



Etude et réalisation d'un système d'analyse des paramètres articulatoires : le polyphonomètre

Bernard Teston

► **To cite this version:**

Bernard Teston. Etude et réalisation d'un système d'analyse des paramètres articulatoires : le polyphonomètre. Travaux Interdisciplinaires du Laboratoire Parole et Langage d'Aix-en-Provence (TIPA), Laboratoire Parole et Langage, 1976, 3, pp.151-207. <hal-00285538>

HAL Id: hal-00285538

<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00285538>

Submitted on 27 Jun 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.

TRAVAUX DE L'INSTITUT DE PHONETIQUE D'AIX

Volume 3, 1976, pp.151 à 207

DESCRIPTION D'UN SYSTEME DE MESURE DES PARAMETRES
ARTICULATOIRES.

Bernard TESTON

(Université de Provence)

- 102 -

ETUDE ET REALISATION D'UN SYSTEME D'ANALYSE
DES PARAMETRES ARTICULATOIRES :
LE POLYPHONOMETRE.

par

BERNARD TESTON

Le système que nous décrivons représente l'aboutissement actuel d'une famille d'appareils que nous avons développés à l'Institut de Phonétique d'Aix, depuis sa création.

A l'origine de ces développements successifs, nous disposions d'un authentique Kymographe de ROUSSELOT datant du début du siècle, et qui permettait l'étude des trois paramètres suivants :

- pression buccale,
- vibrations laryngiennes
- et nasalité.

La première amélioration apportée à ce matériel consista à remplacer les capsules pneumatiques de la nasalité et du larynx, par de petits haut-parleurs, précédés d'amplificateurs, d'un microphone nasal et d'un laryngophone. Cette transformation permit d'améliorer considérablement la sensibilité de ces deux paramètres. Cependant, tous les inconvénients provoqués par l'utilisation d'un cylindre de MAREY comme moyen d'enregistrement limitait l'exploitation de ce type d'appareil.

Nous réalisâmes alors un capteur de pression au moyen d'un microphone piézo-électrique associé à des filtres passifs. Ce système a permis pour la première fois d'utiliser un enregistreur galvanométrique avec lequel il devenait possible d'obtenir de manière commode, une grande quantité de documents. Un système homogène et complet fut alors construit. Il permettait la représentation des paramètres classiques ainsi que celle du son buccal. Le capteur principal était un microphone BRUËL & KJOER, type 4117, associé à des filtres actifs qui permettaient d'obtenir en parallèle une

image de la variation de pression buccale ainsi que le son buccal. La nasalité était captée par un microphone miniature situé au bout d'une sonde terminée par une olive de verre, et les vibrations laryngiennes par un laryngophone. Les capteurs étaient contenus dans une embouchure et tous les circuits dans un coffret directement connectable à un enregistreur galvanométrique rapide SIEMENS, type Oscillomink à quatre canaux. On pouvait régler la surpression de l'embouchure par une valve. Cet appareil, d'un fonctionnement sûr et d'une exploitation commode nous donna toute satisfaction pendant plusieurs années. Cependant, la représentation de la pression était purement qualitative et ne permettait pas des mesures véritables. Nous réalisâmes alors un nouveau système autour d'un capteur de pression de grande sensibilité associé à une nouvelle embouchure et un détendeur plus élaboré. Pour la première fois, nous avons la possibilité de réaliser des mesures quantitatives et reproductibles sur le paramètre pression. Compte tenu des possibilités de ce nouveau système et de son éloignement du Kymographe original, nous l'avons

baptisé du nom de POLYPHONOMETRE.

Ce nouvel appareil nous a permis d'étudier systématiquement des paramètres articulatoires nouveaux pour nous, et de définir les caractéristiques des matériels nécessaires à leur mesure. C'est ce système, équipé pour l'exploitation de ces nouveaux paramètres que nous décrivons dans les pages suivantes.

I. PRESENTATION GENERALE DU POLYPHONOMETRE

L'appareil est constitué par quatre capteurs acoustiques et trois capteurs de pression équipés de leurs annexes de mesures et des circuits de conditionnement de leurs signaux. Il permet l'étude des paramètres suivants :

- débit d'air buccal
- débit d'air nasal
- pression intra-buccale, intra-pharyngale et sous-glottique
- volume d'air buccal
- volume d'air nasal
- son buccal
- son nasal

- vibrations laryngiennes
- pression différentielle nez-bouche
- pression différentielle pharynx-trachée.

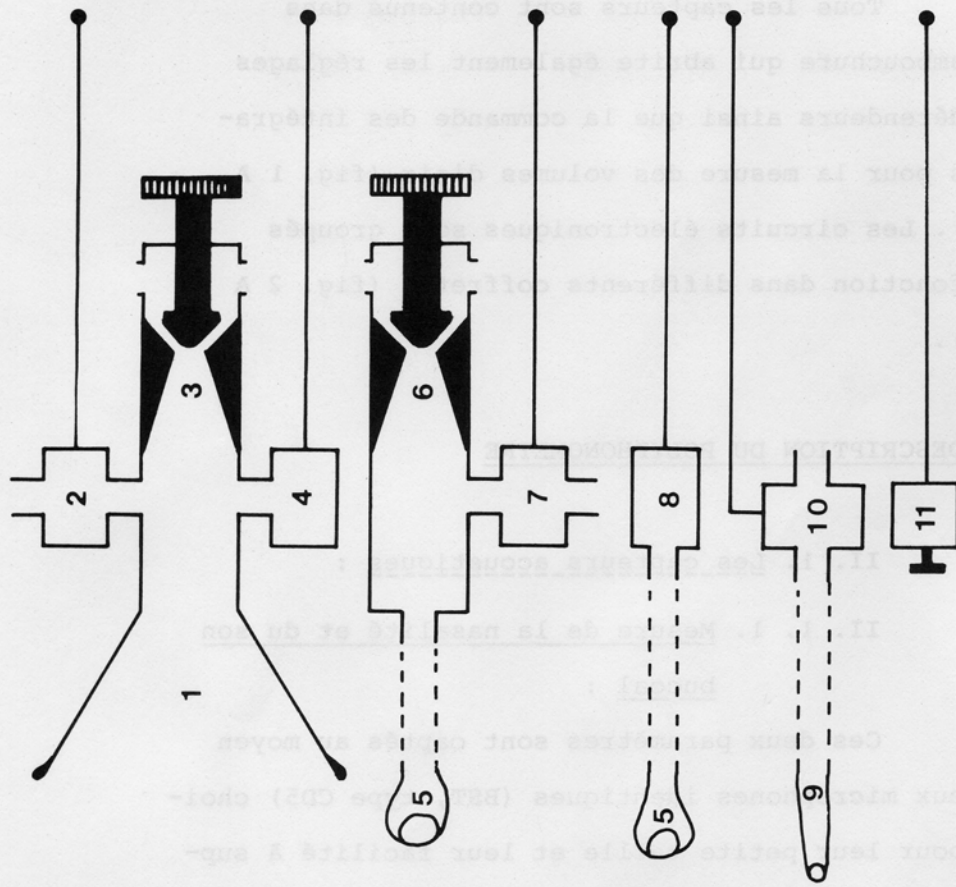
Tous les capteurs sont contenus dans une embouchure qui abrite également les réglages des détendeurs ainsi que la commande des intégrateurs pour la mesure des volumes d'air (fig. 1 A et B). Les circuits électroniques sont groupés par fonction dans différents coffrets. (fig. 2 A et B).

II. DESCRIPTION DU POLYPHONOMETRE

II. 1. Les capteurs acoustiques :

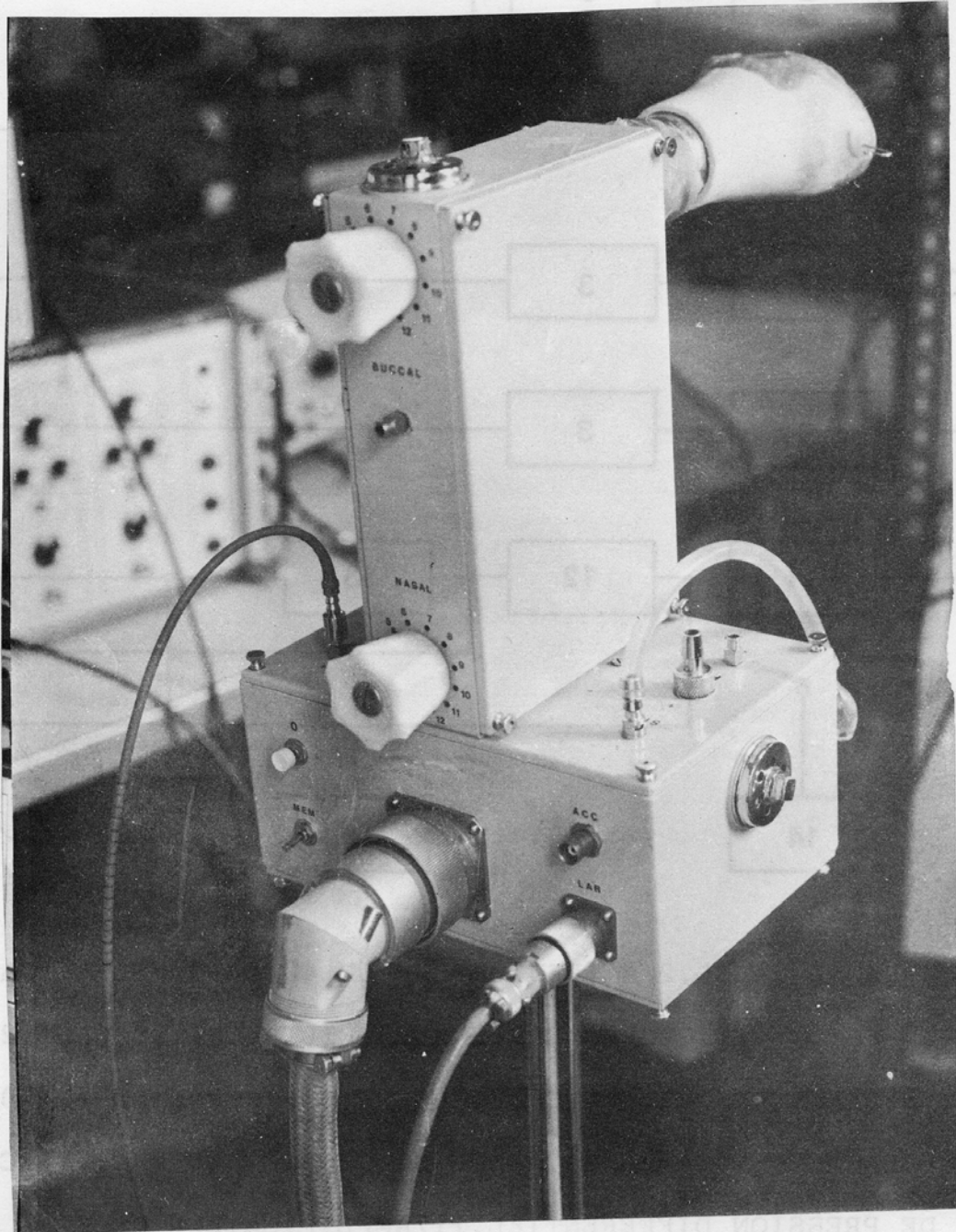
II. 1. 1. Mesure de la nasalité et du son buccal :

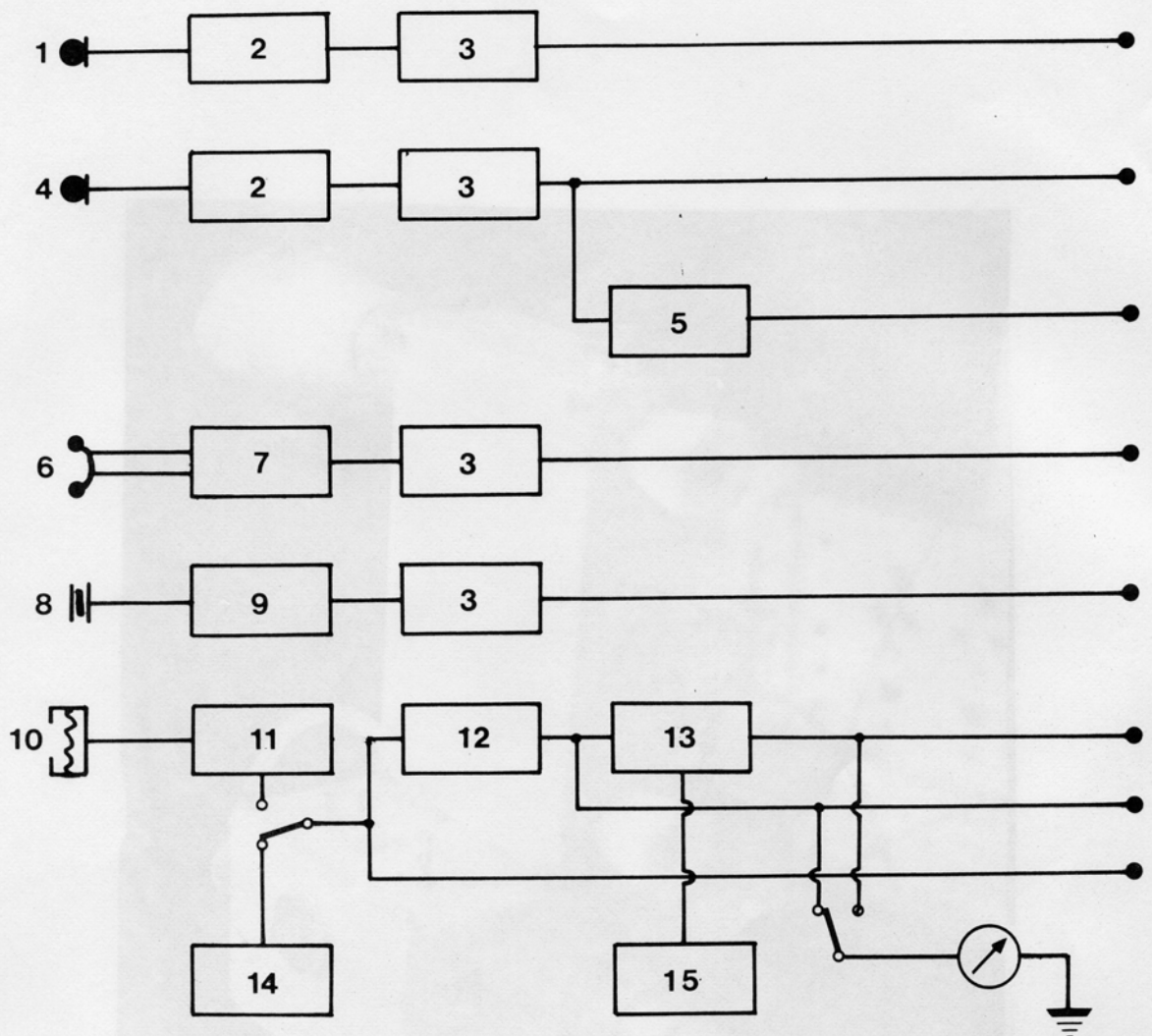
Ces deux paramètres sont captés au moyen de deux microphones identiques (BST, type CD5) choisis pour leur petite taille et leur facilité à supporter de grandes variations de dynamique. La qualité de leur courbe de réponse est suffisante pour ces applications. Ils sont suivis par un amplificateur



1/EMBOUCHURE BUCCALE.2/CAPTEUR DE PRESSION BUCCAL.3/VENTURI BUCCAL.
 4/MICROPHONE BUCCAL.5/OLIVE NASALE.6/VENTURI NASAL.7/CAPTEUR DE PRES-
 SION NASAL.8/MICROPHONE NASAL.9/SONDE.10/CAPTEUR DE PRESSION INTRA-
 BUCCAL.11/COMMANDE DES INTEGRATEURS.

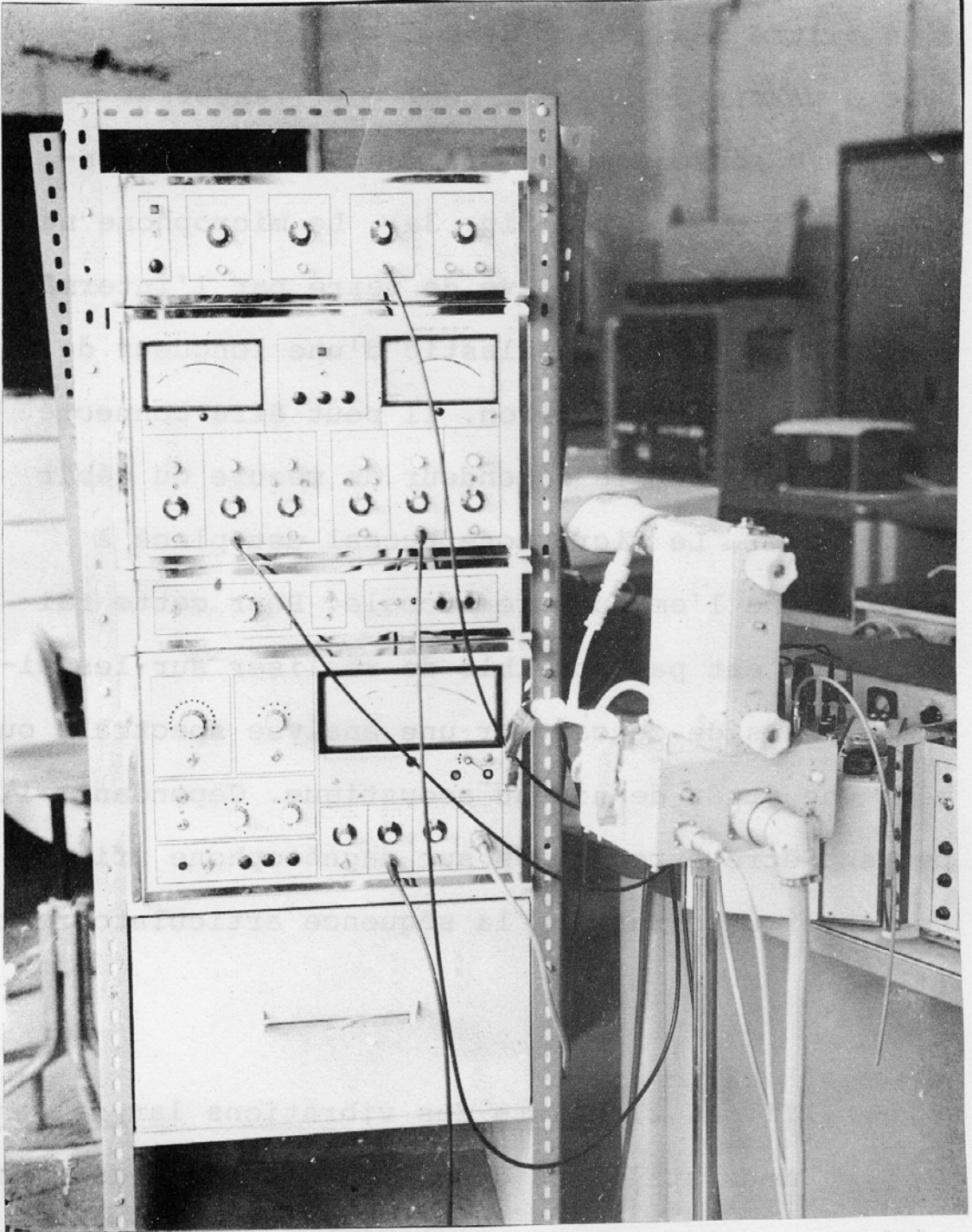
FIGURE 1A





1/MICROPHONE NASAL.2/AMPLIFICATEUR DE 40 dB.3/FILTRE PASSE-HAUT 80 Hertz.4/MICROPHONE BUCCAL.5/FILTRE PASSE HAUT 2.000 Hertz.6/LARYNGOPHONE.7/AMPLIFICATEUR DIFFERENTIEL DE 60 dB.8/ACCELEROMETRE.9/AMPLIFICATEUR DE CHARGE DE 60 dB.10/CAPTEUR DE PRESSION DIFFERENTIEL.11/AMPLIFICATEUR DE GAIN VARIABLE.12/FILTRE PASSE-BAS 40 Hertz.13/INTEGRATEUR.14/DISPOSITIF DE CALIBRATION.15/COMMANDE DE L'INTEGRATEUR.

FIGURE 2A

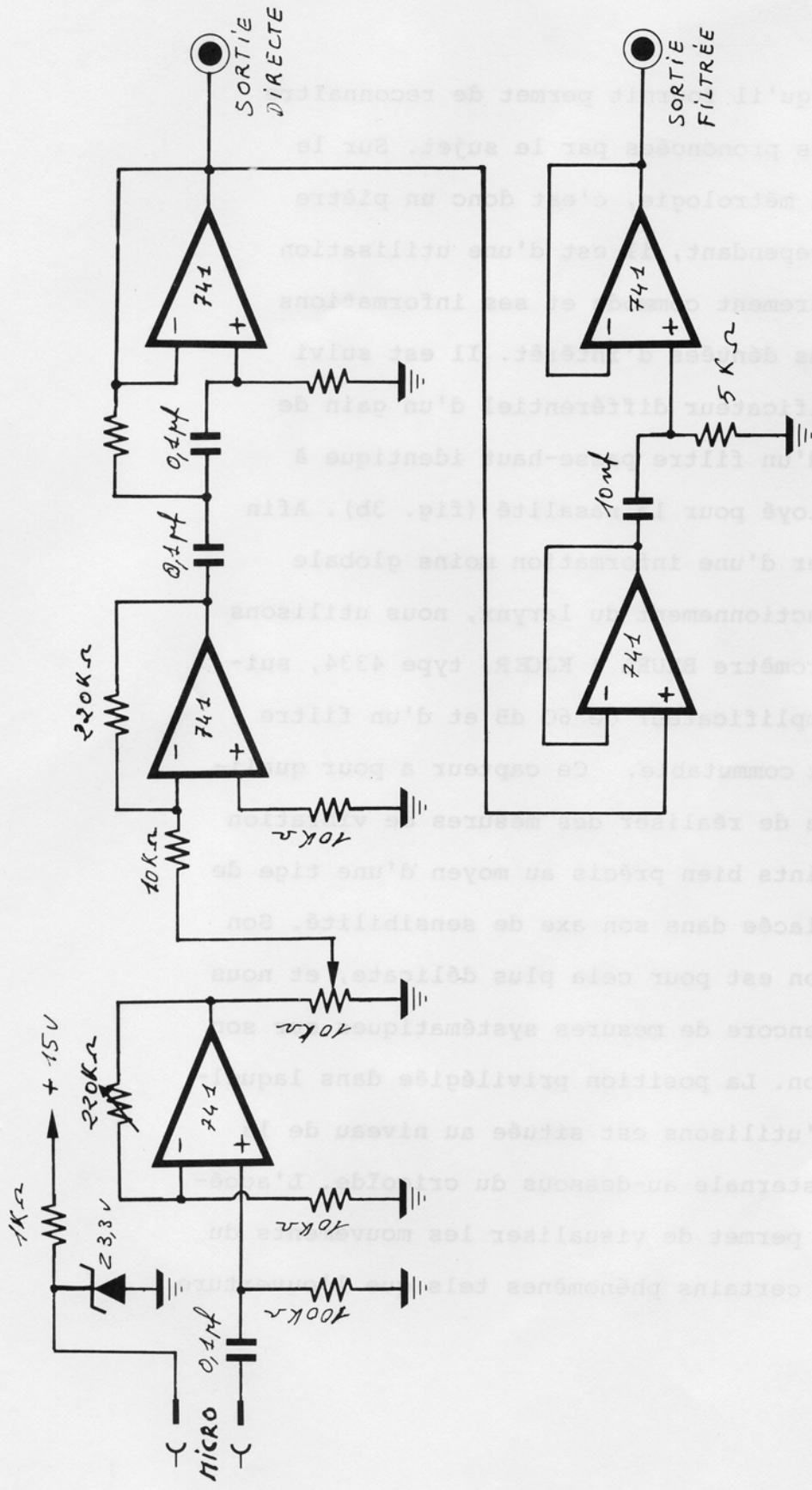


de 40 dB de gain et d'un filtre passe-haut de 12 dB de chute par octave à partir de 80 Hz. Une sortie du son buccal est en outre équipée d'un filtre passe-haut de 6 dB de chute par octave à partir de 2000 Hz, ceci pour renforcer les bruits de consonnes, ce qui facilite la segmentation des documents (fig. 3a). Le microphone nasal est relié à une olive de verre par l'intermédiaire d'un tuyau de silastic d'une longueur de vingt centimètres environ. Il peut être connecté en parallèle sur le détendeur de mesure du débit d'air nasal. Le microphone buccal est placé à l'entrée de l'embouchure buccale. Pour cette raison, il n'est pas possible de réaliser sur les signaux issus de ce capteur une analyse spectrale ou même une étude de niveau acoustique. Cependant, ils peuvent être enregistrés sur magnétophone afin de conserver une trace de la séquence articulatoire réalisée.

II. 1. 2. Mesure des vibrations laryngiennes:

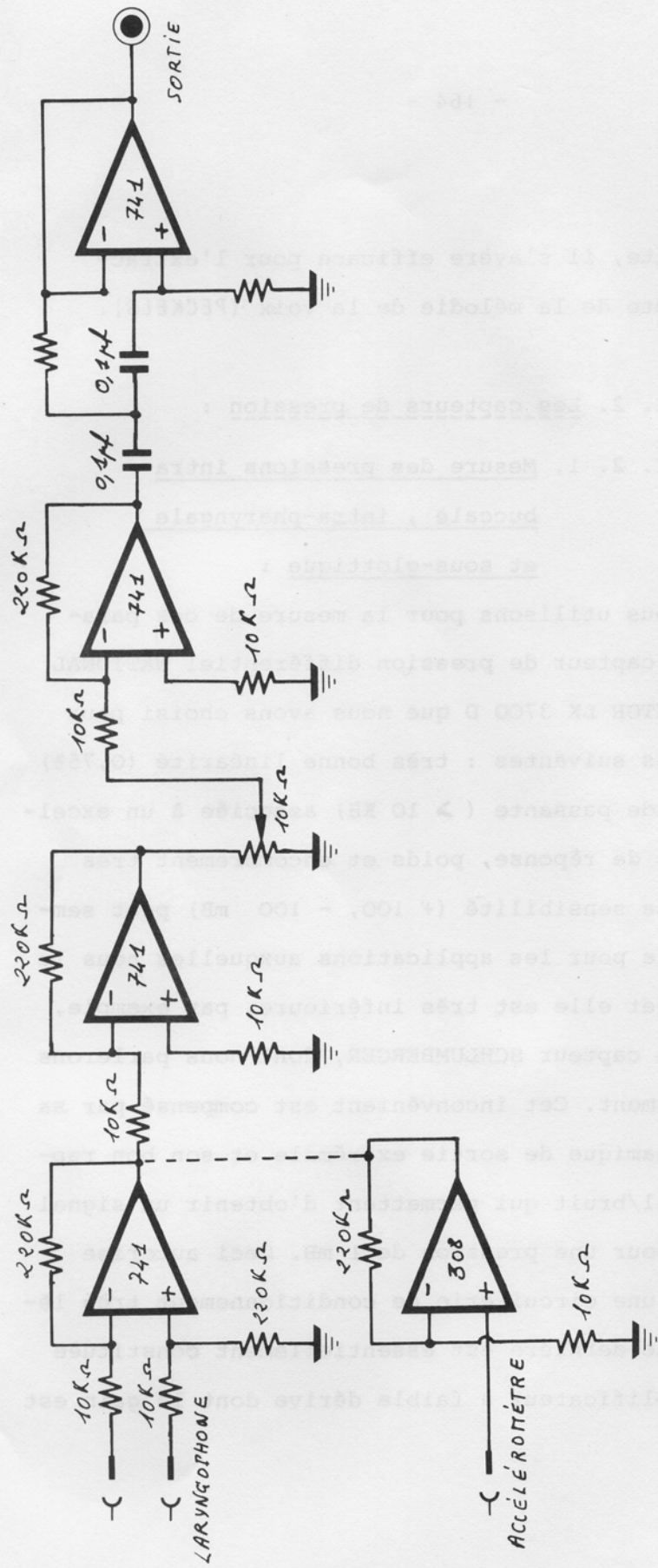
Nous utilisons deux capteurs différents pour réaliser cette mesure : tout d'abord, un laryngophone électrodynamique ELNO, type 232 capte à peu près tout ce qui vibre autour du larynx, à tel point que

le signal qu'il fournit permet de reconnaître les phrases prononcées par le sujet. Sur le plan de la métrologie, c'est donc un piètre capteur, cependant, il est d'une utilisation particulièrement commode et ses informations ne sont pas dénuées d'intérêt. Il est suivi d'un amplificateur différentiel d'un gain de 60 dB et d'un filtre passe-haut identique à celui employé pour la nasalité (fig. 3b). Afin de disposer d'une information moins globale sur le fonctionnement du larynx, nous utilisons un accéléromètre BRUEL & KJOER, type 4334, suivi d'un amplificateur de 60 dB et d'un filtre passe-haut commutable. Ce capteur a pour qualité majeure de réaliser des mesures de vibration en des points bien précis au moyen d'une tige de contact placée dans son axe de sensibilité. Son utilisation est pour cela plus délicate, et nous manquons encore de mesures systématiques sur son utilisation. La position privilégiée dans laquelle nous l'utilisons est située au niveau de la fosse sus-sternale au-dessous du cricoïde. L'accéléromètre permet de visualiser les mouvements du larynx et certains phénomènes tels que l'ouverture



SCHEMA DES AMPLIFICATEURS "SON BUCCAL" ET "SON NASAL".

FIGURE 3A



SCHEMA DES AMPLIFICATEURS DU LARYNGOPHONE ET DE L'ACCÉLÉROMÈTRE.

FIGURE 3B

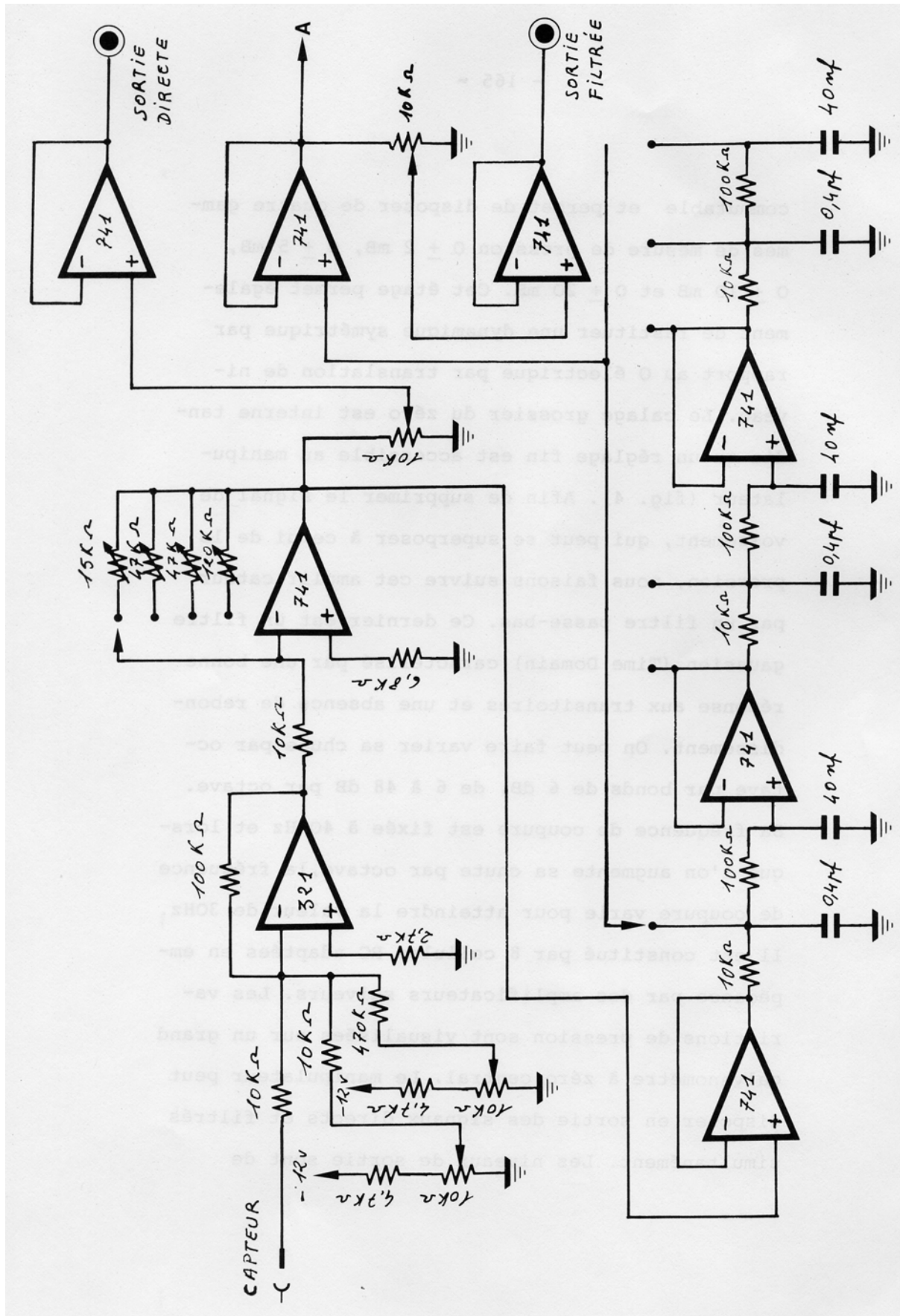
de la glotte, il s'avère efficace pour l'extraction directe de la mélodie de la voix (PECKELS).

II. 2. Les capteurs de pression :

II. 2. 1. Mesure des pressions intrabuccale , intra-pharyngale et sous-glottique :

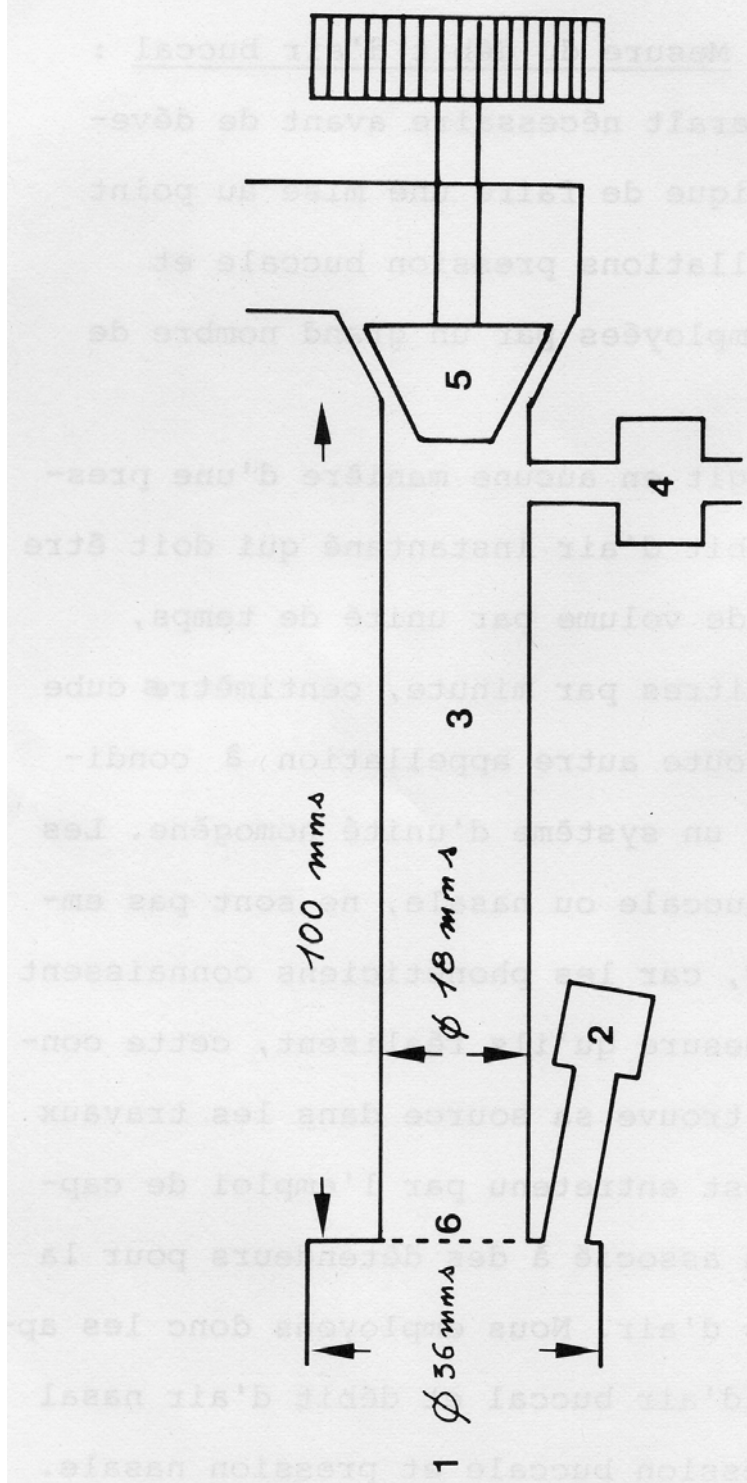
Nous utilisons pour la mesure de ces paramètres un capteur de pression différentiel NATIONAL SEMICONDUCTOR LX 3700 D que nous avons choisi pour les raisons suivantes : très bonne linéarité (0,75%) grande bande passante (> 10 KH) associée à un excellent temps de réponse, poids et encombrement très faibles. La sensibilité (+ 100, - 100 mB) peut sembler faible pour les applications auxquelles nous le destinons et elle est très inférieure, par exemple, à celle du capteur SCHLUMBERGER, dont nous parlerons ultérieurement. Cet inconvénient est compensé par sa grande dynamique de sortie extrême et son bon rapport signal/bruit qui permettent d'obtenir un signal de 50 mV pour une pression de 1 mB. Ceci autorise également une circuiterie de conditionnement très légère. Cette dernière est essentiellement constituée par un amplificateur à faible dérive dont le gain est

commutable et permet de disposer de quatre gammes de mesure de pression 0 ± 2 mB, 0 ± 5 mB, 0 ± 10 mB et 0 ± 20 mB. Cet étage permet également de restituer une dynamique symétrique par rapport au 0 électrique par translation de niveau. Le calage grossier du zéro est interne tandis qu'un réglage fin est accessible au manipulateur (fig. 4). Afin de supprimer le signal de voisement, qui peut se superposer à celui de la pression, nous faisons suivre cet amplificateur par un filtre passe-bas. Ce dernier est un filtre gaussien (Time Domain) caractérisé par une bonne réponse aux transitoires et une absence de rebondissement. On peut faire varier sa chute par octave par bonds de 6 dB, de 6 à 48 dB par octave. Sa fréquence de coupure est fixée à 40 Hz et lorsque l'on augmente sa chute par octave, la fréquence de coupure varie pour atteindre la valeur de 30 Hz. Il est constitué par 8 cellules RC adaptées en impédance par des amplificateurs suiveurs. Les variations de pression sont visualisées sur un grand galvanomètre à zéro central. Le manipulateur peut disposer en sortie des signaux directs et filtrés simultanément. Les niveaux de sortie sont de



SCHEMA DE L'AMPLIFICATEUR ET DU FILTRE DES CAPTEURS.

FIGURE 4



- 1/TUBE D'ADAPTATION DES EMBOUCHURES. 2/MICROPHONE BUCCAL.
- 3/TUBE DE STABILISATION. 4/CAPTEUR DE PRESSION DIFFERENTIEL.
- 5/POINTEAU MOBILE DU VENTURI. 6/GRILLE DE STABILISATION.

FIGURE 5

± 10 volts pour les valeurs extrémales de toutes les gammes.

II. 2. 2. Mesure du débit d'air buccal :

Il nous paraît nécessaire avant de développer cette rubrique de faire une mise au point au sujet des appellations pression buccale et pression nasale employées par un grand nombre de phonéticiens.

Il ne s'agit en aucune manière d'une pression mais d'un débit d'air instantané qui doit être exprimé en unité de volume par unité de temps, c'est-à-dire en litres par minute, centimètres cube par seconde, ou toute autre appellation à condition de conserver un système d'unité homogène. Les termes pression buccale ou nasale, ne sont pas employés par erreur, car les phonéticiens connaissent bien le type de mesure qu'ils réalisent, cette confusion de termes trouve sa source dans les travaux de ROUSSELÔT et est entretenu par l'emploi de capteurs de pression associé à des détendeurs pour la mesure des débits d'air. Nous employons donc les appellations débit d'air buccal et débit d'air nasal à la place de pression buccale et pression nasale. Par contre, nous employons les expressions pression

intra-buccale et pression sous-glottique, car dans ces mesures, il s'agit bien physiquement de pressions. Nous utilisons comme unité de pression le millibar qui a pour avantage essentiel d'être la seule unité de pression internationale dans la gamme des pressions physiologiques qui nous intéressent. Nous renvoyons le lecteur au tableau suivant qui permet de situer les différentes unités de pression utilisées de par le monde.

Pour réaliser une mesure précise du débit d'air buccal, nous avons choisi la méthode consistant à capter la différence de pression aux bornes d'une charge s'opposant à l'écoulement de l'air dans un conduit en prolongement du conduit vocal. Cette méthode a pour avantages de réaliser une mesure de débit la plus directe possible (ceci est un principe fondamental en mesure physique), d'être simple à mettre en oeuvre en combinant un capteur différentiel à une charge pneumatique. Afin de mesurer le débit avec un minimum de perturbation dans le fonctionnement du conduit vocal, en évitant de trop surpresser ce dernier. Nous avons associé une

Unités de Pression	Millibar mB	mm de Mercure mm Hg 0°C	Pouce de In Hg 0°C	Grammes/cm2 g/cm2	P S I	Cm d'eau 20°C	Pouce d'eau In Water 20° C
1 Millibar mB	1	0,75006	0,029530	1,0197	0,014504	1,0215	0,40218
1 millimètre/Mercure mmHg à 0°C	1,3332	1	0,03937	1,3595	0,019337	1,3619	0,53620
1 Pouce de Mercure In Hg à 0° C	33,864	25,400	1	34,531	0,49115	34,573	13,619
1 gramme par cm2 gr/cm2	0,98067	0,73556	0,028959	1	0,014223	1,0018	0,39441
1 P S I LB/IN2	68,9476	51,715	2,0360	70,307	1	70,433	27,730
1 centimètre d'eau cm eau à 20° C	0,97891	0,73424	0,028907	0,99821	0,014198	1	0,3937
1 pouce d'eau In Water à 20°C	2,4864	1,8650	0,73424	2,5354	0,036063	2,5400	1

charge de faible résistance avec un capteur de pression très sensible. Il est facile de trouver actuellement dans le commerce des capteurs sensibles et linéaires, mais une charge satisfaisante pose des problèmes particuliers. Dans un premier temps, nous avons employé un tampon de mousse en polyuréthane qui était plus ou moins comprimé par un piston dont la course était réglable à volonté. Une surpression dans le conduit vocal était ainsi réalisée avec une linéarité douteuse qui ne permettait pas des mesures reproductibles. Pour améliorer le système, nous avons envisagé d'utiliser une tête de pneumotachographe (PTG) employé communément pour les mesures de ventilation respiratoire. Des charges de ce type sont généralement réalisées au moyen d'un faisceau de canaux parallèles (HIRANO *et al*) ou par des venturi de section calibrée (HIXONT J. *et* GILBERT H.R.). Elles sont définies pour fonctionner en régime linéaire jusqu'à une certaine valeur de débit d'air. La valeur maximale de ce débit est fixée par construction et ne peut varier. Les constructeurs de ces types de matériels réalisent différentes charges calibrées en une gamme de valeurs progressives pour permettre des mesures sur de larges plages de variation (Ex. FLEISCH n° 1, 2 et 3).

La gamme de variation de débit chez un même sujet et surtout d'un sujet à un autre impose de disposer d'une résistance à l'écoulement variable. Nous avons donc essayé de mettre au point une charge variable dérivée directement du principe du venturi. Ce dernier est reconnu comme étant un des meilleurs systèmes pour mesurer le débit d'un fluide, grâce à son profil étudié pour créer le minimum de turbulence. Il permet une mesure linéaire sur une plage importante de débit. Nous avons donc réalisé un pseudo venturi dont la section de col est réglable grâce au déplacement d'un pointeau. Les formules liant alors les différents paramètres d'un venturi ne sont plus valables dans ce cas, on a plutôt à faire à un diaphragme dont on aurait pris soin de diminuer les turbulences au maximum qui sont la principale source de distorsion dans la mesure des débits de fluide. Les différents paramètres d'un diaphragme sont liés par la formule suivante :

$$D = S \times A \sqrt{2 \frac{P}{Q}}$$

P est la pression du fluide en amont du col.

D est le débit de fluide qui traverse le diaphragme.

S est la section de passage du col.

Q est la densité du fluide.

A est un coefficient propre au diaphragme.

Ce coefficient propre au diaphragme dépend du rapport de contraction, du nombre de Reynolds, et de la vitesse du fluide.

Ce coefficient est quasiment impossible à calculer et c'est de lui que dépend la plus grande partie de la distorsion du diaphragme. L'air dont on désire mesurer le débit est un fluide compressible, et ce phénomène entraîne lui aussi une non linéarité de la mesure.

Si l'on applique à l'air l'équation des gaz parfaits :

$$\frac{P}{Q} = RT$$

dans la gamme des pressions qui nous intéressent, c'est-à-dire $\pm 2\text{mB}$, la pression du fluide variera de 1.011 à 1.015 mB

Q variera donc $\pm 2/1000$ à température constante et au niveau de la mer. On peut donc négliger ce phénomène de compressibilité.

Plus sérieux, sont les phénomènes de turbulence qui entraînent les défauts les plus importants de non linéarité.

Pour cela, le venturi a été réalisé de la manière suivante (fig. 5) : un tube de section cylindrique équipé d'une grille d'un pas d'1mm permet de stabiliser l'écoulement de l'air issu de l'embouchure buccale. La pression est mesurée juste à l'amont du

col du venturi. Ce dernier est de section conique et un pointeau de même développement permet de faire varier la section annulaire de passage du fluide. Le pointeau a une course de 8 mm, de la position fermée à l'ouverture totale. Son positionnement est réalisé au moyen d'une poignée rotative, il est parfaitement reproductible.

Nous pouvons ainsi conserver une résistance à l'écoulement de l'ordre de 1 mB pour un débit de 100 litres par minute.

Si l'on veut calculer le débit d'air expiré, en connaissant la pression mesurée à l'amont du venturi, il est nécessaire de procéder à un tarage de tout le système, car il est impossible de calculer le coefficient A. On a donc réalisé cet étalonnage pour différentes positions du pointeau.

$$\text{Volume} = \text{Pression} \times K$$

K est un coefficient qui englobe toutes les caractéristiques mécaniques du venturi.

Nous arrivons, grâce à cette technique, à opérer des mesures avec une précision de l'ordre de $\pm 3 \%$.

La capteur de pression utilisé pour la mesure du débit d'air buccal est un manomètre à variation de mutuelle induction SCHLUMBERGER, type CH 5112.

Ce type de capteur est caractérisé par une grande sensibilité associée à une bonne linéarité et une faible hystérésis. Il est particulièrement

bien adapté à notre application et est utilisé comme variomètre en physiologie respiratoire (BARGETON *et al*). Seul son temps de réponse (50 ms) peut être jugé comme limitatif dans le cas de variations brutales de débit instantanées.

Le capteur CH 5112 est associé à un conditionneur de signaux CA 1065 du même constructeur qui permet des mesures à pleine échelle sur les trois gammes suivantes :

+ 2.- 1mB,
+ 1.-0,5 mB
et + 0,5.- 0,25 mB.

Afin de supprimer le signal de voisement qui se superpose à celui de la pression, nous faisons suivre le conditionneur par un filtre passe-bas identique à celui décrit précédemment.

II. 2. 3. Mesure du volume d'air buccal :

La connaissance du volume d'air expiré ou inspiré lors de la réalisation d'une séquence articulaire est d'un très grand intérêt et certains chercheurs l'ont étudiée dans leurs travaux.

Ce paramètre est généralement évalué par la

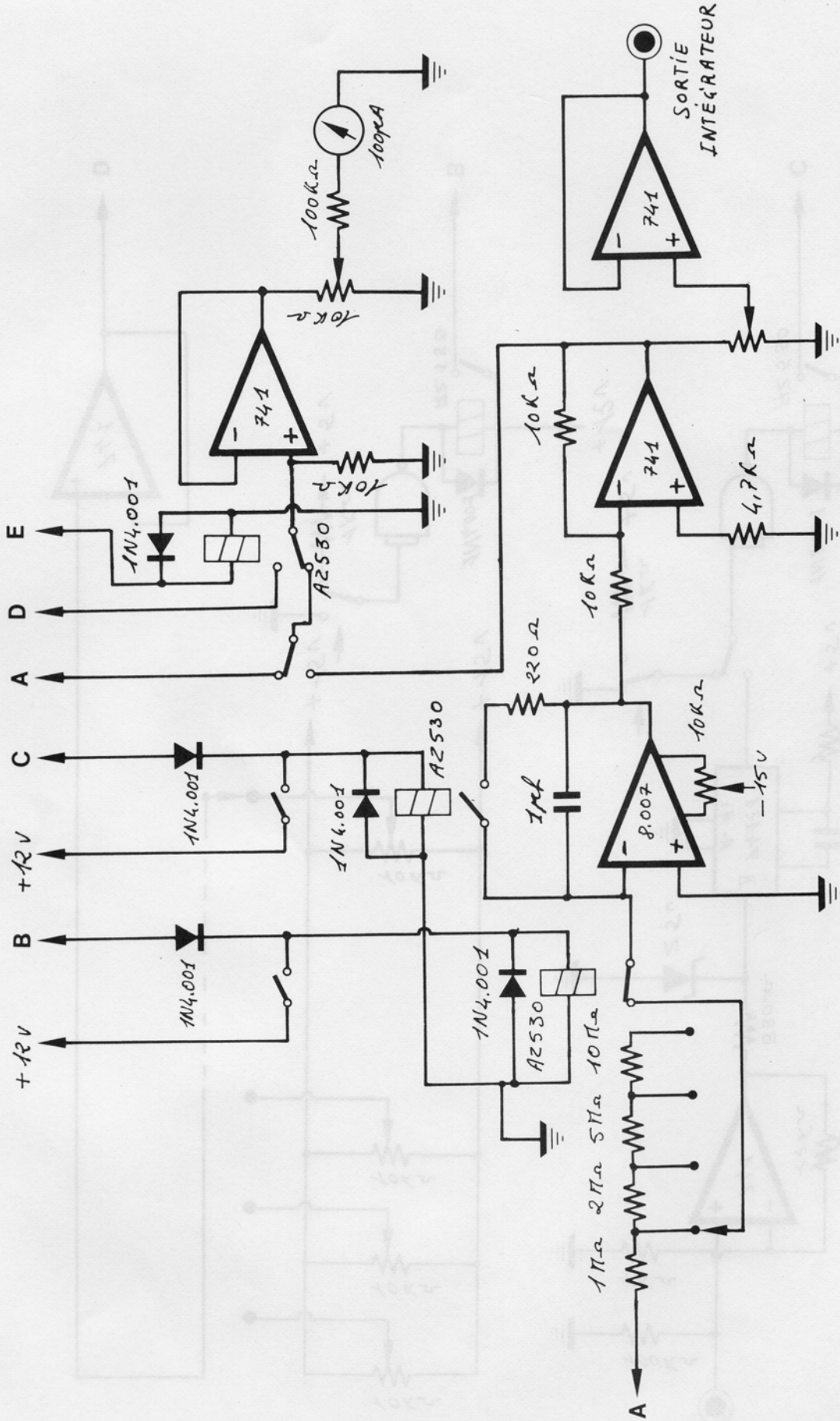
mesure de la surface délimitée par la courbe de débit et la ligne de zéro. Ces mesures de surface sont faites soit par addition de surfaces unitaires (MALECOT) soit au moyen d'un planimètre. Mais ces mesures sont généralement fastidieuses à mener et d'une précision relative.

Nous avons donc réalisé un intégrateur électronique qui réalise automatiquement cette opération (fig. 6). Il dispose des constantes de temps suivantes : 1, 2, 5 et 10 secondes, qui sont choisies selon l'importance du débit d'air ou la longueur de la séquence articulatoire; afin d'éviter sa saturation.

L'intégrateur dispose d'une mise en mémoire et peut être mis à zéro manuellement par le manipulateur, par le sujet, ou automatiquement par le franchissement d'un seuil programmé sur un quelconque paramètre acoustique ou de pression. La durée de l'intégration peut être choisie au moyen d'un dispositif de temporisation.

Chaque capteur de pression étant équipé d'un intégrateur, il est possible de les commander simultanément ou individuellement (fig. 7).

La valeur du volume d'air est directement donné par l'amplitude du signal issue de l'intégra-



SCHEMA DES INTEGRATEURS DES CAPTEURS DE PRESSION.

FIGURE 6

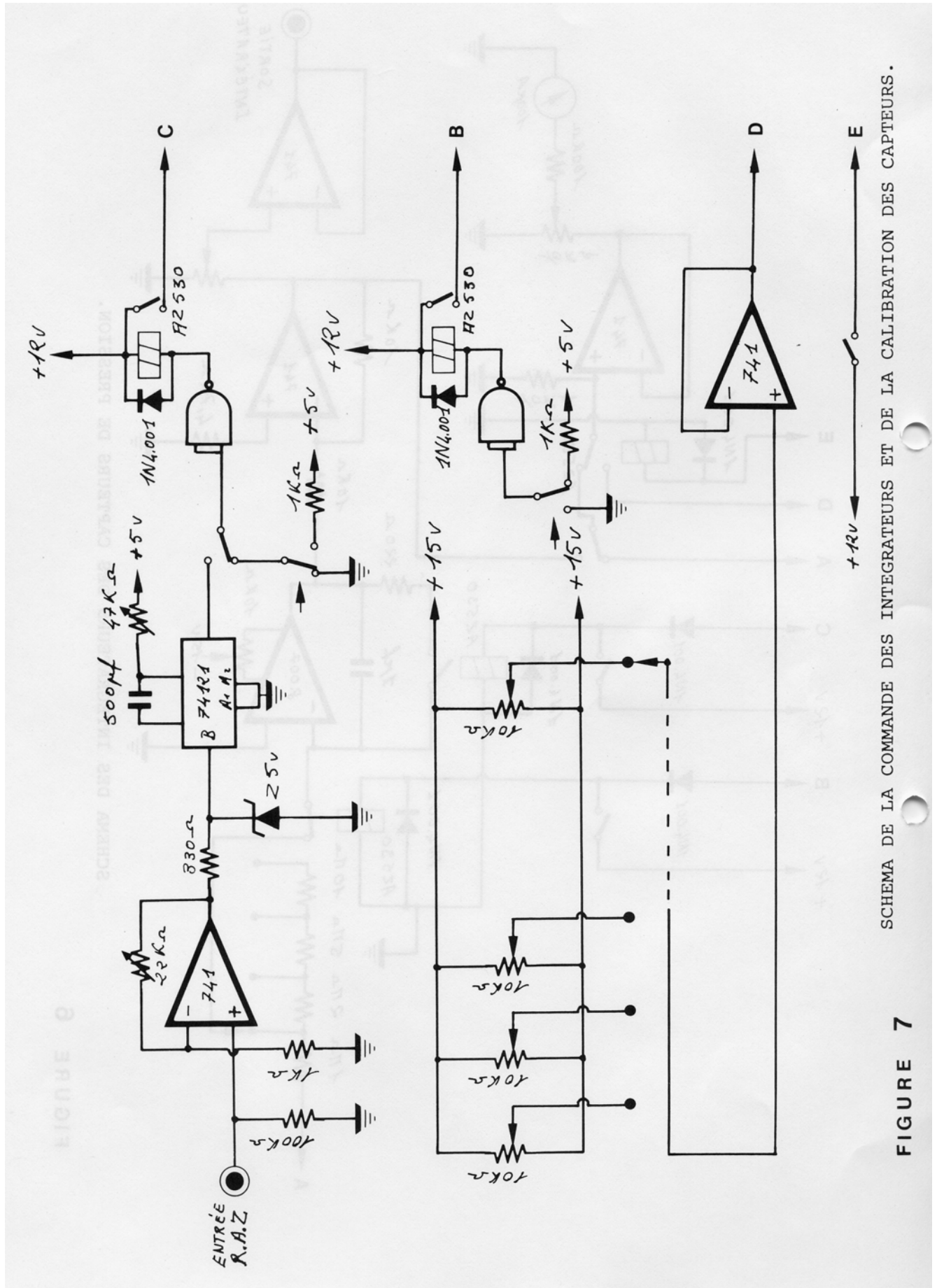


FIGURE 6

SCHEMA DE LA COMMANDE DES INTEGRATEURS ET DE LA CALIBRATION DES CAPTEURS.

FIGURE 7

de plâtre obtenus au moyen de la méthode de la cire perdue. Ces embouchures, d'une standardisation relative, sont ensuite ajustées à la morphologie exacte des locuteurs au moyen d'une pâte de prise d'empreinte optosil (méthode Xantopren). Nous obtenons ainsi des embouchures d'une étanchéité parfaite. Pour la mesure du débit d'air nasal, la liaison du venturi aux narines est réalisée au moyen de deux tubes de silastic de 8mms de diamètre par l'intermédiaire d'une "embouchure" nasale réalisée par moulage direct au moyen d'une méthode semblable à celle employée pour la réalisation des embouchures buccales (1).

Pour les mesures de pression intra-pharyngales, nous employons une sonde RUSH n° 12 de 3 mms de diamètre que nous introduisons dans la cavité pharyngale par une narine (MALECOT). Nous utilisons une sonde d'un tel diamètre, qui peut paraître trop important pour ces applica-

(1) C'est Monsieur André BESSON, attaché de consultation à la Faculté de Chirurgie dentaire de MARSEILLE qui assure la mise au point de ces embouchures buccales et bucconasales.

tions pour permettre un positionnement plus commode et pour éviter les risques d'obstruction par des mucosités. Les mesures de pression intra-buccales sont réalisées au moyen d'un tube de silastic de 2 mms de diamètre fixé sur un palais artificiel afin d'avoir un positionnement constant du point de mesure.

Pour la mesure de la pression sous-glottique, nous employons la méthode dite directe en perçant la trachée au niveau de la fosse sus-sternale au moyen d'un trocart de 2 mms de diamètre.

II. 4. Comportement dynamique des chaînes de mesure :

L'utilisation des auxiliaires de mesure que sont les différentes embouchures, sondes et tubes de liaison associés aux capteurs, perturbe les mesures et il est nécessaire de connaître leur influence. Pour cela, nous avons réalisé toute une série de tests destinés à définir exactement les limites d'utilisation de ces matériels. Ces tests ont porté principalement sur les différentes distorsions de fréquence apportées par les phénomènes de résonance, et les réponses aux tran-

sitoires de toutes les chaînes de mesure : embouchure - capteur - filtre.

II. 4. 1. Mesure des caractéristiques acoustiques des sondes :

Pour réaliser ces différentes mesures, nous avons employé une source sonore constituée par une capsule microphonique électro-dynamique de 600 ohms d'impédance montée en chambre de compression. Cette source improvisée est d'une linéarité très mauvaise, mais en connaissant au préalable sa courbe de réponse, elle nous a permis de réaliser des mesures significatives (fig. 8A).

II. 4. 2. Caractéristiques acoustiques des tubes de liaison :

Nous avons testé plusieurs types de tubes et sondes de diamètres, largeurs et matériaux différents. Pour réaliser ces mesures, nous avons employé outre la source décrite précédemment, un microphone 4133 associé à un analyseur continu 2107 et un enregistreur de niveau 2305 de la firme BRUËL & KJOER ; le signal d'excitation étant fourni par un générateur 1024 du même constructeur.

Il apparaît que le diamètre des tubes est peu critique avec toutefois un avantage pour les diamètres réduits (fig. 9A et B). Le type de matériau utilisé pour la fabrication des tubes semble également peu critique. Cependant les meilleurs résultats sont obtenus dans l'ordre par le silastic (silicone) suivi par le néoprène et le plastique PVC "cristal" (fig. 8B, 9A et B, 10 A et B). La longueur des tubes et comme nous le savions déjà le paramètre le plus critique dans nos utilisations (fig. 9A, 11A et B). Mais les fréquences de variation des pressions dont nous effectuons la mesure sont très éloignées des fréquences de résonance des sondes. Si l'on utilise des longueurs de tube relativement faibles, on évite facilement leurs effets. Reste le problème du comportement de ces tubes à des variations rapides de pression, nous allons ultérieurement le développer en liaison avec la réponse des capteurs de pression. Compte tenu de ces résultats, nous utilisons pour les liaisons avec les narines et pour la mesure de la pression intra-buccale, des tubes de silastic respectivement de 8 et 3 mms de diamètre extérieur. Ces tubes de silastic ont aussi l'avantage de se nettoyer et se stériliser fa-

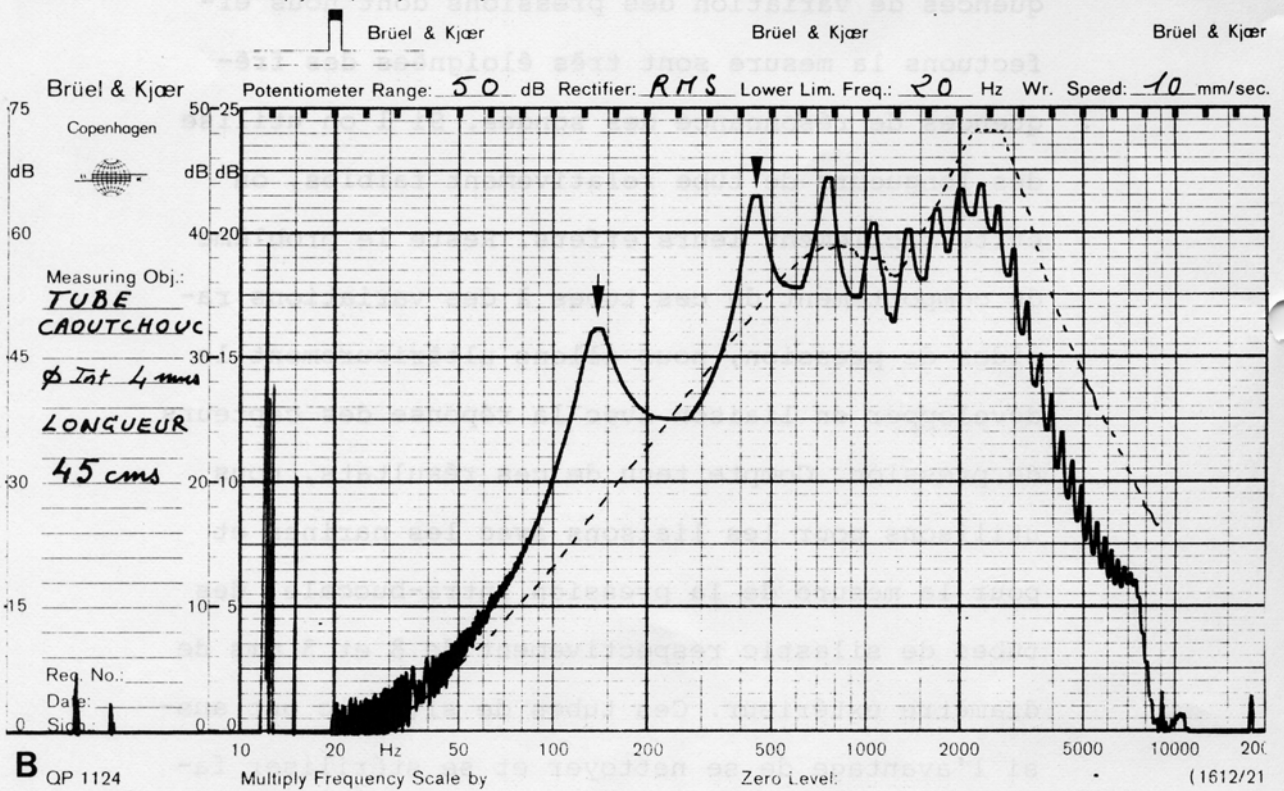
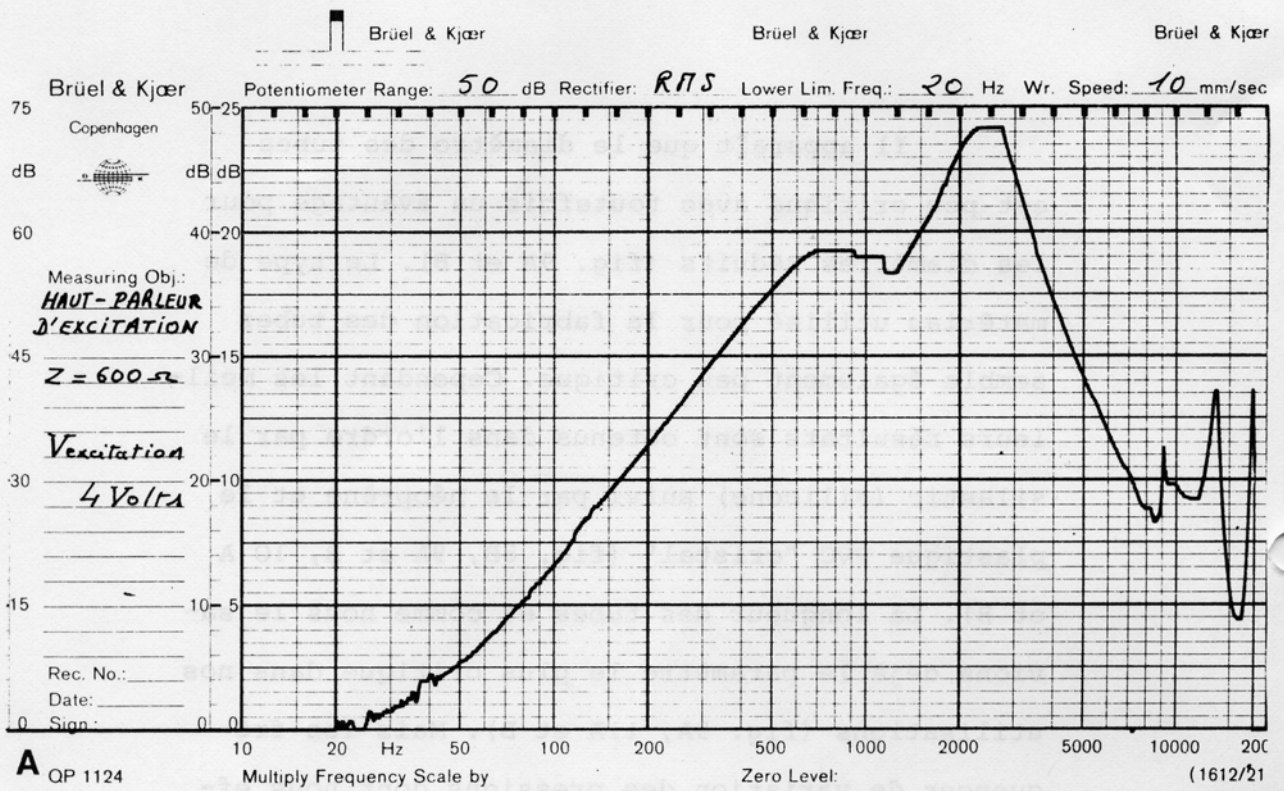
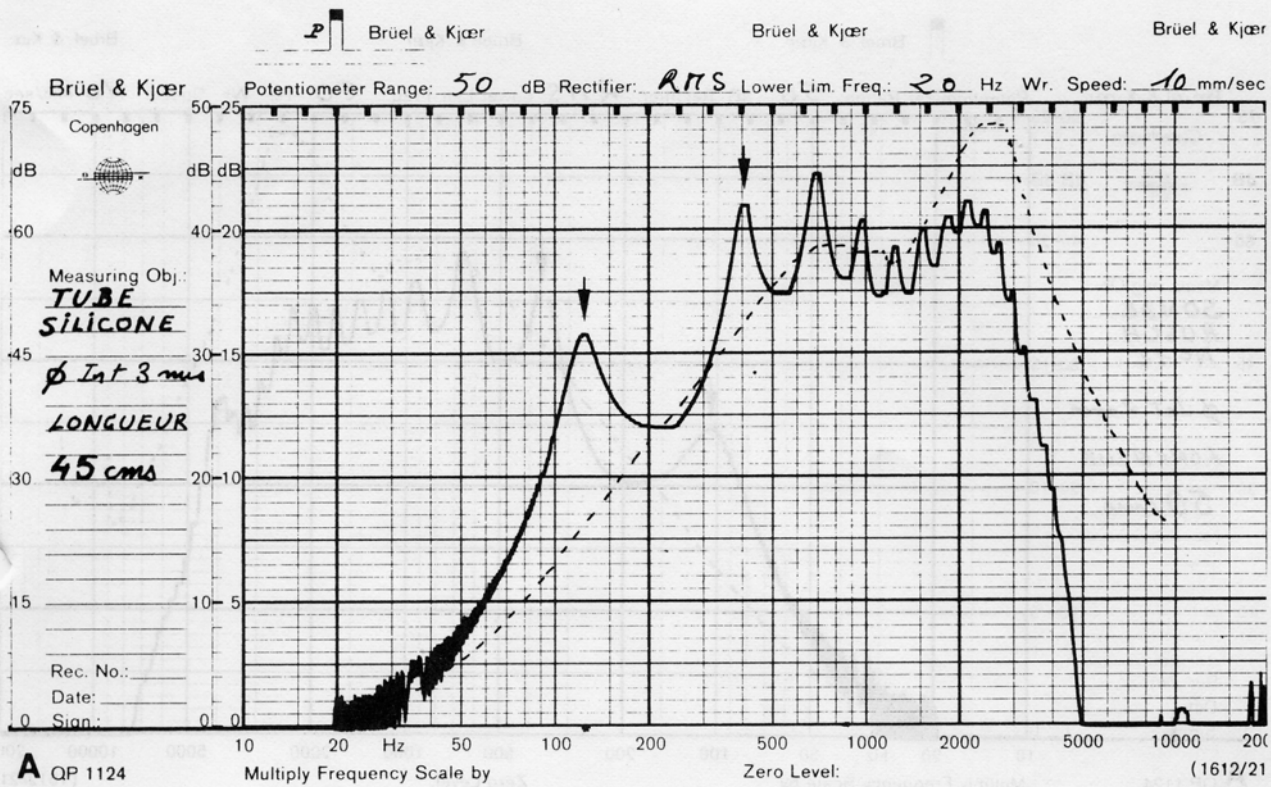
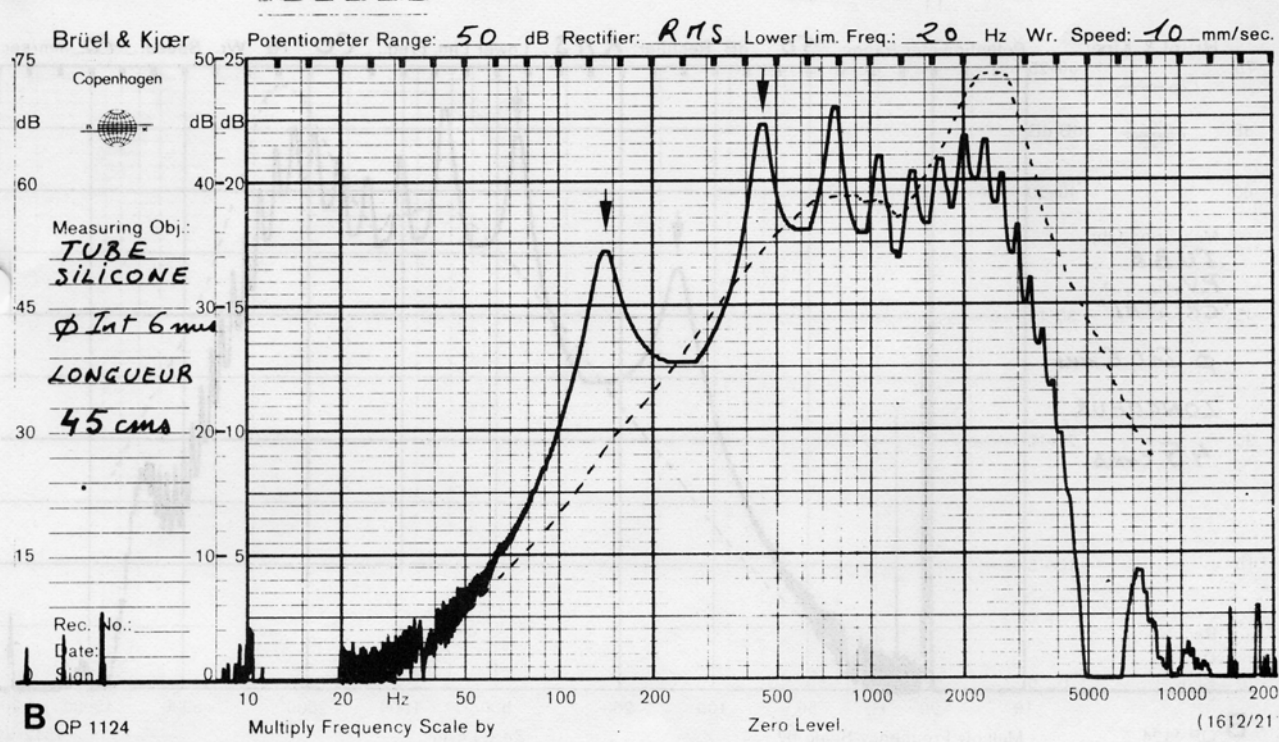


FIGURE 8



A QP 1124



B QP 1124

FIGURE 9

FIGURE 10

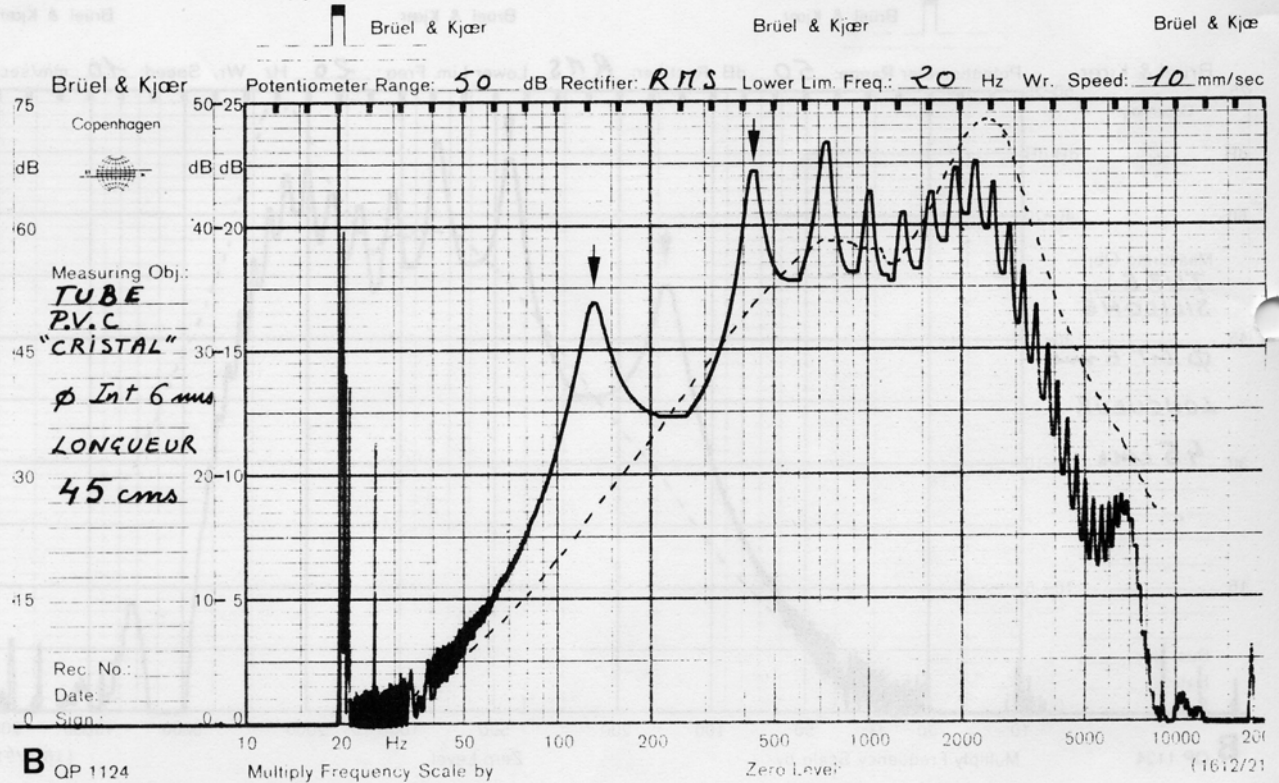
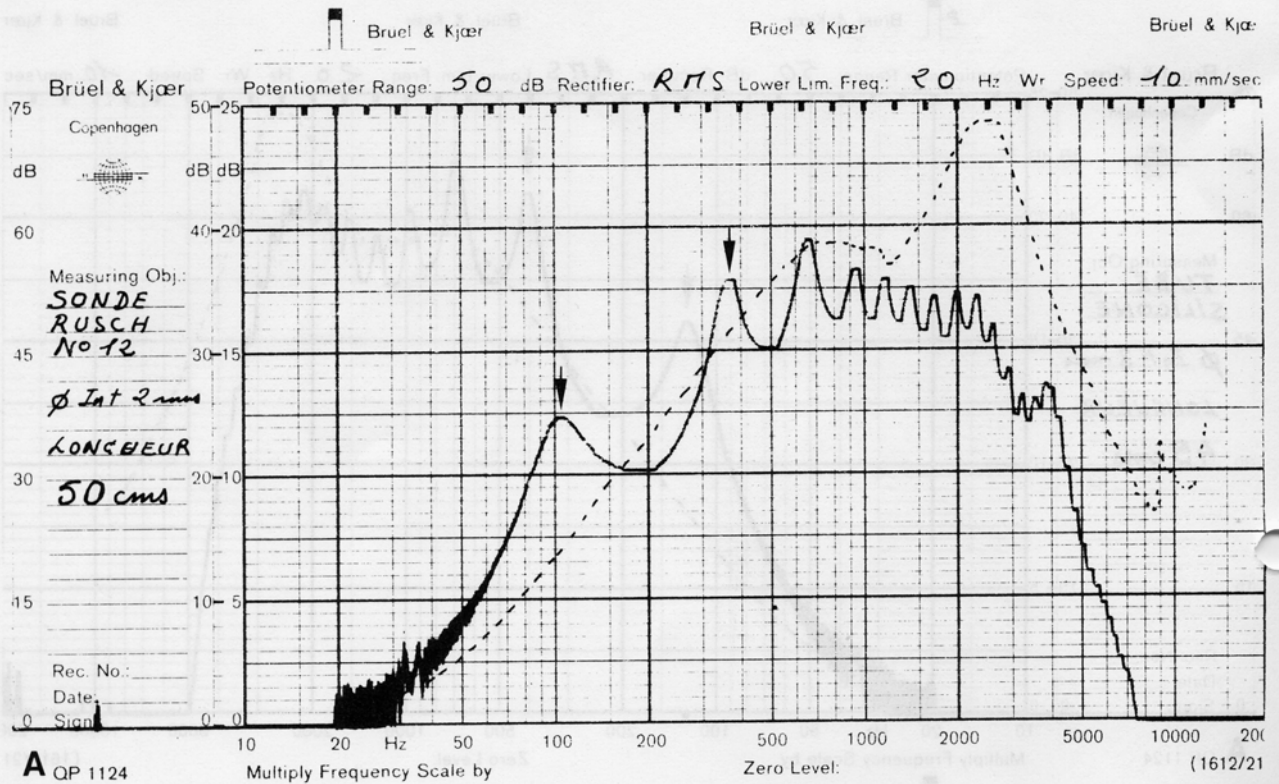


FIGURE 10

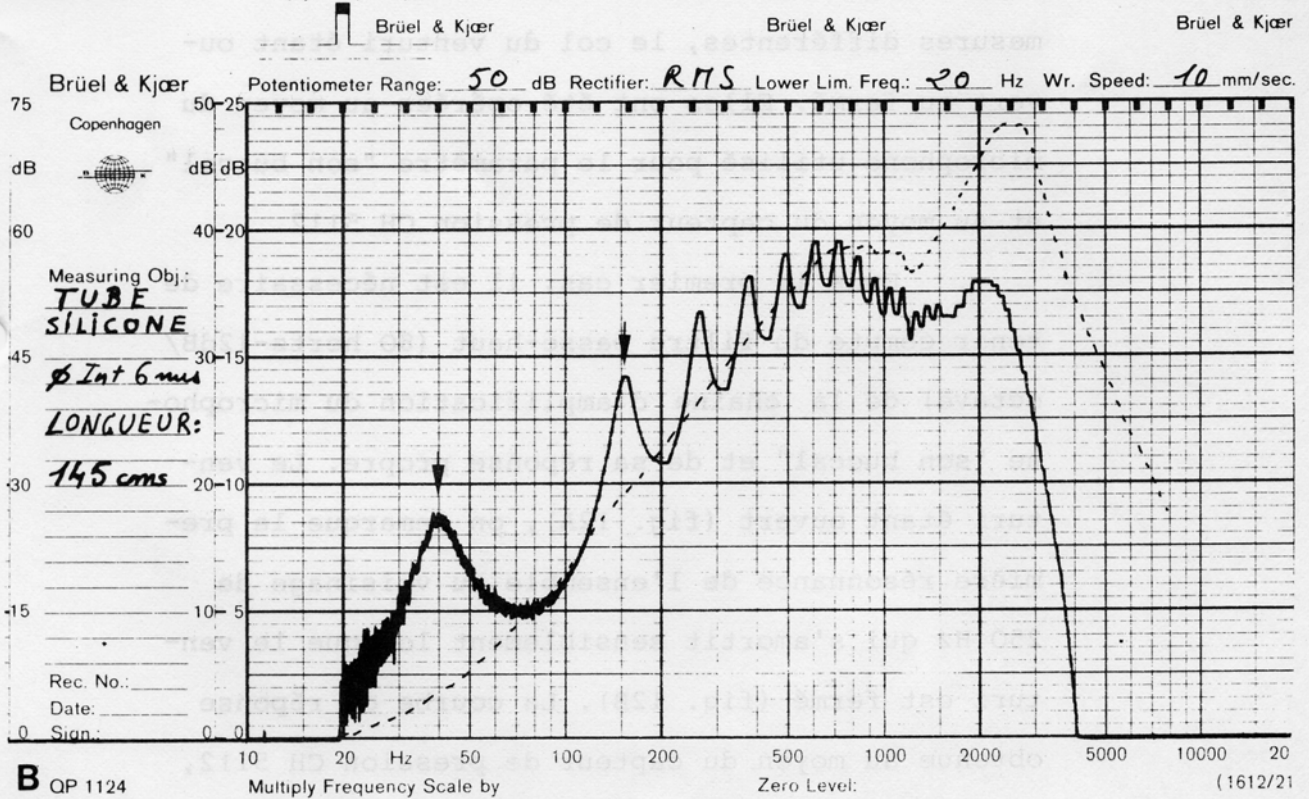
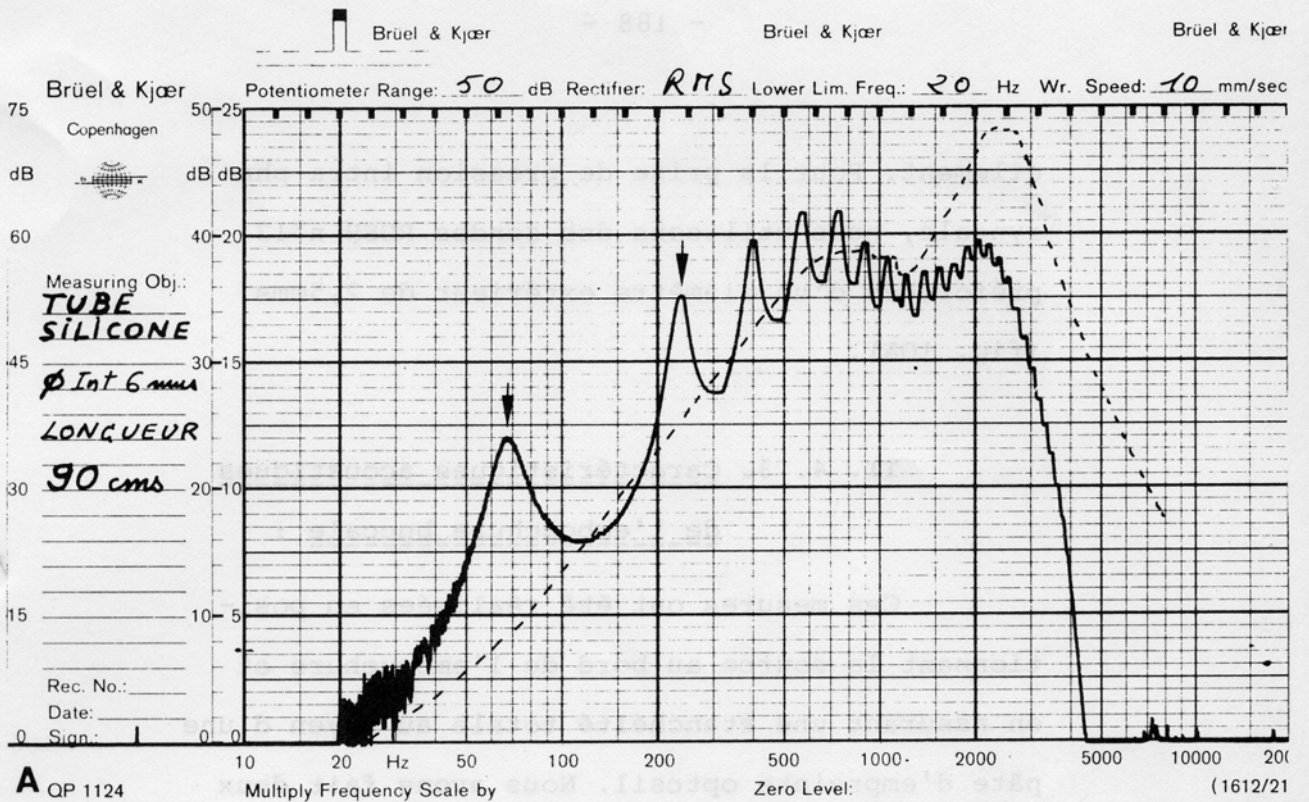


FIGURE 11

cilement. Pour la prise de pression intra-pharyngale, nous utilisons des sondes RUSH n°12 préformées d'un diamètre extérieur de 2,5mm (fig. 10A).

II. 4. 3. Caractéristiques acoustiques de l'embouchure buccale :

Ces mesures ont été réalisées en positionnant la source au bord de l'embouchure et en assurant une étanchéité totale au moyen d'une pâte d'empreinte optosil. Nous avons fait deux mesures différentes, le col du venturi étant ouvert ou fermé. Elles ont été opérées au moyen du microphone utilisé pour le paramètre "son buccal" et au moyen du capteur de pression CH 5112.

Dans le premier cas, il est nécessaire de tenir compte du filtre passe-haut (80 hertz-12dB/octave) de la chaîne d'amplification du microphone "son buccal" et de sa réponse propre. Le venturi étant ouvert (fig. 12A), on remarque la première résonance de l'ensemble au voisinage de 250 Hz qui s'amortit sensiblement lorsque le venturi est fermé (fig. 12B). La courbe de réponse obtenue au moyen du capteur de pression CH 5112, le venturi étant fermé, nous donne une informa-

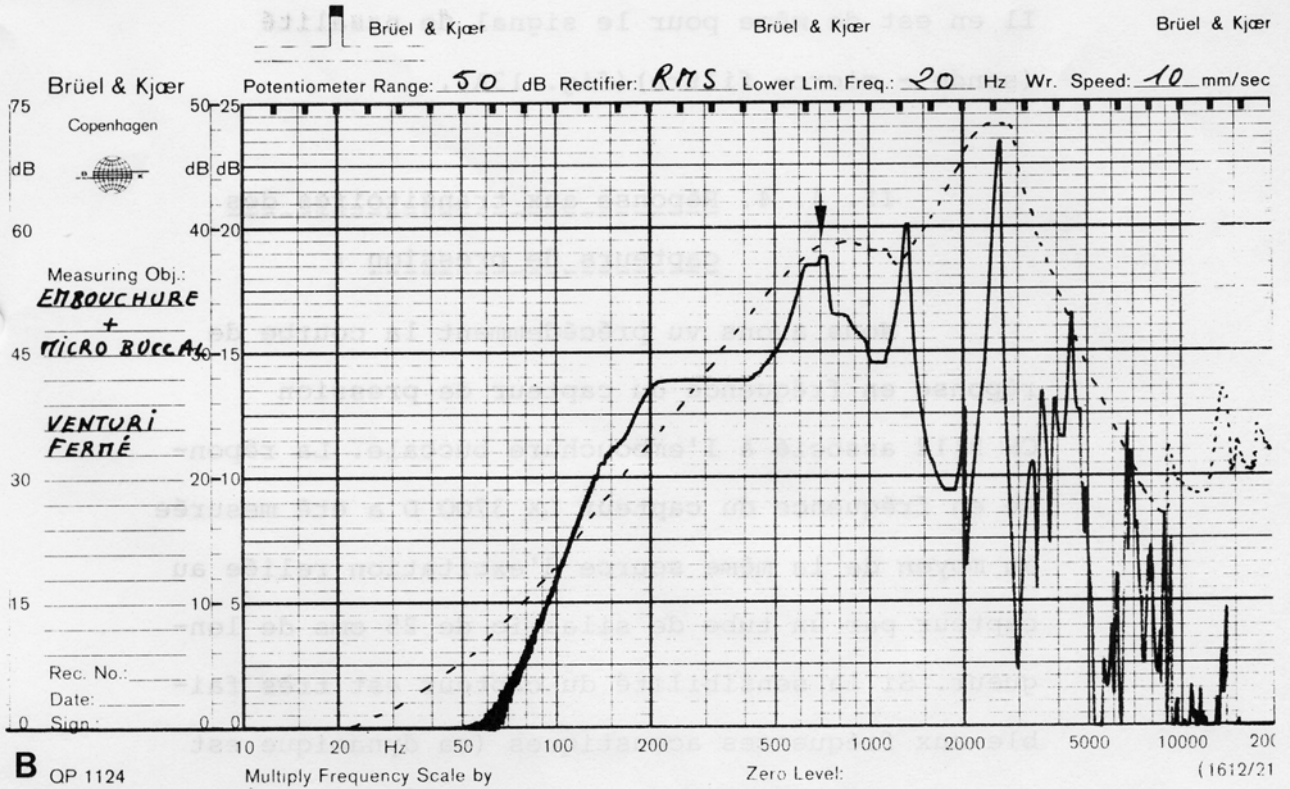
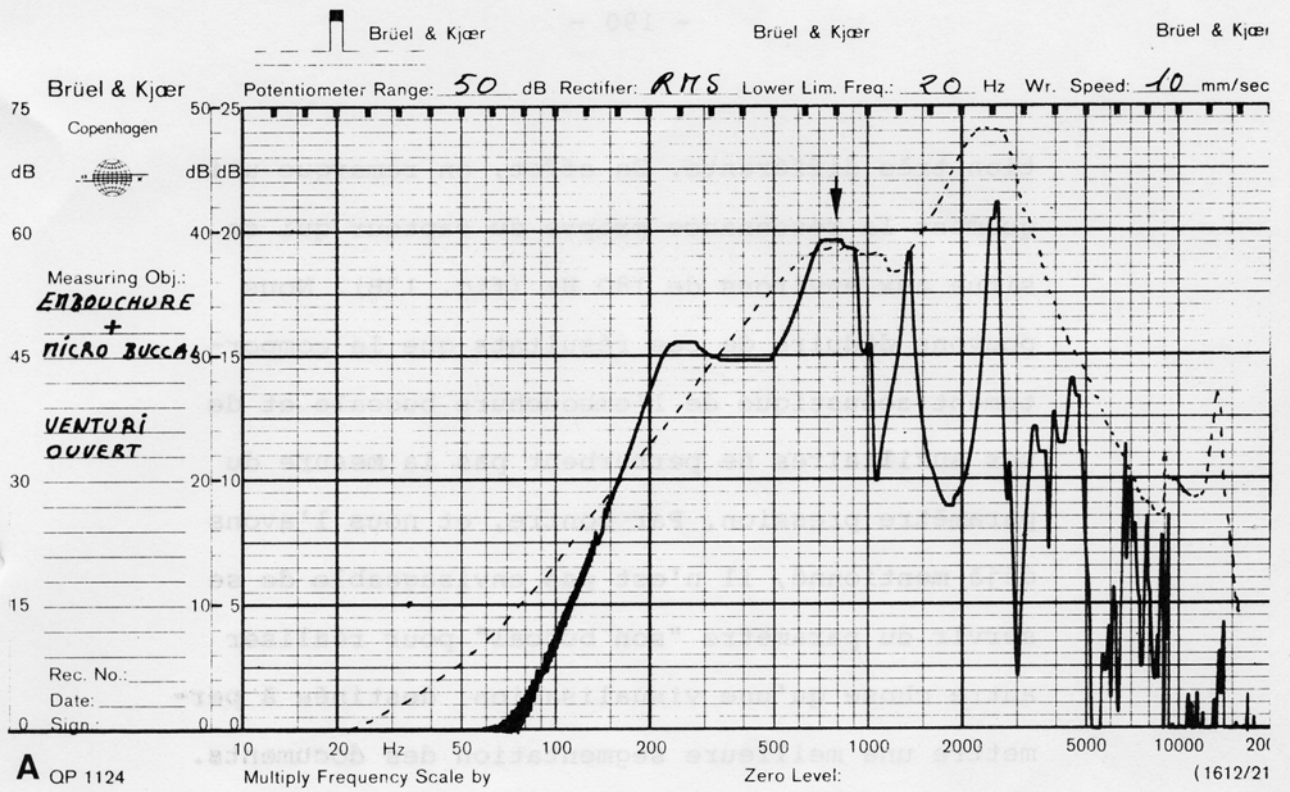


FIGURE 12

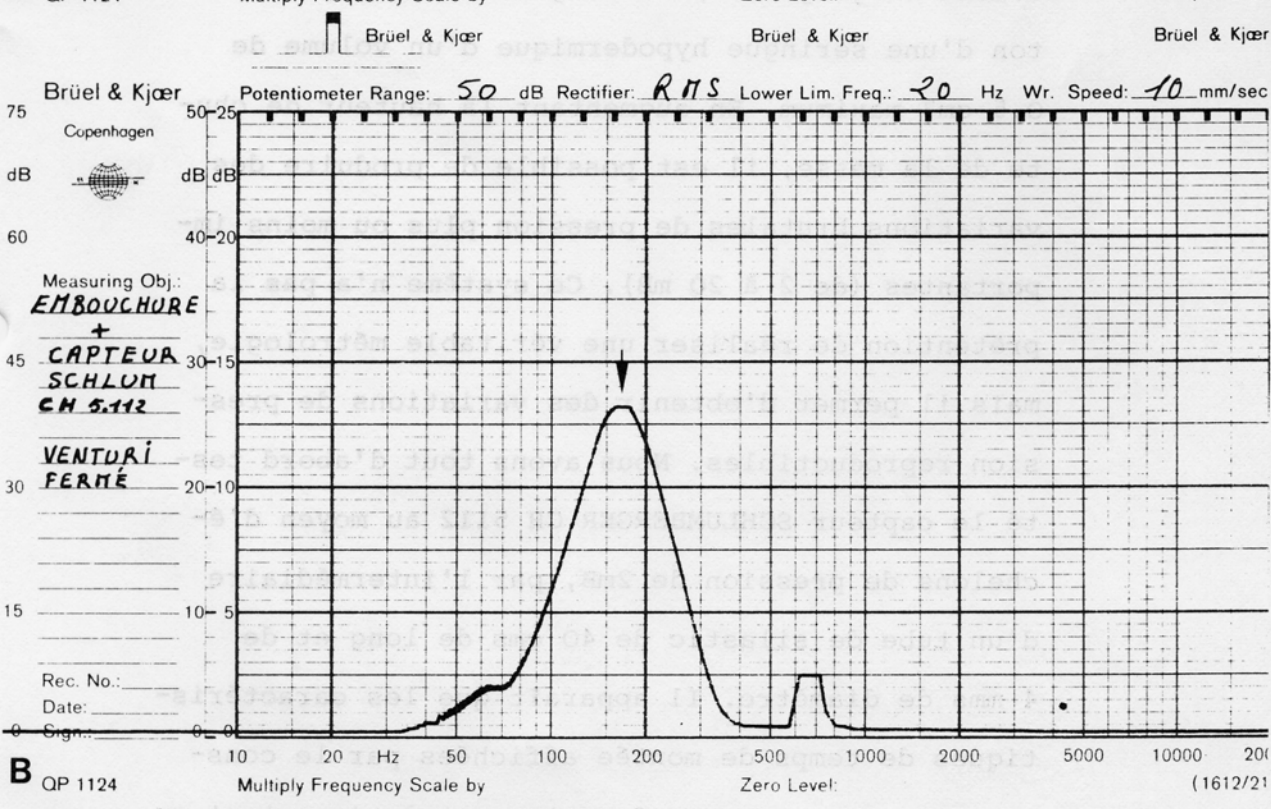
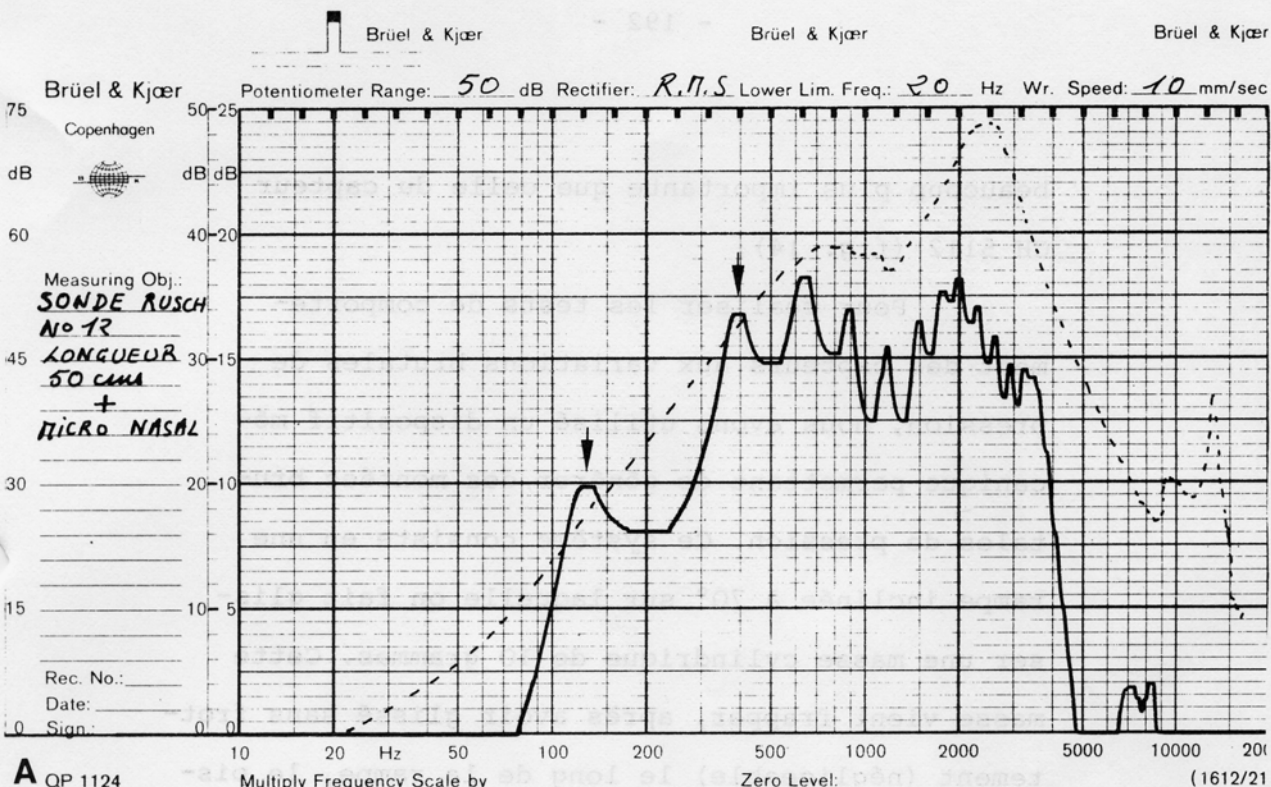


FIGURE 13

beaucoup plus importante que celle du capteur CH 5112 (fig. 14).

Pour réaliser les tests de comportement des capteurs aux variations brutales de pression, nous avons utilisé un dispositif mécanique permettant de générer des montées brutales de pression. Ce système consiste en une rampe inclinée à 70° sur laquelle on fait glisser une masse cylindrique de 10 grammes. Cette masse vient frapper, après avoir glissé sans frottement (négligeable) le long de la rampe, le piston d'une seringue hypodermique d'un volume de $0,5 \text{ cm}^3$ maximum. En augmentant la hauteur de chute de la masse, il est possible de produire des variations brutales de pression plus ou moins importantes (de 2 à 20 mB). Ce système n'a pas la prétention de réaliser une véritable métrologie, mais il permet d'obtenir des variations de pression reproductibles. Nous avons tout d'abord testé le capteur SCHLUMBERGER CH 5112 au moyen d'échelons de pression de 2mB, par l'intermédiaire d'un tube de silastic de 40 cms de long et de 4 mms de diamètre. Il apparaît que les caractéristiques de temps de montée affichées par le constructeur sont tenues. On note un très important re-

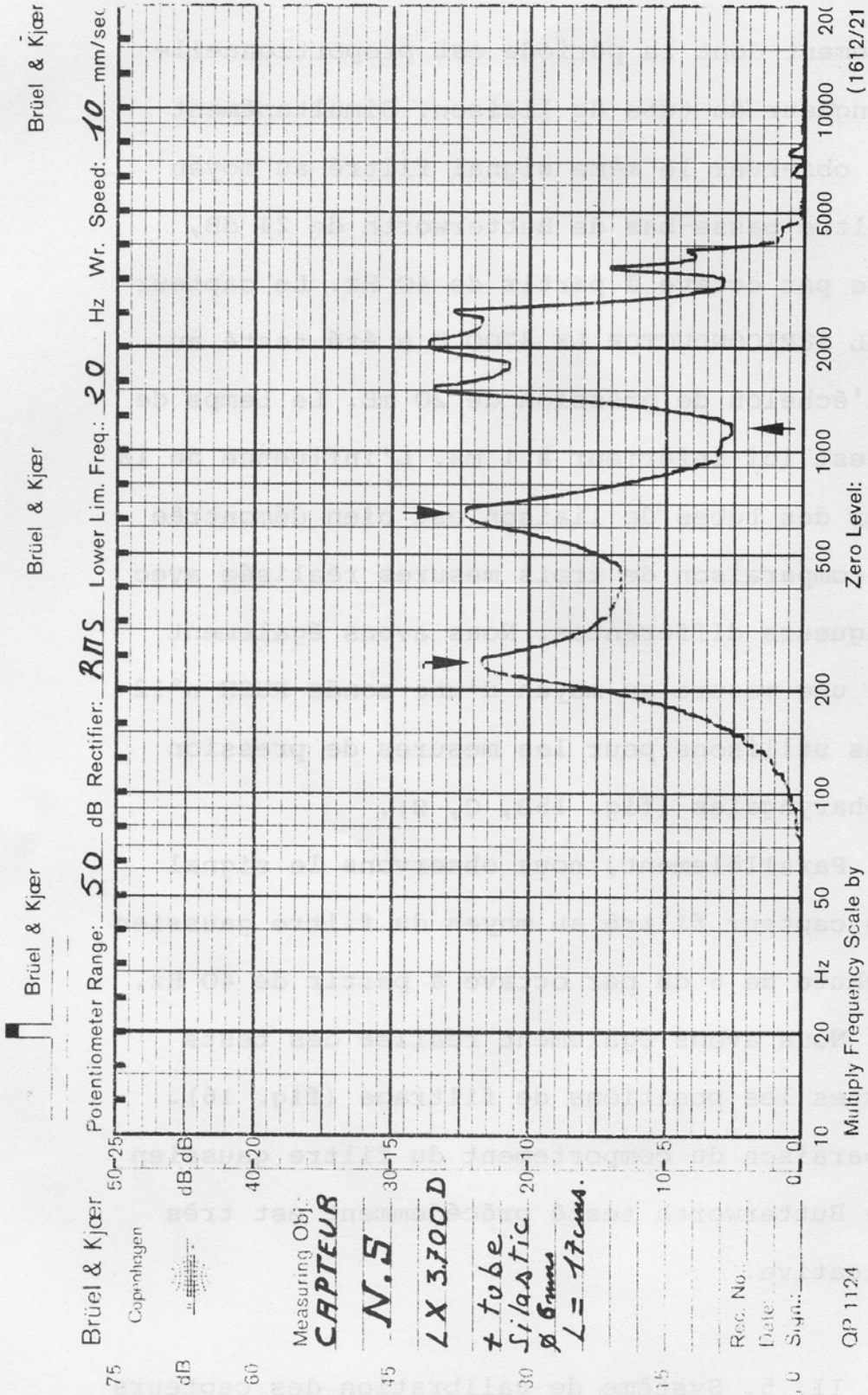


FIGURE 14

bondissement dont la période est proportionnelle à la longueur du tube de liaison. Simultanément on peut observer le même signal filtré au moyen d'un filtre passe-bas de Butterworth de 24 dB, de chute par octave à partir de 40 Hz. Le capteur NATIONAL SEMICONDUCTOR LX 3700 D a été testé au moyen d'échelon de pression de 20 mB. Le temps de montée est ici inférieur à 1 ms. L'influence de la longueur des tubes de liaison est bien démontrée par la comparaison de trois mesures réalisées avec des longueurs différentes. Nous avons également réalisé une mesure au moyen d'une sonde RUSH n°12 que nous utilisons pour les mesures de pression intra-pharyngales (fig. 15B, C, D).

Parallèlement, nous observons le signal issu du capteur filtré au moyen du filtre gaussien d'une chute de 6 dB par octave à partir de 40 Hz.

Nous avons également réalisé des tests sur toutes les positions de filtrage (fig. 16). La comparaison du comportement du filtre gaussien avec le Butterworth testé précédemment est très significative.

II. 5. Système de calibration des capteurs de pression :

Une fois connu le tarage des venturis dans

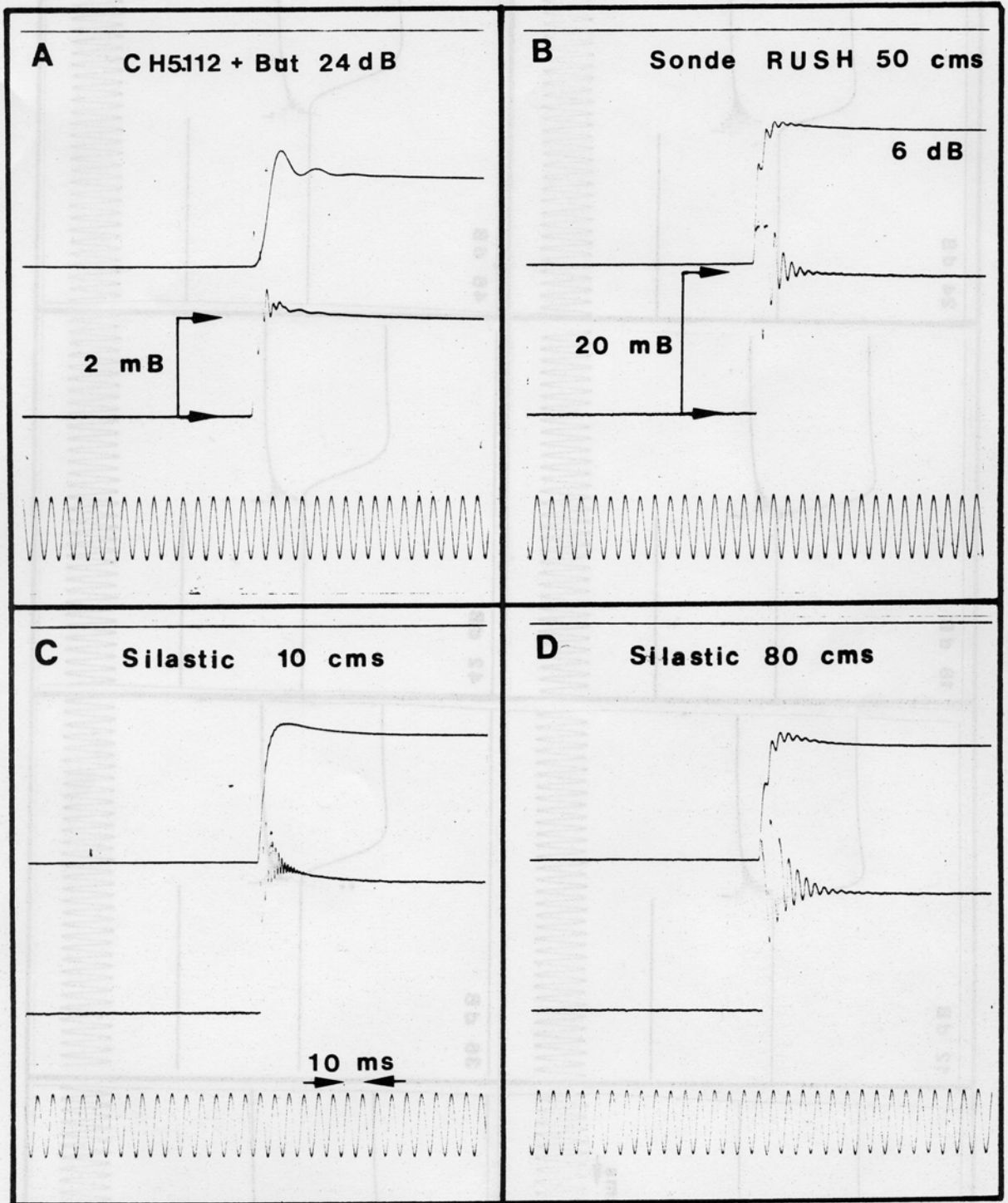


FIGURE 15

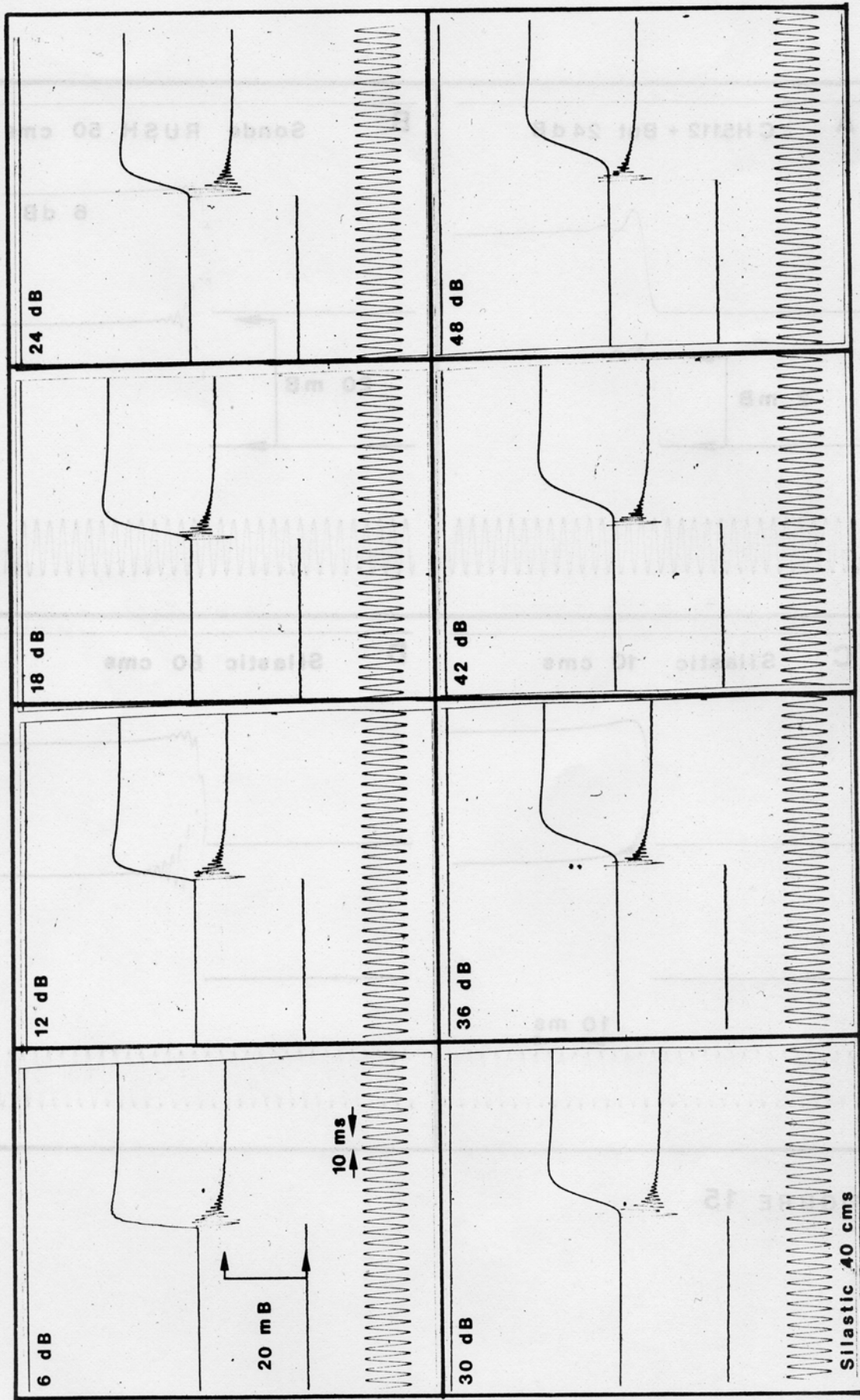


FIGURE 16

leurs différentes positions de section du col, il est nécessaire d'étalonner les capteurs de pression. Nous utilisons pour cela deux manomètres de précision à niveau BIRKHOLZ de 2 et 20mB, pleine échelle, associés à un réservoir tampon de 100 cm³ environ et à deux seringues à vis.

Nous produisons ainsi des pressions stables et très commodément ajustables. Cette opération s'est avérée nécessaire à la construction du système, mais ne se justifie pas systématiquement, la stabilité des chaînes de mesure étant satisfaisante. Ces dernières sont conçues de manière à délivrer un signal de 10 volts de sortie maximale sur toutes les gammes de mesure de pression. Pour calibrer les enregistrements oscillographiques avant chaque manipulation, l'expérimentateur dispose d'un système qui génère des paliers de tension de 1 volt entre -5 et + 10 volts. Ceci permet d'obtenir une calibration des documents en millibars ou fraction de millibars. Pour les mesures de débits d'air, on pondère cette valeur par le coefficient du venturi pour avoir des litres par minute. Il est possible de calibrer les trois capteurs de pression simultanément ou individuellement. La calibration des mesures de volume d'air

réalisées au moyen des intégrateurs de débit est plus délicate. En effet, il est nécessaire pour cela de disposer d'un spiromètre volumétrique, et des dispositifs précis de ce genre sont assez rares. Nous n'avons pas encore pu utiliser un spiromètre autre qu'un appareil à cloche peu satisfaisant. Pour cette raison, nous ne réalisons pour le moment que de mesures relatives sur ce paramètre.

III. RESTRICTIONS ACTUELLES ET EVOLUTIONS FUTURES DU MATERIEL :

Cette description terminée, il est nécessaire de faire un bilan objectif sur l'utilisation du polyphonomètre.

Tout d'abord, sa manipulation est complexe si l'on désire réaliser des mesures sur un maximum de paramètres, ne serait-ce que dans l'obligation d'utiliser plusieurs enregistreurs galvanométriques en parallèle, dont les vitesses sont synchronisées. On peut également se poser des questions sur le naturel de l'élocution d'un sujet équipé de tout l'attirail constitué par les embouchures, les sondes, etc...

réalisées au moyen des intégrateurs de débit est plus délicate. En effet, il est nécessaire pour cela de disposer d'un spiromètre volumétrique, et des dispositifs précis de ce genre sont assez rares. Nous n'avons pas encore pu utiliser un spiromètre autre qu'un appareil à cloche peu satisfaisant. Pour cette raison, nous ne réalisons pour le moment que de mesures relatives sur ce paramètre.

III. RESTRICTIONS ACTUELLES ET EVOLUTIONS FUTURES

DU MATERIEL :

Cette description terminée, il est nécessaire de faire un bilan objectif sur l'utilisation du polyphonomètre.

Tout d'abord, sa manipulation est complexe si l'on désire réaliser des mesures sur un maximum de paramètres, ne serait-ce que dans l'obligation d'utiliser plusieurs enregistreurs galvanométriques en parallèle, dont les vitesses sont synchronisées. On peut également se poser des questions sur le naturel de l'élocution d'un sujet équipé de tout l'attirail constitué par les embouchures, les sondes, etc...

Cependant, le fait de réaliser le maximum de mesures simultanées sur une seule articulation représente un avantage primordial. Nos embouchures buccales et nasales ne gênent que très peu les sujets ainsi que l'introduction de sonde par les narines.

Si l'on prend soin auparavant de conditionner le sujet au contact de toute cette instrumentation, on peut diminuer énormément son influence sur la spontanéité de l'élocution.

Seule la mesure de la pression sous glottique pose des problèmes particuliers et nous ne l'avons pas encore pratiquée, cette opération devra se faire en milieu hospitalier où le polyphonomètre doit être transporté pour cela.

Le système de mesure des débits, au moyen de venturi à col variable, s'avère efficace dans son principe, mais sa manipulation est délicate et compliquée, ne serait-ce que sur le choix optimal de sa section. Si sa linéarité est satisfaisante dans le sens expiration, la dissymétrie du pointeau provoque des turbulences qui perturbent les mesures dans le sens inspiration. Cet inconvénient n'est en fait qu'un problème de réalisation mécanique et nous sommes en train de réaliser un nouveau type de venturi plus soigné sur

ce point.

Nous avons également constaté des phénomènes de condensation sur les parois des venturis qui, si nous ne les avons pas évaluées, provoquent certainement des distorsions de linéarité dans les mesures de débit. Nous allons remédier à cet inconvénient en équipant les venturis d'un dispositif de chauffage thermostaté à 35°. Cette technique est d'ailleurs utilisée par certains constructeurs de pneumotachographes.

Au sujet des embouchures, nous avons précédemment exprimé notre satisfaction au sujet de leur gêne minimale et de leur efficacité sur le plan de l'étanchéité. Cependant, le fait d'avoir une "embouchure" nasale non solidaire mécaniquement de l'embouchure buccale nous pose certains problèmes de commodité et d'efficacité dans la mesure du débit d'air nasal. Nous sommes en train de travailler avec les mêmes techniques sur des embouchures buccales et nasales solidaires tout en essayant de conserver une étanchéité totale.

Nous envisageons également dans ce but de changer totalement la disposition des capteurs pour les placer plus efficacement par rapport aux embouchures, et par cela, réduire les longueurs des tubes

de liaison.

En ce qui concerne les capteurs, nous allons abandonner le capteur CH 5112 et utiliser pour toutes les mesures de pression des capteurs LX 3700 D dans un souci de standardisation maximale, ainsi que de simplicité, car ils nous permettront d'obtenir outre le débit d'air buccal et nasal, le "son buccal" et le "son nasal" au moyen d'un filtrage passe-haut.

Enfin, nous allons essayer de simplifier l'exploitation des données des intégrateurs pour les mesures de volume d'air, en utilisant une seule constante de temps et en réalisant une visualisation numérique des valeurs de volume.

IV. EXEMPLES D'UTILISATION

La figure 17 représente la phrase suivante :
"Les becs de gaz sont repeints".

En A, nous trouvons de haut en bas les paramètres suivants :

Son nasal - Débit d'air buccal -

Son buccal - Larynx.

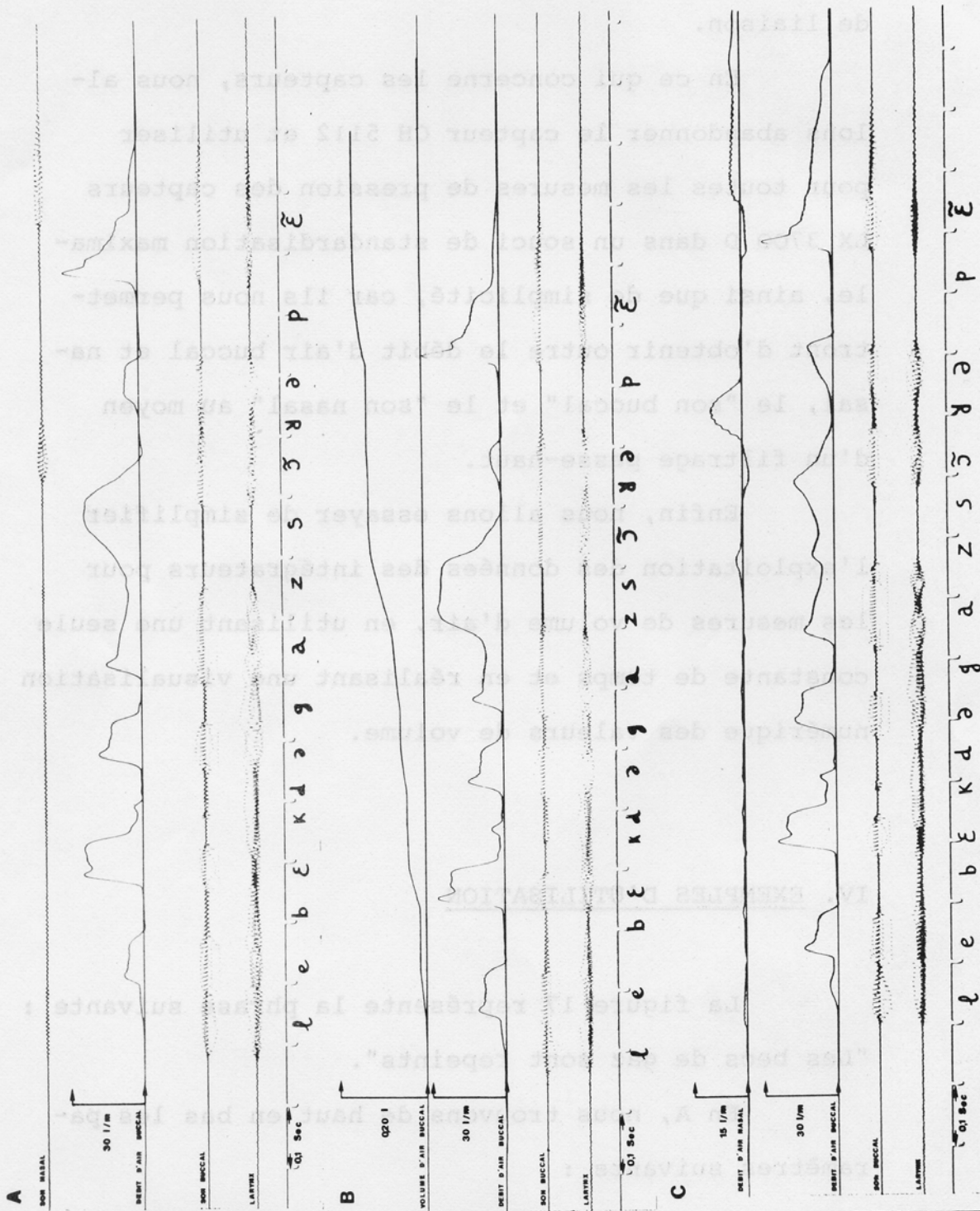


FIGURE 17

En B : volume d'air buccal - Débit d'air buccal - Son buccal - Larynx.

En C : débit d'air nasal - Débit d'air buccal - Son buccal - Larynx.

La figure 18 représente les deux phrases suivantes :

"C'est papa" et "C'est maman".

En A, nous trouvons de haut en bas les paramètres suivants :

Pression intra-buccale - Débit d'air buccal - Son buccal - Larynx.

En B : débit d'air nasal - Débit d'air buccal - Son buccal - Larynx.

Les documents sont enregistrés sur un oscillographe SIEMENS.

Oscillomink E à la vitesse de 250 mm/seconde. La base de temps est de 0,1 seconde.

Les paramètres débit sont filtrés passe-bas à 40Hz avec une chute de 6 dB par octave.

Toutes les phrases sont réalisées par un unique locuteur méridional.

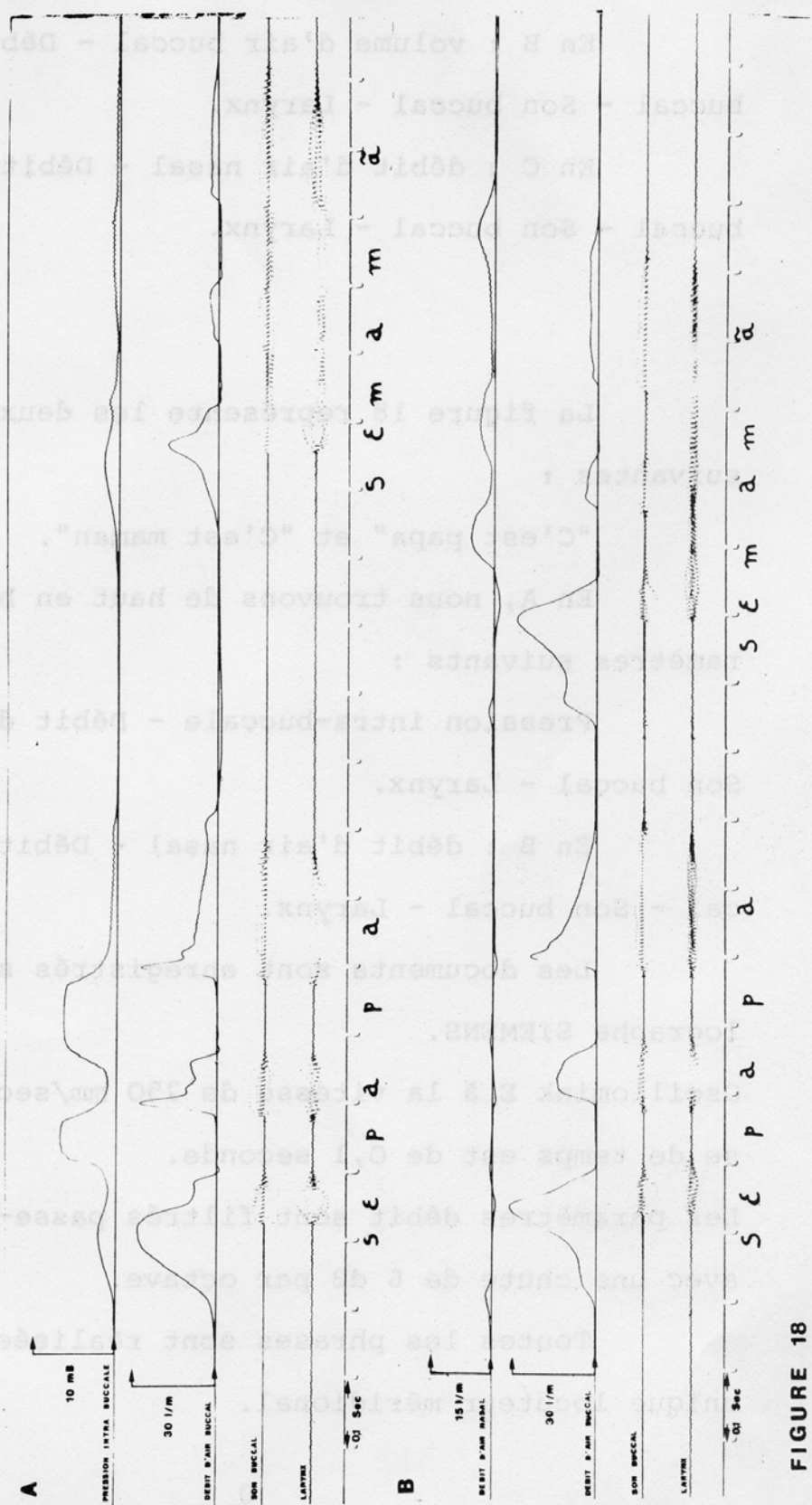


FIGURE 18

BIBLIOGRAPHIE

1. BARGETON, D., FLORENTIN, E., MENIER, R. et VARDON, G.
Recording of second time derivative V of displaced volume V in breathing.
Journal of applied Physiology, Vol.34, pp. 259-362, 1973.
2. BELL and HOWEL COMPANY
Pressure transducer handbook.
C.E.C. Instruments Division.
PASADENA, p. 146, 1974.
3. BILDSTEIN, P.
Filtres actifs.
S.E.R. PARIS, p. 253, 1972.
4. BROWN, W.S. & GLONE, R.E.
Relation of intraoral air pressure to oral cavity size.
Folia Phoniatica, vol. 21, n° 5, pp.332-339, 1969.
5. BRUN, E., MARTINOT-LAGARDE, A. & MATHIEU, J.
Mécanique des fluides, Tome 1
DUNOD, PARIS, p. 256, 1959.
6. CERNI, R.H. & FOSTER, L.E.
Instrumentation for Engineering measurement.
WILEY - NEW-YORK, p. 456, 1962.
7. FISCHER - JØRGENSEN, E. & TYBJAERG-HANSEN, A.
An electrical monometer and its use in Phonetic Research.
Phonetica, Vol. 4, pp. 43-53, 1969.
8. FRY, D.L.,
Physiologic recording by modern instruments with particular reference to pressure recording.
Physiological Revue, Vol. 40, pp. 753-787, 1960.

9. GILBERT, H.R.
Oral airflow during stop consonants production.
Folia Phoniatica, Vol. 25, n° 4,
pp. 288-301, 1973.
10. GRAEME, J.G.
Application of operational amplifiers
Mc Graw Hill, New York, p. 233, 1973.
11. HIRANO, M., MIYAHARA, T., HIROSE, H., KIRITANI, S.
& FUJIMURA, O.
Airflow rate in singing.
R. I. L. P.n° 4, Université de Tokyo,
pp. 55-65, 1970.
12. HIXON, T.J.
Some new techniques for measuring the
mechanical events of speech production.
One laboratory experiences.
Proc. Nat, Conf. Oral-Facial Function,
Clin. Res. Dent. Speech Path. Ann Arbor,
1971.
13. HUELSMAN, L.P.
Active filters.
Mac Graw Hill, New York, p. 384, 1970.
14. KOIKE, Y. & PERKINS, W.H.
Application of a miniaturized pressure
transducer for experimental speech re-
search.
Folia Phoniatica, Vol. 20, n° 6,
pp. 360-366, 1968.
15. LACHNITT, J.
La mécanique des fluides.
P. U. F., Paris, p. 124, 1963.
16. LUBKNER, J.F. & MOLL, K.L.
Simultaneous oral-nasal flow measurements
and cinefluorographic observations during
speech production.
Cleft palate Journal, vol. 2, pp.257-272,
1965.
17. MALECOT, A.
The effectiveness of intra-oral air-pres-
sure pulse parameters in distinguishing
between stop cognates.
Phonetica, vol. 14, pp. 65-81, 1966.

18. MALECOT, A.
Mechanical pressure as an index of
force of articulation.
Phonetica, vol. 14, pp. 169-180, 1966.
19. NATIONAL SEMICONDUCTOR CORPORATION.
Transducers pressure and temperature.
Santa Clara, p. 80, 1974.
20. PECKELS, J.P. & RISO, V.
On the use of an accelerometer as a
pitch extractor.
5ème Congrès International d'Acoustique.
A 25, pp. 1-4, 1965.
21. QUIGLEY, L.F., WEBSTER, R.C., COFFEY, R.J.,
KELLERHER, R.E. & GRANT, H.P.
Velocity and volume measurements of
nasal and oral airflow in normal and
cleft palate speech utilizing a warm
wire flow meter and two channels recorder.
Journal of dentist research, vol. 42,
pp. 1520-1527, 1963.
22. ROUSSELOT l'Abbé, P.J.
Principes de Phonétique Expérimentale.
WELTER, Leipzig - Paris, 2 volumes,
1897 et 1901.
23. TESTON, B., & AUTESSERRE, D.
Réalisation d'une unité d'analyse poly-
phonométrique. Sa contribution à l'étude
de la nasalisation vocalique et de la na-
salité consonantique en français parlé à
Marseille.
C. L. O. S. vol. 5-6.
En hommage à Georges MOUNIN, Université
de Provence, pp.415-437, 1975.
24. TOBEY, GRAEME, HUELSMAN.
Operational Amplifiers design and Appli-
cations.
Mc Graw Hill, New York, p. 473, 1971.