



HAL
open science

Caractéristiques de la dynamique d'un Pneumotachographe pour l'étude de la production de la parole : aspects acoustiques et aérodynamique.

Alain Ghio, Bernard Teston

► **To cite this version:**

Alain Ghio, Bernard Teston. Caractéristiques de la dynamique d'un Pneumotachographe pour l'étude de la production de la parole : aspects acoustiques et aérodynamique.. Journées d'Etude sur la Parole, 2002, Nancy, France. pp.337-340. hal-00142971

HAL Id: hal-00142971

<https://hal.science/hal-00142971>

Submitted on 23 Apr 2007

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.

Caractéristiques de la dynamique d'un pneumotachographe pour l'étude de la production de la parole: aspects acoustique et aérodynamique

Alain Ghio, Bernard Teston,

Laboratoire "Parole et Langage"

UMR 6057, Université de Provence - CNRS, 29 avenue Robert Schuman, 13621 Aix-en-Provence cedex 1, France

Tel : +33 (0)4 42 95 36 30

Fax : +33 (0)4 42 59 50 96

Mél : alain.ghio@lpl.univ-aix.fr , bernard.teston@lpl.univ-aix.fr , <http://www.lpl.univ-aix.fr>

ABSTRACT

The measure of aerodynamic parameters in the study of the articulatory mechanisms of speech production poses many problems. Some of them are not solved today. To measure oral and nasal airflow, a certain number of conditions must be met. In this aim, we designed and built a pneumotachograph with particular care to optimise its response time, linearity and acoustical response. This flow meter is based on the grid flow meter principle with a small dead volume and specific linearisation for the inhaled and exhaled airflow. A soft silicone rubber mask, pressed against the speaker's face prevents air leakage, without hindering articulatory movements. The acoustical distortions of the speech sound through the device are remedied by an adapted signal processing from its transfer function.

1. INTRODUCTION

La mesure des paramètres aérodynamiques pour l'étude des mécanismes articulatoires dans la production de la parole, particulièrement celle des débits oral et nasal, pose plusieurs problèmes qui n'ont jamais été résolus autrement que par des compromis. Pour mesurer le débit d'air, un certain nombre de conditions doit être réuni:

- 1- le débitmètre doit être bidirectionnel (expiration et inspiration).
- 2- les conditions thermodynamiques de l'air (température, composition, humidité) ne doivent pas avoir d'effets sur la mesure.
- 3- les turbulences aux lèvres (qui dépendent du type de phonème) ne doivent pas perturber la mesure du débit d'air oral.
- 4- le volume mort du capteur doit être le plus faible possible pour avoir une bonne réponse à des variations rapides de débit (surtout pour le débit d'air oral).
- 5- le débitmètre ne doit pas présenter une résistance à l'écoulement de l'air susceptible de perturber le fonctionnement du conduit vocal.
- 6- le débitmètre doit être correctement adapté à l'anatomie du locuteur pour éviter les fuites, source d'erreurs de mesure, sans gêner les mouvements articulatoires.
- 7- la conception du dispositif doit lui permettre de répondre à toutes les conditions d'hygiène des normes hospitalières.

Il est très rare, en instrumentation générale, de rencontrer un capteur qui doive satisfaire autant de conditions

contradictoires. Certaines d'entre elles se sont déjà posées pour les mesures sur la respiration et tout naturellement les phonéticiens ont utilisé des capteurs de débit respiratoire (pneumotachographes) associés à des masques d'anesthésie, avec des résultats peu fiables, car ces matériels étaient très mal adaptés à la dynamique de la parole. Malgré cette avancée, très peu de systèmes ont été élaborés pour les études articulatoires. Pour équiper l'appareillage EVA2™ (SQLab, www.sqlab.com), nous avons réalisé un capteur de débit avec pour ambition de répondre à l'essentiel des conditions développées précédemment. L'objet de la présente étude est d'évaluer et corriger les distorsions acoustiques et aérodynamiques engendrées par ce dispositif.

2. LES PNEUMOTACHOGRAPHES

Les pneumotachographes ou PTG sont des capteurs de débit d'air pour mesurer les échanges gazeux en respiration. La qualité cardinale recherchée pour ces dispositifs a longtemps été la linéarité, qui n'a été atteinte de manière satisfaisante que par Fleisch [Fle25], dont le PTG avait un grand volume mort et une résistance à l'écoulement importante. Pour pallier à ce dernier inconvénient, Lilly [Lil50] a proposé le premier PTG à grille dont diverses évolutions ont été utilisées pour de nombreuses études phonétiques en particulier par Guilbert [Gui73]. On doit à Rothenberg [Rot77] la première des rares tentatives pour réaliser un PTG adapté aux contraintes particulières des mesures aériennes en production de parole. Dans le but de résoudre le problème du temps de réponse du PTG, il a intégré la grille de mesure dans les parois d'un masque d'anesthésie. Toujours diffusé, ce système ne peut pas vraiment être considéré comme un véritable débitmètre fidèle et calibrable. D'autres principes de PTG ont été proposés tels que ceux à fils chauds ou à effet Doppler par ultrasons [Bue86], mais ils se sont révélés incompatibles avec certaines conditions développées dans l'introduction.

2.1 L'aérophonmètre

Le PTG dont nous étudions et corrigeons les caractéristiques dynamiques est directement dérivé du principe décrit par Teston [Tes87, Tes93]. Compte tenu de la spécificité de son application et de sa réalisation, nous l'avons baptisé «aérophonmètre» pour le différencier des PTG standards. Ce dispositif est un PTG à grille (fils

d'acier inoxydable de 200 µm de diamètre et un pas de maille de 250 µm), de dimensions réduites (30 mm de diamètre et 20 mm de long) pour optimiser son temps de réponse et sa linéarité dans tous les contextes articulatoires. Grâce à son association avec des capteurs de pression différentielle (qui ont fait de très grand progrès ces dernières années) très sensibles et stables, il est capable d'appréhender un débit de l'ordre du cm³/s. La résistance de la grille est de 10 Pa par dm³/s, c'est à dire environ 1% de la pression intra orale d'un sujet normal, ce qui ne perturbe en rien le fonctionnement du conduit vocal. La résistance a été choisie pour un niveau de saturation du capteur à la valeur de 10 dm³/s en respiration forcée. Ces valeurs représentent une dynamique de 60 dB. Pour réduire les non linéarités de mesure provoquées par les turbulences aérodynamiques à la sortie de l'orifice buccal, la prise de pression se fait en 8 points de la circonférence du conduit de mesure et une grille de tranquillisation, d'une résistance négligeable, est disposée en avant des prises de pression. Le capteur est réalisé en matériau synthétique (Polyacétal) d'une très bonne tenue mécanique à la stérilisation et aux UV.

2.2 Adaptation à l'anatomie du locuteur

Ce type de débitmètre équipe le système d'Evaluation Vocale Assistée (EVA2TM, SQLab) qui est un dispositif conçu pour l'enregistrement et l'étude de nombreux paramètres de la production de parole: son, hauteur, intensité, débits d'air, pressions [Tes95]. L'enregistrement simultané du son et des débits d'air à la bouche et aux narines nécessite l'utilisation d'une « pièce à main », support mécanique du microphone, des capteurs de débit et du masque en silicone souple permettant l'étanchéité nécessaire à la fiabilité des mesures de flux d'air oral (Figure 1). Le capteur nasal est situé sous le capteur oral et verticalement pour suivre l'écoulement naturel de l'air aux narines. Les masques de silicone souple, d'un contact agréable sur la peau, prennent appui sur la face du locuteur en dégageant le nez et en prenant le menton. Ils permettent des mouvements mandibulaires normaux en parole courante tout en conservant une excellente étanchéité. Ils sont également facilement stérilisables.

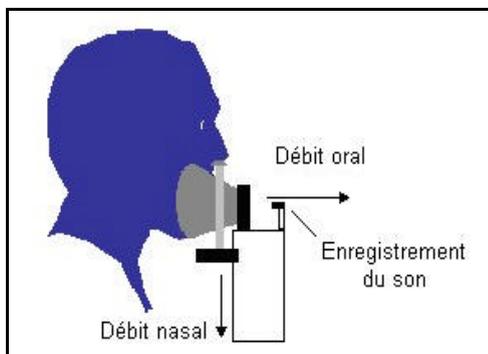


Figure 1 : Disposition des capteurs aérodynamiques par rapport au sujet.

3. LINEARISATION DE LA MESURE DE DEBITS

3.1 Position du problème

Le principe de mesure du débit par un PTG consiste à opposer une résistance au flux d'air par interposition d'une grille. Les frottements qui se produisent à l'écoulement entraînent une perte d'énergie qui se traduit par une perte de pression \mathbf{DP} . Cette perte de charge varie en fonction de la vitesse du fluide, c'est à dire en fonction de son débit volumique D . Pour des faibles valeurs de débit, l'écoulement est laminaire. Les lois de la mécanique des fluides montrent que, dans ce cas, $\mathbf{DP} = R.D$ où R est la résistance (équation de Poiseuille). Pour des valeurs de débit plus importantes, l'écoulement devient turbulent. La perte de charge \mathbf{DP} est alors proportionnelle au carré du débit (loi de Venturi) :

$$\mathbf{DP} = R.D^2.$$

De façon générale, la relation entre ces grandeurs se formalise par : $\mathbf{DP} = R.D^n$.

La connaissance précise de la relation entre \mathbf{DP} et D permet de ramener la mesure de débit à une mesure de pression différentielle, opération techniquement facile à réaliser. En effet, la grandeur \mathbf{DP} peut être facilement mesurée par des capteurs de pression différentielle. Ceux-ci délivrent une tension V proportionnelle à \mathbf{DP} . Si le dispositif est réglé de façon à donner une tension V_{calib} pour un débit calibré D_{calib} , la mesure du débit sera finalement égale à :

$$(Eq.1) \quad D = G \sqrt[n]{V} \quad \text{où} \quad G = \frac{D_{calib}}{\sqrt[n]{V_{calib}}}$$

En appliquant une transformation logarithmique, nous obtenons :

$$(Eq.2) \quad \text{Log}(D) = \text{Log}(G) + \frac{1}{n} \text{Log}(V)$$

qui traduit une relation linéaire $y = a.x + b$ (Eq.3)

où $y = \text{Log}(D)$, $x = \text{Log}(V)$, $a = 1/n$, $b = \text{Log}(G)$

Notre objectif est d'obtenir empiriquement les paramètres a et b à partir des mesures (Figure 2)

3.2 Mesures

La chaîne d'instrumentation est constituée par une soufflerie qui fournit un flux d'air ajustable, régulier, soufflé ou aspiré. Le débit d'air est contrôlé par des débitmètres de grande précision TSITM modèle 4040 (pour les débits de 0 à 5 dm³/s) ou modèle 4140 (de 0 à 0.33 dm³/s). Le flux d'air ainsi calibré est envoyé dans les capteurs dont la tension de sortie est mesurée par un multimètre Fluke45TM. Un micro-ordinateur PC pilote la chaîne d'instrumentation et enregistre, via deux ports série (RS232), les valeurs fournies par le débitmètre TSITM et le voltmètre. Le capteur de débit oral n'est pas géométriquement symétrique du fait de la grille de tranquillisation qui a un effet non négligeable. Aussi, des mesures ont été effectuées à la fois en inspiration et en expiration. Cette dissymétrie est plus marquée pour le capteur de débit nasal à cause de la prise d'air aux narines.

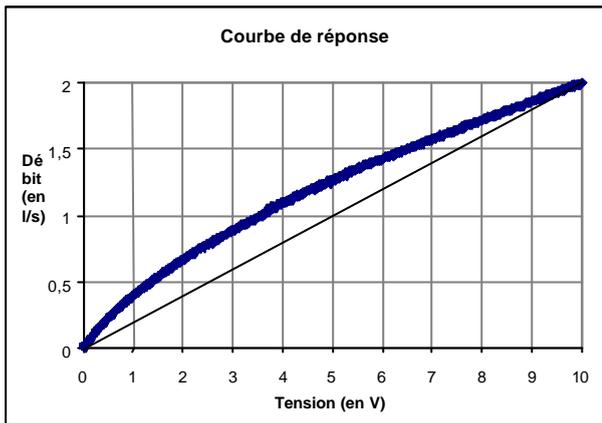


Figure 2 : Courbe de réponse du pneumotachographe de débit d'air oral expiré (pour la gamme 2 dm³/s max)

3.3 Résultats

Une régression linéaire effectuée sur les mesures logarithmiques (cf. Eq. 2) nous permet d'obtenir les facteurs a et b de Eq.3. Ainsi, pour le flux d'air oral expiré (gamme 2 dm³/s max), la mesure du débit s'obtient par la relation : D (en dm³/s) = 0.4436 . $V^{0.654}$ où V est la tension en volts en sortie des capteurs.

Pour des valeurs de faible débit, la relation se linéarise et tend vers une relation où D (en dm³/s) est localement proportionnel à la différence de pression.

L'ajustement de la fonction de correction pour les débits inspirés et expirés à la bouche et aux narines a permis d'obtenir, dans toutes les gammes de mesure, une linéarité des capteurs corrigés de l'ordre de 1%. La précision est validée par des essais de mesures volumétriques au moyen d'une seringue-étalon de 3 litres (série 5530, Hans Rudolph inc., USA) pour différentes vitesses d'écoulement et après intégration temporelle du signal de débit.

Une autre source de non linéarité pour un capteur de débit aussi sensible se trouve dans sa dérive du zéro. Les capteurs de faible pression ont fait d'énormes progrès au plan de la dérive en température à tel point que dans EVA2, le thermostatage n'est pas nécessaire. Une remise à zéro instantanée peut être faite avant chaque enregistrement au niveau du capteur pour pallier à ce problème.

4. TEMPS DE REPONSE DES DEBITMETRES

4.1 Position du problème

Nous entendons par temps de réponse du débitmètre, l'ensemble des phénomènes susceptibles de retarder la manifestation à sa sortie, de l'établissement rapide d'un débit. Ce retard est à associer au temps de réponse du capteur ainsi qu'à sa largeur de bande passante en fréquence. Il est avant tout fonction du volume mort du capteur de débit, grand défaut des PTG de mesure respiratoire. L'aérophonmètre a été optimisé pour cela avec un volume géométrique de 8 cm³ et des liaisons aux

capteurs de pression très courtes. Ces derniers (série DCXL, Data Instruments) ont des temps de réponse bien inférieurs à 1 ms. Le retard est également fonction du filtrage appliqué au signal du débit avant conversion analogique-numérique. En effet, les capteurs de pression sensibles et rapides se comportent comme des microphones très médiocres en tant que tels, mais traduisant bien les variations de pressions acoustiques. Pour les atténuer, afin d'éviter du repliement, nous utilisons un filtre de Bessel, passe bas à 60 Hz, du 8^{me} ordre. La réponse indicielle d'une fonction de ce type est dénuée de retard et rebondissement et donc bien adaptée à cet usage.

4.2 Mesures

Pour tester la réponse des débitmètres, nous utilisons un dispositif qui consiste à produire une impulsion de débit au moyen d'un poids tombant sur un réservoir d'air souple. Ce système simple permet de faire varier l'importance de l'impulsion de débit, en fonction de la hauteur de chute du poids, de manière reproductible et commode. Le bruit du choc est capté par le microphone de la pièce à main et donne l'instant précis du début du transitoire de débit.

Le temps de réponse total du système est illustré dans la figure 3 pour le capteur oral. Il est inférieur à la milliseconde. Le capteur nasal a été moins optimisé au plan du volume mort (tubes de 12 cm, Figure 1). Son temps de réponse est de l'ordre de 2 ms.

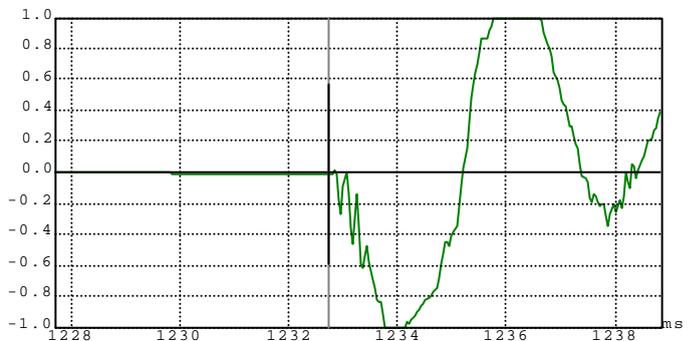


Figure 3a : Signal acoustique du choc

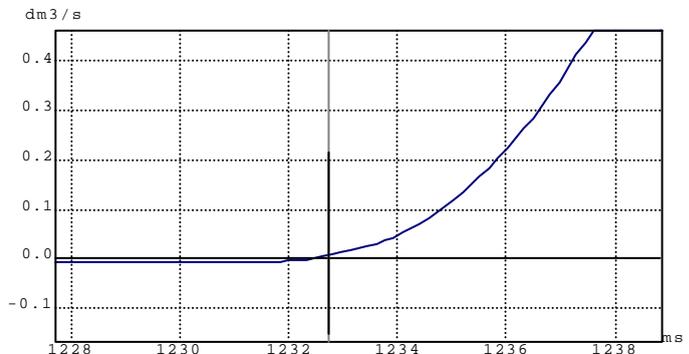


Figure 3b : Décours de l'établissement du débit d'air oral

5. REPOSE HARMONIQUE DEL'ENSEMBLE MASQUE-CAPTEUR

5.1 Position du problème

Le capteur de débit étant placé dans le prolongement du conduit vocal, il introduit une distorsion des sons de parole en fonction de sa propre fonction de transfert. Le conduit de mesure, bien que réduit au maximum réalisable, a un certain volume auquel il faut ajouter celui compris entre le masque et la face du locuteur. Ce volume est d'autant plus faible que le masque est correctement plaqué à la face de ce dernier. Des cavités annexes au conduit de mesure, pour les prises de pression, peuvent également produire des phénomènes acoustiques parasites. Enfin, le dispositif perturbe le rayonnement naturel aux lèvres. Malgré l'application de tous les principes fondamentaux pour éviter le plus possible des distorsions acoustiques, il en existe toujours, qu'il est nécessaire de corriger.

5.2 Mesures

Les mesures de distorsions harmoniques de l'ensemble masque-capteur sont effectuées au moyen d'une tête artificielle, conçue pour cet usage, comme source sonore, dans des conditions strictement identiques à l'utilisation du système. Le signal source est fourni par un générateur de bruit blanc (Brüel & Kjaer modèle 1027) connecté à un amplificateur de puissance Yamaha P2075. Les enregistrements sont effectués en chambre sourde. La Figure 4 représente la différence entre le spectre à long terme de la réponse du système et celui de la tête artificielle.



Figure 4 : Fonction de transfert du masque-capteur

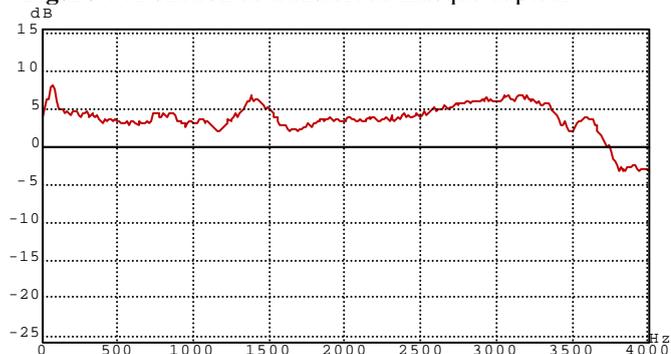


Figure 5 : Fonction de transfert corrigée

On constate que l'ensemble masque-capteur se comporte comme un filtre passe-bas avec une forte résonance vers 1.4 kHz provoquée par la cavité additionnelle au conduit vocal constituée par le conduit de mesure entre les lèvres et la grille. L'antirésonance située à 3.5 kHz sur le spectre est probablement la conséquence acoustique des cavités latérales au conduit de mesure qui recueillent chacune 4 points de mesure de pression. Elles sont par construction d'un volume de quelques cm³ qui ne peuvent pas être amorties pour des impératifs d'hygiène, car le capteur doit pouvoir être stérilisé aisément. Les corrections que nous apportons consistent à appliquer, par filtrage numérique, une égalisation dont le profil fréquentiel est l'inverse de la fonction de transfert du système. Le résultat de la correction est présenté en Figure 5.

CONCLUSION

Cette recherche de l'optimalité des mesures de débits dans la production de la parole est un travail qui nécessite la réalisation d'instruments de calibrage spécifiques ainsi qu'une rigueur et une détermination soutenues. Bien que satisfaits des performances générales du dispositif, nous envisageons dans un futur proche de parfaire l'ensemble et, plus particulièrement, la correction des distorsions acoustiques.

BIBLIOGRAPHIE

- [Fle25] Fleisch A. (1925), "Der Pneumotachograph; ein Apparat zur Geschwindigkeits-registrierung der Atemluft", Pflugers Arch. Ges. Physiol., Vol. 209, pp. 713-722
- [Tes93] Teston, B. (1993), "A new airflowmeter design for the investigation of speech production. Proc. Eurospeech 3, ISCA, Berlin, 405-409.
- [Lil50] Lilly J.C. (1950), "Flowmeter for recording respiratory flow of human subjects", Methods in Medical Research, Vol 11., pp. 113-121
- [Gui73] Guilbert H.R. (1973), "Oral airflow during stop consonant production", Folia Phoniatica, Vol. 25, pp. 288-301
- [Rot77] Rothenberg M. (1977), "Measurement of airflow in speech", J. Sp. Hear. Res., Vol. 20, pp. 155-176
- [Bue86] Buess C., Pietsch P., Guggenbuhl W., Koller E.A. (1986), "Design and construction of a pulsed ultrasonic air flowmeter", IEEE Trans. Bio-Med. Eng., Vol BME-33, No. 8, pp. 768-774
- [Tes87] Teston B. (1987), "Etude d'un aérophonomètre de grande dynamique et faible constante de temps", 16èmes JEP, GALF, Hammamet, pp. 132-135.
- [Tes95] Teston B., Galindo B. (1995), "A diagnostic and rehabilitation aid workstation for speech and voice pathologies". Eurospeech 4, ESCA, Madrid, pp., 1883-1886.