HAL
open science

Etude et réalisation d'une unité de traitement des signaux électromyographiques

Bernard Teston, André Lipcey

To cite this version:

Bernard Teston, André Lipcey. Etude et réalisation d'une unité de traitement des signaux électromyographiques. Travaux interdisciplinaires du Laboratoire Parole et Langage, 1974, 2, pp.55-85. hal-00241533

HAL Id: hal-00241533

https://hal.science/hal-00241533v1

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.

ETUDE ET REALISATION D'UNE UNITE DE TRAITEMENT DES SIGNAUX ELECTROMYOGRAPHIQUES.

par

André LIPCEY et Bernard TESTON

Pierre DELATTRE écrivait en 1965 (5, p. 43) :

> "Some languages are said to be more tense, or more lax, than others. What is probably meant is that the muscles of articulation are more contracted, and/or that more muscular energy is spent per unit of time or per sound. Obviously, such articulatory features are not easy to measure ; no one, as far as we know, has yet found a way to do it."

Une méthode permettant de visualiser et de quantifier le travail musculaire existait pourtant, mais les phonéticiens commençaient à peine à la découvrir : l'électromyographie. C'est en effet de 1965 que date la première référence à l'électromyographie en recherche phonétique, à notre connaissance du moins (3). Utilisée en recherche médicale depuis les années 50, cette méthode, proche parente de l'électroencéphalographie et de l'électrocardiographie, consiste à prélever et à visualiser les courants électriques qui constituent l'influx nerveux, ou ceux qui caractérisent la réponse musculaire au stimulus nerveux.

C'est l'existence de cette nouvelle technique qui a suggéré à l'un des co-auteurs d'entreprendre des recherches sur le travail musculaire nécessaire à la phonation (9). Les expériences préliminaires, menées avec du matériel traditionnellement utilisé en neurophysiologie, nous ont persuadés des grands services que pouvait rendre l'électromyographie dans l'étude du niveau génétique ou moteur en matière de phonation, et nous ont amenés à réaliser un équipement mieux adapté à ce type de recherches. La description de cet équipement fait

l'objet des deux dernières parties de cette présentation, après quelques rappels de notions déjà connues et une esquisse des travaux entrepris dans notre laboratoire.

I. ELECTROMYOGRAPHIE ET RECHERCHE PHONETIQUE

I. 1. Manifestations électriques de l'activité musculaire.

L'activité musculaire volontaire obéit au schéma suivant : le système nerveux central envoie un stimulus aux fibres musculaires concernées sous forme d'une impulsion électrique qui parcourt les neurones moteurs ; les fibres musculaires réagissent à cette impulsion par une contraction ; cette contraction - et c'est ce qui nous intéresse ici - s'accompagne à son tour de l'émission d'un courant électrique proportionnel au nombre de fibres musculaires excitées ou/et à la force de la contraction. Ces potentiels d'action peuvent être recueillis à l'aide d'électrodes soit implantées directement dans le muscle soit même placées à la surface de la peau.

I. 2. Prélèvement des courants électromyographiques.

I. 2. 1. Les électrodes implantées sont de deux sortes : aiguilles coaxiales et fils métalliques à crochet. Les études menées aux laboratoires HASKINS (1) ont montré que les fils métalliques sont les mieux adaptés au prélèvement de courants électromyographiques localisés, car ils limitent au maximum le risque de prélever les signaux émis par des muscles adjacents, et présentent pour le locuteur une gêne moindre que les aiguilles. Ils conviennent donc particulièrement à l'étude de muscles de faible volume ou d'implantation profonde.

Leur seul désavantage est une mise en oeuvre délicate : ils doivent être placés par un médecin connaissant parfaitement l'anatomie des muscles à étudier et disposant d'un système de contrôle radioscopique. Le manque de personnel qualifié et d'équipement radioscopique nous a empêchés jusqu'à présent d'utiliser ces électrodes, mais nous espérons surmonter bientôt ces difficultés. L'unité d'acquisition et de traitement des signaux électromyographiques que nous présentons ci-après peut fonctionner avec ce type d'électrodes aussi bien qu'avec les autres types.

I. 2. 2. Les seuls capteurs que nous ayons utilisés jusqu'ici sont les électrodes cutanées, qui conviennent parfaitement aux recherches portant sur des sommes d'activité musculaire, qui sont faciles à placer, et qui n'entraînent qu'un inconfort minime pour le sujet. Elles aussi, cependant, ont leurs contraintes.

I. 2. 2. 1. Du fait que leur superficie est de l'ordre du centimètre carré, on ne peut les utiliser que pour étudier l'activité de muscles relativement gros, et quand il y a peu de risques d'interférence avec l'activité de muscles voisins.

I. 2. 2. 2. Comme d'autre part il faut assurer un bon contact entre l'électrode et la peau, on ne peut placer ce type de capteur que sur une surface cutanée qui reste lisse et nette dans toutes les phases de l'activité musculaire. En effet, un mauvais contact peau-électrode fait apparaître une capacité parasite : la peau et l'électrode se comportent comme les deux plaques d'un condensateur dont le diélectrique peut être l'air emprisonné dans un pli cutané, un poil de barbe, ou encore une sécrétion grasse de la peau. Or l'impédance d'une capacité croît à mesure que la fréquence du signal décroît, et les courants électromyographiques sont à très basse fréquence (moins de 350 Hz en général). Par conséquent, dès qu'apparaît l'effet de condensateur, l'amplitude du signal recueilli décroît notablement, et les mesures sont faussées. Pour assurer un bon contact et éviter cet effet de condensateur, on se sert d'une pâte électrolytique.

I. 2. 2. 3. La présence de pâte électrolytique peut, à son tour, donner naissance à un autre effet fâcheux : l'effet de pile. La peau et l'électrode se comportent en effet comme les deux électrodes d'une pile chimique dont l'électrolyte est constitué par la pâte. Il se produit alors une réaction chimique accompagnée d'un dégagement gazeux, et des bulles microscopiques apparaissent à la surface de l'électrode et augmentent sa résistance. Le seul remède consiste à ne pas prolonger les séances d'enregistrement au-delà d'une heure, ou à retirer les électrodes pour nettoyage.

I. 2. 2. 4. Enfin les électrodes cutanées ne permettent pas de prélever les signaux émis par des muscles recouverts d'une couche trop épaisse de tissu adipeux et conjonctif : ceux-ci fonctionnent comme une résistance en série avec

la source de courant, c'est-à-dire le muscle, et comme le courant est d'intensité et de tension très faibles, on risque de ne pas pouvoir le capter.

I. 3. Enregistrement des signaux électromyographiques.

Après amplification et, éventuellement, traitement par l'appareillage décrit ci-après, les signaux sont visualisés directement sur ruban de papier millimétré par l'intermédiaire d'un enregistreur multi-canaux. L'un des canaux est utilisé pour l'onde sonore recueillie par un laryngophone, et les autres pour les signaux électromyographiques directs et/ou traités, selon les cas. On peut aussi utiliser un canal pour l'inscription des dents de scie d'une base de temps.

Une technique d'enregistrement plus élaborée consisterait à brancher un oscillographe cathodique sur la sortie de l'unité d'amplification et de traitement, et à filmer le tracé obtenu sur l'écran. Cette technique, plus onéreuse, nous semble justifiée quand la bande passante du système enregistreur doit être étendue vers les fréquences élevées. Ce n'est pas le cas ici.

La segmentation de l'onde sonore telle qu'elle apparaît sur les documents présente les difficultés bien connues de tous les phonéticiens : détermination des débuts d'occlusives sourdes initiales, des détentes d'occlusives sourdes et même sonores finales, et des frontières voyelle/voyelle et voyelle/consonne vocalisée ou consonne vocalisée/voyelle. Sans permettre autant de précision qu'un enregistrement kymographique complet, le signal électromyographique facilite cependant, dans certains cas, l'interprétation de l'onde sonore. Si une plus grande précision est requise, on peut enregistrer simultanément le message sur magnétophone, et segmenter à l'oreille soit directement, soit avec l'aide d'un segmentateur. C'est ainsi que nous procédons dans notre laboratoire.

I. 4. Etudes en cours.

A cause des limites mentionnées en I. 2., nos recherches ont porté jusqu'à présent sur les seuls articulateurs externes suivants : masséter, orbiculaire de la bouche, risorius et digastrique. Notre premier objectif est de décrire l'activité de ces muscles pendant la phonation, en effectuant des compa-

raisons de détail entre sons britanniques et sons américains d'une part, sons anglais et sons français d'autre part. Les premières études comparatives ont pour objet les oppositions diphtongues/monophtongues, voyelles tendues/voyelles détendues, et consonnes fortis/consonnes lenis. Les premiers résultats, qui feront l'objet d'une publication ultérieure, nous ont persuadés que l'électromyographie était une méthode bien adaptée aux buts poursuivis, et nous donnent tout lieu d'espérer que la recherche phonétique pourra bientôt donner une description génétique correcte. En outre - et ce sera notre objectif à long terme - nous pensons que cette méthode nous permettra de quantifier le travail des articulateurs, et de donner ainsi une définition chiffrée de ce qu'on appelle son tendu et son détendu, voire de ce que l'on considère comme langue tendue ou langue détendue.

L'unité de traitement des signaux électromyographiques que nous avons réalisée pour répondre aux exigences des recherches en cours nous a d'autre part semblé représenter un certain progrès par rapport au matériel traditionnel. C'est pourquoi nous en donnons ici une description détaillée.

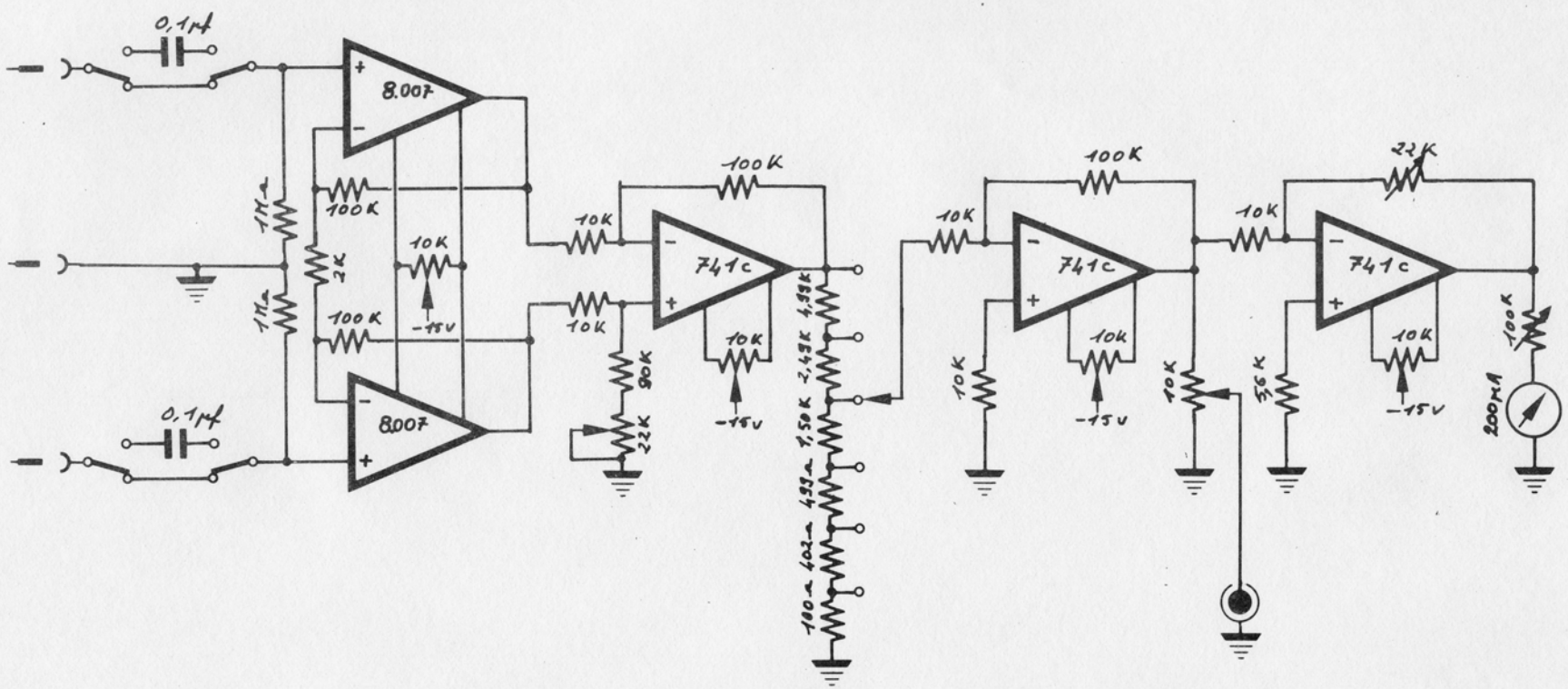
II. LES AMPLIFICATEURS.

Pour avoir la possibilité de réaliser plusieurs mesures simultanées, nous avons réalisé quatre amplificateurs identiques de caractéristiques suivantes :

- Gain : 10.000
- Impédance d'entrée : 1 Mégohm
- Bande passante : 0 - 10.000 Hertz
- Bruit ramené à l'entrée : 20 microvolts maximum
- Réglage et visualisation du zéro.

II.1. Réalisation pratique. (Fig. 1)

Le montage de base utilisé est du type différentiel vrai ou "médical", communément employé en instrumentation et dans les applications de ce type. Il a pour principaux avantages :



- Figure 1 -

Schéma des amplificateurs.

- une grande impédance d'entrée ;
- un grand gain dans les branches différentielles tout en conservant un gain unité pour le mode commun.

Chaque voie du montage différenteil est préalablement amplifiée au moyen d'un amplificateur opérationnel INTERSILL 8.007. Nous avons choisi ce composant pour sa grande impédance d'entrée, son faible bruit, et son prix modéré. Les 8.007 sont montés en non-inverseurs. Leur gain est de 100.

L'impédance d'entrée est calée à la valeur de 1 Mégohm par des résistances. Cette valeur s'avère suffisante pour tous les types d'électrodes que nous envisageons. Un commutateur, sur les entrées, permet de mettre en série un condensateur de 0,1 microfarad afin d'éliminer les composantes continues pour les électrodes de grande dimension. On peut annuler ces composantes continues grâce au réglage d'offset des amplificateurs d'entrée. Ce réglage s'effectue au moyen d'un potentiomètre dix tours de 10 kiloohms.

L'étage différentiel est constitué d'un amplificateur opérationnel LM 741 CH d'un gain de 10. Un commutateur à six positions permet de réaliser une atténuation par bonds sur la charge nominale de l'amplificateur différentiel. On peut ainsi obtenir les valeurs de gain suivantes : 10.000, 5.000, 2.500, 1.000, 500 et 100.

Un autre LM 741 CH, monté en inverseur, donne à l'ensemble un gain supplémentaire de 10. Le signal issu de cet amplificateur est disponible par l'intermédiaire d'un potentiomètre de 10 kiloohms qui permet d'ajuster le niveau de sortie.

L'annulation des tensions de polarisation des électrodes est visualisée par un Vumètre à zéro central qui est attaqué par un LM 741 CH de gain unité.

II.2. Protection contre les bruits parasites.

La réalisation d'amplificateurs à grand gain nécessite des soins particuliers si l'on désire obtenir des résultats optimum en ce qui concerne surtout le rapport signal/bruit.

Pour lutter contre les bruits du secteur, nous avons tout d'abord réalisé un filtrage efficace des tensions d'alimentation par une cellule en pi self-condensateur, et en utilisant les régulateurs LM 320 au maximum de leur tension d'entrée. (Fig. 2 a)

Pour lutter contre les parasites électromagnétiques, nous avons utilisé deux méthodes :

1°) filtrage du secteur au moyen d'un filtre TELEC.

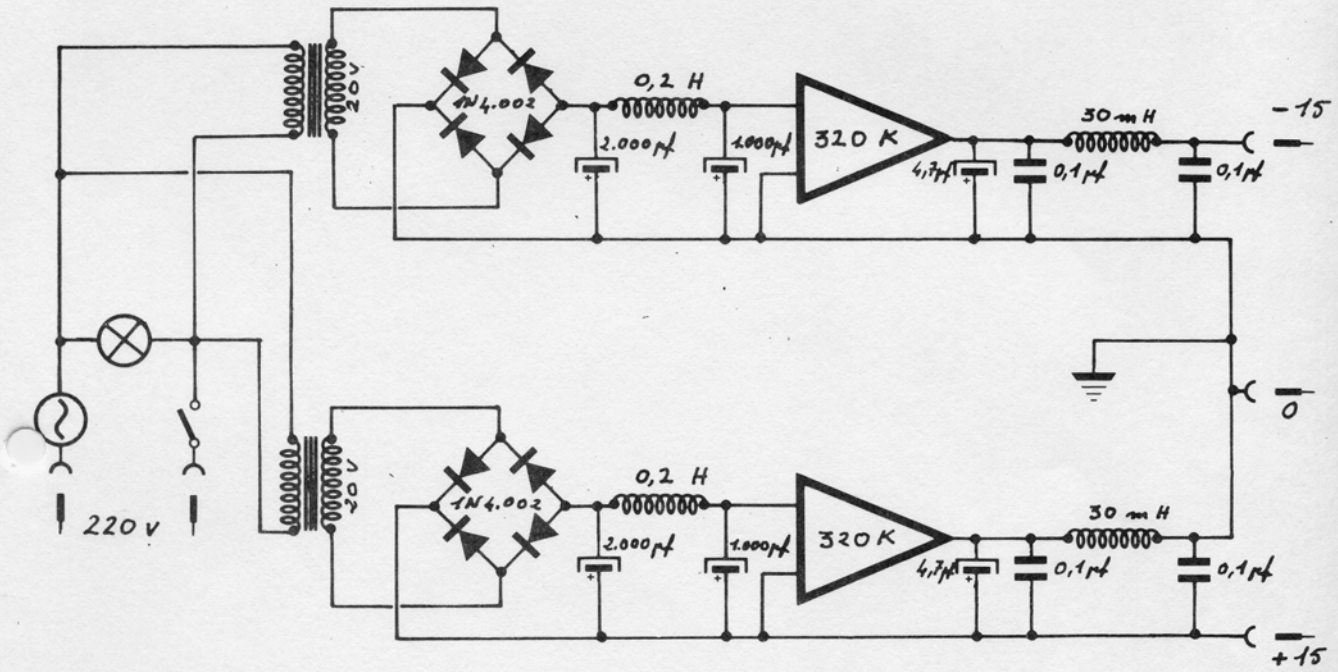
2°) filtrage HF des alimentations, après l'étage de régulation, au moyen d'une cellule self-condensateur placée directement sur le blindage protégeant les amplificateurs. Ce blindage est fait en tôle d'acier cadmié de deux millimètres.

Enfin la liaison avec les électrodes est réalisée par un câble blindé à douze conducteurs par l'intermédiaire d'une têtière (Fig. 2 b) qui contient des filtres haute fréquence à self-condensateur en pi, pour piéger les signaux électromagnétiques captés par les fils de liaison des électrodes. Cette dernière précaution peut paraître superflue ; mais un puissant émetteur de radiodiffusion étant proche de nos laboratoires, nous avons connu, dans de nombreuses manipulations précédentes, l'inconvénient de capter ses programmes avec une amplitude supérieure à celle des signaux à étudier.

Afin de diminuer au maximum les bruits dus aux composants, nous avons utilisé des amplificateurs d'entrée à faible courant de polarisation (bruit SCHOTTKY) et des résistances à couche d'oxyde d'étain sur substrat de verre (bruit de JOHNSON).

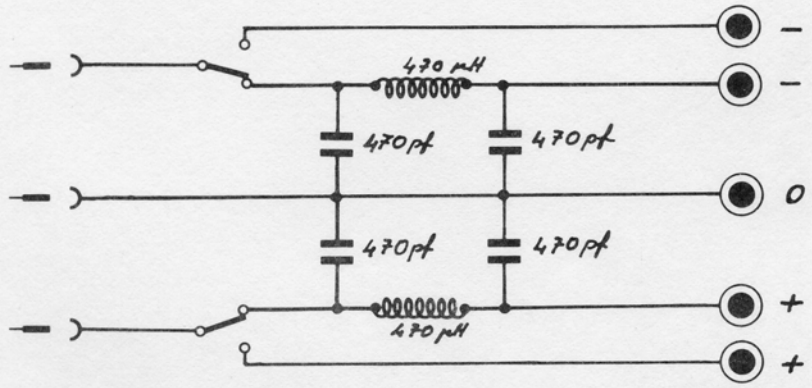
Nous avons également apporté un grand soin au câblage des amplificateurs, en évitant en particulier le bouclage des masses, et en isolant le plus possible les sorties des entrées. Les électrodes de référence zéro ne sont pas mises à la masse de la têtière ni au blindage du câble de liaison, mais sont amenées directement au point zéro des étages d'entrée des amplificateurs.

Grâce à ces précautions, nous avons obtenu les caractéristiques suivantes :



- Figure 2 a -

Schéma des alimentations.



- Figure 2 b -

Schéma de la têtière.

- Taux de réjection en mode commun des amplificateurs : 89,4 dB ;
- Bruit ramené à l'entrée : moins de 3 microvolts R.M.S.

Une analyse du bruit (Fig. 3) nous permet de remarquer que nous n'avons aucune fréquence due au secteur, et que le spectre du bruit augmente en moyenne de 1,5 dB par octave. Ceci nous donne à penser que nous sommes en présence de bruits JOHNSON et SCHOTTKY, et qu'en choisissant des amplificateurs opérationnels d'entrée à très faible bruit (Precision Monolythics SSS 725 par exemple) et des amplificateurs différentiels d'un taux de réjection en mode commun plus élevé, il est possible d'améliorer instantanément les caractéristiques de notre équipement, qui au demeurant est très satisfaisant pour nos applications.

La bande passante, enfin, est amplement suffisante : 11.000 Hz. à - 3 dB, et 20.000 Hz. à - 8 dB. (Fig. 4)

III. L'UNITE DE TRAITEMENT DES SIGNAUX ELECTROMYOGRAPHIQUES.

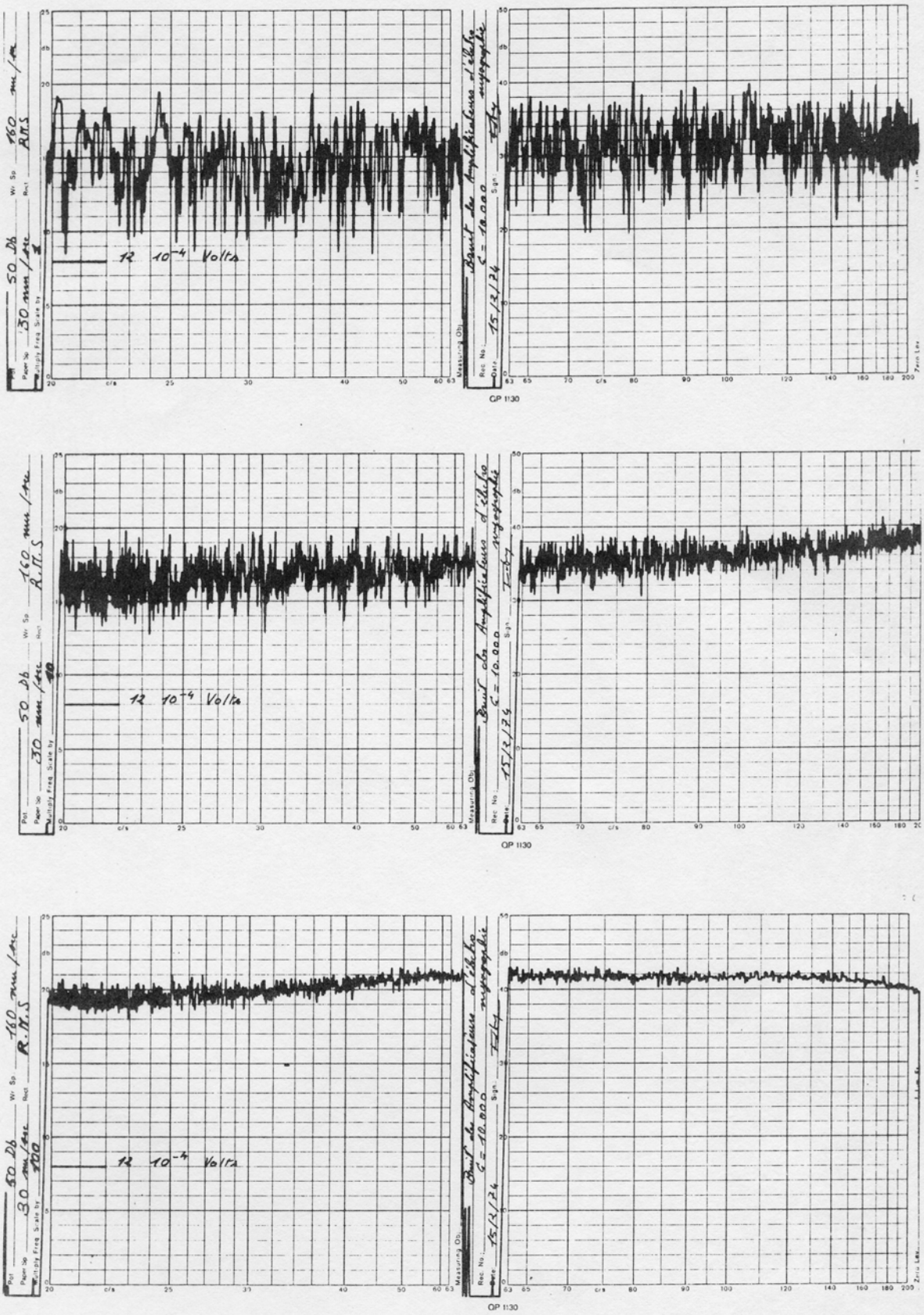
Afin de pouvoir mieux utiliser et interpréter les signaux électromyographiques préalablement amplifiés, nous avons réalisé tout un appareillage de traitement analogique. Nous trouvons dans l'ordre : un ensemble de filtrage passe haut et passe bas, un intégrateur, un sommateur, un détecteur double alternance, et un quadrateur.

Ces fonctions sont assurées par des modules de gain similaire, qui présentent la même impédance d'entrée et la même impédance de sortie. Ceci permet de les brancher facilement en série ou en parallèle.

Outre les avantages qu'il présente dans l'exploitation des signaux, cet étage permet aussi une amélioration sensible du rapport signal/bruit.

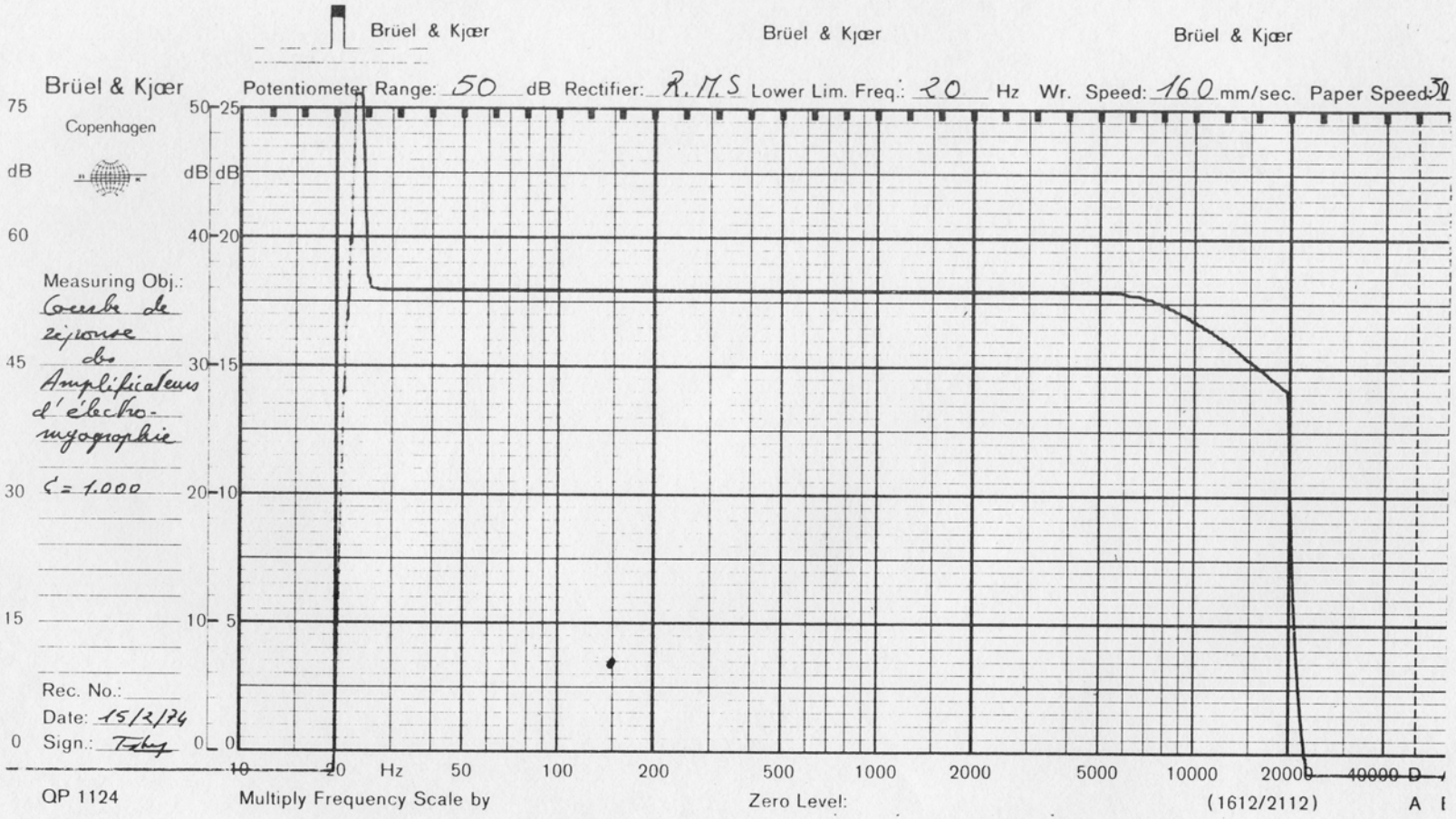
III.1. Filtre passe bas.

Il est constitué par trois amplificateurs opérationnels LM 741 CH. (Fig. 5 a). Le premier, monté en suiveur, permet d'avoir une impédance d'entrée de 100 kiloohms et d'attaquer le filtre proprement dit en basse impédance. Ce dernier est du type de Legendre d'ordre 4, et permet une chute par octave impor-



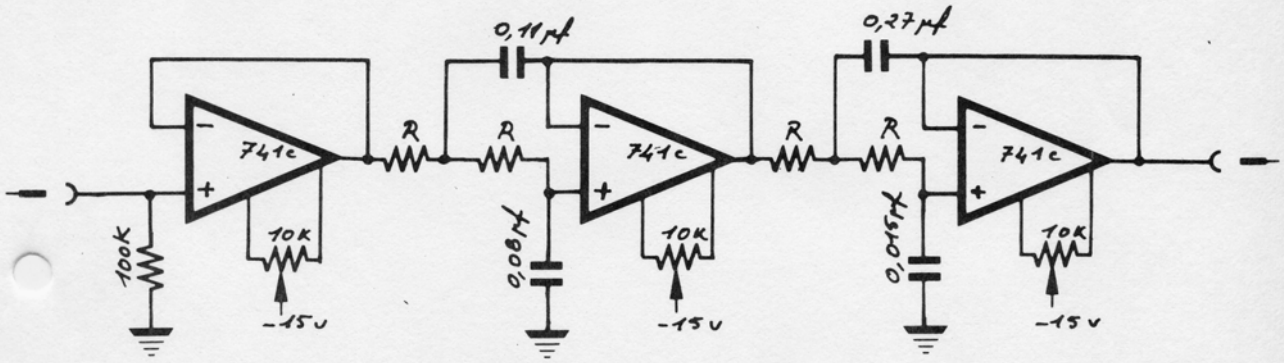
- Figure 3 -

Analyse du bruit des amplificateurs 20 - 20.000 Hz.



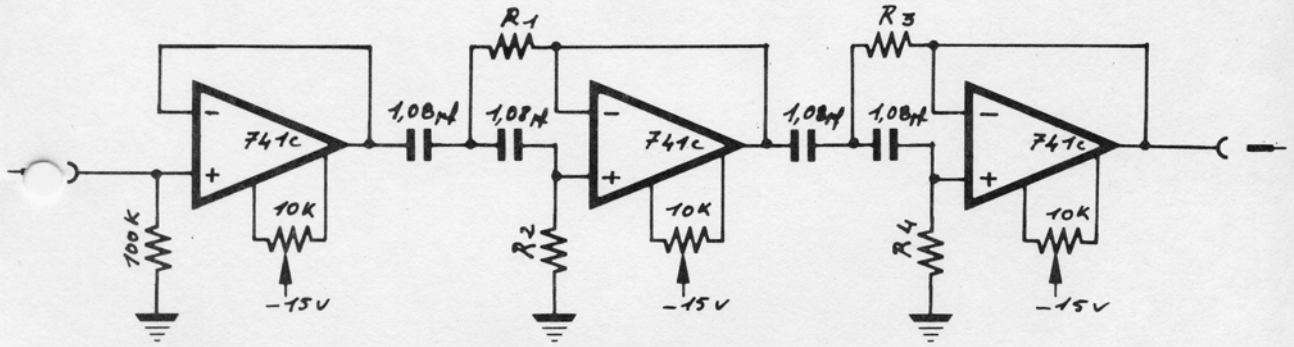
- Figure 4 -

Courbe de réponse des amplificateurs.



- Figure 5 a -

Schéma du filtre passe-bas.



- Figure 5 b -

Schéma du filtre passe-haut.

tante (28 dB) pour un faible temps de propagation. A l'aide d'un commutateur par bonds, on peut sélectionner les fréquences de coupure suivantes : 25 Hz., 50 Hz., 100 Hz., 200 Hz., 400 Hz., 800 Hz., et 1.600 Hz. (Fig. 8).

III. 2. Filtre passe haut.

Il est identique en tous points au filtre passe bas (Fig. 5 b). Ses fréquences de coupure sont : 12,5 Hz., 25 Hz., 50 Hz., 100 Hz., 200 Hz., 400 Hz., et 800 Hz. (Fig. 8).

III. 3. Intégrateur. (Fig. 6 a)

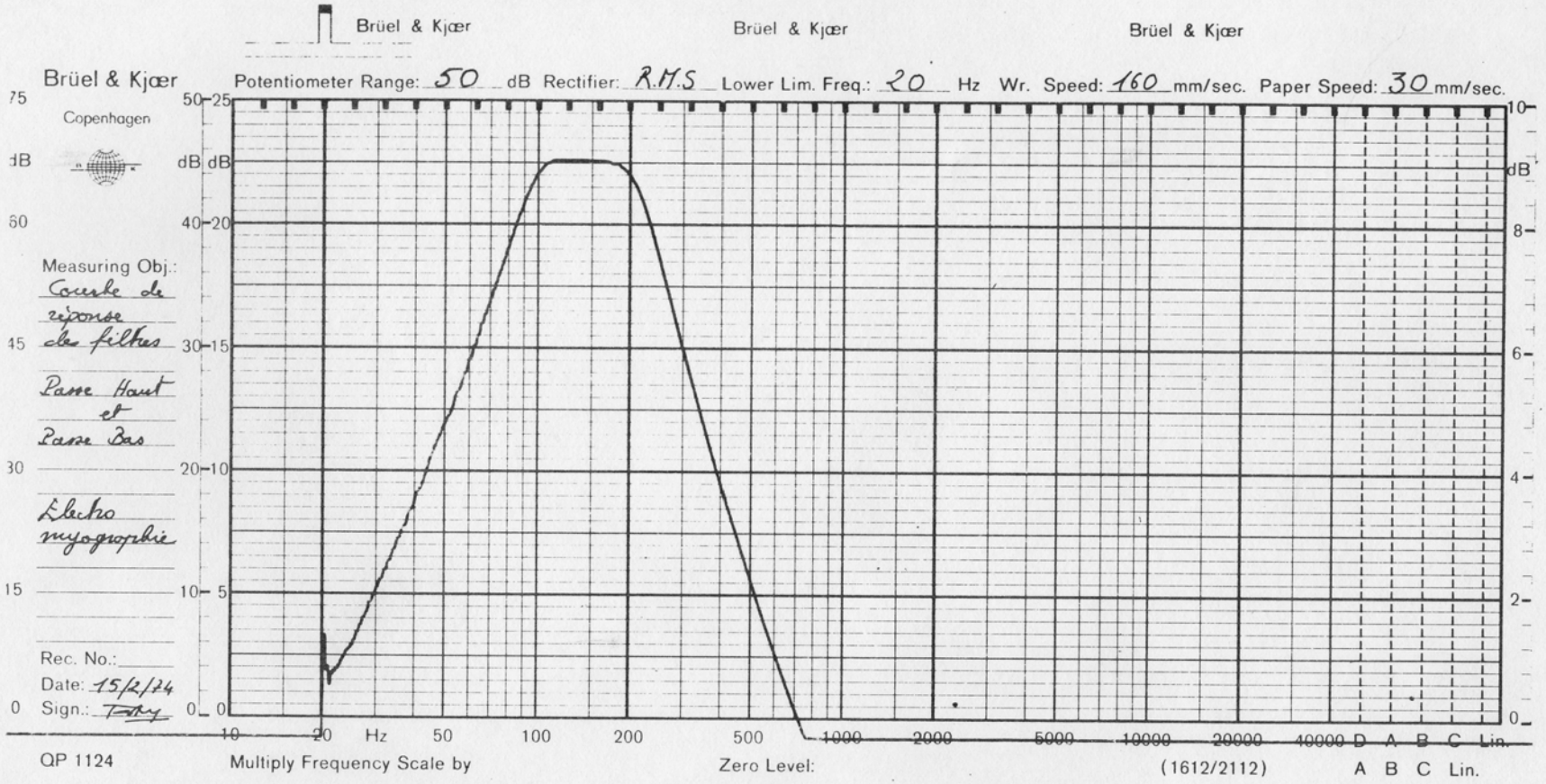
Il se compose de trois amplificateurs opérationnels dont le premier, un LM 741 CH, réalise l'adaptation d'impédance entre l'entrée et l'intégrateur proprement dit. Ce dernier est constitué par un deuxième amplificateur opérationnel, un INTERSILL 8.007, caractérisé par un très faible courant de polarisation (3 picoampères typique).

Un commutateur permet de faire varier la résistance d'intégration d'un Mégohm à quatre Mégohms par bonds d'un Mégohm. Un autre commutateur à quatre positions permet de faire varier la capacité d'intégration d'un microfarad à quatre microfarads par bonds d'un microfarad. La combinaison de ces deux commutateurs donne ainsi un éventail de constantes de temps allant d'une seconde à seize secondes.

L'intégrateur peut être mis en fonction mémoire par un interrupteur. La remise à zéro est assurée soit au moyen d'un bouton poussoir, soit par l'injection d'un signal extérieur.

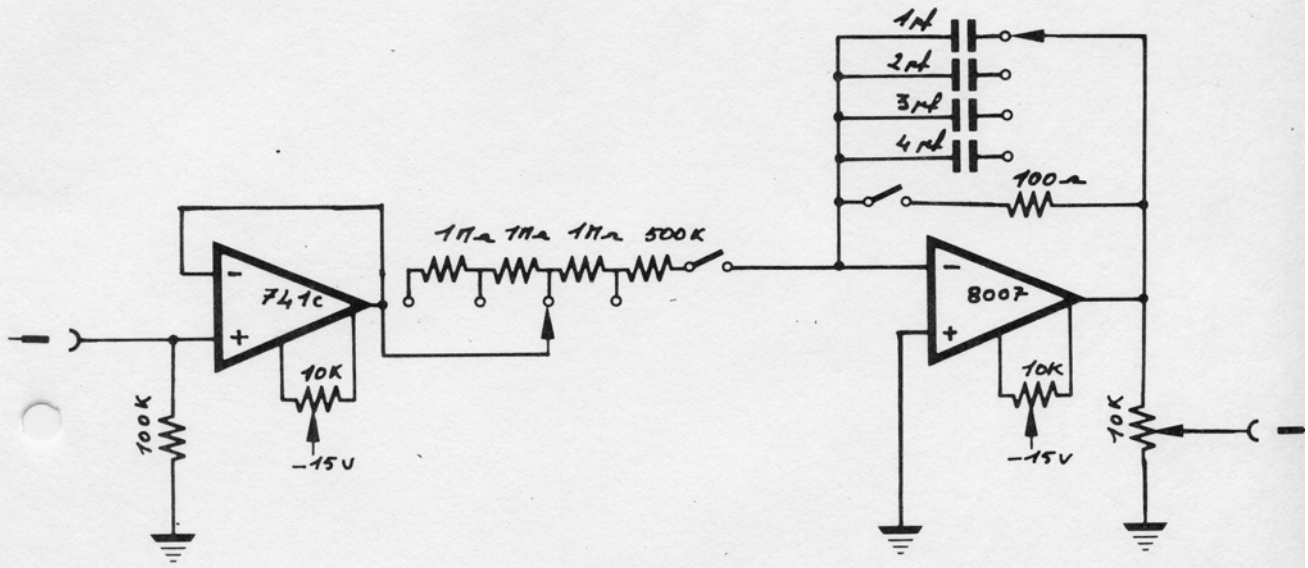
Le troisième amplificateur opérationnel, un LM 741 CH monté en non-inverseur, réalise l'amplification du signal de sortie de l'intégrateur.

Caractéristiques : en position mémoire et avec une capacité d'un microfarad, l'intégrateur est saturé au bout de 5.10^6 secondes, et une tension de sortie de douze volts ne chute, au bout de trente minutes, que de 28 millivolts.



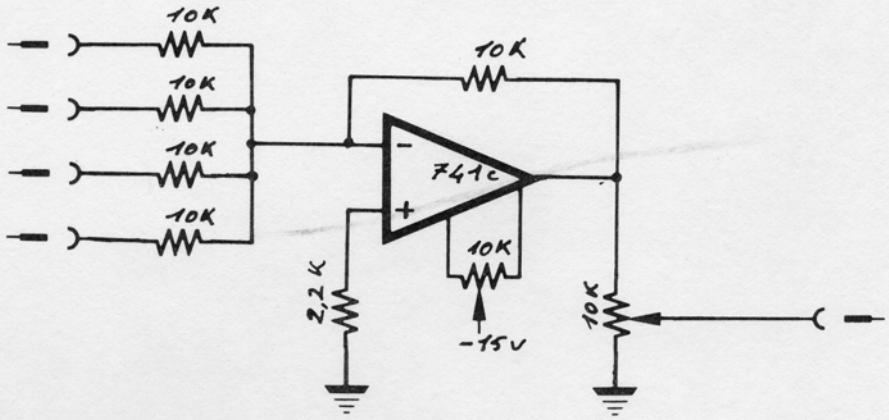
- Figure 8 -

Courbe de réponse des filtres passe-haut et passe-bas.



- Figure 6 a -

Schéma de l'intégrateur.



- Figure 6 b -

Schéma du sommateur.

III. 4. Sommateur.

Il est constitué par un seul amplificateur opérationnel LM 741 CH monté en sommateur inverseur à quatre entrées (Fig. 6 b). Un potentiomètre de 10 kiloohms monté en charge nominale permet de régler le niveau de sortie.

III. 5. Détecteur double alternance.

Il se compose de quatre amplificateurs opérationnels LM 741 CH (Fig. 7 a). Le premier est un adaptateur d'impédance. Les deux suivants constituent le détecteur proprement dit, et permettent d'abaisser les tensions de seuil des diodes à un niveau inférieur à un millivolt. Les constantes de temps d'intégration suivantes peuvent être sélectionnées par un commutateur : 10, 20, 50, 100 ou 200 millisecondes.

Le dernier LM 741 CH, monté en non-inverseur, permet un gain de 3. Le niveau de sortie est réglable par un potentiomètre de 10 kiloohms.

III. 6. Quadrateur.

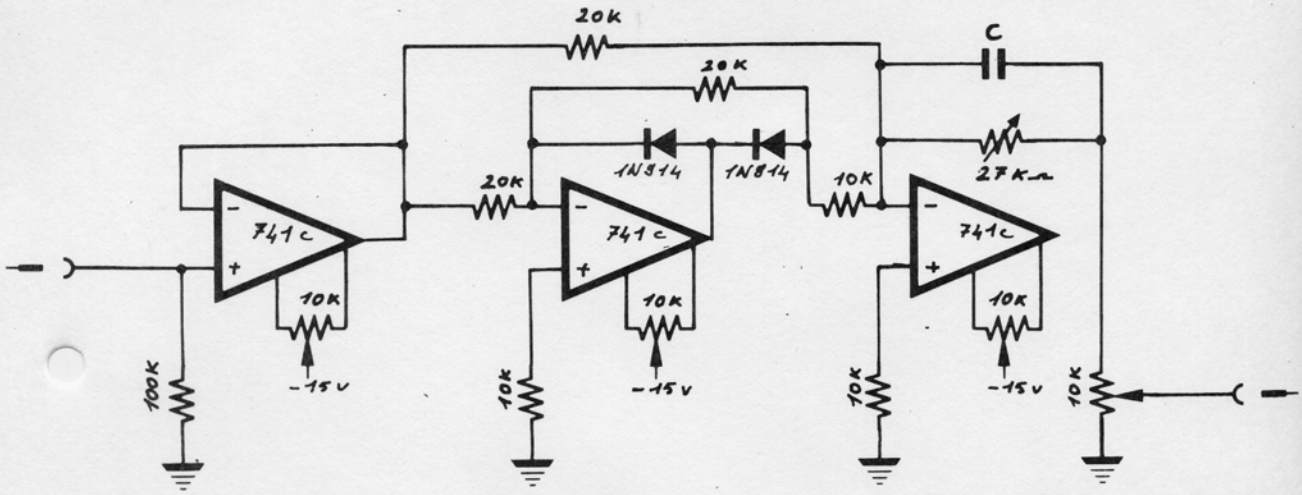
Ce circuit est un élévateur au carré (Fig. 7 b). Cette fonction permet de visualiser plus facilement les signaux recueillis dans des conditions difficiles, et en particulier quand leur amplitude n'est guère supérieure à celle de la tension de repos du muscle étudié.

Il est constitué par un multiplieur INTERSIL 8. 013 C dont les entrées X et Y sont couplées. Le niveau de sortie de cet étage est égal à $\frac{X^2}{10}$ avec X = 10 volts maximum. Un premier LM 741 CH adapte l'impédance d'entrée, et un second amplificateur opérationnel identique permet de régler le niveau de sortie.

CONCLUSION

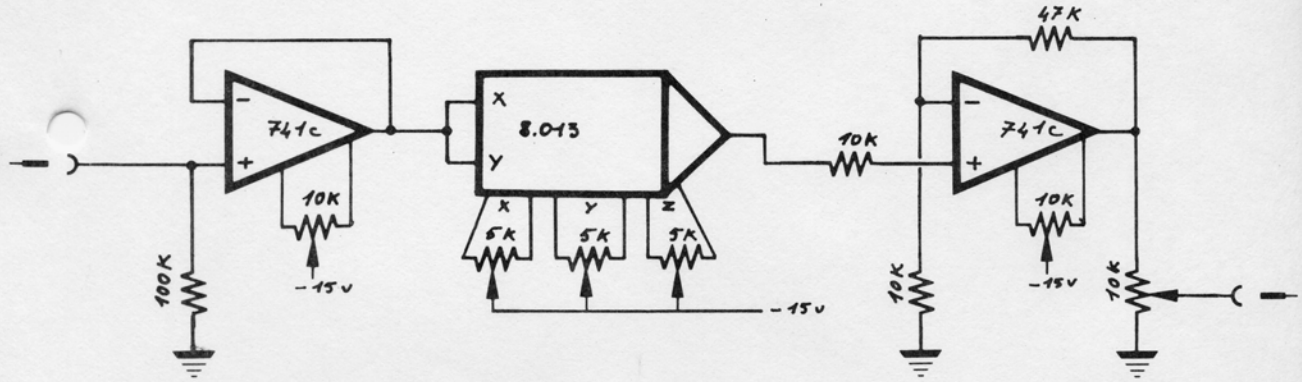
L'équipement décrit ici s'est révélé pleinement satisfaisant pour les études analytiques entreprises à ce jour (cf. documents). Nous comptons l'améliorer par l'adjonction d'un enregistreur magnétique multicanaux en sortie de l'unité amplification-traitement, et par l'utilisation d'un calculateur pour stocker les données et les traiter numériquement. Nous disposons d'ores et déjà de l'équipement nécessaire, et envisageons de mettre à l'étude sous peu le traitement automatique des signaux électromyographiques.

-:-:-:-:-:-:-



- Figure 7 a -

Schéma du détecteur.



- Figure 7 b -

Schéma du quadrateur.

BIBLIOGRAPHIE

1. BILDSTEIN, P. : Filtre actif, Editions Radio, Paris, 1972, 262 pages.

2. BURR-BROWN : Operational Amplifiers : Design and Applications, edited by TOBEY-GRAEME-HUELSMAN, Mc GRAW-HILL, New-York, 1972, 475 pages.

3. COOPER, F.S. : Research techniques and instrumentation : EMG. Proceedings of the Conference : Communicative Problems in the Cleft Palate, ASHA Reports n° 1, pp. 153-168 (1965).

4. DAMAYE, R. : L'Amplificateur Opérationnel : Principes et Applications, Editions Radio, Paris, 1972, 319 pages.

5. DELATTRE, Pierre : Comparing the Phonetic Features of English, German, Spanish and French. An Interim Report, Julius Groos Verlag, Heidelberg, 1965, 118 pages.

6. FICCHI, R.F. : Electrical Interference, Hayden Book Company, Inc., New York, 1964, traduit par ALEXANDRE, M; : Les Parasites en Electricité et en Electronique, Dunod, Paris, 1966, IX + 242 pages.

7. GAY, Thomas and HARRIS, Katherine S. : Some Recent Developments in the Use of Electromyography in Speech Research, Journal of Speech and Hearing Research, volume 14, n° 2, pp. 241-246 (June 1971).

8. HUNTSMAN, L.L., and NICHOLS, G.L. : An Electromyographic Amplifier, Biomedical Engineering, volume 18, n° 4, pp. 301-302 (Juillet 1971).

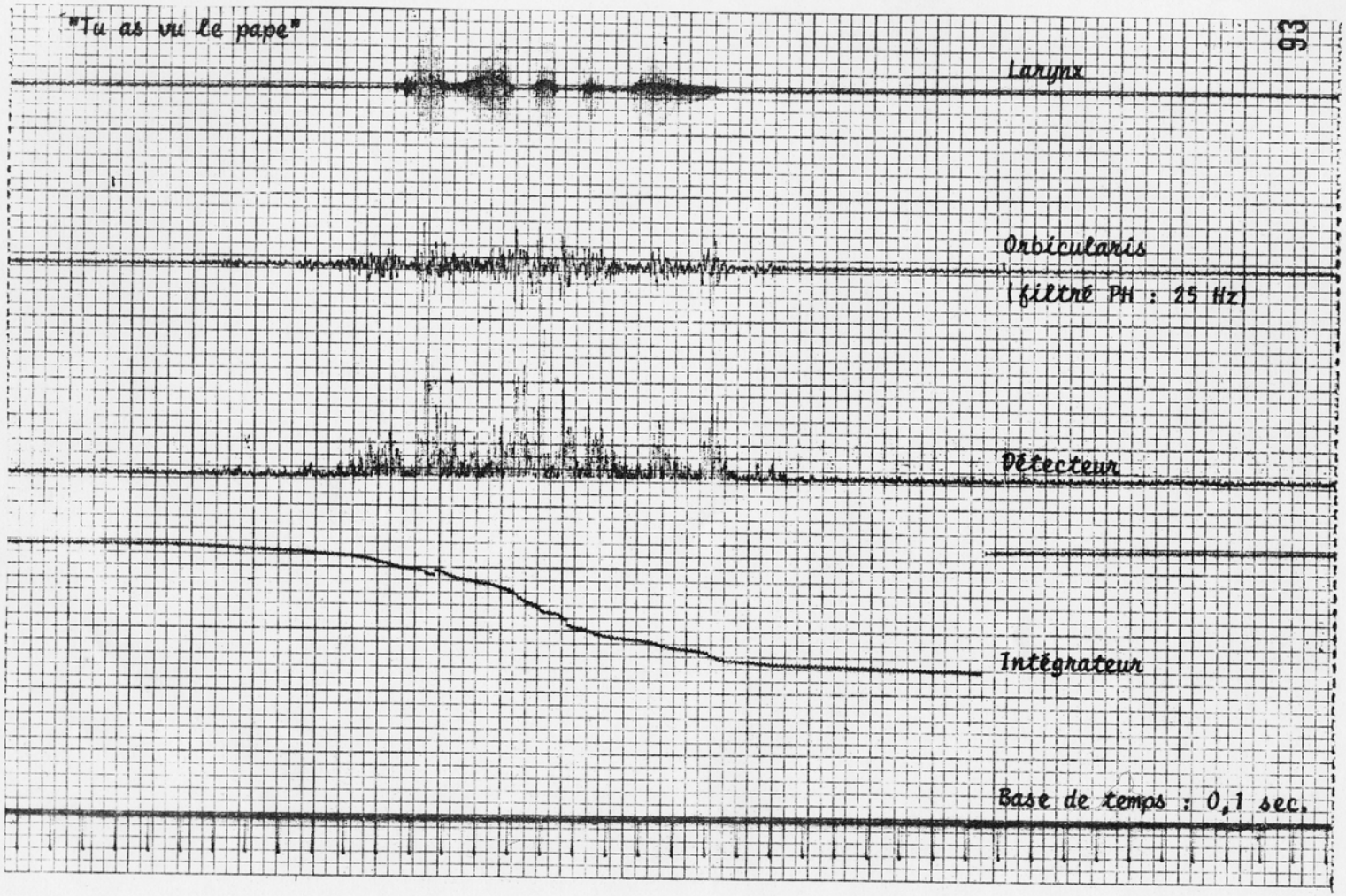
9. LIPCEY, André : Analyse des rapports entre tension musculaire et phonation, Thèse d'Etat sous la direction de M. le Professeur Georges FAURE, Aix-en-Provence (en cours).

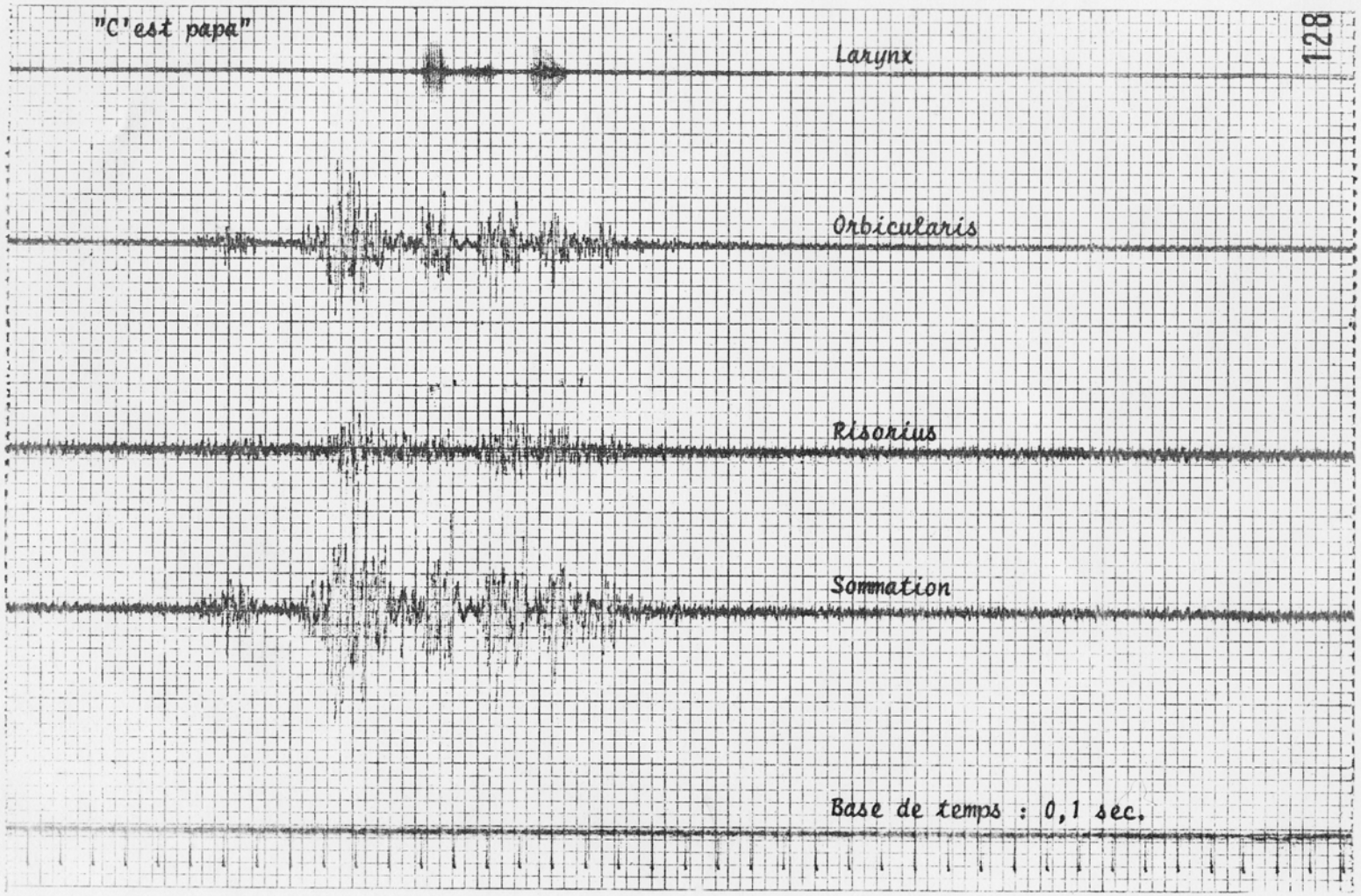
10. SAUVANET, M. : Amplificateur pour l'Electrocardiologie et l'Electroencéphalographie, L'Onde Electrique, volume 50, fascicule 5, pp. 468-474 (mai 1970).

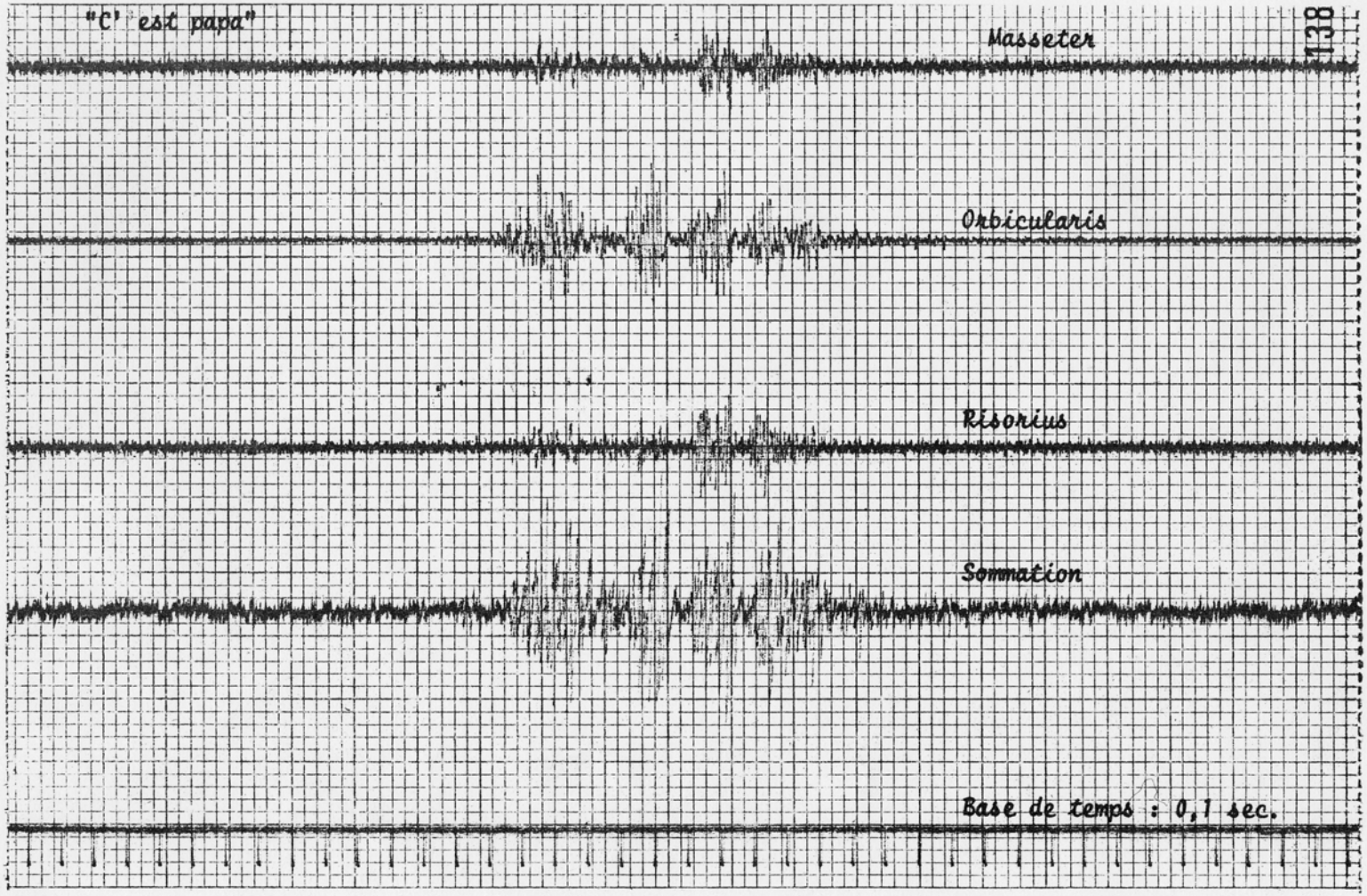
11. SUCKLING, E.E. : Bioelectricity, Mc Graw-Hill, New York, 1961, traduit par JUTIER, P. et CHARLUT, B. : Bioélectricité, Gauthier-Villars, Paris, 1966, 215 pages.

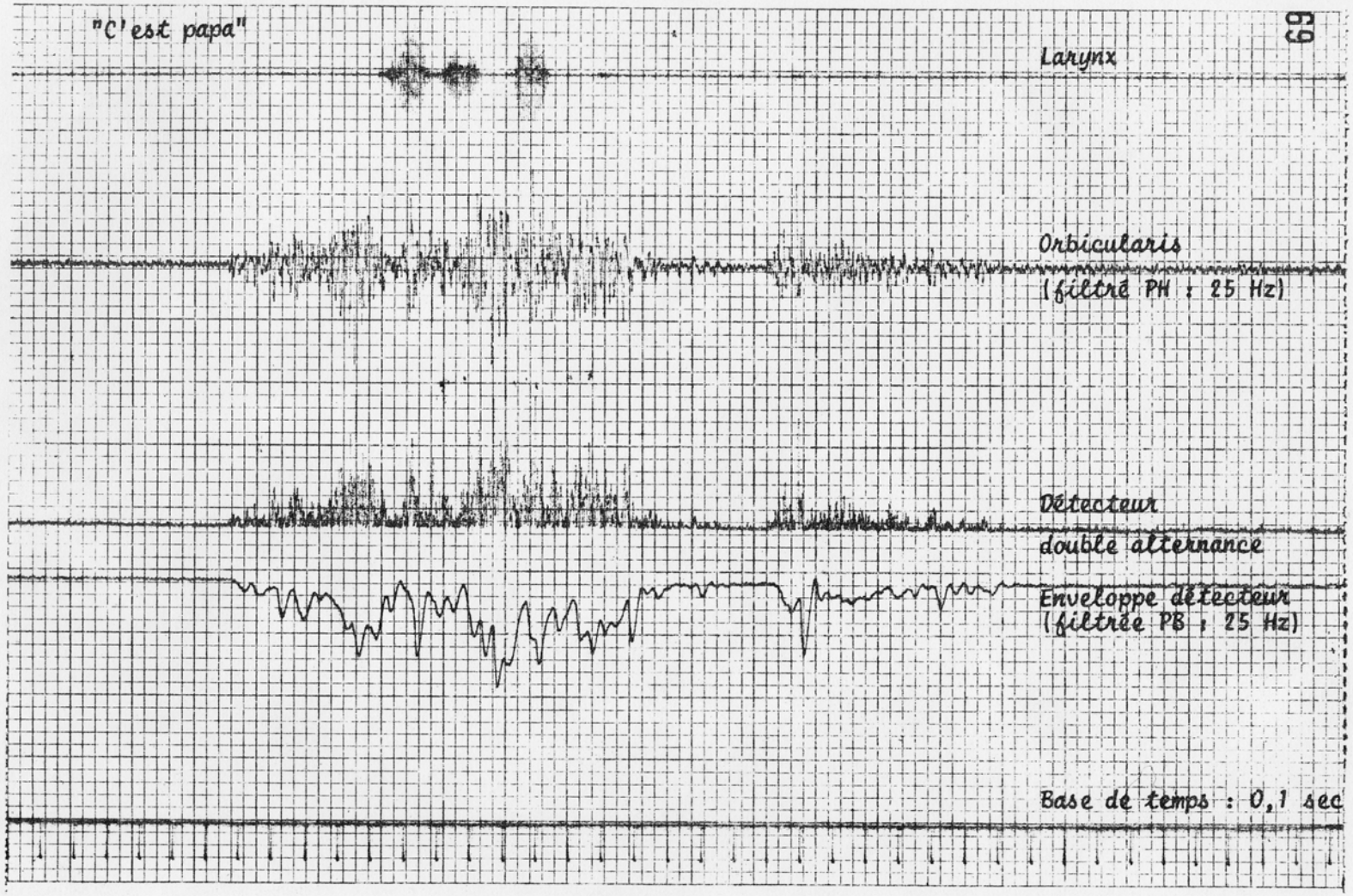
12. TEKTRONIX Inc. : Biophysical Measurements : Concept Book, Beaverton, 1969, 300 pages.

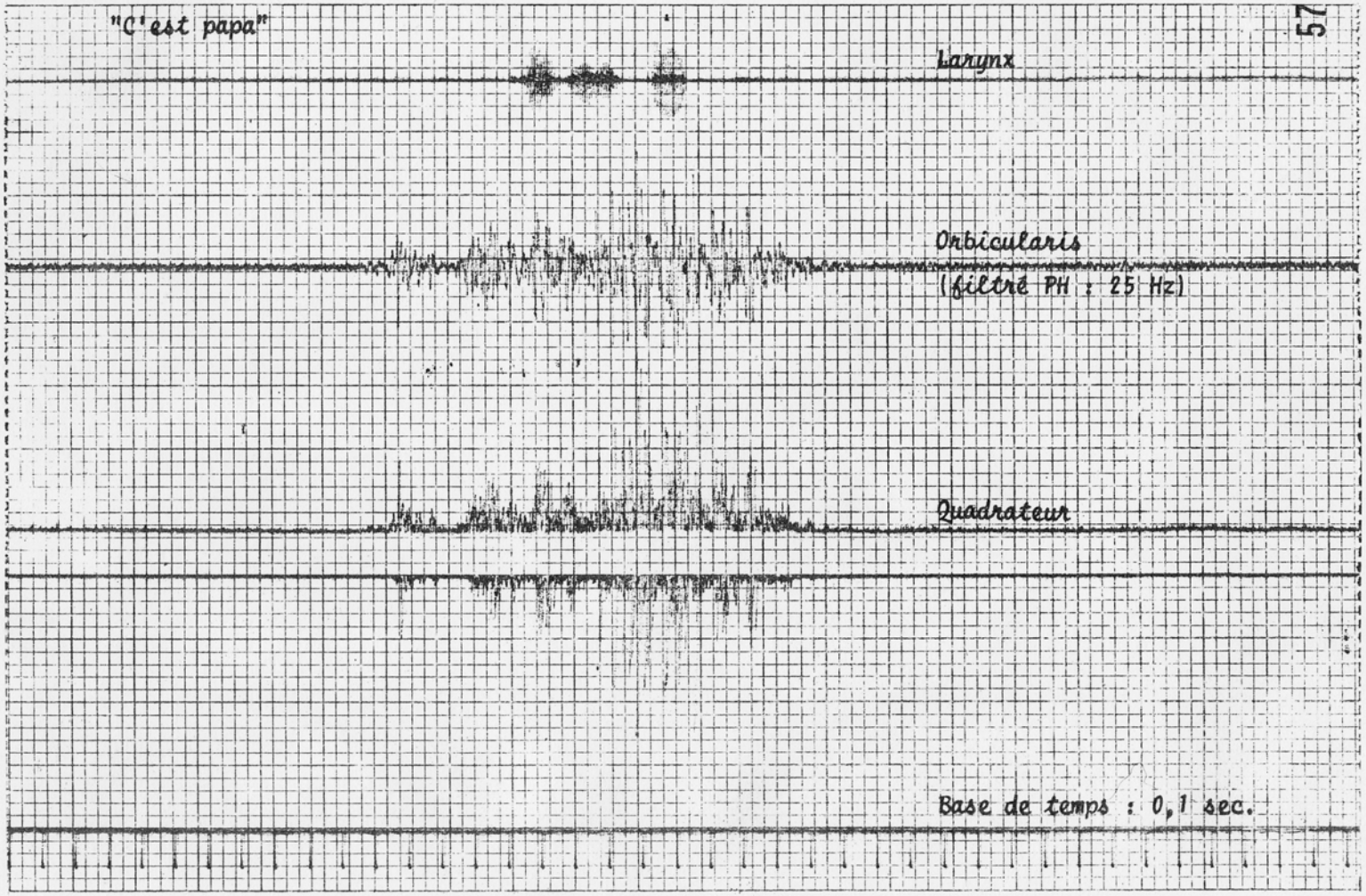
-:-:-:-:-:-:-

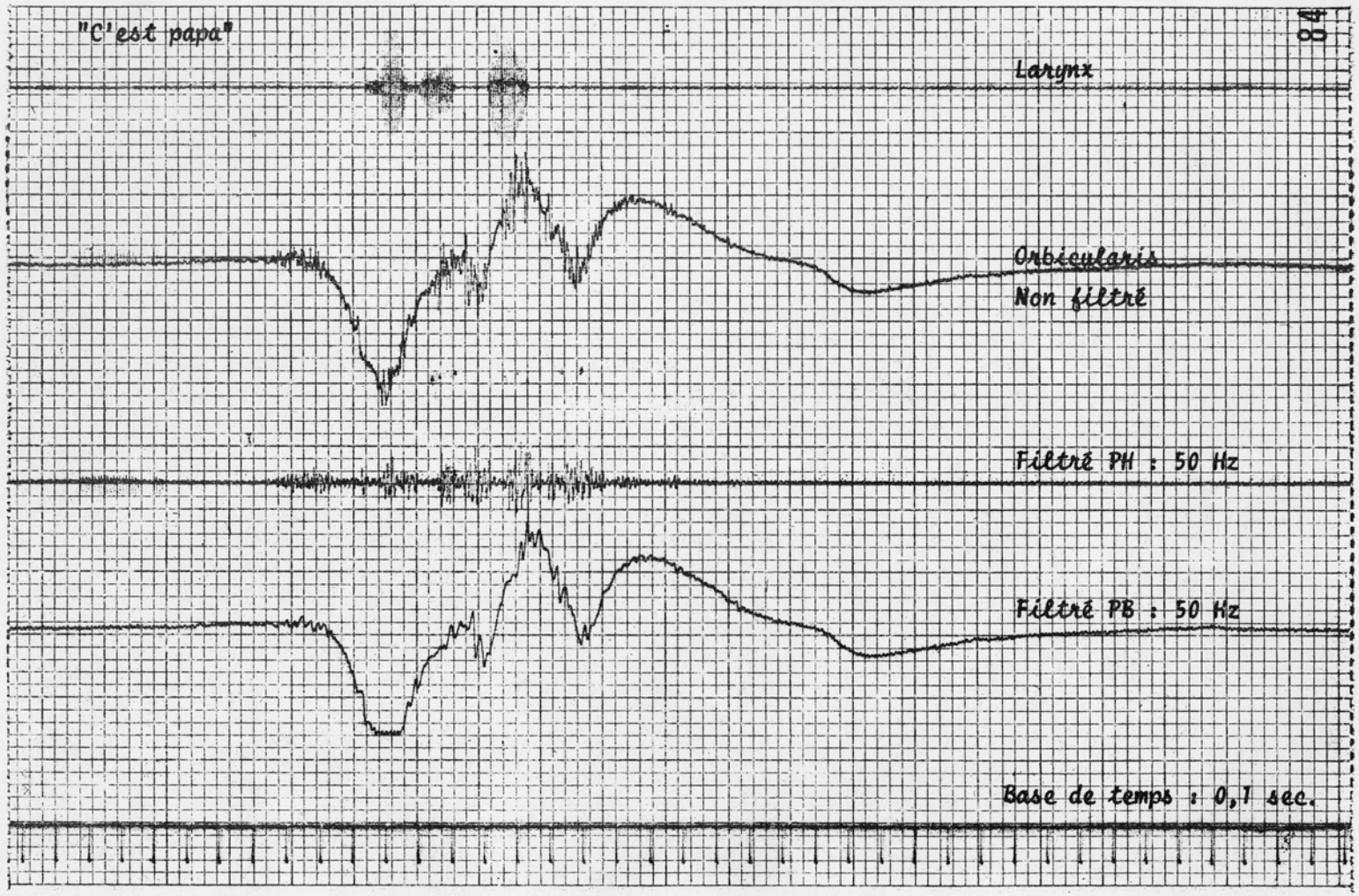

"Tu as vu le pape"
Larynx
Orbicularis
(filtré PH : 25 Hz)
Détecteur
Intégrateur
Base de temps : 0,1 sec.


"C'est papa"
Larynx
Orbicularis
Risorius
Sommation
Base de temps : 0,1 sec.


"C' est papa"
Masseter
Orbicularis
Risorius
Sommation
Base de temps : 0,1 sec.


"C'est papa"
Larynx
Orbicularis
(filtré PH : 25 Hz)
Détecteur
double alternance
Enveloppe détecteur
(filtrée PB : 25 Hz)
Base de temps : 0,1 sec


"C'est papa"
Larynx
Orbicularis
(filtré PH : 25 Hz)
Quadrateur
Base de temps : 0,1 sec.


"C'est papa"
84
Larynx
Orbicularis
Non filtré
Filtré PH : 50 Hz
Filtré PB : 50 Hz
Base de temps : 0,1 sec.