



La mesure des paramètres aérodynamiques dans la production de la parole

Bernard Teston

► To cite this version:

Bernard Teston. La mesure des paramètres aérodynamiques dans la production de la parole. Travaux interdisciplinaires du Laboratoire Parole et Langage, 1980, 7, pp.149-178. hal-00241541

HAL Id: hal-00241541

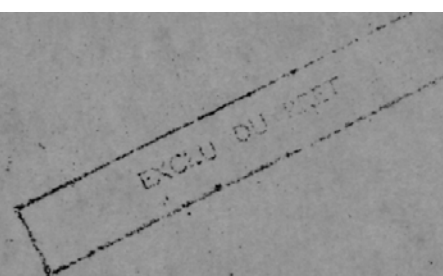
<https://hal.science/hal-00241541>

Submitted on 6 Feb 2008

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.

UNIVERSITE DE PROVENCE



TRAVAUX
DE
L'INSTITUT DE PHONETIQUE
D'AIX

L.A. CNRS 261



Volume 7 - 1980.

TRAVAUX DE L'INSTITUT DE PHONETIQUE D'AIX

Volume 7, 1980. Pp. 149-178

LA MESURE DES PARAMÈTRES AÉRODYNAMIQUES DU LANGAGE

BERNARD TESTON

INSTITUT DE PHONETIQUE LA 261

ABSTRACT.

After a summary of the definitions of the speech aerodynamic parameters, we present the various techniques used to evaluate or measure them.

We try to objectively define the faults and qualities of the various methods, to bring out their weaknesses.

Apart from the techniques we describe the various transducers used for these measurements as well as the various methods of oscillographic recordings of the variations of these parameters as a function of time.

RESUME.

Après un rappel de la définition des paramètres aérodynamiques du langage, nous présentons les différentes techniques utilisées pour les mesurer ou les évaluer.

Nous essayons de définir objectivement les défauts et les qualités des différentes méthodes, de dégager leurs avantages autant que leurs faiblesses. Outre les techniques, nous décrivons les différents capteurs employés pour ces mesures, ainsi que les diverses méthodes d'enregistrement des variations de ces paramètres en fonction du temps.

LA MESURE DES PARAMÈTRES AÉRODYNAMIQUES DU LANGAGE

BERNARD TESTON

INSTITUT DE PHONETIQUE D'AIX

INTRODUCTION

Nous nous proposons de décrire dans cet exposé (1), les différentes méthodes utilisées pour la mesure des paramètres aérodynamiques de la phonation. Nous essayons de déduire les défauts et les qualités de ces différentes méthodes, à la lumière des nombreux travaux effectués dans le domaine de l'articulation, et de nos propres expériences menées au sein de l'Institut de Phonétique d'Aix depuis plusieurs années.

-
- (1) Ce texte représente le contenu revu et augmenté de l'exposé présenté par l'auteur aux Journées Industrielles de la Société Française de Physique de Toulouse, 18-21 mars 1980. Colloque spécialisé sur les capteurs - génie biologique et médical.

I. DEFINITIONS

Les paramètres aérodynamiques de la phonation sont des pressions, et, par corollaire des débits d'air. Parce qu'elle est le moteur de toute manifestation phonatoire, la pression sous-glottique ou pression intrathoracique ou encore pression pulmonaire est le paramètre fondamental de la phonation. Le second paramètre pression est la pression intraorale (P_{IO}) ou pression intrapharyngale ou encore pression sus-glottique. La pression résultante de la différence PSG moins P_{IO} est la pression motrice du débit d'air transglottique. La pression sous-glottique (PSG) de l'air emmagasiné dans les poumons crée pendant la phonation des débits d'air à travers le conduit vocal, débits qui peuvent s'écouler par la bouche ou le nez.

Ces débits d'air sont baptisés dans l'ordre : débit d'air buccal (DAB) et débit d'air nasal (DAN). Ils sont parfois appelés vitesses débitantes. Pour notre part, nous préférons l'appellation de débits instantanés qui qualifient bien la grande variabilité temporelle de ces paramètres.

Ces variations de débits intégrées en fonction du temps donnent des volumes d'air expirés ou inspirés pendant un temps donné, qui peut être très variable ; depuis la durée d'une syllabe jusqu'à celle d'une phrase ou même d'une suite de phrases.

On peut, comme pour les débits, différencier un volume d'air buccal (VAB) d'un volume d'air nasal (VAN).

Ces différentes manifestations aérodynamiques aboutissent à une émission sonore dont les sources sont la bouche et le nez. Cette émission sonore définit les paramètres acoustiques suivants : le son buccal ou phonogramme buccal (PHB) et le son nasal ou phonogramme na-

sal (PHN). L'unité généralement utilisée pour la mesure des pressions est, le centimètre d'eau (cm H₂O) qui n'est pas une unité officielle mais qui est pratique, pour étalonner commodément les capteurs de pression au moyen d'un tube en U. / N

En tant que physicien, nous lui préférons le millibar dont la valeur lui est très proche, mais qui est surtout internationalement reconnu et utilisé. L'unité de pression du système anglo-saxon, la PSI (livre par pouce carré) est encore très utilisée dans ces pays, mais en voie d'extinction à cause de l'adoption universelle du système métrique. On utilise généralement, le litre par minute pour la mesure des débits. C'est une unité homogène dans le système MKS. On devrait en fait utiliser le décimètre cube par seconde, sous-multiple du mètre-cube par seconde, mais cette unité serait trop faible pour la mesure des débits qui nous concernent. / N

II. LES DIFFERENTES METHODES DE MESURE DES PARAMETRES AERO-DYNAMIQUES :

1) Pression sous-glottique (PSG) :

La méthode la plus classique et la plus directe pour mesurer ce paramètre, consiste à percer au moyen d'un trocard la paroi trachéale au niveau de la fosse sussternale. La mesure de pression, est opérée au moyen d'un capteur de pression d'une sensibilité de quelques dizaines de millibars, par l'intermédiaire d'une sonde la plus courte possible. Cette méthode sanglante, nécessite pour sa mise en oeuvre des précautions particulières, cependant elle permet d'effectuer des mesures sûres et fiables.

Pour supprimer ces inconvénients, on a tenté de mesurer la PSG au moyen d'une méthode indirecte, par l'intermédiaire de la pression oesophagienne. On opère cette mesure au moyen d'un ballonnet de caoutchouc souple rempli d'air à une pression statique de quelques dizaines de millibars, connecté à un capteur de pression, qui mesure ainsi les variations de pression de la paroi oesophagienne, autour de la valeur fixe de la pression du fluide remplissant le capteur, la sonde et le ballonnet. Cette méthode a été étudiée par FRY et AL. (1952), VAN DEN BERG (1956), MILIC-EMILI et AL. (1964), MACKLEM (1974), et utilisée dans des études sur la phonation par LADEFOGED (1961) entre autres.

Mais les mesures effectuées au moyen de cette méthode, sont très sujettes à caution. En effet, la valeur moyenne de la pression intra-oesophagienne ne peut être considérée comme l'image linéaire de la valeur moyenne de la pression sous-glottique, que dans certaines conditions de position du ballonnet et avec un volume pulmonaire moyen. Les différents intermédiaires qui relient la PSG à la pression donnée par le capteur sont trop nombreux, non linéaires et mal connus pour ne considérer la pression intraoesophagienne que comme une image diffuse de la PSG.

Une troisième méthode est proposée par KOIKE et PERKINS (1968). Elle consiste à effectuer la mesure directe de la PSG dans la trachée, au moyen d'un capteur de pression absolue miniature introduit par une sonde de faible diamètre à travers la glotte. Cette méthode, dont on perçoit immédiatement les inconvénients (risques de spasmes glottiques, altérations du fonctionnement des cordes vocales), nécessite autant de précautions sinon plus que la méthode directe par trachéotomie. De plus, l'état de surface du capteur, peut altérer la mesure par le dépôt de salive et de mucus, problèmes que nous évoquerons ultérieurement. Pour ces différentes raisons, cette méthode n'a pas donné lieu à de nouvelles expériences.

2) Pression intra-orale (PIO) :

La mesure de la PIO peut être réalisée de deux manières différentes, par voie buccale ou par voie nasale. Dans la première méthode on effectue la mesure de la PIO au moyen d'un cathéter de forme prédéterminée introduit jusqu'à la base de la langue dans l'oropharynx. Le cathéter contourne la face externe des dents et pénètre au-delà de la langue, derrière la dernière molaire. Cette méthode est proposée par HARDY (1965) ; elle est également utilisée entre autres par BROWN et McGLONE (1969), et LUBKNER et PARRIS (1970). Cette méthode semble être la plus employée car elle est apparemment la plus simple à mettre en oeuvre. Cependant elle présente des inconvénients. D'une part, l'orifice du cathéter peut être oblitéré par le contact de la langue au cours de l'élocution ; de la salive peut pénétrer par capillarité dans le tube ainsi que du mucus, ce qui fausse les mesures. Le tube, bien que préformé peut se déplacer pendant l'élocution. On peut alors, améliorer son positionnement, en le fixant à une plaque palatine de faible épaisseur. Dans la seconde méthode, on utilise une sonde introduite par une narine jusque dans la cavité pharyngiale, au niveau de la luette. MALECOT (1966) utilise cette méthode, ainsi que FISCHER-JØRGENSEN et

TYBJAERG-HANSEN (1969) et, DI CRISTO et TESTON (1979). Les avantages de cette méthode sont d'une part, le bon positionnement de la sonde pendant la phonation, d'autre part, d'être moins sensible aux oblitérations de toutes sortes, car on peut utiliser une sonde d'un diamètre supérieur à celui du cathéter buccal. En revanche, on lui reproche une mise en place pénible pour le sujet et, une propension au déclenchement de réflexes vomitifs. Les expériences que nous avons effectuées nous permettent d'affirmer que ce n'est pas le cas, sauf chez certains sujets particulièrement sensibles, qui de toute manière, ne supporteraient pas mieux l'introduction d'une sonde buccale. On reproche généralement aux méthodes utilisant des sondes, la détérioration des caractéristiques dynamiques des variations de pression. Pour diminuer ces effets, FISCHER-JØRGENSEN et TYBJAERG-HANSEN (1969) utilisent un cathéter rempli de fluide incompressible. Mais, si l'on tient compte des variations temporelles de la PIO qui sont lentes comparativement aux variations d'autres paramètres que nous étudierons ultérieurement, l'amortissement apporté par les sondes est négligeable. TESTON (1976) étudie l'ensemble sonde-capteur en régime transitoire, et analyse, les distorsions temporelles sur des variations de pression ainsi que les phénomènes de résonance, avec plusieurs types de sondes. Il en déduit, que leur utilisation dans certaines conditions et en prenant les précautions qui s'imposent, est satisfaisante pour la mesure de la PIO. C'est pour éviter ces mêmes inconvénients, que KOIKE et PERKINS (1968) placent directement dans la cavité pharyngale un capteur de pression miniature par voie nasale. Si nous supposons que les caractéristiques d'un tel capteur de pression, sont satisfaisantes pour effectuer ce type de mesure, les contacts du capteur avec la salive et les mucus entraînent des perturbations de mesure difficiles à maîtriser et à évaluer, comme pour la mesure de la PSG au moyen d'un capteur in situ.

Pour mesurer la PIO, on utilise généralement des capteurs d'une sensibilité de quelques dizaines de millibar identiques à ceux utilisés pour la mesure de la PSG.

3) Débit d'air buccal (DAB) :

C'est le paramètre aérodynamique le plus étudié jusqu'à nos jours. Les premières études systématiques sont dues à ROUSSELOT (1897-1907-1923) qui utilise des capsules pneumatiques associées à un enregistreur à plume sur papier noirci, pour visualiser le paramètre DAB (Kymographe). ROUSSELOT appelle ce paramètre "pression buccale", appellation qui lui restera longtemps dans les milieux de la phonétique expérimentale mais qui est physiquement erronée. Il a étudié également avec ce système de nombreux paramètres tant aérodynamiques qu'acoustiques et kynématiques. Tout le système de mesure étant très amorti, les courbes de débit qu'il obtient sont très schématiques. Malgré cela, le kymographe a permis de réaliser de très nombreuses études articulatoires jusqu'à une époque récente. L'invention du pneumotachographe (PTG) par FLEISCH (1925) permet d'améliorer les études sur la respiration, et d'étudier avec plus de précisions l'évolution du débit d'air buccal en fonction du temps. Le PTG est constitué par une charge acoustique qui s'oppose au libre écoulement de l'air inspiré ou expiré. Cette charge est une résistance à l'écoulement aux bornes de laquelle, apparaît une différence de pression conformément à la loi de BERNOUILLI. Cette pression est une image du débit du fluide qui traverse la résistance. On peut la considérer comme linéaire pour de faibles valeurs de pression aux bornes de la charge. Au-delà d'une certaine dynamique, le débit étant fonction de la racine carrée de la pression, la non-linéarité qui en résulte n'est plus négligeable. FLEISCH (1925) recherche surtout, un écoulement laminaire de l'air ; son PTG, constitué par un faisceau de tubes de faible diamètre est volumineux, et, ne permet pas la mesure de variations rapides de débits d'air (grand volume mort). En outre, on ne dispose pas encore de capteurs de pression différentiels assez sensibles et assez rapides ; il n'est donc pas nécessaire de disposer d'un PTG rapide, car lorsque l'on parle de PTG, il faut toujours lui associer un capteur de pression. Depuis FLEISCH (1925), on a réalisé un grand nombre de PTG dont les formes de résistance à l'écoulement

sont très diverses (faisceaux de tubes capillaires, faisceaux de tubes concentriques, multiples cloisonnements verticaux, faisceaux de tubes en nids d'abeille, diaphragmes ou venturi, grilles à densité de fil variable). A partir des années 50, on s'est surtout efforcé d'améliorer la dynamique, la sensibilité, et la rapidité des associations PTG-capteurs de pression. FRY et AL. (1957) étudient les caractéristiques dynamiques de trois PTG de principes différents, et l'influence de la condensation et des projections de salive ou de mucus sur leur fonctionnement. FUNICANE et AL. (1972) étudient également différents types de PTG surtout au niveau de la réponse fréquentielle et de la rapidité de ces systèmes. Ces études font apparaître que les différents principes de PTG ont des qualités de linéarité très proches ; que leur fréquence de résonance est toujours basse, à cause de leur volume mort important. Pour les études de débit d'air dans la phonation, on a réalisé des dispositifs particuliers, afin d'améliorer leur performance par rapport à ceux utilisés pour les études sur la respiration. D'une part, le PTG à grille selon le principe décrit par BARANEK (1954) semble le plus employé pour les études phonétiques à cause de sa capacité à réduire le volume mort et par conséquent à diminuer son temps de réponse. LUBKER et MOLL (1965), HIXON (1972), GILBERT (1973) utilisent des PTG de ce type associés à des capteurs de pression relativement rapides. PESLIN et AL. (1972) ont étudié les avantages du PTG à grille, et ROTHEMBERG (1976) semble avoir atteint des temps de réponses ultimes pour des appareils de ce principe.

L'inconvénient principal des PTG est d'avoir une dynamique linéaire faible. On remédie habituellement à ce défaut en utilisant un jeu de charges résistives interchangeable. Pour tenter d'améliorer cet inconvénient, TESTON (1976) utilise des PTG constitués par des venturi à col variable associés à une grille.

Le problème de la variation des résistances de charge des PTG occasionnée par des phénomènes de condensation, et de projection d'aéro-

sols de salive, et de mucus, est résolu ; d'une part, au moyen d'un chauffage du PTG (KLAT et AL. 1968, ROTHEMBERG 1977), ou par une circulation continue d'air sec, qui décale le zéro du débit à mesurer d'une valeur fixe (HYATT et AL. 1970, HIXON 1972).

Certains auteurs ont cherché à supprimer ou à diminuer au maximum la résistance à l'écoulement qui est le principe de base de tout PTG, et son inconvénient majeur. SUBTELNY et AL. (1966), QUIGLEY (1967), VAN HATTUM et WORTH (1967), emploient, pour la mesure du débit d'air, l'anémomètre à fil chaud qui est un appareil bien connu des aérodynamiciens, permettant la mesure des vitesses débitantes. Malheureusement, ce principe présente dans nos applications de nombreux défauts qui ont été relevés et sévèrement critiqués par HARDY (1966-1967) entre autres.

On reproche à l'anémomètre à fils chaud les défauts suivants : Faible rapidité, faible dynamique ou grande distorsion de linéarité, non directivité, grande sensibilité aux variations thermodynamiques et aux variations de nature du fluide.

Le premier défaut, est surtout le fait des anémomètres à courant constant. Les anémomètres à température constante ont actuellement une rapidité dont les limites se situent bien au-delà de nos besoins. Leur dynamique a été améliorée et il est relativement facile de linéariser leur réponse. La non directivité de l'anémomètre peut également être supprimée en utilisant deux sondes convenablement disposées pour avoir le sens de l'écoulement du fluide. En fait, seul le dernier reproche formulé à l'encontre de l'anémomètre à fil chaud peut être retenu, mais il est fondamental. L'échange thermique qui s'opère entre la sonde et le fluide, dépend de la nature de celui-ci, de sa température, de sa pression et bien sûr, de sa vitesse.

Pour effectuer une mesure de vitesse, il est donc nécessaire que les autres paramètres restent constants. Cette condition de mesure fondamentale est impossible à réaliser dans nos applications. Les faibles dimensions des sondes anémométriques font également qu'elles sont très sensibles aux aérosols de salive et de mucus (toujours le problème de l'état des surfaces du capteur) et d'autre part, que la vitesse du fluide est mesurée en un point précis de l'écoulement qui est très turbulent à la sortie de la bouche. Les mesures de vitesse que l'on effectue ne sont donc pas globales, et varient beaucoup en fonction de la position de la sonde dans l'écoulement. Bien que l'on puisse envisager son utilisation sans embouchure, l'anémomètre à fil chaud est à déconseiller totalement pour des études sur la phonation.

Nous mentionnons également un principe de mesure des DAB et DAN qui peut se comparer sur plusieurs points à l'anémomètre à fil chaud. Il s'agit du VENTILOMETRE proposé par RYBAK (1977). Cet appareil, utilise comme capteur un hygromètre dont l'impédance électrique varie en fonction inverse de l'humidité du fluide qui le traverse. En supposant cette dernière constante, le ventilomètre donne un signal proportionnel au débit du fluide. Cet instrument que l'on peut également utiliser sans embouchure, est malheureusement d'une linéarité douteuse, possède un temps de réaction lent, associé à une très faible bande passante et surtout, se comporte comme un intégrateur qui se sature très vite. Pour ces différentes raisons, le principe du ventilomètre nous apparaît totalement inadapté pour la mesure des DAB et DAN au cours de la phonation. Tout au plus, peut-il servir pour visualiser un débit quelconque dans certaines études très particulières (RYBAK et AL. 1977). Il en est de même du PTG à ultrasons.

Ce type d'appareil est directement inspiré des débitmètres industriels à effet DOPPLER par ultrasons (MORRIS 1979). BLUMENFELD et AL. (1975) ont réalisé un PTG de ce type pour mesurer les débits dans la respiration. Cependant, la mesure de la vitesse du fluide en mouve-

ment dépend des conditions de température, de pression, ainsi que de sa nature et de sa composition, qui doivent être constantes et surtout ne pas varier à la même rapidité que le débit que l'on veut mesurer. Ceci n'est pas le cas de l'air dans la respiration. Cette élégante méthode semble n'être utilisée actuellement que pour des contrôles de monitoring où l'on ne demande qu'une information sur l'état de la respiration du sujet (PRIMIANO 1975). CURIE et AL. (1980), ont présenté dernièrement un PTG sans résistance à l'écoulement. Ce système basé sur une prise de pression fluïdique a une rapidité très supérieure au PTG classique utilisé dans les études sur la respiration essentiellement grâce à son très faible volume mort. Malheureusement, l'utilisation associée à ce PTG d'un capteur de pression intégré peu sensible (plus ou moins trois cent cinquante millibar) nous fait douter de sa réelle efficacité. Cependant, ce type de capteur intégré doit pouvoir gagner dans l'avenir de la sensibilité ; ce principe astucieux pourra alors faire preuve de ses réelles qualités, car pour son utilisation dans l'étude de la phonation, il est nécessaire de l'équiper d'un capteur cent fois plus sensible. SMITH (1971) propose un système de mesure de débit d'air, qui fonctionne grâce à des valves de caoutchouc, qui s'ouvrent plus ou moins en fonction de l'importance du débit d'air qui les traverse. Le degré d'aperture des valves est évalué au moyen d'un système photoélectrique. Ce système est actuellement souvent utilisé par des phonéticiens, car il est commercialisé. Ce principe, séduisant a priori par sa simplicité, est cependant fort critiquable. En effet, la réponse d'un tel capteur n'est pas linéaire, l'élasticité des valves varie avec le temps, et, surtout, les volumes morts sont très importants, d'où une mauvaise réponse aux transitoires.

En effet, ce système étant unidirectionnel, il est nécessaire d'utiliser deux valves pour obtenir des informations sur le sens du DAB et du DAN. Ceci augmente beaucoup le volume mort des conduits qui contiennent les valves. Cet appareil, d'un fonctionnement simple et commode, est le type même d'un visualisateur qui ne peut prétendre à la qualité d'un instrument de mesure.

Pour clore ce chapitre nous devons mentionner quelques principes d'instruments, utilisés en ventilométrie respiratoire. Tout d'abord, les débitmètres à turbine, utilisés pour la mesure des volumes d'air inspirés et expirés qui remplacent de plus en plus les spiromètres à cloche. Leur impossibilité de transmettre des variations rapides de débit, à cause essentiellement de l'inertie de leur turbine, les rend totalement inexploitable pour nos applications, si ce n'est peut-être, pour la mesure des volumes d'air au cours de longues séquences parlées (DUBOVY 1978, PRIMIANO 1978).

La PLETHYSMOGRAPHIE est utilisée pour l'étude des relations entre les débits, les pressions et les volumes thoraciques, au cours de la respiration (DUBOIS et AL. 1956, MEAD 1960). Cette méthode utilise le principe des lois fondamentales de la thermodynamique des gaz. Elle consiste à enfermer le sujet dans un espace clos, pour mesurer les variations du volume pulmonaire (WARREN 1976). HIXON et WARREN (1971) ont adapté cette méthode à l'étude de la phonation. Cependant, cette technique ne nous paraît pas très intéressante, sa seule aptitude particulière semble se situer dans la mesure des volumes d'air inspirés et expirés mais avec certains avantages sur la méthode précédente.

Il semble donc actuellement que la meilleure méthode de mesure du D.A.B. soit celle constituée par un PTG à grille, réalisé avec le plus faible volume mort possible, thermostaté, et équipé d'un capteur différentiel rapide. Nous rappelons que l'on peut considérer que le DAB peut atteindre une valeur instantanée de 60 litres par minute, que la surpression dans le conduit vocal créée par la charge résistive du P.T.G. ne doit pas être supérieure à 1/10ème de la P.S.G., et que le temps de montée du D.A.B. pour la réalisation de certaines consonnes occlusives peut atteindre des valeurs très rapides (inférieures à 10 milli-secondes).

4) Débit d'air nasal (DAN) :

D'une manière générale, on peut utiliser tous les systèmes décrits précédemment pour la mesure du débit d'air nasal. Les valeurs maximales du D.A.N., sont du même ordre que celles du D.A.B., bien que généralement plus faibles pendant la phonation. On peut donc utiliser des PTG identiques et d'une sensibilité légèrement plus grande. Cependant, les variations de D.A.N. en fonction du temps, sont beaucoup moins rapides que celles du D.A.B.

Les études sur le D.A.N. sont moins nombreuses que sur le D.A.B., mais elles sont très importantes, pour l'étude du mouvement du voile de palais, soit au niveau du fait articulatoire naturel, ou au niveau de la motricité et de l'évolution de certaines lésions du voile en pathologie.

Pour cela, certains auteurs utilisent parfois la combinaison de plusieurs paramètres aérodynamiques ou même acoustiques. WARREN et DUBOIS (1964) associent à la mesure du D.A.N., la pression différentielle entre le nez et la cavité buccale. FLETCHER (1970) utilise pour la mesure de la "nasalité", des microphones dont il filtre plus ou moins les signaux correspondant au phonogramme nasal. On ne peut cependant pas considérer ces mesures comme étant celle d'un débit significatif.

Une méthode originale d'évaluation de la position du voile du palais est proposée par CONDAX et AL. (1974) au moyen d'un système optique qui mesure la quantité de lumière réfléchie par le voile en fonction de sa position. Ce système, séduisant a priori, est cependant très critiquable, d'une part par le fait que l'on ne sait jamais où l'on mesure l'ouverture du voile par manque de référence sûre. D'autre part, par le fait que la réflexion de la lumière sur des muqueuses enduites de salive ou de mucus est un phénomène très capricieux et peu

contrôlable (les manipulateurs d'endoscope connaissent bien ces problèmes). Pour ces raisons, cette méthode ne semble pas avoir été développée d'une manière plus approfondie et son application ne semble pas avoir fait école.

KUENZEL (1977) semble être le seul à utiliser une technique similaire, mais il s'entoure de beaucoup de précautions, en ce qui concerne le positionnement de la sonde, notamment au moyen de la cinéradiographie (KUENZEL 1979).

5) Les embouchures :

Si le DAN n'a pas été étudié autant que le D.A.B., malgré l'intérêt que représente la connaissance de ses variations au cours de la phonation, c'est à notre avis, à cause de la difficulté de capter d'une manière satisfaisante, l'air dont on veut mesurer le débit au niveau du nez. Ce fait montre bien, tout le problème des embouchures.

Traditionnellement, les embouchures utilisées pour la mesure des paramètres aérodynamiques, sont toutes dérivées du masque de PECH (1923) puis des masques d'anesthésie.

Malheureusement, ces derniers ne sont pas véritablement faits pour parler... Ils sont généralement très étroits, couvrent mal les joues, sont pour cela peu étanches, et gênent les mouvements de l'articulation, surtout ceux de la mandibule. Plus importante encore est la gêne occasionnée par une séparation des orifices du nez et de la bouche au niveau de la lèvre supérieure. Les effets de cette gêne sur la validité des mesures ont été étudiés entre autres par LUBKNER et MOLL (1965). C'est véritablement avec MEAD (1960) et KLATT et AL. (1968)

que l'on a essayé de réaliser des masques particuliers pour la mesure des débits dans la phonation, en transformant généralement des masques d'anesthésie de différents constructeurs (ROTHEMBERG 1977).

Pour effectuer la mesure simultanée des DAB et DAN, il est nécessaire à notre avis de dissocier mécaniquement les prises d'air buccales et nasales. Pour la mesure du DAN, TESTON et AUTESSERRE (1975) utilisent des olives nasales de verre forcées dans les narines. Cette façon de procéder qui n'est pas très gênante bien qu'elle puisse le paraître a priori, est la seule à notre avis, capable de garantir l'absence de toute fuite. Les mêmes auteurs utilisent, comme embouchure buccale, des embouchures uniquement buccales larges et profondes qui enveloppent bien les joues. Ces embouchures, sont réalisées en résine, après un moulage au plâtre de la face de certains sujets pris comme standards. L'adaptation individuelle à la morphologie de chaque sujet est ensuite réalisée au moyen d'une pâte souple au silicone à partir de ces embouchures standards. Dans ces conditions, les auteurs garantissent une étanchéité totale de l'embouchure ainsi qu'une gêne minimale à l'élocution des sujets. Il est toutefois important de signaler, que toute mesure effectuée au moyen de ces techniques doit être précédée par une prise de contact du sujet avec l'instrument. Ceci pour lui permettre de s'habituer à parler dans ces conditions non naturelles, et surtout sans efforts supplémentaires, car un sujet inexpérimenté, a toujours tendance, dans ces conditions, à surarticuler.

6) Les volumes d'air :

La connaissance des volumes d'air expirés et inspirés par la bouche ou le nez peut avoir une grande importance dans l'étude de certains aspects de la phonation. On obtient ces volumes au moyen d'une in-

tégration par rapport au temps, des paramètres débits ; D.A.B. ou D.A.N. Le temps d'intégration peut être aussi court que la durée d'une syllabe ou inversement très long pour permettre l'étude par exemple des groupes de souffle au cours de l'élocution de plusieurs phrases. Les volumes se mesurent en litres et la précision de la mesure dépend de la qualité du paramètre débit correspondant. La mesure des volumes ne représente pas une difficulté particulière, si l'on a bien résolu la mesure des débits.

7) Les capteurs de pression :

Que ce soit pour les mesures de pression, ou de débit au moyen de PTG, il est nécessaire d'utiliser des capteurs de pression, pour visualiser ces paramètres.

D'une manière générale, ces capteurs doivent être : sensibles (25 mB pour la P.S.G. et la P.I.O., 2,5 mB pour les D.A.B. et D.A.N.) et rapides, avec une fréquence de résonance la plus haute possible (surtout pour le D.A.B.). Ils doivent avoir également un volume mort très faible, pour une bonne réponse aux transitoires. D'une manière générale, comme pour tous les autres capteurs, ils doivent être pourvus d'une grande dynamique d'une bonne linéarité, et d'une faible hystérésis. Pour finir, ils doivent être capables de mesurer des pressions statiques.

Il existe une multitude de capteurs de pression (SLOMANIA 1979) mais, si l'on tient compte de nos critères particuliers, on ne peut guère utiliser d'autres capteurs de pression que ceux à jauge de contrainte ou à variation de mutuelle induction. Ces capteurs, sont universellement employés pour la mesure des pressions physiologique en général, ou des débits respiratoires. (CITTERS 1966, DUBOVY 1978, FRY 1960, HALL 1978, HALL 1979, PEURA et WEBSTER 1978).

Les capteurs à variation de mutuelle induction, sont généralement plus rapides que les capteurs à jauges, (si l'on excepte les capteurs à jauges diffusées qui ont une moins bonne sensibilité). Ils sont aussi moins sensibles aux éléments extérieurs (température, accélération) et conviennent mieux pour la mesure des pressions (PIO et PSG) et des débits d'air au moyen de PTG rapides pendant la phonation ou la respiration (BARGETON et AL. 1972, TESTON 1975).

Pour la mesure des débits, on trouve dans le commerce des capteurs de ce type d'une sensibilité de plus ou moins 2,5 mB plein échelle, et d'une fréquence de résonance de 2,5 KHz, c'est à notre avis le meilleur compromis actuel pour la mesure des débits d'air, si l'on fait toutefois abstraction des travaux de ROTHENBERG (1977) dont les capteurs de pression sont trop particuliers.

III. EXPLOITATION DES MESURES SUR LES PARAMETRES AERODYNAMIQUES :

La visualisation des variations d'amplitude en fonction du temps des paramètres aérodynamiques du langage, se pratique généralement au moyen d'enregistreurs oscillographiques à galvanomètres.

Depuis ROUSSELOT (1897-1901-1923) qui utilisait le KYMOGRAPHE, ce type de matériel a beaucoup évolué. Actuellement, on peut les diviser en deux grandes familles. D'une part, les enregistreurs galvanométriques à plume ou stylet qui sont les plus utilisés. Ils servent pour visualiser les variations en fonction du temps des paramètres physiologiques classiques tels que ECG, EEG, pression artérielle etc..... Ce sont des appareils lents, à bande passante faible (généralement inférieure à 100 Hertz). D'autre part, les enregistreurs galvanométriques qualifiés de "rapides", dont le système inscripteur n'est pas matérialisé

4/ par un graveur mécanique. Cette famille d'oscillographes est la seule qui est susceptible de nous intéresser pour visualiser les paramètres aérodynamiques du langage. On peut la diviser en deux groupes. Le premier est constitué par les enregistreurs oscillographiques à rayons ultra-violet, où, un rayon de lumière U.V. convenablement dirigé, trace sur un papier photosensible l'image des variations du phénomène à étudier.

Ils ont, comme avantage principal une bande passante élevée (jusqu'à 20 kiloHertz, qu'ils soient à galvanomètres ou, depuis peu, à réseaux polarisants). Ils sont également moins onéreux à l'achat à égalité de canaux, mais sont par contre très cher à l'usage. Le papier photosensible est d'un coût élevé et nécessite un traitement chimique incommode, si l'on veut conserver une trace bien contrastée sur les documents. Ce type de matériel est très utilisé en Amérique du Nord notamment par : BROWN et AL. (1969), GILBERT (1973), HARDY (1965), HIXON (1972), LUBKER et AL. (1965), MALECOT (1965). Le second groupe des enregistreurs galvanométriques rapides, est constitué par les enregistreurs à jet d'encre, qui sont issus des travaux de LACERDA (1934). Les enregistreurs de ce type ont une bande passante de 1.250 Hertz. Ils sont donc moins rapides que les premiers, mais ont cependant une vitesse d'inscription suffisante pour bien visualiser les paramètres aérodynamiques de la phonation ainsi que les phonogrammes buccal et nasal. Leur principal défaut est d'être plus onéreux à l'achat que les enregistreurs à U.V. Cependant, cet inconvénient est avantageusement compensé par un coût d'utilisation très faible, ces appareils ayant du papier ordinaire comme support de l'information, sur lequel la trace est indélébile.

Ces enregistreurs sont surtout utilisés en Europe, notamment par : FISCHER-JØRGENSEN et AL. (1969), KUENZEL (1977), SMITH (1971), TESTON et AL. (1975).

7/ Pour assurer une bonne définition temporelle, favorisant une segmentation convenable, il est nécessaire d'opérer les mesures

avec une vitesse de défilement du papier relativement importante. Une base de temps précise doit être toujours présente sur un canal réservé à cet usage. Nous préconisons, pour notre part, une vitesse de 250 millimètre par seconde et une base de temps de 10 millisecondes. N

Pour visualiser des paramètres rapides, tels que les débits transglottiques, ou les temps de montée des DAB de certaines consonnes occlusives, on peut utiliser, par manque d'enregistrements galvanométriques très rapides (U.V.), des oscilloscopes associés à un appareil de photographie, en passage unique. Cette technique est utilisée par exemple par ROTHEMBERG (1977). Cet auteur utilise également une technique particulière qui consiste à se servir d'un oscillographe médical lent, associé à un enregistreur magnétique d'instrumentation qui permet de diminuer les fréquences des signaux en divisant la vitesse de restitution.

C'est une solution pratique, à condition de disposer déjà d'un magnétophone d'instrumentation qui est un matériel toujours très onéreux.

Il nous faut mentionner également l'utilisation particulière mais astucieuse du SONAGRAPHE par CONDAX et AL. (1974) pour visualiser les variations de certains paramètres aérodynamiques. 17
Cet auteur étudie le D.A.N. ainsi que les mouvements du voile du palais, par l'intermédiaire de convertisseurs tension-fréquence qui autorisent ainsi la visualisation de ces paramètres sur un spectrographe.

Cette application est le cas typique de l'ultime ressource dans l'utilisation d'un appareil disponible qui n'est pas conçu pour cela. Etant donné la lenteur relative des variations des paramètres étudiés dans ce cas, on peut à la rigueur, se contenter de la faible définition temporelle du SONAGRAPHE. Cependant, nous ne conseillons pas d'utiliser cet appareil pour des mesures de ce type.

Pour terminer cet inventaire, il nous faut mentionner les méthodes d'exploitation des paramètres aérodynamiques au moyen de calculateurs numériques. Les techniques de traitement des signaux acoustiques du phonagramme buccal sont déjà très utilisées au niveau surtout de l'analyse spectrale. Cependant elles demeurent peu employées dans l'étude des paramètres articulatoires.

Elles peuvent pourtant permettre une quantification des valeurs d'amplitude et de durée des paramètres, favorisant ainsi une exploitation plus précise et plus rapide des documents. Elles permettent également la réalisation de traitements mathématiques sur les données aérodynamiques telles que des corrélations inter paramétriques et des classifications statistiques par exemple (DI CRISTO et AL. 1979). Ces techniques se développent actuellement dans tous les domaines de l'instrumentation, et si elles ne sont pas encore très utilisées, elles restent potentiellement intéressantes dans notre domaine.

Pour conclure cette rubrique, il nous faut aborder le problème du filtrage de certains signaux, images des paramètres aérodynamiques.

Lorsque l'on opère une mesure du D.A.B. par exemple, au moyen d'un capteur rapide et sensible (donc adapté à cette mesure) on observe sur le signal du D.A.B., une superposition des pulsations du débit transglottique lors des séquences voisées. Il en est de même dans les mesures de D.A.N. et de P.I.O. Ces pulsations, à la fréquence fondamentale de la voix, peuvent avoir une amplitude très importante et gêner beaucoup la mesure de la valeur propre au paramètre étudié. Certains auteurs prennent la valeur moyenne crête à crête des pulsations. Cela est une erreur, car le signal des pulsations n'est pas symétrique. Il est donc souhaitable de les éliminer, sauf évidemment dans les cas où l'on désire spécialement les étudier. Pour cela, on utilise des filtres passe bas. Malheureusement, les filtres ont un temps de propagation et une constante de temps qui provoquent un amortissement de l'évolution tem-

porelle du signal. Ceci est fondamentalement contradictoire, avec le souci permanent d'utiliser des capteurs rapides capables de suivre au mieux l'évolution des paramètres. Il faut donc utiliser des filtres qui altèrent le moins possible les caractéristiques transitoires des signaux. Nous préconisons l'emploi de filtres gaussiens ou à la rigueur de BUTTERWORTH dont les rapports chute par octave sur temps de propagation sont adaptés à chaque mesure (TESTON 1976).

CONCLUSION.

Nous pouvons avancer, sans crainte de blesser beaucoup de chercheurs, que les études sur les paramètres aérodynamiques du langage, ont été menées jusqu'à une époque récente, soit au moyen d'une instrumentation limitée en performances, soit au hasard (souvent malheureux), qui a donné ainsi naissance à des instruments aussi variés que peu fiables et parfois totalement inadaptés.

Certes l'imagination et l'innovation sont très louables. Mais la volonté de certains chercheurs de vouloir à tout prix disposer d'une instrumentation originale dont ils assurent entièrement la paternité peut parfois mener à des résultats fantaisistes. Dans de telles conditions, une grande quantité de résultats sont difficilement comparables, les méthodes de mesure étant fort différentes. Cependant, certaines méthodes semblent prendre un avantage décisif en attendant mieux. C'est le cas de l'association PTG-capteur de pression rapide et sensible, qui semble tenir bon devant de nouveaux principes plus élégants mais pour l'instant moins efficaces.

Deux sortes de mesures coexisteront toujours :

- D'une part, une mesure qualitative, où le fait de voir "quelque chose" satisfait l'observateur. Dans ces conditions, on peut employer n'importe quoi, pourvu que le système réponde approximativement aux variations des paramètres que l'on veut visualiser.
- D'autre part, une mesure au sens propre du terme : quantitative, précise, fidèle et reproductible. Celle-ci nécessite des protocoles d'expérience très bien établis, très précis, ainsi qu'une instrumentation complète ayant apporté la preuve de ses qualités, et d'un principe sûr. L'important est de ne pas confondre ces deux types de mesures.

- BIBLIOGRAPHIE -

BARANEK, L.L. (1954)

Acoustics, Mc Graw Hill, New-York, 133-136.

BARGETON, D., FLORENTIN, E., MENIER, R. ET VARDON, G. (1972)

"Le système ventilatoire considéré comme un oscillateur non linéaire au cours de la respiration spontanée". J. Physiol., Paris, 65, 195A.

ANONYME, MAIS DE LA MEME EQUIPE (1974)

"Etude d'un manomètre différentiel utilisé en particulier comme vario-mètre en physiologie respiratoire". Département de Physiologie humaine de l'U.E.R. biomédicale de Paris St Peres, Convention de recherche n° 72.70474 ; Action concertée : Génie biologique et médical, p. 12.

BELL AND HOWELL (1974)

The Bell-Howell Pressure Transducer Handbook, The Bell-Howell Company, Pasadena, p. 146.

BLUMENFELD, W., TURNEY, S.Z., DENMAN, R.J. (1975)

"A coaxial ultrasonic Pneumotachométer", Med. Biol. Eng., 13, 855-860.

BROWN, W.S. AND MC GLONE, R.E. (1969)

"Relation of intraoral air pressure to oral cavity size". Folia Phoniatica, 21, 321-331.

CITTERS, R.L. (1966)

"Mutual inductance transducers", in Methods of medical research, Edit., Rushmer, R.F., vol. 11, Year Book, Chicago, 26-30.

CONDAX, I.D., HOWARD, I., IKRANAGARA, K., LIN, Y.C., CROSSETTI, J. AND YOUNT, D.E. (1974)

"A new technique for démonstrating velic opening : application to Sundanese" Journal of Phonetics, 2, 297-301.

CURIE, C., DAT, J. ET FABRE, J. (1980)

"Capteur fluide de débit respiratoire instantané",
Actes, Journées d'étude, Société, Française, Physique, Toulouse,
Colloque E, EC 15, 163.

DI CRISTO, A. ET TESTON, B. (1979)

"Fréquence fondamentale et pression intraorale", Actes du colloque du
G.A.L.F. sur la physiologie du Larynx, Grenoble, 8-9 fév., 329-366.

DUBOVY, J. (1978)

Introduction to biomédical electronics, Chapter 3-4, Mc Graw Hill,
New-York, 26-30.

DUBOIS, A.B., BOTHELHO, S.Y. AND COMROE, J.H.JR. (1956)

"A new method for measuring airway resistance in man using a body Plethysmograph : Values in normal subjects and in patients with respiratory disease", J. Clin. Inv., 35, 327-336.

FISCHER-JORGENSEN, E., AND TYBJAERG-HANSEN, A., (1969)

"An electrical manometer and its use in phonetic research", Phonetica,
vol. 4, 43-53.

FLEISCH, A. (1925)

"Der Pneumotachograph ; ein apparat zur Beischwindigkeitregistrierung der atemluft", Arch. ges. Physiol., 209, 713-722.

FLETCHER, S.G. (1970)

"Theory and instrumentation for quantitative measurement of nasality",
The cleft palate Journal, 7, 601-609.

FRY, D.L., STEAD, W.W., EBERT, R.V., LUBIN, R.I. AND WELLS, H.S. (1952)

"The measurement of intraoesophageal pressure and its relationship to intrathoracic pressure", J. Lab. Clin. Med., 40, 664-673.

FRY, D.L., HYATT, R.E., MC CALL, C.B. AND MALLOS, A.J. (1957)

"Evaluation of three types of respiratory flowmeters", J. Appl. Physiol.,
10, 210-214.

FRY, D.L. (1960)

"Physiologic recording by modern instruments with particular reference to pressure recording", Physiological review, 40, 753-787.

FUNICANE, K.E., EGAN, B.A. AND DAWSON, S.V. (1972)

"Linearity and frequency response of penumotachographe", J. Appl. Physiol., 10, 210-214.

GILBERT, H.R. (1973)

"Oral airflow during stop consonant production", Folia Phoniatrica, vol. 25, n° 4, 288-301.

HALL, J. (1978)

"A guide to pressure monitoring", Ins. Control Systems, April 1978, 23-29.

HALL, J. (1979)

"Monitoring pressure with newer technologies", Ins. Control Systems, April 1979, 23-27.

HARDY, J.C. (1965)

"Airflow and air pressure studies", A.S.H.A. Report, 1, 141-152.

HARDY, J.C. (1967)

"Techniques for measuring airflow and pressure", J. Speech Res., 10, 650-654.

HATTUM, VAN R.J. AND WORTH, J.H. (1967)

"Airflow rates in normal speakers", Cleft Palate J. 4, 137-147.

HIXON, T.J. AND WARREN, D.W. (1971)

"Use a plethysmographic techniques in speech research : two laboratories experiences", Ann. Conv. A.S.H.A., nov. 71, Chicago.

HIXON, T.J. (1972)

"Some nex techniques for measuring the biomedical events of speech production : one laboratory's experience", A.S.H.A. Report, 7, 68-103.

HYATT, R.E., SIMMERMAN, I.R., PETERS, G.M. AND SULLIVAN, W.J. (1970)
"Direct write-out of total respiratory resistance", J. Appl. Physiol.,
28, 675-678.

KLAT, D., STEVENS, K. AND MEAD, J. (1968)
"Studies of articulatory activity and airflow during speech", in :
Bouhuis, Sound production in man, Amer. N.Y. Acad. Sci., 155, 42-55.

KOIKE, Y. AND PERKINS, W.H. (1968)
"Application of a miniaturized pressure transducer for experimental
speech research", Folia Phoniatica, Vol. 20, 6, 360-366.

KUENZEL, H.J. (1977)
"Photoelektrische Untersuchung zur Velumhöhe bei vokalen : ersten An-
wendungen des Velographen", Phonetica, 34, 352-370.

KUENZEL, H.J. (1979)
"Röntgenvideographische evolutionierung eines photoelektrischen verfahrens
zur registrierung der Velum höher beim sprechen", Phonetica, 31, 153)166.

KUNZE, L. (1964)
"Evaluation of methods of estimating subglottal air pressure",
J. Speech Res., 7, 151-164.

LACERDA, DE A. (1934)
"Die Chromographie", Arch. Neerl. Phon. Exp., 10, 65-109.

LADEFOGED, P. (1961)
"Subglottal activity during speech", Proc. 4th. Int. Cong. Phonetic
Sciences, Helsinki, 73-91.

LUBKER, J.F. AND MOLL, K.L. (1965)
"Simultaneous oral-nasal airflow measurement and cinefluorographic
observations during speech production", Cleft Palate J., 2, 257-272.

LUBKER, J.F. AND PARRIS, P.J. (1970)

"Simultaneous measurements of intraoral pressure, force of labial contact and labial electromyographic activity during production of the stop cognates /p. and /b/", J.A.S.A., 47, 625-633.

MACKLEM, P.T. (1974)

"Procedures of standardized measurements of lungs mechanics", Bethesda, MD : N.H.L.I.

MALECOT, A., (1966)

"Mechanical pressure as an index of force of articulation", Phonetica, 14, 169-180.

MEAD, J. (1960)

"Volume displacement body Pléthysmograph for respiratory measurement in human subjects", J. Appl. Physiol., 15, 736-740.

MILIC-EMILI, J.J., MEAD, J., TURNER, J.M. AND GLAUSER, E.M. (1964)

"Improved technique for estimating pleural pressure from esophageal balloons", J. Appl. Physiol., 19, 207-221.

MORRIS, H.M. (1979)

"What's available in ultrasonic flowmeter", Control Engineering, August 1979, 41-45.

NATIONAL SEMICONDUCTOR (1977)

Pressure transducer Handbook, National Semiconducteur Corporation, Sunnyvale, p. 70.

PECH, J.L. (1921)

"La notion du débit respiratoire maximum, mesure pratique de ce débit au moyen du masque manométrique", Presse Médicale, 29, 93.

PESLIN, R., MORINET-LAMBERT, J. AND DUVIVIER, C. (1972)

"Frequency response of pneumotachographs", Bull. Physio-Path. Resp., 8, 1363-1376.

PEURA, A. AND WEBSTER, J.G. (1978)

"Basic transducers and principles", in : Medical Instrumentation, Edit., Webster, J.G., Houghton Mifflin, Boston, Chapter 2, 49-98.

PRIMIANO, F.P. (1978)

"Measurement of the respiratory system", in : Medical Instrumentation, Edit., Webster, J.G., Houghton Mifflin, Boston, Chapter 9, 434-510.

QUIGLEY, L. (1967)

"A comparizon of airflow and cephalometric techniques for evaluation of normal and cleft palate patients", Amer. J. Orthod. Part 1, 53, 423-445.

ROTHEMBERG, M. (1977)

"Measurement of airflow in speech", J. Speech Hearing Res., 20, 146-154.

ROUSSELOT, L'ABBE, P.J. (1897-1901)

Principes de Phonétique expérimentale, Welter, Leipzig-Paris, 2 volumes.

ROUSSELOT, L'ABBE, P.J. (1923)

Principes de Phonétique expérimentale, Didier, Paris.

RYBAK, B., (1977)

"Mécano-Electronique ventilatoire et topo-électronique", L'Onde Electrique, 57, n° 6-7, 455-456.

RYBAK, B., ET MOREL, M. (1977)

"Nouvelle instrumentation pour l'étude des déperditions nasales", Rev. Franç. Prothèses Maxillo-Faciales, 6, n° 1, 45-49.

SUBTELNY, J.D., WORTH, J.H. AND SAKUDA, M. (1966)

"Intraoral air pressure and rate of flow during speech", J. Spreech Hearing Res., 9, 498-518.

SLOMANIA, M. (1979)

"Selecting differential pressure instrumentation", Intech, August 1979, 32-40.

SMITH, S. (1971)

"Air pressure sensitivity of soft palate in closed position", Proc. 7 th. Int. Cong. Phon. Sciences, Montreal, 421-427.

TESTON, B. ET AUTESSERRE, D. (1975)

Réalisation d'une unité d'analyse polyphonométrique, sa contribution à l'étude de la nasalisation vocalique et de la nasalité consonnantique en Français parlé à Marseille", C.L.O.S., vol. 5-6, En Hommage à Georges Mounin, Université de Provence, 415-437.

TESTON, B. (1976)

"Description d'un système d'analyse des paramètres articulatoires", T.I.P.A., 3, 151-207.

VAN DER BERG, J.W. (1956)

"Direct and indirect determination of the mean subglottic pressure", Folia Phoniatica, 8, 1-24.

WARREN, D.W. AND DUBOIS, A.B. (1964)

"A pressure-flow technique for measuring velopharyngeal orifice area during continuous speech", Cleft Palate J., 1, 52-71.

WARREN, D.W. (1976)

"Aerodynamics of speech production", in : Experimental Phonetics, Edit., Lass, N.j., Academic Press, New-York, Chapter 4, 105-135.