

Etude numérique et expérimentale du larynx d'un nouveau-né

Amina Radhouane ¹, Nejla Mahjoub Said ¹, Hatem Mhiri ¹, Georges Lepalec ², Philippe Bournot ²

¹: Unité de thermique et environnement

Ecole Nationale d'Ingénieurs de Monastir, route de Ouardanine, 5020 Monastir, Tunisie,

E-mail: radhouane_amina@yahoo.fr

²: Equipe IMFT, Institut de Mécanique de Marseille, UNIMECA

60 rue Joliot - Curie, Technopôle de Château-Gombert, 13453 Marseille Cedex 13, France

Résumé

Cette étude a été menée dans une tentative de déterminer l'origine de la phonation chez les nouveaux-nés puisque; contrairement aux adultes; ceux-ci n'ont pas encore développé de cordes vocales susceptibles de vibrer et de produire un son. Pour cela une étude expérimentale a été conduite sur un larynx formolé ainsi que sur des modèles à différentes formes et constitués de différents matériaux afin de tester leur aptitude à produire un son. Les mesures relevées au moyen de la PIV nous ont permis de cerner les conditions nécessaires (géométrie, matériaux, etc...) à la phonation et de les appliquer au modèle tridimensionnel du larynx de nouveau-né que nous avons simulé. Les résultats numériques montrent un accord quantitatif satisfaisant avec les données expérimentales recueillies et ont prouvé qu'une des conditions favorables à l'émission d'un son est un gradient important de pression.

Abstract :

Contrary to the adult case, newborn's phonation origin is still ignored. The complexity of the problem is due to the absence of the Reinke sliding space in newborns' larynx; in such a configuration the vocal folds cannot vibrate and produce a sound. To elucidate the problem, experiments were conducted on different models and on a formolized newborn's larynx by means of the PIV technique. The handled models had different geometries and materials in order to delimitate the favorable conditions to phonation. The latter were then introduced to the simulated three dimensional newborn larynx model. A satisfying agreement was found between the computational results and the experimental data and that allowed to conclude that one of the most favorable factors to emitting a sound is a quite important pressure gradient.

Mots-clefs : larynx de nouveau-né, phonation, pression.

1 Introduction

Le mécanisme de phonation chez l'adulte a fait l'objet de plusieurs travaux et nous savons désormais qu'il résulte essentiellement de la vibration des cordes vocales. Chez le nouveau-né, le larynx n'étant pas encore pleinement développé; l'espace de résonance (de Reinke) nécessaire à la vibration des cordes vocales se trouve dans un pareil état. Pourtant à la naissance, le nouveau-né pousse bien un cri; moyen d'adaptation physiologique avec l'environnement extérieur et signe de son indépendance et de sa capacité à respirer tout seul. Une question se pose alors concernant l'origine de ce son.

L'origine et les mécanismes mis en œuvre lors de la phonation se trouvent au centre de plusieurs travaux tant leur résolution peut apporter des alternatives et ce dans plusieurs applications; et non seulement médicales; citons à titre d'exemple la déposition de particules dans les voies aériennes supérieures lors de l'inhalation des produits aérosols, les logiciels de reconnaissance de voix, la synthèse des voix musicales, le soulagement des différentes pathologies liées au larynx (laryngectomie, obturation d'une ou des deux cordes vocales, etc...), la détection de risques possibles et ainsi pouvoir leur prévoir un traitement possible (Braunschweig et al. (2007) ou tout simplement distinguer l'état de santé d'un enfant à partir de la "qualité" de ses cris (Michelsson et al. (1999), Branco et al. (2007)), etc... Cependant, la majorité de travaux rencontrés dans la littérature concerne le

processus de phonation chez l'adulte et ont procédé par modélisations analytiques, expérimentales (géométrique ou mécanique), acoustiques et/ou numériques.

Le modèle mécanique le plus utilisé a été le modèle bidimensionnel à deux masses (Lou et al. (1998)) ; l'inertie des cordes y est représentée par des masses ponctuelles m et les propriétés élastiques des cordes par les raideurs k avec un amortissement r . Le couplage entre les masses est assuré par une raideur additionnelle k_c . La troisième dimension dans cette maquette est donnée par la largeur des cordes L_g et la position des masses est animée d'un mouvement perpendiculaire à l'axe de symétrie. Ce modèle reste aujourd'hui encore à la base de plusieurs travaux; puisque dans le cadre d'une étude acoustique menée par Ruty et al. (2006), il a été couplé à deux maquettes géométriques dérivées de celles décrites par Cronjaeger (1978) et Gilbert et al.(1998), l'objectif de cette étude étant de valider un modèle phonatoire théorique. Après soumission à l'influence du couplage acoustique ainsi que l'influence de la variation de paramètres mécaniques sur les pressions de seuil d'oscillation et les fréquences fondamentales d'oscillation, le modèle a prouvé être capable de reproduire l'appareil phonatoire avec toutefois des écarts quantitatifs importants après variation des paramètres mécaniques.

Les études expérimentales ont souvent procédé par visualisation de l'écoulement ou par mesures en des points distincts. Jusqu'à présent, il n'y a toujours pas d'études approfondies sur le champ de vitesse instationnaire en aval de la glotte. Les quelques travaux disponibles sont celui de Scherer et al.(2002) qui a étudié la distribution de pression au sein d'un modèle statique de plexiglas des cordes vocales; ou celui de Barney et al.(1999) qui consiste en des mesures à l'anémométrie à fil chaud et des prélèvements de pression sur un modèle dynamique des cordes vocales ou encore celui de Deverge et al.(2003) qui a examiné la pression entre deux modèles rigides en collision. Des résultats plus récents expérimentés sur le même dispositif ont été présentés lors de conférences (Lopez et al.(2004)

Les modélisations numériques sont les plus abondantes dans la littérature et elles vont de la simulation localisée du larynx à celle de tout le conduit aérien dans le but de suivre l'écoulement de l'air particulièrement au niveau de la cavité laryngée. D'abord une simulation bidimensionnelle du larynx a été entreprise par Martonen et al. (1983) au moyen de deux constriction ventriculaire et glottique suivies d'une section d'un tube droit trachéal et d'une bifurcation. Ce travail a été étendu à trois dimensions par Katz et Martonen (1996) et Katz et al. (1999) qui ont représenté les constriction du ventricule et des cordes vocales par des ellipses.

Récemment, et dans une tentative de réaliser une simulation exhaustive du larynx, de Oliveira Rosa et al. (2004) ont conçu un modèle tridimensionnel d'un larynx durant le processus de phonation. Des modèles pseudo viscoélastiques ont été moyennés pour une caractérisation simplifiée des tissus du larynx et des méthodes numériques élaborées ont été introduites pour la résolution des équations de Navier Stokes en raison de la non linéarité et du grand nombre de Reynolds à certains endroits du modèle. La non rigidité du modèle a nécessité l'emploi d'un maillage géométrique non structuré et la résolution a été entreprise par méthode des éléments finis. Les résultats ont montré que la variation de la pression au niveau des poumons en relation avec la fréquence fondamentale est fonction des propriétés viscoélastiques des tissus. De plus, les cordes vocales simulées ont produit une fente lors de la simulation de leur phonation tout comme c'est le cas en réalité: il s'agit justement du moyen de validation de leur modèle.

La phonation a par contre été peu abordée dans la littérature dans le cas des nouveau-nés en raison de la complexité de leur manipulation (mesures, instrumentation, visualisations, etc...); toutefois la visualisation directe du larynx au moyen de l'imagerie très rapide (direct laryngeal visualization using high-speed digital imaging (HSDI)) présente une alternative possible à ces problèmes bien qu'elle manque toujours d'une approche analytique et d'un logiciel adapté pour le traitement de la quantité importante d'images qu'elle est capable de recueillir. C'est pourquoi les travaux portant sur la phonation ont plutôt visé la recherche d'un modèle physique déterministe capable de décrire les différents mécanismes caractérisant le comportement des cordes vocales ainsi que leur corrélations acoustiques (Kartini (2005))

Nichollas et al. (2006), quant à eux, ont conduit une étude aérodynamique expérimentale et virtuelle ainsi qu'une analyse acoustique du son produit par un larynx de fœtus humain formolé, d'un larynx de fœtus humain excisé frais et du cri d'un nouveau-né. Les études aérodynamiques ont retrouvé une forte vorticité organisée, et ont démontré l'importance du rôle des structures supra-glottiques dans la modification et l'accélération des flux. L'analyse acoustique s'est faite par application de la transformée rapide de Fourier (FFT) au tracé de pression prélevé juste à la sortie des

cordes vocales. Une fois calculé, ce spectre a été confronté à celui du son généré par le larynx excisé: les fréquences fondamentales ont été assez proches et les spectres FFT semblables. Il en a donc été conclu que le cri du nouveau-né est un mélange non linéaire de deux sources dont l'une a la même fréquence que le son produit par un larynx fixé excisé et que le modèle formolé, bien que rigide, a su reproduire le mécanisme réel de phonation.

Notre travail s'apparente lui aussi à une tentative de compréhension du processus de la phonation chez le nouveau-né. Pour cela, nous avons d'abord procédé par l'étude aérodynamique de plusieurs modèles (flûte à bec, convergent, divergent et larynx formolé) faits de différents matériaux (paraffine, aluminium) afin de délimiter les conditions favorables à la production du son. Les hypothèses recueillies ont par la suite été appliquées à un modèle numérique tridimensionnel du larynx de nouveau-né. La validation de ce dernier s'est faite par confrontation des résultats calculés aux données expérimentales prélevées par PIV.

2 Configuration géométrique et traitement numérique

Les grandeurs dynamiques relatives aux différents modèles testés, ont été visualisées par ensemencement de l'air qui y circule avec des particules de glycérine. Les valeurs correspondantes ont été prélevées par la technique de vélocimétrie par imagerie de particules (PIV) qui permet de suivre le déplacement des différentes particules présentes dans l'écoulement; (Prasad (2000)).

La configuration géométrique simplifiée à adopter pour la modélisation sur le logiciel GAMBIT du larynx de nouveau-né est schématisée sur la fig. 1 et est constituée de:

- Une trachée assimilée à un convergent conique de longueur 30 mm, de rayon 2 mm à la base et 1.5 mm à l'entrée du cricoïde.
- Le cartilage cricoïde est un cylindre de rayon 1.5 mm et de longueur 3 mm
- Le cartilage thyroïde est représenté par un divergent conique de longueur 22 mm et de rayon 1.5 mm à la base et 5.5 mm en sortie sus-glottique

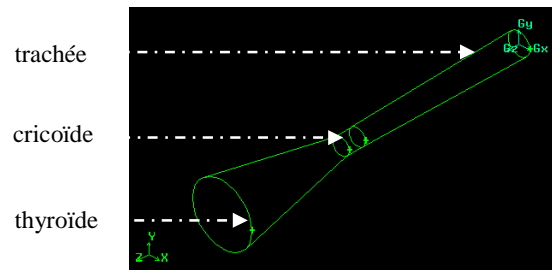


Figure 1: Formes de base constituant la configuration du larynx de nouveau-né

La complication majeure de la construction du modèle, provient du volume formé par les cordes vocales. L'espace entre les cordes au moment du cri peut être qualifié de virtuel, par conséquent, devant les faibles mesures du larynx il est encore plus difficile de réaliser cette fente. De plus, l'espace entre les cordes correspond à une ellipse de très grande excentricité. Pour finir, les cordes vocales font un angle d'environ 10° avec l'axe vertical y .

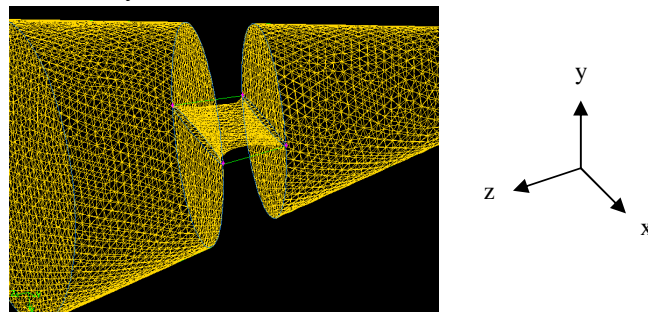


Figure 2: Maillage du modèle sous gambit

La complexité du modèle nécessite un maillage adapté (suffisamment serré) qui créera suffisamment de nœuds même dans les zones très fines, puisque c'est au sein même de ces volumes

que les perturbations de l'écoulement vont avoir lieu (gradient de pression et vorticité prononcés) et que ce sont ces variations qui sont susceptibles de produire un son (d'après les tests effectués sur les modèles expérimentaux)..

Le maillage adopté sur GAMBIT (fig. 2) est tétraédrique/hybride et est parvenu à créer un total de 20 947 cellules. Un maillage adapté sur FLUENT s'avère nécessaire pour la constriction des cordes vocales afin d'y augmenter le nombre de nœuds et donc d'y réaliser un meilleur calcul des différentes grandeurs caractéristiques de l'écoulement

3 Résultats et discussion

La fente, l'endroit le plus délicat de la configuration, est reproduite quasi-identiquement à partir du modèle formolé. Les données expérimentales recueillies sur ce dernier au niveau du plan $z=0$ (fig.3) mettent en évidence l'accélération de l'écoulement suite à son passage par la constriction vocale. En effet, le débit imposé est égal à 5 l/mn ce qui correspond à une vitesse de 6.63 m/s alors que cette dernière atteint une valeur maximale de 7.75 en aval de la constriction vocale. Les expérimentations montrent aussi que la constriction donne lieu à un champ de vorticité caractérisé par des tourbillons contrarotatifs (de signes opposés) prononcés. Ces deux grandeurs réunies engendrent un gradient de pression qui serait l'origine de la production d'un son.

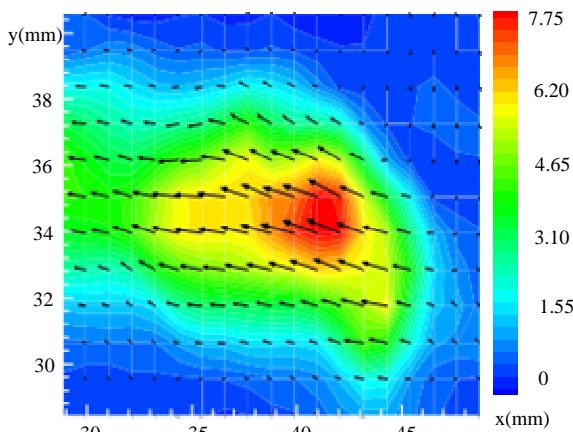


Figure 3 : module de la vitesse en $z=0$

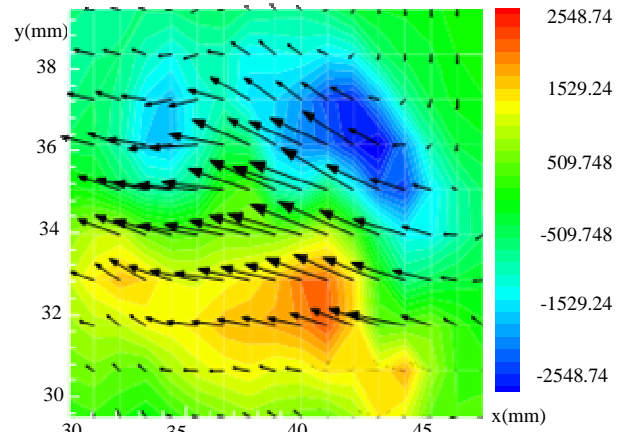


Figure 4 : Champ de la vorticité en $z=0$

A partir de la cartographie du module de la vitesse, nous prélèverons les valeurs correspondantes aux composantes longitudinale et verticale afin de les confronter aux résultats numériques à valider. Cette confrontation est mise en évidence sur la figure 4 et concerne des données prélevées sur le plan $x=0$ et en $z = -15$ mm. Il est à noter que le plan $z=0$ expérimental correspond au plan $x=0$ numérique.

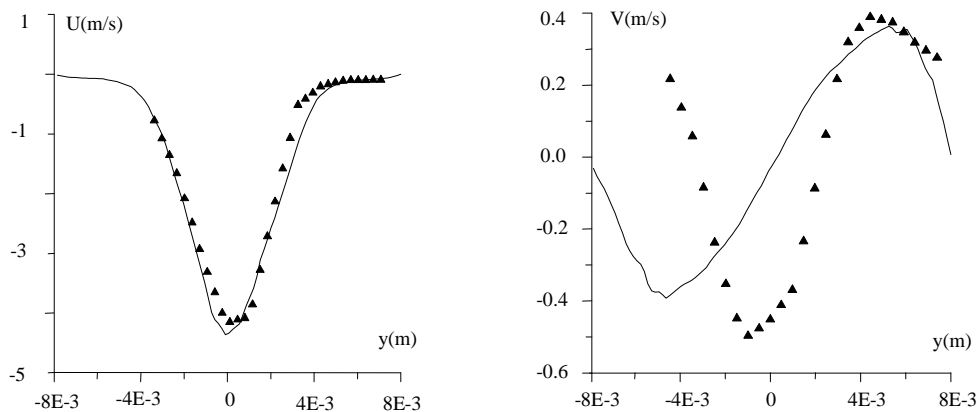


Figure 4: Validation des résultats numériques relatifs à U et V

Pour la composante longitudinale, l'accord s'avère presque parfait qualitativement et quantitativement: l'allure est gaussienne et atteint son maximum au centre. Alors que pour la

composante verticale (V), nous obtenons un accord seulement qualitatif; ceci pourrait résulter du fait que V est une vitesse d'entraînement ou d'un manque d'ensemencement du milieu environnant; en fait l'absence de particules traceuses à certains moments peut fausser les valeurs moyennes et donc induire en erreurs. Au total l'accord s'avère satisfaisant et valide donc notre simulation.

Nous passons à présent à la visualisation du reste des résultats intéressants mis en évidence par notre simulation. La figure 5, par exemple, montre les iso-contours de la composante longitudinale de la vitesse sur les plans de coupe $y=0$ et $x=0$ respectivement.

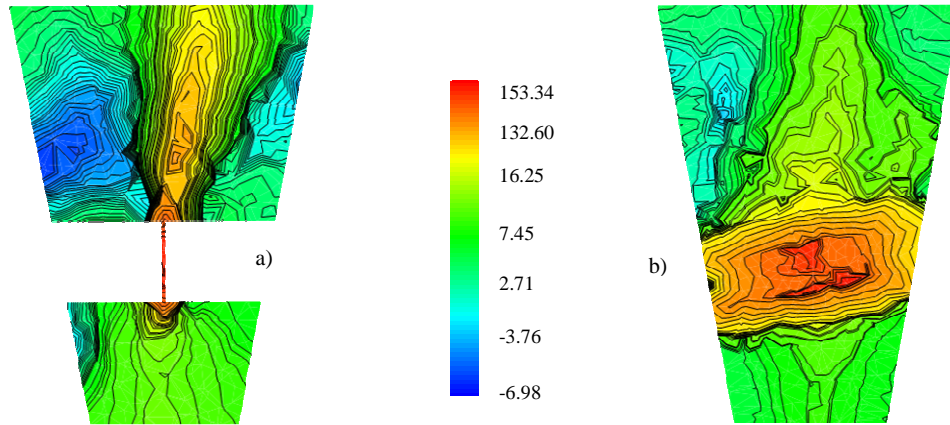


Figure 5: Iso-contours de la vitesse longitudinale dans les plans $y=0$ (a) et $x=0$ (b))

Nous voyons bien que la constriction vocale introduit, par ses caractéristiques géométriques, des perturbations très importantes au niveau des iso-contours de la vitesse longitudinale: d'abord son inclinaison de 10° donne une asymétrie à l'évolution de l'écoulement sur le plan $y=0$ (a), ensuite son infime épaisseur favorise l'accélération du flux d'air (sur le plan $x=0$ (b)) et enfin nous relevons un gradient de vitesse assez significatif entre l'écoulement émergent de la fente et celui environnant dans le cartilage thyroïde (la partie supérieure du larynx (a)). Ce gradient a engendré comme déjà montré au préalable sur la fig. 3 un champ important de vorticité avec la présence de tourbillons contrarotatifs qui seraient à l'origine d'un gradient tout aussi important de pression et donc de la génération d'un son.

Tous ces résultats ont été recueillis pour une constriction d'épaisseur 0.2 mm; sauf que nous ignorons la valeur exacte de cette épaisseur chez le nouveau-né; nous essayerons donc dans ce qui suit de voir quel effet peut avoir une réduction de cette valeur sur les grandeurs caractérisant le champ d'écoulement. Nous nous sommes intéressés plus particulièrement à l'impact de la variation de l'épaisseur des cordes vocales sur la distribution de la pression ; puisque les essais expérimentaux ont

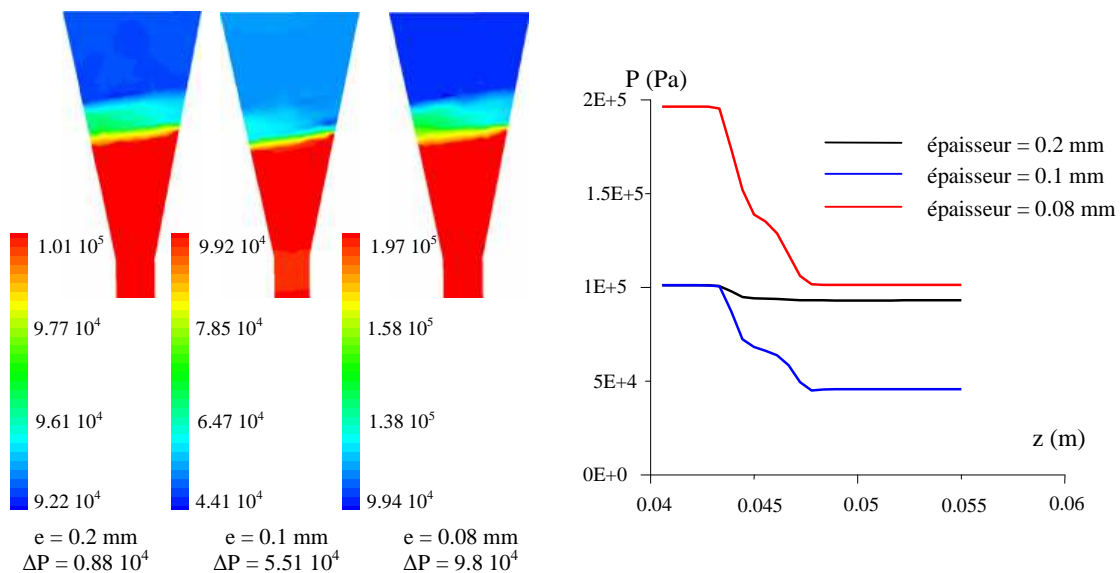


Figure 6: Influence de l'amincissement de la constriction vocale sur la distribution de la pression dans le larynx

montré que les variations de toutes les autres grandeurs y sont reliées et que la pression est la grandeur la plus influente sur la phonation; condition nécessaire mais nous ignorons si elle est suffisante pour l'instant puisque nos modèles n'ont pas tous émis de son (seul le larynx formolé a émis un sifflement). Nous voyons sur la fig. 6 que l'amincissement de la constriction vocale augmente bien le gradient entre la pression sous-glottique (en amont du larynx) et celle sus-glottique (en aval du larynx); sa valeur passe de 0.88 e^{+4} à 5.51 e^{+4} pour finalement atteindre 9.8 e^{+4} dans la configuration la plus mince.

4 Conclusion

Ce travail nous a donc permis de concevoir une modélisation tridimensionnelle d'un larynx de nouveau-né; les conditions qui lui ont été appliquées ayant été délimitées suite à des essais expérimentaux sur différents modèles (flûte, convergent, divergent, larynx formolé). Le notre a bien mis en évidence un gradient important au niveau des grandeurs dynamiques (vitesse et vorticité) ainsi que sur la distribution de la pression mais nous ignorons si c'est suffisant puisque les modèles expérimentaux n'ont pas tous émis de son; nous pouvons dire donc que ces gradients (celui de la pression particulièrement) sont une condition nécessaire; reste à voir si elle est suffisante pour pouvoir produire un son.

Références

- Barney, A.M., Shadle, C.H., Davies, P.O.A.L., 1999 Fluid flow in a dynamic mechanical model of the vocal folds and tract. I. Measurements and theory. *J Acoust Soc Am* 105(1):444–455
- Branco, A., Fekete, S.M.W., Rugolo, L.M.S.S, Rehder, M.I. 2007, The newborn pain cry: descriptive acoustic spectrographic analysis, *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol*
- Braunschweig, T., Flaschka, J., Schehorn Neise, P., Döllinger, M. 2007 High-speed video analysis of the phonation onset, with an application to the diagnosis of functional dysphonias, *Medical, Med Eng Phys*.
- Cronjaeger, J., 1978 Die Entstehung des primären Stimmklangs im menschlichen Kehlkopf, ein Modell. PhD Thesis, Braunschweig, Germany
- Deverge, M., Pelorson, X., Vilain, C., Lagree, P.Y., Chentouf, F., Willems, J., 2003 A. Hirschberg, Influence of collision on the flow through in-vitro rigid models of the vocal folds. *J Acoust Soc Am* 114(6):3354–3362
- Gilbert, J., Ponthus, S., Petiot, J.F., 1998 Artificial buzzing lips and brass instruments: experimental results, *J. Acoust. Soc. AM.* 104, 1627-1632
- Kartini, A., 2005 Laryngeal vibratory characteristics from analysis of high-speed digital images, PhD, The university of Wisconsin- Madison, 172 pages; 3175491
- Katz, I.M., Davis, B.M., Martonen, T.B., 1999 A numerical study of particle motion within the human larynx and trachea. *Journal of Aerosol Science*: 30 (2), 173–183
- Katz, I.M., Martonen, T.B., 1996 Flow patterns in the three-dimensional laryngeal models. *Journal of Aerosol Medicine*; 9(2), 501–511
- Lopez, I., Van Hirtum, A., Schellekens, M.H., Driessen, N.M., Hirschberg, A., Pelorson, X., 2004 Buzzing lips and vocal folds: the effect of acoustical feedback. In: De Lanfre, Axisa (eds) *Proceedings of the 8th International Conference on Flow Induced Vibration (FIV 2004)*, Paris, France July 2004
- Lou, N.J.C., Hofmans, G.C.J., Veldhuis N.J., Hirschberg, A. 1998 A symmetrical two-mass model vocal fold model coupled to vocal tract and trachea, with application to prosthesis design. *Acustica* 84, 1135-1150
- Martonen, T.B., 1983 Measurement of Particle Dose Distribution in a Model of a Human Larynx and Tracheobronchial Airways, *Journal Aerosol Science*; 14,11-22
- Michelsson, K., Michelsson, O. 1999, Phonation in the newborn infant cry, *Int. J. of Pediatr. Otorhinolaryngol.*, 49 S 297–S 301
- Nicollas, R., Giordano, J., Perrier, P., Burtschell, Y., Medale, M., Giovanni, A., Triglia, J.M., Ouaknine, M. 2006 Modelling sound production from an aerodynamical model of the human newborn larynx", *Biomedical Signal Processing and Control*, doi: 10.1016/j. bspc.2006.08.003
- de Oliveira Rosa, M., Pereira, J.C., 2004 Towards full-scale three dimensional larynx simulation, *Proc. Int. Conf. on Voice Physiol. and Biomech. (ICVPB) Marseille, August 18-20, 2004*
- Prasad, A.K., 2000 Particle image velocimetry, review article, *Current Science*, vol 79, N°1, 10 July
- Ruty, N., Cisonni, J., Bailly, L., Van Hirtum, A., Pelorson, X., Hirschberg, A., Validation de modèle théorique grâce à une maquette de cordes vocales, 2006. *Proc. 8ème Congrès Français d'Acoustique, Tours.*
- Scherer, R.C., Shinwari, D., De Witt, K.J., Zhang, C., Kucinski, R., Afjeh, A.A., 2002 Intraglottal pressure distributions for a symmetric and oblique glottis with a uniform duct. *J Acoust Soc Am* 112(4):1253–1256