

LE MONDE DE L'OTOLOGIE

n° 19 - Octobre 2024

Rédaction en chef : Pr Alexis Bozorg Grayeli, Service ORL, CHU Dijon
et laboratoire CNRS ICMUB, Université Bourgogne-Franche-Comté

Le rôle et la responsabilité du chirurgien face aux robots et les systèmes automatisés

ÉDITO

Depuis le milieu des années 1980, la chirurgie robotique progresse de manière exponentielle, poussée par les développements technologiques en mécanique, techniques de vision, biomatériaux et informatique ⁽¹⁾. La plupart des robots actuels sont des bras motorisés porteurs d'instrument ou d'endoscope agissant directement sous le contrôle du chirurgien et permettant d'améliorer son geste dans des espaces exigus. Ceci constitue la première étape de la robotisation d'un geste chirurgical. Pour évoluer vers un degré d'autonomie avancé permettant l'exécution des gestes de manière automatique, de multiples barrières doivent être franchies. D'une manière générale, on distingue six niveaux d'autonomie des robots, allant d'une absence totale d'automatisme dans les machines qui sont uniquement et totalement manipulées par le chirurgien (ex : Da Vinci, Intuitive Surgical, CA et Robotol, Collin medical, Bagneux) jusqu'à l'autonomie complète, où le robot est capable de réaliser la procédure chirurgicale seul sous la surveillance du chirurgien ⁽²⁾. Les étapes d'autonomie sont : une co-manipulation chirurgien-robot permettant de corriger et contraindre les mouvements du chirurgien au-delà des limites prédéfinies (niveau 1), l'exécution de certaines tâches automatiques commencées par le chirurgien (niveau 2), la définition par le robot de plusieurs stratégies possibles et l'exécution d'une des stratégies préalablement validées par le chirurgien (niveau 3), l'établissement et l'évaluation de plusieurs stratégies par le robot, suivis de la sélection de la meilleure stratégie et son exécution automatique par le robot sous la surveillance du chirurgien (niveau 4).

En termes d'interaction robot-chirurgien, on peut distinguer les approches de contrôle partagé (niveaux 0 et

1 d'autonomie), l'approche télécontrôlée (niveau 2, ex : robots Da Vinci, Zeus, Robotol) et l'approche supervisée (niveaux 3 et 4). Ce dernier niveau nécessite un robot avec une complexité mécatronique de niveau supérieur et souvent plusieurs bras ainsi que le recours à l'intelligence artificielle et aux algorithmes de logique floue pour gérer les informations partielles, les discordances et les incertitudes ⁽³⁾. Avec une complexité croissante des tâches, il deviendra indispensable de multiplier et varier les sources de données (haptiques, visuelles, navigation, électrophysiologique, etc.) et les actionneurs (alimentation, relais, moteurs...) pour obtenir une redondance indispensable à la sécurité du système. De la même manière, la supervision des systèmes complexes de ce type doit être accrue avec la participation de plusieurs opérateurs ⁽⁴⁾.

Des robots de niveau 3 sont en cours d'évaluation sur des modèles animaux et ceux de niveau 5 (totalement automatiques) ne sont pas envisageables dans un futur proche ⁽²⁾. En effet, l'introduction de l'intelligence artificielle pour la prise de décision en milieu chirurgical nécessite des capacités de reconnaissance de l'environnement et du contexte, l'identification précise et autonome des cibles et des obstacles dans des milieux « bruités » (déformations, tumeurs, sang, épanchements...), la définition de la tâche à exécuter et sa stratégie et, enfin, la décomposition de cette stratégie en blocs de tâches ⁽³⁾. Le développement exponentiel de l'intelligence artificielle dans tous les domaines va permettre de franchir ces étapes. Cependant, dès la mise en place des gestes chirurgicaux semi-automatiques ou automatiques, l'interaction homme-machine dans les scénarios changeants doit être évaluée et de nouvelles procédures précises doivent être mises en place. Tous

les experts s'accordent pour dire que, quels que soient le degré d'autonomie du robot et le scénario, la présence du chirurgien et sa surveillance active sont nécessaires notamment dans la décision chirurgicale, l'installation du patient ⁽²⁾ et une reprise en main voire une conversion en technique manuelle en cas de situations non scénarisées ou de défaillance robotique ⁽⁵⁾.

Malgré les avantages théoriques indéniables de la chirurgie robotisée, le risque de défaillance du robot vient s'ajouter aux risques inhérents de la chirurgie conventionnelle. En général, on estime qu'une défaillance instrumentale serait en cause dans 24 % des cas d'échecs chirurgicaux ⁽⁶⁾. Des cas rares de blessure ou décès liés aux pannes d'alimentation, de logiciel ou de flux d'image et à une défaillance mécanique ont été rapportés avec ce type de chirurgie ⁽⁷⁾. Sur l'ensemble des dysfonctionnements entraînant des lésions peropératoires dans ce type de chirurgie, 21 % seraient liés aux pannes mécaniques du bras ou de l'instrument robotisé ⁽⁸⁾. Bien que rares, ces défaillances altèrent l'image de fiabilité du robot auprès des opérateurs et influencent leur acceptabilité, la stratégie chirurgicale et la manière de les utiliser ⁽⁹⁾.

D'une manière générale, les accidents opératoires sont multifactoriels et associent les erreurs médicales (diagnostic, médicaments, procédure chirurgicale et information du patient) aux défaillances des systèmes de surveillance et d'action au bloc opératoire. Dans une étude rétrospective des chirurgies robotisées entre 2000 et 2013 aux États-Unis, on constate que 34 % des décès étaient dus à la pathologie, aux comorbidités et aux risques inhérents à l'acte et 67 % aux dysfonctionnements du système ou erreurs d'opérateur. Ces derniers incluaient les erreurs médicales dans 7 % des cas et une mauvaise position du patient dans 6 % ⁽⁸⁾.

Ces accidents soulignent la nécessité de remise à jour du cursus des chirurgiens en lien avec ces évolutions technologiques. En effet, l'utilisation incorrecte par défaut d'entraînement, les facteurs psychologiques (fatigue, stress, surcharge cognitive) et la négligence peuvent expliquer une partie des échecs et peuvent être limités ⁽¹⁰⁾.

Actuellement, l'Union européenne n'a pas de législation spécifique sur la robotique médicale. Cependant, comme tous les produits, les robots sont soumis à une série de cadres législatifs transversaux tels que les directives sur la responsabilité sur les produits défectueux et sur la sécurité des produits. De plus, les robots industriels sont soumis à la directive sur les machines et les robots de service professionnel peuvent être soumis aux règles de la directive sur les appareils médicaux ou les appareils de faible voltage ⁽¹¹⁾.

Selon le rapport de l'Académie de médecine, il n'existe pas de cadre précis pour l'accréditation d'une formation

à la chirurgie robotique et actuellement, la formation est essentiellement assurée par les industriels. Avec la multiplication des robots dans les centres hospitaliers et l'extension de leurs indications dans les différentes spécialités, il devient crucial de structurer la formation des internes, des séniors, des entraîneurs et de tout le personnel du bloc opératoire ⁽¹²⁾. Ceci implique également une surspécialisation des chirurgiens et de tout le personnel du bloc opératoire et pose des problèmes de gestion des ressources humaines.

Le domaine aéronautique partage de multiples points communs avec la chirurgie robotisée. Les chirurgiens et les pilotes travaillent dans des environnements complexes avec des enjeux importants comportant un stress physiologique et psychologique. Historiquement, le domaine aéronautique a une avance considérable dans la standardisation de la formation des opérateurs et la gestion des risques. Par exemple, alors que les check-lists ont été introduites dès 1920 en aviation, elles ne l'ont été qu'en 2008 pour la chirurgie par l'OMS ^(13,14). L'aviation est probablement le domaine où les performances psychomotrices et les interactions homme-machine ont été le plus étudiées et enseignées avec une exigence de sécurité et de reproductibilité maximale ⁽¹⁵⁾. Les systèmes de contrôle de vol et de navigation manuels ont progressivement évolué vers des fonctions semi-automatiques puis totalement automatiques pour des tâches très complexes comme le roulage dans des aéroports surchargés ou l'atterrissage par le système Dragonfly en cours d'évaluation dans des avions de ligne Airbus ⁽¹⁶⁾.

Avec cette progression technologique, les efforts dans le domaine de la sélection des pilotes, de leur entraînement et de leur suivi sur le plan de la santé physique et mentale et de leurs aptitudes ont redoublé ^(17,18). C'est probablement grâce à l'amélioration parallèle de la technologie, des compétences humaines et de l'organisation que les accidents aéronautiques sont devenus exceptionnels et bien inférieurs à ceux rencontrés dans le domaine médical. Entre 2001 et 2006, on constate une mortalité nulle dans les accidents aériens contre 250 000 à 500 000 décès par erreur médicale aux États-Unis durant la même période ⁽¹⁹⁾. Les deux différences majeures entre le monde chirurgical et celui de l'aviation sont la standardisation de la formation à l'échelle internationale et la rationalisation de toute l'activité en tant que système et non pas à l'échelle des individus. En effet, ce dernier facteur est un élément-clé des organisations très fiables et repose sur le rapport et l'analyse systématique de toutes les erreurs et défaillances dans le seul but de les limiter ⁽¹⁴⁾. Dans un travail analysant les causes de l'erreur humaine, Reason a postulé qu'une erreur est le résultat de plusieurs défaillances humaines associées à des défaillances latentes de l'architecture du système de santé mis en place ⁽²⁰⁾. Pour y remédier, il propose quatre barrières de défense : 1) définition des objectifs par écrit et entraînement, 2) standardisation et simplification, 3) automatisation, 4) amélioration des outils et de l'architecture. Dans le domaine médical, nous progressons

lentement vers cette structuration que l'on peut rapprocher des mesures qui ont fait leurs preuves en aéronautique depuis plus de soixante-dix ans ⁽¹⁴⁾:

L'implémentation des check-lists dans les blocs opératoires répond à une exigence de sécurité et de reproductibilité. Son introduction dans les blocs opératoires a entraîné une réduction de la mortalité péri-opératoire de 1,5 à 0,7 % et des complications peropératoires de 11 à 7 % ⁽²¹⁾. Cette check-list peut être utilement complétée par une réunion préparatoire de quelques minutes du personnel du bloc sur l'objectif et le déroulement de la chirurgie ⁽²²⁾. Elle permet de sécuriser et d'accélérer la procédure, tout en diminuant le niveau de charge cognitive de chacun. En aéronautique, ce type de réunion (*preflight briefing*) réunissant tout le personnel à bord d'un avion permet de créer une représentation mentale du déroulement du vol et il est à la base de la gestion des ressources humaines d'une équipe.

Un parcours d'entraînement pour la chirurgie robotique a été validé pour la première fois en 2015 en Europe ⁽²³⁾. Le curriculum comporte des étapes progressives incluant e-learning, évaluation de base, travail sur des simulateurs, chirurgie animale et cadavres, puis observation au bloc opératoire et travail en tant qu'assistant dans un centre avec un volume d'activité élevé. Cependant, la plupart de ces curriculums laissent peu de place aux savoirs non techniques (management des ressources de l'équipe, prise de déci-

sion, gestion de crise, communication pendant le stress, etc.) ⁽²⁴⁾.

Les simulateurs sont définis par les techniques qui visent à remplacer ou à amplifier l'expérience réelle avec ou sans guidance, souvent immersives et évoquant ou reproduisant des aspects du monde réel de manière totalement interactive ⁽²⁵⁾. Leur rôle dans la diminution du risque chirurgical a été démontré et ils font partie du curriculum et des méthodes d'évaluation ⁽²⁶⁾. De multiples simulateurs ont été mis au point dans le domaine chirurgical allant des modèles de déconstruction de tâche (ex : simple suture ou dissection d'une coque osseuse ²⁵), jusqu'à la réalité virtuelle en passant par les modèles animaux, cadavériques et imprimés avec des procédures complètes ⁽¹⁴⁾. Contrairement aux simulateurs sophistiqués en aviation, rares sont les simulateurs chirurgicaux qui permettent de gérer des pathologies spécifiques et des urgences ^(27,28). La variété des spécialités et des situations nécessite un vaste éventail de systèmes et leur développement est limité pour des raisons de coût.

À l'instar du monde aéronautique, **les services de télésurveillance et les « tours de contrôle »**, ont été également testés en chirurgie pour améliorer l'accès à l'expertise ⁽²⁹⁾. Ce service, basé sur un réseau internet privé (VPN) entre un bloc opératoire avec des chirurgiens peu expérimentés et un chirurgien expert à distance, permet d'entraîner et d'accompagner les chirurgiens en situation réelle avec

un bénéfice démontré pour les patients et les chirurgiens ⁽³⁰⁾.

Enfin, les mesures automatisées de performance peropératoire (la boîte noire) ont été évaluées en chirurgie. Ce type de mesure permet d'évaluer les variations de performance, les erreurs éventuelles et d'autres événements comme les distractions par l'environnement ⁽³¹⁾. Leur utilisation systématique en dehors des études est limitée pour des raisons éthiques et légales mais également à cause des différences de culture d'entreprise entre le monde médical et le domaine aéronautique où les erreurs sont analysées pour comprendre leurs mécanismes, les parer et faire progresser la sécurité et non pas pour pointer du doigt les coupables potentiels.

En conclusion, la technologie met à notre disposition des outils formidables d'aide à la décision et à la chirurgie pour moins de morbidité et plus de sécurité. Dans cette optique, structurer et scénariser les procédures chirurgicales devient indispensable afin de développer des outils encore plus performants, de maîtriser les risques et d'offrir une formation homogène et efficiente aux jeunes chirurgiens. Cependant, la complexité et la variété des situations chirurgicales, les considérations médico-économiques et les barrières éthiques constituent des freins dans cette progression.

Pr Alexis Bozorg Grayeli, service d'ORL, CHU de Dijon, alexis.bozorggrayeli@chu-dijon.fr

3

Références

1. Choo SP, Jeon MS, Kim YM, et al. The Role of Robotics in Meeting Institutional Goals: A Unified Strategy to Facilitate Program Excellence. *Int Neurourol J.* 2024;28:127-37.
2. Fosch-Villaronga E, Khanna P, Drukarch H, Custers B. The Role of Humans in Surgery Automation: Exploring the Influence of Automation on Human-Robot Interaction and Responsibility in Surgery Innovation. *International Journal of Social Robotics.* 2023;15:563-80.
3. Loftus TJ, Tighe PJ, Filiberto AC, et al. Artificial Intelligence and Surgical Decision-Making. *JAMA Surg.* 2020;155:148-58.
4. Manzey D, Boehme K, Schoebel M. Human Redundancy as Safety Measure in Automation Monitoring. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting.* 2013;57:369-73.
5. Martino B, Nitro L, De Pasquale L, et al. Conversion Rates in Robotic Thyroid Surgery: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Med Robot.* 2022;18:e2427.
6. Weerakkody RA, Cheshire NJ, Riga C, et al. Surgical Technology and Operating-Room Safety Failures: a Systematic Review of Quantitative Studies. *BMJ Qual Saf.* 2013;22:710-8.
7. Alemzadeh H, Raman J, Leveson N, et al. Adverse Events in Robotic Surgery: a Retrospective Study of 14 Years of FDA Data. *PLoS ONE.* 2016;11:e0151470.
8. Ferrarese A, Pozzi G, Borghi F, et al. Malfunctions of Robotic System in Surgery: Role and Responsibility of Surgeon in Legal Point of View. *OpenMed.* 2016;11:286-91.

9. Hancock PA, Billings DR, Schaefer KE, *et al.* A Meta-Analysis of Factors Affecting Trust in Human–Robot Interaction. *Hum Factors*. 2011;53:517-527.
10. Ward JR, Clarkson PJ. An Analysis of Medical Device-Related Errors: Prevalence and Possible Solutions. *J Med Eng Technol*. 2004;28:2-6.
11. García Molyneux C, Oyarzabal R. What Is a Robot (Under EU Law)? *J Rob Artif Intel Law*. 2018;1:11-6.
12. Hubert J, Vouhe P, Poitout D. Formation des chirurgiens / des équipes chirurgicales à la chirurgie robot-assistée État de la situation actuelle. Propositions d'améliorations. Rapport de l'Académie Nationale de Médecine, 2019. <https://www.academie-medecine.fr/formation-des-chirurgiens-des-equipes-chirurgicales-a-la-chirurgie-robot-assistee-etat-de-la-situation-actuelle-propositions-dameliorations/>. Dernier accès 1/9/2024.
13. WHO. The WHO's Patient-Safety Checklist for Surgery. *Lancet*. 2008;372(9632):1.
14. Collins JW, Wisz P. Training in Robotic Surgery, Replicating the Airline Industry. How Far have We Come? *World J Urol*. 2020;38:1645651.
15. Masi G, Amprimo G, Ferraris C, Priano L. Stress and Workload Assessment in Aviation-A Narrative Review. *Sensors (Basel)*. 2023;23:3556.
16. Duvelleroy M, Benquet L. Airbus Tests new Technologies to Enhance Pilot Assistance. <https://www.airbus.com/en/newsroom/press-releases/2023-01-airbus-tests-new-technologies-to-enhance-pilot-assistance>. Dernier accès : 1/9/2024
17. Singh AK, Khan MA, Singh A, Maheshwari A. Color Vision in Civil Aviation. *Indian J Ophthalmol*. 2021;69:1032-7.
18. Kantor JE, Carretta TR. Aircrew Selection Systems. *Aviat Space Environ Med*. 1988;59:A32-8.
19. Nance JJ, Bosemann MT. Why Hospitals should Fly? The Ultimate Flight Plan to Patient Safety and Quality Care. 2008: Second River Healthcare Press. ISBN: 9780974386058.
20. Reason J. Human Error: Models and Management. *BMJ*. 2000;320:768-70.
21. Haynes AB, Weiser TG, Berry WR, *et al.* Safe Surgery Saves Lives Study Group. A Surgical Safety Checklist to Reduce Morbidity and Mortality in a Global Population. *N Engl J Med*. 2009.360:491-9.
22. https://www.has-sante.fr/jcms/c_2852388/fr/crew-resource-management-en-sante-crm-sante, dernier accès 1/9/2024
23. Volpe A, Ahmed K, Dasgupta P, *et al.* Pilot Validation Study of the European Association of Urology Robotic Training Curriculum. *Eur Urol*. 2016;68:292-9.
24. Raison N, Ahmed K, Abe T, Brunckhorst O, Novara G, Buffi N, McIlhenny C, van der Poel H, van Hemelrijck M, Gavazzi A, Dasgupta P. Cognitive Training for Technical and Non-Technical Skills in Robotic Surgery: a Randomised Controlled Trial. *BJU Int*. 2018;122:1075-81.
25. Gaba DM. The Future Vision of Simulation in Health Care. *Qual Saf Health Care*. 2004;13:i2-i10.
26. Engel DC, Ferrari A, Tasman AJ, *et al.* A Basic Model for Training of Microscopic and Endoscopic Transsphenoidal Pituitary Surgery: the Egghead. *Acta Neurochir (Wien)*. 2015;157:1771-7.
27. Santona G, Madoglio A, Mattavelli D, *et al.* Training Models and Simulators for Endoscopic Transsphenoidal Surgery: a Systematic Review. *Neurosurg Rev*. 2023;46:248.
28. Cardoso SA, Suyambu J, Iqbal J, *et al.* Exploring the Role of Simulation Training in Improving Surgical Skills Among Residents: A Narrative Review. *Cureus*. 2023;15: e44654.
29. Anvari M. Remote Telepresence Surgery: the Canadian Experience. *Surg Endosc*. 2007;21:537-541.
30. Sebahang H, Trudeau P, Dougall A, *et al.* The Role of Telementoring and Telerobotic Assistance in the Provision of Laparoscopic Colorectal Surgery in Rural Areas. *Surg Endosc*. 2006;20:1389-93.
31. Jung JJ, Jüni P, Lebovic G, Grantcharov T. First-Year Analysis of the Operating Room Black Box Study. *Ann Surg*. 2020;271:122-7.

MISE AU POINT

Gêne acoustique dans les bureaux ouverts : faible niveau de bruit, vrai problème

Pr Étienne Parizet, Laboratoire vibrations acoustiques, Institut national des sciences appliquées de Lyon (Villeurbanne), etienne.parizet@insa-lyon.fr

Malgré un niveau largement en dessous des limites réglementaires, le bruit est la cause principale de gêne pour les occupants d'un bureau ouvert. Ceci est dû essentiellement aux conversations intelligibles : par sa nature très rapidement fluctuante, la parole interagit avec des fonctions cognitives, créant de la gêne et de la fatigue.

Les solutions d'amélioration passent essentiellement par un bon aménagement acoustique des bureaux, permettant d'améliorer l'isolation entre les personnes.

Les premières études montrent que, pour des profils de pertes auditives légères (N2), l'influence de la parole est similaire à celle observée pour des personnes normo-entendantes.

Introduction

Un bureau ouvert est un espace de travail conçu pour accueillir plusieurs personnes travaillant sans sépara-

tion complète entre les postes de travail. C'est un mode d'organisation très courant dans le tertiaire : une récente enquête de la Dares indique que 40 % des salariés de bureau en

France (soit 3,2 millions de personnes) sont installés en bureau ouvert⁽¹⁾. Les arguments mis en avant par les concepteurs de ces espaces sont leur grande flexibilité d'aménagement, la

communication plus facile entre les employés, des relations hiérarchiques allégées (si les responsables sont eux aussi installés dans le plateau). Bien sûr, on ne peut exclure que la réduction de l'espace individuel permise par ces locaux soit également attractive (en 1970, on estimait à 25 m² l'espace individuel de travail, la préconisation actuelle étant de 7 m²). Notons enfin que l'activité des personnes installées dans ces locaux peut être très variée. On trouve ainsi des centres d'appels (dans lesquels les salariés ont très peu d'interactions), ou des bureaux d'études qui, au contraire, demandent beaucoup de communication entre salariés. Le nombre de salariés est également très variable, et peut dépasser la centaine.

Les enquêtes de satisfaction menées auprès des salariés montrent que ceux-ci se plaignent de nombreux facteurs physiques (températures, qualité de l'air, éclairage, etc.) mais surtout du bruit. Ainsi, dans une enquête menée en Suisse par la Haute École de Lucerne ⁽²⁾, 50 % des personnes se déclaraient « *plutôt souvent ou très souvent* » gênées par le bruit dans la pièce, ce qui constituait le premier facteur de gêne. Ceci est surprenant car le niveau de bruit est largement inférieur aux limites réglementaires : on relève ainsi des niveaux équivalents L_{Aeq} de l'ordre de 50 à 60 dB(A), soit 20 dBA sous la première valeur d'action réglementaire de l'exposition sonore quotidienne qui est de 80 dB(A). D'autres enquêtes ont montré la contribution essentielle de la parole des voisins (conversations entre collègue ou téléphoniques) dans cette gêne due au bruit (voir par exemple l'exploitation de l'enquête GABO auprès de 1 000 salariés ⁽³⁾).

Il semble donc que les signaux de paroles qui constituent l'essentiel du bruit de fond d'un bureau ouvert aient une capacité de nuisance supérieure à ce que leur niveau global peut prédire. On ne peut cependant pas exclure à ce stade que ces plaintes soient un moyen d'exprimer l'inconfort lié au manque d'intimité propre à ces bureaux ouverts.

Irrelevant Speech Effect

Depuis les années 1980, des chercheurs en psychologie expérimentale ont mis en

évidence un effet particulier de la parole sur la performance dans une tâche dite de sériation. Pour cette tâche, des items (par exemple, des chiffres entre 1 et 9) sont successivement présentés sur un écran d'ordinateur, à un rythme soutenu (typiquement, un chiffre par seconde) ; la tâche du participant est de se souvenir de l'ordre d'apparition de ces items. Une dizaine de séries d'items sont présentées pour obtenir un score moyen, qui correspond au nombre d'items rappelés dans leur bonne position au sein de chaque série. L'expérience est ainsi de courte durée (une dizaine de minutes au maximum). Notons que cette tâche est difficile : dans le silence, les taux d'erreurs moyens sont de l'ordre de 25 % ⁽⁴⁾. En utilisant ce protocole classique d'études portant sur la mémoire de travail, les chercheurs ont donc observé que, si une voix intelligible est présentée en même temps, alors même que le participant a pour consigne d'ignorer cette voix, la performance baisse. La **Figure n° 1** montre les résultats obtenus dans l'une des nombreuses études mettant en évidence ce phénomène ⁽⁵⁾. Trois conditions correspondent à des mélanges entre voix et bruit stationnaire, avec différents rapports signal sur bruit (permettant d'obtenir une parole très intelligible ou, au contraire, peu intelligible). De même, le niveau global du mélange pouvait varier, entre 35 et 55 dB(A). On voit que ce niveau global n'influence pas la capacité des participants à se rappeler correctement des items visuels. En revanche, une bonne intelligibilité est clairement nuisible.

Une voix parlant une langue non compréhensible par le participant (une langue étrangère inconnue) est également préjudiciable à la capacité des participants de mémoriser les items visuels. Il semble donc que cette diminution de performance ne soit pas due à des processus attentionnels, même s'il a été montré que ces processus pouvaient amplifier le phénomène (par exemple, lorsque la voix intelligible prononce le prénom du participant ⁽⁶⁾). Des études utilisant d'autres signaux que la parole ont par ailleurs montré qu'un facteur important de gêne est la forte variabilité du signal sonore (ce qui est le cas d'un signal vocal, qui présente d'importantes fluctuations du contenu fréquentiel). L'explication actuellement admise de ce phénomène est que, de manière non contrôlée, un signal de parole est traité par la mémoire de travail en mobilisant des processus de codage séquentiel (car la succession des rapides variations fréquentielles de la parole est essentielle pour sa compréhension). Ces mêmes processus étant utilisés pour accomplir la tâche (encodage de l'ordre de présentation des items visuels), le conflit se traduit par une moindre performance.

Application aux bureaux ouverts

Dans le même temps, les acousticiens des salles ont l'habitude d'utiliser des indicateurs fiables de l'intelligibilité de la parole dans le bruit. En particulier, le *Speech Transmission Index*, proposé

5

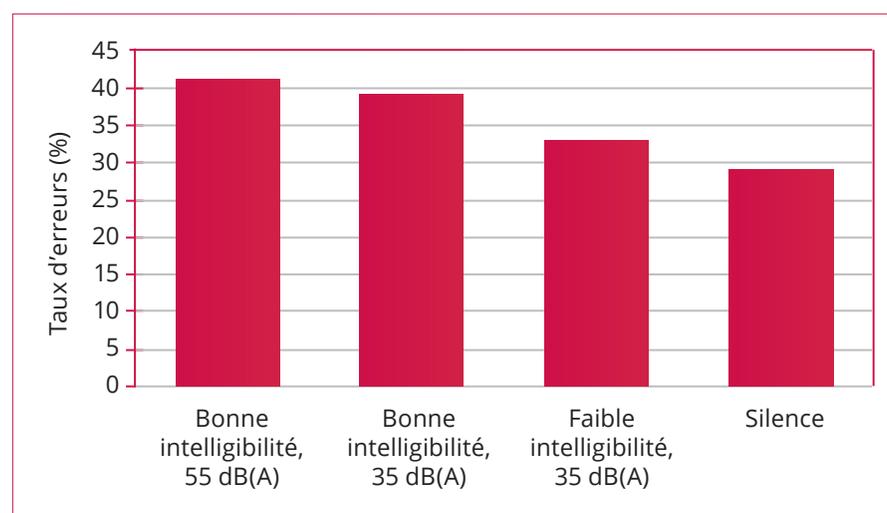


Figure n° 1 | Taux d'erreurs mesurés lors d'une tâche de sériation dans des environnements sonores variés.

en 1980⁽⁷⁾ et amélioré depuis, tient compte du rapport entre niveaux de parole et de bruit mesurés à l'emplacement de l'auditeur, ainsi que des déformations du signal de parole dues au local (notamment la réverbération). Il se traduit par un nombre entre 0 et 1, une intelligibilité correcte (pour des phrases standards) étant obtenue à partir d'une valeur de 0,5.

6 Considérant l'effet de l'intelligibilité de la parole sur la performance dans une tâche de sériation, l'indicateur STI a donc été utilisé pour mesurer la gêne qu'un locuteur peut constituer pour les autres occupants du bureau. Une caractérisation normalisée (par exemple dans la norme NF EN ISO 3382-3) consiste à placer une source représentant un locuteur à l'emplacement d'un poste de travail. On évalue le STI le long de lignes s'éloignant de cette source (en tenant compte bien sûr du bruit de fond du bureau). La distance de distraction est celle pour laquelle le STI est inférieur à 0,5. On considère ainsi que la voix du locuteur sera intelligible, donc gênante, pour les occupants situés à une distance inférieure. D'autres indicateurs plus simples sont également utilisés pour estimer la capacité du bureau à atténuer la voix d'un occupant, comme le taux de décroissance du niveau acoustique global de cette parole. La norme française NF ISO 22955 établit des recommandations pour cette décroissance, qui dépendent de l'activité menée dans le bureau. Par exemple, l'atténuation de la parole doit être plus importante lorsque l'activité est moins collaborative, demandant aux salariés une plus grande concentration.

Limites de la démarche

Le protocole expérimental utilisant une tâche de sériation en présence de bruit intelligible est très utilisé car il permet de mettre en évidence l'effet de l'intelligibilité sur la performance lors d'expériences de courte durée. En effet, pour une condition de bruit donnée, seulement quelques répétitions des séries d'items à retenir sont nécessaires, pendant une dizaine de minutes. Cependant, elle est très éloignée d'un vrai travail de bureau (heureusement !). On a donc

cherché si d'autres tâches (corriger un texte écrit, faire des opérations arithmétiques...) pouvaient conduire aux mêmes observations avec autant d'efficacité. Malheureusement, il semble que ce n'est pas le cas : lors d'expériences de courte durée impliquant d'autres fonctions cognitives, les participants sont capables de maintenir un niveau élevé de performance, quel que soit l'environnement sonore. On peut imaginer que cela est au prix d'un effort plus soutenu, qui peut être mesurable au moyen de questionnaires. Mais, là encore, la durée courte d'exposition ne permet pas d'observer des différences nettes entre les conditions sonores.

Au cours d'une collaboration entre le Laboratoire d'acoustique au travail de l'INRS⁽⁸⁾, le Laboratoire vibrations acoustique (LVA)⁽⁹⁾ de l'Insa de Lyon et le Laboratoire d'anthropologie et de psychologies cliniques, comportementales et sociales de l'Université Côte-d'Azur⁽¹⁰⁾, nous avons donc cherché d'autres protocoles expérimentaux pouvant mettre en évidence un effet spécifique de la parole. Pour cela, nous avons décidé de ne pas mesurer la performance mais plutôt la charge de travail et la fatigue mentale, en recherchant une tâche pouvant être plus proche d'un vrai travail de bureau. Nous avons choisi une tâche de « revue de presse » : pour chaque condition sonore, on distribuait au participant trois quotidiens parus le même jour. Le travail consiste à prendre des notes pour une revue de presse : sélectionner les thèmes importants, noter les éléments pour être capable de rédiger une synthèse sur chaque thème. Pour chaque condition sonore, la durée d'exposition était d'une demi-journée (un peu plus de trois heures). Aux début, milieu et fin de cette séance, les participants devaient remplir plusieurs questionnaires, visant à évaluer leur état de fatigue, la gêne liée à l'environnement sonore... En milieu et en fin de séance, d'autres questionnaires permettaient d'évaluer la charge de travail qu'ils avaient perçue. Enfin, un questionnaire à choix multiples sur les sujets d'actualité présentés au cours de la journée leur était soumis ; l'objectif n'était pas ici d'évaluer leur performance, mais d'exercer une légère pression sur eux pour s'assurer

qu'ils se consacraient à leur tâche avec suffisamment de sérieux.

L'expérience a eu lieu dans la chambre semi-anéchoïque du LVA, en réunissant 45 personnes par groupes de cinq ou six (**Figure n° 2**). Sur la figure, on voit également la source sonore (boule noire en haut du mât placé au centre de la marguerite de bureau). Cette source omnidirectionnelle permettait d'uniformiser l'environnement sonore pour toutes les personnes présentes. Quatre conditions sonores ont été testées : elles étaient formées d'un mélange de bruit stationnaire et de conversations et différaient par l'intelligibilité des conversations (faible ou élevée) et par le niveau global du mélange (50 ou 55 dB(A)). Les résultats ont montré que, par exemple, les deux facteurs contribuent à l'augmentation de la fatigue mentale perçue par les participants au cours de la séance.

Une voix intelligible constitue donc bien une gêne et contribue à une augmentation de la fatigue mentale par rapport à une situation de brouhaha, pour des personnes engagées dans un travail individuel. Pour revenir à un point évoqué au début de cet article, les plaintes portant sur les conversations audibles dans les bureaux ne sont donc pas uniquement dues au manque d'intimité des bureaux ouverts.

Conséquences sur les préconisations d'aménagement

Un aménagement acoustique de plateau de bureau ouvert consiste donc à atténuer la transmission de la parole d'un poste de travail à l'autre : installation de cloisonnettes suffisamment hautes et munies de matériaux absorbant le son, soin apporté au plafond pour atténuer les réflexions du son. La connaissance de l'activité des occupants est également importante. Comme le degré de collaboration avec ses voisins peut dépendre de la fonction occupée, il est raisonnable d'organiser les postes de travail selon ce critère, pour définir des zones plus calmes. Cependant, la tendance récente au flex-office rend ce principe moins applicable : considérant l'essor du télétravail, les entreprises dimensionnent désormais leurs locaux



Figure n° 2 | Expérience en laboratoire permettant de mettre en évidence l'effet de l'intelligibilité de la parole sur la gêne ressentie lors d'un travail de bureau.

avec moins de postes que d'employés, le principe étant que chacun s'installe où il peut.

Enfin, d'autres dispositifs consistent, de façon paradoxale, à ajouter du bruit dans les locaux. Puisque la parole intelligible est source de gêne, l'émission de bruit masquant, réduisant cette intelligibilité, sera bénéfique. Les bruits émis sont stationnaires, à large bande (mais les fréquences aiguës étant atténuées) et émis à des niveaux inférieurs à 45 dB(A), sous peine de contribuer à la gêne et à la fatigue des occupants. Enfin, les dispositifs actuels sont contrôlés : des microphones mesurent le bruit propre du bureau et ajustent le niveau du bruit émis pour masquer les voix sans être trop forts. Bien sûr, en laboratoire, il a été montré que de tels dispositifs améliorent la performance lors de tâches de sériation, ce qui est normal puisque l'apport de bruit diminue l'intelligibilité. Cependant, le bénéfice de systèmes de masquage sur le bien-être d'occupants de bureaux est encore sujet à controverse. À notre connaissance, il n'existe que deux publications tentant de répondre à cette question. L'une n'a pas montré de bénéfice après six mois d'utilisation ⁽¹¹⁾. L'autre, publiée début 2024 ⁽¹²⁾ montre quelques effets sur l'humeur des occupants de bureau, en soulignant avec honnêteté un pos-

sible biais expérimental : les périodes étudiées étaient séparées par les fêtes de Noël (les dispositifs de bruits additionnels étant installés pendant les congés). Il faut de plus souligner que, au départ, les locaux étaient très calmes (niveaux de bruit inférieurs à 50 dB(A), ce qui, d'après l'expérience de mesure de l'INRS, est rarissime). Ceci a permis de faire fonctionner les systèmes de masquage à des niveaux inférieurs à 45 dB(A), conformément aux préconisations. Dans les bureaux habituels, les mesures correctives à mener en priorité sont donc passives (amélioration des locaux) pour faire baisser le niveau ambiant et limiter la transmission de la voix des occupants.

Et les malentendants ?

De façon surprenante, toutes les études dans le domaine, tant fondamentales (Irrelevant Speech Effect) qu'appliquées aux bureaux ouverts, se sont intéressées à des auditeurs normo-entendants. Or, des salariés pouvant avoir jusqu'à 67 ans (dans certains pays européens), on peut s'attendre à ce qu'une partie d'entre eux souffrent de presbycusie. Un doctorant du LVA (Nicolas Poncetti), travaillant dans le cadre du projet FABO, soutenu par l'Agence nationale de la recherche et associant le Lapcos, le LVA et le Laboratoire d'acoustique au

travail de l'INRS, s'est donc intéressé à ce sujet. Dans une première expérience, il a recruté deux groupes d'auditeurs : un premier groupe d'auditeurs jeunes normo-entendants et un second groupe composé de malentendants, dont le profil de pertes était proche de pertes auditives légères (N2), mais n'utilisant pas d'aides auditives. Ces personnes avaient été contactées par David Colin, audioprothésiste lyonnais. Une expérience de sériation a été menée ainsi qu'une évaluation de l'intelligibilité des stimuli sonores. Les résultats montrent que les pertes auditives n'introduisent pas de particularité : l'intelligibilité de la parole dans les stimuli auditifs est reliée à la performance de façon similaire pour les deux groupes d'auditeurs. En revanche, le calcul de l'indicateur STI doit être modifié pour relier des caractéristiques physiques du signal sonore à l'intelligibilité pour des personnes malentendantes (mais de telles extensions de l'indicateur existent).

Une seconde expérience est en cours de préparation. En reprenant le protocole « de revue de presse » exposé plus haut, elle aura pour but d'évaluer si l'influence d'une parole intelligible sur la fatigue est plus importante pour les salariés presbycusiques, lors d'une exposition représentative d'une journée de travail.

Conclusion

Les enquêtes le montrent, l'ambiance acoustique dans les bureaux ouverts est une réelle source d'insatisfaction des occupants, malgré un niveau de bruit ambiant largement inférieur aux limites réglementaires. Des expériences en laboratoire ont mis en évidence un effet particulier de la parole sur la performance, la fatigue et la gêne dans des tâches diverses. Les personnes travaillant dans un bureau ouvert sont donc facilement gênantes pour leurs voisins. Les solutions palliatives les plus efficaces consistent en des moyens passifs d'amélioration de l'acoustique du local, pour diminuer la transmission de la parole entre les postes de travail.

Remerciements : l'auteur remercie Patrick Chevret, responsable du Laboratoire d'acoustique au travail de l'INRS, pour ses utiles commentaires sur ce document, ainsi que David Colin,

audioprothésiste et directeur
de formation à l'ISTR de l'Université
Lyon1, pour son aide dans le recrutement

de personnes malentendantes.
Remerciements également à l'Anses
et l'ANR pour leur soutien financier

aux études menées sur ce sujet
au Laboratoire vibrations acoustiques
de l'Insa Lyon.

Références

1. <https://dares.travail-emploi.gouv.fr/publication/quels-salaries-exercent-en-open-space> (consulté le 22/01/2024)
2. https://www.seco.admin.ch/seco/fr/home/Publikationen_Dienstleistungen/Publikationen_und_Formulare/Arbeit/Arbeitsbedingungen/Studien_und_Berichte/schweizerische-befragung-in-bueros--sbib-studie-.html
3. <https://www.inrs.fr/inrs/recherche/etudes-publications-communications/doc/publication.html?refINRS=NOETUDE%2FP2019-177%2Fns368>
4. Liebl A, Assfalg A, Schlittmeier S. The Effect of Speech Intelligibility and Temporal-Spectral Variability on Performance and Annoyance Ratings. *Applied Acoustics*. 2016;110:170-175.
5. Schlittmeier S, Hellbrück J, Thaden R, Vorländer M. The Impact of Background Speech Varying in Intelligibility: Effects on Cognitive Performance and Perceived Disturbance. *Ergonomics*. 2008;51(5):719-736.
6. Röer J, Belle R, Buchner A. Self-Relevance Increases the Irrelevant Sound Effect: Attentional Disruption by One Own's Name. *J. of Cognitive Psychology*. 2013;25(8):925-931.
7. Steeneken, H. J. M., Houtgast, T. A Physical Method for Measuring Speech-Transmission Quality. *J Acoust Soc Am*. 1980;67:318-326.
8. <https://www.inrs.fr>
9. <https://lva.insa-lyon.fr/>
10. <https://lapcos.univ-cotedazur.fr/>
11. Lenne L, Chevret P, Marchand J. Long-Term Effects of the Use of a Sound Masking System in Open-Plan Offices: a Field Study. *Applied Acoustics*. 2020;158:107049.
12. Bergerfut L, Appel-Meulenbroek R, Arentze T. Level-Adaptative Sound Masking in the Open-Plan Offices: How Does it Influence Noise Distraction, Coping and Mental Health? *Applied Acoustics*. 2024;217:109845.

AVIS DE L'EXPERT

L'électrophysiologie cochléaire vue sous un nouvel angle

Pr Xavier Dubernard, Service d'ORL, CHU de Reims, xdubernard@chu-reims.fr

8

Les PEA, l'électrocochléographie et l'enregistrement des potentiels d'action du nerf cochléaire sont des méthodes objectives permettant de mieux comprendre les stratégies de codage du son chez l'homme.

Seul l'enregistrement sur le nerf auditif humain permet de s'affranchir du potentiel microphonique.

L'acquisition de données électrophysiologiques humaines normales est possible grâce à la chirurgie des conflits neurovasculaires situés dans l'angle ponto-cérébelleux.

L'utilisation de stimulations écologiques couplées au traitement et à l'analyse mathématique du signal auditif enregistré devrait apporter de précieuses informations sur le mode de fonctionnement de la cochlée humaine.

Entendre et comprendre notre environnement sont des processus complexes qui nous semblent pourtant innés et naturels. Ils sont le résultat du traitement du signal sonore capté par l'oreille externe, codé par l'oreille interne et transformé par les différents relais de la chaîne auditive, dont la cochlée est le premier nœud.

La cochlée humaine est composée de 3 500 cellules ciliées internes capables de coder les sons avec une acuité de l'ordre du Hz et du dB sur quasiment l'ensemble du champ auditif humain qui s'étend sur trois décades (20 Hz-20 kHz) et 120 dB. Ce message neural d'une incroyable précision est transmis au

cerveau par 35 000 neurones auditifs dont on ignore tout des propriétés fonctionnelles. Si de nombreuses études animales ont permis de mieux estimer et comprendre les processus de codage, l'application à l'homme de ces techniques est difficile, voire impossible pour des raisons éthiques et fonctionnelles.

La plupart des méthodes employées sont dites « invasives » et conduisent à la perte irrémédiable de la fonction auditive une fois l'expérience terminée. De plus, la barrière d'espèce qui existe entre l'homme et ces animaux, en particulier les rongeurs, empêche toute extrapolation fiable de ces résultats.

À ce jour, l'étude objective de l'audition humaine repose sur des tests électrophysiologiques non invasifs. Ces tests ont pour but de capter le signal neural auditif en réponse à une stimulation sonore simple ou plus complexe. Ce signal peut être qualifié de périphérique quand il est issu de la cochlée ou de central quand il est généré par le tronc cérébral ou les aires corticales.

Ces tests poursuivent des buts cliniques (détermination objective des seuils audiométriques, étude des latences, étude pressionnelle de l'oreille interne, etc.) ou scientifiques (analyse de la structure fine, de l'enveloppe temporelle...).

Les potentiels évoqués auditifs (Auditory Brainstem Response (ABR))

Les potentiels évoqués auditifs (PEA) ou Auditory Brainstem Response (ABR) permettent l'enregistrement d'un signal neural auditif en champ lointain ⁽¹⁾. En réponse à une stimulation auditive délivrée par un casque ou un insert, il est possible d'enregistrer un signal électrique neural tout en restant très à distance de la cochlée ou des autres relais de la chaîne centrale de l'audition (tronc cérébral et aires corticales). Le signal neural présente des caractéristiques spécifiques dépendantes du type de stimulation délivrée (clics ou vocalisations : speech ABR).

L'utilisation de clics permet de faire émerger un signal composé de plusieurs ondes dont la forme et le délai temporel d'apparition dépendent des relais auditifs engagés. Cinq ondes sont principalement analysées. L'onde I représente le signal généré par la cochlée et passant dans le nerf cochléaire, l'onde II correspond à l'action des noyaux cochléaires, l'onde III à celle de l'olive supérieure, l'onde IV au corps lemnisque latéral et l'onde V au colliculus inférieur. Ce test permet d'évaluer les seuils auditifs et la synchronisation du signal à partir des latences attendues de chaque onde.

L'utilisation des vocalisations est moins fréquente en pratique clinique. Ce test présente un intérêt pour évaluer la qualité du traitement temporel du signal dans le tronc cérébral. En réponse à une vocalisation comme un « da », on distingue deux parties au sein du signal neural obtenu. La première est le reflet de l'activité transitoire c'est-à-dire de « l'onset » de la réponse. Cette partie correspond à la traduction neurale de la stimulation auditive liée à la consonne présentée : « d ». La seconde partie correspond à l'enregistrement dans le temps de l'activité synchronisée c'est-à-dire à l'enregistrement de la Following Frequency Response (FFR). La FFR du signal neural correspond au codage réalisé par le tronc cérébral de l'enveloppe temporelle du signal auditif correspondant à la voyelle ici présentée, le « a ».

L'enregistrement des PEA présente donc un intérêt clinique et scientifique majeur

(diagnostic, dépistage). L'utilisation de cette technique au cours de la chirurgie est plus difficile. Le temps d'acquisition de ces signaux est relativement long (plusieurs minutes) afin d'améliorer le rapport signal sur bruit et de faire apparaître la réponse neurale. Ce moyennage a pour conséquence de limiter l'étude électrophysiologique aux signaux auditifs les plus robustes, les signaux faibles se retrouvant noyés dans le bruit ou éliminés par le moyennage. La longueur d'acquisition du signal limite aussi l'utilisation des PEA en tant que système de monitoring per opératoire de l'audition. L'action chirurgicale ne pourra être guidée qu'après plusieurs minutes d'attente ou la conséquence électrophysiologique du geste opératoire constatée avec retard.

Concernant l'analyse des processus de codage de la cochlée, les PEA n'apportent donc que des informations très limitées. Ces informations reposent sur l'enregistrement de l'onde I en réponse à des clics. Cette analyse neurale reste très globale : aucune analyse fréquentielle ou temporelle des mécanismes de codage cochléaire n'y est possible.

L'électrocochléographie

L'électrocochléographie est un test électrophysiologique dit en champ proche ⁽²⁾. Il permet l'enregistrement de l'activité neurale cochléaire à partir d'une électrode placée dans le conduit auditif externe, au plus proche du tympan, ou placée dans l'oreille moyenne sur la fenêtre ronde (électrode transtympanique).

La position de l'électrode permet l'enregistrement d'un potentiel d'action composite (ou PAC) représentant l'activité neurale de l'ensemble des neurones auditifs de la cochlée en réponse à une stimulation auditive. Ce test exploite les caractéristiques anatomiques du nerf cochléaire dont la position est très proche de la fenêtre ronde. Il est alors possible de réaliser un balayage fréquentiel du champ auditif humain codé par la cochlée, niveau d'intensité par niveau d'intensité.

Une onde est alors obtenue (onde N1-P1). Son seuil, sa latence, son amplitude et sa forme peuvent être étudiés pour analyser le fonctionnement de la cochlée et ses stratégies de codage.

Cependant, ce test présente de nombreuses difficultés d'interprétations. Le placement de l'électrode transtympanique nécessite l'utilisation d'un anesthésiant local et il est difficile de garantir sa position à proximité de la fenêtre ronde. Il est également reconnu que l'amplitude du signal neural est faible, ce qui rend difficile son émergence à cause du moyennage et du bruit enregistré. Ce test est aussi plus représentatif des fréquences aiguës, codées à la base de la cochlée. Enfin, et c'est là le principal biais, ce test enregistre l'activité électrique des cellules ciliées externes : le potentiel microphonique. Le potentiel microphonique n'est pas un signal neural, il est propre aux cellules ciliées externes. Cependant ce signal s'additionne à l'enregistrement du signal neural au cours de l'acquisition électrophysiologique. Son élimination est complexe. Elle fait appel à des stimulations auditives particulières dites en condensation et en raréfaction et à des formules mathématiques dédiées. Cependant, le « nettoyage » du signal neural n'est jamais totalement assuré ce qui limite l'utilisation scientifique de ce test pour mieux comprendre les stratégies de codage de la cochlée humaine. Face à ces difficultés, une voie alternative a été proposée par Aage R. Møller et Peter J. Jannetta.

La décompression microvasculaire

Peter J. Jannetta (1932-2016) est le père de la décompression microvasculaire ⁽³⁾. Neurochirurgien, il est le premier à avoir compris que certaines pathologies fonctionnelles sont directement liées à un conflit vasculo-nerveux au sein de l'angle ponto-cérébelleux. L'angle ponto-cérébelleux est un espace anatomique situé derrière l'os pétreux et en dedans du cervelet et du tronc cérébral. On y retrouve des vaisseaux et de nombreux nerfs crâniens baignés par le liquide cébrospinal. Sans que l'origine du conflit soit bien comprise, certaines artères en lien avec la pulsativité cardiaque vont se déplacer millimètre après millimètre. Après de nombreuses années, ces artères peuvent léser un nerf crânien et créer un point d'irritation : une éphapse. Cette éphapse génère alors un signal électrique qui provoque l'apparition de symptômes en lien avec le nerf crânien

concerné. Lorsque le conflit est situé sur le nerf trijumeau, le patient ressent des douleurs électriques effroyables sur la face. Si le conflit touche le nerf facial, le patient sera victime de contractures tonico-cloniques spontanées de la face. Dans cette situation, Peter J. Jannetta propose la réalisation d'une décompression microvasculaire si les traitements médicaux sont devenus inefficaces ou s'ils se sont épuisés avec le temps. Il s'agit d'une chirurgie qui permet l'ouverture de l'angle ponto-cérébelleux par voie sous-occipitale ou rétrosigmoïde. La dissection arachnoïdienne permet de retrouver le nerf crânien impliqué et l'artère causale. Le but de la chirurgie sera alors d'isoler le nerf de l'artère. On peut alors déplacer l'artère à distance du site conflictuel ou interposer un morceau de téflon entre les protagonistes. Le téflon jouera le rôle d'un isolant électrique. L'éphapse disparue, le patient est libéré de sa pathologie dont l'origine est clairement mécanique.

Aage R. Møller (1932-2022) est un neurophysiologiste reconnu dont les travaux ont permis de mieux comprendre la neuroplasticité, l'organisation et le fonctionnement des systèmes sensoriels et le monitoring neurologique per opératoire ⁽⁴⁾. Dès son doctorat il s'est intéressé à l'audition humaine et à la cochlée. Il a par exemple montré que la cochlée d'un animal vivant est beaucoup plus sélective en fréquence pour les sons faibles que pour les sons forts. Il a aussi contribué à la compréhension du fonctionnement du noyau cochléaire et a décrit les risques auditifs liés à l'exposition au bruit. Fondateur de la revue *Hearing research*, il rejoint en 1978 le département d'oto-rhino-laryngologie de l'école de médecine de l'Université de Pittsburgh. Il s'est alors intéressé aux acouphènes et aux réponses auditives du tronc cérébral.

La combinaison des compétences chirurgicales de Peter J. Jannetta et du talent d'électrophysiologiste de Aage R. Møller a permis le développement d'une nouvelle technique d'enregistrement de l'audition humaine ⁽⁵⁾.

La décompression microvasculaire nécessite l'ouverture de l'angle ponto-cérébelleux. Si la chirurgie a pour but la libération du nerf comprimé, elle donne également un accès aux autres

nerfs crâniens situés à proximité. C'est le cas du nerf cochléovestibulaire. Il devient alors envisageable de réaliser des enregistrements électrophysiologiques grâce à l'utilisation d'une électrode directement posée sur le nerf cochléaire. L'électrode, façonnée « maison » est directement connectée à un banc d'enregistrement analogique. Elle permet l'enregistrement de traces électrophysiologiques en réponse aux stimuli générés, filtrés et amplifiés par ce même banc.

Avantages de la technique

Cette technique présente plusieurs avantages. Sur le plan clinique elle permet un contrôle per opératoire de l'audition immédiat, à la différence des PEA. Le moyennage est limité et la réponse aux stimuli est vue « en direct ». Cette caractéristique est très utile car la décompression microvasculaire expose le patient à un risque d'hypocousie ou de cophose. L'origine de cette souffrance auditive est soit liée à un traumatisme chirurgical direct (coagulation du nerf VIII, choc du nerf VIII par des instruments chirurgicaux...) ou indirect (spasme vasculaire induisant une souffrance neurale centrale ou périphérique cochléaire par atteinte de l'artère labyrinthique). La connaissance des signes électrophysiologiques de souffrance du nerf VIII (augmentation des latences, diminution de l'amplitude) permet alors de stopper immédiatement ou de modifier les gestes opératoires afin de préserver au mieux l'audition des patients.

Sur le plan scientifique, les travaux d'Aage R. Møller montrent que les enregistrements réalisés au contact du nerf cochléaire sont atraumatiques. Ils démontrent aussi que ces enregistrements ne sont pas électrophysiologiquement contaminés par le potentiel microphonique des cellules ciliées externes ou par le système nerveux central. Le signal neural cochléaire enregistré est donc « pur », ce qui présente un grand intérêt scientifique. Aage R. Møller a donc pu publier une dizaine d'articles scientifiques entre 1982 et 1993 ⁽⁶⁾ sur cette thématique. Il y décrit pour la première fois les caractéristiques électrophysiologiques du potentiel d'action composite auditif humain, que ce soit en réponse à des

clics ou à des stimuli plus complexes (tone burst, bandes de bruit aléatoires). La forme, la latence, l'amplitude et le seuil d'apparition de ce potentiel sont analysés pour la première fois chez des patients présentant un nerf cochléaire considéré comme normal, c'est-à-dire non infiltré par une tumeur bénigne comme le schwannome vestibulaire. De plus, Aage R. Møller a aussi réalisé des enregistrements chez des patients réputés porteurs d'une audition « normale » (non influencée par une pathologie otologique) ou porteurs d'une surdité (surdité en plateau, surdité ascendante prédominante sur les fréquences graves, surdité descendante prédominante sur les fréquences aiguës). Grâce à la multiplicité des enregistrements, aux qualités intrinsèques de ceux-ci et à la diversité des profils auditifs enregistrés, Aage R. Møller a mieux précisé les stratégies de codage mises en jeu par la cochlée. Il a pu corréler ces signaux électrophysiologiques à ceux obtenus lors de l'enregistrement per opératoire des PEA.

Limites de la technique

Cette technique présente tout de même quelques défauts. Elle nécessite un savoir-faire chirurgical car l'ouverture de l'angle ponto-cérébelleux et la décompression microvasculaire restent des gestes techniques difficiles. Elle est également conditionnée à une parfaite entente entre les chirurgiens, les anesthésistes, le personnel de bloc opératoire et les électrophysiologistes afin de bénéficier de conditions optimales d'enregistrement. La chirurgie nécessite une sédation du patient sous anesthésie générale et les drogues choisies peuvent modifier le signal recueilli. Enfin, le matériel de bloc opératoire émet un rayonnement électromagnétique propre (bipolaire, bistouri monopolaire, microscope opératoire, scialytique...) ce qui peut perturber l'enregistrement. Pour conclure, le niveau d'exposition sonore lors de la chirurgie est élevé. Il est cependant impossible d'obtenir des conditions audiométriques proches de celles obtenues en cabine.

Perspectives de la technique

Malgré ces difficultés, cette technique d'enregistrement reste prometteuse puisqu'elle demeure la seule à pouvoir

recueillir un signal électrophysiologique auditif cochléaire humain « pur », c'est-à-dire non contaminé par le potentiel microphonique. Cet avantage n'a cependant pas été exploité depuis les travaux scientifiques réalisés par Peter J. Jannetta et Aage R. Møller. Aucune autre équipe n'a reproduit ces enregistrements et aucune nouvelle publication scientifique n'a été produite à partir de cette technique. La littérature scientifique actuelle qui s'intéresse à cette thématique (le codage des sons par la cochlée) ne repose que sur l'enregistrement de signaux provenant de nerfs auditifs malades (chirurgie du schwannome vestibulaire) ou sur l'interprétation de tests comme les PEA ou l'électrocochléographie. Dans le premier cas, le signal électrophysiologique recueilli est potentiellement perturbé par la présence de la tumeur. Il n'est pas le reflet du fonctionnement de la cochlée. Dans le second cas, l'analyse du signal est très limitée.

Depuis 2017, cette technique est de nouveau utilisée (**Figure n° 1**). Sa mise en œuvre est le fruit d'une collaboration chirurgicale et scientifique entre le service d'ORL du CHU de Reims et l'équipe Inserm U1298 de l'Institut des neurosciences de Montpellier.

Ces deux équipes (à Reims : Dr Dubernard, ORL, Dr Kleiber, neurochirurgien ; à l'INM de Montpellier : Pr Puel et Dr Bourien) portent un projet commun dont le but est l'obtention de nouvelles informations électrophysiologiques cochléaires humaines. Le service d'ORL rémois opère de nombreux patients porteurs d'un conflit vasculo-nerveux par décompression microvasculaire. L'équipe montpelliéraine dispose d'une grande expérience en électrophysiologie cochléaire humaine et animale.

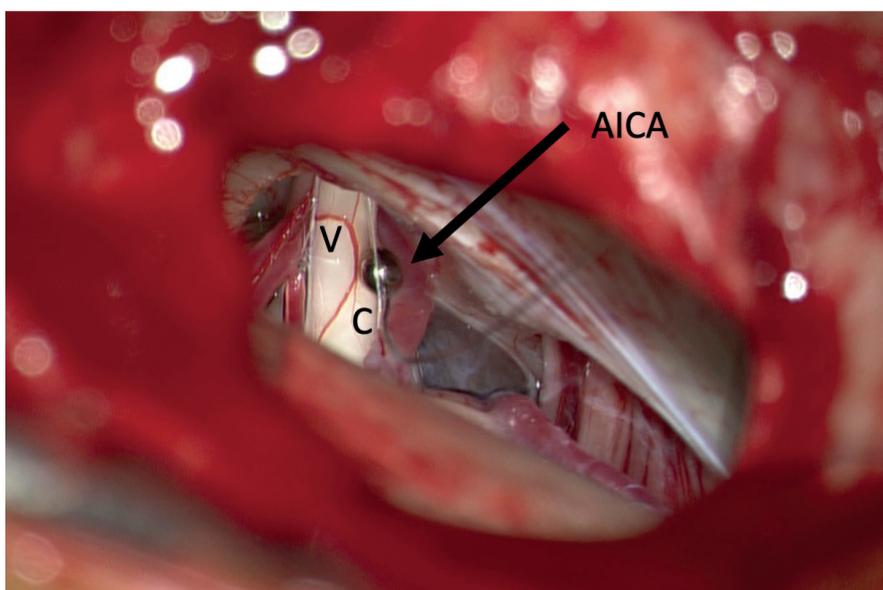


Figure n° 1 | Enregistrement per opératoire du potentiel d'action composite cochléaire au cours d'une chirurgie de décompression microvasculaire. Voie rétrosigmoïde droite, l'électrode boule est positionnée sur le nerf cochléaire (C), à proximité du nerf vestibulaire (V) et de l'artère cérébelleuse antéro-inférieure (AICA).

Outre la reproduction de la technique d'enregistrement princeps d'Aage R. Møller et de Peter J. Jannetta, notre groupe teste de nouveaux types de stimuli auditifs qui, jusqu'à présent, n'ont jamais été évalués dans ces conditions. En plus de clics ou de tone burst, nous recueillons des informations électrophysiologiques en réponse à des vocalisations, dans le silence ou le bruit, chez des patients normo-entendants ou chez des patients sourds. Ces données en cours d'acquisition sont totalement originales.

De plus, notre groupe a développé des outils numériques puissants permettant l'analyse des données obtenues. Des algorithmes de calcul permettront, à partir de ces données, d'améliorer et de finaliser la conception d'un modèle mathématique de cochlée humaine. Cette approche permettra de mieux

comprendre le comportement des neurones auditifs, leurs capacités de codage (structure fine, codage temporel), le tout en mettant en relation les résultats psychoacoustiques préopératoires et électrophysiologiques per opératoires.

Ce projet est le fruit d'une rencontre transdisciplinaire entre des chirurgiens et des scientifiques. Comme dans les années 1980-1990, le résultat de ces recherches ⁽⁷⁾ devrait améliorer nos connaissances sur les stratégies de codage et de fonctionnement de la cochlée humaine. L'application clinique de ces recherches est vaste. On pense tout particulièrement à l'amélioration des capacités de traitement du signal des appareils auditifs ou des implants cochléaires. L'angle ponto-cérébelleux et l'otoneurochirurgie offrent donc un nouvel angle d'approche à l'électrophysiologie auditive humaine.

Références

1. Moore EJ, éditeur. Bases of Auditory Brain-Stem Evoked Responses. New York: Grune & Stratton; 1983. 481 p.
2. Eggermont JJ. Basic Principles for Electrocochleography. *Acta Oto-Laryngol Suppl.* 1974;316:7-16.
3. Jannetta PJ. Observations on the Etiology of Trigeminal Neuralgia, Hemifacial Spasm, Acoustic Nerve Dysfunction and Glossopharyngeal Neuralgia. Definitive Microsurgical Treatment and Results in 117 Patients. *Neurochirurgia (Stuttg)*. 1977;20(5):145-54.
4. Møller AR, Jannetta P, Møller MB. Intracranially Recorded Auditory Nerve Response in Man. New Interpretations of BSER. *Arch Otolaryngol Chic.* 1982;108(2):77-82.
5. Møller AR, Jannetta PJ. Monitoring Auditory Functions during Cranial Nerve Microvascular Decompression Operations by Direct Recording from the Eighth Nerve. *J Neurosurg.* 1983;59(3):493-9.
6. Møller AR, Jannetta P, Møller MB. Intracranially Recorded Auditory Nerve Response in Man. New Interpretations of BSER. *Arch Otolaryngol Chic.* 1982;108(2):77-82.
7. Huet A, Batrel C, Dubernard X, et al. Peristimulus Time Responses Predict Adaptation and Spontaneous Firing of Auditory-Nerve Fibers: From Rodents Data to Humans. *J Neurosci Off J Soc Neurosci.* 2022;42(11):2253-67.

Prise en charge d'un patient atteint de la maladie de Ménière

Dr Charlotte Hautefort, Service d'ORL, Hôpital Lariboisière, APHP, charlotte.hautefort@aphp.fr
 Marie Vannier, audioprothésiste DE, marie.vannier@amplifon.com

La maladie de Ménière est un trouble chronique de l'oreille interne caractérisé par des épisodes récurrents de vertiges rotatoires sévères, accompagnés d'acouphènes, de plénitude auriculaire et d'une perte auditive fluctuante, souvent unilatérale. Les épisodes peuvent durer de quelques minutes à plusieurs heures et sont souvent précédés d'une sensation de plénitude de l'oreille. Les causes exactes de la maladie de Ménière ne sont pas entièrement comprises. On pense toutefois qu'elles impliquent une accumulation anormale de liquide endolymphatique dans l'oreille interne, entraînant une hyperpression, une distension membranaire du compartiment endolymphatique et une altération de la fonction vestibulaire et auditive.

Monsieur B. est né en 1985. Professeur de mathématiques au lycée, il est marié et père de deux enfants. Il pratique le tennis et la natation en sports de loisir. Il appartenait également à l'équipe de France de taekwondo, sport qu'il a dû abandonner à la suite d'un traumatisme.

2010 à 2022 : détérioration fluctuante des performances auditives du patient

Le test auditif en 2010 (*Figure n° 1*) montre une perte auditive moyenne à 51 dB à droite et 19 dB à gauche avec, à droite, une perte significative ascendante sur les fréquences graves de 125 Hz à 500 Hz à 70 dB, caracté-

Après une période de calme avec un retour à une audition quasi « normale » de 13 dB de perte tonale moyenne à droite, son audition s'abaisse en 2021 à droite puis brutalement à gauche en 2022.

La courbe auditive à droite correspond alors à un « Ménière vieilli » avec une perte plate autour de 55 dB, alors que, du côté gauche, la perte touche aussi les graves autour de 45 dB en moyenne.

Anamnèse

Diagnostiqué à l'âge de 15 ans (en 2000), Monsieur B. est porteur d'une perfora-

12

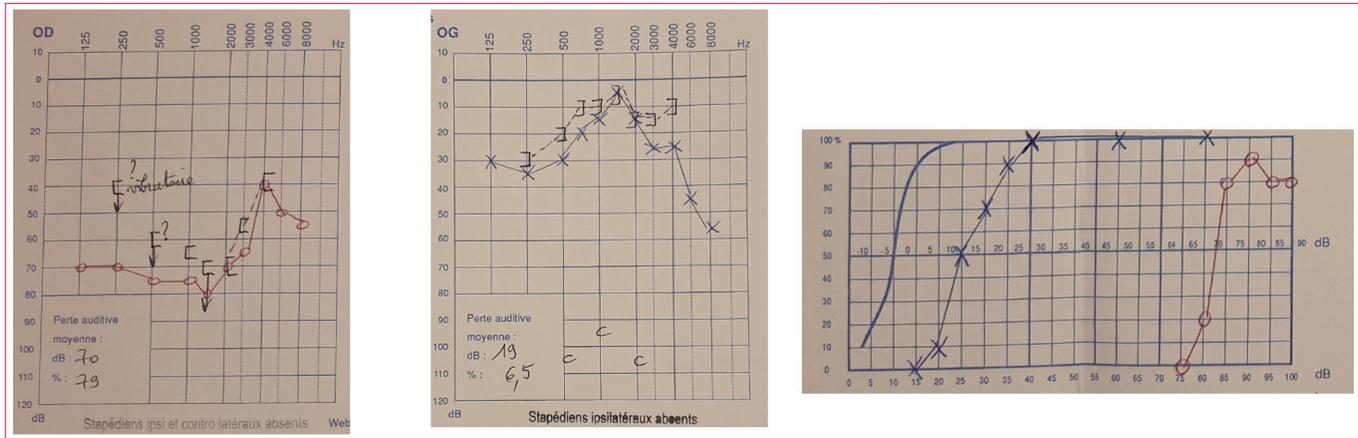


Figure n° 1 | Audiogramme en 2010.

tion tympanique gauche post-otitique depuis l'âge de 15 ans pour laquelle il est opéré quatre ans après. En 2006, il se plaint d'un acouphène droit aggravé par les périodes de stress. Puis sont apparues des crises de vertiges rotatoires assez typiques d'une maladie de Ménière (1). En 2010, la fréquence des crises augmente et Monsieur B. consulte un ORL.

ristiques de l'hydrops et confirmant le diagnostic de maladie de Ménière droit.

Du côté gauche, en revanche, l'audiométrie retrouve une perte plutôt descendante sur les fréquences aiguës à partir du 2 kHz, probablement en lien avec ses antécédents otitiques. À cette période, l'intelligibilité est en accord avec la tonale, sans distorsion (2).

L'intelligibilité droite s'est considérablement altérée avec une distorsion importante aux fortes intensités. Du côté gauche, la courbe vocale reste en accord avec le seuil tonal, avec un seuil d'intelligibilité à 37 dB. On note une amélioration des distorsions aux fortes intensités de ce côté avec plus de 2 % d'erreurs à 85 dB au test cochléaire de Lafon. Toutefois l'intel-

ligibilité s'effondre dans le bruit avec des oreilles nues.

Le patient est adressé à un audioprothésiste afin d'envisager un appareillage auditif. « J'appréhendais l'appareillage du fait de la particularité de mes symptômes. Je pensais sincèrement que les aides auditives corrigeaient uniquement les pertes stables et non fluctuantes. »

Le syndrome de Ménière évoluant de manière imprévisible, la collaboration étroite ORL - audioprothésiste est essentielle pour une prise en charge optimale du patient et durant son suivi régulier.

2022 : bilan d'évaluation prothétique

Lors du premier rendez-vous, un questionnaire international d'auto-

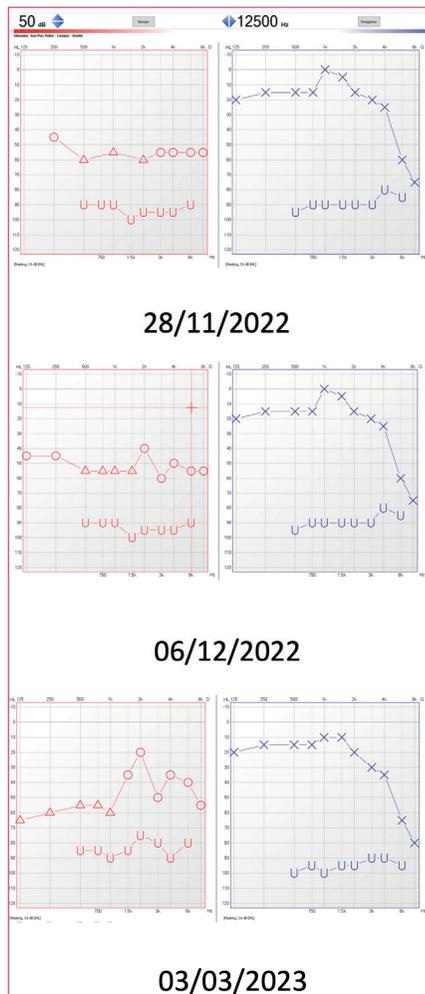


Figure n° 2 | Évolution de la perte auditive au cours de trois rendez-vous successifs.

évaluation COSI (Client-Oriented Scale of Improvement) est proposé au patient afin d'évaluer ses attentes personnalisées.

Les trois objectifs formulés par le patient sont :

- Améliorer ma compréhension au restaurant et/ou en groupe ;
- Améliorer ma capacité à localiser mes élèves ;
- Améliorer ma compréhension avec des interlocuteurs situés à droite.

Le bilan d'audition présente une perte auditive dans les fréquences aiguës à gauche. On peut noter une fluctuation de l'audition qui n'est pas homogène sur toutes les bandes fréquentielles. La conséquence est que la seule modification du volume ne suffira pas pour s'ajuster aux fluctuations de la perte auditive du patient ⁽³⁾ (Figure n° 2).

L'acouphène bilatéral est décrit comme un sifflement aigu, prédominant à droite depuis 2004 à la suite d'un stress émotionnel. Le patient semble bien supporter son acouphène puisqu'il l'oublie à gauche, son niveau de gêne sur l'échelle visuelle analogique (EVA) est de 1/10. Il le supporte à droite avec une note de 4/10. Le patient ressent un changement de fréquence de l'acouphène qui devient plus grave pendant les crises de Ménière.

Dans le bilan préprothétique, on note :

- une absence de sensation d'hyper-sensibilité aux sons. L'acouphène étant bien supporté par le patient, il sera géré uniquement par l'amplification de l'appareil, sans bruit masqueur spécifique ;
- une tympanoplastie à gauche en 2004 à la suite d'une otite ;
- un suivi et un traitement pour une arythmie.

Le bilan audiométrique initial du patient montre une asymétrie droite/gauche en lien avec sa difficulté à percevoir un interlocuteur situé à sa droite.

Concernant la compréhension dans le bruit, le résultat est au-delà de la norme qui se situe à -1 dB pour le test SPIN – HINT 5 min.

- Perte tonale moyenne (PTM) droite : 58 dB, PTM gauche : 14 dB ;
- Seuil d'intelligibilité droite : 69 dB, seuil d'intelligibilité gauche : 29 dB ;
- Rapport signal sur bruit (SNR) binaural : 3 dB (Figure n° 3).

Solution prothétique proposée au patient

L'objectif des aides auditives est de réduire la perte d'audition liée au syndrome et, par conséquent, d'améliorer la qualité de vie du patient sur le plan socioprofessionnel. Dans certains cas,

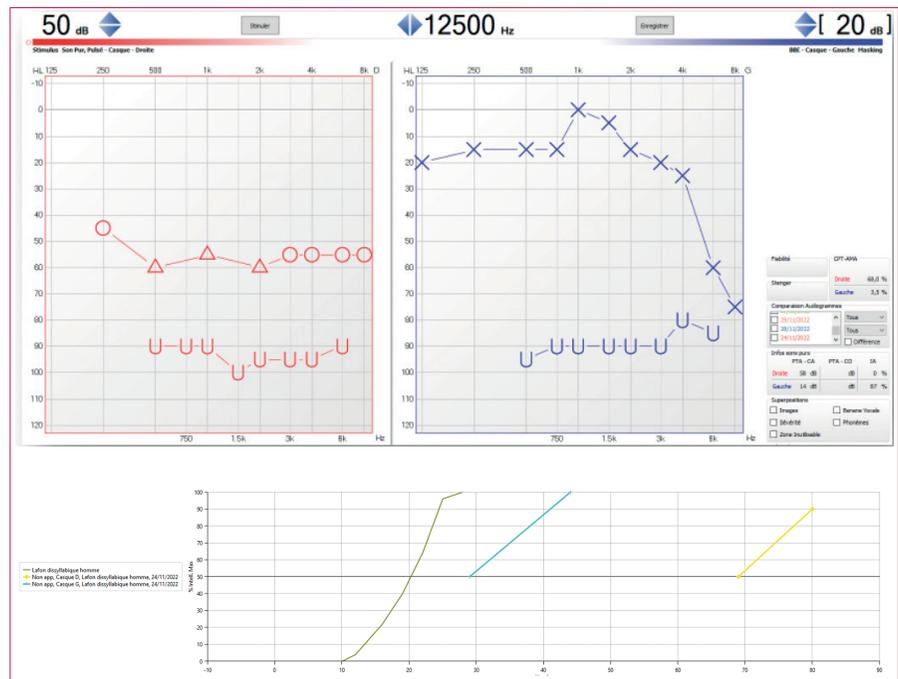


Figure n° 3 | Bilan audiométrique initial du patient au 28/02/2022.

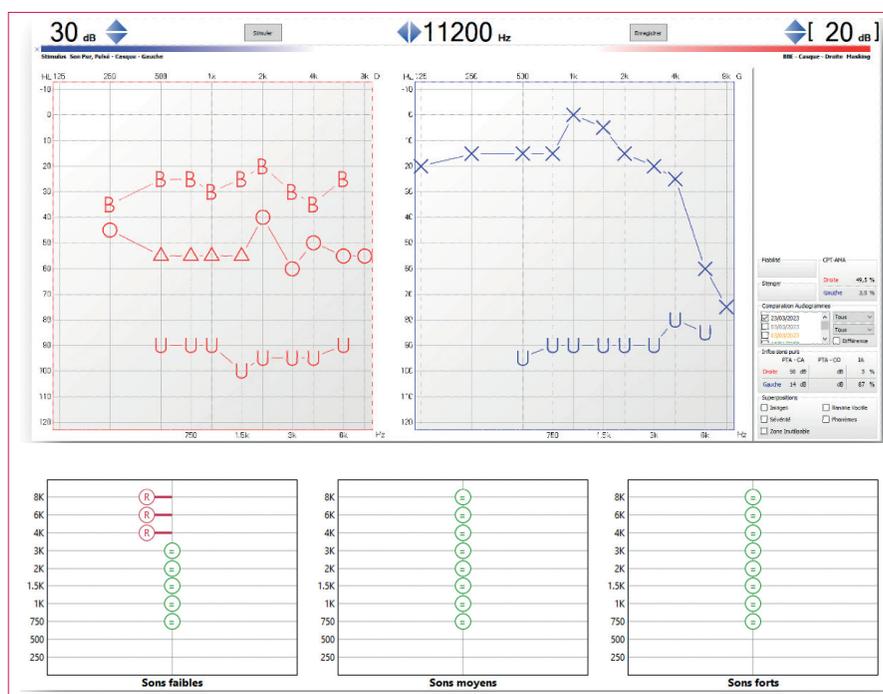


Figure n° 4 | Bilan prothétique au premier contrôle.

l'amplification seule conduit à la diminution de la perception des acouphènes et de l'hyperacousie.

Compte tenu de ses activités, de son profil audiométrique et des attentes formulées dans le COSI, notre choix s'est porté sur des mini-contours à écouteurs déportés rechargeables et connectés, sur lesquels ont été adaptés un embout sur mesure avec un évent de décompression pour l'oreille droite, évitant ainsi la sensation d'oreille bouchée, et un embout standard ouvert à gauche.

Les fluctuations de l'audition du patient se situent uniquement sur certaines fréquences. Ainsi un appareillage présentant un nombre de canaux élevés est préférable.

Optimisation de l'appareillage

Nous avons tenu compte de la fluctuation de son audition en testant à chaque consultation les seuils liminaires et les seuils d'inconfort (Uncomfortable Level, UCL). Même si le patient ne décrit pas de gêne aux sons forts dans son quotidien, le fait que ses seuils d'inconfort soient normaux pour des seuils auditifs abaissés réduit la dynamique résiduelle auditive. Nous serons donc vigilants dans les réglages des compressions et des niveaux maximums de sortie.

Les tests de compréhension dans le calme et dans le bruit sont réalisés tous les six mois. Une attention particulière est prêtée au gain à gauche : on s'assure d'un gain d'insertion nul ou légèrement positif sur les fréquences bien préservées afin de ne pas dégrader l'audition. Compte tenu de l'asymétrie, nous soulignons l'importance du stéréo-équilibrage qui est à réaliser à chaque fluctuation.

Nous avons créé plusieurs programmes d'écoute, que le patient sélectionne via une application smartphone. Nous avons également activé et dissocié le contrôle volume et la balance grave/aiguë. Nous aurions pu créer plusieurs programmes basés sur d'éventuelles fluctuations en intensité, mais les fluctuations diffèrent selon les fréquences.

Lors de l'essai le patient n'a plus porté son appareil gauche. Il constate peu de différence avec ou sans et son retrait ne dégrade pas sa capacité d'écoute. Il n'a pas supporté son embout sur mesure à droite, nous avons donc adapté un embout standard fermé. La stratégie des microphones, des débruiteurs ainsi que les différents programmes ont été revus. Ainsi, nous optons pour un appareillage avec une directivité plus naturelle, avec moins de traitements du bruit pour ne pas accentuer la discordance avec l'oreille non appareillée. Nous avons utilisé le test de stéréo-équilibrage, qui

semble être la méthode de réglage la plus efficace en appareillage monaural.

« Le fait que je puisse gérer mon appareil en jouant sur les graves, les aigus et l'intensité me permet de le réadapter en fonction de la fluctuation et du lieu. »

Résultats prothétiques

Monsieur B. porte désormais son appareil 12 heures par jour. Lors du premier rendez-vous, il répondait en faveur de l'oreille droite au stéréo-équilibrage, puis l'équilibre est apparu progressivement.

On note une latéralisation droite dans les aigus pour les sons faibles, due à une suramplification volontaire dans cette zone afin de réduire la perception de son acouphène.

Le gain prothétique tonal droit est de 25 dB. L'amélioration de la compréhension dans le bruit au test HINT-5 min est de 3 dB SNR, résultat très proche de la norme.

Au COSI, on note une nette amélioration sur ses trois besoins initiaux.

À l'EVA acouphène, on note deux points d'amélioration (Figure n° 4).

Suivi du patient

À un mois post-appareillage, l'audition du patient a fluctué. Elle est remontée d'environ 15 dB à partir du 1 kHz à droite. Les UCL droites se sont aggravées. Il porte son appareil 8 h/j.

Les réglages des gains et des niveaux maximums de sortie, le stéréo-équilibrage et les gains prothétiques ont été revus. Le gain prothétique vocal est de 15 dB (Figure n° 5).

« Je perçois des améliorations quotidiennement. Au restaurant, entre amis, lors de grosses réunions, les mots que j'avais du mal à entendre dans le bruit sont désormais plus clairs et j'arrive à tenir des discussions même dans des environnements bruyants. »

Conclusion

L'évolution de la maladie n'est pas prédictible, les symptômes varient beaucoup d'un individu à l'autre. L'appareillage

permet d'améliorer la qualité de vie du patient en restaurant notamment son intelligibilité dans le calme et dans le bruit.

Nous pourrions créer plusieurs programmes selon les différents états audiométriques du patient, mais les variations sont différentes entre les fréquences. Nous avons alors préféré la mise en place d'un suivi plus régulier, notamment lors des crises, afin de réajuster les réglages (4, 5).

Monsieur B. a souhaité acquérir les deux appareils car son audition à gauche fluctue également lors des crises. Il ne porte qu'un appareil pour le moment mais prévoit de porter les deux en cas de crise. Nous le verrons donc ultérieurement pour un réglage bilatéral. Nous lui conseillons néanmoins de porter les deux pour qu'il puisse s'y adapter et ainsi être préparé en cas de crise. Il est satisfait de son appareillage et note une amélioration considérable en classe, lorsqu'il discute avec ses élèves. Nous le reverrons dans un mois, peut-être avant si besoin.

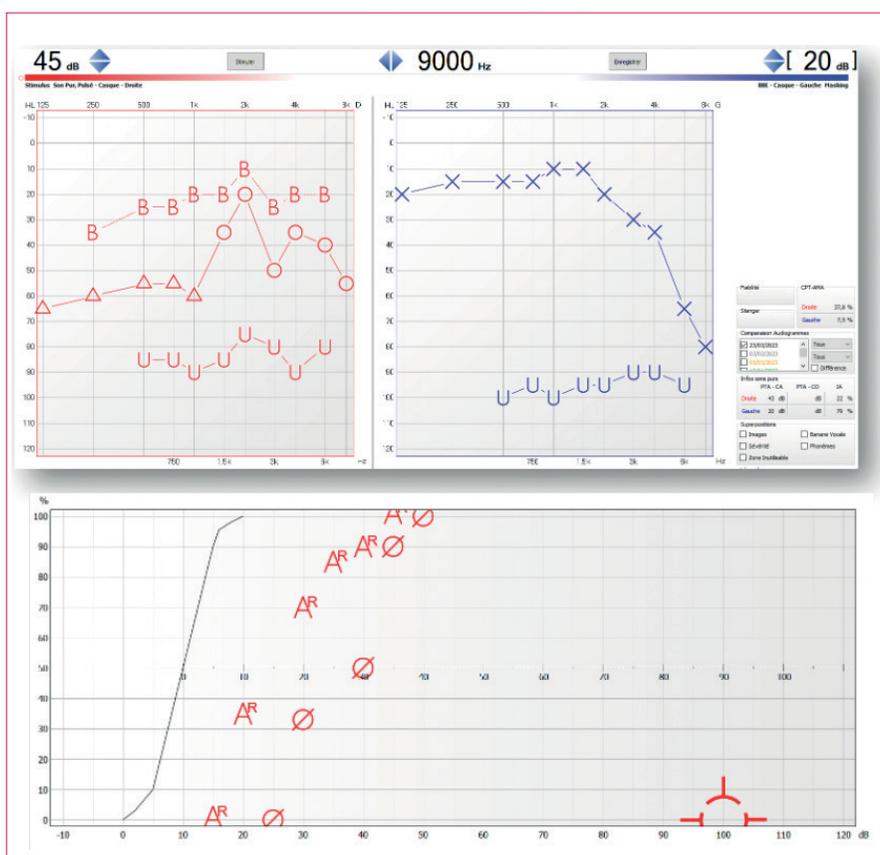


Figure n° 5 | Bilan prothétique à un mois.

Points de vigilance pour une prise en charge efficace des patients souffrant d'une maladie de Ménière selon les dernières recommandations :

- Assurer un suivi bisannuel ;
- Être disponible pour les modifications de réglages urgentes dues à la fluctuation de l'audition ;
- Valider les bénéfices de l'appareillage monaural versus binaural ;
- Mettre en place plusieurs programmes ;
- Gérer l'hyperacousie ;
- Être attentif au choix de traitement de l'acouphène (amplification seule/bruits masquants).

Références

1. Ménière P. Sur une forme de surdité grave dépendant d'une lésion de l'oreille interne. *Gaz Méd Paris*. 1861;16:29.
2. Garaycochea O, Manrique-Huarte R, Calavia D, et al. Speech Recognition During Follow-Up of Patients with Ménière's Disease: What Are We Missing? *J Int Adv Otol*. 2022;18:14-19.
3. Zhang Y, Wei C, Sun Z, et al. Hearing Benefits of Clinical Management for Meniere's Disease. *J Clin Med*. 2022;11:3131.
4. Valente M, Mispagel K, Valente LM, Hullar T. Problems and Solutions for Fitting Amplification to Patients with Ménière's Disease. *J Am Acad Audiol*. 2006;17:6-15.
5. McNeill C, McMahon CM, Newall P, Kalantzis M. Hearing Aids for Ménière's Syndrome: Implications of Hearing Fluctuation. *J Am Acad Audiol*. 2008;19:430-4.



Retrouvez l'ensemble de nos publications
sur orl.amplifon.fr