



HAL
open science

Caractérisation par l'étude de l'impédance électrique d'un transducteur électrodynamique mécaniquement chargé par différents matériaux

Quentin Consigny, Arthur Paté, Jean-Loïc Le Carrou, Hugues Genevoix

► To cite this version:

Quentin Consigny, Arthur Paté, Jean-Loïc Le Carrou, Hugues Genevoix. Caractérisation par l'étude de l'impédance électrique d'un transducteur électrodynamique mécaniquement chargé par différents matériaux. 16ème Congrès Français d'Acoustique, CFA2022, Société Française d'Acoustique; Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique, Apr 2022, Marseille, France. <hal-03848334>

HAL Id: hal-03848334

<https://hal.science/hal-03848334v1>

Submitted on 10 Nov 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire HAL, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



HAL Authorization



16^{ème} Congrès Français d'Acoustique
11-15 Avril 2022, Marseille

Caractérisation par l'étude de l'impédance électrique d'un transducteur électro-dynamique mécaniquement chargé par différents matériaux.

Q. Consigny ^a, A. Paté ^b, J-L. Le Carrou ^a H. Genevois ^a

^a LAM UMR 7190 - CNRS - Sorbonne Université, 75005 Paris

^b Univ. Lille, CNRS, Centrale Lille, Univ. Polytechnique Hauts-de-France, Junia, UMR 8520 - IEMN, F-59000 Lille, France,



Afin de transmettre des informations à une personne de manière vibrotactile, l'utilisation de transducteurs électrodynamiques est souvent privilégiée car elle présente une grande dynamique et une large bande passante. Pour caractériser ces systèmes, la réponse en fréquence est classiquement donnée pour un vibreur non couplé (donc sans pression sur la partie mobile) au système excité (peau de l'utilisateur).

Or, lors de cette association entre la peau et le transducteur, la contrainte mécanique exercée modifie le comportement du transducteur. Il est donc nécessaire de connaître la réponse en fréquence lorsque le transducteur est couplé. Différents tests ont montré que les méthodes utilisant un capteur de force ne nous permettent pas d'estimer correctement la pression du transducteur sur la peau (surface de contact trop faible, position fixe du bras difficile à tenir...). Les technologies alternatives (transducteur hydraulique, pneumatique, ressorts comprimés...) deviennent vite invasives ou moins résilientes. De plus, ce couplage, en déformant la peau et ses mécanorécepteurs, altère la perception des signaux vibrotactiles. L'intérêt de caractériser le transducteur chargé est donc double, il permet de mesurer la charge appliquée au transducteur (qui modifie le signal généré) mais aussi la charge appliquée sur la peau (qui modifie le signal perçu).

Nous proposons une estimation de la pression exercée sur le transducteur à partir de la mesure de son impédance électrique. Des liens entre l'évolution de la courbe d'impédance du transducteur (décalage de la fréquence de résonance, évolution de l'amplitude de l'impédance...) et la charge mécanique appliquée sont recherchés.

Une modélisation électromécanique du transducteur permet d'interpréter ces observations. L'exploitation de cette modélisation améliore la répétabilité des couplages vibreur-peau. Entre autres, la pression exercée sur la peau peut être ajustée en mesurant la fréquence de résonance du transducteur.

1 Introduction

Les signaux vibrotactiles sont des vibrations destinées à être perçues grâce au sens du toucher. D'un point de vue physique, ces signaux sont assimilables à des signaux audios. Ce sont des signaux temporels à une dimension et au spectre classiquement compris entre 20 Hz et 1 kHz [1].

Parmi les technologies de diffusion de ces signaux, les actionneurs électro-dynamiques à bobine mobile font partie des transducteurs les plus intéressants [2]. Ce type de transducteur présente la plage de fréquence et les variations d'amplitudes les plus larges, ce qui leur permet d'offrir de grande possibilité de « jeu » dans la composition des signaux.

Dans le cadre du projet ANR Staccato¹, sont élaborés des bracelets vibrotactiles (voir figure 1) à travers lesquels sont diffusés des signaux sur les poignets de participants. Cette diffusion est effectuée à travers des transducteurs électrodynamiques (modèle DAEX13CT-4 de Dayton Audio). Le couplage transducteur-peau modifie les comportements à la fois du transducteur (une augmentation des contraintes exercées sur le transducteur augmente sa fréquence de résonance et diminue le module d'impédance à la résonance [3]) et des mécano-récepteurs (récepteurs sensoriels utilisés par le sens du toucher). Pour ces mécano-récepteurs une augmentation de la pression exercée sur la peau diminue leur sensibilité [4] sur l'ensemble du spectre. Cet effet a tendance à être accentué lorsque le signal s'éloigne de la fréquence du maximum de sensibilité (environ 250 Hz [1]). Ces changements entraînent alors des modifications des signaux perçus par les utilisateurs de bracelets vibrotactiles [1]. Le contrôle du couplage du vibreur avec le poignet du participant permettrait donc d'améliorer la reproductibilité des expériences, et à terme améliorerait l'expérience des utilisateurs avec ce genre de transducteur.

La pression exercée par le transducteur sur la peau est

la principale caractéristique à extraire de ce couplage. Des capteurs dédiés à ce genre de mesure existent (capteurs de force à résistance, appelés capteurs « FSR » pour « force-sensing resistor »), mais la mesure ne peut correctement être effectuée que sur des surfaces rigides [5], ce qui n'est pas le cas de la peau. Des tentatives de mesures avec ces capteurs et ces bracelets ont été effectuées mais aucune mesure fiable n'a pu être extraite. De manière générale, la mise en place d'un capteur entre la peau et le vibreur modifie le couplage de ces deux éléments. Il faudrait donc réussir à extraire les caractéristiques du couplage vibreur-peau sans ajouter d'élément entre ces deux parties.

L'hypothèse est qu'il serait possible de déterminer la pression exercée par le transducteur sur un matériau en étudiant sa courbe d'impédance électrique. Les modèles proposés pourraient alors nous guider dans les données à extraire des courbes d'impédance (fréquence de résonance, module d'impédance à la fréquence de résonance, valeurs asymptotiques, facteur de qualité de la résonance...). Des modélisations électro-mécaniques de couplage équivalent ont déjà été proposées [6, 7].

Dans cette étude nous commencerons par observer l'évolution de l'impédance électrique d'un transducteur couplé à un matériau rigide avec une pression croissante. Nous chercherons alors à extraire une ou plusieurs caractéristique(s) de l'impédance du vibreur liée(s) à la valeur de la pression du couplage. Nous nous intéresserons ensuite à des mesures d'impédance (toujours réalisées avec ce type de vibreur) obtenues avec le transducteur couplé au poignet d'utilisateur avec différentes « intensités » de serrage.

Nous concluons alors sur la possibilité de valider le niveau de serrage d'un bracelet vibrotactile tel que celui étudié en réalisant une mesure d'impédance initiale.

1. <https://anr.fr/Projet-ANR-19-CE38-0008>



FIGURE 1 – Bracelet vibrotactile utilisé dans le projet Staccato

2 Méthodes expérimentales

2.1 Matériel

Les mesures d'impédance présentées ici sont réalisées à l'aide d'un analyseur d'impédance². Le matériau couplé est un cube d'acier de 8 cm de côté.

Le transducteur est fixé à un support muni d'une glissière micrométrique. Ce support permet donc de contrôler facilement la distance entre le transducteur et le matériau couplé avec une précision de quelques micromètres.

2.2 Mesure sur un matériau rigide

Le transducteur est approché du matériau (grâce à la glissière) par pas d'une centaine de micromètre. On distingue alors 3 phases différentes (présentées en figure 2). À chacun de ces pas, une mesure d'impédance électrique du transducteur est réalisée. Elle consiste à mesurer le module d'impédance (et le déphasage, qui ne sera pas exploité ici), pour 1000 fréquences, linéairement réparties entre 20 Hz et 1800 Hz.

La phase « sans contact » (figure 2.A) correspond à un transducteur non couplé au matériau, les mesures d'impédance correspondent alors à une mesure d'impédance « à vide ».

On trouve ensuite une phase durant laquelle le matériau est « en approche » (figure 2.B). Durant cette phase, le transducteur rentre ou non en contact avec le matériau (selon si l'amplitude de déplacement du transducteur à cette fréquence lui permet de toucher le matériau). À la fin de cette phase, le transducteur s'écrase progressivement sur le matériau.

La dernière phase (figure 2.C), dite d'« écrasement », correspond à la phase durant laquelle le transducteur est totalement écrasé sur le matériau. Faire avancer le glissière augmente la pression exercée sur le transducteur mais la partie mobile du vibreur ne s'écrase pas davantage.

2.3 Mesure sur le poignet d'un utilisateur

Comme évoqué dans la partie 1, les vibreurs utilisés ici sont destinés à la création de « bracelet vibrotactile ». Une seconde expérience consiste à réaliser une mesure

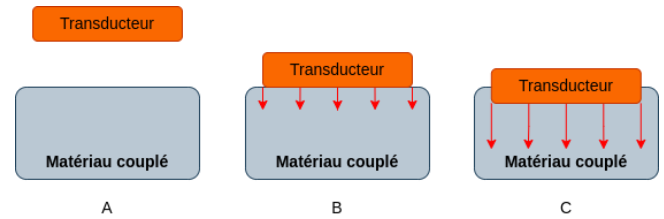


FIGURE 2 – Schémas du vibreur dans les phases dites « sans contact » (A), « en approche » (B) et d'« écrasement » (C).



FIGURE 3 – Vibreur fixé sur le poignet d'une participante durant une mesure d'impédance.

d'impédance similaire, mais cette fois avec un de ces « bracelets vibrotactiles » couplé au poignet (face interne) d'un utilisateur.

Cette fois, il est d'abord demandé aux utilisateurs de fixer le bracelet (figure 3) de la même manière qu'ils fixeraient un bracelet de montre. Le serrage doit leur paraître confortable. Ce serrage est appelé « serrage standard » [8]. Une mesure d'impédance est alors réalisée, puis le serrage du bracelet est augmenté (en diminuant son diamètre de 2 crans), ce qui permet de réaliser une mesure d'impédance dans les conditions du « serrage augmenté ». Enfin, de manière inverse, en diminuant le serrage depuis le « serrage standard », la mesure du « serrage diminué » est obtenue.

Pour l'ensemble des mesures, il est demandé aux participants de « garder la main ouverte, détendue et orientée vers le haut » (figure 3).

3 Résultats

Chaque mesure présentée est la médiane d'une série de 5 mesures identiques.

4. Extrait de la fiche technique du constructeur, disponible à <https://www.daytonaudio.com/images/resources/295-220-dayton-audio-daex25ct-4-specifications.pdf>

2. E4990A de Keysight : <https://www.keysight.com/fr/en/product/E4990A/>

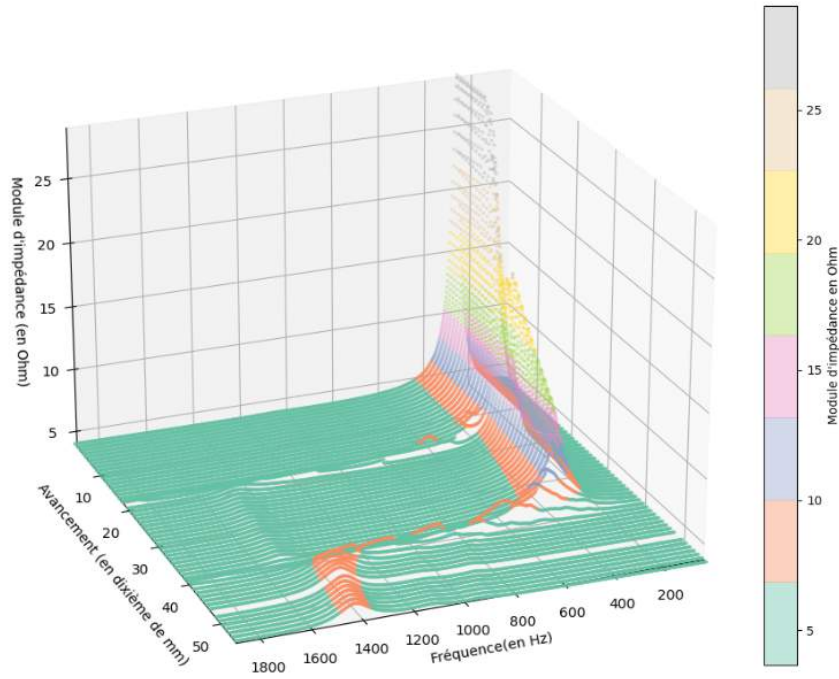


FIGURE 4 – Ensemble des courbes représentant l'impédance (en Ohm) sur un spectre de 20 Hz à 1800 Hz. L'avancement du transducteur (de 0 à 5 mm par pas de 0,1 mm) associé à chaque courbe est donné en dixième de millimètre. Une courbe représente 1000 points sur le spectre. La couleur des points est directement liée à la valeur du module d'impédance

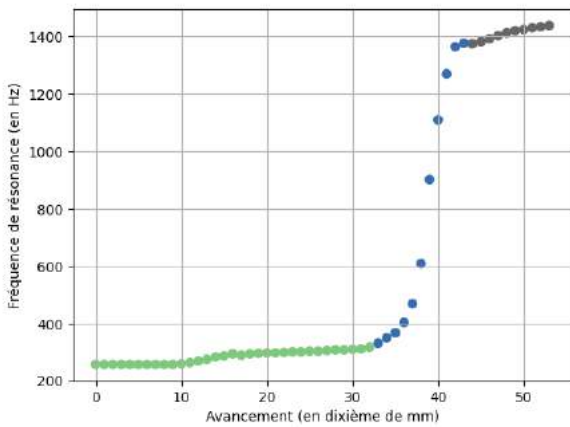


FIGURE 5 – Fréquence de résonance (en Hz) en fonction de l'avancement (en dixième de millimètre) du transducteur. Les points verts correspondent à la phase « sans contact », les points bleus à la phase « en approche » et les points gris à la phase d'« écrasement ».

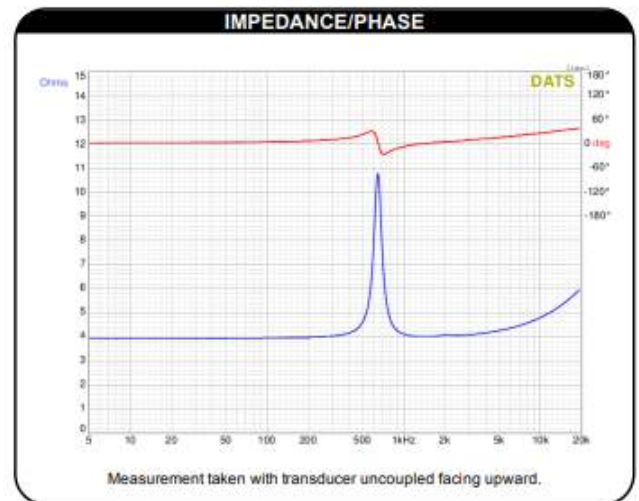


FIGURE 6 – Module d'impédance et déphasage pour un transducteur non couplé⁴. La courbe bleue donne le module d'impédance en Ohm et la courbe rouge le déphasage en degré.

3.1 Sur un matériau rigide

La figure 4 présente l'ensemble des 50 courbes (correspondant aux 5 millimètres de course du transducteur) d'impédance réalisées sous la forme d'un graphique en 3 dimensions. Une donnée, exploitée dans la partie 4 est synthétisée dans la figure 5. Il s'agit de la fréquence de résonance du vibreur.

Sur la figure 4 on retrouve pour la phase « sans contact » (pour des avancements inférieurs à 2,5 mm) des courbes ayant la même forme et la même fréquence de résonance que celle donnée par le constructeur avec un transducteur « à vide » (voir figure 6). La figure 5 (pour le même niveau d'avancement) confirme cette observation.

Pour la phase d'« écrasement », (un avancement de plus de 4 mm sur les figures 4 et 5) on remarque un comportement asymptotique. La fréquence de résonance a augmenté de 1200 Hz par rapport à la courbe initiale (correspondant à la phase « sans contact »). Sur la figure 4, on peut également voir que le module d'impédance à la fréquence de résonance est divisé par 4.

Entre ces deux phases, la phase « en approche » relie ces deux courbes. On observe alors un décalage rapide de la fréquence de résonance (ici 1600 Hz par millimètre d'avancement). Cette zone est ici restreinte à quelques dixièmes de millimètre.

L'allure générale de la courbe de fréquence de résonance en fonction de l'avancement (figure 5) décrit donc une sigmoïde pour laquelle les valeurs asymptotiques correspondent au module d'impédance du transducteur « à vide » et « écrasé ».

3.2 Sur le poignet de l'utilisateur

On trouve sur la figure 7 la valeur moyenne de la fréquence de résonance pour chaque serrage présenté dans la partie 2.3. Le segment bleu mesure deux écarts-types et est centré sur la moyenne pour chaque série.

On observe, de la même manière que dans la partie 3.1 une augmentation de la fréquence de résonance lorsque la pression exercée sur le transducteur augmente. L'écart-type du serrage « standard » vaut 1,5 fois celui du serrage « diminué ». Une quantité plus importante de données serait nécessaire afin de mener des analyses complémentaires et de valider la significativité de ces écarts.

4 Analyse

4.1 Analyse théorique du transducteur sur un matériau rigide

Un circuit équivalent de notre transducteur est donné en figure 8 (R_t et L_t représentent la résistance et l'inductance du transducteur). En notant y la position de la partie mobile de notre transducteur, B le champ magnétique généré par l'aimant du transducteur et l la longueur du bobinage, on peut établir une relation (1) entre la force électromotrice d'induction et le déplacement de la bobine.

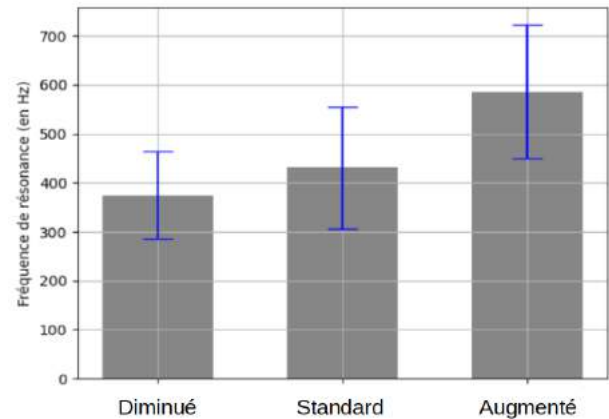


FIGURE 7 – Valeur moyenne (pour 10 mesures) de la fréquence de résonance (en Hz) pour les 3 types de serrages présentés dans la partie 2.3. Les segments bleus représentent l'écart-type de chaque série.

$$e(t) = Bl \frac{dy}{dt}(t) \quad (1)$$

Une modélisation classique du schéma électrique d'un transducteur couplé [3] consiste à assimiler le transducteur à un circuit RL (résistance bobine) en série avec à un circuit RLC (résistance, bobine et condensateur). Ce circuit RLC (fictif) représente alors l'impédance « motionnelle » dans le schéma (partie de l'impédance électrique du système dû à ses caractéristiques mécaniques), son expression dépend des grandeurs mécaniques dans le montage (force de rappel élastique du couplage, frottement fluide, masse du matériau couplé ...).

La figure 9 présente cette modélisation du transducteur [3]. On y retrouve dans la zone d'impédance propre au transducteur (Z_t) la résistance et l'inductance de transducteur (R_t et L_t). Une zone dédiée à l'impédance « motionnelle » est également présente (Z_m), on y trouve R_m L_m C_m la résistance, l'impédance et la capacité « motionnelle » dont les grandeurs seront déterminées par les caractéristiques mécaniques du couplage.

Pour un transducteur possédant une partie mobile de masse m , subissant une force de rappel élastique k et un coefficient de frottement λ (avec $y = 0$ la position du transducteur au repos), on peut déterminer l'équation complexe de son comportement mécanique (2)

$$m(j\omega)^2 y = -k(j\omega)^2 x - \lambda j\omega y - ilB \quad (2)$$

On peut à partir de l'équation (1) et d'une loi des mailles (permettant de relier u , e et i) déterminer également l'équation complexe de son comportement électrique (3) :

$$u + j\omega y Bl = ri + Lj\omega i \quad (3)$$

On peut alors extraire depuis l'équation (2) une expression de i en fonction de y et remplacer le terme dans l'équation (3). De cette relation entre u et i peut alors être

déterminée l'expression du rapport u / i (correspondant à l'impédance du circuit). Ici cette impédance est donné par l'équation (4)

$$Z = r + Lj\omega + \frac{(Bl)^2}{mj\omega + \lambda + \frac{k}{j\omega}} \quad (4)$$

On observe donc que l'impédance du transducteur couplé est déterminée à la fois par des caractéristique électronique propre au transducteur, mais également à des caractéristiques mécaniques de son couplage. Ce genre de modélisation faisant appel à une impédance électrique équivalente (dite « motionnelle ») est une méthode classique pour l'étude des transducteurs piézo-électriques [9]. Il s'agit d'une adaptation du modèle de Thiele-Small [10].

4.2 Analyse des résultats pour un matériau rigide

La figure 4 présente les 50 courbes d'impédance. C'est à partir des données de ce graphique qu'a été réalisée la figure 5 (qui présente les valeurs pour lesquelles est atteint chaque maximum de cette figure). On remarque que pour la figure 5, on retrouve dans la zone « sans contact » (points verts) la fréquence de résonance indiquée par le constructeur (environ 300 Hz d'après la figure 6).

Pour la phase d'« écrasement » on observe (figure 5, points gris) un comportement asymptotique. Cela s'explique grâce au modèle précédemment évoqué [3]. La partie mobile du transducteur est complètement contrainte. Dans le modèle associé l'impédance « motionnelle » n'a donc plus de raison d'évoluer. En effet, l'ensemble des grandeurs mécaniques (force de rappel, frottements fluides...) déterminant l'impédance « motionnelle » n'évolue plus. On retrouve alors toujours un filtre passe-bande mais dont les caractéristiques (fréquence de résonance, facteur de qualité, module d'impédance à la résonance...) ont évolué depuis les conditions « à vide ».

Enfin, sur la phase « en approche » on remarque que la fréquence de résonance évolue proportionnellement à l'avancement et donc à la pression exercée par le matériau sur le transducteur. Ceci s'explique, toujours en reprenant la modélisation avec impédance « motionnelle » [3], par le fait que les grandeurs mécaniques utiles au calcul de cette impédance évoluent proportionnellement à l'avancement).

De la fin de la phase d'« approche » au début de la phase d'« écrasement », on remarque qu'il existe une bijection entre l'avancement (et donc la pression) et la fréquence de résonance du transducteur. L'hypothèse émise à partir du modèle [3] semble donc être vérifiée par l'expérience, la pression exercée sur le transducteur peut être déterminée à partir de la courbe d'impédance du transducteur. En prenant pour origine des avancements ($x = 0$) l'avancement pour lequel la fréquence de résonance est égale à la moyenne des fréquences de résonance « sans contact » et d'« écrasement », la fréquence de résonance F_{res} suit une fonction sigmoïde de la forme (5) avec F_{vide} la fréquence de résonance « à vide » et F_{max} la fréquence de résonance pour un transducteur dans la phase d'« écrasement ».

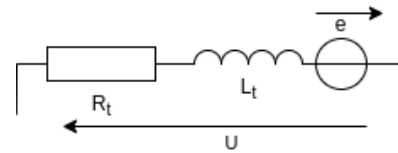


FIGURE 8 – Schéma électronique du transducteur « à vide »

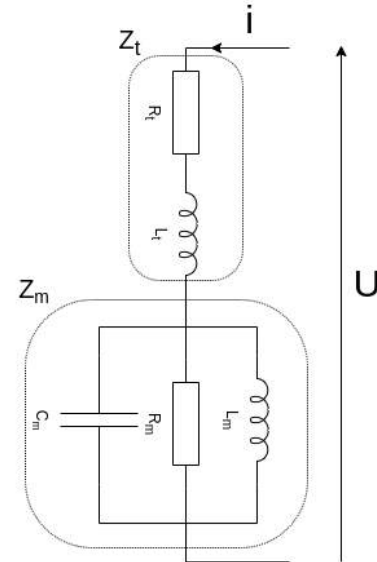


FIGURE 9 – Schéma électronique de la modélisation du comportement du transducteur par ajout d'une impédance « motionnelle »

$$F_{res} = F_{vide} + \frac{F_{max} - F_{vide}}{1 + exp^{-\lambda x}} \quad (5)$$

Avec ces transducteurs, on a $F_{vide} = 250$ Hz, $F_{max} = 1450$ Hz (lues sur les figures 4 et 5), et $\lambda \approx 0,8$ (déterminé manuellement). Avec le transducteur utilisé dans cette expérience, l'application numérique donne alors l'équation (6) :

$$F_{res} = 250 + \frac{1200}{1 + exp^{-0.8x}} \quad (6)$$

Les résultats ne sont pas présentés ici, mais il semble que le coefficient λ soit directement lié à la rigidité du matériau couplé. Moins un matériau a tendance à se déformer, plus il déformera le transducteur. La zone de transition entre les deux courbes asymptotiques est alors resserrée (la distance à parcourir avant d'écraser complètement le transducteur est plus faible), ce qui se traduit par une augmentation du coefficient λ .

notant

4.3 Du transducteur couplé au poignet

L'analyse de la partie 4.2 met en évidence la possibilité d'utiliser le modèle théorique de [3] afin de connaître

l'avancement du transducteur (et donc la pression exercée dessus) à partir de la fréquence de résonance du vibreur. Cette mesure d'impédance a été réalisée sur un matériau très rigide et inerte (bloc d'acier). La figure 7, décrite dans la section 3.2, nous permet d'élargir une partie de ces résultats sur un matériau tout à fait différent (bras d'utilisateur).

L'augmentation de la fréquence de résonance induite par une augmentation du serrage du bracelet sur le poignet des participants permet de retrouver le modèle du filtre passe-bande, à une fréquence de résonance liée à la pression exercée sur le transducteur.

L'évolution des écarts-types peut également être étudiée. Le serrage du bracelet « diminué » est sans doute le plus simple à reproduire. La pression qui lui est associée est très faible, le comportement du vibreur est assez proche d'un vibreur qui serait simplement posé sur la peau du participant. Parmi les 3 séries de fréquence de résonance, le fait de retrouver l'écart-type le plus faible dans cette série semble donc tout à fait cohérent. Et par extension, on comprend que l'écart-type plus important pour la série du serrage « standard » doit être dû au fait que les participants ne choisissent pas la même pression comme référence d'un serrage « confortable ».

On s'attend initialement à retrouver une fréquence augmentée et un écart-type plus faible pour la dernière mesure (puisqu'à partir d'un certain écrasement, la courbe de la fréquence de résonance connaît un comportement asymptotique). La fréquence est en effet augmentée, mais l'écart-type conserve sa taille.

5 Conclusion

Les modélisations du comportement électrique des transducteurs électro-dynamiques couplés proposées dans la littérature coïncident avec les mesures d'impédances réalisées. Les vibreurs couplés voient leur courbe d'impédance évoluer avec à la pression exercée sur eux jusqu'à atteindre un comportement limite correspondant à un transducteur complètement écrasé. On peut donc déterminer son écrasement à partir de la fréquence de résonance du transducteur.

Le même protocole est difficilement réalisable sur un poignet (une mesure d'impédance prend environ une minute, le graphique en trois dimensions représente donc une heure de mesure, l'utilisateur devrait rester immobile pendant ce temps). La réalisation, sur le poignet de 10 participants, de 3 mesures d'impédance correspondant à 3 serrages différents de bracelet permet tout de même d'observer la même tendance (une augmentation du serrage augmente la fréquence de résonance du transducteur jusqu'à une fréquence limite).

L'hypothèse initiale, qui consistait à penser qu'« il serait possible de déterminer la pression exercée par le transducteur sur un matériau en étudiant sa courbe d'impédance électrique » semble donc être vérifiée pour des matériaux rigides, inertes mais pourrait a priori l'être pour des matériaux plus complexes (tissus vivants). Des études

complémentaires seront menées dans ce sens.

La mesure de la fréquence de résonance électrique est a priori un critère suffisant pour déterminer la pression exercée par le transducteur sur le matériau. La réalisation d'un circuit électronique effectuant cette mesure de fréquence de résonance est relativement simple à mettre en place. On peut donc imaginer, dans un futur proche, réaliser pour un bracelet vibrotactile un circuit électronique de faible encombrement qui permettrait d'ajuster le serrage du bracelet en analysant sa fréquence de résonance. Un tel dispositif permettrait d'améliorer les conditions de perception des signaux vibrotactiles.

Remerciements

Ce travail a bénéficié d'une aide de l'État gérée par l'Agence Nationale de la Recherche au titre du projet PRC « Staccato » (ANR-19-CE38-0008).

Références

- [1] R. Verrillo, A. Fraioli, R. Smith, Sensation magnitude of vibrotactile stimuli, *Perception & Psychophysics* **6**, 366–372 (1969)
- [2] M. Marshall, M. Wanderley, Vibrotactile feedback in digital musical instruments, *Proceedings of New interfaces for musical expression*, 226–229 (2006)
- [3] M. Dodd, W. Klippel, J. Oclew-Brown, Voice Coil Impedance as a Function of Frequency and Displacement, *Proceedings of the 117th AES Convention*, paper 6178 (2004)
- [4] P. Lamoré, C. Keemink, Evidence for different types of mechanoreceptors from measurements of the psychophysical threshold for vibrations under different stimulation conditions, *JASA* **83**(6) (1988)
- [5] Y. Visell, J. Cooperstock, Design of a vibrotactile display via a rigid surface, *Proceedings of the IEEE Haptics Symposium*, 133–140 (2010)
- [6] G. Anazawa, The Coupling Factor Dependence of Lossy Voice Coil Impedance Based of Transformer Model, *Proceedings of Forum Acusticum*, 559–566 (2020)
- [7] M. Azadi, L. Jones, Vibrotactile actuators : Effect of load and body site on performance, *Proceedings of the IEEE Haptics Symposium*, 351–356 (2014)
- [8] Q. Consigny, A. Paté, J.-L. Le Carrou, Évaluation perceptive du niveau de quantification d'un signal vibrotactile, *Congrès Français d'Acoustique* (2022)
- [9] A. Hamed, Conception, simulation et implantation sur SOPC d'un analyseur d'impédance rapide dédié aux capteurs et transducteurs piézoélectriques, thèse de doctorat de l'Université Lorraine, 52–64 (2012)
- [10] A. Falaize, T. Hélie, Passive modelling of the electrodynamic loudspeaker : from the Thiele–Small model to nonlinear port-Hamiltonian systems, *Acta Acustica*, **4**(1) (2020)