**

1.1 – Le larsen

L'effet larsen se produit lorsqu'une vibration acoustique est captée par un microphone puis amplifiée et libérée par un haut-parleur ⁽²⁾. Si ce même signal émis est recapté par le microphone puis reparcourt la même chaîne électroacoustique (microphone - amplificateur - haut-parleur), on parle de boucle de rétroaction ⁽⁵⁾. Si cette boucle est répétée de nombreuses fois et dans certaines conditions, le système devient alors instable et une oscillation se produit. Cette instabilité peut produire un grincement, un son aigu audible et très désagréable ⁽¹⁾. Ce phénomène est applicable dans une sonorisation de salle lors d'un concert par exemple mais également, à une plus petite échelle, dans les aides auditives. Il existe différentes origines pouvant entraîner du larsen.

1.2 – Les différents types de larsen

1.2.1 – Le larsen acoustique

Le larsen acoustique est le plus commun. Souvent caractérisé par un « sifflement », il se produit généralement entre 2 000 et 5 000 Hz. Il peut provenir d'une fuite du son amplifié par l'évent, des côtés de l'embout, de la paroi du tube c'est-à-dire principalement du couplage acoustique utilisé ⁽¹⁾.

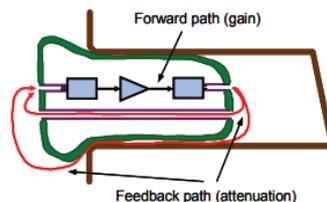


Figure 4.19 The feedback mechanism in hearing aids.

Figure 1 - Schéma de fuites acoustiques sur un intra-auriculaire ⁽⁵⁾ figure 4.19

Le chemin de fuite du son varie constamment en fonction de la position, de l'environnement, de la mastication ... ⁽²⁾

Cette boucle de rétroaction ainsi que l'effet audible, pour le porteur d'aides auditives, mais également son entourage, n'est possible qu'à certaines conditions. En effet, il faut que le signal soit amplifié à chaque passage et donc que l'amplification soit supérieure à l'atténuation du canal auditif à savoir entre le haut-parleur et le microphone ^(1,5).

Entre également en jeu la phase du signal, c'est-à-dire sa périodicité. Effectivement, si le son qui a fuité est renvoyé en phase (multiple entier de 360°) avec le son amplifié, les sons se renforcent mutuellement et deviennent plus grands en amplitude pouvant ainsi entraîner des oscillations audibles. Ce phénomène est appelé rétroaction positive. A l'inverse, si le son fuité revient hors de phase avec le son amplifié, les deux sons s'annuleront partiellement ou complètement et le son sera alors annulé ou réduit ; dans ce cas, on parle de rétroaction négative ⁽²⁾.

L'apparition de larsen est également favorisée par tout ce qui augmente la quantité de son renvoyé vers le microphone ⁽⁵⁾ à savoir, un gain important sur les fréquences aiguës, une résonance du conduit auditif exceptionnellement élevée, la présence excessive de cérumen ou une mauvaise orientation de la sortie du son dans le conduit. Le positionnement d'une surface réfléchissante à proximité de l'aide auditive, telle qu'un téléphone ou un chapeau, est la cause la plus courante ⁽²⁾.

1.2.2 – Larsen mécanique

Le larsen mécanique est produit lorsque la vibration de l'écouteur est transmise au microphone de l'aide auditive et forme ainsi une boucle de rétroaction ⁽¹⁾. Cette vibration peut se transmettre par le tube d'un contour d'oreille mais touche principalement les intra-auriculaires de par leur coque et une moins bonne isolation des éléments qui la composent faute de place. Ces dysfonctionnements nécessitent un retour chez le fabricant ⁽²⁾.

1.2.3 – Le larsen électromagnétique

Le larsen électromagnétique se produit lorsque l'aide auditive se situe en position T et que la bobine capte le rayonnement magnétique émis par le haut-parleur ^(1,2).

1.3 – Paramètres influençant le larsen acoustique

1.3.1 – Le couplage

La production de larsen acoustique dépend majoritairement du couplage acoustique utilisé. En effet, un évent de gros diamètre ou une fuite de vibration acoustique incontrôlée combiné à un gain important en sont les principales causes ⁽²⁾.

La profondeur d'insertion de l'écouteur joue aussi un rôle. Pour un même gain au tympan, plus l'écouteur en est loin, plus il y aura besoin d'avoir du gain, créant ainsi un risque accru de fuite acoustique susceptible de provoquer un larsen.

1.3.2 – Impédance du conduit auditif externe et du tympan

Chaque conduit auditif externe, chaque tympan possède une impédance particulière. Le conduit auditif est divisé en 2 parties : le premier tiers est cartilagineux et les 2 autres tiers osseux. En fonction du placement de la coque, de l'embout, du dôme et de l'impédance propre à chacun, les résonances dans la cavité résiduelle varient. De plus, le tympan n'est pas identique chez tous. Un tympan plus rigide est plus susceptible de provoquer une rétroaction acoustique comparativement à un tympan plus souple en raison d'une réflexion plus importante à la surface de cette membrane ⁽⁶⁾.

1.3.2.1 – Le Real Ear Unaided Gain (REUG)

Le REUG définit l'amplification naturelle apportée par les structures de l'oreille externe (Pavillon, conque et conduit auditif externe). Chaque structure possède une résonance particulière et va entraîner une amplification de certaines zones fréquentielles à différentes amplitudes.

Comme le montre le schéma de Shaw ⁽⁷⁾, l'amplitude de résonance de la conque est de l'ordre de 10 dB et aux environs de 5.5 KHz alors que celle du conduit auditif d'environ 15 dB et entre 2KHz et 3KHz. L'addition de ces différentes résonnances forme ainsi la résonance totale de l'oreille externe qui atteint un pic d'environ 20 dB à 2.7KHz pour une émission en champ-libre.

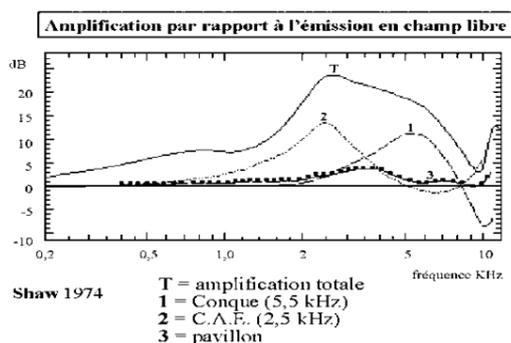


Figure 2 – Schéma de Shaw sur la résonance naturelle ⁽⁷⁾

Il est également à noter que plus le pavillon est grand, plus il se replie vers la tête et donc plus le son provenant de l'événement ou d'une autre fuite acoustique est susceptible d'être renvoyé vers le microphone de l'aide auditive et ainsi provoquer un larsen ⁽²⁾.

1.3.2.2 – REUG et vieillissement

Le vieillissement et plus précisément le vieillissement des tissus, notamment ceux du conduit auditif externe, modifie son impédance. En effet, Blasca et al. ⁽⁸⁾ ont prouvé que les personnes âgées ont une modification de l'anatomie de leur oreille externe avec une perte d'élasticité et un affaissement des tissus du conduit. Ce processus entraîne une diminution de son volume ainsi qu'une diminution de la couche de graisse. Les résultats montrent que malgré l'âge, le pic de résonance reste à la même fréquence. Son amplitude elle, est cependant diminuée par rapport à celle des personnes jeunes. Il est aussi à noter qu'avec l'âge, la croissance du pavillon continue d'augmenter.

Toutes ces modifications font que l'impédance de chaque oreille est unique et évolutive au fil du temps. Tout cela peut avoir un impact sur la rétroaction acoustique et donc sur l'apparition du larsen.

1.3.2.3 – REUG et volume

L'étude d'Élodie Raveau ⁽⁷⁾ montre que la résonance des conduits auditifs externes n'est pas la même pour un homme et pour une femme. Par ailleurs, le volume du conduit vient jouer un rôle important dans cette résonance. En effet, cette étude démontre que pour les petits

conduits auditifs, la fréquence du pic de résonance est décalée vers les fréquences aiguës. Ce résultat est cohérent et lié au décalage du pic de résonance des aigus vers les graves chez les enfants en grandissant.

En revanche, pour les gros conduits auditifs, la résonance moyenne est d'amplitude bien supérieure, +7 dB, par rapport au pic de résonance d'un KEMAR.

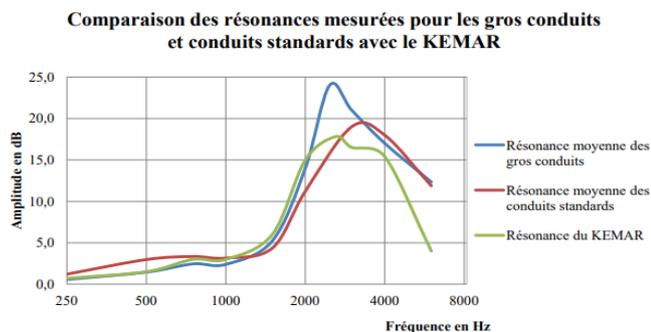


Figure 3 – Graphique tiré de l'étude d'Élodie Raveau ⁽⁷⁾ sur les résonances de différents conduits.

1.3.3 – Niveau de pression acoustique dans l'oreille

Le niveau de pression acoustique délivré dans l'espace résiduel entre la sortie du son et le tympan joue, évidemment, un rôle quant à l'apparition du larsen acoustique. Effectivement, plus le niveau de pression acoustique délivré sera élevé, et notamment dans les fréquences aiguës ⁽¹⁾, plus le son, s'il fuit, aura de risque d'être à nouveau capté par le microphone et ainsi de former une boucle de rétroaction pour terminer avec l'apparition d'un larsen audible.

1.4 – Comment réduire l'effet du larsen acoustique ?

Le larsen acoustique peut être réduit par l'action de l'audioprothésiste et ce, de différentes manières.

1.4.1 – Le couplage

La première manière de réduire le larsen acoustique est de modifier le couplage acoustique de l'appareillage. En effet, l'une des principales difficultés de l'appareillage est le phénomène d'occlusion, plus souvent observé pour les pertes légères ou moyennes, qui peut entraîner une perception anormale de la propre voix du patient alors perçue comme « trop forte » ou « résonante » ^(1,6).

Pour pallier cet effet, il est possible d'utiliser un couplage dit « ouvert » avec un évent important ou un dôme ouvert. Cette grande aération a plusieurs avantages : Tout d'abord moins d'effet d'occlusion qui peut, pour certains patients, améliorer le confort de port. Également diminuer voire supprimer les effets de résonances de la propre voix du patient. Pour les pertes auditives avec une bonne conservation des fréquences basses, permettre un passage naturel des graves qu'il n'est pas ainsi nécessaire d'amplifier, avec une meilleure qualité sonore perçue. Enfin, ceci permettra aussi une meilleure localisation spatiale dans les fréquences basses.

A noter cependant que l'utilisation d'un couplage ouvert présente également des inconvénients par rapport au couplage plus fermé. Tout d'abord, il engendre une réduction de l'efficacité des microphones directionnels, des algorithmes à réduction de bruits et plus généralement des différents traitements de signaux disponibles. Le gain maximum avant larsen est lui aussi réduit ⁽⁶⁾.

Pour contrôler la rétroaction acoustique de manière physique, l'audioprothésiste possède plusieurs solutions ⁽²⁾. Il peut tout d'abord réduire le diamètre de l'aération. Il peut aussi s'assurer de l'étanchéité de l'embout/coque en refaisant une empreinte. Une réduction du gain dans la zone fréquentielle du larsen peut être appliquée mais malheureusement au détriment de l'efficacité prothétique. Il peut, en outre, changer de type d'aide auditive pour éloigner l'écouteur du microphone (intra-auriculaire) ce qui peut être une solution pour les pertes sévères ou la fréquence de larsen se déplace vers les fréquences plus basses (750 Hz-1 500 Hz)

L'audioprothésiste devra, chaque fois, adapter son appareillage entre confort et efficacité selon le ressenti de chaque patient.

1.4.2 – L'abaissement de fréquences

L'abaissement de fréquences est également une manière de réduire le larsen acoustique. Il existe différentes méthodes d'abaissement fréquentiel ^(9,10). Parmi elles :

- La transposition fréquentielle : le signal de haute fréquence est décalé vers les graves, chevauchant ainsi une certaine gamme de fréquences non traitée par cet algorithme. Cette technique permet ainsi de faire entendre au patient les hautes fréquences sur des fréquences plus basses et audibles pour lui. La plage de fréquences transposée est bien sûr réglable ⁽⁹⁾.
- La compression fréquentielle : une plage de hautes fréquences sélectionnée est comprimée vers les graves. Cette méthode permet de refaire entendre les hautes fréquences à certaines personnes ^(9,10).
- La duplication fréquentielle : le signal de haute fréquence va être dupliqué sur une zone de fréquences plus basse, audible pour le patient. Les plages de fréquences sont bien entendu sélectionnables et l'amplification traditionnelle est conservée ⁽¹⁰⁾.

Ces méthodes peuvent également permettre de limiter l'effet larsen, majoritairement présent dans les hautes fréquences.

Des recherches ont été réalisées et ont indiqué que la compression fréquentielle ne semblait pas avoir d'effets néfastes sur la qualité sonore et l'appréciation de la musique pour les personnes malentendantes ⁽⁹⁾. Bentler et al. ⁽⁹⁾ ont évalué l'audibilité, la parole et le langage chez 66 enfants possédant des pertes auditives légères à sévères et n'ont pas trouvé d'effets néfastes de la compression fréquentielle sur l'audibilité et la production de la parole.

1.4.3 – Les algorithmes anti-larsen

Une autre manière de réduire le larsen acoustique est l'utilisation d'algorithmes numériques anti-larsen. Il existe différents algorithmes qui ont tous le même but : diminuer les risques de larsen ce qui permet ainsi d'augmenter le gain maximum délivrable possible avant larsen.

Pour obtenir un gain stable additionnel (ASG) élevé au quotidien, il est nécessaire de prendre en compte les variations des caractéristiques du parcours sonore au fil du temps. Il existe une initialisation préalable permettant de déterminer les zones de fréquences à plus fort risque de larsen.

Par ailleurs, la mesure continue du signal de sortie est utilisée pour ajuster en permanence le parcours interne. Cette mesure continue est essentielle pour permettre à l'algorithme de réagir à certains événements qui peuvent provoquer une oscillation soudaine, rendant ainsi l'aide auditive instable. Ces événements incluent le mouvement de l'embout dans le conduit auditif, la présence d'une surface réfléchissante près de l'oreille ou de faibles niveaux de bruit de fond qui entraînent une augmentation du gain de l'aide auditive.

1.4.3.1 – La réduction de gain

La méthode de réduction de gain consiste à baisser le gain de l'aide auditive dans le canal de la zone fréquentielle où se produit le larsen ^(3,11). Plus l'aide auditive possède de canaux, plus cette réduction sera précise. Cependant, elle entraîne une perte d'intensité sonore pour le patient ainsi qu'une perte d'audibilité et d'intelligibilité. La mesure in-situ du gain maximum par canal avant l'apparition du larsen permet de « concentrer l'attention de l'algorithme » sur les canaux concernés par les risques de larsen et d'être le plus réactif possible. Cependant, il faut que l'encoche soit suffisamment large pour maîtriser le larsen qui varie constamment en fonction du chemin de fuite rétroacoustique (par exemple un embout qui bouge en mangeant, un chapeau.)

Cette technique représente une perte pour le patient et n'est aujourd'hui utilisée, qu'en dernier recours une fois les autres algorithmes anti-larsen utilisés.

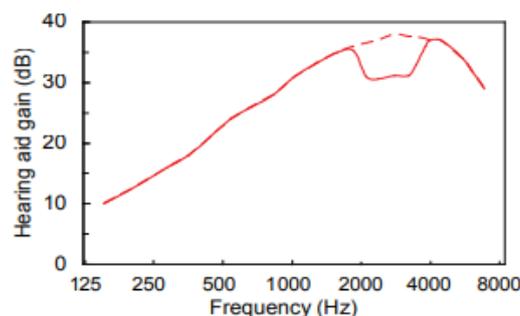


Figure 4 – Réduction de l'effet larsen par contrôle de gain ⁽³⁾ figure 8.2.1

1.4.2.2 – L'opposition de phase

Une des méthodes les plus employées est la réduction de la rétroaction par l'annulation du chemin retour de celle-ci. Cet annulateur de larsen va créer intentionnellement un second signal, complètement interne à la chaîne électroacoustique. Ce signal créé aura les mêmes caractéristiques en fréquence et en amplitude que le larsen mais sera de phase inverse. L'addition de ces 2 signaux identiques en opposition de phase annule l'effet audible du larsen. Cela empêchera toute rétroaction nette. En l'absence de rétroaction, il n'y aura pas d'oscillation et donc aucun larsen audible. Bien que cette solution semble idéale, comme les autres solutions, elle ne peut augmenter le gain maximal stable (MSG) que jusqu'à un certain point.

L'un des principaux avantages de l'opposition de phase par rapport à la réduction de gain est qu'une annulation précise de l'effet larsen n'entraîne pas de diminution du gain.

Cependant, l'opposition de phase présente quelques inconvénients, notamment il peut être trompé par certains signaux périodiques souvent musicaux, type flûte, ou même le sifflement d'une personne, entraînant une réaction de l'anti-larsen inappropriée en créant un signal perçu par le patient

Pendant l'adaptation du filtre à chaque changement du parcours sonore, la qualité du signal vocal peut être altérée pendant quelques secondes.

L'opposition de phase nécessite plus de calculs que le contrôle de l'effet larsen par la réduction du gain ; ce qui peut entraîner une consommation plus importante de la batterie et de la mémoire de l'appareil.

Les tests d'opposition de phase, en laboratoire, peuvent atteindre un ASG d'environ 20 dB ⁽³⁾, tandis que les aides auditives atteignent généralement moins d'ASG (entre 5 et 20 dB) ⁽¹¹⁻¹³⁾. Certains fabricants privilégient l'obtention d'un ASG maximal au détriment de la distorsion du signal ou d'une réponse plus lente lorsque le parcours sonore change ; ce qui peut générer des sifflements de l'appareil auditif. D'autres mettent l'accent sur une réponse rapide ou une distorsion minimale, ce qui limite l'ASG obtenu ⁽³⁾.

Chaque fois que le porteur se déplace, même légèrement, dans une pièce, le parcours sonore change. Le filtre interne doit s'adapter afin de reproduire, avec précision, et annuler le signal de fuite externe. De même, l'ASG, pouvant être obtenu sans artefacts audibles, est affecté par la présence d'autres traitements adaptatifs du signal dans l'aide auditive. Ainsi les caractéristiques du parcours externe changent chaque fois que les caractéristiques d'un microphone directionnel s'adaptent, ce qui peut entraîner de plus ou moins brefs artefacts perceptifs par le patient ou l'entourage.

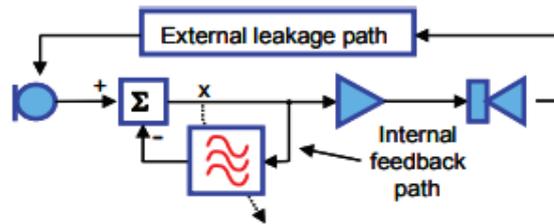


Figure 8.8 Internal feedback path added to cancel the effects of the external, unintentional leakage path. The filter adapts so that it minimizes the evidence of feedback at point x.

Figure 5 – Schéma du fonctionnement de l'opposition de phase ⁽³⁾ figure 8.8

1.4.2.3 – La modulation fréquentielle

L'effet larsen se produit lorsque le son se renforce à chaque boucle de rétroaction. La modulation fréquentielle permet au signal revenant au microphone d'être à une fréquence différente de celle de l'entrée d'origine ; ce qui empêche les deux sons de rester continuellement en phase et de s'amplifier de manière efficace ⁽³⁾. Par conséquent, la probabilité de l'effet larsen est considérablement réduite.

Cependant, il y a toujours des inconvénients. Pour obtenir une augmentation importante du gain sans oscillation, des ajustements de fréquences sont nécessaires mais ils peuvent altérer la qualité et la hauteur du son de sortie ; ce phénomène pouvant être perçu par certains patients

Quelques fabricants décident d'utiliser plusieurs systèmes anti-larsen ⁽³⁾. La combinaison de ces dispositifs variés permet de pallier les inconvénients d'un système et inversement. Ainsi, le mieux est proposé au patient en termes d'efficacité et de confort.

1.5 – Anti-larsen utilisés par les fabricants

La mesure de l'efficacité des systèmes anti-larsen utilisés et développés par les fabricants peut être évaluée selon 3 critères ^(3,11) :

- Le gain stable additionnel sans larsen obtenu grâce à son activation
- L'impact sur la qualité sonore
- La mesure d'artéfacts

Les fabricants sont assez discrets sur la composition de leurs algorithmes et leurs fonctionnements.

1.5.1 – L’anti-larsen de Phonak

L’algorithme anti-larsen de Phonak fonctionne en opposition de phase ([Annexe 1](#)) et est géré de plusieurs manières ([Éléments techniques communiqués par l’ingénieur technico-commercial Phonak France](#)) :

- Le test de larsen est une mesure de gain critique au-delà duquel il y a un fort risque de larsen statique. L’amplification est limitée à ce gain critique mais il est possible de le dépasser via le logiciel.
- Ce gain critique permet également d’estimer les fuites acoustiques et donc d’affiner le pré réglage
- En fonction de la distance entre la courbe de gain critique et la courbe de gain, le système détermine une probabilité d’apparition du larsen dynamique. Un système d’identification du larsen travaille dans les canaux où cette probabilité est la plus forte. Si un signal de larsen est détecté, alors l’opposition de phase s’active. Le délai d’analyse peut être personnalisé dans les options de programme. Plus le système est rapide (« Fort ») plus il est agressif pour supprimer du larsen mais plus le risque augmente de créer des artéfacts (idéal pour des programmes de type téléphone acoustique). A contrario, plus il est lent (« Faible ») et plus le système sera sûr de ne s’activer qu’en présence de larsen (idéal pour le programme musique par exemple).

1.5.2 – L’anti-larsen de Starkey

L’algorithme anti-larsen de Starkey fonctionne lui aussi en opposition de phase ([Éléments techniques communiqués par le directeur de formation Starkey France](#)). Un filtre adaptatif est présent dans chaque canal de l’aide auditive. La détection de larsen est activée en permanence ce qui permet une détection rapide et une réaction dans le canal concerné par la présence de filtre adaptatif et la mise en place de l’opposition de phase. L’algorithme ne bride pas le gain, sauf exception forte.

Le mode « Lent » et « Rapide » d’activation de l’anti-larsen détermine la vitesse d’adaptation du filtre et par conséquent son agressivité. En mode « Lent » il est moins rapide et crée moins d’artéfacts. En mode « Rapide » sa vitesse d’activation est plus élevée mais peut parfois créer des artéfacts et des effets d’entraînement.

1.5.3 – L’anti-larsen de Signia

L’algorithme anti-larsen de Signia utilise la modulation fréquentielle ainsi que l’opposition de phase. ([Annexe 3](#))

Tous les sons passant par l’amplificateur sont marqués par une signature acoustique. Il y a un détecteur de signature acoustique au niveau de chaque microphone. Si cette signature est détectée, alors c’est qu’il y a un bouclage entre l’écouteur et le microphone et donc un larsen potentiel. Le décalage de fréquence sert à casser la boucle du larsen avant qu’il ne soit audible. Puis les 2 oppositions de phase entrent en jeu.

L'activation de l'algorithme anti-larsen en « Min » permet un faible décalage de fréquence, ponctuel avec une fenêtre temporelle d'activation longue.

L'activation de l'algorithme anti-larsen en « Max » permet un fort décalage de fréquence, continu avec une fenêtre temporelle d'activation courte.

1.6 – La qualité sonore

La qualité sonore joue un rôle primordial dans la satisfaction de l'appareillage des patients. Celle-ci peut dépendre de la qualité des microphones, de l'écouteur, de toute la chaîne électroacoustique mais également des différents algorithmes utilisés.

L'impact de l'algorithme anti-larsen sur la qualité sonore a été évalué dans plusieurs études.

Marcum et al. ⁽¹²⁾ ont comparé la qualité sonore chez plusieurs algorithmes anti-larsen, de différents fabricants, en couplage ouvert. L'étude portait sur 30 adultes normoentendants. Des signaux vocaux et musicaux ont été préalablement enregistrés sur KEMAR en fond de conduit. Puis ils ont été diffusés, via un casque, à l'ensemble des participants qui ont noté, sur 100, la qualité sonore globale de l'enregistrement écouté. Les résultats ont montré que le fabricant « A », utilisant un algorithme d'opposition de phase, avait une meilleure qualité sonore que les 6 autres. De plus, le fabricant « D », utilisant un algorithme d'opposition de phase combiné à un filtre coupe bande adaptative, a, quant à lui, obtenu le meilleur gain stable additionnel mais la moins bonne qualité sonore notamment sur la musique.

Lee et al. ⁽¹⁴⁾ ont mesuré l'impact sur la qualité sonore, au sein d'un même anti-larsen, 3 algorithmes différents, en couplage ouvert. Pour cela, l'HASQI v2 a été utilisé. La valeur HASQI de 0.8 a été fixée comme la valeur minimale acceptable pour une bonne qualité sonore. L'évaluation a été faite sur des signaux de paroles (voix d'homme et femme) et musicaux (classique, jazz, pop et chorale).

1 – Matériels

1.1 – Matériels servant à l'évaluation du gain stable additionnel

Tous les tests ont été réalisés dans la même cabine audiométrique insonorisée. Une chaîne de mesure Interacoustics Affinity Compact version 4 avec module REM et HIT a été utilisée pour mesurer en direct la détection du larsen. C'est également dans cette même configuration et avec le même matériel que s'est effectué l'enregistrement des différents fichiers sonores nécessaires à la réalisation de l'étude sur la qualité sonore.

Pour cette étude, les aides auditives utilisés sont des RITE, modèles les plus haut de gamme chez 3 fabricants différents. Les paires des modèles les plus haut de gamme (achetées en janvier 2023), ont été utilisées sur les différents sujets de cette étude :

- RITE STARKEY Evolv 2400, écouteur 50 dB, logiciel Inspire X Version 2022.1.10080.0
- RITE PHONAK Lumity 90, écouteur M, logiciel Target Version 8.0.3
- RITE SIGNIA 7 AX, écouteur M, logiciel Connexx Version 9.8.5.51

Toutes les aides auditives étaient programmées en gain linéaire, en mode omnidirectionnel avec tous les traitements de signaux désactivés pour éviter les biais liés aux traitements de signaux.

L'ordre de passage des aides auditives a été randomisé et l'étude a été réalisée en simple aveugle.

Il a été choisi d'utiliser un même dôme (Click Sleeve Signia) ouvert de 7mm pour tous les fabricants, de façon à maximiser l'apparition de larsen sur toutes les aides auditives.

Un objet métallique creux et arrondi (type timbale) a été fixé sur un bras articulé et placé à proximité de l'oreille des sujets de manière à faire apparaître le larsen à des intensités plus faibles pour éviter que cela soit trop désagréable pour le sujet testé.

Pour être parfaitement précis, équitable et pour éviter l'écueil des logiciels fabricants, l'amélioration du gain stable obtenu a été mesurée sur la chaîne de mesure Fonix Fry 8000, calibrée, au coupleur 2cc. Le choix de cette chaîne a été fait de manière à simplifier le relevé des valeurs de gain pour les fréquences choisies. Elle permet en effet l'affichage des gains sous forme d'un tableau, avec les valeurs précises de gain, pour chaque fréquence.

1.2 – L'HASQI v2

Pour l'analyse de la qualité sonore, l'indice HASQI v2 a été utilisé.

Cet indice est basé sur un modèle mathématique de la périphérie auditive. Ce modèle auditif intègre l'oreille moyenne, les filtres auditifs, la dynamique cochléaire, l'adaptation de la fréquence des potentiels d'actions et le seuil auditif de l'oreille normale ou déficiente. Il ne

prend pas en compte l'aspect cognitif du patient. Dans cette étude, une audition normale a été utilisée. Cet indice de qualité sonore mesure les changements apportés, dans l'enveloppe temporelle et dans la structure fine du signal, par l'aide auditive ou le traitement de signal audio ⁽¹⁵⁾. Cela permet ainsi de mesurer l'impact sur la qualité sonore de la compression fréquentielle, des réducteurs de bruits mais également de la rétroaction acoustique et des systèmes anti-larsen ⁽¹⁵⁾. Cet outil procède par comparaison entre un signal de référence et un signal dégradé et mesure ainsi la ressemblance en donnant un score entre 0 (signal totalement déformé = mauvaise qualité sonore) et 1 (signal identique au signal de référence = pas de dégradation de la qualité sonore).

Ce modèle, normé sur des AA en gain linéaire, en champ-libre est très sensible aux légères variations de bruits et doit être utilisé dans le silence.

Un alignement temporel entre les 2 signaux comparés doit être préalablement effectué même si le modèle effectue automatiquement un correctif.

Kates et al. ⁽¹⁶⁾ ont utilisés l'HASQI pour comparer les performances d'aides auditives chez 3 fabricants dans différentes conditions (différents niveaux d'entrées, réducteurs de bruits, annulateur de larsen...). Les résultats ont permis de montrer que l'HASQI est très sensible aux légères distorsions et permet ainsi d'être plus sensible aux petites différences entre les aides auditives.

Lee et al. ⁽¹⁷⁾ ont utilisés l'HASQI afin de mesurer l'impact sur la qualité sonore de l'ajout d'un algorithme dans un système anti-larsen.

Lee et al. ⁽¹⁴⁾ ont réalisé une étude de l'impact sur la qualité sonore de 3 différents systèmes anti-larsen à l'aide de l'HASQI. Le couplage utilisé était alors en dôme ouvert sur une tête artificielle et l'enregistrement de sortie via une sonde in-vivo. Ils ont utilisé une amplification linéaire et ont désactivé tous les traitements de signaux sauf le système anti-larsen qu'ils faisaient varier et qui avait ainsi un impact sur le score HASQI. Cette étude a conclu que l'HASQI est capable de refléter la capacité de l'anti-larsen dans la région de gain stable et qu'il permet de comparer différents algorithmes anti-larsen de manière objective et fiable.

1.3 – Matériels servant à l'évaluation de la qualité sonore

Il a été choisi d'utiliser la première phrase de la liste 1 des phrases de P. Combescures en voix d'homme puis de femme « Il se garantira du froid avec ce bon capuchon »⁽¹⁸⁾. Un morceau de musique basée sur un solo de trompette a également été utilisé pour évaluer la qualité sonore car il se rapproche d'un son pur lors de ses transitions de sons. Ces 3 signaux émis en format Wav ⁽¹⁹⁾ ont été couplés sur un même fichier sonore lui aussi en format Wav. Ce fichier a été diffusé dans différentes conditions en fonction des besoins :

- En champ libre à 55 dB SPL avec un système 5.1 de hauts parleurs Logitech Z906.
- Dans le module HIT de la chaîne de mesure Affinity compact à 55 dB SPL.

Tous les fichiers sonores ont été enregistrés à l'aide du logiciel Audacity puis ensuite divisés par catégorie (Voix d'homme, de femme et le morceau de trompette). Afin de scinder les fichiers correctement et de la même manière, il a été ajouté une sinusoïde de 500 Hz avant chaque étape (Voix d'homme, de femme et le morceau de trompette). Ceci a permis de fractionner, à l'échantillon près, tous les fichiers.

Chaque fichier sonore a ensuite été analysé à l'aide du protocole HASQI v2 sur le logiciel Matlab.

Pour toutes les comparaisons de qualité sonore qui suivent, les paramètres Matlab étaient les suivants :

- Level=55 dB SPL
- Eq=2 (l'égalisation NAL-R n'est pas nécessaire pour une audition normale)
- HL (0,0,0,0,0,0) : audition normale
- Sig_clean=audioread (P1)
- Sig_out=audioread (P2 ou P3)

Pour toutes les conditions, P1 était utilisé comme signal de référence « clean ». P2 et P3 étaient utilisés comme signal dégradé « out ».

2 – Population ciblée

L'étude a été réalisée dans le centre Audition Conseil de Cholet (49). Le recrutement des sujets s'est fait sur la base de connaissances et de leur volontariat entre février et avril 2023.

2.1 – Critères d'inclusion

Les différents sujets devaient posséder des conduits auditifs/tympan non-opérés. L'étude ne possédait pas de limite d'âge des sujets.

2.2 – Critères de non inclusion

Les patients présentant une otoscopie anormale (exostose, perforation tympanique, quantité de cérumen anormale) n'ont pas été inclus dans cette étude. Il en est de même pour les patients souffrant d'hyperacousie et d'acouphènes.

3 – Méthodes

3.1 – Déroulement du rendez-vous

Tous les tests ont été réalisés au cours d'un seul et même rendez-vous.

1^{ère} Partie : Mesure statique du gain stable additionnel apporté par l'activation de l'anti-larsen en couplage dôme ouvert. Durée 1h30

- Otoscopie pour vérifier l'intégrité du conduit et du tympan.
- Ordre de passage des aides auditives aléatoires.
- Placement de la sonde de mesure en fond de conduit, à environ 5mm du tympan.
- Vérification, avec une otoscopie, du placement face au tympan de l'écouteur.
- Placement de la timbale métallique proche de l'oreille, même positionnement et à la même distance chez tous les sujets.
- Le patient est placé au centre de la cabine, dans le silence.
- MPO au minimum pour le confort des sujets testés.

Pour chaque aide auditive il a été mesuré : le gain stable maximum sans larsen, avec anti-larsen désactivé (Programme numéro 1 : P1), anti-larsen activé au minimum (P2) et anti-larsen activé au maximum (P3).

Voici les différentes bandes de fréquences utilisées pour l'élaboration des programmes 1,2 et 3 par fabricant.

Après plusieurs phases de pré-tests, il s'est avéré qu'aucun larsen ne se produisait avant 1500 Hz. Il a donc été décidé de ne commencer l'étude qu'à partir de 1500 Hz et ce, pour tous les fabricants.

Les bandes de fréquences étant plus ou moins liées en fonction des fabricants ont été choisies au mieux.

SIGNIA	PHONAK	STARKEY
[1.5-1.7KHz [[1.4KHz]	[1.4-1.7KHz [
[1.7-2.5KHz [[1.6-1.7KHz]	[1.7-2.3KHz]
[2.5-3.5KHz [[2-2.3KHz]	[2.7-3.3KHz]
[3.5-4.25KHz]	[2.7-3KHz]	[3.6-4.2KHz]
[5.1-7KHz [[3.4-4KHz]	[4.5-5.2KHz]
[7.6-+infini]	[4.8-5.9KHz]	[5.6-6.9KHz]
	[7.5-9.6KHz]	[7.5-+infini]

Tableau 1 – Bandes de fréquences utilisées

Le larsen a été détecté grâce à la sonde in-vivo et la mesure en direct (Visible Speech Mapping) par l'apparition d'artéfacts. La valeur de gain était baissée de 2 dB de manière à s'assurer que la valeur prise en compte soit bien celle juste avant l'apparition du larsen. A la fin de la mesure, cela formait le programme 1.

La même méthode a été employée pour la réalisation du programme 2. L'anti-larsen était positionné au minimum chez Signia, en lent chez Starkey puis en faible chez Phonak (niveau 6 préconisé par Phonak).

De même pour le programme 3. L'anti-larsen était positionné au maximum chez Signia, en rapide chez Starkey et en fort chez Phonak (niveau 20).

De manière à obtenir des gains précis et comparables, il a été choisi de passer les différents programmes en chaîne de mesure au coupleur 2cc. Pour cela, un signal de balayage fréquentiel en sons purs à 50 dB SPL a été utilisé. La différence arithmétique de gain entre les programmes 1, 2 et 3 a permis de véritablement quantifier, et de manière identique chez les fabricants, le gain maximal apporté par l'activation de l'anti-larsen.

Les différences de gains sur les 11 fréquences suivantes ont été choisies afin comparer les fabricants :

- 1 500 Hz
- 2 000 Hz
- 2 500 Hz

- 3 000 Hz
- 3 500 Hz
- 4 000 Hz
- 4 500 Hz
- 5 000 Hz
- 5 500 Hz
- 6 000 Hz
- 7 100 Hz

2^{ème} Partie : Analyse de la qualité sonore.

Après plusieurs pré-tests, il a été choisi de réaliser cette étude uniquement sur une oreille. En effet, l'HASQI v2 est un test physique objectif. Il ne nécessite donc pas plusieurs mesures comparatives. De plus, cela aurait allongé le temps de rendez-vous déjà assez conséquent.

Les conditions de mesure étaient les suivantes :

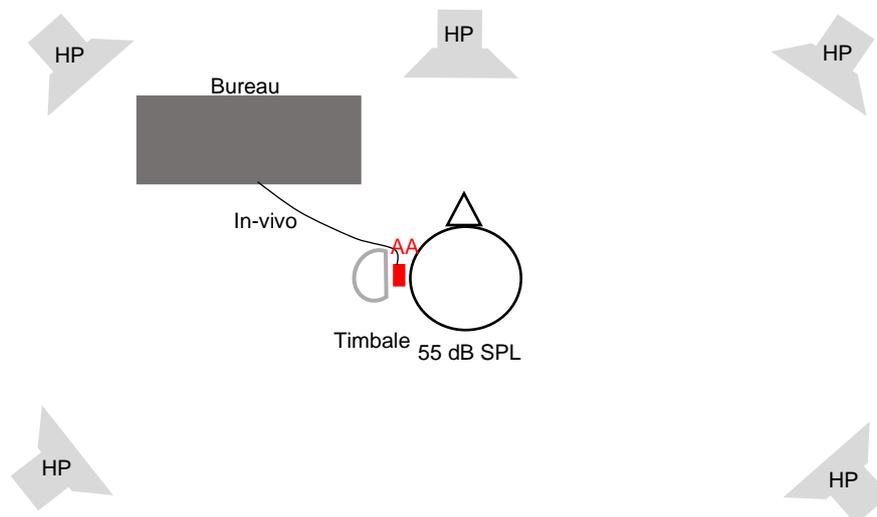


Figure 6 – Disposition des haut-parleurs et du patient

- MPO au maximum pour ne pas écrêter le signal de sortie et ne pas créer de distorsions
- Le sujet n'ayant pas bougé et portant la même aide auditive que pour la partie 1, la sonde in vivo n'a pas bougé. Celle-ci est donc toujours au même endroit que pour l'élaboration des différents programmes précédemment réalisés.
- Pour chaque programme et aide auditive :
- Diffusion de la phrase de P. Combescure (en voix d'homme puis de femme) ainsi qu'un morceau de trompette, en champ-libre à 55 dB SPL.
- Enregistrement sur Audacity du signal de sortie via la sonde in-vivo en Visible Speech Mapping via la sortie casque (retour casque mit à 100%). Le signal ainsi récupéré était envoyé sur Audacity via l'entrée micro de l'ordinateur (sensibilité réglée à 90 pour éviter la saturation).

Pour tous les programmes et tous les fabricants, le gain général a été baissé de 6 dB puisque les valeurs de gain des programmes avaient été déterminées dans le silence. Or, lorsque le fichier sonore était émis en champ-libre, le silence n'était plus respecté et le larsen était provoqué plus rapidement. Cette diminution de 6dB général a permis de rester pour chaque programme à la valeur maximale sans larsen malgré les variations d'intensité, causée par la voix et le morceau de trompette.

Le fichier sonore enregistré sur Audacity a donc subi une altération de sa qualité de par son passage par 3 CAN (Convertisseurs Analogiques Numériques) : **Sonde in-vivo ->Sortie casque Affinity -> Court câble vers une entrée micro d'ordinateur->Audacity**. Il était cependant impossible de faire mieux avec le matériel utilisé. Néanmoins, toutes les mesures ont été prises dans les mêmes conditions.

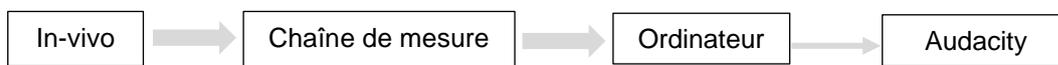


Figure 7 – Schéma du processus d'enregistrement

Dans cette partie, la déformation du signal relevée par l'HASQI peut avoir 2 autres origines :

- 1- La différence de gain entre P1-P2-P3.
- 2- Les éventuelles déformations causées par l'anti-larsen

Pour quantifier la déformation du signal causée par la différence d'amplification entre P1-P2-P3, il a été effectué une mesure au coupleur 2cc.

Cette mesure viendra se soustraire au score total obtenu et permettra de quantifier les éventuelles déformations causées par l'anti-larsen.

3.2 – Enregistrement en chaîne de mesure

En effet, après plusieurs phases de pré-tests, il a été constaté qu'au travers du test HASQI, le seul fait d'augmenter le gain est assimilé à une distorsion entraînant donc un biais dans l'interprétation même de ce score. La mesure de la potentielle dégradation engendrée par l'activation de l'anti-larsen est cependant indissociable de l'augmentation de gain apporté par celui-ci ; le but de l'étude étant de mesurer l'impact de ces systèmes lorsqu'ils sont sollicités en permanence.

De ce fait, il a été choisi de quantifier ce biais et donc, de mesurer la dégradation du score HASQI engendré par les différences de variations d'amplification entre les différents programmes enregistrés également en in-vivo.

Pour cela, les mêmes programmes précédemment enregistrés (lors de la seconde partie du rendez-vous) en in-vivo ont été mesurés dans une chaîne de mesure au coupleur 2cc (amplification identique). Le même fichier sonore a été utilisé à un niveau de 55 dB SPL. L'enregistrement a été effectué de la même manière, c'est-à-dire en cochant la case « retour »

à 100% sur l'interface de la chaîne de mesure ainsi qu'en branchant la sortie casque de celle-ci sur l'entrée micro d'un ordinateur avec une sensibilité de 90 réglée sur Audacity. La seule différence est que le système anti-larsen a été désactivé pour la mesure des 3 programmes des 3 fabricants afin d'éviter les effets d'artéfacts de l'anti-larsen.

Cette étape a alors permis de quantifier l'impact sur le score HASQI causé uniquement par la différence de gain entre P1-P2-P3. Cela a permis de soustraire le score HASQI obtenu à partir des enregistrements au coupleur 2cc (comprenant uniquement la différence de gain entre les programmes) au score obtenu à partir des enregistrements in-vivo (comprenant l'activation de l'anti-larsen et la différence de gain entre les programmes)

3.3 – Mesure des effets d'artéfacts des algorithmes anti-larsen

Dans cette étude, il nous a semblé également intéressant de réaliser une mesure à part entière afin de vérifier la présence, ou non, d'effets d'artéfacts. Ces effets définissent ainsi la robustesse de l'algorithme anti-larsen à savoir sa capacité à ne pas confondre un son qui n'est pas un vrai larsen et donc de l'annuler par erreur ⁽¹¹⁾

Pour ce faire, le score HASQI a été utilisé. Une aide auditive de chaque fabricant a été placée en chaîne de mesure au coupleur 2cc, donc aucun « vrai » larsen possible. La diffusion du même fichier sonore à 55 dB SPL a également été utilisée. L'aide auditive était réglée en gain linéaire, omnidirectionnel avec tous les traitements de signaux désactivés à l'exception de l'algorithme anti-larsen pour lequel une mesure a été réalisée anti-larsen désactivé, puis activé au minimum-lent-faible (6) et enfin activé au maximum-rapide-fort (20) respectivement chez Signia-Starkey-Phonak. Le réglage restait le même, la seule variable reposait sur les différences d'activations des algorithmes anti-larsen.

L'enregistrement du signal de sortie de l'aide auditive a été effectué, traité et scindé de la même manière sur Audacity, que sur les différents autres enregistrements décrits ci-dessus.

Les différents fichiers sonores ont été alors passés dans l'HASQI v2 avec comme signal de référence, l'enregistrement anti-larsen désactivé, puis comparé à celui enregistré au minimum puis au maximum pour chaque catégorie.

S'il y a une dégradation du score HASQI, cela signifie la présence d'effets d'artéfacts dégradant ainsi la qualité sonore du signal envoyé au tympan du patient.

4 - Tests statistiques utilisés

Les données ont été recueillies et classées à l'aide du logiciel Microsoft Excel Windows 2019. Les analyses statistiques ont été traitées à l'aide de Biostatgv.

Les résultats ont été exprimés avec un intervalle de confiance (IC) de 95%, soit un seuil de significativité fixé à $p < 0.05$.

La normalité de distribution des données a été évaluée à l'aide du test de Shapiro-Wilk pour chacune des fréquences analysées ainsi que pour chacune des variables entre les différences de P1-P2 ; P1-P3 et P2-P3.

4.1 – Comparaison des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen au minimum et au maximum par fabricant

Pour chaque fabricant, une comparaison du gain apporté par l'activation de l'algorithme anti-larsen au minimum et maximum a été réalisée, par fréquence. Une comparaison à 3 échantillons a été effectuée :

- Gain stable additionnel entre anti-larsen désactivé (P1) et activé au minimum (P2).
- Gain stable additionnel entre anti-larsen désactivé (P1) et activé au maximum (P3).
- Gain stable additionnel entre anti-larsen activé au minimum (P2) et au maximum (P3).

L'effectif était de 40. Pour les données suivant une loi normale, un test ANOVA a été réalisé, au seuil de significativité fixé à : $\alpha < 0.05$.

Pour les données ne suivant pas une loi normale, un test de FRIEDMAN a été réalisé, au seuil de significativité fixé à : $\alpha < 0.05$.

Si le résultat était significatif, une comparaison 2 à 2 à l'aide du test de STUDENT ou de WILCOXON était effectuée en ajoutant le correctif de Bonferroni au risque $\alpha' = \frac{\alpha}{D.D.L.}$ soit, pour 3 échantillons, une significativité à $\alpha' < 0.0167$.

4.2 - Comparaison des gains apportés par l'activation du système anti-larsen au minimum et au maximum, entre les fabricants

Une comparaison a été réalisée entre les valeurs de gain stable additionnel obtenues grâce à l'activation du système anti-larsen au minimum et au maximum puis la différence de gain entre les 2.

Les tests statistiques détaillés dans la sous-partie précédente ont été réalisés dans les mêmes conditions.

4.3 – Comparaison des scores HASQI

Le score HASQI obtenu émanant d'une mesure physique objective, aucun test statistique n'est utile pour analyser les données.

RÉSULTATS

1 – Population étudiée

Durant l'étude, 11 hommes et 9 femmes ont été testés. L'âge moyen était de 43 ans chez les hommes et 48 ans chez les femmes avec un écart type respectif de 25 et 24 ans. Chaque oreille de chaque patient fut testée individuellement et porte donc l'effectif à N=40.

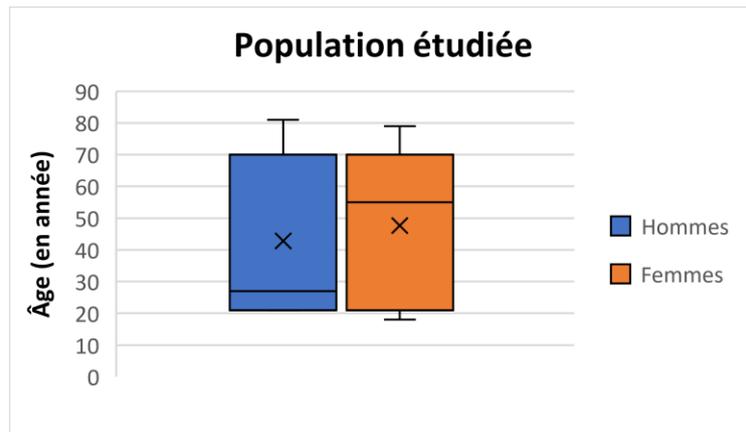


Figure 8 – Boîtes à moustache de la population étudiée

2 - Comparaison des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen au minimum et au maximum par fabricant

Ces données ont été obtenues suite au passage en chaîne de mesure de 360 différents programmes où 11 fréquences ont été relevées manuellement pour chacun d'entre eux. Les résultats des analyses des gains stables additionnels apportés par l'activation du système anti-larsen au minimum et au maximum, par fréquence et par fabricant sont présentés ci-dessous.

2.1 – Signia

Voici le graphique et le tableau présentant les divers résultats obtenus : (Cf. Tableau Annexe 3.1)

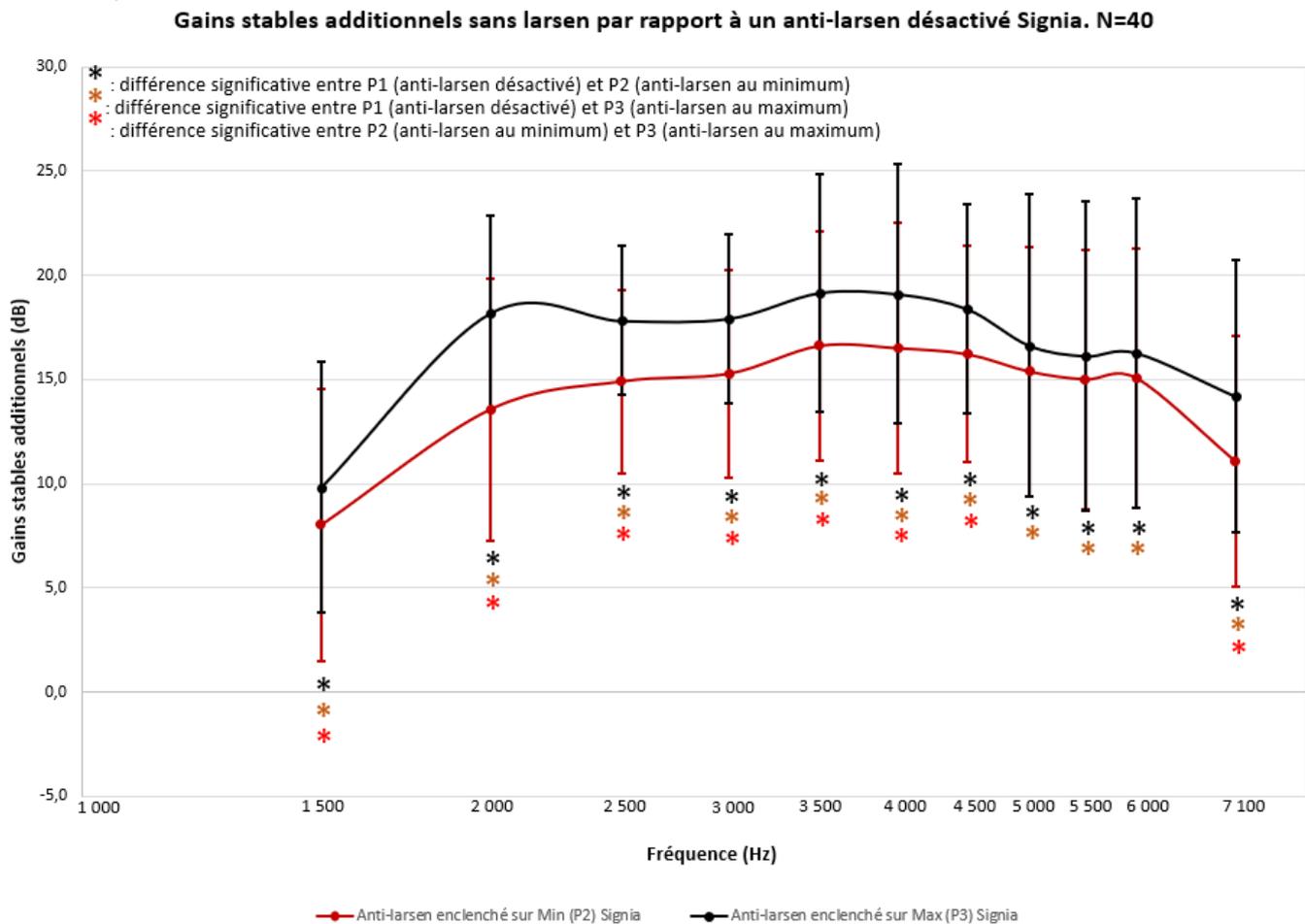


Figure 9 – Graphique montrant la moyenne des gains stables additionnels sans larsen avec leurs écart-types obtenus chez Signia au Min et au Max.

Afin de comparer P1, P2 et P3 un test de Friedman a été effectué sur les fréquences suivantes : 1500-2000-2500-3000-3500-4000-5000-5500-6000 Hz. Une significativité de $p < 0.05$ a été trouvée sur toutes ces fréquences. Un test Anova a été effectué pour les fréquences 4500 et 7100 Hz, une significativité de $p < 0.05$ a également été trouvée sur ces 2 fréquences.

Une comparaison par paire a ensuite été effectuée en ajoutant le correctif de Bonferroni donnant un résultat significatif pour $p < 0.0167$ au risque de 5%.

Fréquences (Hz)	Comparaison P1-P2	Comparaison P1-P3	Comparaison P2-P3
1 500	(W) ; $p=5.41 \cdot 10^{-8}$	(W) ; $p=3.99 \cdot 10^{-8}$	(W) ; $p=1.94 \cdot 10^{-5}$
2 000	(W) ; $p=3.70 \cdot 10^{-8}$	(S) ; $p=2.16 \cdot 10^{-25}$	(W) ; $p=2.01 \cdot 10^{-6}$
2 500	(W) ; $p=3.70 \cdot 10^{-8}$	(S) ; $p=2.28 \cdot 10^{-29}$	(W) ; $p=1.47 \cdot 10^{-7}$
3 000	(W) ; $p=3.70 \cdot 10^{-8}$	(S) ; $p=1.84 \cdot 10^{-27}$	(W) ; $p=4.14 \cdot 10^{-6}$
3 500	(S) ; $p=1.69 \cdot 10^{-21}$	(W) ; $p=3.70 \cdot 10^{-8}$	(W) ; $p=3.23 \cdot 10^{-4}$
4 000	(S) ; $p=4.60 \cdot 10^{-20}$	(W) ; $p=3.70 \cdot 10^{-8}$	(W) ; $p=5.37 \cdot 10^{-4}$
4 500	(S) ; $p=6.70 \cdot 10^{-22}$	(S) ; $p=2.14 \cdot 10^{-24}$	(S) ; $p=2.34 \cdot 10^{-4}$
5 000	(S) ; $p=5.90 \cdot 10^{-19}$	(W) ; $p=3.70 \cdot 10^{-8}$	(W) ; $p=0.05$
5 500	(S) ; $p=4.04 \cdot 10^{-8}$	(W) ; $p=3.70 \cdot 10^{-8}$	(W) ; $p=0.09$
6 000	(S) ; $p=3.83 \cdot 10^{-18}$	(W) ; $p=3.71 \cdot 10^{-8}$	(W) ; $p=0.07$
7 100	(S) ; $p=2.75 \cdot 10^{-14}$	(S) ; $p=1.62 \cdot 10^{-16}$	(S) ; $p=1.5 \cdot 10^{-3}$

Légende:

(W) = Test de Wilcoxon

(S) = Test de Student

= Significativité < 0.0167 au risque de 5%

Tableau 2 – Résultats statistiques Signia comparaison P1-P2-P3.

Pour la comparaison des données de P1 et de P2, les différences de gains étaient significatives pour toutes les fréquences et permettaient d'apporter entre 8 et 16.6 dB en moyenne selon les fréquences.

Idem pour la comparaison des gains de P1 et de P3. L'anti-larsen activé au maximum permettait d'apporter entre 9.8 et 19.1 dB en moyenne selon les fréquences

La différence gain apporté entre l'activation au minimum et au maximum de l'anti-larsen de Signia n'était pas significative pour les fréquences 5 000, 5 500 et 6 000 Hz. Pour toutes les autres, la différence était significative et permettait de gagner entre 1.6 et 4.6 dB en moyenne selon les fréquences.

2.2 – Phonak

Voici le graphique et le tableau présentant les divers résultats obtenus : (Cf. Tableau Annexe 3.2)

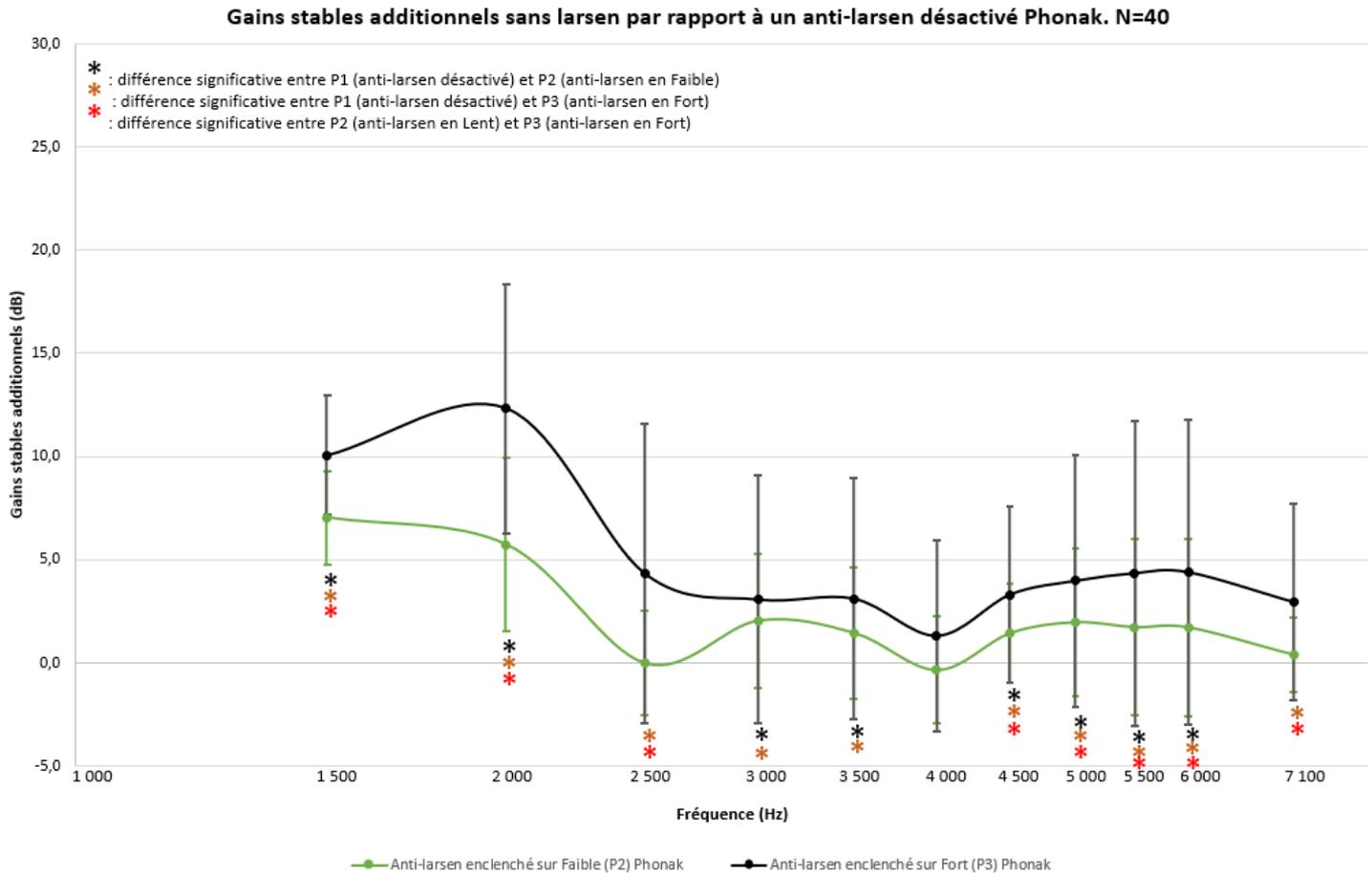


Figure 10 – Graphique montrant la moyenne des gains stables additionnels sans larsen avec leurs écart-types obtenu chez Phonak en Faible (P2) et en Fort (P3).

Afin de comparer P1, P2 et P3 un test de Friedman a été effectué sur les fréquences suivantes : 1500-2500-3000-3500-4000-4500-5000-5500-6000-7100 Hz. Une significativité de $p < 0.05$ a été trouvée sur toutes ces fréquences. Un test Anova a été effectué pour la fréquence 2000 Hz, une significativité de $p < 0.05$ a également été trouvée sur cette fréquence.

Une comparaison par paire a ensuite été effectuée en ajoutant le correctif de Bonferroni donnant un résultat significatif pour $p < 0.0167$ au risque de 5%.

Fréquences (Hz)	Comparaison P1-P2	Comparaison P1-P3	Comparaison P2-P3
1 500	(W) ; p=4.27*10 ⁻⁸	(W) ; p=3.99*10 ⁻⁸	(W) ; p=3.71*10 ⁻⁶
2 000	(S) ; p=1.33*10 ⁻¹⁰	(S) ; p=1.26*10 ⁻¹⁵	(S) ; p=8.73*10 ⁻¹⁵
2 500	(W) ; p=0.55	(W) ; p=2.85*10 ⁻⁴	(W) ; p=2.08*10 ⁻⁶
3 000	(S) ; p=2.78*10 ⁻⁴	(W) ; p=2.32*10 ⁻³	(W) ; p=0.98
3 500	(W) ; p=0.12	(W) ; p=2.40*10 ⁻³	(W) ; p=0.08
4 000	(S) ; p=0.41	(W) ; p=0.08	(W) ; p=0.02
4 500	(W) ; p=8.34*10 ⁻⁴	(W) ; p=2.20*10 ⁻⁵	(W) ; p=2.24*10 ⁻³
5 000	(W) ; p=1.01*10 ⁻³	(W) ; p=3.89*10 ⁻⁵	(W) ; p=9.23*10 ⁻³
5 500	(W) ; p=9.21*10 ⁻³	(W) ; p=1.20*10 ⁻⁴	(W) ; p=1.19*10 ⁻²
6 000	(W) ; p=1.04*10 ⁻²	(W) ; p=1.88*10 ⁻⁴	(W) ; p=5.36*10 ⁻³
7 100	(S) ; p=0.16	(W) ; p=2.84*10 ⁻⁴	(W) ; p=8.17*10 ⁻⁴

Légende :

(W) = Test de Wilcoxon

(S) = Test de Student

= Significativité <0.0167 au risque de 5%

Tableau 3 – Résultats statistiques Phonak comparaison P1-P2-P3.

Pour la comparaison des données de P1 et de P2, les différences de gains étaient significatives pour toutes les fréquences excepté 2 500, 4 000 et 7 100 Hz et a permis d'apporter entre 1.5 et 7 dB en moyenne selon les fréquences. A noter que l'apport après 2 000 Hz était très faible, 2dB maximum.

La comparaison des données entre P1 et P3 était significative pour toutes les fréquences excepté 4 000 Hz. L'activation en « Fort » de l'anti-larsen a permis d'apporter significativement un gain stable supplémentaire (sauf à 4 000 Hz) allant 2.9 à 12.3 dB de moyenne selon les fréquences.

La différence gain apporté entre l'activation en « Faible » et en « Fort » de l'anti-larsen Phonak n'était pas significative pour les fréquences 3 000, 3 500 et 4 000 Hz. Pour toutes les autres, la différence était significative et a permis de gagner entre 3.2 et 6.5 dB en moyenne selon les fréquences.

2.3 - Starkey

Voici le graphique et le tableau présentant les divers résultats obtenus : (Cf. Tableau Annexe 3.3)

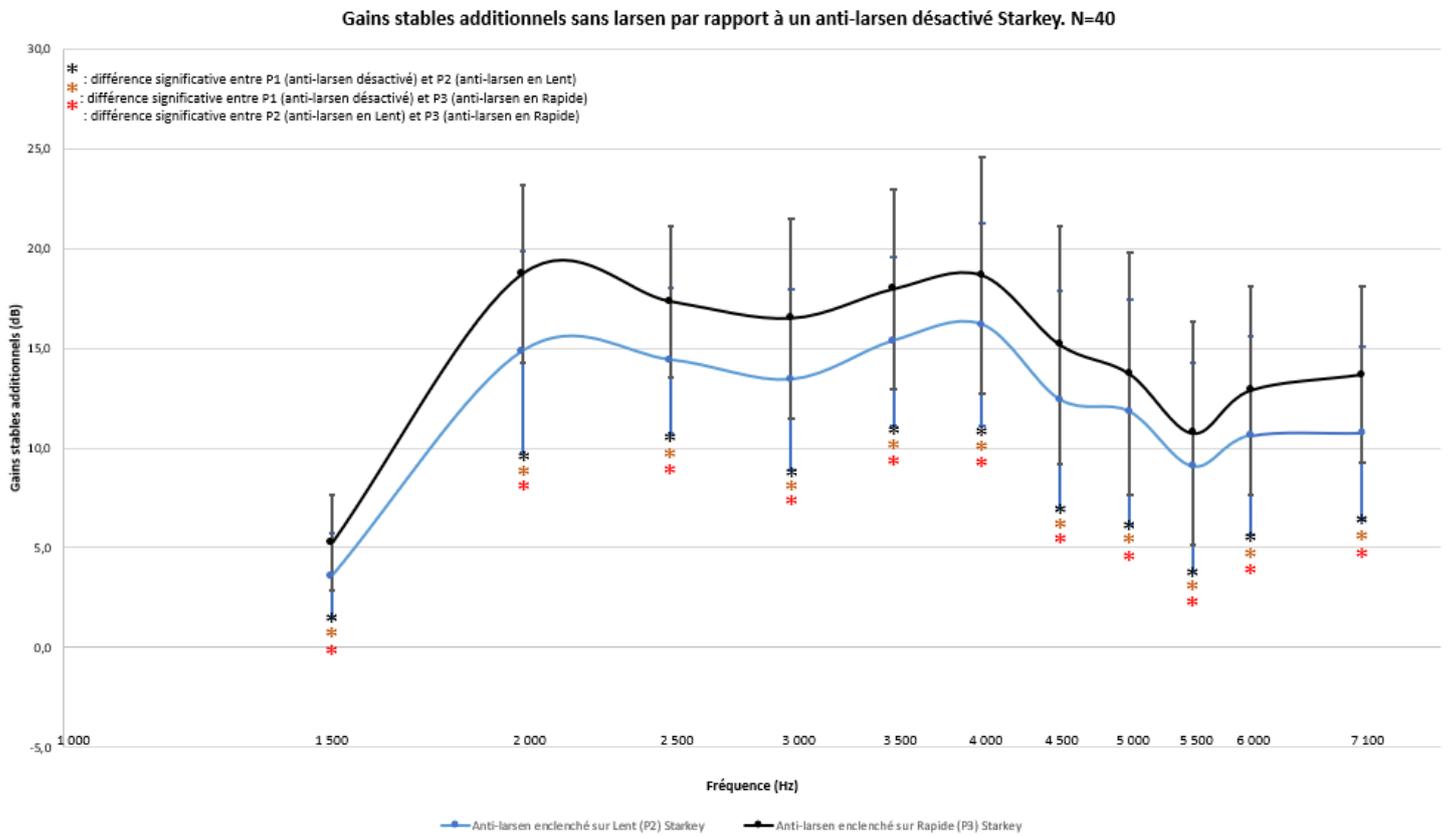


Figure 11 – Graphique montrant la moyenne des gains stables additionnels sans larsen avec leurs écart-types obtenus chez Starkey en Lent (P2) et en Rapide (P3).

Afin de comparer P1, P2 et P3 un test de Friedman a été effectué sur les fréquences 2 000, 2 500 et 7 100 Hz. Une significativité de $p < 0.05$ a été trouvée sur ces 3 fréquences. Un test Anova a été effectué pour les fréquences suivantes : 1 500 – 3 000 – 3 500-4 000-4 500-5 000-5 500-6 000 Hz, une significativité de $p < 0.05$ a également été trouvée sur ces fréquences.

Une comparaison par paire a ensuite été effectuée en ajoutant le correctif de Bonferroni donnant un résultat significatif pour $p < 0.0167$ au risque de 5%.

Fréquences (Hz)	Comparaison P1-P2	Comparaison P1-P3	Comparaison P2-P3
1 500	(S) ; p=4.24*10 ⁻¹³	(S) ; p=1.49*10 ⁻¹⁶	(S) ; p=9.05*10 ⁻⁸
2 000	(W) ; p=3.99*10 ⁻⁸	(S) ; p=1.53*10 ⁻²⁶	(W) ; p=6.36*10 ⁻⁷
2 500	(W) ; p=3.69*10 ⁻⁸	(W) ; p=3.70*10 ⁻⁸	(W) ; p=1.14*10 ⁻⁸
3 000	(S) ; p=4.16*10 ⁻²¹	(S) ; p=9.69*10 ⁻²³	(S) ; p=1.59*10 ⁻⁶
3 500	(S) ; p=3.12*10 ⁻²⁴	(S) ; p=4.45*10 ⁻²⁴	(S) ; p=7.90*10 ⁻⁸
4 000	(S) ; p=2.92*10 ⁻²²	(S) ; p=4.77*10 ⁻²²	(S) ; p=2.60*10 ⁻⁶
4 500	(S) ; p=3.48*10 ⁻¹⁷	(S) ; p=7.68*10 ⁻¹⁹	(S) ; p=4.91*10 ⁻⁵
5 000	(S) ; p=5.14*10 ⁻¹⁶	(S) ; p=3.76*10 ⁻¹⁷	(S) ; p=3.83*10 ⁻³
5 500	(S) ; p=1.76*10 ⁻¹³	(S) ; p=6.70*10 ⁻¹⁵	(S) ; p=1.90*10 ⁻⁵
6 000	(S) ; p=2.89*10 ⁻¹⁶	(S) ; p=2.16*10 ⁻¹⁸	(S) ; p=1.01*10 ⁻⁶
7 100	(S) ; p=1.89*10 ⁻¹⁸	(W) ; p=3.70*10 ⁻⁸	(W) ; p=2.56*10 ⁻⁶

Légende :

(W) = Test de Wilcoxon

(S) = Test de Student

■ = Significativité <0.0167 au risque de 5%

Tableau 4 – Résultats statistiques Starkey comparaison P1-P2-P3.

La comparaison des données de P1 et de P2 a montré que les différences de gains étaient significatives pour toutes les fréquences, permettant d'apporter entre 3.6 et 16.2 dB en moyenne selon les fréquences.

La comparaison des données entre P1 et P3 était significative pour toutes les fréquences. L'activation en « Rapide » de l'anti-larsen a permis d'apporter significativement un gain stable supplémentaire allant 5.2 à 18.7 dB de moyenne selon les fréquences.

La différence gain apporté entre l'activation en « Lent » et en « Rapide » de l'anti-larsen Starkey était significative pour toutes les fréquences. Ces différences significatives allaient de 1.7 à 3.9 dB en moyenne selon les fréquences.

3 - Comparaison des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen au minimum entre les fabricants

Une comparaison des gains stables additionnels sans larsen (générée par l'activation des algorithmes anti-larsen au « Min » chez Signia, en « Faible » chez Phonak et en « Lent » chez Starkey) a été effectuée et est présentée par le graphique et le tableau ci-dessous : (Cf. Tableau Annexe 3.4)

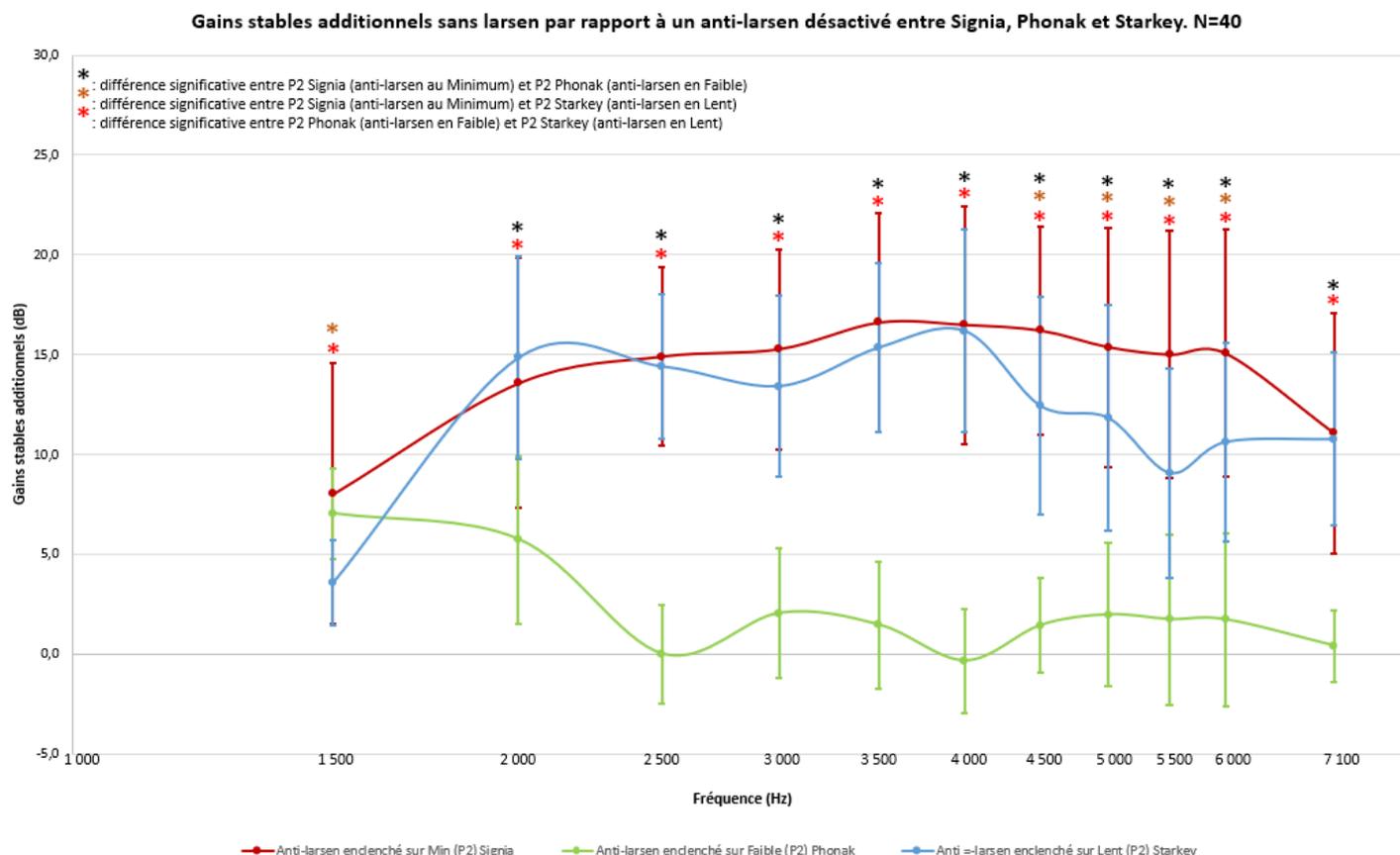


Figure 12 – Graphique montrant la moyenne des gains stables additionnels sans larsen avec leurs écart-types obtenus chez Signia en « Min », chez Phonak en « Faible » et chez Starkey en « Lent ».

Afin de comparer les P2 des 3 fabricants, un test de Friedman a été effectué sur les fréquences 1 500 - 2 000 - 2 500 – 3 000 – 3 500 – 4 500 – 5 000 – 5 500 et 6 000 Hz. Une significativité de $p < 0.05$ a été trouvée sur ces fréquences. Un test Anova a été réalisé pour les fréquences 4 000 et 7 100 Hz, une significativité de $p < 0.05$ a également été trouvée.

Une comparaison par paire a ensuite été effectuée en ajoutant le correctif de Bonferroni donnant un résultat significatif pour $p < 0.0167$ au risque de 5%.

Fréquences (Hz)	Comparaison S – P	Comparaison S - ST	Comparaison P - ST
1 500	(W) ; p=0.18	(W) ; p=7.23*10 ⁻⁴	(W) ; p=5.33*10 ⁻⁷
2 000	(W) ; p=7.84*10 ⁻⁶	(W) ; p=0.34	(W) ; p=5.53*10 ⁻⁷
2 500	(W) ; p=4.00*10 ⁻⁸	(W) ; p=0.58	(W) ; p=3.70*10 ⁻⁸
3 000	(W) ; p=5.84*10 ⁻⁸	(W) ; p=0.10	(S) ; p=1.52*10 ⁻¹⁴
3 500	(W) ; p=3.99*10 ⁻⁸	(S) ; p=0.15	(W) ; p=3.70*10 ⁻⁸
4 000	(S) ; p=1.19*10 ⁻¹⁸	(S) ; p=0.76	(S) ; p=8.36*10 ⁻²¹
4 500	(W) ; p=4.00*10 ⁻⁸	(S) ; p=2.81*10 ⁻⁴	(W) ; p=8.71*10 ⁻⁸
5 000	(W) ; p=1.06*10 ⁻⁷	(S) ; p=2.92*10 ⁻³	(W) ; p=2.20*10 ⁻⁷
5 500	(W) ; p=1.42*10 ⁻⁷	(S) ; p=6.66*10 ⁻⁶	(W) ; p=2.63*10 ⁻⁶
6 000	(W) ; p=3.07*10 ⁻¹⁰	(S) ; p=4.22*10 ⁻⁴	(W) ; p=3.62*10 ⁻⁷
7 100	(S) ; p=5.00*10 ⁻¹³	(S) ; p=0.79	(S) ; p=1.49*10 ⁻¹⁶

Légende :

(W) = Test de Wilcoxon

(S) = Test de Student

■ = Significativité <0.0167 au risque de 5%

S = Signia ; P = Phonak et ST = Starkey

Tableau 5 – Résultats statistiques P2 des 3 fabricants.

La comparaison des valeurs de gain des P2 entre Signia et Phonak a montré que les moyennes de gains obtenus étaient significativement supérieures chez Signia à partir de 2 000 Hz.

La comparaison des valeurs de gain des P2 entre Signia et Starkey a montré que les moyennes des gains obtenus étaient significativement supérieures chez Signia pour les fréquences suivantes : 1 500 – 4 500 – 5 000 – 5 500 et 6 000 Hz. Pour les autres fréquences, aucune différence significative n'a été trouvée.

La comparaison des valeurs de gain des P2 entre Phonak et Starkey a montré que les moyennes des gains obtenus étaient significativement supérieures pour toutes les fréquences chez Starkey.

4 - Comparaison des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen au maximum entre les fabricants

Une comparaison des gains stables additionnels sans larsen (générée par l'activation des algorithmes anti-larsen au « Max » chez Signia, en « Fort » chez Phonak et en « Rapide » chez Starkey) a été effectuée et est présentée par le graphique et le tableau ci-dessous : (Cf. Tableau Annexe 3.5)

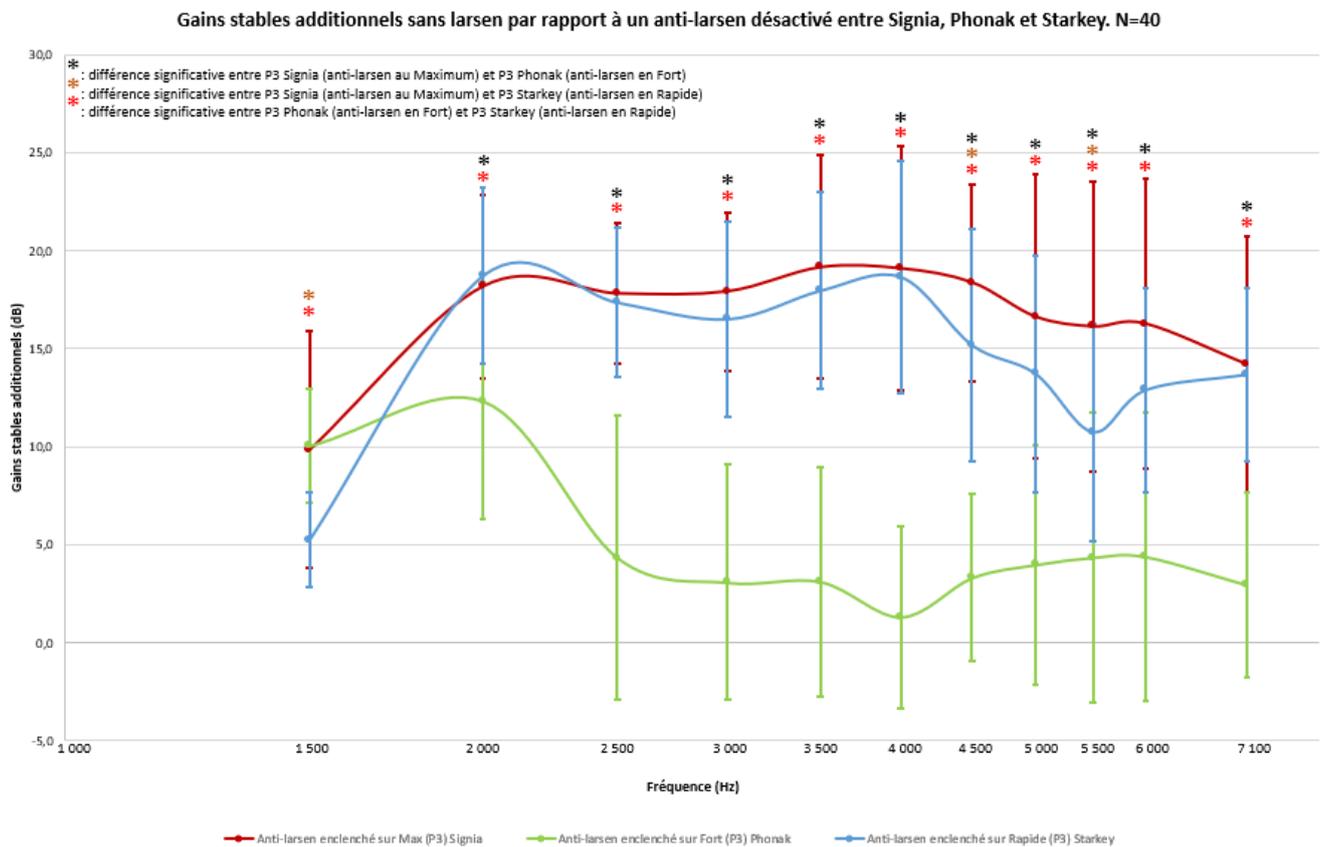


Figure 13 – Graphique montrant la moyenne des gains stables additionnels sans larsen, avec leurs écart-types obtenus chez Signia en « Max », chez Phonak en « Fort » et chez Starkey en « Rapide ».

Afin de comparer les P3 des 3 fabricants, un test de Friedman a été effectué sur toutes les fréquences excepté 4 000 Hz où un test Anova a été réalisé. Une significativité de $p < 0.05$ a été trouvée sur toutes les fréquences.

Une comparaison par paire a ensuite été effectuée en ajoutant le correctif de Bonferroni donnant un résultat significatif pour $p < 0.0167$ au risque de 5%.

Fréquences (Hz)	Comparaison S – P	Comparaison S - ST	Comparaison P - ST
1 500	(W) ; p=0.94	(W) ; p=8.43*10 ⁻⁵	(W) ; p=1.14*10 ⁻⁷
2 000	(S) ; p=4.99*10 ⁻⁵	(S) ; p=0.53	(S) ; p=8.51*10 ⁻⁷
2 500	(W) ; p=1.14*10 ⁻⁷	(W) ; p=0.71	(W) ; p=2.73*10 ⁻⁷
3 000	(W) ; p=4.31*10 ⁻⁸	(S) ; p=0.08	(W) ; p=1.14*10 ⁻⁷
3 500	(W) ; p=4.32*10 ⁻⁸	(W) ; p=0.16	(W) ; p=6.53*10 ⁻⁸
4 000	(W) ; p=5.02*10 ⁻⁸	(W) ; p=0.68	(W) ; p=9.09*10 ⁻¹²
4 500	(W) ; p=4.66*10 ⁻⁸	(S) ; p=1.82*10 ⁻³	(W) ; p=7.58*10 ⁻⁸
5 000	(W) ; p=1.58*10 ⁻⁸	(W) ; p=0.02	(W) ; p=1.49*10 ⁻⁶
5 500	(W) ; p=1.28*10 ⁻⁶	(W) ; p=1.50*10 ⁻³	(W) ; p=3.01*10 ⁻⁴
6 000	(W) ; p=8.35*10 ⁻⁶	(W) ; p=0.03	(W) ; p=8.35*10 ⁻⁶
7 100	(W) ; p=1.02*10 ⁻⁷	(W) ; p=0.66	(W) ; p=9.85*10 ⁻⁸

Légende :

(W) = Test de Wilcoxon

(S) = Test de Student

■ = Significativité <0.0167 au risque de 5%

S = Signia ; P = Phonak et ST = Starkey

Tableau 6 – Résultats statistiques P3 des 3 fabricants.

La comparaison des valeurs de gain des P3 entre Signia et Phonak a montré que les moyennes des gains obtenus étaient significativement supérieures chez Signia sur toutes les fréquences à partir de 2 000 Hz.

La comparaison des valeurs de gain des P3 entre Signia et Starkey a montré que les moyennes des gains obtenus étaient significativement supérieures chez Signia pour les fréquences suivantes 1 500, 4 000 et 5 500 Hz. Pour les autres fréquences, aucune différence significative n'a été trouvée.

La comparaison des valeurs de gain des P3 entre Phonak et Starkey a montré que les moyennes des gains obtenus étaient significativement supérieures pour toutes les fréquences chez Starkey.

5 - Comparaison des différences de gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen au minimum et au maximum entre les fabricants

Une comparaison des différences de gains stables additionnels obtenus, sans larsen, entre P2 et P3 des 3 fabricants a été effectuée et les résultats sont présentés par le graphique et le tableau ci-dessous : (Cf. Tableau Annexe 3.6)

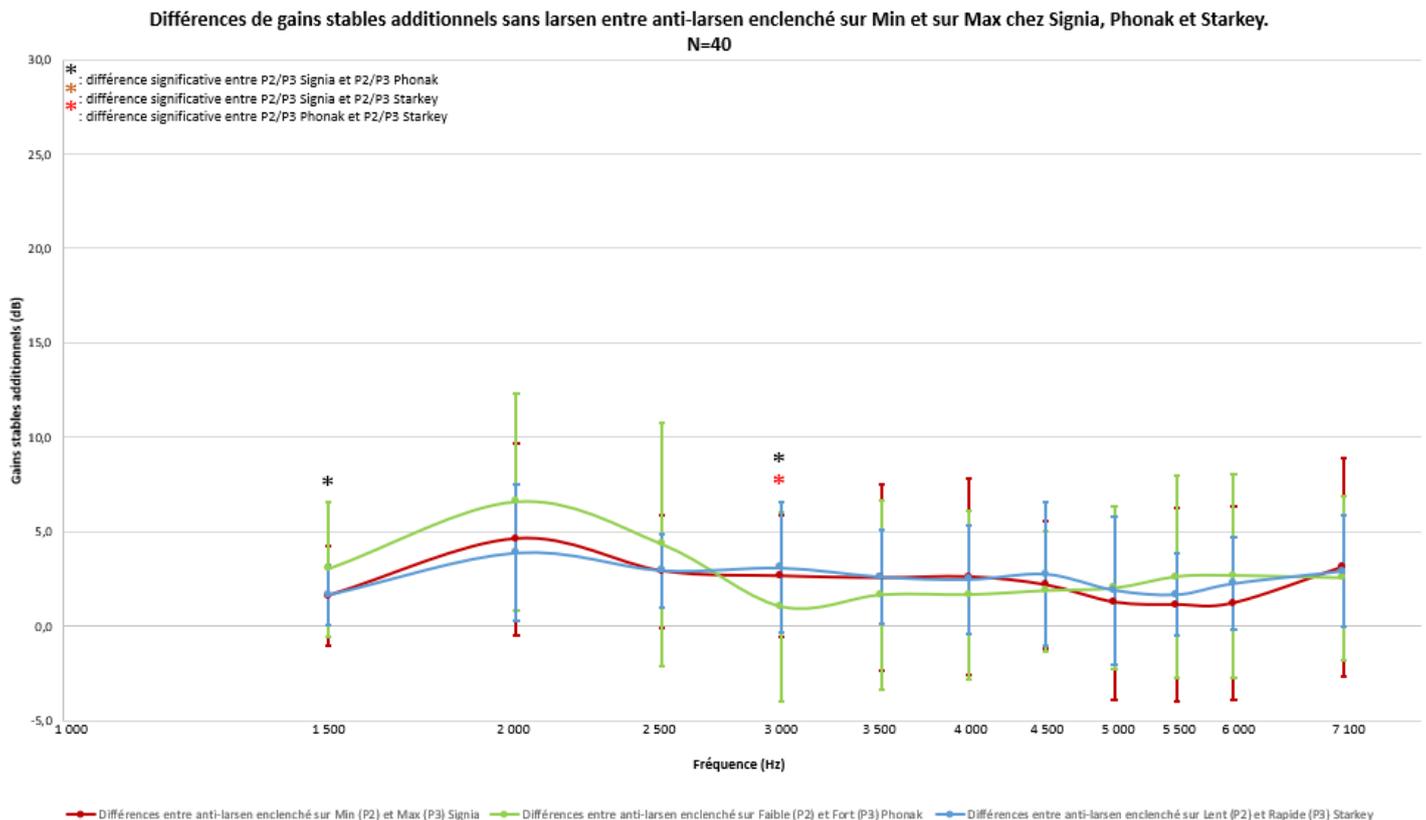


Figure 14 – Graphique montrant la moyenne des gains stables additionnels sans larsen avec leurs écart-types obtenus entre les P2 et P3 de Signia, Phonak et Starkey.

Afin de comparer les différences P2/P3 des 3 fabricants, un test de Friedman a été effectué sur toutes les fréquences. Une significativité de $p < 0.05$ a été trouvée uniquement sur les fréquences 1 500 et 3 000 Hz. Cela signifiait qu'il n'y avait aucune différence marquante entre les 3 fabricants pour les autres fréquences.

Une comparaison par paire a ensuite été effectuée à 1 500 et 3 000 Hz en ajoutant le correctif de Bonferroni donnant un résultat significatif pour $p < 0.0167$ au risque de 5%.

Fréquences (Hz)	Comparaison S – P	Comparaison S - ST	Comparaison P - ST
1 500	(W) ; p=9.82*10 ⁻³	(W) ; p=0.27	(W) ; p=0.03
3 000	(W) ; p=1.09*10 ⁻²	(W) ; p=0.60	(W) ; p=8.31*10 ⁻³

Légende :
(W) = Test de Wilcoxon
(S) = Test de Student
 = Significativité <0.0167 au risque de 5%
S = Signia ; P = Phonak et ST = Starkey

Tableau 7 – Résultats statistiques des différences de gains P2/P3 des 3 fabricants.

La comparaison des différences de gains entre P2/P3 obtenus entre Signia et Phonak était significative pour les fréquences 1 500 et 3 000 Hz, en faveur de Signia.

La comparaison des différences de gains entre P2/P3 obtenus entre Signia et Starkey n'était significative pour aucune fréquence.

La comparaison des différences de gains entre P2/P3 obtenus entre Phonak et Starkey était significative uniquement pour la fréquence 3 000 Hz, en faveur de Starkey.

6 – Dégradation de la qualité sonore

Pour rappel :

- P1 = gain stable maximum sans larsen, anti-larsen désactivé.
- P2 = gain stable maximum sans larsen, anti-larsen activé au minimum.
- P3 = gain stable maximum sans larsen, anti-larsen activé au maximum.

Il a été décidé de mesurer la qualité sonore pour les 3 fabricants sur une seule et même oreille ; d'une part parce que l'HASQI est un test objectif et d'autre part parce que le temps de séquençage et d'analyse des nombreux fichiers sur une oreille était déjà considérable.

Afin d'obtenir la dégradation de qualité sonore engendrée par l'activité permanente de l'algorithme anti-larsen, 2 mesures ont été nécessaires :

- Mesure du score HASQI en in-vivo
- Mesure du score HASQI au coupleur 2cc

6.1 - Mesure du score HASQI in vivo incluant la dégradation de qualité sonore due à l'augmentation du gain et à la présence permanente de l'anti-larsen

Pour chaque fabricant, un enregistrement in-vivo, sur la même oreille, a été effectué en P1, P2 et P3.

Une fois ces enregistrements séquencés et alignés temporellement, une mesure de l'HASQI a été réalisée. Les scores de qualité sonore obtenus tiennent compte d'une dégradation liée au fonctionnement permanent de l'algorithme anti-larsen mais également aux différences d'amplifications entre P1/P2 et P1/P3 ; P1 représentant la qualité sonore de référence.

Pour rappel de lecture du score HASQI :

- 1 = Aucune dégradation de la qualité sonore
- 0 = Dégradation totale de la qualité sonore

Voici les résultats obtenus :

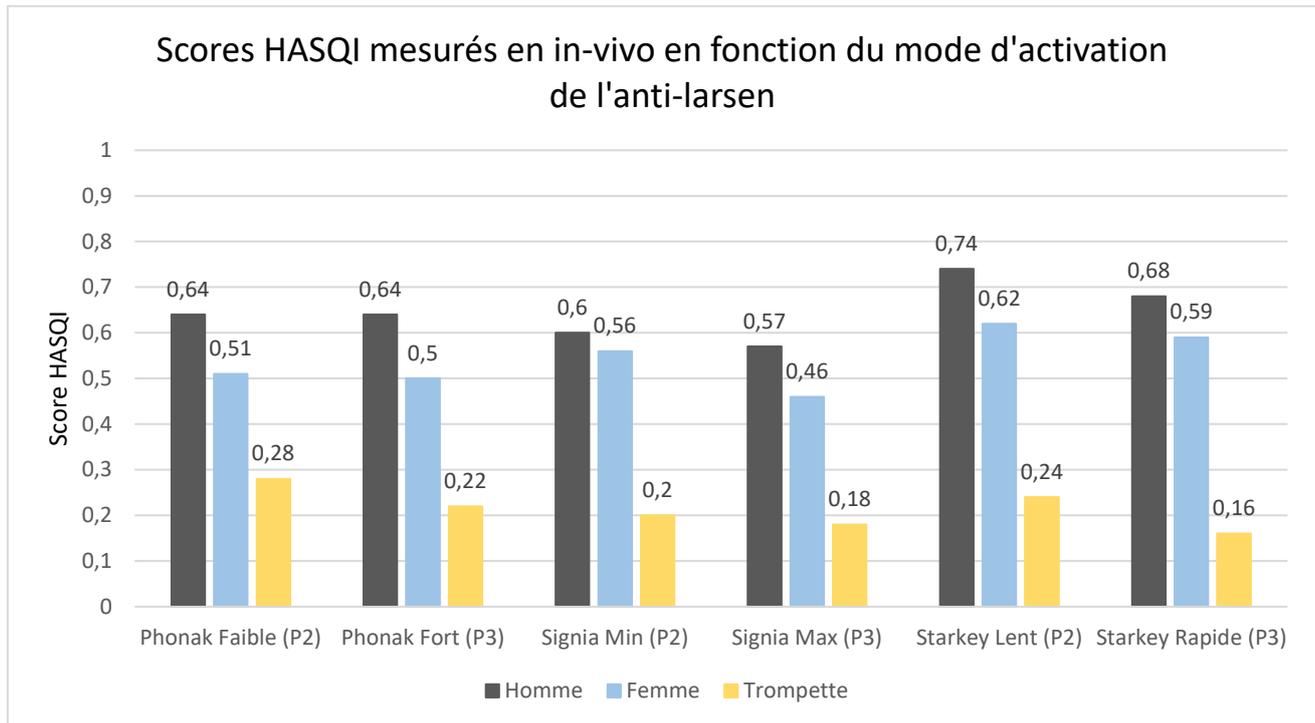


Figure 15 - Histogramme présentant les scores HASQI obtenus en in-vivo, par fabricant et par mode d'activation de l'anti-larsen en voix d'homme, de femme et d'un morceau de trompette.

Les scores présentés ci-dessus font apparaître une dégradation de la qualité sonore globale tenant compte de l'augmentation de gain entre P1, P2 et P3 ainsi que la présence permanente de l'anti-larsen.

6.2 - Mesure du score HASQI, de la dégradation de qualité sonore due à la différence de gain entre P1, P2 et P3, au coupleur 2cc

Pour chaque fabricant, un enregistrement au coupleur 2cc en chaîne de mesure a été effectué en P1, P2 et P3.

Ces 3 programmes étaient identiques à ceux utilisés pour la mesure du score HASQI précédent. L'anti-larsen était désactivé.

Une fois ces enregistrements séquencés et alignés temporellement, une mesure de l'HASQI a été réalisée. Les dégradations de qualité sonore obtenues tiennent uniquement compte des différences d'amplification entre P1/P2 et P1/P3 qu'HASQI interprète comme une dégradation de qualité sonore.

Voici les résultats obtenus :

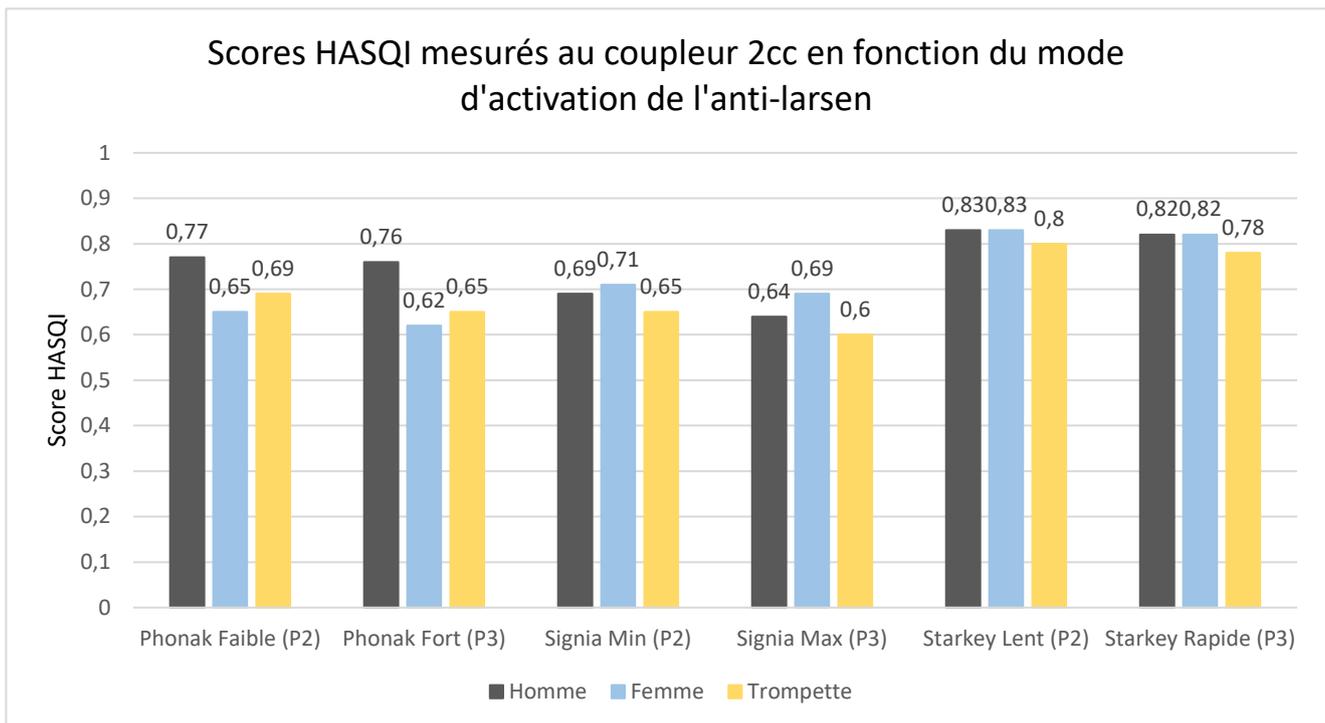


Figure 16 - Histogramme présentant les scores HASQI obtenus au coupleur 2cc, par fabricant et par mode d'activation de l'anti-larsen en voix d'homme, de femme et d'un morceau de trompette.

Les scores présentés ci-dessus font apparaître la dégradation de qualité sonore uniquement due aux différences d'amplifications entre les 3 programmes.

6.3 - Dégradation de la qualité sonore engendrée par l'activité permanente de l'algorithme anti-larsen.

La mesure de qualité sonore obtenue lors de l'activité permanente de l'algorithme anti-larsen a été calculée en soustrayant le score obtenu en in-vivo à celui obtenu au coupleur 2cc. Ainsi, la dégradation du score HASQI prend uniquement en compte l'impact de l'activité de l'anti-larsen sur la qualité sonore.

Afin de mieux comprendre, voici un *exemple* :

- 1) HASQI coupleur 2cc Phonak Faible voix d'homme=0.77.
- 2) HASQI in vivo Phonak Faible voix d'homme=0.64

→ (1)-(2) = 0.77-0.64 = 0.13 soit 13% de dégradation liée uniquement à l'anti-larsen (en P2) donnant ainsi un score HASQI de 0.87 (1-0.13)

Les résultats présentés ci-dessous correspondent à la dégradation de la qualité sonore engendrée par l'activité permanente de l'algorithme anti-larsen.

Pour rappel d'interprétation du score HASQI :

- 1 = Aucune dégradation de la qualité sonore
- 0 = Dégradation complète de la qualité sonore

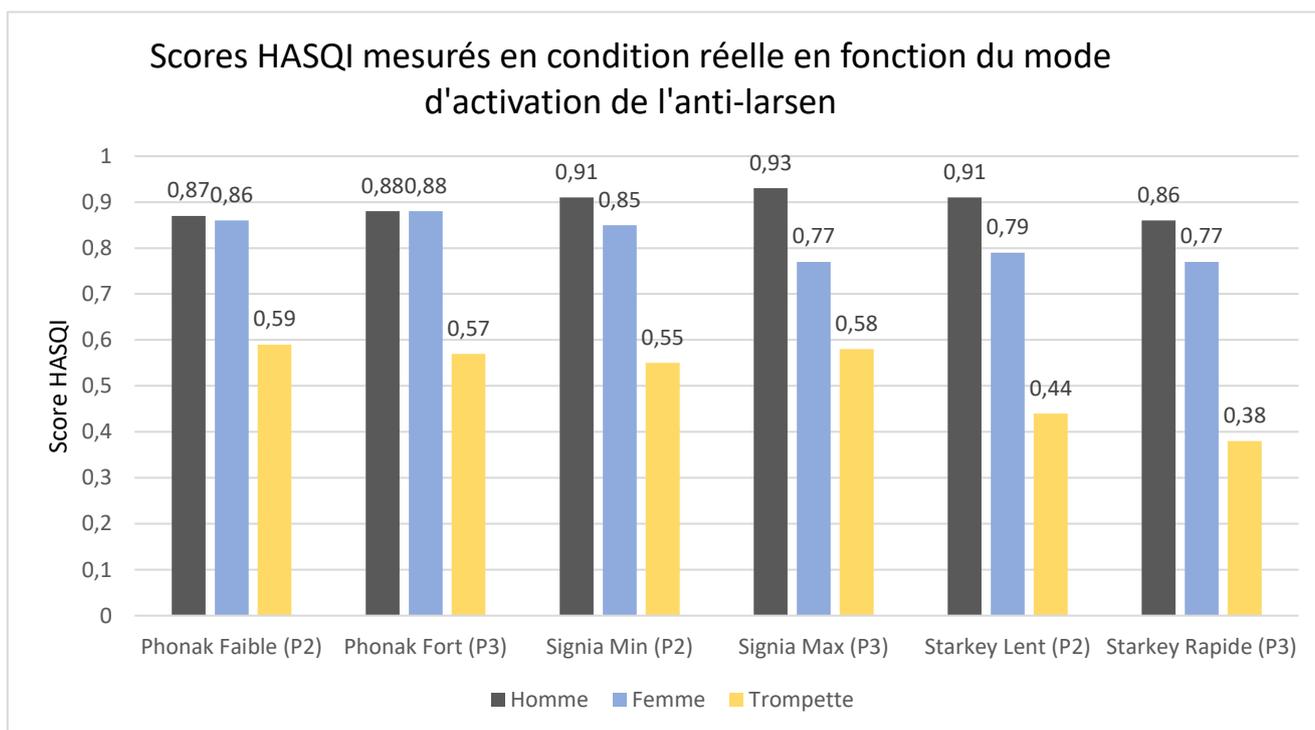


Figure 17 - Histogramme présentant les scores HASQI obtenus en condition réelle, par fabricant et par mode d'activation de l'anti-larsen en voix d'homme, de femme et d'un morceau de trompette.

A l'examen de P2, il a été constaté que pour les 3 fabricants, en voix d'homme et de femme une dégradation de la qualité sonore de 10 à 20%, avec une dégradation un peu plus importante en voix de femme chez Starkey.

Pour la trompette, la dégradation de la qualité sonore est très importante, a minima de 40%.

En comparant P2 et P3, globalement pour les voix d'homme et de femme, il existe peu de dégradation :

- Chez Phonak : quasiment aucune différence
- Chez Signia : légère baisse pour la voix de femme (8%)
- Chez Starkey : légère baisse pour la voix d'homme (5%)

De plus, il a été constaté pour le morceau de trompette, très peu de différences chez Phonak et Signia mais une légère diminution de la qualité sonore chez Starkey (6%)

7 – Mesure d'artéfacts : effet de déformation entraîné par l'introduction de l'algorithme anti larsen dans la boucle d'amplification, sans larsen.

Il a semblé intéressant de savoir si la simple introduction de l'algorithme anti-larsen, sans risque de larsen, était une source de dégradation de qualité sonore.

La mesure d'artéfacts des algorithmes anti-larsen était une mesure à part entière et a été effectuée en chaîne de mesure au coupleur 2cc. Pour chaque fabricant, l'amplification ainsi que la position de l'aide auditive dans la chaîne de mesure étaient identiques. La seule modification effectuée a porté sur les différents modes d'activation de l'anti-larsen.

Les différents résultats obtenus sont présentés ci-dessous :

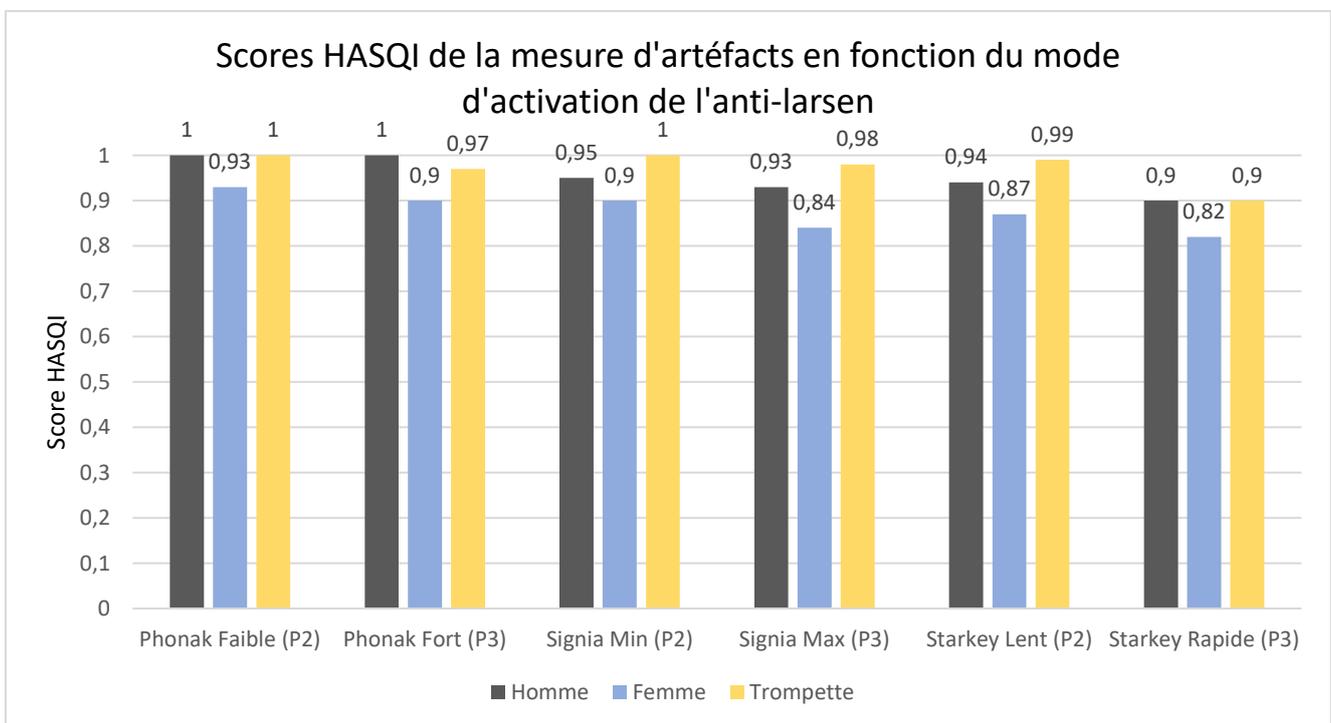


Figure 18 - Histogramme présentant les scores HASQI obtenus en chaîne de mesure, par fabricant et par mode d'activation de l'anti-larsen en voix d'homme, de femme et d'un morceau de trompette.

Au vu de l'histogramme présenté ci-dessus, il a été constaté chez tous les fabricants que le fait d'introduire la fonction anti-larsen dans la boucle d'amplification n'engendrait pas ou très peu de dégradation de qualité sonore du signal même si les valeurs de Phonak sont légèrement meilleures.

La constatation principale est qu'il n'existe plus de dégradation de la qualité sonore pour le morceau de trompette.

Malgré tout, compte tenu des résultats de l'étude de Lee et al. ⁽¹⁴⁾, il peut être considéré que cette dégradation reste tout à fait acceptable.

DISCUSSION

La gestion du larsen est un phénomène fréquemment rencontré et primordial lors de l'adaptation d'un appareillage. Pour le maîtriser, des algorithmes anti-larsen ont été développés par les fabricants et sont maintenant quotidiennement utilisés. Il a ainsi donc paru intéressant d'en mesurer l'efficacité et de voir s'ils n'entraînaient pas de dégradation de la qualité sonore.

La **problématique** était la suivante :

Quel gain supplémentaire permettent d'obtenir les algorithmes anti-larsen (avant apparition du larsen) ? Quel est leur impact sur la qualité sonore ?

Les **objectifs** étaient les suivants :

- **Comparer les gains stables additionnels chez 3 fabricants différents.**
- **Comparer la qualité sonore, après activation de l'anti-larsen, chez ces 3 fabricants.**

Pour cela, une étude sur les gains stables additionnels statiques et la mesure de la qualité sonore grâce au score HASQI a été réalisée.

1 - Comparaison des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen

1.1 – Par fabricant.

La présente étude a permis de mettre en évidence les gains stables apportés par l'activation de différents algorithmes anti-larsen pour une situation de mesure **statique**.

Chez Phonak, l'efficacité de son anti-larsen est moins bonne à partir de 2 000 Hz que les 2 autres fabricants Signia et Starkey.

Signia et Starkey sont, eux, très proches avec des valeurs de gains très intéressantes, en moyenne 18 dB jusqu'à 4 000 Hz.

Il a toutefois été constaté une légère supériorité chez Signia dans les gains stables additionnels obtenus au-delà de 4 000 Hz, comparé à Starkey.

Ces résultats sont en accord avec ceux retrouvés dans la littérature ⁽¹¹⁻¹³⁾

En effet, J.Freed et D. Soli ⁽¹¹⁾ avaient eux aussi obtenu des gains stables additionnels allant de 0 à 18 dB. L'évaluation avait été faite sur un KEMAR pour 9 fabricants d'aides auditives. Le gain avait été augmenté de manière globale et non par fréquence.

De même pour S.C. Marcum et al. ⁽¹²⁾ qui avaient, quant à eux, trouvé des gains stables additionnels allant de 5 à 16 dB chez 6 fabricants différents. Cependant l'étude était réalisée en dynamique (main qui bouge à quelques cm de l'oreille), le gain avait été augmenté de manière globale et n'avait évalué que la plage de fréquence 2000 à 4000 Hz.

Enfin, T.Ricketts et al. ⁽¹³⁾ avaient obtenu des résultats de gains stables additionnels allant de 0 à 16 dB chez 5 différents fabricants. La mesure avait été réalisée en statique mais le gain avait été augmenté de manière globale et non par fréquence.

1.2 – Entre les fabricants.

L'étude des gains stables additionnels en **statique** a permis de mettre en évidence des ressemblances et des différences entre les divers algorithmes utilisés par les fabricants.

En effet, il a été constaté que globalement Phonak était nettement moins efficace que Signia et Starkey.

Il est également à noter que Signia utilise une combinaison d'algorithmes d'opposition de phase et de décalage fréquentiel (plus important en P3).

Les algorithmes chez Phonak et Starkey fonctionnent tous 2 en opposition de phase ([Annexe 1 et éléments techniques communiqués par le directeur de formation Starkey France](#)).

S.C. Marcum et al. ⁽¹²⁾ étaient arrivés au même constat. En effet, 2 des fabricants testés, utilisant tous les 2 un algorithme d'opposition de phase, avaient obtenu les meilleurs et les pires gains stables additionnels.

Globalement, en statique, l'activation de l'anti larsen a permis une amélioration du gain avec, toutefois, une disparité relativement importante entre les fabricants et les fréquences ; telle que retrouvée dans la littérature ⁽¹¹⁻¹³⁾.

2 – L'impact sur la qualité sonore

2.1 – In-vivo

Les scores HASQI mesurés lors de la pleine activité des algorithmes anti-larsen, en condition réelle ont permis de « chiffrer » la dégradation sonore engendrée par leur activité permanente.

Les différents résultats trouvés ont démontré que, pour les P2 :

- Voix d'homme : la qualité sonore est quasiment identique entre les 3 fabricants.
- Voix de femme : la qualité sonore est légèrement moins bonne chez Starkey.
- Morceau de trompette : la qualité sonore est moins bonne chez Starkey.

Lorsque les anti-larsen sont activés au maximum (P3) les résultats ont fait apparaître que pour :

- Voix d'homme : la qualité sonore est quasiment identique chez les 3 fabricants.
- Voix de femme : la qualité sonore est meilleure chez Phonak
- Morceau de trompette : la qualité sonore est moins bonne chez Starkey.

Cependant la différence de déformation de la qualité sonore pour la voix de femme chez Phonak par rapport à Starkey pourrait être causée par un gain statique beaucoup plus faible chez Phonak au-delà de 2 KHz par rapport à Starkey. Ces résultats sont concordants avec l'étude de Marcum et al.⁽¹²⁾ qui avaient, eux aussi, démontré que parmi 6 aides auditives testées, celle qui avait la moins bonne qualité sonore était celle ayant obtenu les meilleurs gains stables additionnels.

Signia serait plutôt le meilleur compromis entre efficacité prothétique et qualité sonore.

2.2 – Artéfacts

L'effet de déformation entraîné par l'introduction de l'algorithme anti-larsen dans la boucle d'amplification, sans larsen, a pu être mesuré en chaîne de mesure chez les 3 différents fabricants.

Les résultats ont montré qu'en P2 (anti-larsen au minimum), l'introduction de l'algorithme anti-larsen dégradait très peu la qualité sonore chez les 3 fabricants.

Cependant, l'activation de l'anti-larsen au maximum (P3) entraîne une légère dégradation de la qualité sonore chez Phonak et Signia alors qu'elle est plus accentuée chez Starkey.

Il faut toutefois rappeler que Phonak n'apporte que très peu de gain après 2 KHz.

3 - Limites

L'étude a cependant ses limites. En effet, la mesure du gain stable additionnel n'a été effectuée qu'en **statique** et durait en moyenne 1h30. Les sujets devaient rester immobiles mais ont pu bouger lors des pauses effectuées entre les mesures. Parallèlement, malgré les précautions prises, le placement de la sonde in vivo pour la détection du larsen a pu différer d'un patient à l'autre et d'un fabricant à l'autre pour chaque oreille.

Concernant la mesure de qualité sonore, plusieurs limites sont également à prendre en compte. La première relève, là encore, du placement de la sonde in-vivo servant à l'enregistrement des fichiers sonores : légères variations de positionnement. A noter que l'enregistrement in-vivo et en chaîne de mesure possédait un léger bruit de fond, identique pour tous les enregistrements ; il était cependant impossible de faire mieux avec le matériel utilisé. Pour bien utiliser l'HASQI, un alignement temporel des fichiers sonores était nécessaire. Pour cela, une sinusoïde de 500 Hz avait été placée avant chaque signal (Voix d'homme, de femme ainsi que le morceau de trompette) afin de faciliter l'alignement temporel. Malgré les précautions prises, il se peut que les différents fichiers sonores comparés n'aient pas tous un alignement temporel parfaitement identique.

Enfin, il faut rester prudent sur l'interprétation des résultats des scores de qualité sonore lorsque l'anti-larsen est en permanence en fonctionnement. En effet les scores obtenus émanent d'une différence de score HASQI entre 2 mesures, obtenues dans des conditions différentes.

CONCLUSION

Le larsen est un phénomène très fréquent rencontré par les utilisateurs d'aides auditives qui peut impacter, de façon négative, la satisfaction du patient et, par conséquent, sa qualité de vie. Les algorithmes anti-larsen ont pour but d'éviter ou de retarder l'apparition du larsen.

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'efficacité de ces différents algorithmes chez 3 fabricants et de mesurer leur éventuel impact sur la qualité sonore.

La problématique était : **Quel gain supplémentaire permettent d'obtenir les algorithmes anti-larsen (avant apparition du larsen) ? Quel est leur impact sur la qualité sonore ?**

Les résultats de cette étude relative aux gains stables supplémentaires concordent avec la littérature⁽¹¹⁻¹³⁾. En effet l'activation des algorithmes anti-larsen permet d'augmenter nettement la plage d'adaptation disponible avant le risque de larsen. Cette augmentation est très variable d'un fabricant à l'autre mais aussi d'un individu à l'autre compte tenu des caractéristiques morphologiques du conduit auditif.

Par ailleurs chez ces 3 fabricants, 2 niveaux d'efficacité de l'anti-larsen sont proposés. Une augmentation du gain et donc, d'efficacité, est également constatée entre l'activation de l'anti-larsen au minimum et maximum. L'activation au maximum de l'algorithme anti-larsen a permis, en statique, une amélioration de 1.3 dB chez Phonak et 19.1 dB chez Signia pour la même fréquence (4 000 Hz).

Mais qu'en est-il de la qualité sonore après activation de l'anti-larsen ?

La qualité sonore a été évaluée de manière objective grâce à l'HASQI ; ce qui a permis de poser des scores. La mesure d'artéfacts (mise en route de l'algorithme anti-larsen mais sans présence de larsen statique) chez ces 3 fabricants a montré qu'il y avait alors peu de dégradation de la qualité sonore du signal. Par contre, si l'anti-larsen est présent (activé en permanence) sur un larsen statique permanent, il y a globalement une dégradation de la qualité sonore sensible, plus particulièrement sur la voix de femme et très forte sur le morceau de trompette (musique).

Il existe très peu de littératures pouvant être comparées à la présente étude. Cependant plusieurs recherches ont mesuré l'impact de l'anti-larsen sur la qualité sonore de manière subjective et les résultats obtenus semblent être en adéquation avec ceux de la présente étude⁽¹²⁾. Les algorithmes permettant d'augmenter les gains stables additionnels statiques de manière forte ont tendance à plus dégrader la qualité sonore globale, et en particulier sur des signaux musicaux.

Pour conclure, les résultats ont montré que l'activation de l'algorithme anti-larsen ne doit pas être un « réflexe » systématique si le patient n'est pas exposé au larsen statique. La simple activation de ces algorithmes, sans risque de larsen, entraîne une dégradation de la qualité sonore. Cette dégradation reste minime mais il est tout de même préférable de régler

l'algorithme au minimum pour des évènements ponctuels (larsen dynamique) tels que le port d'un chapeau, l'approche d'un téléphone. La dégradation de la qualité sonore est plus importante lorsque l'algorithme est en activité permanente. Dans la pratique quotidienne, il est recommandé à l'audioprothésiste de réaliser un réglage prothétique, sans risque de larsen statique, sans enclencher l'algorithme anti-larsen. Dans le cas contraire, il prend le risque de fortement dégrader la qualité sonore globale de son patient (et en particulier les signaux musicaux). L'activation de ces algorithmes, en cas de larsen statique permanent, doit rester une solution de secours, bien qu'indispensable dans certains cas d'appareillage.

Il aurait été intéressant de soumettre un questionnaire à la population testée afin de recueillir leur avis sur la qualité sonore perçue (entre les 3 aides auditives et les 3 programmes) et effectuer la comparaison avec la qualité sonore mesurée grâce à l'HASQI (test objectif).

Utiliser les anti-larsen en mode dynamique aurait également pu être une option intéressante tout comme pratiquer le test HASQI sur des malentendants.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- (1) Chung, K. Challenges and Recent Developments in Hearing Aids: Part II. Feedback and Occlusion Effect Reduction Strategies, Laser Shell Manufacturing Processes, and Other Signal Processing Technologies. *Trends Amplif.* **8**, 125–164 (2004).
- (2) Agnew, J. Acoustic Feedback and Other Audible Artifacts in Hearing Aids. *Trends Amplif.* **1**, 45–82 (1996).
- (3) Dillon, H. Hearing Aids Second Edition. in *Hearing Aids* 234–239 (Boomerang Press, 2012).
- (4) EuroTrak-France-2022.pdf. Disponible sur : <https://www.ehima.com/wp-content/uploads/2022/06/EuroTrak-France-2022.pdf>
- (5) Dillon, H. Hearing Aids Second Edition. in *Hearing Aids* 118–120 (Boomerang Press, 2012).
- (6) Winkler, A., Latzel, M. & Holube, I. Open Versus Closed Hearing-Aid Fittings: A Literature Review of Both Fitting Approaches. *Trends Hear.* **20**, 2331216516631741 (2016).
- (7) Raveau, É. Répercussions sur le gain prothétique tonal des caractéristiques acoustiques du CAE et de son couplage avec l'aide auditive. *Mémoire d'Audioprothèse*. Université de Rennes 1. (2008)
- (8) Silva, A. P. R. da, Blasca, W. Q., Lauris, J. R. P. & Oliveira, J. R. M. de. Correlation between the characteristics of resonance and aging of the external ear. *CoDAS* **26**, 112–116 (2014).
- (9) Mao, Y., Yang, J., Hahn, E. & Xu, L. Auditory perceptual efficacy of nonlinear frequency compression used in hearing aids: A review. *J. Otol.* **12**, 97–111 (2017).
- (10) Bentler, R., Walker, E., McCreery, R., Arenas, R. M. & Roush, P. Nonlinear Frequency Compression in Hearing Aids: Impact on Speech and Language Development. *Ear Hear.* **35**, e143–e152 (2014).
- (11) Freed, D. J. & Soli, S. D. An Objective Procedure for Evaluation of Adaptive Antifeedback Algorithms in Hearing Aids. *Ear Hear.* **27**, 382–398 (2006).

- (12) Marcrum, S. C., Picou, E. M., Bohr, C. & Steffens, T. Feedback reduction system influence on additional gain before feedback and maximum stable gain in open-fitted hearing aids. *Int. J. Audiol.* **57**, 737–745 (2018).
- (13) Ricketts, T., Johnson, E. & Federman, J. Individual Differences within and across Feedback Suppression Hearing Aids. *J. Am. Acad. Audiol.* **19**, 748–757 (2008).
- (14) Lee, C.-H., Kates, J. M., Rao, B. D. & Garudadri, H. Speech quality and stable gain trade-offs in adaptive feedback cancellation for hearing aids. *J. Acoust. Soc. Am.* **142**, EL388–EL394 (2017).
- (15) Kates, J. & Arehart, K. The Hearing-Aid Speech Quality Index (HASQI) Version 2. *J. Audio Eng. Soc.* **62**, 99–117 (2014).
- (16) Kates, J. M., Arehart, K. H., Anderson, M. C., Muralimanohar, R. K. & Harvey, L. O. Using Objective Metrics to Measure Hearing-Aid Performance. *Ear Hear.* **39**, 1165–1175 (2018).
- (17) Lee, C.-H., Chen, K.-L., harris, fred, Rao, B. D. & Garudadri, H. On Mitigating Acoustic Feedback in Hearing Aids with Frequency Warping by All-Pass Networks. *Interspeech* **2019**, 4245–4249 (2019).
- (18) Collège National d'Audioprothèse. *Le bilan d'orientation prothétique* vol. Tome I P 207 Précis d'Audioprothèse. (1997).
- (19) CECO - 2019 - Catalogue des formats de données d'archivage Don.pdf. Disponible sur :<https://bibliopiaf.ebsi.umontreal.ca/bibliographie/44TMDBZV/download/Z6H5DU86/CECO%20%202019%20Catalogue%20des%20formats%20de%20donn%C3%A9es%20d%27archivage%20%20Don.pdf>

ANNEXE 1 – Algorithme anti-larsen Phonak

Technologie LarsenBloc

Le nouvel anti-larsen de référence

Depuis des décennies, les utilisateurs d'aides auditives se plaignent surtout des phénomènes de larsen ou de sifflements [Kochkin, MarkTrak I-IV]. Le mécanisme physique provoquant le larsen est assez simple: le son amplifié venant de l'écouteur fuit par un évent, puis est prélevé par l'aide auditive qui l'amplifie à nouveau. Ceci cause une instabilité acoustique qui se traduit finalement par les problèmes bien connus et très gênants de sifflements ou de grincements dans les aides auditives. Par le passé, les principales approches pour maîtriser le larsen étaient soit de limiter le gain appliqué, soit de réduire les fuites acoustiques avec de petits événements. L'introduction de la technologie numérique a nettement amélioré la stabilité acoustique des aides auditives modernes. Les systèmes anti-larsen actuels permettent aux audioprothésistes d'exploiter au mieux

la gamme dynamique résiduelle de chaque malentendant tout en utilisant des systèmes de couplage acoustique dotés de plus grands événements. Grâce aux systèmes de contrôle anti-larsen modernes, il a été en particulier possible d'introduire des appareils à embouts ouverts qui offrent un bien plus grand confort d'utilisation. Malgré les progrès significatifs réalisés en termes de stabilité acoustique des aides auditives, les performances des systèmes anti-larsen actuels sont toujours avant tout un compromis entre les performances anti-larsen, la qualité sonore et le gain effectivement appliqué. Un autre problème des systèmes anti-larsen haut de gamme est qu'ils peuvent être à l'origine de distorsions des signaux naturels tels que la parole ou la musique, la sonnerie du téléphone ou de la porte d'entrée.

Mécanisme physique – les défis des systèmes anti-larsen

Comme indiqué ci-dessus, le mécanisme à l'origine du larsen est assez simple. La situation se complique cependant dès que l'on aborde les paramètres qui influencent l'apparition du larsen. La fonction de transfert du larsen, qui est déterminée par le réseau de réaction acoustique entre l'écouteur et le microphone, est instable et change notablement au cours de la journée. Ceci parce que l'utilisateur peut placer un objet près de ses aides auditives (par. ex. le téléphone), marcher ou s'asseoir près d'un mur ou de tout autre objet, porter un chapeau, parler et bailler. [J. Hellgren (1999, 2000)] a fait des analyses systématiques des différents paramètres qui influencent l'apparition du larsen. Les principales conclusions de ses études ont été:

- Il y a de grandes différences en terme de caractéristiques spectrales, temporelles et d'amplitudes entre les différents mécanismes de génération de larsen.
- D'assez grandes différences ont été observées entre différents sujets en raison des différences anatomiques du conduit auditif et du pavillon.

- Le larsen n'est pas un phénomène qui se produit à une seule fréquence. Ses caractéristiques spectrales sont complexes et évolutives, mais il est typiquement plus fréquent dans la bande spectrale de 1,5 à 3 kHz.

Globalement, le larsen est un phénomène complexe, extrêmement dynamique, qui nécessite une estimation adaptative de la voie de réaction et la mise en œuvre de techniques anti-larsen sophistiquées. Outre les changements dynamiques dans le circuit de transfert acoustique, il faut aussi prendre en considération les autres algorithmes fonctionnant dans les aides auditives, tels que les circuits de compression dynamique ou les systèmes anti-bruit adaptatifs. Ils changent également la fonction de transfert du système et doivent donc aussi être pris en compte par le système anti-larsen. Le contrôle du larsen exige de ce fait une approche holistique: pour atteindre les meilleures performances, l'anti-larsen doit être très soigneusement ajusté et intégré à l'ensemble des contrôles adaptatifs et des systèmes de traitement du signal des aides auditives modernes.

Conséquences du larsen sur la qualité sonore

L'impact du larsen acoustique sur la qualité sonore du signal est un point important à prendre en considération. On admet généralement que le larsen est un «sifflement» comparable à un son pur. Ceci n'est cependant le cas que lorsque le signal de larsen est bien au-delà du seuil critique de larsen. Quand le système est encore sous le seuil de

larsen mais qu'il s'en approche, la caractéristique fréquentielle de l'aide auditive commence à évoluer avec un impact marqué sur la qualité sonore: les appareils peuvent avoir une sonorité dure, modulée ou criarde; c'est le signe que des artefacts et des distorsions commencent à se produire.

Gestion anti-larsen

Différentes approches de gestion anti-larsen ont été introduites dans les technologies des aides auditives [Dillon 2001]. L'approche la plus

efficace à ce jour est le système anti-larsen adaptatif par opposition de phase.

Anti-larsen par opposition de phase

Aujourd'hui, les microprocesseurs d'avant-garde permettent de mettre en œuvre des techniques puissantes de traitement du signal afin d'éliminer efficacement le larsen acoustique. L'anti-larsen le plus moderne s'appuie sur une approche d'opposition de phase. Dans cette approche, les ondes sonores sont supprimées par leur propre image en opposition de phase. C'est la seule technologie capable de supprimer le larsen sans réduire le gain. L'algorithme comprend deux étapes:

- Estimation et modélisation du circuit de larsen.
- Élimination du larsen.

Une analyse de corrélation à haute résolution entre l'entrée et la sortie de l'aide auditive est mise en œuvre pour évaluer le circuit de larsen. Le résultat de cette analyse indique l'importance de la fuite acoustique entre l'écouteur et le microphone. Pour éliminer le larsen, le système génère un signal en opposition de phase ayant le même contenu fréquentiel que le signal de larsen. La combinaison de ces deux signaux permet d'éliminer efficacement le larsen sans réduire le gain de l'appareil. L'anti-larsen par opposition de phase est devenu une méthode reconnue, éprouvée de suppression du larsen. Les systèmes anti-larsen ne devraient cependant être actifs que quand et où c'est nécessaire. Dans les programmes où la probabilité d'apparition du larsen est moindre, le réglage de l'anti-larsen par opposition de phase peut être moins agressif que dans les programmes où le risque de larsen est plus grand. Bien qu'ils suppriment efficacement le larsen, de nombreux algorithmes peuvent provoquer des artefacts si le système d'estimation de la réaction acoustique identifie par erreur d'autres sons comme du

larsen. Ceci dépend du degré d'efficacité de l'anti-larsen par opposition de phase. Comme le risque de larsen est plus ou moins grand selon les situations d'écoute, les systèmes anti-larsen traditionnels doivent disposer d'un moyen efficace de garantir le bon équilibre entre l'élimination du larsen, la qualité sonore et le gain effectif de l'aide auditive. Le principal critère de design des systèmes anti-larsen traditionnels est de déterminer l'équilibre optimal entre ces trois dimensions de performances. Différents réglages optimisés doivent être appliqués à différentes situations auditives, afin d'obtenir les performances optimales de l'ensemble du système auditif. On peut, par exemple, accorder une plus grande priorité à la suppression du larsen qu'à la qualité sonore quand il s'agit d'utiliser le téléphone, car la probabilité d'apparition du larsen est plus grande dans cette situation. Si par contre le programme musique est activé, comme le risque d'apparition du larsen est moindre, un réglage plus doux de l'anti-larsen par opposition de phase adaptatif assurera une qualité sonore optimale. Les systèmes de gestion anti-larsen modernes suppriment certes le larsen, mais presque tous identifient de façon incorrecte des sons tonals comme du larsen et produisent par conséquent des artefacts désagréables. Cela n'a pas seulement un impact sur la qualité sonore des aides auditives mais limite également le niveau de gain utilisable des appareils. Les systèmes anti-larsen actuels pourraient être réglés pour être plus efficaces et plus rapides si l'utilisateur pouvait tolérer plus d'artefacts et donc une bien moins bonne qualité sonore. Afin de s'affranchir des limitations des performances du système, il faut pouvoir identifier et distinguer avec précision le larsen des autres composantes tonales du signal.

Technologie LarsenBloc – identification et élimination révolutionnaires du larsen

La Technologie LarsenBloc est une avancée significative dans les systèmes anti-larsen par opposition de phase, car elle permet d'éliminer le larsen avec beaucoup plus d'efficacité et de précision. Elle bénéficie d'un module d'identification du larsen et de marquage à la pointe du progrès. Ce module est capable de différencier instantanément le véritable larsen des sons tonals, tels que les sons musicaux, produits naturellement. La figure 1 représente le compromis entre les performances des systèmes anti-larsen en termes de gain stable supplémentaire vs. qualité sonore. Avec les systèmes anti-larsen existant, une élimination plus efficace du larsen se traduit par une moindre qualité sonore. L'anti-larsen mis en œuvre dans la Technologie LarsenBloc s'affranchit de ce compromis. Un gain stable plus élevé est obtenu avec la même qualité sonore. Une identification précise des sons réinjectés dans le système comme étant du véritable larsen permet d'adopter une stratégie précise d'élimination du larsen, sans impact sur la clarté de la parole ou la qualité sonore (figure 2). En distinguant les signaux de larsen des autres composantes tonales contenues dans le signal, il devient possible d'appliquer des techniques anti-larsen plus agressives sans créer d'artefacts indésirables.

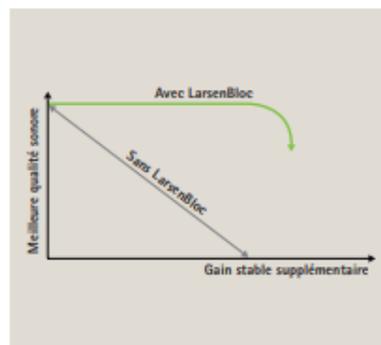
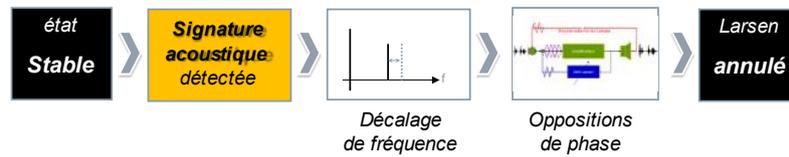


Figure 1: Représentation qualitative de la qualité sonore vs. le gain stable supplémentaire dans les systèmes anti-larsen actuels. Grâce à la Technologie LarsenBloc, on peut ajouter nettement plus de gain sans compromis sur la qualité sonore.



Anti-Larsen

Le mode de fonctionnement



- **Décalage de fréquence adaptatif**, pour une réaction instantanée avant le sifflement
- **Double opposition de phase**, (1 par micro) avec fenêtre temporelle d'analyse réglable
- Association des ces deux algorithmes pour une efficacité maximale



Anti-Larsen



Min :

Pertes légères, gain critique écarté du gain Programme musique

- Faible décalage de fréquence, ponctuel
- Fenêtre temporelle longue
- Aucun artefact perceptible



Max :

Pertes sévères, gain critique proche du gain Programme téléphone

- Fort décalage de fréquence, continu
- Fenêtre temporelle courte
- Elimination très efficace du Larsen



(5 / 103)

ANNEXE 3 – Tableaux de valeurs

Fréquences (Hz)	1 500	2 000	2 500	3 000	3 500	4 000	4 500	5 000	5 500	6 000	7 100
Moyenne P2 (dB)	8,0	13,6	14,9	15,3	16,6	16,5	16,2	15,4	15,0	15,1	11,1
Ecart type P2 (dB)	6,5	6,3	4,4	5	5,5	6	5,2	6	6,2	6,2	6
Moyenne P3 (dB)	9,8	18,2	17,8	17,9	19,1	19,1	18,4	16,6	16,1	16,3	14,2
Ecart type P3 (dB)	6,0	4,7	3,6	4,0	5,7	6,2	5,0	7,2	7,4	7,4	6,5
Moyenne différence P3-P2 (dB)	1,6	4,6	2,9	2,6	2,5	2,6	2,2	1,3	1,1	1,2	3,1
Ecart type différence P3 – P2 (dB)	2,6	5,1	3,0	3,2	4,9	5,2	3,4	5,1	5,1	5,1	5,8

Annexe 3.1 – Tableau de valeurs des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen au « Min » et au « Max » chez Signia.

Fréquences (Hz)	1 500	2 000	2 500	3 000	3 500	4 000	4 500	5 000	5 500	6 000	7 100
Moyenne P2 (dB)	7,0	5,7	0,0	2,0	1,5	-0,3	1,4	2,0	1,7	1,7	0,4
Ecart type P2 (dB)	2,3	4,2	2,5	3,2	3,2	2,6	2,4	3,6	4,3	4,3	1,8
Moyenne P3 (dB)	10,0	12,3	4,3	3,1	3,1	1,3	3,3	4,0	4,3	4,4	2,9
Ecart type P3 (dB)	2,9	6,1	7,2	6,0	5,8	4,6	4,3	6,1	7,4	7,4	4,8
Moyenne différence P3-P2 (dB)	3,0	6,6	4,3	1,0	1,6	1,7	1,9	2,0	2,6	2,7	2,5
Ecart type différence P3 – P2 (dB)	3,5	5,7	6,5	5,0	5,0	4,5	3,2	4,3	5,3	5,4	4,3

Annexe 3.2 – Tableau de valeurs des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen en « Faible » (P2) et en « Fort » (P3) chez Phonak.

Fréquences (Hz)	1 500	2 000	2 500	3 000	3 500	4 000	4 500	5 000	5 500	6 000	7 100
Moyenne P2 (dB)	3,6	14,9	14,4	13,4	15,4	16,2	12,4	11,8	9,1	10,6	10,8
Ecart type P2 (dB)	2,1	5,0	3,6	4,5	4,2	5,1	5,5	5,6	5,2	5,0	4,3
Moyenne P3 (dB)	5,2	18,7	17,4	16,5	18,0	18,7	15,2	13,7	10,7	12,9	13,7
Ecart type P3 (dB)	2,4	4,5	3,8	5,0	5,0	5,9	6,0	6,0	5,6	5,2	4,4
Moyenne différence P3-P2 (dB)	1,7	3,9	2,9	3,1	2,6	2,5	2,8	1,9	1,7	2,3	2,9
Ecart type différence P3 – P2 (dB)	1,6	3,6	1,9	3,5	2,5	2,8	3,8	3,9	2,2	2,5	2,9

Annexe 3.3 - Tableau de valeurs des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen en « Lent » (P2) et en « Rapide » chez Starkey (P3)

Fréquences (Hz)	1 500	2 000	2 500	3 000	3 500	4 000	4 500	5 000	5 500	6 000	7 100
Moyenne Signia (dB)	8,0	13,6	14,9	15,3	16,6	16,5	16,2	15,4	15,0	15,1	11,1
Ecart type Signia (dB)	6,5	6,3	4,4	5,0	5,5	6,0	5,2	6,0	6,2	6,2	6,0
Moyenne Phonak (dB)	7,0	5,7	0,0	2,0	1,5	-0,3	1,4	2,0	1,7	1,7	0,4
Ecart type Phonak (dB)	2,3	4,2	2,5	3,2	3,2	2,6	2,4	3,6	4,3	4,3	1,8
Moyenne Starkey (dB)	3,6	14,9	14,4	13,4	15,4	16,2	12,4	11,8	9,1	10,6	10,8
Ecart type Starkey (dB)	2,1	5,0	3,6	4,5	4,2	5,1	5,5	5,6	5,2	5,0	4,3

Annexe 3.4 – Tableau de valeurs des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen en « Min » chez Signia, en « Faible » chez Phonak et en « Lent » chez Starkey.

Fréquences (Hz)	1 500	2 000	2 500	3 000	3 500	4 000	4 500	5 000	5 500	6 000	7 100
Moyenne Signia (dB)	9,8	18,2	17,8	17,9	19,1	19,1	18,4	16,6	16,1	16,3	14,2
Ecart type Signia (dB)	6,0	4,7	3,6	4,0	5,7	6,2	5,0	7,2	7,4	7,4	6,5
Moyenne Phonak (dB)	10,0	12,3	4,3	3,1	3,1	1,3	3,3	4,0	4,3	4,4	2,9
Ecart type Phonak (dB)	2,9	6,1	7,2	6,0	5,8	4,6	4,3	6,1	7,4	7,4	4,8
Moyenne Starkey (dB)	5,2	18,7	17,4	16,5	18,0	18,7	15,2	13,7	10,7	12,9	13,7
Ecart type Starkey (dB)	2,4	4,5	3,8	5,0	5,0	5,9	6,0	6,0	5,6	5,2	4,4

Annexe 3.5 – Tableau de valeurs des gains stables additionnels apportés par l'activation de l'algorithme anti-larsen chez Signia en « Max », chez Phonak en « Fort » et chez Starkey en « Rapide ».

Fréquences (Hz)	1 500	2 000	2 500	3 000	3 500	4 000	4 500	5 000	5 500	6 000	7 100
Moyenne Signia (dB)	1,6	4,6	2,9	2,6	2,5	2,6	2,2	1,3	1,1	1,2	3,1
Ecart type Signia (dB)	2,6	5,1	3,0	3,2	4,9	5,2	3,4	5,1	5,1	5,1	5,8
Moyenne Phonak (dB)	3,0	6,6	4,3	1,0	1,6	1,7	1,9	2,0	2,6	2,7	2,5
Ecart type Phonak (dB)	3,5	5,7	6,5	5,0	5,0	4,5	3,2	4,3	5,3	5,4	4,3
Moyenne Starkey (dB)	1,7	3,9	2,9	3,1	2,6	2,5	2,8	1,9	1,7	2,3	2,9
Ecart type Starkey (dB)	1,6	3,6	1,9	3,5	2,5	2,8	3,8	3,9	2,2	2,5	2,9

Annexe 3.6 – Tableau de valeurs des différences de gains stables additionnels entre le P2 et le P3 de chacun des 3 fabricants

RÉSUMÉ DE L'ÉTUDE

Hugo THOMAS

Titre du mémoire : Étude comparative de l'efficacité des algorithmes anti-larsen et leurs éventuelles influences sur la qualité sonore.

Contexte : La gestion du larsen est un phénomène fréquemment rencontré et primordial lors de l'adaptation d'un appareillage. Pour le maîtriser, des algorithmes anti-larsen ont été développés et sont maintenant quotidiennement utilisés.

Objectif : L'objectif était d'évaluer l'efficacité de différents algorithmes anti-larsen chez 3 fabricants et de mesurer leur éventuel impact sur la qualité sonore.

Méthode : 40 oreilles ont été testées dans la même cabine audiométrique. Les mesures du gain stable additionnel statique, en couplage dôme ouvert, anti-larsen désactivé – enclenché au minimum/maximum, ont été obtenues à l'aide de la mesure in-vivo en direct. L'ordre de passage des aides auditives était aléatoire. Les mesures de qualité sonore ont été réalisées avec l'HASQI. Les enregistrements ont été effectués sur une oreille avec une phrase d'homme, de femme et un morceau de trompette recueillis avec la sonde in-vivo. La mesure d'artéfacts (algorithme anti-larsen activé sans présence de larsen statique) a été effectuée au coupleur 2cc.

Résultats : Cette étude a montré que l'efficacité des algorithmes anti-larsen variait en fonction des fabricants et des fréquences. Les résultats ont montré des gains stables additionnels statiques allant de 0 à 19 dB et peu de dégradation de la qualité sonore lors de la mesure d'artéfacts. L'anti-larsen en activité permanente génère une dégradation sensible de la qualité sonore sur la voix de femme et plus particulièrement sur le morceau de trompette (musique).

Conclusion : L'algorithme anti-larsen permet d'augmenter nettement la plage d'adaptation disponible avant risque de larsen. Cette augmentation est très variable d'un fabricant à l'autre et d'un individu à l'autre. La simple activation de ces algorithmes, sans risque de larsen, entraîne peu de dégradation de la qualité sonore. Cependant, lorsque ceux-ci sont en activité permanente (présence de larsen), la qualité sonore est dégradée.

MOTS CLÉS : Larsen ; Anti-Larsen ; Qualité sonore ; HASQI ; Gain stable additionnel ; Artéfacts.