



Intelligibilité des alarmes critiques au bloc opératoire

Arthur Zamorano^{1,2}, Antoine Kneib^{1,3}, Martin Doguet^{1,3}, Bruno Maury^{1,4}, Pierre Varis^{1,5}

1. Sis Team Nancy, Master Ingénierie biomédicale, faculté de médecine de Nancy, Vandœuvre-lès-Nancy, France
2. Operation Manager, Velvet Innovative Technologies, Nancy, France
3. Doctorant au laboratoire IADI – Inserm U947, université de Lorraine, Lorraine, France
4. Ingénieur biomédical, institut de cancérologie de Lorraine, Lorraine, France
5. Responsable du parcours ingénierie biomédicale, M1 ingénierie de la santé, faculté de médecine de Nancy, Vandœuvre-lès-Nancy, France

Correspondance :

Arthur Zamorano, Association SIS Team Nancy, 9, avenue de la forêt de Haye, faculté de médecine de Nancy, 54500 Vandœuvre-lès-Nancy, France.
sisteam.nancy@gmail.com

Introduction

Initiée en 2019 par les étudiants en Master 1 en Ingénierie biomédicale de la faculté de médecine de Nancy, SIS Team Nancy (STN) est une structure associative gérée par les étudiants, avec le support de l'équipe pédagogique. Elle reprend les codes de l'entreprise pour mettre en application les enseignements théoriques sur des projets de recherche et développement proposés par des professionnels de santé. STN offre aux futurs ingénieurs biomédicaux un environnement d'apprentissage interne, avec une méthodologie de gestion de projet axée sur la maîtrise des risques, la justification rigoureuse des choix techniques et organisationnels, ainsi que sur un système documentaire standardisé pour capitaliser l'expérience collective. L'objectif est de fournir un livrable répondant pleinement aux attentes explicites et implicites du client, tout en respectant la réglementation, avec une attention particulière à la sécurité des patients et des équipes médicales.

Lauréate du Prix *Pépîte des Pépites* national en 2020 pour un projet d'insufflateur automatisé [1], puis du Prix *Pépîte* régional en 2022 pour un projet de cartographies d'enceintes froides [2], **STN a reçu en 2024 le Prix spécial du jury aux BM d'Or de l'AFIB**, mettant en avant la valeur pédagogique de notre démarche. Cette reconnaissance par nos pairs renforce nos liens avec les acteurs biomédicaux régionaux, les organisations humanitaires recherchant des dispositifs économiques, ainsi qu'avec les instituts de formation en soins infirmiers spécialisés comme l'illustre cet article.

À la suite d'un rapport de la Joint Commision Accreditation for Healthcare Organization en 2003, cité notamment dans l'étude de Sendelbach [3] sur le nombre d'incidents mortels au bloc opératoire, le Pr Bouaziz, médecin anesthésiste réanimateur (MAR) au CHRU de Nancy, a soumis plusieurs projets de recherche aux étudiants infirmiers anesthésistes (IADE) entre 2016 et 2019. La publication de la SFAR « Reconnaissance des alarmes

critiques par les IADE au bloc opératoire » [4] relève, sur un panel de 30 IADE, un taux de reconnaissance de la cause d'une alarme de 37,9 % et d'évaluation de sa criticité de 50,7 %, démontrant une perte effective de chance pour les patients. Parmi les biais relevés sur ces travaux, les IADE identifient la non prise en compte de la directivité des sources, ainsi que des fréquences de résonance propres aux salles de bloc opératoire. Associée en 2019 à la continuité de ces études, STN a établi des protocoles standardisés d'enregistrement, de rediffusion et d'analyse, reposant sur des captations sonores ambiophoniques (enregistrement stéréo avant et stéréo arrière en simultané). Ces captations ont eu pour but d'analyser en directivité et en durée l'impact des sources de bruits sur l'intelligibilité des alarmes critiques. Les captations ont ensuite mené à des modifications des signaux d'alarme au sein de reconstitutions de scénarios sonores qui ont été évalués par un panel d'IADE et MAR.

Matériel et méthode

Pour le protocole d'enregistrement, nous utilisons un micro Zoom H4 et un exposimètre KIMO DS300 placés à la position d'intérêt. Trois enregistrements ambiophoniques indépendants de 30 secondes seront réalisés pour chaque source sonore, avec un relevé préalable du niveau de pression acoustique sur l'exposimètre, ainsi que des dimensions de la salle et du placement des sources sonores.

Concernant, le protocole de restitution, nous utilisons 4 enceintes amplifiées JBL One série 104 Référence (tolérance de ± 3 dB de 88 Hz à 20 kHz), placées à équidistance de l'opérateur et connectées à un ordinateur via une carte son Behringer UMC404HD. Chaque enregistrement est d'abord normalisé à 0 dB avec le logiciel Audacity®, puis les gains sont ajustés pour retrouver à l'exposimètre le niveau sonore relevé à l'enregistrement. Enfin, une rediffusion ambiophonique de l'ensemble des sources en simultané permet, si besoin, un rééquilibrage selon l'expérience des professionnels de santé. Pour le protocole d'analyse, chaque source fait l'objet d'un relevé des bandes de fréquences caractéristiques et de leurs niveaux en décibels avec le logiciel Steinberg Cubase™, sur les enregistrements avant et arrière. En cas de fréquences d'intérêt commun entre les sources informatives et les sources de bruits, nous utilisons le logiciel Steinberg Waveform™ pour éditer des spectrogrammes (analyse temps-fréquence) et identifier les impacts effectifs en termes de durée et de directivité de la source de bruit.

Pour l'élaboration des scénarios sonores, les alarmes ont été modifiées ou resynthétisées avec le logiciel Audacity®, puis les ambiances sonores reconstituées avec le logiciel Steinberg Cubase™. Les écoutes ont été effectuées dans le même bloc que pour les captations, selon notre protocole de restitution avec les quatre enceintes réparties à 1 m de la tête de l'auditeur. L'étude a porté sur 3 alarmes critiques du ventilateur d'anesthésie Draeger Primus : alimentation électrique, apnée

et alimentation O₂ (diffusée au niveau maximal, quelle que soit la configuration du ventilateur). La structure des mélodies d'alarmes des dispositifs médicaux (DM) repose sur la norme CEI 60601-1-8, relative aux exigences générales, essais et guides pour les systèmes d'alarme des appareils et des systèmes électromédicaux [5]. Les constructeurs peuvent également proposer leur propre schéma mélodique d'alarme, ce qui est le cas pour le ventilateur utilisé dans cette étude. Nous y avons adjoint 10 sources de bruit : table opératoire, bistouri électrique, aspiration, ventilation du bloc, fonctionnement du respirateur, générateur d'air chaud, ouverture de porte, musique, téléphone et conversations. Les captations ambiophoniques ont été réalisées au Bloc I du CHRU de Nancy sur le site de Brabois en octobre 2019, conformément à notre protocole d'enregistrement. Le placement des différentes sources sonores est représenté sur la *figure 1*.

Nous avons ensuite appliqué le protocole d'analyse sur les enregistrements d'alarmes en relevant pour chaque note :

- la première harmonique (ou plus communément « fréquence fondamentale ») et les fréquences harmoniques, déterminant le timbre de la note, essentielles pour l'intelligibilité du message d'alarme. Les fréquences sont identifiées en notation musicale anglophone, avec pour référence A4 correspondant à un La3 à 440 Hz ;
- le niveau d'énergie pour chaque fréquence identifiée.

Nous avons ensuite relevé les fréquences caractéristiques des sources de bruit, identifié les sources pouvant recouvrir les fréquences des alarmes, puis analysé leur impact effectif d'après leurs spectrogrammes avant et arrière. Les sources de bruit en conflit potentiel avec les alarmes ont été conservées pour la reconstitution de deux scénarios ambiophoniques types, avec les niveaux d'alarme initiaux, puis avec des variantes comprenant :

- une modification de la hauteur tonale de l'alarme d'O₂ ;
- une modification du timbre de l'alarme de débranchement électrique, en conservant la fréquence fondamentale, mais en générant des harmoniques plus puissantes et moins agréables à l'oreille ;
- une augmentation de la puissance acoustique de 8 dB sur les alarmes d'apnée et de débranchement électrique (équivalent au passage d'un réglage de niveau d'alarme de 3 à 5 sur notre ventilateur d'anesthésie).

Le matériel de diffusion a été installé dans le bloc, les niveaux sonores réajustés à l'aide de l'exposimètre et les scénarios sonores ont été proposés pour évaluation à 23 professionnels d'anesthésie volontaires sans trouble auditif déclaré.

Résultats

Lors des phases de restitution, les IADE n'ont apporté que très peu de corrections aux niveaux relevés initialement à l'exposimètre (moins de 2 dB). Ce niveau de correction ne permet pas

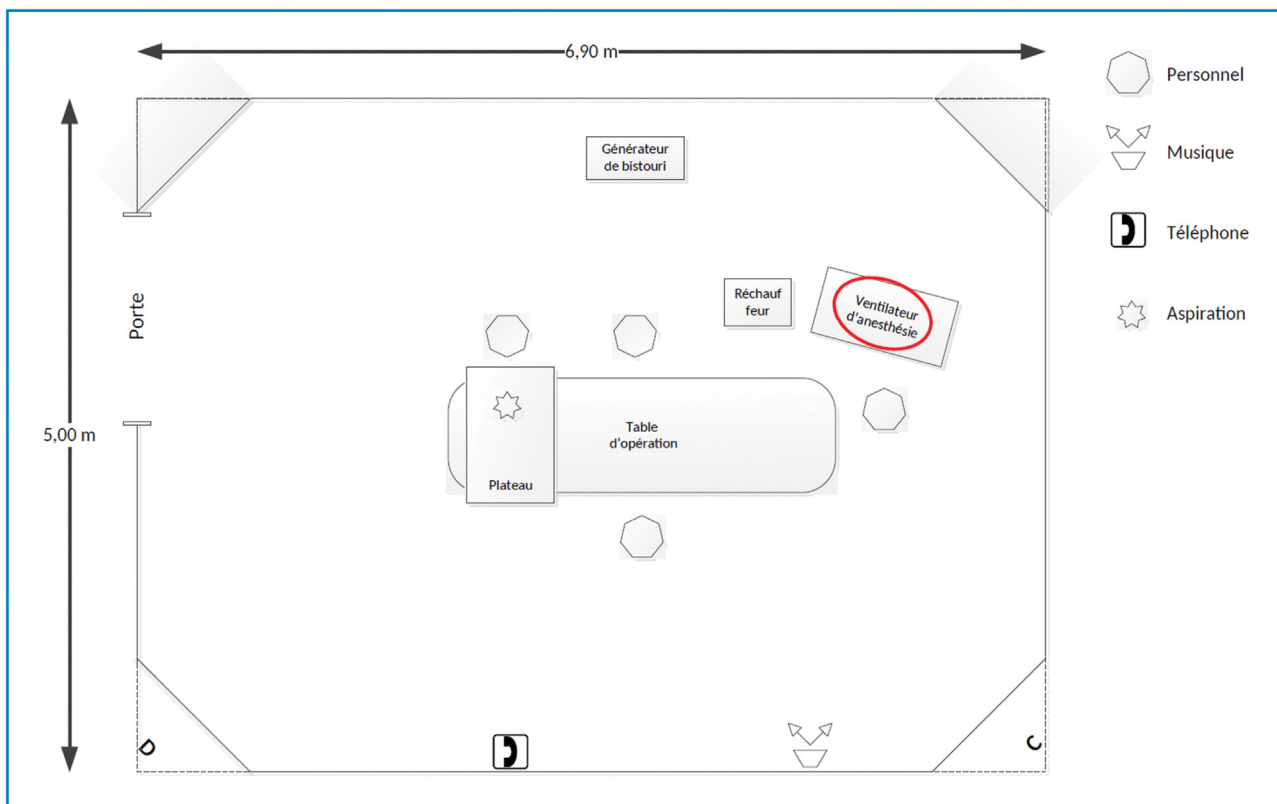


FIGURE 1

Exemple de relevé de positionnement des sources et des dimensions

de déceler d'effet de résonance lié aux dimensions de cette salle de bloc.

Les figures 2 et 3 représentent les spectres avant de l'aspiration et du générateur d'air chaud, habituellement ciblés pour leur niveau sonore. Il apparaît que l'aspiration, caractérisée par trois composantes principales (figure 2), entre effectivement en conflit avec les alarmes d'O₂ et d'apnée. En effet, elle comporte une première bande de fréquence autour de 1,1 kHz (B4 à C#5), ainsi qu'une bande centrée sur 4 kHz (B6). Ces fréquences sont retrouvées comme constituantes des alarmes d'O₂ et d'apnée (tableau I). Cette remarque doit cependant être modérée par la position physique de l'aspiration, à gauche de l'IADE, la différence droite/gauche est de l'ordre de 5 dB, ce qui correspond en puissance acoustique à une gêne trois fois moindre à droite de l'IADE côté ventilateur.

D'autre part, le générateur d'air chaud émet un bruit non directif sur une bande de fréquence plus basse que les alarmes, outre une composante aiguë (F#7) (figure 3). Cependant, cette composante n'affecte pas l'intelligibilité, car elle correspond à une octave de F#6, qui elle n'est pas recouverte (tableau I). À la différence des bruits continus du générateur d'air chaud, du moteur de table ou du générateur d'électrochirurgie activé, les conversations produisent des harmoniques discontinues sur la

même plage que les alarmes, comme le montre le spectrogramme (figure 4). Les relevés ambiophoniques démontrant une directivité réduite, nous pouvons en déduire un impact limité sur la perception de l'alarme, d'autant que les alarmes critiques sont émises systématiquement deux fois.

À part l'aspiration, nous n'avons pas relevé d'autres sources non directives en conflit sur la durée avec les alarmes critiques de ce ventilateur d'anesthésie. Il reste cependant intéressant de noter les niveaux d'exposition à la position de l'IADE (tableau II), après pondération physiologique [6].

Lors des restitutions au panel d'IADE et MAR, avec les scénarios sans modification, l'alarme d'O₂, diffusée par défaut au niveau maximal, est systématiquement reconnue. L'alarme d'apnée est identifiée dans 13 % des cas et celle de débranchement électrique n'est jamais détectée. Les modifications de timbre et de hauteur tonale n'apportent pas d'amélioration, seule l'augmentation de 8 dB du volume de l'alarme permet d'atteindre des taux d'audibilité à 73,9 % pour l'alarme d'apnée et 26,1 % pour l'alarme de débranchement électrique.

Discussion

Parmi les sources de bruits, seule l'aspiration présente un risque démontré de nuire à l'intelligibilité des alarmes. L'association de

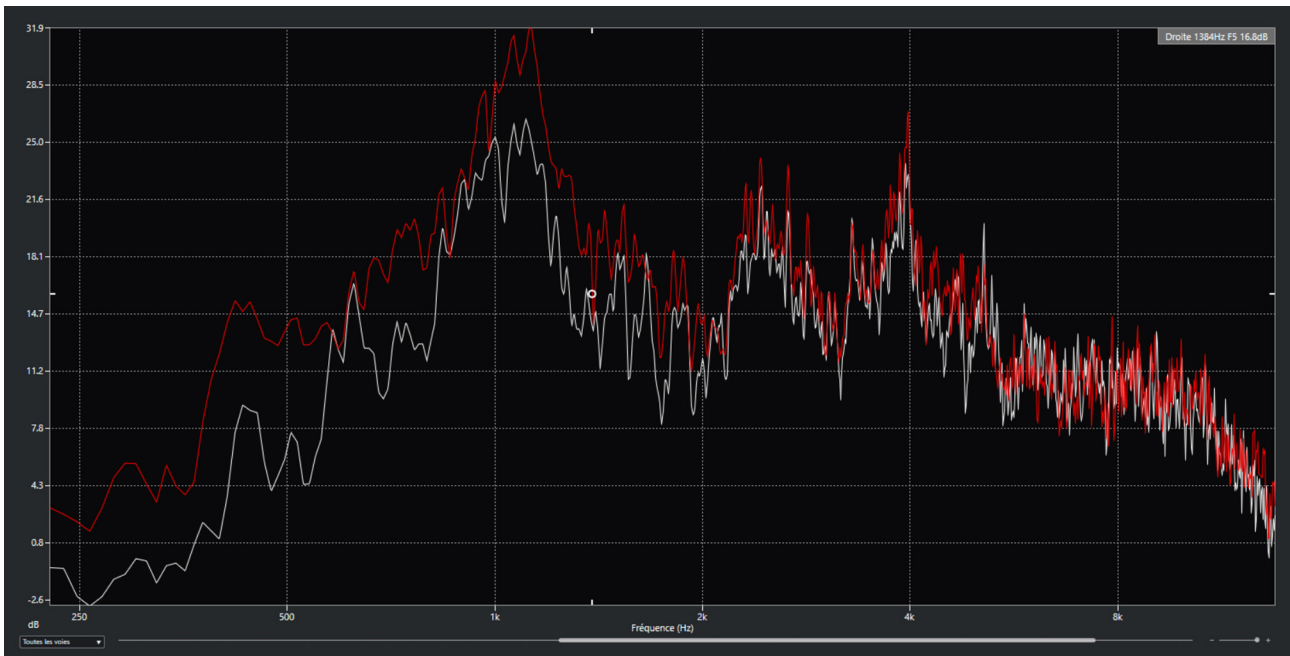


FIGURE 2
Spectre de l'enregistrement avant gauche (rouge) et avant droit (blanc) de l'aspiration

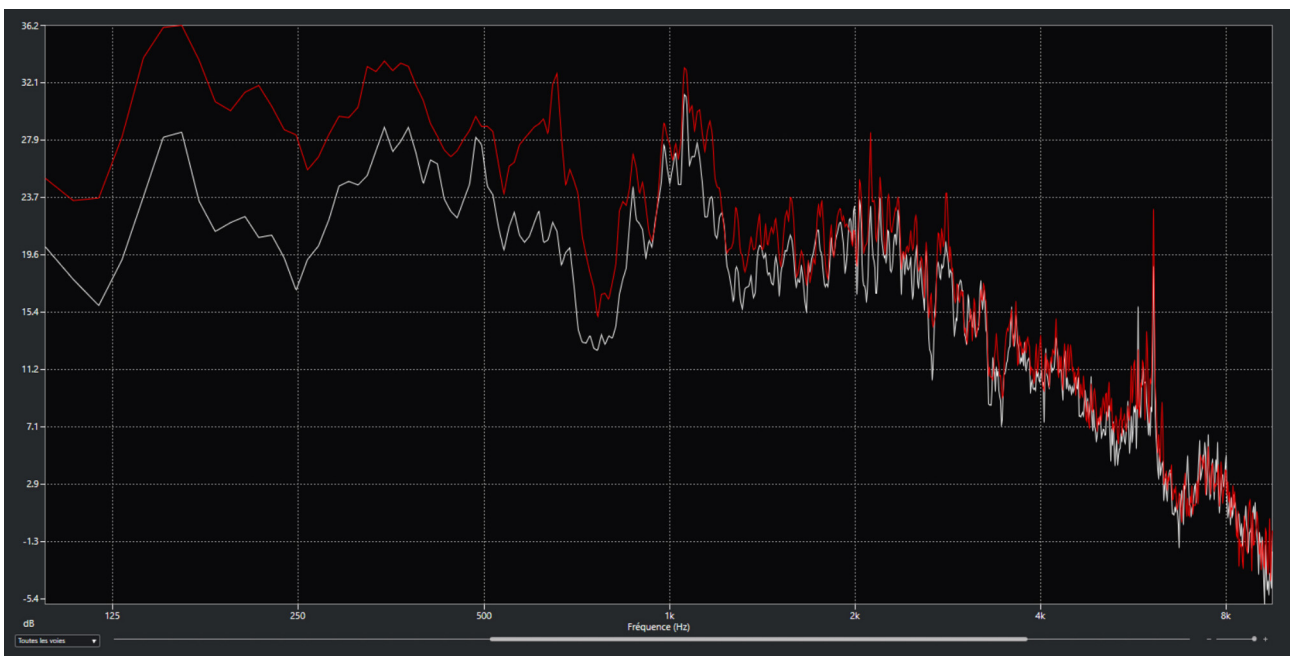


FIGURE 3
Spectre de l'enregistrement avant gauche (rouge) et avant droit (blanc) du générateur d'air chaud

TABLEAU I
Relevé en dB des niveaux d'énergie des composantes des notes de mélodies d'alarmes

Note d'alarme	O2E	O2B	Apnée E	Apnée B	Électrique D
B2	29,7		13,6		
C#3		35,2		19,1	
D3	30,9		14,8		11,8
D#3		33,3		17,2	
F#3	32,5	36,4	16,4	20,3	
B3	38,3	41	22,2	24,9	
C4	40,3	45,2	24,2	29,1	10,5
C#4		44,1		28	
E4	68,4	67,6	52,3	51,5	
F#4					13,4
B4	61,2	76	45,1	59,9	
C#5	40,8		24,7		
D5	39,9		23,8		59,9
E5	45,8		29,8		31
B5	73,3	71,8	57,2	55,7	
D6					24,1
F#6	49,4	64,6	33,3	48,3	
G#6	61,4	57,2	45,3	41,1	18,3
A6					39,1
B6	38,5	43,2	22,4	27,1	
D7	41,8	41,4	25,7	25,3	11,5
D#7	33,1	47,2	17	31,1	
E7	25,4		9,3		
F#7	42,4	42,5	26,3	26,4	17,9
A7	27,7	29,7	11,6	23,6	
A#7	25,9	37,2	9,8	21,1	
B7	21,5	33,6	5,4	17,5	

En gras : l'énergie de la fréquence fondamentale de la note.

ces bruits selon des scénarios réalistes révèle cependant, à l'écoute, une augmentation de la difficulté de percevoir les alarmes, ainsi qu'un réel facteur de pénibilité. À la position de l'IADE, la puissance acoustique combinée de fonctionnement du ventilateur, du réchauffeur, de la table en montée, de la musique et des conversations atteint 69,6 dB(A), inférieur au seuil de danger de 80 dB(A) sur 8 heures recommandé par l'INRS, mais supérieur au seuil acceptable 55 dB(A) pour un travail demandant de l'attention [7].

Si les constructeurs peuvent travailler sur les niveaux d'émissions sonores de leurs équipements comme le préconise le

chapitre 12.7.3 de l'annexe 1 du règlement 2017/745 [8], il est difficilement concevable de préconiser d'augmenter encore le niveau sonore des alarmes. Ce réglage doit émaner d'une décision collégiale entre les équipes de bloc, les ingénieurs biomédicaux et les ingénieurs d'application, en fonction du type de chirurgie.

Une solution serait de concevoir un dispositif d'alerte, complémentaire aux alarmes sonores et visuelles existantes. En parallèle de cette première étude, STN développe depuis 2020 un système de reconnaissance des alarmes sonores CEI. La norme CEI 60601-1-8 autorise une plage variable de 150 à 500 Hz sur la

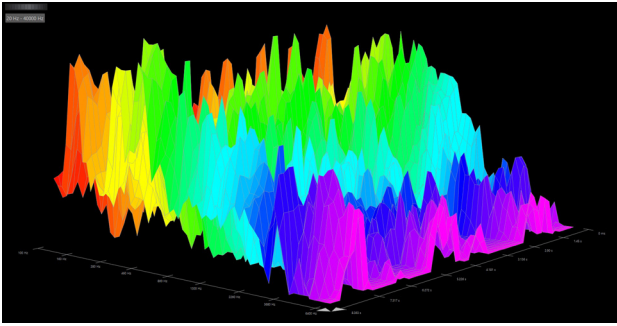


FIGURE 4
Spectrogramme d'un extrait de conversation au bloc (échelle logarithmique)

TABLEAU II
Niveaux de pression acoustique perçus par l'IADE selon les sources de bruit au bloc

Source de bruit	Niveau en dB(A)
Conversations	68
Alarme plaque du bistouri	62,9
Bruit du ventilateur	61,3
Aspiration	59,9
Table en montée	59,9
Sonnerie téléphone	59,9
Générateur d'air chaud	54,6
Musique	51,3
Porte de la salle	48,7
Ventilation de la salle	44

première note des alarmes [5], ce qui nous empêche de rechercher directement des suites de fréquence cibles avec une transformée de Fourier. Notre proposition est de détecter le schéma mélodique de l'alarme critique en comptant le nombre de demitons entre chaque note (nombre de $\sqrt[3]{2}$ sur le rapport entre deux fréquences fondamentales successives). À la suite d'une première démonstration du principe sur MATLAB par des étudiants de Master 2, le projet a été repris avec succès en milieu bruyant en 2022 par des étudiants de Master 1. Ce projet repose sur le principe de détection des fréquences fondamentales par l'algorithme de Yin [9] intégré dans un microcontrôleur TEENSY 4 à 600 MHz. Cette année, nous avons transposé l'algorithme sur un microcontrôleur ESP 32-S3 à 240 MHz associé à un émetteur Lora à 868 MHz, afin d'envoyer les alertes sur une montre connectée en limitant le risque de perturbations électromagnétiques. Ce travail reste strictement à caractère pédagogique. Il

prend toutefois en compte des contraintes de fiabilité, d'autonomie et d'hygiène.

En 2023, une participation à nouvelle étude sur le bruit au bloc opératoire nous a permis d'approfondir les impacts sur la pénibilité, ainsi que sur l'intelligibilité des alarmes. Quatre étudiantes infirmières de bloc (IBODE) nous ont sollicités en tant que guidant dans le cadre de leur travail de recherche et d'intérêt professionnel sur les nuisances sonores du laser chirurgical en urologie. Ce travail s'inscrit dans la continuité de l'étude de Carillo et al. de 2018 [10]. Nous leur avons proposé de reprendre les mêmes protocoles et matériels que l'étude précédente. Les captations ambiophoniques ont été réalisées par les IBODE dans 4 établissements de la région sur 3 modèles différents de lasers holmium : YAG :

- lors de la restitution des enregistrements d'un des sites, le niveau sonore a été augmenté de 5 dB par rapport au relevé de l'exposimètre pour obtenir une reproduction fidèle à l'expérience des IBODE. Ce bloc de 7 m par 10 m présente des fréquences de résonance multiples de 17 Hz sur la largeur du bloc, que l'on retrouve dans la bande de fréquence basse émise par le laser ;
- deux modèles de lasers génèrent un bruit jusqu'à 64,6 dB (A) à la position de l'IBODE, même hors tir, avec des pics caractéristiques autour de 120 Hz, 300 Hz et 800 Hz et une modulation marquée des basses fréquences entre 0,2 et 2 Hz, induisant un effet auditif particulièrement désagréable (figure 5) ;
- lors de l'utilisation de ces deux lasers, les IBODE rapportent des difficultés de compréhension lors des échanges oraux avec le chirurgien. La bande de fréquence à 800 Hz pourrait entrer en conflit avec les harmoniques de la voix et des alarmes. L'aspect systématique nous a orientés vers le domaine de la psychoacoustique et notamment vers l'effet de masquage des fréquences lors de la présence d'une fréquence continue plus basse d'un niveau inférieur de 10 dB [11]. Une bande de fréquence aux environs de 800 Hz à 60 dB a été identifiée

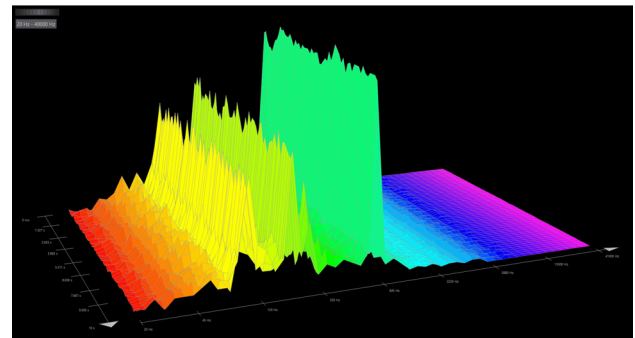


FIGURE 5
Spectrogramme avant gauche d'un laser chirurgical hors tir (échelle linéaire)

sur les lasers (*figure 5*) et pourrait créer un effet de masquage par rapport à des conversations de l'ordre de 70 dB.

Perspectives et conclusion

La plupart des sources de bruits au bloc opératoire, mise à part l'aspiration, n'interfèrent pas directement avec les fréquences des alarmes, ou sont directives, ou alors ponctuelles, n'empêchant théoriquement pas la perception du message d'alarme. Cependant, lors des restitutions des scénarios sonores, les alarmes d'apnée et de débranchement électrique ne sont que très peu ou pas perçues à leur niveau initial. Seule une étude de poste réalisée avec des psychoacousticiens, dans le cadre du Document unique d'évaluation des risques [12], permettrait de confirmer l'impact de l'effet de masque généré par la combinaison des sources de bruit au bloc opératoire.

À travers ces travaux, nos futurs Ingénieurs Biomédicaux ont compris la nécessité d'être vigilants lors de la conception des blocs et de travailler avec des architectes et des acousticiens afin de limiter la diffusion du bruit. Ils devront également collaborer avec les équipes du bloc et les ingénieurs d'application lors des essais de nouveaux équipements et de leur configuration avant mise en service.

Déclaration de liens d'intérêts : les auteurs déclarent n'avoir aucun lien d'intérêt en relation avec cet article.

Remerciements : toute l'équipe de SIS Team Nancy remercie chaleureusement :

- l'AFIB pour cette opportunité de partager un exemple de collaboration avec les équipes soignantes ;
- les étudiantes IADE : G. Guerioune, S. Roth, N. Rubbo, les étudiantes IBODE : E. Bellamy, M. Bruhin, L. Hell, C. Lombard, ainsi que leurs cadres formateurs ;
- les étudiants et anciens étudiants du master IB de l'université de Lorraine ayant participé au projet de reconnaissance des alarmes critiques : E. Boschetti, D. Heillouis, E. Weimer, M. Meneglier, L. Bernard, T. Pariset, V. Cosic, O. Dor, N. Kieffer, M. Camonin, L. Vautrain ;
- le Pr H. Bouaziz médecin anesthésiste au CHU de Nancy et initiateur de cette passionnante collaboration avec les étudiants infirmiers spécialisés ;
- le Pr W. Blondel, Directeur du département en science et Ingénierie pour la santé de l'université de Lorraine, ainsi que l'ensemble des enseignants et intervenants impliqués au quotidien sur l'ensemble de nos projets.

Références

- [1] Prototype d'insufflateur automatisé [Internet]. 2020 [cité 14 avril 2025]. Disponible sur : <https://www.youtube.com/watch?v=q4b8xt40mJM>.
- [2] Caractérisation d'enceinte froide [Internet]. 2022 [cité 14 avril 2025]. Disponible sur : <https://www.youtube.com/watch?v=26JLR-u2uYU>.
- [3] Sendelbach S. Alarm fatigue. *Nurs Clin North Am* 2012;47(3):375-82.
- [4] Fedi JC, Roehm V, Duval E, Bühr JP, Clerc-Urmès I, Arz JP, et al. La reconnaissance et critiques au bloc opératoire « Reconnaissance des alarmes critiques par les IADE au bloc opératoire ».
- [5] Afnor EDITIONS [Internet] [cité 14 avril 2025]. NF EN 60601-1-8. Disponible sur : <https://www.boutique.afnor.org/fr-fr/norme/nf-en-6060118/appareils-electromedicaux-partie-18-exigences-generales-pour-la-securite-de/fa148799/874>.
- [6] Tableau des pondérations physiologiques – dB (A) – Génie Acoustique© – Bureau d'études acoustique et vibrations [Internet] [cité 14 avril 2025]. Disponible sur : <http://www.genie-acoustique.com/spip.php?rubrique41>.
- [7] Bruit. Réglementation – Risques – INRS [Internet] [cité 14 avril 2025]. Disponible sur : <https://www.inrs.fr/risques/bruit/reglementation.html>.
- [8] Regulation – 2017/745 – EN – Medical Device Regulation – EUR-Lex [Internet] [cité 21 mars 2025]. Disponible sur : <https://eur-lex.europa.eu/eli/reg/2017/745/oj/eng>.
- [9] de Cheveigné A, Kawahara H. YIN, a fundamental frequency estimator for speech and music. *J Acoust Soc Am* 2002;111(4):1917-30.
- [10] Carillo L, Devic A, Soulié M, Gamé X. Évaluation du niveau sonore dans un bloc opératoire d'urologie. *Prog Urol* 2019;29(1):45-9.
- [11] Charlemagne P. Psychoacoustique: mesure subjective des paramètres d'intensité, de fréquence et de temps. France: Thèse, Université de Lorraine; 2010 Disponible sur; <https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01882907v1>.
- [12] Article R4121-1 – Code du travail – Légifrance [Internet] [cité 14 avril 2025]. Disponible sur : https://www.legifrance.gouv.fr/codes/article_lc/LEGIARTI000023795562.