



HAL
open science

Un modèle inhomogène des cordes vocales

Xavier Pelorson, Annemie van Hirtum, Nicolas Ruty

► **To cite this version:**

Xavier Pelorson, Annemie van Hirtum, Nicolas Ruty. Un modèle inhomogène des cordes vocales. CFA 2010 - 10ème Congrès Français d'Acoustique, Apr 2010, Lyon, France. hal-00546818

HAL Id: hal-00546818

<https://hal.science/hal-00546818>

Submitted on 14 Dec 2010

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.

Un modèle inhomogène des cordes vocales

X. Pelorson, A. Van Hirtum et N. Ruty

Grenoble Images Parole Signal Automatique, UMR 5216 CNRS/Université de Grenoble
38402 Saint Martin D'Hères Cedex
xavier.pelorson@gipsa-lab.inpg.fr

Les cordes vocales humaines sont constituées de couches successives (muscles, ligaments muqueuses...) de nature très différentes et sont donc très fortement inhomogènes. Bien qu'encore mal connus, les effets de cette inhomogénéité sont couramment évoqués lors du changement de mécanisme laryngé, associé à un changement de registre, ou dans le cas du diagnostic de certaines pathologies. Dans cette communication nous proposons une analyse de modèles théoriques simples destinés à rendre compte de ces effets. Nous présentons ensuite un banc expérimental constitué d'une maquette de cordes vocales auto-oscillante possédant une structure interne inhomogène, multicouche, et contrôlable. Des mesures de pression sont effectuées en amont et en aval de la maquette simultanément avec la mesure de la vibration grâce à un dispositif laser. Fréquence et amplitude de vibration ainsi que les pressions de seuil d'oscillation sont ainsi mesurées pour différents degrés d'inhomogénéité et comparés aux modèles théoriques

1 Introduction

Du point de vue de la physique, la vibration des cordes vocales résulte d'un couplage non-linéaire entre différents phénomènes aérodynamiques, aéroélastiques et aéroacoustiques. Même si la compréhension des mécanismes physiques associés à ces phénomènes a grandement progressé ces dernières décennies, l'un des points faibles des modèles physiques actuellement utilisés dans la littérature est constitué par la description théorique des tissus humains. Une corde vocale, ou pli vocal, est en effet de structure complexe comme illustré sur la figure 1.

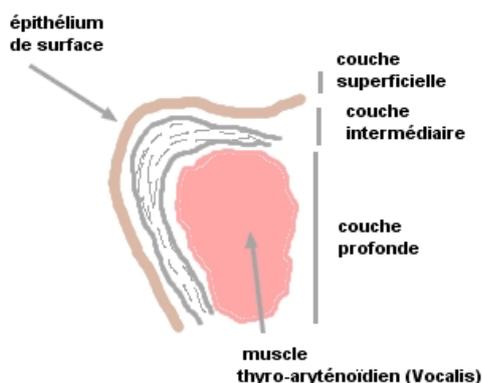


Figure 1: Vue schématique d'une coupe d'une corde vocale

La structure interne des cordes vocales est fortement inhomogène, constituée de [1] :

- la couche profonde (le corps) qui comprend le muscle thyro-aryténoïdien inférieur (vocalis) constitué de 640 fibres musculaires par mm^2 ;
- la portion intermédiaire est constituée par les couches profonde et moyenne de la lamina propria, constituant le

ligament vocal. La couche profonde est essentiellement constituée de fibres collagènes tandis que la couche moyenne est constituée de fibres élastiques.

- la couche superficielle (ou couverture) comprend la couche superficielle de la lamina propria (espace de Reinke) et de l'épithélium de surface (muqueuse).

Bien qu'encore mal comprise, l'importance de cette structure multicouche est évoquée dans nombre de pathologies vocales ainsi que dans l'explication des changements de mécanismes vibratoires associés aux différents registres de la voix [2].

La simulation numérique directe du comportement biomécanique des cordes vocales est, à l'heure actuelle, limitée par le manque de données précises concernant les caractéristiques mécaniques (module d'Young, coefficient de Poisson...) de chacune de ces couches constitutives des cordes vocales. De fait, les tentatives en ce sens [3], [4], [5] restent limitées à des descriptions homogènes et isotropes des tissus. Pour ces raisons, les modèles simplifiés, à faible nombre de degrés de liberté, sont couramment utilisés dans la littérature.

Le véritable challenge de la modélisation, et en particulier de la modélisation (bio-)mécanique est d'arriver à établir un lien direct entre les paramètres du modèle et la réalité anatomique ou physiologique.

Notre objectif est d'une part d'évaluer la pertinence et la précision de ces modèles simple, voire simplistes, vis à vis de la prise en compte de la structure complexe des cordes vocales et en particulier de leur inhomogénéité.

Parallèlement, la validation des modèles théoriques constitue un enjeu considérable. Notre objectif est donc également d'élaborer des maquettes rendant compte de manière plus précise de la structure biomécanique et histologique des cordes vocales. Un tel dispositif devrait pouvoir servir d'outil d'étude et de validation des modèles théoriques biomécaniques.

2 Etude théorique et analyse d'un modèle simple

Nous considérons ici une modélisation biomécanique élémentaire, et très populaire dans la littérature, constituée par le modèle à deux masses des cordes vocales, tel que formulé par Ishizaka et Flanagan [6] et révisé par Lous et al. [7].

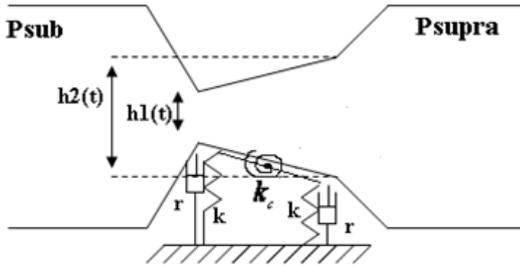


Figure 2 : modèle mécanique à deux masses.

La mécanique d'un tel système est décrite par un système d'équations différentielles couplées :

$$\begin{aligned} \frac{\partial^2 h_1(t)}{\partial t^2} &= -\frac{2k}{m}(h_1(t) - h_{10}) \\ &- \frac{2k_c}{m}(h_1(t) - h_{10} - h_2(t) + h_{20}) - \frac{2r}{m} \frac{\partial h_1(t)}{\partial t} + \frac{4}{m} F_1(P_{sub}, P_{supra}, h_1, h_2) \\ \frac{\partial^2 h_2(t)}{\partial t^2} &= -\frac{2k}{m}(h_2(t) - h_{20}) \\ &- \frac{2k_c}{m}(h_2(t) - h_{20} - h_1(t) + h_{10}) - \frac{2r}{m} \frac{\partial h_2(t)}{\partial t} + \frac{4}{m} F_2(P_{sub}, P_{supra}, h_1, h_2) \end{aligned}$$

où m , k et r représentent respectivement la masse, la raideur et l'amortissement du système, k_c la raideur de couplage entre les deux masses, h_1 et h_2 les ouvertures en deux points de la glotte, h_{10} et h_{20} les ouvertures initiales correspondantes. F_1 et F_2 sont les forces de pression générées par l'écoulement d'air. Grâce à la linéarisation des équations du mouvement autour de la position d'équilibre, une analyse de stabilité du système peut être réalisée. Les valeurs propres du système permettent alors de prédire les pressions de seuil d'oscillation, P_{seuil} , c'est à dire la pression minimale nécessaire pour amorcer des auto-oscillations, et la fréquence fondamentale des oscillations, F_0 .

Bien que, par nature, limitée à une description globale du comportement élastique des cordes vocales ce type de modèle est fréquemment évoqué dans le cadre d'analyses plus fines de la phonation. Par exemple, Herzel [8] et Lucero [9], sur la base d'une telle analyse observent des phénomènes de changements de bifurcations qu'ils associent au phénomène de changement de registre (de la voix « de poitrine » vers la voix « de fausset »). Ce type de phénomène est illustré sur la figure 3.

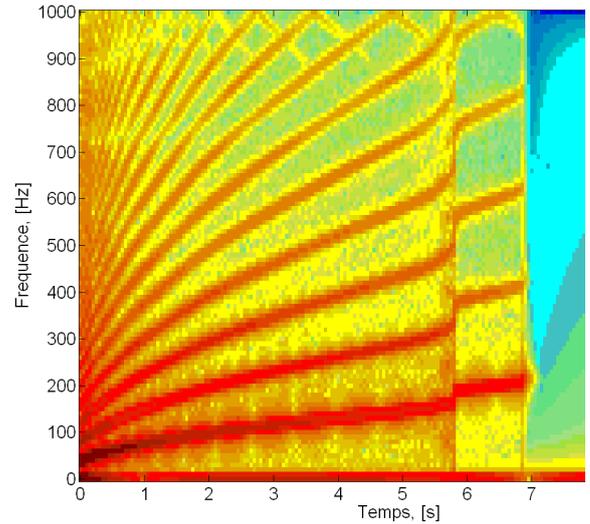


Figure 3: Spectrogramme du débit glottique simulé. La raideur, k , du modèle à deux masses est augmentée linéairement en fonction du temps.

Dans cette simulation dynamique, la raideur, k est augmentée de manière continue et linéaire en fonction du temps. La conséquence est une augmentation de la fréquence fondamentale d'oscillation, F_0 mais aussi pour $t = 5.8$ s un brusque changement associé à une bifurcation.

3 Etude expérimentale

3.1 dispositif expérimental

Le dispositif expérimental est décrit sur la figure 4.

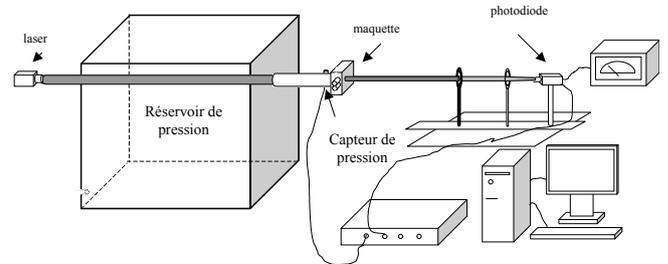


Figure 4 : Schéma du dispositif expérimental

Il consiste en un réservoir de pression (les « poumons ») qui alimente en air une maquette de corde vocales *via* un tube de section constante (la « trachée »). Des capteurs de pression (Kulite XCS093) permettent de mesurer la pression en amont et en aval de la maquette avec une précision de ± 5 Pa. Un dispositif optique constitué d'un laser et d'une photodiode permet de mesurer le mouvement vibratoire de la maquette en son centre.

3.2 maquette homogène

La maquette utilisée est constituée de deux pièces métalliques évidées recouverte d'une membrane en latex d'épaisseur 0.2 mm. La partie évidée est ensuite remplie soit d'eau sous pression ou de silicone (ecoflex 0030). La pression interne, et donc l'élasticité de la maquette, est ainsi contrôlée. La figure 5 présente deux exemples typiques de

mesures de la pression de seuil d'oscillation, P_{seuil} et de la fréquence fondamentale d'oscillation, F_0 correspondante.

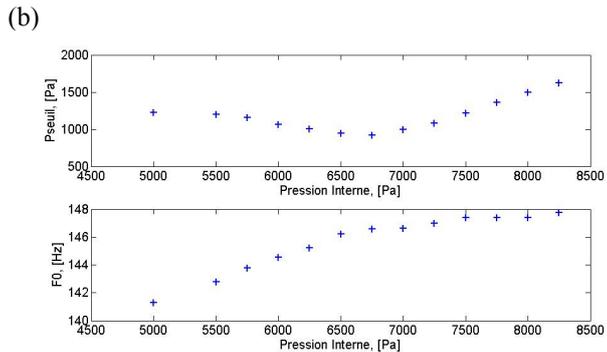
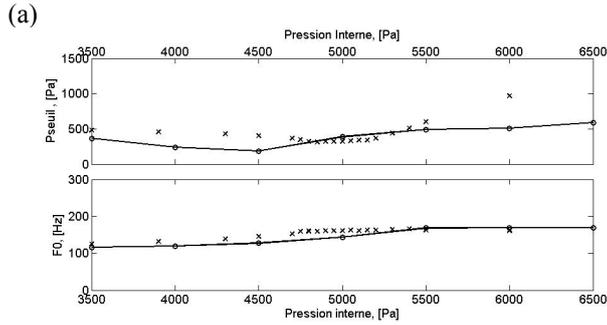


Figure 5: Pression de seuil d'oscillation, P_{seuil} et fréquence fondamentale d'oscillation, F_0 en fonction de la pression interne dans la maquette de cordes vocales. Courbe (a) résultats pour de l'eau, courbe (b) résultats pour de la silicone. + : points expérimentaux, o : courbe théorique

Pour les deux matériaux utilisés, eau ou silicone, le comportement global est identique : la pression de seuil présente un profil en « u », l'oscillation étant d'autant plus difficile à obtenir que la pression interne est faible ou élevée. La fréquence fondamentale, F_0 croît quasi-linéairement avec la pression interne. La plage de fréquences obtenue avec la maquette en silicone est cependant bien moindre (quelques Hertz) que celle observée avec l'eau (de l'ordre de 80 Hz). Le modèle mécanique à deux masses permet de décrire de manière qualitative ce comportement global. D'autres exemples de résultats expérimentaux sont présentés dans [10].

3.3 maquette inhomogène

La maquette de cordes vocales utilisée est illustrée sur la figure 6.

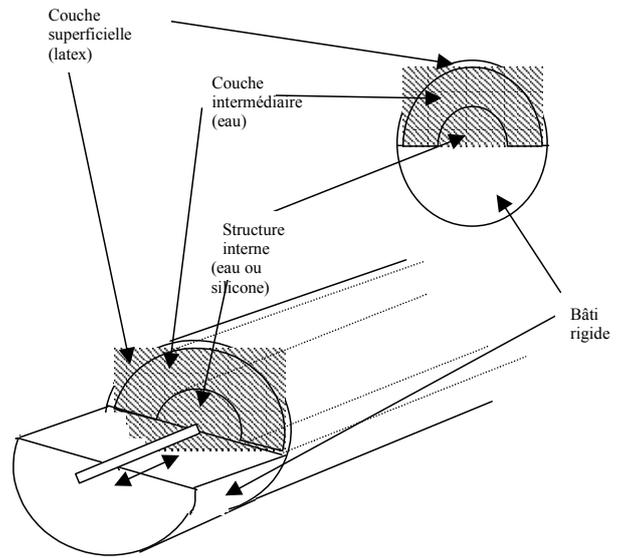


Figure 6 : schéma de principe de la maquette inhomogène de corde vocale.

Elle consiste en une structure en latex remplie d'eau sous pression à l'intérieur de laquelle une seconde structure (un tube en latex rempli d'eau sous pression ou de la silicone) est insérée. Il s'agit donc de reproduire, grossièrement, une structure stratifiée inhomogène comparable à celle présentée sur la figure 1.

La figure 7 présente un exemple de résultat obtenu en faisant varier la pression d'eau à l'intérieur du tube intermédiaire, la couche interne étant en silicone.

La figure 8 présente les résultats obtenus avec une structure interne constituée d'un tube d'eau sous pression. Ce dernier dispositif permet donc de créer une structure à deux couches d'élasticités différentes.

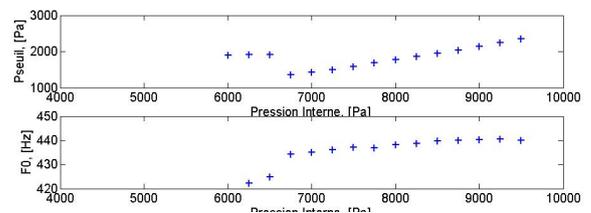


Figure 7 : Pression de seuil d'oscillation, P_{seuil} et fréquence fondamentale d'oscillation, F_0 en fonction de la pression interne dans la maquette de cordes vocales constituée d'une couche d'eau et d'une couche de silicone.

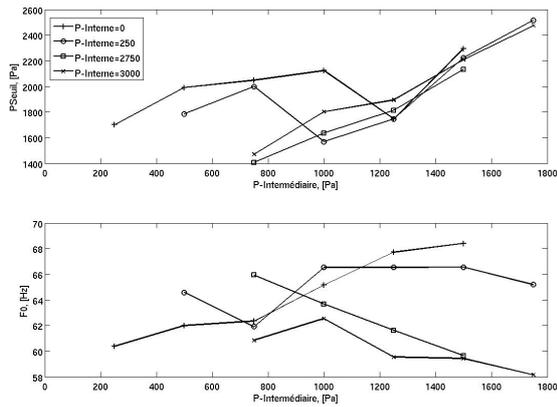


Figure 8 : Pression de seuil d'oscillation, Pseuil et fréquence fondamentale d'oscillation, F0 en fonction de la pression interne dans la maquette de cordes vocales constituée d'une couche d'eau interne (pression Pinterne) et d'une couche d'eau intermédiaire (pression Pintermédiaire).

Ces deux exemples de résultats illustrent des phénomènes physiques qui ne peuvent être observés sur les maquettes homogènes présentées en section 3.2. L'exemple de la figure 7 présente un changement de comportement brusque pour une pression interne d'environ 6700 Pa, associée à une diminution considérable de la pression de seuil, Pseuil et une augmentation de F0.

Si une variation brusque de fréquence d'oscillation peut être qualitativement expliquée au moyen d'un modèle mécanique à deux masses (ainsi qu'illustré figure 3) le comportement présenté sur la figure 8 ne semble pas pouvoir être décrit par un modèle mécanique aussi simple.

Références

- [1] Bailly L. "Interaction entre cordes vocales et bandes ventriculaires en phonation : exploration in-vivo, modélisation physique, validation in-vitro". Thèse de l'Université du Maine, 2009.
- [2] Henrich N. « Mirroring the voice from Garcia to the present day: Some insights into singing voice registers », *Logopedics Phoniatrics Vocology*, vol. 31, pp. 3-14. (2006)
- [3] Gunter H.E. "A mechanical model of vocal-fold collision with high spatial and temporal resolution". *J. Acoust. Soc. Am.*, 113, 994-1000. (2003)
- [4] Tao C., Jiang J. "Mechanical stress during phonation in a self-oscillating finite-element vocal fold model". *Journal of Biomechanics*, Volume 40, Issue 10, Pages 2191-2198. (2007)
- [5] Neubauer J., Zhang Z. "On the influence of vocal fold collision on phonation", *J. Acoust. Soc. Am.* 123(5):3742. (2008)
- [6] Ishizaka, K. and Flanagan, J. L. "Synthesis of voiced sounds from a two-mass model of vocal folds". *The Bell System Technical Journal*, 51(6) :1233-1267. (1972)
- [7] Lous N.J.C, Hofmans G. C. J., Veldhuis R. N. J., Hirschberg A. « A symmetrical two-mass vocal-fold model coupled to vocal tract and trachea, with application to prosthesis design ». *Acta Acust. (united with Acustica)*. 84. 1135-1150. (1998)
- [8] Herzel, H. "Bifurcations and chaos in voice signals," *Appl. Mech. Rev.* 46, 399-413. (1993)
- [9] Lucero J. C. « Chest- and falsetto-like oscillations in a two-mass model of the vocal folds ». *J. Acoust. Soc. Am.* 100, 3355-3358. (1996)
- [10] Ruty N., Pelorson X., Van Hirtum A., Lopez-Arteaga I., Hirschberg A.. "An in-vitro setup to test the relevance and the accuracy of low-order vocal folds models". *J. Acoust. Soc. Am.* Vol 121(1), pp 479-490. (2007)