



Etude de l'Effet de Masses Ajoutées sur la Production de Sons Voisés

Nicolas Hermant, Xavier Pelorson, Fabrice Silva

► To cite this version:

Nicolas Hermant, Xavier Pelorson, Fabrice Silva. Etude de l'Effet de Masses Ajoutées sur la Production de Sons Voisés. CFA 2014 - 12ème Congrès Français d'Acoustique, Apr 2014, Poitiers, France. pp.765-771. hal-01016781

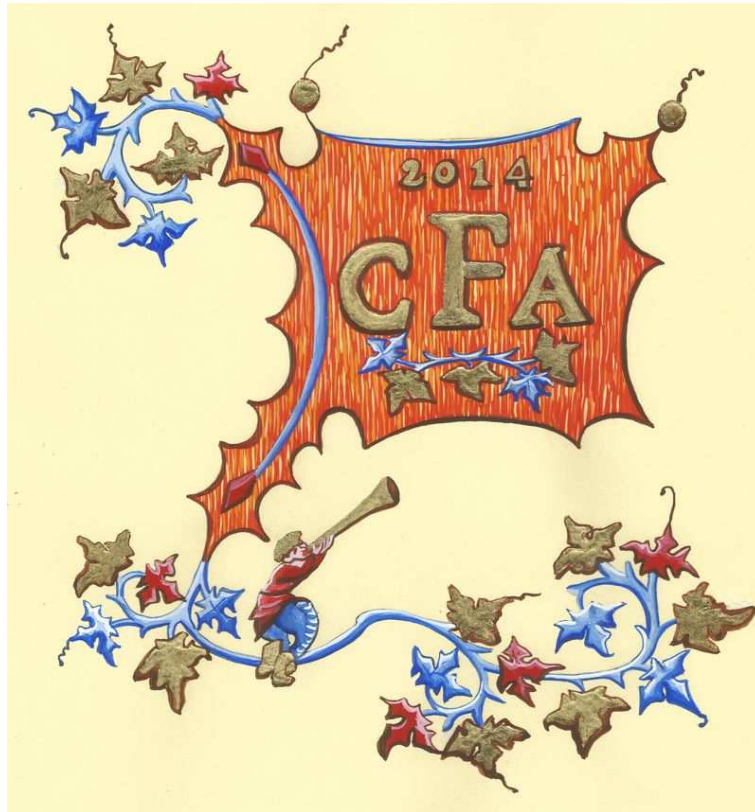
HAL Id: hal-01016781

<https://hal.science/hal-01016781>

Submitted on 2 Jul 2014

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.



Etude de l'Effet de Masses Ajoutées sur la Production de Sons Voisés

N. Hermant, X. Pelorson et F. Silva

GIPSA-lab UMR 5216, 11 rue des mathématiques, BP 46, 38402 Saint-Martin-D'Hères, France
nicolas.hermant@gipsa-lab.fr

L'objectif de ce travail est la compréhension et la modélisation physique des troubles de la voix associés à la présence d'excroissances à la surface d'un ou des deux plis vocaux. Si les conséquences de la présence de kystes, nodules et polypes ont été largement étudiées du point de vue perceptif avec des descripteurs essentiellement basés sur le signal acoustique, nous nous intéressons ici à la compréhension de l'origine des phénomènes physiques sous-jacents à la production normale ou pathologique de la voix. La présence d'une excroissance peut mener à des perturbations diverses, comme une modification locale de masse volumique ou d'élasticité des tissus biologiques, une mise en concurrence dues à l'asymétrie entre les plis, et/ou un changement substantiel de l'écoulement glottique. Une réplique expérimentale en latex des cordes vocales a été élaborée, permettant un maintien et un positionnement de masses rigides de dimension et masse variables. Des caractérisations mécaniques et des mesures de seuils d'oscillation ont été réalisées. Ces résultats sont comparés à ceux issus de simulations et d'analyse linéaire de stabilité sur une extension du modèle simplifié à deux masses.

1 Introduction

La dégradation de la voix est un problème de santé publique qui a des répercussions sociales et professionnelles majeures. Par exemple, les polypes, qui font partie des dysphonies dysfonctionnelles avec lésion des plis vocaux les plus fréquentes [5, 3], résultent souvent d'une utilisation excessive de la voix et affectent donc notamment les personnes qui utilisent leur voix comme outil professionnel (enseignants [9], avocats, acteurs, chanteurs,...).

La modélisation physique via des maquettes expérimentales, développées depuis les travaux de van den Berg [1], permet d'étudier les phénomènes mis en jeu en production de la parole, d'expliquer notamment l'influence de pathologies des plis vocaux sur cette production et enfin servir à l'étude de moyens mis en œuvre pour soigner ces pathologies [10]. Les répliques de plis vocaux développées au Gipsa-lab, depuis les travaux de Vilain [15] (inspirées par la bouche artificielle de Gilbert et coll. [6, 4]), ont toujours essayé de concilier un niveau de complexité graduel afin d'imiter au mieux les plis vocaux en gardant le contrôle de chacun des paramètres (aire glottique, pression sous-glottique, élasticité) et donc du comportement vibratoire de la structure.

La spécificité de la dernière réplique du Gipsa-lab [12], est qu'elle a été conçue pour l'étude de comportements oscillatoires pathologiques dus, par exemple, à des asymétries, à la présence de kystes ou de polypes, ... C'est l'influence de ces derniers que nous étudierons dans cet article.

2 Mesures de l'effet d'une masse ajoutée sur l'oscillation d'une maquette de plis vocaux

Le but de l'étude expérimentale présentée ici est de quantifier l'évolution des fréquences fondamentales d'oscillation et des pressions de seuils en présence d'une géométrie et d'une masse ajoutée, que l'on peut considérer équivalentes à celles d'un polype [5], sur la surface de l'un des plis vocaux. Cette étude est réalisée en faisant varier le diamètre de ce "polype" et/ou la densité de celui-ci.

2.1 Description du montage expérimental

Le dispositif expérimental du Gipsa-lab (cf. Fig. 1) est un dispositif à l'échelle 3 : 1 qui comporte une maquette de poumons [D] alimentée en air sous pression et dont les murs sont recouvert de mousse alvéolée absorbante pour

amortir les résonances acoustiques. L'air passe ensuite respectivement dans un conduit métallique (aval) [F], à travers la maquette des plis vocaux [G] et enfin un conduit en plexiglas (amont) [H].

Les mesures sont faites pour différentes pressions d'eau à l'intérieur des plis vocaux, que l'on peut faire varier en changeant la hauteur de la colonne d'eau [E] qui alimentent chaque pli vocal en eau. Des mesures de pression ont été réalisées à l'aide d'un capteur de pression dynamique (Kulite K84) situé juste en amont des plis vocaux. Un microphone B&K situé à la sortie du conduit aval, permet de mesurer le signal acoustique en sortie des plis vocaux afin de mesurer la stationnarité du signal acoustique.

Une caméra Mikrotrotron MotionBlitz EoSens Cube7 est située en face du conduit aval afin de photographier l'aire glottique initiale qui varie en fonction de la pression d'eau dans les plis vocaux et du polype utilisé. La caméra est également utilisée pour filmer l'oscillation des plis vocaux et ce notamment lors de changements de régime d'oscillation.

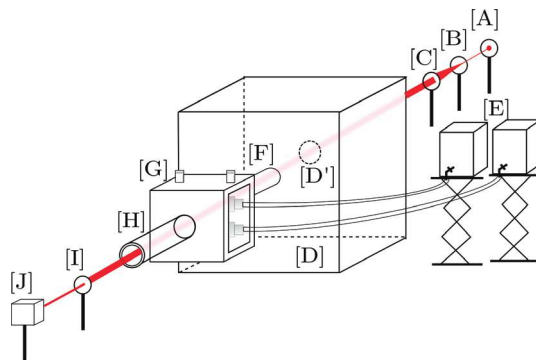


FIGURE 1 – Schéma du dispositif expérimental : [A] diode laser, [B] lentille divergente, [C] lentille convergente, [D] réservoir de pression (maquette de poumons), [D'] fenêtre de plexiglas, [E] bidons d'eau, [F] conduit amont (trachée), [G] maquette de plis vocaux, [H] conduit aval (conduit vocal), [I] lentille convergente, [J] photodiode

2.2 Maquette des plis vocaux

La maquette des plis vocaux utilisée pour cette étude est décrite en détail dans [12]. Cette maquette de plis vocaux est déformable et auto-oscillante. Elle fonctionne sur les mêmes principes que la maquette de lèvres de Cullen & col. [4], ainsi que les maquettes de plis vocaux utilisées dans les thèses de Vilain et Ruty [15, 13], cependant sur cette maquette les plis vocaux ne sont pas accolés par deux blocs métalliques mais à l'aide de vis micrométriques qui les plaquent le long d'un

boyau central en latex et les rapproche l'une à l'autre pour former une constriction, cf. Fig. 2. Le boyau central de latex constitue une seconde couche de latex qui relie les parties amont et aval et assure donc l'étanchéité d'air au sein de la réplique des plis vocaux

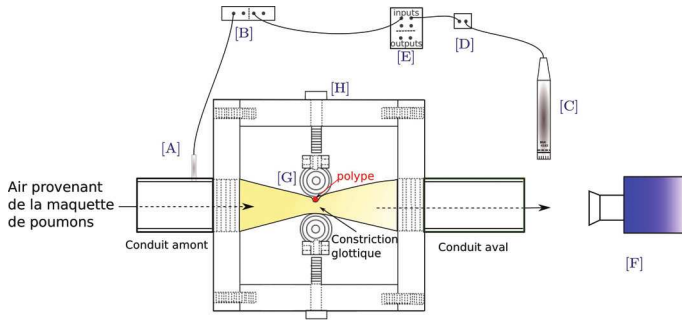


FIGURE 2 – Dispositif de mesure des seuils d'oscillation et de l'ouverture glottique : [A] capteur kulite K84, [B] conditionneur/filtreur, [C] microphone B&K type 4192, [D] amplificateur B&K, [E] carte d'acquisition NI, [F] caméra ultra-rapide m, [G] pli vocal

Dans cette étude, afin de mesurer l'influence d'un polype sur les seuils d'oscillation des plis vocaux, celui-ci sera placé entre les deux couches de latex et l'on veillera à le placer en position centrée tant dans le plan transverse que dans le plan frontal.

2.3 Différents types de polype

Plusieurs séries de mesures ont été réalisées avec différents types de masse ajoutée. Les premiers types de polype sont des billes de plomb de masses différentes (0.12g, 0.18g et 0.24g). Les seconds types de polype sont des billes de plasticine très légères (rapport 100 comparée à la masse volumique du plomb) et dont les diamètres sont équivalents aux plombs décrits ci-dessus. Enfin les derniers types de polype sont des billes de plomb entourées de plasticine dont le poids est fixé par le poids du plomb (la plasticine étant nettement moins dense que le plomb). Ces différentes configurations permettent ainsi de contrôler indépendamment les paramètres de masse et de diamètre des polypes afin d'étudier séparément les influences aérodynamique et mécanique du polype sur l'oscillation de la maquette des plis vocaux.

La Figure3 présente les différents types de polype étudiés et leurs caractéristiques (masse, diamètre), ainsi que la nomenclature utilisée pour les masses.

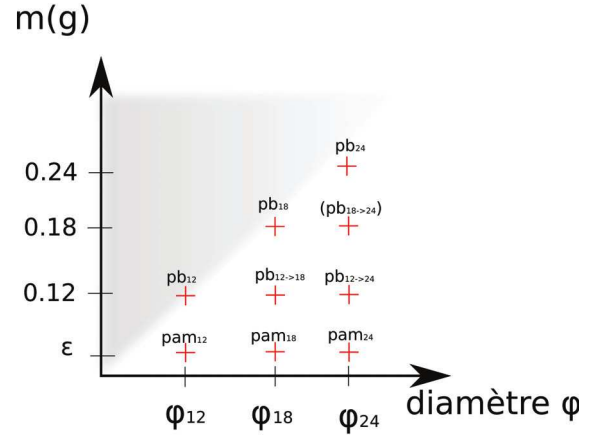


FIGURE 3 – Configuration des polypes étudiés

2.4 Grandeurs expérimentales mesurées

Mesure de la réponse mécanique

La caractérisation mécanique des maquettes de plis vocaux est faite par la mesure de la réponse fréquentielle de la structure avec ou sans polype. Cette mesure permet de décrire le comportement dynamique de la structure *in-situ* et de mesurer des caractéristiques fréquentielles propres à celle-ci comme ses fréquences de résonances, ses facteurs d'amortissement modaux ou encore ses déformées modales. Cette méthode de mesure est détaillée dans [7, 14].

Mesure de l'aire glottique au repos

Pour chaque polype et chaque pression d'eau P_c , une photo des plis vocaux dans le plan transverse a été prise comme celle représentée Figure ?? . A l'aide d'une méthode de détection de contour, il est alors possible de suivre les bords supérieur et inférieur des plis vocaux et d'en déduire ainsi l'évolution de l'aire glottique initiale en fonction de la pression d'eau et du polype étudié (Figure ??).

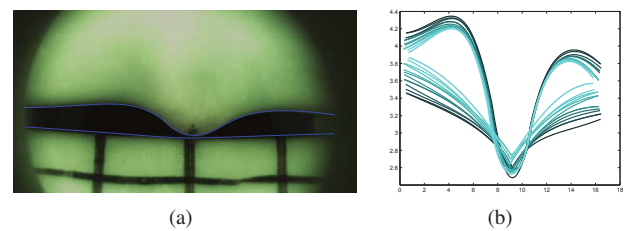


FIGURE 4 – Détermination de l'aire glottique par détection de contours

Mesures des seuils d'oscillation

La mesure des seuils d'oscillation permet de caractériser les pressions nécessaires à l'amorçage et à l'entretien de l'auto-oscillation des plis vocaux P_{seuil} et la fréquence fondamentale d'oscillation F_{osc} .

Cette mesure se fait sur le dispositif expérimental Figure 2 avec un capteur de pression dynamique (Kulite K84) qui permet d'obtenir la valeur de la pression juste en amont des plis vocaux. Grâce à un détendeur et une vanne, on augmente progressivement la pression d'air amont, qui provient du compresseur d'air via la maquette de poumons, jusqu'à l'oscillation stable des plis vocaux. Cette mesure des

pressions de seuil est alors faite en deux temps : une première recherche du seuil pour fixer la pression d'air délivrée par le système {compresseur+détendeur} de manière à ce qu'elle soit juste au dessus de la pression de seuil, puis une seconde mesure est réalisée permettant d'atteindre le seuil de façon asymptotique [2]. Cette méthode permet d'assurer une meilleure répétabilité des mesures. Enfin, à l'aide d'un algorithme de détection de fréquence fondamentale, on peut alors extraire les fréquences fondamentales d'oscillation (F_{osc}). La valeur de pression mesurée à l'instant où cette oscillation démarre est appelée la pression de seuil d'onset et sera ici notée P_{seuil} .

3 Résultats des mesures

3.1 Mesures des réponses mécaniques

La mesure des réponses fréquentielles, décrite dans la partie 2.4, a été réalisée pour les différents cas présentés Figure 3 et pour des pressions d'eau P_c à l'intérieur des maquettes de plis vocaux variant de 5500 Pa à 12000 Pa. Cette mesure a ici pour but de caractériser l'influence d'un polype sur les caractéristiques mécaniques de la structure et de voir si cette influence résulte plus d'un ajout de masse à la structure, d'un changement de géométrie (et/ou de conditions aux limites) dû à la présence du polype entre les deux couches de latex, ou des deux.

La Figure 5 présente donc les réponses fréquentielles pour la maquette des plis vocaux de référence (sans polype), avec les polypes en plomb Pb₁₂, Pb₁₈, Pb₂₄ et un polype en plasticine pam₁₈

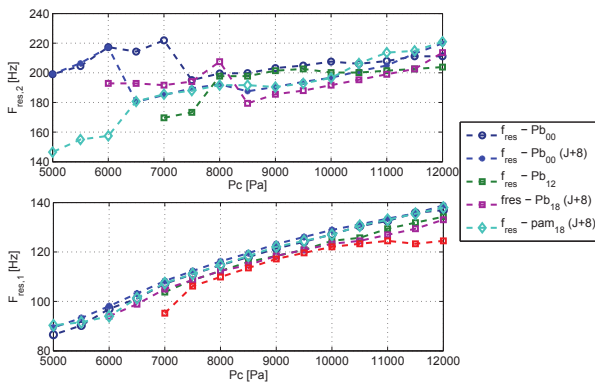


FIGURE 5 – 1^{ère} (en bas) et 2^{nde} (en haut) fréquence de résonance de la maquette des plis vocaux

La Figure 5 montre que la présence d'un polype a peu d'influence sur la première fréquence de résonance du pli vocal, celle qui porte l'oscillation. En effet, celle-ci est quasiment inchangée avec le polype en plasticine pam₁₈ et diminue d'environ 4 à 6 Hz pour les plombs. Le plomb Pb₂₄ semble cependant avoir une influence plus marquante sur la diminution des valeurs de fréquences de résonance pour des pressions d'eau P_c supérieures à 11000 Pa.

La seconde résonance est, quand à elle, plus impactée par la présence d'un polype. Il faut cependant noter que cette seconde résonance est plus sensible à la répétition de la mesure, comme le montre les courbes Pb₀₀ et Pb₀₀(J+8)

qui ont été faites sur la maquette sans polype à huit jours d'intervalle. Si l'on compare chacune des courbes avec sa référence (sans polype) faite le même jour on peut voir que les plombs ont également tendance à diminuer la seconde fréquence de résonance. Pour des pressions d'eau inférieures à $P_c = 7000$ Pa, pour lesquelles le contact entre le polype et les deux couches de latex est moins prononcé, le comportement vibratoire de la structure est nettement plus variable. Pour le plomb Pb₂₄, la seconde résonance est presque complètement amorti pour toutes les pressions d'eau.

Ceci laisse envisager une forte influence de la géométrie du polype et de son positionnement sur le second mode de vibration.

3.2 Mesures de l'aire glottique

La Figure 6 montre la détection du bord supérieur des plis vocaux sans polype (en haut) et avec un plomb de 0.18g pour des pressions d'eau de 5000 et 11500 Pa. La Figure 6(d) montre notamment que la détection de contour est rendue compliquée par le fait que le polype a tendance à s'enfoncer dans le pli du bas et cache donc son bord supérieur. Ceci étant, cela ne devrait pas perturber outre mesure l'estimation d'aire glottique initiale.

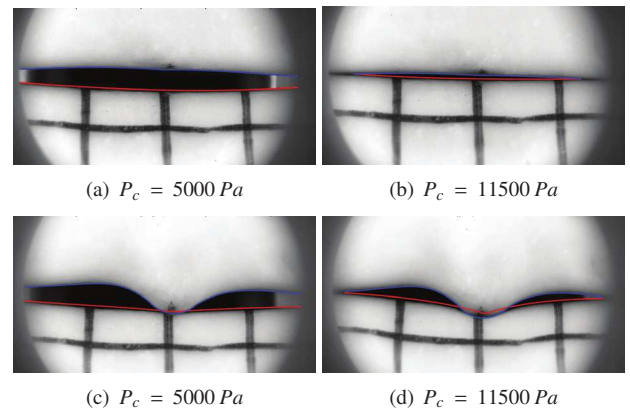


FIGURE 6 – Détection du contour des plis vocaux pour différentes pressions d'eau P_c avec et sans polype

Sur les maquettes de plis vocaux la présence d'un polype n'a pas pour simple effet d'obstruer la glotte. En effet, comme le montre la Figure 7, si l'aire glottique avec un polype est fortement diminuée pour des faibles pressions d'eau par rapport à l'aire glottique sans polype, celle-ci est augmentée pour de fortes pressions d'eau du fait du contact entre le polype et le pli vocal opposé qui gêne la fermeture de la glotte. Pour les configurations avec polype, il en résulte donc une diminution plus lente de l'aire glottique en fonction de la pression d'eau.

Si l'on considère les incertitudes de mesure sur l'aire glottique, il y a alors peu de différences entre les variations de l'aire glottique pour les différents types de polype. Sauf éventuellement entre la configuration Pb₁₂ et la configuration au diamètre équivalent pam₁₂ pour lesquelles les résultats d'aires glottiques semblent différer d'autant que la pression d'eau est faible.

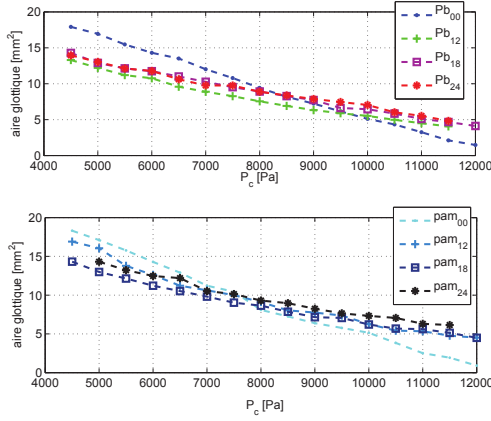


FIGURE 7 – Aire glottique en fonction de la pression d'eau P_c pour les plomb (en haut) et les plasticines (en bas)

3.3 Mesures des seuils d'oscillation en fonction de la pression d'eau P_c

La Figure 8 permet d'observer l'évolution de P_{seuil} et F_{osc} en fonction de la pression d'eau P_c pour les configurations où l'on utilise les plombs, *i.e.* Pb_{12} , Pb_{18} et Pb_{24} , comparées à la configuration de référence sans polype.

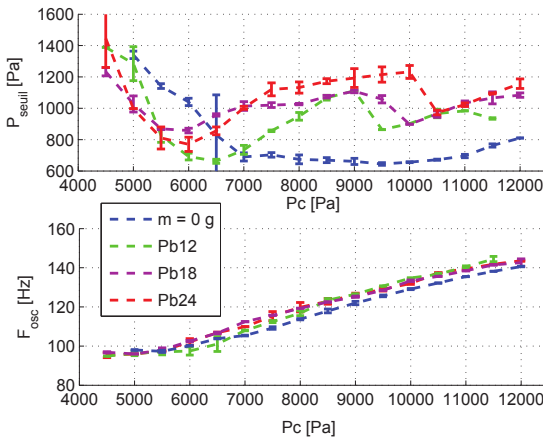


FIGURE 8 – Comparaison des seuils pour les séries de mesures sans polype et avec les plombs de 0.12g, 0.18g et 0.24g

La première observation, est que F_{osc} augmente légèrement en présence d'un plomb, ce qui semble être l'évolution inverse des fréquences de résonance Figure 5. Il n'y a cependant quasiment aucune différence entre les F_{osc} des différents types de plomb. On retrouve ces observations entre les différentes configurations.

Une seconde constatation, concernant les courbes de P_{seuil} , est que pour toutes les configurations on remarque une évolution en forme de "U" : pour des faibles pressions d'eau les P_{seuil} sont élevées et diminuent tout d'abord avec l'augmentation de la pression d'eau. Un minimum est atteint pour une certaine pression d'eau, puis les P_{seuil} ré-augmentent du fait de l'apparition d'un contact initial entre les deux plis vocaux qui rend plus difficile la mise en oscillation de ceux-ci. Il apparaît donc, Figure 8, que la

présence d'un polype décale ce minimum des P_{seuil} vers des pressions d'eau plus faibles. En effet, le polype va provoquer le contact entre les plis vocaux pour des pressions d'eau d'autant plus faibles que le polype est large et/ou pesant.

La comparaison systématique des seuils d'oscillation pour des polypes de diamètres équivalents mais de masses différentes s'avère complexe et il n'y a pas de tendance unique que se dégage.

Cependant, la comparaison, Figure 9, des configurations Pb_{12} et pam_{12} , montre qu'à pression d'eau faible on retrouve des valeurs de P_{seuil} strictement identiques bien que les aires glottiques initiales correspondantes soit différentes. A partir de $P_c = 6500 Pa$, le polype en plomb est déjà au contact du pli vocal opposé et les valeurs de P_{seuil} remontent, ce qui n'est pas encore le cas pour le polype en plasticine. Pour des pressions d'eau supérieures à $P_c = 6500 Pa$, les configuration Pb_{12} et pam_{12} oscillent sur des régimes nettement différents avec des valeurs P_{seuil} supérieures pour Pb_{12} certainement dues à l'enfoncement plus prononcé du plomb dans le latex. Cependant, les deux configurations se remettent à osciller sur un régime vibratoire commun pour des pressions d'eau supérieures à $P_c = 9500 Pa$ pour laquelle l'effet de la pression d'eau devient prédominant devant celui de la masse du plomb. A noter que F_{osc} est insensible ici à la masse du polype.

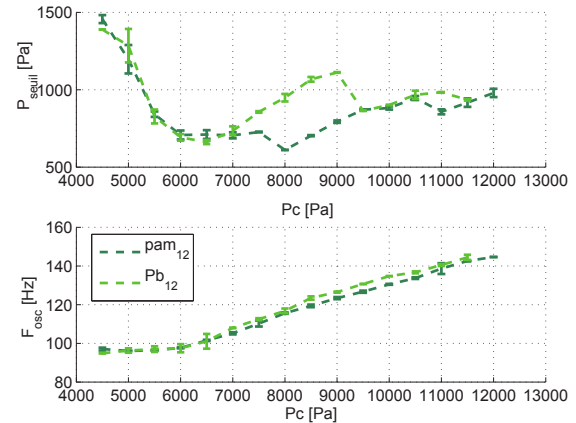


FIGURE 9 – Pression de seuil et fréquence fondamentale d'oscillation en fonction de P_c pour les polypes Pb_{12} et pam_{12}

La Figure 10 compare alors les configurations Pb_{18} , pam_{18} et $Pb_{12 \rightarrow 18}$ en fonction des aires glottiques correspondantes, qui dépendent elles aussi de la pression d'eau P_c (cf. Fig. 7, l'axe des abscisses est inversé pour préserver la direction de gonflement). Ici, contrairement aux configurations Pb_{12} et pam_{12} , les aires glottiques mesurées sont environ les mêmes dans chacune des trois configurations. En effet, le plus gros diamètre de ces polypes favorise le contact avec le pli vocal opposé et ce contact est quasiment déjà existant aux faibles pressions d'eau. Ainsi, les courbes P_{seuil} sont presque superposées sauf pour des valeurs de pressions d'eau (donc d'aires glottiques) intermédiaires pour lesquelles les valeurs P_{seuil} de la configuration Pb_{18} sont supérieures. Pour ces valeurs de pressions d'eau, un effet de d'enfoncement du polype,

dû à sa masse, dans le pli vocal opposé prédomine devant la force de pression d'eau.

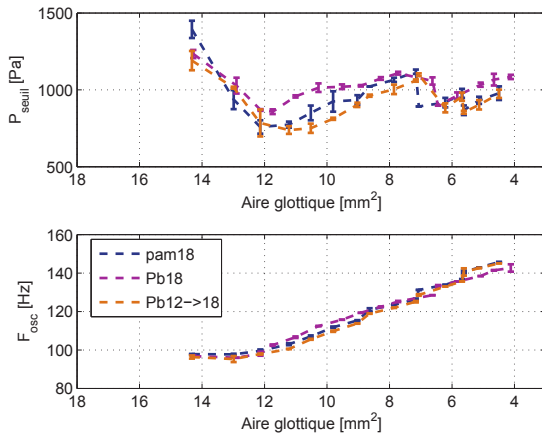


FIGURE 10 – Pression de seuil et fréquence fondamentale d'oscillation en fonction de P_c pour les polypes Pb_{18} , pam_{18} et $Pb_{12 \rightarrow 18}$

Les Figures 11(a) et 11(b), pour chacune des configurations de polypes étudiées, représentent les valeurs P_{seuil} en fonction de F_{osc} respectivement aux pressions d'eau $P_c = 5500 Pa$ et $P_c = 10000 Pa$. Le but de ce type de représentation à différentes pressions d'eau P_c est de faire émerger une organisation plus cohérente du résultat de l'interaction complexe entre les trois paramètres que sont la masse du polype, son diamètre et la pression d'eau.

A faible pression d'eau, Figure 11(a), il n'y a pas d'organisation apparente, la masse et le diamètre des polypes influençant de manière différente l'obstruction de la glotte et modifiant ainsi plus ou moins les caractéristiques aérodynamiques et structurelles des plis vocaux.

A pression d'eau moyenne à forte, les polypes dont le diamètre est important et/ou dont la masse est importante semblent favoriser l'enfoncement du polype dans le pli vocal opposé et donc gêner la mise en oscillation des plis vocaux. De cette modification structurelle majeure résulte une oscillation sur des régimes où les valeurs de P_{seuil} sont plus élevées, Figure 11(b).

Pour des pressions d'eau très élevées, $P_c > 10000 Pa$, l'effet de la pression d'eau semble cette fois prédominant face à l'enfoncement du polype décrit précédemment. Il en résulte donc des valeurs de pressions de seuil plus regroupées.

4 Conclusion

A la lumière des interprétations partielles des résultats expérimentaux, présentés de manière non-exhaustive dans cette communication, plusieurs effets semblent intervenir de manière relativement couplés. S'il est difficile de tirer des conclusions générales quand à ces effets, une étude numérique (FEM) en parallèle avec des modèles simplifiés (modèles distribués) pourraient apporter un éclaircissement nouveau afin de séparer les effets, et de mieux comprendre les domaines respectifs de prépondérance.

Des travaux dans ce sens ont notamment été commencés sur un modèle à deux masses, afin d'intégrer des fonctions

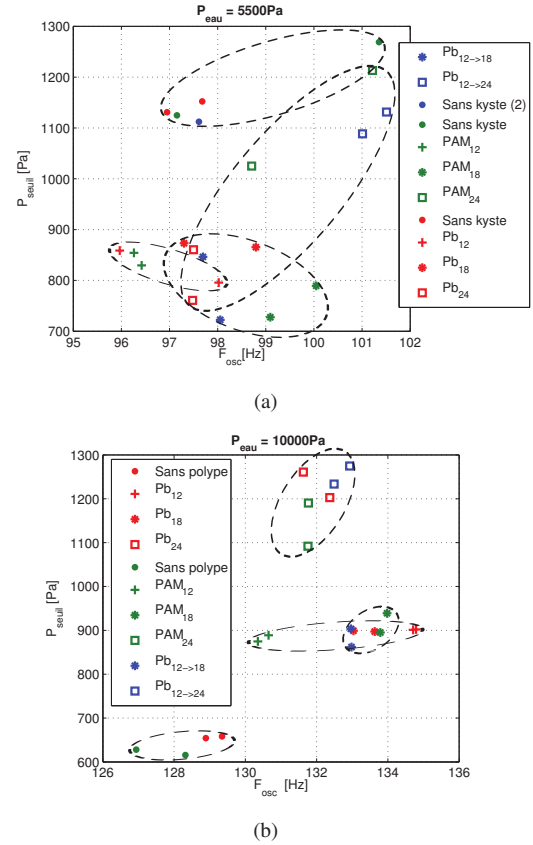


FIGURE 11 – Répartition P_{seuil} en fonction de F_{osc} pour les différentes configurations de polype

de forme pour l'ouverture glottique pour essayer de comprendre l'influence d'un contact sous la masse et la fermeture partielle des modèles simplifiés avec ajout de masse. Des perturbations localisés de calculs FEM [8] ont aussi été commencés.

Remerciements

Références

- [1] J. v. D. BERG, J. T. ZANTEMA & J. P. DOORNENBAL – « On the air resistance and the bernoulli effect of the human larynx », *Journal of the Acoustical Society of America* **29** (1957), no. 5, p. 626–631.
- [2] B. BERGEOT, A. ALMEIDA, C. VERGEZ & B. GAZENGEL – « Prediction of the dynamic oscillation threshold in a clarinet model with a linearly increasing blowing pressure », *ArXiv e-prints* (2012).
- [3] S. DE CORBIÈRE & É. FRESNEL – *La voix : la corde vocale et sa pathologie*, Les Monographies du CCA Wagram, CCA, 2001.
- [4] J. CULLEN, J. GILBERT & D. CAMPBELL – « Brass instruments : linear stability analysis and experiments with an artificial mouth », *ACUSTICA - acta acustica* **86** (2000), p. 704–724.
- [5] C. FINCK – « Implantation d'acide hyaluronique estérifié lors de la microchirurgie des lésions cordales bénignes », Thèse, Université de Liège, 2008.

- [6] J. GILBERT, S. PONTUS & J.-F. PETIOT – « Artificial buzzing lips and brass instruments : Experimental results », *The Journal of the Acoustical Society of America* **104** (1998), no. 3, p. 1627–1632.
- [7] N. HERMANT, N. RUTY, X. LAVAL & X. PELORSON – « New measurement method to derive mechanical parameters on a vocal fold replica », in *Proceedings of the PEVOC9*, 2011.
- [8] N. HERMANT, F. SILVA & X. PELORSON – « Modèle éléments finis d'un pli vocal artificiel avec couplage hydro-élastique », in *Proceedings of the CFA2014*, 2014.
- [9] MGEN – *La voix - ses troubles chez les enseignants*, Inserm, 2006.
- [10] P. R. MURRAY, S. L. THOMSON & S. M. E. – « On the air resistance and the bernoulli effect of the human larynx », *Journal of Voice* **28** (2013), no. 2, p. 133–143.
- [11] X. PELORSON, A. VAN HIRTUM, B. WU & F. SILVA – « Theoretical and experimental study of glottal geometry in phonation », in *Proceedings of the ICA2013*, 2013.
- [12] X. PELORSON & X. LAVAL – « Une réplique expérimentale des cordes vocales pour étudier les pathologies de la voix », *Acoustique et Techniques* (2012), no. 68, p. 58–62 (Français).
- [13] N. RUTY – « Modèles d'interactions fluide parois dans le conduit vocal - applications aux voix et aux pathologies », Thèse, Institut National Polytechnique de Grenoble, 2007.
- [14] F. SILVA, N. HERMANT, X. LAVAL & X. PELORSON – « Techniques expérimentales pour la caractérisation mécanique de maquettes in vitro de cordes vocales », in *Proceedings of the CFA2014*, 2014.
- [15] C. VILAIN – « Contribution à la synthèse de parole par modèle physique. application à l'étude des voix pathologiques. », Thèse, Institut National Polytechnique de Grenoble, 2002.