



HAL
open science

Modélisation théorique et validation expérimentale des interactions fluide/structure dans le larynx.

Applications aux pathologies de la voix

Nicolas Ruty, Xavier Pelorson, Lucie Bailly, Annemie van Hirtum, Avraham Hirschberg

► **To cite this version:**

Nicolas Ruty, Xavier Pelorson, Lucie Bailly, Annemie van Hirtum, Avraham Hirschberg. Modélisation théorique et validation expérimentale des interactions fluide/structure dans le larynx. Applications aux pathologies de la voix. CFM 2007 - 18ème Congrès Français de Mécanique, Aug 2007, Grenoble, France. hal-03362115

HAL Id: hal-03362115

<https://hal.science/hal-03362115>

Submitted on 1 Oct 2021

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.

Modélisation théorique et validation expérimentale des interactions fluide/structure dans le larynx. Applications aux pathologies de la voix.

Nicolas Ruty, Xavier Pelorson, Lucie Bailly, Annemie Van Hirtum, & Avraham Hirschberg

*Gipsa-Lab, Département Parole et Cognition, 46, Avenue Félix Viallet, 38031 Grenoble Cedex 01
Nicolas.ruty@icp.inpg.fr*

Résumé :

Nous testons un modèle théorique de cordes vocales appliqué aux conditions pathologiques. Les structures déformables sont représentées par des modèles distribués. De tels modèles s'avèrent robustes et permettent de rendre compte des modes d'oscillation observés sur des patients. Il est couplé à un modèle d'écoulement et à une description unidimensionnelle du résonateur acoustique formé par le conduit vocal. Le modèle théorique de cordes vocales est testé sur un banc expérimental simulant en laboratoire l'appareil phonatoire humain. Il comprend un réservoir de pression ("poumons"), une maquette auto-oscillante en latex ("cordes vocales") et un résonateur acoustique ("conduit vocal"). Des capteurs de pression et un dispositif optique permettent de comparer les grandeurs mesurées à celles obtenues théoriquement. L'effet de pathologies anatomiques peut être simulé en modifiant la géométrie de la maquette et son élasticité. Les résultats montrent un accord avec le modèle théorique remarquable compte tenu de sa simplicité.

Abstract :

We have tested a theoretical model of vocal folds applied to pathological conditions. The deformable walls are represented by distributed models. Such models seem to be robust and take into account oscillation modes observed clinically. It is coupled to an airflow model and to a one-dimensional description of the acoustical resonator. The theoretical model of vocal folds is tested on an experimental set-up which simulates "in-vitro" the human phonatory apparatus. It is composed with a pressure reservoir ("the lungs"), a self-oscillating latex replica of the vocal folds and an acoustical resonator ("the vocal tract"). Pressure sensors and optical set up allow to compare theoretical prediction to measurements. The effects of pathologies can be simulated by modifying the replica's geometry et its elasticity. The results show an amazing agreement between measurements and theoretical predictions, taking into account the theoretical model crudeness.

Mots-clefs : cordes vocales; pathologies ; validation expérimentale

1 Introduction

La production de sons voisés résulte d'une interaction entre l'écoulement d'air provenant des poumons et les tissus élastiques formant les cordes vocales. Cette interaction peut générer une auto-oscillation des cordes vocales (génération de sons voisés). Certaines pathologies (polypes, paralysie, asymétrie anatomique des cordes vocale...) perturbent cette oscillation rendant la production de sons plus difficile voire impossible. Plus précisément un déficit d'élasticité lié à une paralysie totale ou partielle d'une corde vocale peut entraîner l'apparition d'une voix bitonale. Comme observé par Mergell et al. (2000), les cordes vocales vibrent alors indépendamment, la corde vocale atteinte vibrant à une fréquence bien plus élevée.

Les cordes vocales sont couramment modélisées par des modèles distribués (masse ressort) couplés à une description simple de l'écoulement et de l'acoustique du conduit vocal (Lous *et al.*, 1998). L'objectif est de tester ce type de modèle vis-à-vis de ce type de pathologies.

Le modèle théorique, prenant en compte les asymétries, est tout d'abord brièvement décrit. Les résultats des simulations théoriques sont ensuite confrontés à des mesures réalisés sur un dispositif expérimental basé sur une maquette de cordes vocales pouvant être asymétrique.

2 Théorie

Le modèle de larynx présenté ici est dérivé de celui présenté par Ruty *et al.* (2007). Il s'agit d'un modèle d'écoulement quasi stationnaire prenant en compte les effets visqueux (section 2.1), un modèle mécanique de cordes vocales (section 2.2), dont les paramètres pourront variés d'une corde à l'autre, et un modèle de propagation acoustique linéaire (section 2.3). Ce modèle, schématisé sur la figure 1 est ensuite traité par deux méthodes (analyse de stabilité, analyse dynamique).

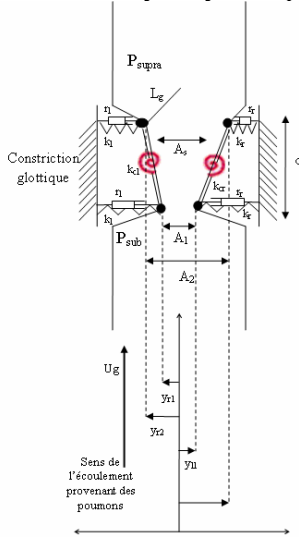


FIG. 1 – Modèle de cordes vocales asymétriques. P_{sub} est la pression sous-glottique. P_{supra} est la pression supraglottique. L_g est la largeur de la glotte. d est la longueur de la glotte. A_1 , A_2 , A_s sont les aires des sections au niveau de chacune des masses et point de séparation de l'écoulement. y_{11} , y_{12} , y_{r1} , y_{r2} sont les positions des masses par rapport à l'axe central. k_1 et k_r sont les raideurs des ressorts. k_{cl} et k_{cr} sont les raideurs des ressorts de couplage. r_1 et r_r sont les constantes d'amortissements.

2.1 Description de l'écoulement

Les cordes vocales en position phonatoire forment une constriction dont la géométrie est décrite sur la figure 1. L'écoulement d'air provenant des poumons est ici modélisé comme un écoulement incompressible, quasi stationnaire. La viscosité est prise en compte par un terme correctif de Poiseuille. On fait l'hypothèse d'un point de séparation de l'écoulement mobile où l'énergie du fluide se dissipe par turbulence. Ainsi la distribution de pression le long de la constriction formée par la glotte peut être décrite par l'équation suivante :

$$P(x,t) = P_{sub} - \frac{1}{2} \rho U_g^2 \left(\frac{1}{A^2(x,t)} \right) - 12 \mu L_g^2 U_g \int_{x_0}^x \frac{dx}{A^3(x,t)}, \text{ si } x < x_s, \quad (1)$$

$$P(x,t) = P_{supra}, \text{ si } x > x_s,$$

où P_{sub} et P_{supra} sont les pressions sous et supra glottique, ρ la masse volumique de l'air, U_g le débit glottique, μ le coefficient de viscosité, L_g la largeur de la glotte, $A(x,t)$ l'aire d'une section d'abscisse x au temps t .

Le débit glottique est calculé à partir de la chute de pression entre l'origine des cordes vocales et le point de séparation. Le modèle d'écoulement décrit ici permet de calculer les forces de pressions qui agissent sur les cordes vocales.

2.2 Description mécanique

Chacune des cordes vocales est représentée par un oscillateur couplé du second ordre. Il s'agit de deux masses ponctuelles reliées au « reste du corps » et entre elles par des ressorts (k_1 , k_r , k_c) et des amortissements (r_1 , r_r). L'interaction avec l'écoulement est prise en compte par

l'intermédiaire des forces de pression. L'équation (2) décrit le mouvement de la corde vocale de « gauche (l) » et l'équation (3) décrit celui de la corde vocale de « droite (r)».

$$\begin{cases} \frac{m_l}{2} \frac{\partial^2 y_{l1}(t)}{\partial t^2} = -k_l(y_{l1}(t) - y_{l10}) - k_{cl}(y_{l1}(t) - y_{l10} - y_{l2}(t) + y_{l20}) - r_l \frac{\partial y_{l1}(t)}{\partial t} + F_{l1} \\ \frac{m_l}{2} \frac{\partial^2 y_{l2}(t)}{\partial t^2} = -k_l(y_{l2}(t) - y_{l20}) - k_{cl}(y_{l2}(t) - y_{l20} - y_{l1}(t) + y_{l10}) - r_l \frac{\partial y_{l2}(t)}{\partial t} + F_{l2} \end{cases} \quad (2)$$

$$\begin{cases} \frac{m_r}{2} \frac{\partial^2 y_{r1}(t)}{\partial t^2} = -k_r(y_{r1}(t) - y_{r10}) - k_{cr}(y_{r1}(t) - y_{r10} - y_{r2}(t) + y_{r20}) - r_r \frac{\partial y_{r1}(t)}{\partial t} + F_{r1} \\ \frac{m_r}{2} \frac{\partial^2 y_{r2}(t)}{\partial t^2} = -k_r(y_{r2}(t) - y_{r20}) - k_{cr}(y_{r2}(t) - y_{r20} - y_{r1}(t) + y_{r10}) - r_r \frac{\partial y_{r2}(t)}{\partial t} + F_{r2} \end{cases} \quad (3)$$

Où m_i ($i = \{l, r\}$) représente la masse vibrante d'une corde vocale, y_{i1} , y_{i2} les positions des masses par rapport à l'axe et y_{i10} , y_{i20} les positions initiales, k_l et k_r les raideurs des ressorts, k_{cl} et k_{cr} celles des ressorts de couplage et r_l et r_r les constantes d'amortissements.

L'asymétrie peut ici être introduite deux façons différentes. Il peut s'agir d'une asymétrie géométrique par exemple si les positions y_{l10} et y_{l20} diffèrent de y_{r10} et y_{r20} . On peut avoir une asymétrie mécanique si le jeu de paramètres k_c , k , r et m sont différents sur les deux cordes. Classiquement, l'asymétrie mécanique entre les deux cordes est quantifiée par un coefficient Q tel que $k_r = Qk_l$ et $m_r = m_l / Q$ (Steinecke et Herzog, 1993, Mergell *et al.*, 2000). Dans cette étude (voir section 3), nous quantifierons l'asymétrie entre les deux cordes (mécanique et géométrique) à partir des mesures de réponse mécanique réalisées sur la maquette.

2.3 Modèle acoustique

Le conduit vocal est décrit par un résonateur uniforme (section $S=2.5\text{cm}^2$, longueur $L=17\text{cm}$). La glotte, du fait des dimensions et de la plage de fréquence étudiée (50-400Hz), est considérée comme une source ponctuelle. On calcule l'impédance d'entrée du résonateur.

$$Z = p / u = Z_0 \frac{Z_L \cos(kL) + iZ_0 \sin(kL)}{iZ_L \sin(kL) + Z_0 \cos(kL)} \quad (4)$$

où p est la pression acoustique, u le débit acoustique, $Z_0 = \rho c / S$, c la vitesse du son, $Z_L = Z_0 \left((ka)^2 / 2 + i \frac{8}{3\pi} (ka) \right)$, a le rayon du tube, $k = \frac{2\pi f}{c(1 - 1.65 \times 10^{-3} / (a\sqrt{f}))} - \frac{3i \times 10^{-5} \sqrt{f}}{a}$, f la fréquence.

On extrait alors de cette impédance la première résonance, la plus proche des fréquences mécaniques des cordes vocales (de l'ordre de 100Hz à 200Hz). On a alors l'équation 5 :

$$\frac{\partial^2 \psi(t)}{\partial t^2} + \frac{\omega_a}{Q_a} \frac{\partial \psi(t)}{\partial t} + \omega_a^2 \psi(t) = \frac{Z_a \omega_a}{Q_a} u \quad (5)$$

avec ψ le potentiel associé à la pression acoustique p , donc $p = \partial \psi / \partial t$, ω_a la pulsation de résonance, de facteur de qualité Q_a , et d'amplitude Z_a .

2.4 Méthode d'analyse du modèle

On utilise ici deux méthodes pour étudier ce modèle dans le cadre de la parole. Tout d'abord, on effectue une analyse de stabilité du système. Les équations sont linéarisées autour d'une position d'équilibre. Pour un jeu de paramètres de contrôle (paramètres mécaniques, acoustique, aérodynamique), les valeurs propres du système donne accès à deux grandeurs pertinentes en parole : les pressions sous-glottique d'amorçage des oscillations et fréquences fondamentales des oscillations. Ensuite, il est intéressant d'observer l'évolution des grandeurs

caractéristiques du modèle théorique au cours du temps, pour effectuer des comparaisons directes avec les mesures effectuées sur le banc expérimental. On discrétise le système d'équations couplées comme décrit par Lous *et al.* (1998).

3 Dispositif expérimental

De façon à pouvoir effectuer des mesures répétées et reproductibles, un dispositif expérimental reproduisant de façon simplifiée l'appareil phonatoire humain a été mis en place.

3.1 Description

Comme décrit sur la figure 2, ce dispositif comporte un réservoir de pression (« les poumons ») alimenté par un compresseur. On y fixe une maquette de cordes vocales constituées de pièces métalliques évidées ([i], [j]), recouvertes de latex fin et remplies d'eau sous pression ([d] et [d']). On contrôle indépendamment la pression interne des deux cordes vocales. Ces deux « cordes vocales » sont ensuite enserrées dans deux pièces métalliques qui assurent l'étanchéité. On fixe alors sur ces cordes vocales un tube de section uniforme et de longueur 17cm (« le conduit vocal ». Lorsqu'on force un écoulement d'air à travers la maquette de cordes vocales, des oscillations auto-entretenues s'amorcent.

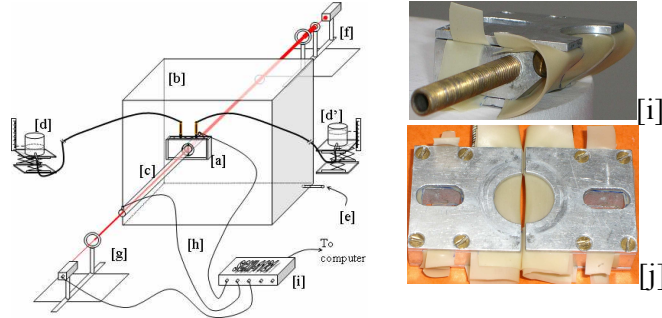


FIG. 2 – Dispositif expérimental schématisant l'appareil phonatoire humain. [a] maquette de cordes vocales. [b] réservoir de pression (poumons). [c] résonateur de longueur 17 cm. [d], [d'] réservoir de pression de l'eau à l'intérieur des cordes vocales. [e] alimentation en air. [f,g] diode laser, lentilles optiques et photodiode. [h] capteurs de pression. [i] conditionneur de signaux.

Cette maquette peut être rendue asymétrique. En fixant des pressions d'eau différentes dans les deux « cordes vocales », on obtient des « conditions pathologiques ». Changer cette pression signifie modifier les caractéristiques mécaniques et géométrique de la maquette. On peut alors effectuer un certains nombres de mesures.

Grâce à des capteurs de pressions, on mesure la pression alimentation de la maquette (« pression sous-glottique ») ainsi que la pression en aval de la maquette (« pression supra glottique ») et la pression en sortie du résonateur (« pression acoustique aux lèvres »). On mesure via un dispositif optique les variations de l'ouverture de la constriction formée par les deux « cordes vocales ». On a accès à des grandeurs que l'on peut prédire avec le modèle théorique (seuil d'oscillation, fréquence fondamentale, évolution dynamique).

3.2 Lien entre dispositif expérimental et modèle théorique

Néanmoins, l'existence d'un lien entre la maquette et le modèle théorique n'est pas évidente pour tous les paramètres. En effet, certains, comme la pression sous-glottique, la géométrie initiale ou les caractéristiques acoustiques peuvent être directement reliés à ce qui est observé sur le dispositif expérimental (pression amont des « cordes vocales en latex », ouverture mesurée par le système optique, longueur et section du résonateur aval), il n'en est pas de même pour d'autres (masse, raideur, amortissement). On estime la masse « vibrante » comme étant la moitié de la quantité d'eau présente dans la cavité métallique recouverte de latex, donc

$m_{cv} = m_{eau}/2$. Les raideurs et amortissements sont reliés aux résonances du modèle mécanique. On a $\omega_0 = \sqrt{2k/m}$, $Q_0 = m\omega_0/2r$ où ω_0 est la pulsation de résonance et Q_0 le facteur de qualité associé.

On mesure alors la réponse mécanique de la maquette de cordes vocales, comme décrit par Ruty *et al.* (2007), et on a accès aux résonances mécaniques de la maquette. Pour une pression interne de la maquette des cordes vocales, on connaît tous les paramètres du modèle théorique.

4 Résultats

4.1 Pressions de seuil d'oscillations et fréquence fondamentale en présence d'asymétrie

Partant d'une condition symétrique, nous avons ici cherché à étudier l'influence d'une augmentation croissante de l'asymétrie. Expérimentalement, on fixe la pression interne de la corde gauche à 3000 Pa et fait varier celle de droite de 3000 Pa à 8000 Pa par pas de 500 Pa. Pour chacune de ces conditions, on augmente progressivement la pression en amont de la maquette de cordes vocales jusqu'à l'apparition d'oscillation, on stabilise la pression pour avoir un régime établi, puis on diminue la pression jusqu'à l'arrêt des oscillations.

Les signaux sont analysés et les différentes modes d'oscillation et leur pression de seuil sont extraits. Par l'analyse de stabilité, on détermine les pressions de seuil et les fréquences fondamentales d'oscillation du modèle théorique. Les résultats sont présentés sur la figure 3.

On observe qu'en présence d'asymétrie, un premier régime d'oscillation apparaît pour une pression d'alimentation faible (de l'ordre de 400 Pa) et qu'un second apparaît pour une pression plus élevée. On observe que l'asymétrie provoque une augmentation de la pression de seuil, correspondant à une plus grande difficulté pour produire des oscillations.

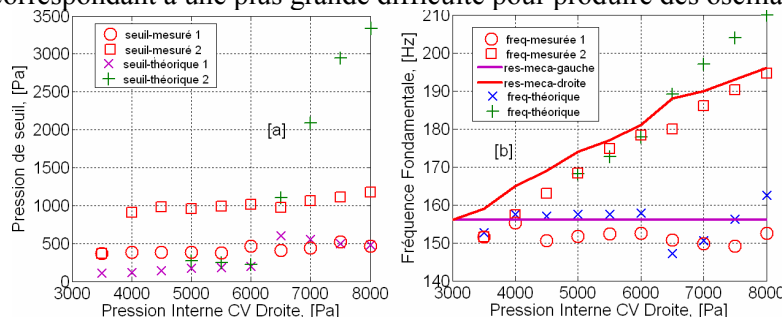


FIG. 3—Comparaison données expérimentales/prédictions théoriques. [a] pression de seuil d'oscillation. [b] fréquence fondamentale des oscillations.

Ces phénomènes sont reproduits par le modèle théorique qui prédit bien la présence de deux régimes d'oscillations, et l'augmentation de la pression de seuil correspondant à un forçage. Cependant, les valeurs de ces pressions sont clairement sous estimées par le modèle théorique, mais dans des ordres de grandeurs cohérents avec ceux observés sur la maquette.

Les fréquences d'oscillations sont quant à elles bien. On observe la présence de deux régimes d'oscillations, qui correspondent à l'expression des résonances de chacune des deux « cordes vocales ». La fréquence basse est celle de la corde de gauche et reste stable autour de 150 Hz (res-meca-gauche). La fréquence plus élevée correspond à la corde de droite dont la fréquence de résonance augmente avec la pression interne (res-meca-droite).

4.2 Comportement dynamique

Les signaux expérimentaux peuvent aussi être analysés d'un point de vue temporel. Pour une pression interne donnée dans chaque « cordes vocales », on entre les paramètres mécaniques et géométrie correspondant dans le modèle théorique. Une simulation dynamique est effectuée et les signaux obtenus peuvent être comparés comme sur la figure 4.

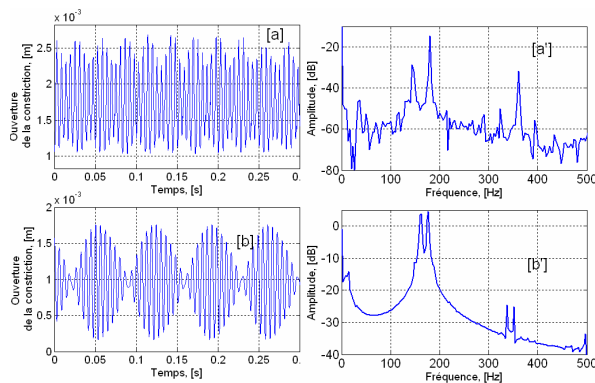


FIG. 4—Comparaison données expérimentales/prédictions théoriques. [a] mesures de l'espace entre les deux cordes vocales en latex. [a'] tracé du spectre de ce signal. [b] prédiction théorique de l'espace entre les deux cordes vocales pour des paramètres mécaniques et géométriques estimés par la mesure de réponse mécanique. [b'] spectre de ce signal.

Dans le cas de cette simulation on a fixé la pression dans la corde gauche à 3000 Pa et à 6000 Pa dans celle de droite. Les signaux expérimentaux montrent la présence de deux fréquences de vibrations, comme observé « in-vivo » par Mergell *et al* (2000). Sur le spectre du signal, on observe deux pics de fréquences proches, correspondant à la résonance mécanique de chaque corde. Là encore, on constate que le modèle théorique prédit un comportement très similaire. Les battements sont présents et le spectre comporte deux pics principaux. De plus l'amplitude des oscillations simulées est comparable à celle des amplitudes mesurées. Par contre, la position d'équilibre prédite est inférieure à celle observée expérimentalement.

5 Conclusion

Un modèle mécanique simple (distribué) des cordes vocales a été testé vis à vis des résultats expérimentaux obtenus sur une maquette du larynx dans des configurations simulant une atteinte unilatérale d'une corde vocale. Nos conclusions sont les suivantes :

- Des phénomènes importants tels que l'apparition de multiphoniques (bitonalité) sont bien prédites par le modèle théorique. Les fréquences de ces multiphoniques sont elles-mêmes estimées avec une bonne précision.
- Le forçage vocal (nécessité d'augmenter l'effort pulmonaire) en présence d'asymétries est également prédit mais de manière qualitative seulement. Les pressions de seuils sont très largement surestimées dans le cas d'asymétries prononcées.
- Du point de vue de la simulation de l'oscillation des cordes vocales les amplitudes prédites se comparent à celles mesurées.

Compte tenu de la simplicité du modèle testé ces résultats sont particulièrement remarquables. Des modifications, destinés à rendre compte de phénomènes élastiques non-linéaires, sont actuellement envisagées afin d'améliorer, si possible, ce modèle. Il faut noter cependant que l'utilité de tels modèles se limite nécessairement à des pathologies globales. Les lésions ou affections localisées des cordes vocales (polypes, nodules) ne pouvant de fait être prises en compte de manière réaliste. Des modèles mécaniques continus (membranes, élément finis) sont de toute évidence nécessaire à de telles études.

Références

- Lous, N.J.C., Hofmans, G.C.J., Veldhuis, R.N.J., Hirschberg, A. 1998 A symmetrical two mass vocal-fold model coupled to vocal tract and trachea with application to prosthesis design. *Acta Acustica*, 84: 1135-1150
- Mergell, P., Herzel, H., Titze, I.R. 2000 Irregular vocal-fold vibration - High-speed observation and modeling. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 108(6):2996-3002
- Ruty, N., Pelorson, X., Van Hirtum, A., Lopez, I., and Hirschberg, A. 2007 An in-vitro setup to test the relevance and the accuracy of low-order vocal folds models. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 121(1):479-490
- Steinecke, I., Herzel, H. 1995 Bifurcations in an asymmetric vocal-fold model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 97(3):1874-1884