



Influence de l'expansion des joues lors de la production d'une plosive bilabiale

Louis Delebecque, Xavier Pelorson, Denis Beautemps, Balbine
Balbine.Maillou@gipsa-Lab.Grenoble-Inp.Fr Maillou, Christophe Savariaux,
Xavier Laval

► To cite this version:

Louis Delebecque, Xavier Pelorson, Denis Beautemps, Balbine Balbine.Maillou@gipsa-Lab.Grenoble-Inp.Fr Maillou, Christophe Savariaux, et al.. Influence de l'expansion des joues lors de la production d'une plosive bilabiale. JEP-TALN-RECITAL 2012 - conférence conjointe 29e Journées d'Études sur la Parole, 19e Traitement Automatique des Langues Naturelles, 14e Rencontre des Étudiants Chercheurs en Informatique pour le Traitement Automatique des Langues, Jun 2012, Grenoble, France. pp.113 - 120. hal-00700402

HAL Id: hal-00700402

<https://hal.science/hal-00700402>

Submitted on 22 May 2012

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.

Influence de l'expansion des joues lors de la production d'une plosive bilabiale

Louis Delebecque¹ Xavier Pelorson¹ Denis Beautemps¹
Balbine Maillou² Christophe Savariaux¹ Xavier Laval¹

(1) Gipsa-Lab, UMR 5216, 38402 SAINT MARTIN D'HERES Cedex

(2) LAUM, UMR 6613, 72085 LE MANS Cedex 9

{prenom}.{nom}@gipsa-lab.grenoble-inp.fr¹ balbine.maillou.etu@univ-lemans.fr²

RÉSUMÉ

Cette étude expérimentale met en valeur l'influence de l'expansion des joues lors de la production de plosives bilabiales. La fermeture des lèvres qui précède la plosive, provoque une augmentation de la pression intra-orale. L'hypothèse proposée dans cet article est que l'augmentation du volume de la cavité buccale sous l'effet de la pression intra-orale, a une influence non-négligeable sur la pression dans la cavité buccale. Ce phénomène est, dans un premier temps, mis en évidence par des mesures in-vivo pour la production de la séquence /apa/, puis reproduit en laboratoire, sur une maquette de l'appareil phonatoire humain. La partie supérieure du conduit vocal est alors représentée par un tube souple, dont le volume augmente sous l'effet de la pression.

ABSTRACT

Influence of the cheeks expansion during bilabial plosive production

This experimental study highlights the influence of expansion of the cheeks during the production of bilabial plosives. The closure of the lips, before the plosive, causes an increase in intra-oral pressure. The assumption suggested in this paper is that the increase of oral cavity volume, as a result of the intra-oral pressure, has a non-negligible impact on the pressure inside the oral cavity. Firstly, this phenomenon is shown by in-vivo measurements for an /apa/ utterance, then reproduced in laboratory on a replica of human vocal apparatus. The upper part of vocal tract is represented by a flexible tube, whose volume increases under the effect of the pressure.

MOTS-CLÉS : Production de la parole, plosives bilabiales, aérodynamique, mesures in-vivo/in-vitro, pression intra-orale.

KEYWORDS: Speech production, bilabial plosives, aerodynamic, in-vivo/in-vitro measurement, intra-oral pressure.

1 Introduction

Ce travail s'inscrit dans un contexte de modélisation physique de la production de la parole. Cette approche permet d'étudier les mécanismes aéroacoustiques et mécaniques qui régissent la production de la voix humaine et de quantifier leurs effets ainsi que leurs éventuelles interactions. L'objectif est de comprendre les phénomènes physiques mais aussi d'arriver à les modéliser afin d'en prédire les conséquences. Pour la parole, les simulations numériques reposant sur ces modèles théoriques permettent de synthétiser des signaux sonores. Le développement d'un tel outil présente des applications dans de nombreux domaines (médical, communication, pédagogique ...).

Les sons de la parole sont produits par différentes perturbations de l'écoulement d'air à travers le conduit vocal. L'étude présentée se concentre sur les plosives bilabiales, et en particulier sur l'évolution de la surpression à l'intérieur de la cavité buccale, nécessaire à la création d'une perturbation acoustique audible. L'objectif de cette étude expérimentale est d'identifier l'influence de l'augmentation du volume de la cavité buccale sur l'évolution de la pression intra-orale. L'origine physique de ce phénomène est liée à l'élasticité des joues. Cette déformation des joues entraîne une variation du volume de la cavité buccale et donc de la pression intra-orale et du débit buccal.

Dans une première partie, nous présentons les références existantes dans la littérature, au phénomène d'expansion des joues et l'intérêt de le modéliser. Nous présentons ensuite des mesures de pression intra-orale in-vivo pour des séquences Voyelle-Plosive-Voyelle qui permettent d'identifier ce phénomène. Enfin, des mesures in-vitro sur une maquette du système phonatoire humain permettent de valider et de quantifier l'influence de l'expansion de la cavité buccale.

2 Analyse bibliographique

La production d'une consonne plosive nécessite au préalable la création d'une surpression dans le conduit vocal, en amont de l'occlusion. La pression augmente lors de la fermeture, puis chute à la réouverture jusqu'à s'équilibrer avec la partie située en aval de l'occlusion. Dans le cas des plosives bilabiales, c'est la pression intra-orale, notée PIO, qui augmente lors de la fermeture des lèvres.

Bien qu'il existe de nombreuses publications sur la physique des systèmes auto-oscillants que sont les plis vocaux et leur interactions avec le conduit vocal, les études aérodynamiques sur la partie située en aval des plis vocaux sont plus rares, en particulier celles qui s'intéressent à la modélisation physique des consonnes plosives.

McGowan a réalisé des simulations de la séquence /apa/ en utilisant comme paramètres de commande, la pression intra-orale en plus de la pression subglotique et des autres paramètres glottiques (McGowan *et al.*, 1995). Ce choix nécessite d'ajouter un débit supplémentaire, qui modélise l'effet induit par les joues, pour simuler un débit buccal comparable à celui mesuré sur des sujets. L'ordre de grandeur de ce débit dû à la variation de volume de la cavité buccale est considérable, environ la moitié du débit oral simulé. D'autre part, il utilise dans cette simulation d'autres paramètres de contrôle qui n'ont pas de support physiologique : évolution rapide de la pression subglotique et des paramètres glottiques, de l'ordre de 10 ms.

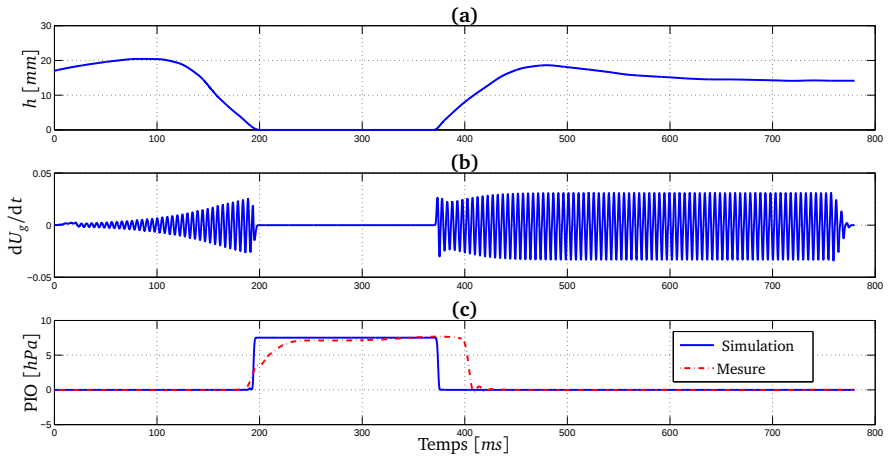


FIGURE 1 – Simulation numérique de la séquence /apa/ basée sur la théorie de Reynolds. **(a)** : h , interpolation polynomiale de l'ouverture des lèvres mesurée in-vivo toutes les 20 ms (paramètre de commande de la simulation). **(b)** : dU_g/dt , dérivée temporelle du débit glottique U_g simulé. **(c)** : Comparaison entre la PIO obtenue par la simulation numérique et la PIO mesurée in-vivo.

Le point de départ de cette étude vient de la différence entre des mesures in-vivo et des simulations pour la production de la séquence /apa/ (Pelorson *et al.*, 2011). La simulation numérique présentée sur la figure 1 repose sur une description bidimensionnelle de l'écoulement prenant en compte la formation d'un jet au niveau de la glotte et de la dissipation par turbulence. L'écoulement au niveau des lèvres est modélisé par la théorie de Reynolds des écoulements visqueux. Ce modèle théorique permet de retrouver une évolution et une amplitude de pression intra-orale similaire à celle mesurée in-vivo, en utilisant comme paramètres de contrôle l'aire intero-labiale et la pression subglottique choisie constante. Les résultats obtenus montrent que la PIO simulée atteint sa valeur maximum plus rapidement que la PIO mesurée. Un retard de la PIO mesurée par rapport à la simulation, apparait également au niveau de la chute de la pression lors de l'ouverture des lèvres. Ce modèle théorique de l'écoulement a été validé expérimentalement sur une réplique du système phonatoire (Maillou, 2011).

L'hypothèse qui a motivé ces travaux est que cet écart est dû à l'expansion des joues sous l'effet de la PIO. L'augmentation du volume de la cavité buccale provoquerait ainsi une dépression, responsable de l'effet observé. Ce phénomène pourrait également expliquer la chute de pression subglottique mesurée expérimentalement pour les plosives (Demolin, 2011). Cette chute est plus marquée dans le cas des plosives sourdes, lorsque l'espace glottique est le plus grand.

L'approche abordée ici est de modéliser le phénomène physique plutôt que les effets qui en résultent, de façon à limiter les paramètres de contrôle de la simulation numérique. La finalité est d'améliorer le réalisme de la simulation du point de vue de son comportement physique et de pouvoir prévoir l'évolution des paramètres physiques qui régissent la production de la parole.

À notre connaissance, l'expansion de la cavité buccale, n'est pas prise en compte dans les modèles physiques de production de parole existants.

3 Mesures in-vivo

3.1 Dispositif expérimental

L'identification du phénomène d'expansion des joues pendant la production de plosives bilabiales nécessite de réaliser des mesures sur l'humain. Les mesures in-vivo, ont été réalisé dans une chambre sourde à l'aide de la station EVA2™. La station EVA a été développé par le laboratoire « Parole et Langages » de l'université d'Aix en Provence, avec la collaboration du CHU Timone de Marseille (Giovanni *et al.*, 2006). Elle permet de réaliser des mesures acoustiques et aéroacoustiques pendant la production de parole. Nous mesurons la pression acoustique, notée P_{ac} , à la sortie du conduit vocal et la pression intra-orale, P_{io} à l'aide d'un tube de 5 mm de diamètre, placé à l'intérieur de la cavité buccale du sujet. Le capteur de pression absolue a, au préalable, été calibré en utilisant comme référence, les capteurs de pression utilisés dans la partie suivante, pour les mesures in-vitro. Les fréquences d'échantillonnage sont de 25 kHz pour le signal de pression acoustique et de 6,25 kHz pour le signal de pression intra-orale.

La consigne donnée au sujet est de répéter 10 fois la séquence /apa/ pour deux conditions différentes :

- de manière naturelle : N,
- en exerçant une contrainte avec ses mains, pour empêcher ses joues de gonfler : C.

3.2 Analyse des résultats

La figure 2 montre un exemple représentatif des résultats obtenus. La pression intra-orale augmente significativement lorsque le sujet prononce la séquence /apa/. Cette augmentation de la PIO est provoquée par la fermeture des lèvres qui correspond à l'instant de fin du voisement de la voyelle précédente. L'évolution de la PIO peut se décomposer en trois parties, la phase d'augmentation, la phase où l'amplitude de la PIO peut être considérée comme constante puis la décroissance qui apparait à la réouverture des lèvres.

Nous cherchons à comparer la croissance de la PIO pour les deux conditions. La montée de pression qui apparait à la fermeture des lèvres est modélisée comme une droite dont la pente est déterminée par une régression linéaire. La figure 2.c illustre ce calcul. La portion de la courbe sur laquelle la régression linéaire est effectuée est délimitée par des symboles carrés. Ces instants considérés comme le début et la fin de la montée de la PIO, sont choisis manuellement. La croissance de la PIO est déterminée par le biais des coefficients directeurs, a_{pio} , des droites ainsi obtenues. Les résultats moyennés sur 10 occurrences sont présentés dans le tableau 1.

Conditions	ΔP_{io} [hPa]	a_{pio} [hPa.s ⁻¹]
N	6,6	144,8
C	7,0	229,1

Tableau 1 – Mesures in-vivo : différences ΔP_{io} et croissances a_{pio} moyennes de la pression intra-orale sur 10 répétitions, pour les deux conditions de production.

Le tableau 1 montre que les ordres de grandeurs de la surpression dans la cavité buccale et sa

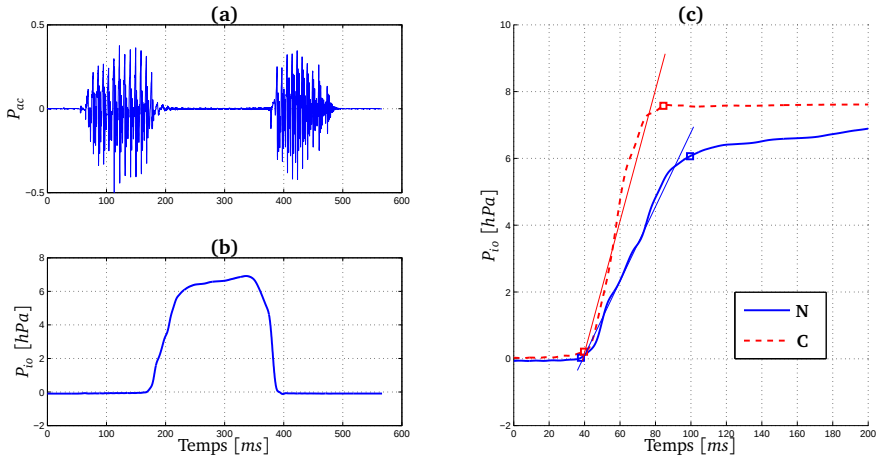


FIGURE 2 – Mesure in-vivo. **(a)** : Pression acoustique (P_{ac}) mesurée lors de la réalisation de la séquence /apa/ en condition de parole « naturelle »(N). **(b)** : pression intra-orale (P_{io}) mesurée simultanément. **(c)** : comparaison entre la montée de pression intra-orale modélisée comme une droite entre les symboles carrés, pour les deux conditions, naturelle (N) et avec une contrainte appliquée sur les joues (C).

croissance dans le temps sont respectivement de quelques hectopascals et de la centaine d'hectopascals par seconde. La croissance de la PIO mesurée est plus forte pour la condition C. L'écart type obtenu sur les coefficients a_{pio} pour chaque condition est relativement faible devant la différence entre les valeurs moyennes, un test de Student permet de discriminer les deux conditions, avec un seuil de 1 %. L'expansion des joues a donc une influence dans le cas des plosives bilabiales.

Pour ce protocole, des mesures in-vivo ne permettent pas de contrôler précisément les paramètres physiques mis en jeu. Dans la partie suivante, cette expérience est reproduite en laboratoire. L'objectif est d'obtenir un meilleur contrôle de l'ensemble des paramètres, afin de pouvoir par la suite, valider des modèles théoriques.

4 Mesures in-vitro

4.1 Dispositif expérimental

Les mesures in-vitro ont été réalisé sur une maquette à l'échelle 3 de l'appareil phonatoire humain. Elle se compose de différents éléments :

- un réservoir de pression, parallélépipédique d'environ $0,6 \text{ m}^3$ de volume, alimenté par un compresseur,
- une maquette de plis vocaux, constituée par une constriction créée par deux demi-cylindres,

- une maquette de lèvres en métal, dont le mouvement de la partie supérieure est contrôlé soit par un moteur, soit manuellement,
- un tube rigide, en plexiglas de 16 cm de longueur, ou bien un tube souple, en latex de 10 cm de longueur et de 0,2 mm d'épaisseur, les deux diamètres étant de 2,5 cm,
- des tubes en métal qui relient les différents éléments entre eux en assurant l'étanchéité de l'ensemble.

La configuration de l'ensemble du dispositif est schématisée en figure 3. Les pressions P_0 et P_1 correspondantes respectivement aux pressions subglotique et intra-orale, sont mesurées par des capteurs de pression différentiels piezo-résistif Endevco™, calibrés à l'aide d'un manomètre à eau. La précision de la calibration est de $\pm 5 Pa$. Un capteur optique permet de mesurer précisément l'ouverture des lèvres en métal. Les signaux enregistrés sont conditionnés puis numérisés à l'aide d'une carte d'acquisition National Instruments™.

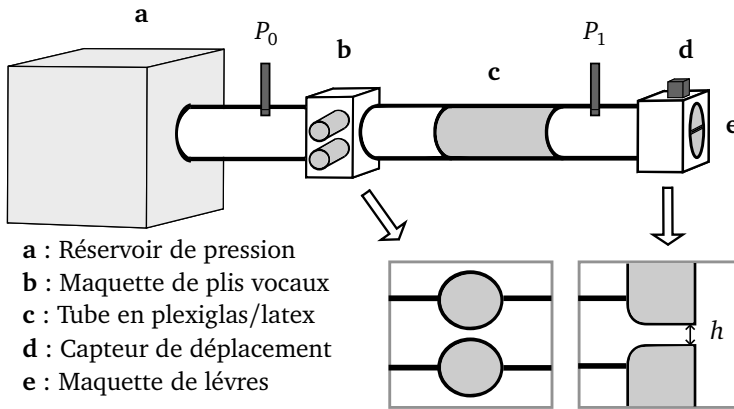


FIGURE 3 – Schéma du dispositif expérimental : maquette du système phonatoire, capteurs de pression mesurant P_0 et P_1 et capteur optique mesurant l'ouverture h des lèvres en métal.

La fermeture des lèvres est réalisée manuellement. On observe, pendant cette opération, que le diamètre du tube de latex augmente d'environ 2 mm sous l'effet de la pression.

4.2 Analyse des résultats

Les signaux de pression mesurés sont filtrés passe-bas de manière à supprimer la composante due à l'acoustique et améliorer la lisibilité des graphiques. Le filtre passe-bas est de type Butterworth, d'ordre 5. La fréquence de coupure est fixée à 50 Hz. La figure 4 présente la superposition de deux mesures réalisées avec les tubes de plexiglas et de latex, pour lesquelles la fermeture des lèvres est similaire. L'augmentation de la valeur de P_1 mesurée est bien synchrone avec la fermeture des lèvres dans les deux cas et sa croissance est plus faible avec le tube en latex.

La croissance de P_1 à la fermeture des lèvres est quantifiée de la même manière que précédemment : par une régression linéaire. Le tableau 2 présente les résultats pour les mesures in-vitro.

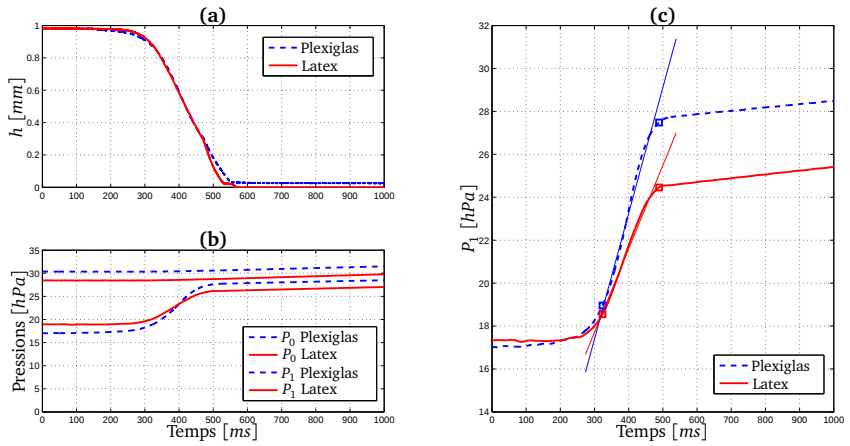


FIGURE 4 – Comparaison des mesures obtenues avec le tube rigide et le tube souple. **(a)** : ouverture des lèvres. **(b)** : P_0 et P_1 mesurés avec les deux tubes pour une fermeture des lèvres similaires. **(c)** : comparaison entre les montées de P_1 dans les deux configurations. La courbe décrivant l'évolution de P_1 pour le tube en latex a été recalée au niveau de celle pour le tube en plexiglas. Les droites modélisant la croissance de P_1 sont obtenues par régression linéaire sur les portions de courbes délimitées par les symboles carrés.

Tubes	ΔP_1 [hPa]	a_{p_1} [hPa.s ⁻¹]
Plexiglas	8,5	58,5
Latex	5,9	38,8

Tableau 2 – Mesures in-vitro : différence de pression P_1 et coefficient directeur de la droite modélisant la croissance de P_1 pour le tube rigide (plexiglas) et le tube souple (latex)

Bien que l'ordre de grandeur de la différence de pression P_1 avant et après la fermeture des lèvres est similaire à la différence de PIO mesurée chez l'humain, la différence entre la durée de la croissance entre les mesures in-vivo et vitro fait que les coefficients a_{p_1} et a_{pio} ne sont pas comparables. Cette durée est de 200 ms pour les mesures in-vitro (figure 4) et de 50 ms chez l'humain (figure 2). Cependant, l'augmentation de la croissance de la PIO, qui résulte de la rigidité de la cavité buccale est du même ordre de grandeur dans les deux cas : 51% pour les mesures in-vitro et 58% pour les mesures in-vivo. La différence constatée peut s'expliquer par le fait que le latex choisi est plus rigide que les joues humaines. L'estimation des paramètres de raideur du tube en latex est une étape nécessaire à la modélisation physique de ce phénomène, qui fera l'objet de futurs travaux.

5 Conclusion

L'expansion des joues semble donc avoir un effet aérodynamique considérable. Celui-ci se traduit par une réduction de l'évolution de la pression intra-orale, particulièrement sensible dans la phase de fermeture des lèvres. Des variations de croissance de l'ordre de 60 % ont pu être observées in-vivo sur le temps de montée de la pression intra-orale. Ce phénomène a pu être reproduit in-vitro au moyen d'une maquette du système phonatoire.

Nos travaux portent à présent sur la modélisation théorique de ce phénomène, qui sera validée, in-vitro, sur le banc expérimental. Une étude semblable sur la décroissance de la pression intra-orale permettrait de déterminer si, lors de la réouverture des lèvres, l'expansion des joues a un effet similaire.

Remerciements

Ce travail est supporté par la région Rhône-Alpes par le biais d'une bourse CIBLE et du projet ANR Plasmody : Plasticité et Multimodalité pour la Communication Orale chez le Sourd.

Références

DEMOLIN, D. (2011). Communication personnelle.

GIOVANNI, A., YU, P., RÉVIS, J., GUARELLA, M., TESTON, B. et OUAKNINE, M. (2006). Analyse objective des dysphonies avec l'appareillage eva, état des lieux. *Revue Oto-Rhino-Laryngologie Française*, 90:183–192.

MAILLOU, B. (2011). Approche physique de la voix d'une personne sourde. Mémoire de D.E.A., Université du Maine.

McGOWAN, R., KOENIG, L. et LÖFQVIST, A. (1995). Vocal tract aerodynamics in /aca/ utterances : Simulations. *Speech Communication*, 16:67–68.

PELORSON, X., MAILLOU, B., BEAUTEMP, D., VILAIN, A., HERMANT, N., SAVARIAUX, C. et LAVAL, X. (2011). Fluid mechanical interactions during vowel-plosive production. Présentation, Pan-European Voice Conferences.