

CFA/VISHNO 2016

Comparaison entre un modèle électroacoustique et des mesures LDV pour la caractérisation d'un transducteur électromagnétique à conduction osseuse

Y. Pene^a, J. Dury^a, J. Rosier^a, V. Zimpfer^b, P. Hamery^b et G. Blanck^b

^aEln, 43 Rue Michel Carré, 95100 Argenteuil, France

^bISL, 5 rue du Général Cassagnou, 68301 Saint Louis, France

y.pene@elno.fr



LE MANS

Autrefois, réservés au domaine de l'audioprothèse, les transducteurs à conduction osseuse intéressent désormais les fabricants de matériels audio pour la réalisation de systèmes de communications portables à la fois, discrets, et permettant de garder les oreilles libres. Les performances de ces systèmes sont encore éloignées de celles des écoutes acoustiques classiques, en raison d'une réponse en fréquence perçue limitée, d'une distorsion élevée, ainsi que d'une stéréophonie imparfaite. De plus il n'existe actuellement aucun dispositif permettant de limiter leur rayonnement acoustique aérien, nécessaire à leur discrétion. L'amélioration des points évoqués passe par une compréhension fine des mécanismes liés à la génération de la vibration, ainsi qu'à sa transmission par l'os jusqu'à l'oreille interne. Dans ces travaux, la réponse en fréquence d'un modèle électro-acoustique adapté est comparée à celle obtenue par mesures LDV (Laser Doppler Vibrometer) effectuées sur un transducteur osseux électromagnétique classique sans impédance de charge mécanique. Cette étude devrait notamment permettre d'affiner certains paramètres du modèle électro-acoustique. Enfin, on s'intéressera au comportement modal du boîtier plastique entourant le moteur.

1 Introduction

Le bandeau communicant (BDC), développé par Elno, voir Figure 1, fait partie de l'équipement global FELIN « Fantassin à Équipements et Liaisons Intégrés » destiné au fantassin français du XXI^e siècle. Il assure principalement des fonctions de communication et d'alertes sonores pour le soldat. Cet équipement permet de poursuivre une conversation dans un environnement type champ de bataille en gardant les oreilles libres et en s'isolant au maximum du bruit ambiant. Le BDC est équipé de deux ostéo-écouteurs et d'un ostéo-microphone.



FIGURE 1 – Bandeau communicant porté par un soldat de l'armée française.

Les systèmes d'écoutes ostéophoniques sont basés sur le principe de la transmission d'une vibration par un transducteur directement à l'oreille interne. Ainsi le son perçu ne passe en théorie plus par une voie aérienne reliée au tympan. Le transducteur est généralement positionné sur l'os zygomatique. Le premier système d'écoute ostéophonique de série fut conçu, produit et commercialisé par la société américaine RadioEar au début des années cinquantes. Ce produit était destiné aux audiologistes pour la réalisation de diagnostics de surdité. En 1970 et après un certain nombre d'années de recherche, RadioEar mis au point le modèle B71 [1], qui est encore aujourd'hui le plus utilisé dans le milieu de l'audiologie [2]. Ce transducteur a

fait l'objet d'un certain nombre d'études, aussi bien de la part de la communauté des audiologistes [3] [2] que de celle des acousticiens [4]. Ces études concernent principalement la perception auditive et l'oreille humaine mais certains auteurs se sont également intéressés à la modélisation électro-acoustique du transducteur [5].

Le transducteur développé par Elno pour le BDC fonctionne sur le même principe que le B71. Il se différencie de son prédécesseur par un choix des composants adapté à la communication et aux contraintes d'utilisations militaires. La Figure 2 représente le transducteur Elno boîtier ouvert (côté en contact avec la peau) et fermé (côté extérieur).



FIGURE 2 – Transducteur ostéophonique Elno ouvert et fermé.

Bien que parfaitement intelligible, la restitution sonore des systèmes ostéophoniques est encore relativement éloignée de celles fournies par des écoutes aériennes classiques. Cette différence est notamment due à une réponse en fréquence limitée du transducteur mais également à la propagation à travers l'os qui agit comme un filtre fréquentiel [6].

Le taux de distorsion harmonique est également plus important que celui d'un écouteur classique. A volume maximal et aux fréquences de résonances du système, celui-ci peut être supérieur à 10 % [2]. Ce taux important provient en partie de la nature même du transducteur qui est non-linéaire, mais qu'on linéarise autour d'un point de fonctionnement relativement restreint grâce à un aimant. Les distorsions observées proviennent également des pertes magnétiques par hystérésis. Elles peuvent être aussi causées par des phénomènes d'excursions trop importantes des parties mobiles. Il n'existe cependant pas de littérature sur ces sujets concernant les ostéophones. Enfin, on peut également évoquer une stéréophonie imparfaite de ce type de système. Ce phénomène trouve son origine dans

la propagation transcrânienne des ondes du transducteur jusqu'à l'oreille opposée [7] [8]. De plus, il n'existe actuellement aucun dispositif permettant de prédire leur rayonnement acoustique aérien nécessaire à leur discrétion.

Dans le but d'améliorer les différents points mentionnés ci-dessus, il est nécessaire de comprendre finement les différents mécanismes liés à la génération de la vibration, ainsi qu'à sa transmission par l'os et les tissus mous, jusqu'à l'oreille interne. Dans ces travaux, un modèle électro-acoustique issu de la littérature est adapté au transducteur du BDC [9]. Dans une deuxième partie, les résultats obtenus grâce à ce modèle sont comparés à ceux obtenus expérimentalement avec une impédance de charges de type mastoïde artificielle se rapprochant de l'os zygomatique. Afin d'étudier plus en profondeur le comportement mécanique du système, et notamment les excursions de ses parties mobiles, une mesure LDV est ensuite effectuée sur le transducteur suspendu dans l'air. Les résultats de mesures sont également comparés à ceux obtenus grâce au modèle electro-acoustique pour lequel une impédance théorique correspondant à l'air a été adaptée.

2 Modélisation électro-acoustique du transducteur ostéophonique

Le fonctionnement du transducteur considéré est basé sur les interactions entre grandeurs magnétiques et mécaniques dans un circuit magnétique à réductance variable. La Figure 3 représente une coupe transverse du transducteur monté dans son boîtier plastique.

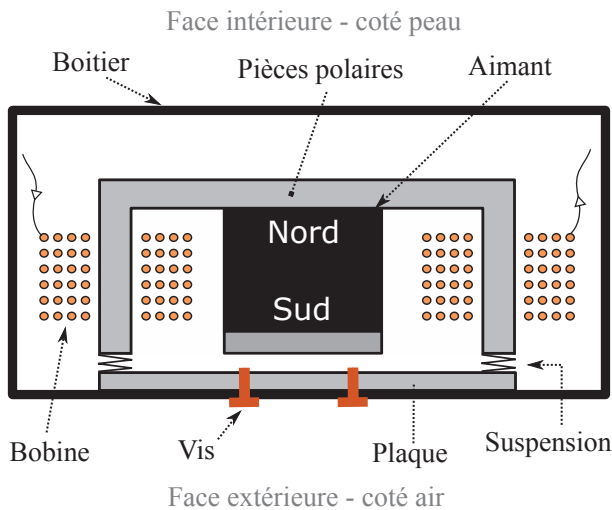


FIGURE 3 – Schéma transverse du transducteur ostéophonique.

Le circuit est constitué d'une partie mobile (aimant, pièces polaires et bobines) et d'une partie fixe attachée au boîtier (la plaque), toutes deux reliées par une suspension périphérique. Le modèle proposé pour représenter le transducteur du BDC est directement inspiré d'un modèle du transducteur B71 existant [9], [5]. Les valeurs des différents composants ont cependant été adaptées aux spécificités de notre transducteur. Ainsi, les deux bobines sont représentées par l'inductance L_0 et la résistance ohmique R_0 . Les pertes électriques dues aux courants de Foucault dans la bobine, ainsi que les pertes magnétiques dues au cycle d'aimantation hystérétique des pièces polaires,

sont représentées par une résistance ayant une dépendance fréquentielle de la forme ωR_ω . Pour la partie mécanique, la résistance R_1 et la compliance C_1 décrivent la suspension entre la plaque de fixation et la partie mobile. La masse de cette partie mobile (aimant + pièces polaires + bobine) est notée m_1 . On ajoute également les termes m_2 , C_2 et R_2 qui représentent respectivement la masse, la compliance et la résistance de la partie du boîtier qui n'est pas en contact avec la peau (face extérieure) et qui inclue donc la masse de la plaque de fixation du transducteur et ses deux vis. Le terme m_3 correspond à la masse de la partie du boîtier en contact avec la peau. Z_L , le dernier terme, décrit l'impédance mécanique de chargement du transducteur. Enfin, le couplage entre la partie électrique et mécanique y est représenté par transformateur de gain g . L'ensemble du schéma est représenté Figure 4. En pratique, les valeurs des différents paramètres ont été obtenues par des mesures électriques et mécaniques [5].

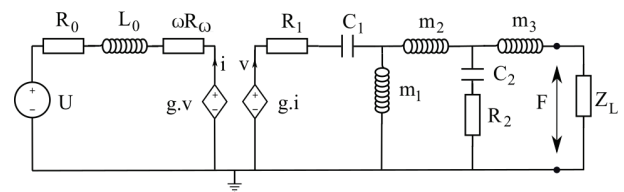


FIGURE 4 – Schéma électro-acoustique représentant le moteur ostéophonique Elno avec impédance de charge Z_L .

3 Comparaison expérimentale

3.1 Mesures sur Mastoïde artificielle

On cherche ensuite à comparer la réponse fréquentielle obtenue grâce au modèle électro-acoustique à une réponse expérimentale du transducteur appliquée sur la peau au niveau de l'os zygomatique. En pratique, il n'existe pas de système capable de reproduire l'impédance mécanique de la peau et de cet os. La réponse expérimentale est ici obtenue en positionnant le transducteur sur un dispositif de mastoïde artificielle Brüel & Kjaer BK4930, la mastoïde étant l'os dont les propriétés sont les plus proches de l'os zygomatique. Ce dispositif est constitué de différentes couches et mécanismes permettant de reproduire l'impédance de la peau et de l'os, et d'un capteur permettant de mesurer la force à l'interface transducteur-peau. Le moteur ostéophonique et la mastoïde artificielle sont pilotés *via* un système BK Pulse. L'ensemble du montage est schématisé Figure 5,

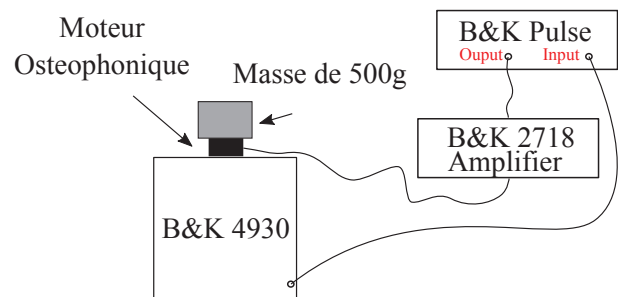


FIGURE 5 – Montage expérimental sur mastoïde artificielle BK 4930 pour la caractérisation du transducteur ostéophonique.

Le signal utilisé pour cette estimation est un sinus glissant évoluant de 100 à 10000 Hz, d'amplitude $U = 0.1$ V, de vitesse d'évolution constante et d'une durée $T = 5$ s.

Pour pouvoir comparer la réponse mesurée à celle calculée avec le modèle électro-acoustique, il faut également y inclure une impédance de chargement Z_L équivalente à la mastoïde artificielle. Celle-ci est incluse sous la forme d'une mesure expérimentale de la réponse du dispositif, voir [9] [10]. La réponse du modèle est obtenue grâce à une routine Matlab®.

La Figure 6 représente le module de la force F à l'interface transducteur-peau dans le domaine fréquentiel obtenu par modélisation et mesures expérimentales.

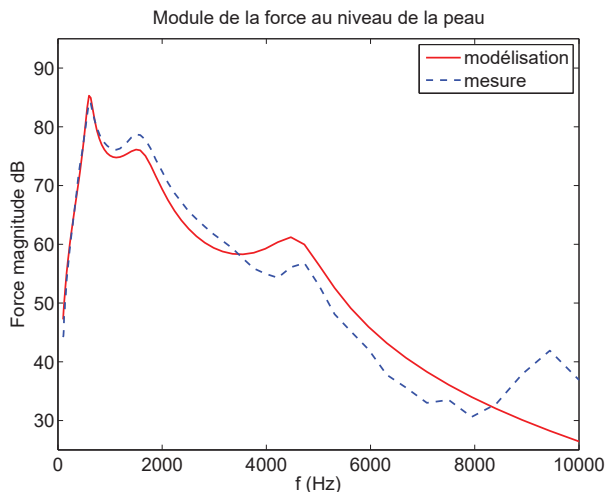


FIGURE 6 – Module de la force au niveau de la peau sur mastoïde artificielle (dB ref=1 μ N/V).

Les deux courbes possèdent des profils similaires, constitués de trois pics principaux situés autour de 600, 1500 et 4400 Hz. Le premier pic correspond à la résonance du système masse-compliance m_1/C_1 c'est à dire la masse de la partie mobile et la suspension la reliant à la plaque de fixation. Le deuxième pic correspond à la résonance du système constitué des masses m_2 et m_3 ainsi que des compliances et résistances de la mastoïde artificielle. Le troisième pic est principalement conditionné par le système masse compliance m_2/C_2 . Il correspond donc à la résonance de la paroi sur laquelle est fixée la plaque du transducteur. Enfin, le comportement hautes fréquences ($f > 5000$ Hz) dépend principalement de la résistance R_2 ainsi que de la résistance de la couche de peau modélisée dans la mastoïde artificielle. Globalement, on note un bon accord entre la prédiction du modèle et la réponse expérimentale avec un écart moyen sur la bande de fréquence considérée de 2,3 dB. On remarque juste une légère différence d'amplitude pour le deuxième pic de résonance ainsi qu'un écart en hautes fréquences, là où les phénomènes d'amortissement, dus à l'interface boîtier/homme sont les plus importants. Pour ces fréquences et vu la géométrie du boîtier, on peut cependant supposer que la modélisation électro-acoustique à base de constantes localisées n'est plus forcément valable, et ceci même en première approximation.

La modélisation électro-acoustique permet toutefois une prédiction réaliste de l'efficacité ainsi que du contenu fréquentiel du transducteur positionné sur la peau. Elle peut s'avérer particulièrement utile pour le dimensionnement des composants du transducteur, ou encore pour appréhender

l'influence d'une modification d'un des composants.

Afin de mieux comprendre certains phénomènes à l'origine de distorsion, ou encore pour améliorer la conception du système, il est nécessaire d'accéder à des informations plus détaillées concernant le comportement mécanique du transducteur.

Pour répondre en partie à ce besoin, on se propose dans la partie suivante de réaliser une mesure LDV (Laser Doppler Velocimetry). La technique permet de reconstruire le champ de vitesse ou d'accélération à la surface d'un objet. A la connaissance des auteurs, elle n'a jamais été appliquée sur un transducteur ostéophonique.

3.2 Mesures LDV dans l'air

Afin de pouvoir observer le comportement transducteur dans son ensemble, et notamment sur ses deux faces, il a été décidé pour cette première étude de le suspendre dans l'air. La suspension est réalisée à l'aide de fils fins maintenant le transducteur sur une potence, fixé par ses quatre extrémités. La tension des fils est ajustée pour opposer la plus faible résistance à ses mouvements. Les plus hautes fréquences de résonances du système de suspension mesurées grâce à un accéléromètre sont inférieures à 50 Hz, et donc inférieures aux résonances du transducteur. L'ensemble du montage est présenté Figure 7.



FIGURE 7 – Transducteur ostéophonique suspendu dans l'air pour mesures LDV.

Le vibromètre laser utilisé est le modèle PSV 400 de la marque Polytec. Le signal émis pour l'acquisition est du même type que celui employé sur la mastoïde. Il s'agit d'un

sinus glissant d'amplitude et de vitesse d'évolution constante variant entre 100 et 10000 Hz et de durée $T = 0,160$ s. Chacune des deux faces du transducteur est discrétisée en une grille de 12 points en largeur et de 21 points en hauteur pour un total de 252 points. Le système LDV effectue alors une acquisition automatique des accélérations pour chacun d'eux. Afin d'évaluer le modèle électro-acoustique et de le comparer aux résultats obtenus, on cherche à adapter son impédance de chargement mécanique Z_L au milieu dans lequel évolue le transducteur : l'air. L'impédance de chargement analytique connu se rapprochant le plus de notre configuration correspond à celle d'un piston oscillant non bafflé. Celle-ci est donnée par la formule suivante [11],

$$Z_L = \left[\frac{8}{(27\pi)^2} \left(\frac{\omega}{c_0} r \right)^4 + j \left(\frac{4}{3\pi} \frac{\omega}{c_0} r \right) \right] \rho_0 c_0 \pi r^2, \quad (1)$$

avec c_0 la célérité des ondes dans l'air, ρ_0 la masse volumique de l'air, et r le rayon du disque. r est ici choisi tel que la surface du disque correspond à celle d'une face du transducteur. La suspension du système est ici négligée. A partir de la force $F(\omega)$ obtenue avec notre modèle au niveau de la face intérieure, on calcule l'accélération correspondante selon la formule,

$$a(\omega) = j\omega \frac{F(\omega)}{Z_L(\omega)}. \quad (2)$$

La Figure 9 représente le module de l'accélération dans le domaine fréquentiel pour trois positions sur la face intérieure du transducteur. Ces trois positions sont indiquées sur le schéma Figure 8. On superpose également la courbe de l'accélération moyennée pour les 252 points de cette face et celle obtenue avec le modèle électro-acoustique.

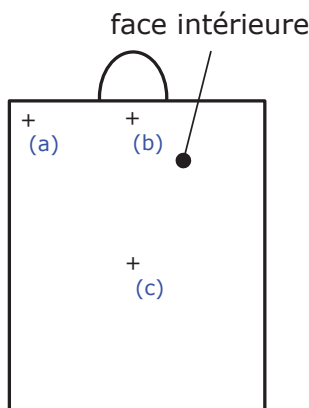


FIGURE 8 – Positions choisies pour mesures LDV sur la face intérieure du transducteur.

Les différents résultats expérimentaux obtenus avec le transducteur suspendu en l'air montrent une modification importante de la forme des courbes par rapport au cas de la mastoïde. On remarque notamment un décalage fréquentiel important des deux premiers pics de résonance. Un premier pic est ainsi observé à 743 Hz au lieu de 600 Hz dans le cas de la mastoïde. Le deuxième pic observé, dédoublé pour certaines positions, se situe autour de 1100 Hz au lieu de 1500 Hz. On note également des résonances hautes fréquences situées à 6000 et 8000 Hz. On peut alors directement interpréter ces différences comme provenant de la différence d'impédance de chargement. On remarque également de fortes différences dans l'amplitude des

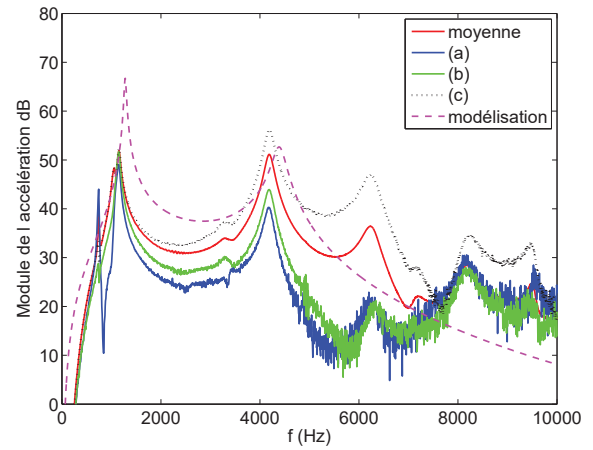


FIGURE 9 – Module de l'accélération sur la face intérieure du transducteur suspendu en l'air par des fils (dB ref = $10^{-3} m/s^2/V$).

pics selon les différentes positions mesurées. Ce résultat suggère l'existence d'un comportement modal relativement important.

On note enfin un accord moyen entre la courbe de réponse moyenne et le modèle électro-acoustique. Le premier pic situé à 700 Hz est absent de la modélisation. Le deuxième pic situé à 1100 Hz sur les mesures est ici positionné autour de 1500 Hz et son amplitude est supérieure de 12 dB. L'amplitude du pic autour de 4000 Hz semble correctement estimée avec un écart inférieur à 2 dB. Sa position fréquentielle est, légèrement surévaluée, 4200 au lieu de 4100 Hz. Enfin, les pics des fréquences supérieures sont absents de la modélisation. On peut donc supposer que l'impédance choisie n'est pas forcément adaptée aux conditions de mesures, notamment à cause de la suspension. On peut également se poser des questions sur la légitimité d'un modèle à constantes localisées lorsque les résultats d'expérience suggèrent un comportement modal.

Afin de mieux comprendre les différents phénomènes rencontrés, les modules des déformées mesurés autour des différents pics principaux sont tracés pour les faces intérieure et extérieure respectivement Figure 10 et 11. Pour des raisons d'observation, chacune des déformées est normalisée par rapport à son amplitude maximale.

De par sa symétrie selon les deux faces, la première résonance semble correspondre à un mode de corps rigide. Le caractère linéique des lignes d'isocontours indique également que le mouvement observé est en partie constitué d'oscillations autour d'un axe vertical et centré par rapport à la représentation du boîtier. On peut donc supposer que ce mode est associé à la résonance du système masse compliance de la partie mobile m_1/C_1 .

Pour le deuxième mode positionné à 1050 Hz, les lignes droites d'isocontour sur la face intérieure laissent penser qu'il s'agit d'un mouvement de corps rigide centré autour du coin en haut à gauche de la face du transducteur. On remarque cependant que du côté extérieur les lignes d'isocontours sont courbées autour des deux fixations du moteur.

On fait alors l'hypothèse que ce mode est dû à un mouvement de balance avant-arrière de la partie mobile sur sa compliance, entraînant avec elle le système de fixation du moteur et déformant la paroi sur laquelle il est fixé.

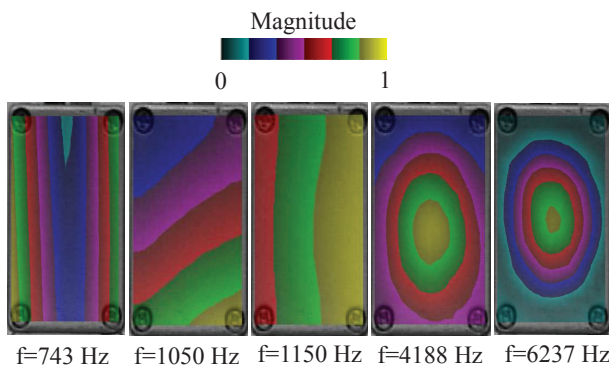


FIGURE 10 – Déformées associées aux principaux pics de résonance de l'accélération dans le domaine fréquentiel sur la face intérieure du transducteur.

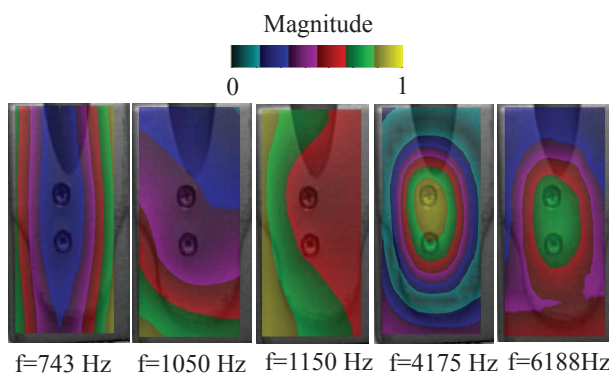


FIGURE 11 – Déformées associées aux principaux pics de résonance de l'accélération dans le domaine fréquentiel sur la face extérieure du transducteur.

La même observation peut être faite pour le troisième mode situé à 1150 Hz avec cette fois un mouvement perpendiculaire à celui du mode précédent. On peut alors imaginer que ces mouvements de balancier, indésirables, nuisent au taux de distorsion du moteur. Les deux modes observés en plus hautes fréquences semblent tous les deux provenir de résonances des parois du boîtier. En l'état il semble difficile de faire toute interprétation supplémentaire. Des investigations supplémentaires sont en cours qui permettront notamment de mesurer l'accélération au niveau de la face intérieure avec une impédance de charge différente.

4 Conclusion

Dans ces travaux, un modèle électro-acoustique de transducteur osseux a été adapté à celui fabriqué par Elno équipant l'armée française. Ce modèle a été validé par comparaison expérimentale effectuée sur mastoïde artificielle. Le bon accord obtenu entre mesure et modèle confirme la pertinence de l'approche. Dans un deuxième temps, une mesure LDV a été effectuée sur les deux faces du transducteur suspendu dans l'air afin d'analyser plus finement son comportement mécanique. Les résultats obtenus montrent notamment un comportement modal du transducteur et de sa partie mobile, qui semble non-négligeable, et source probable de distorsion.

Dans cette configuration, le modèle électroacoustique à

constante localisée semble ne pas rendre compte pleinement du comportement du transducteur et l'impédance de chargement utilisée ne rend a priori pas compte du système d'attaches fabriqué.

A l'avenir, il sera intéressant d'effectuer des mesures LDV sur le boîtier ouvert afin de confirmer les différentes hypothèses présentées. Il pourrait également être intéressant d'effectuer une mesure sur le boîtier posé sur la peau. Les résultats obtenus pourraient ensuite par exemple être utilisés pour établir un modèle de rayonnement aérien, particulièrement utile pour prédire la discrétion du transducteur.

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier Sebastien De Mezzo pour sa précieuse collaboration.

Références

- [1] B71W bone conduction transducer. http://www.radioear.us/pdfs/RE.B71W_R2016.pdf
- [2] K. J. Jansson, B. Hakansson, L. Johansen, T. Tengstrand, Electro-acoustic performance of the new bone vibrator Radioear B81 : a comparison with the conventional Radioear B71, *Int J Audiol.* **54(5)**, 334-340 (2015).
- [3] W. D. Richards, T. Frank, Frequency Response and Output Variations of Radioear B71 and B72 Bone Vibrators, *Ear and Hearing* **3(1)**, 37-38 (1982).
- [4] R. H. Margoulis, S. M. Stiepan, Acoustic method for calibration of audiometric bone vibrators, *J Acoust Soc Am.* **131(2)**, 1221-1225 (2012).
- [5] D. Cortes, Bone conduction transducers : output force dependency on load condition, Report No. SE-412 96, Chalmers University (2002).
- [6] S. Stenfelt, R. L. Goode Transmission properties of bone conducted sound : measurements in cadaver heads, *J Acoust Soc Am.* **118(4)**, 2373-2391 (2005).
- [7] S. Stenfelt, Transcranial attenuation of bone-conducted sound when stimulation is at the mastoid and at the bone conduction hearing aid position, *Otol Neurotol* **33(2)**, 105-114 (2012).
- [8] S. Stenfelt, Acoustic and physiologic aspects of bone conduction hearing, *Adv Otorhinolaryngol.* **71**, 10-20 (2011).
- [9] H. Lundgren, Bone Conduction Transducers and Output Variability, Report No. EX042/2010, Chalmers University (2011).
- [10] B. Hakansson, P. Carlsson, A. Tjellstrom, The Mechanical point impedance of the human head, with and without skin penetration, *J Acoust Soc Am.* **80(4)**, 1065-1075 (1986).
- [11] M. Rossi, *Electro-acoustique*, Dunod (1986).