HAL
open science

L'intégration des signaux électromyographiques des muscles de la phonation

Bernard Teston

To cite this version:

Bernard Teston. L'intégration des signaux électromyographiques des muscles de la phonation. Travaux interdisciplinaires du Laboratoire Parole et Langage, 1988, 12, pp.231-252. hal-00292406

HAL Id: hal-00292406

https://hal.science/hal-00292406v1

Submitted on 1 Jul 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 PHONÉTIQUE D'AIX

Volume 12, 1988 — pp. 231-252

L'INTÉGRATION DES SIGNAUX ÉLECTROMYOGRAPHIQUES DES MUSCLES DE LA PHONATION

Bernard TESTON

INSTITUT DE PHONÉTIQUE, URA 261, CNRS

L'intégration des signaux électromyographiques des muscles de la phonation

Résumé

Dans la perspective d'un prétraitement avant conversion analogique-numérique, nous étudions l'utilisation des différents principes d'intégration sur des signaux électrophysiologiques, émis en particulier par les muscles articulateurs.

Ces principes sont évalués au moyen de trois critères :
– réalité physique et précision de la mesure,
– facilité et rapidité d'interprétation,
– simplicité de mise en œuvre.

Cette évaluation fait apparaître, en tenant compte de la structure et de la modulation particulière de ces signaux, que l'intégration pondérée exponentielle (RC) est la mieux adaptée à ce type d'investigation avec une constante de temps minimale de 20 ms, associée à une fréquence d'échantillonnage de 1 kHz.

The integration of electromyographic signals from speech-producing muscles

Abstract

The use of various principles of integration of electro-physical signals coming particularly from speech-producing muscles is investigated, with a view to pre-processing before analogical-digital conversion.

These principles are evaluated by means of three criteria :
- the physical reality and precision of measurement
- ease of interpretation
- simplicity of operation

Taking into account the structure and specific modulation of these signals, our evaluation brings to light the fact that an exponentially weighted integration with a 20 ms minimal time constant and a 1 kHz sampling frequency seems the most appropriate form for this type of reasearch.

c. – L'intégration continue, par opposition à la précédente, est une intégration vraie pendant le temps T, qui rejette de manière continue les valeurs du signal intégré pendant le temps précédent T, comme si l'on observait le signal à travers une fenêtre temporelle de durée T en la faisant circuler le long du signal et non pas en la juxtaposant comme dans l'intégration par paliers.

d. – L'intégration continue pondérée, généralement exponentielle, effectuée au moyen de circuits intégrateurs RC.

Selon la structure et la modulation des signaux auxquels on les applique ces différentes intégrations ont des avantages ou des inconvénients.

Il est nécessaire de connaître les différents paramètres mis en jeu et les limites de chaque méthode pour obtenir des résultats optimaux. Ceci prend une importance toute particulière lorsqu'il ne s'agit plus d'avoir "une idée" de la variation énergétique du signal considéré, mais d'opérer des mesures précises, converties en valeurs numériques dans le but de réaliser des traitements sur les données.

La mise en œuvre de ces différentes intégrations, sans nécessiter des circuits trop complexes, est plus ou moins facile à réaliser.

Enfin, la représentation amplitude-temps des résultats de ces différentes intégrations, peut prendre des apparences très diverses et elle peut être plus ou moins adaptée aux possibilités d'interprétation de l'utilisateur.

C'est donc sur le triptyque : précision, simplicité et ergonomie que nous basons cette étude comparative des différentes techniques d'intégration des potentiels d'action des muscles mis en jeu pendant la phonation.

II. — CARACTÉRISTIQUES DES SIGNAUX ÉLECTROMYOGRAPHIQUES

Lorsqu'une commande nerveuse véhiculée par un motoneurone excite une fibre musculaire, les charges électriques situées de part et d'autre de sa membrane s'inversent, créant ainsi une onde de dépolarisation appelée potentiel d'action de la fibre musculaire. Le signal du potentiel d'action se présente sous la forme d'une impulsion biphasique, d'amplitude relativement constante (0,1 à 0,5 mV) d'une durée moyenne de l'ordre de 1 ms.

Un motoneurone active plusieurs fibres musculaires; de 1000 à 1500 pour les

était proportionnelle à la valeur efficace des potentiels d'action. On peut supposer ainsi toute l'importance que peut avoir l'intégration des potentiels d'action musculaires dans les études électromyographiques. Cependant, il n'en est rien, car l'essentiel des travaux électromyographiques qui se situent au plan clinique de l'électrodiagnostic, dans l'étude de la forme du signal (qui est souvent la réponse à une stimulation) ne l'utilise pas. L'électromyographie intégrée est utilisée dans l'étude des synergies musculaires fonctionnelles ou pathologiques. C'est dans ce domaine que se situe la majorité des travaux sur l'intégration des signaux EMG (TURSKY, 1964; GROSSMAN *et al.*, 1966; BOUISSET et GOUBEL, 1971).

Nos travaux méthodologiques concernent l'étude des synergies musculaires fonctionnelles dans la phonation (GENTIL, 1986; BONNOT, 1986). Les muscles mis en action sont d'assez petite taille, caractérisés par un positionnement précis. Leurs unités motrices sont constituées par un petit nombre de fibres musculaires. Le recrutement spatial en est donc très rapide. Le recrutement temporel augmente beaucoup moins à cause du faible travail musculaire nécessaire au positionnement des organes de la phonation comparativement à celui des muscles qui travaillent contre une résistance. Les signaux EMG sont modulés en fonction des périodes de travail des muscles qui mettent en place les organes articulateurs. Ces périodes vont d'une valeur minimale de l'ordre de 20 ms et même moins, jusqu'au rythme de production syllabique, dont la durée moyenne est de l'ordre de 200 ms en français.

III. — LES TECHNIQUES D'INTÉGRATION

3.1. — L'intégration sur un temps long

C'est l'intégration mathématique vraie par excellence. Le temps d'intégration est qualifié de long par le fait qu'il dure ce que dure le signal. Physiquement elle permet de transformer par exemple un débit par unité de temps en volume, et dans notre application une énergie en travail. Dans notre domaine d'application, l'unité d'interprétation des signaux EMG et de leur intégration est arbitraire.

En effet il ne peut en être autrement, car une calibration en fonction d'une force antagoniste n'est pas possible contrairement à d'autres muscles. L'interprétation est fondée sur des mesures relatives. Le signal est avant toute intégration transformé en valeur absolue. L'intégrateur est réduit à sa plus simple expression analogique. Sa constante de temps RC est choisie pour qu'il ne se sature pas avant la disparition du signal (ligne 4 de la Fig. 1).

Pour augmenter la sensibilité de l'intégrateur, on peut diminuer sa constante de temps et opérer une remise à zéro (RAZ) automatique avant sa saturation. On peut

ainsi, en cumulant les valeurs obtenues avant chaque RAZ, intégrer un signal pendant un temps très long sans saturer l'intégrateur (lignes 5 et 7, Fig. 1).

Dans les études EMG, l'intégration sur un temps long permet de quantifier le travail musculaire mis en jeu pendant un temps donné, pour un mouvement particulier.

On l'utilise d'une manière assez générale (TURSKY, 1964; DUMOULIN *et al.*, 1967, MC CLEOD, 1973) selon un schéma classique (NEUMAN, 1978). En utilisant une constante de temps faible, il est possible d'obtenir une grande précision et surtout on peut compter les impulsions de RAZ (lignes 6 et 8, Fig. 1) au moyen de compteurs totalisateurs et avoir ainsi des données numériques sur le travail musculaire (DUMOULIN *et al.*, 1967). Si l'on utilise une constante de temps faible, la fréquence des impulsions de RAZ qui apparaissent sous la forme de bâtonnets d'amplitude constante plus ou moins rapprochées permet une interprétation globale rapide du travail musculaire, par l'utilisateur (ligne 8, Fig. 1). Cette méthode de visualisation décrite par TURSKY (1964) est proposée sur de nombreux équipements EMG.

Bien que l'intégration sur un temps long soit bien adaptée à l'évaluation du travail musculaire pendant une action donnée, elle ne permet pas, ou très difficilement, même avec des constantes de temps faibles d'appéhender l'énergie du signal EMG sur un temps court.

De plus, la représentation cumulative de cette énergie en fonction du temps est peu accessible à l'observateur.

3.2. — Intégration par paliers

Cette opération consiste à réaliser une série d'intégrations les unes à la suite des autres, au rythme d'une horloge qui définit le temps d'intégration T. A la fin de chaque intégration on garde en mémoire sa valeur et on remet l'intégrateur à zéro. Le signal intégré, moyenne sur le temps T des amplitudes instantanées du signal, apparaît donc sous la forme d'une suite de marches d'escalier de largeur égale à la période T et d'amplitude variable (lignes 4, 5 et 6, Fig. 2). On retrouve donc une représentation qui suit l'évolution de l'amplitude du signal EMG en fonction du temps, plus facile à appréhender que l'intégration sur un temps long.

Le circuit intégrateur est identique au précédent, auquel est rajouté un circuit échantillonneur bloqueur pour conserver la valeur de l'intégration précédente. La constante de temps est choisie de façon à ne pas saturer l'intégrateur; pour cela on doit la faire varier dans le même sens que la période d'intégration T.

Le choix de cette dernière est particulièrement critique. T doit être choisi en principe égal à la période de la composante fréquentielle la plus basse du signal à intégrer mais doit être de durée assez faible pour ne pas atténuer les modulations d'amplitude pertinentes du signal qui suivent le rythme syllabique.

Le choix de T doit, comme beaucoup de paramètres, être fixé à la suite d'un subtil compromis. KEWLEY-PORT utilise cette intégration avec une constante de temps de 5 ms (1974).

Par exemple, avec T = 100 ms (ligne 4, Fig. 2), il apparaît que la courbe intégrée est bien trop grossière et ne permet pas d'étudier avec précision l'amplitude et la durée des bouffées d'énergie musculaire. Par contre, pour T = 20 ms (ligne 6, Fig. 2), le tracé du signal intégré est inexploitable. Le meilleur compromis semble être obtenu avec T = 50 ms (ligne 7, Fig. 2) qui représente une fréquence la plus basse de 20 Hz et avec laquelle on peut bien repérer les retours au repos, très brefs, du muscle.

Pour permettre une meilleure facilité d'interprétation des tracés, TURSKY (1964) propose une visualisation de cette intégration sous la forme de bâtonnets de fréquence constante mais d'amplitude variable (ligne 7, Fig. 2). Ceci, pour conserver une certaine homogénéité de présentation avec l'intégration sur un temps long, sous forme de bâtonnets d'amplitude constante mais de fréquence variable.

L'inconvénient majeur de l'intégration par palier est de n'être qu'une intégration approchée, vraie uniquement au point d'échantillonnage, qui ne donne pas d'information pendant l'instant présent d'intégration, mais avec un retard d'une période T.

3.3. — L'intégration continue

On peut la considérer comme un intermédiaire entre les deux méthodes précédentes.

Ce type d'intégration est mathématiquement idéal car elle est identique dans son principe à l'intégration sur un temps long, mais appliquée sur un temps plus court, comme pour l'intégration par paliers, en conservant une définition continue en fonction du décours du signal intégré.

L'intégration continue est une intégration vraie sur les dernières T secondes du signal avant lesquelles elle rejette continûment tous les événements qui se sont produits. Ainsi que nous l'avons mentionné dans l'introduction, tout se passe comme si

l'intégration se faisait dans une fenêtre temporelle de durée T, que l'on déplacerait continûment le long du signal et non pas par la juxtaposition d'intégrations successives de durée T comme pour l'intégration par paliers. Les résultats de cette dernière et de l'intégration continue sont identiques au début de chaque période d'intégration T (à constantes de temps identiques). Techniquement, l'intégration continue est la plus difficile à mettre en œuvre. C'est pour cette raison qu'elle n'est pas utilisée, excepté par simulation au moyen de techniques numériques. On lui préfère donc, par facilité de réalisation, l'intégration continue pondérée exponentielle.

3.4. — L'intégration pondérée exponentielle

C'est la méthode d'intégration la plus utilisée pour les mesures d'énergie de signaux. Elle a une importance pratique considérable car elle est facile à mettre en œuvre au moyen d'un simple circuit intégrateur du 1er ordre RC. Cependant, n'étant pas une intégration linéaire, les résultats qu'elle donne ne sont pas identiques à ceux de l'intégration vraie continue. Ce type d'intégration est utilisé depuis longtemps par les électrophysiologistes sans trop connaître exactement ses limitations pour "filtrer" et simplifier le signal EMG (DUMOULIN, 1967). TURSKY (1964) la considère cependant comme une intégration dégénérée ainsi que MC CLEOD (1973). KREIFELD (1971) montre que l'intégration par paliers lui est supérieure pour le traitement des signaux EMG. Cependant, son utilisation universelle dans l'instrumentation de mesure est l'aboutissement de nombreuses études comparatives avec d'autres techniques d'intégration dont les travaux de WAHRMAN et BROCH (1975) représentent, à notre avis, la forme la plus achevée. Ces auteurs ont comparé, dans différentes conditions de mesure appliquées aux signaux acoustiques, les techniques d'intégration et en particulier l'intégration continue avec l'intégration pondérée exponentielle.

L'intégration continue traite d'une manière identique chaque amplitude instantanée du signal sur la durée T, l'intégration pondérée exponentielle donne un plus grand poids aux valeurs du signal présentes à l'instant de la mesure, qu'aux valeurs apparues T secondes plus tôt.

Après l'étude de leurs comportements dans les domaines du temps et des fréquences, il apparaît qu'il est possible de définir un critère d'équivalence entre les deux méthodes à condition de le différencier selon la structure temporelle des signaux; stationnaires (périodiques ou aléatoires) d'une part, impulsifs ou transitoires d'autre part, les signaux EMG appartenant à cette dernière catégorie. La figure 3 donne une comparaison des intégrations par paliers, continue et pondérée exponentielle pour trois constantes de temps RC égales à T/2, T et 2T, appliquées sur un signal transitoire d'après WAHRMAN et BROCH (1975). L'intégration pondérée exponentielle avec RC = T/2 semble être équivalente à l'intégration continue

pour les variations lentes du signal (partie droite de la Fig. 3). Par contre, pour les variations rapides (partie gauche de la Fig. 3), la relation RC = T semble être la plus appropriée. Les signaux impulsifs, qui représentent l'essentiel de notre domaine d'application EMG s'apparentent à des impulsions unitaires.

Pour un signal représentant une telle impulsion, $\partial(t)$ apparaissant à l'instant t = 0, l'intégration continue sur un temps T est donnée par la relation suivante :

$$\frac{1}{T}\int_{-T/2}^{T/2} \partial(t)\,dt = \frac{1}{T}$$

L'intégration pondérée exponentielle représente la réponse impulsionnelle du réseau RC :

$$\frac{1}{RC}\int_{0}^{T} \partial(t)\, e^{-\frac{T-t}{RC}}\, dt = \frac{1}{RC}\, e^{-\frac{t}{RC}}$$

à t = 0 la valeur de l'intégration RC coïncide avec celle de l'intégration continue lorsque T = RC. Avec des impulsions de durée τ, cette égalité n'est plus vraie mais la relation T = RC reste le meilleur critère d'équivalence entre l'intégration continue et l'intégration pondérée exponentielle. La figure 4 montre l'exemple d'une impulsion de la forme :

$$f(t) = \frac{a X_0^2}{2}\,[1 - \cos(2\omega t)]$$

avec $0 < \omega t < 2\pi$.
Le résultat est équivalent à celui obtenu sur des impulsions rectangulaires de durée τ.

Lorsque leur durée $\tau \ll T$, le critère d'équivalence entre les deux intégrations est donnée par RC = T. La figure 5 donne plus précisément les erreurs entre l'intégration continue et l'intégration pondérée exponentielle. On remarque que cette erreur quasi nulle avec RC = T pour une durée d'impulsion $\tau \leq T/10$, est de l'ordre de 1 dB pour $\tau = T/2$.

Les erreurs ou fluctuations des mesures sont d'autant plus petites que le temps d'intégration T est grand, ce qui est évident du point de vue physique. Pratiquement, l'intégration pondérée exponentielle se réduit au circuit RC. Le choix de la cons-

tante de temps est indépendant de la possibilité de saturation car le niveau maximal du signal intégré est égal au niveau du signal d'origine. Le choix de la constante de temps représente là encore le point le plus critique. Avec une constante de temps RC = 100 ms (ligne 4, Fig. 6) la précision de la mesure est parfaitement équivalente à une intégration continue RC = T = 100 ms.

L'erreur est nulle pour des impulsions de τ = 10 ms, par contre la modulation du rythme syllabique est fortement amortie. L'intégration exponentielle pondérée ayant un temps de décroissance lent, le point essentiel, dans nos applications, est de pouvoir repérer les instants, souvent très courts, de relâchement musculaire.

Le meilleur compromis nous paraît être la valeur RC comprise entre 50 et 20 ms (ligne 5, Fig. 6) la précision de la mesure étant pour cette dernière valeur encore satisfaisante par rapport à l'intégration continue, et l'appréciation des bouffées d'énergie musculaire acceptable, la période d'intégration de 20 ms est utilisée par PORT (1971, 1973). L'exploitation de ce type de tracé est facilité par l'ergonomie de cette représentation. L'utilisateur est sensible au fait qu'il observe une courbe semblable à celle de la pression acoustique, mise à part sa dynamique logarithmique. Il est à noter par ailleurs l'identité des méthodes et des constantes de temps qui sont utilisées pour les mesures de l'énergie des signaux EMG et de l'intensité acoustique.

IV. — CONCLUSION

Il ressort de ces investigations méthodologiques que l'intégration des signaux EMG des muscles de la phonation, compte tenu de leur structure temporelle et du rythme de leur période d'activité, peut être réalisée au moyen d'une intégration pondérée exponentielle avec une constante de temps comprise entre 20 et 50 ms. Les résultats ainsi obtenus sont compatibles avec la précision de l'intégration continue en vue d'un traitement numérique des données. Nous utilisons une fréquence d'échantillonnage de 1 kHz. L'intégration RC s'apparente à un filtre passe-bas d'une chute de 6 dB par octave à partir de $Fc = 1/2\pi RC$. Pour RC = 20 ms, Fc = 8 Hz. L'atténuation du signal EMG à la fréquence d'échantillonnage Fc = 1 kHz est donc de 42 dB. Les erreurs dues au repliement spectral sont donc acceptables. Nous trouvons par contre son influence importante avec Fc = 200 Hz utilisée par PORT (1971, 1974) où l'atténuation n'est plus que de 28 dB.

Au plan strict de la méthode de mesure physique, le passage du signal EMG à son énergie, doit être réalisé par le calcul de sa valeur efficace et non de sa moyenne, avec les mêmes considérations d'intégration. Ceci semble être confirmé par les travaux de DE VRIES (1965). Le passage de l'énergie du signal EMG au travail du muscle est ensuite réalisé au moyen d'une seconde intégration sur un

temps plus ou moins long au moyen de programmes de calculs numériques sur les signaux échantillonnés. A ce sujet, KEWLEY-PORT (1974) a montré qu'il n'existait pas de contraintes méthodologiques dans le choix des constantes de temps.

BIBLIOGRAPHIE

BONNOT, J. F. (1986), *Contribution à l'étude phonétique et phonologique de l'organisation temporelle de l'activité électromyographique labiale et vélaire*, Thèse d'État, Université de Strasbourg 2, 1986, 2 tomes.

BOUISSET, S. and GOUBEL, F. (1977), "Interdependence of relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles", *J. Physiol.*, vol. 123, 214-224.

BUCHTAL, F. and PINELLI, P. (1951), "Action potential analysis in normal muscle", *Acta Physiol. Scand.*, vol. 25, sup. 89, 13-14.

DE VRIES, H. A. (1965), "Muscle tonus in postural muscles", *Am. J. Phys. Med.*, vol. 44, 275-291.

DUMOULIN, J., DELHEZ, G., DE BISSCHOP, G., CLAUSES, I. et SNEPPE, R. (1967), "Intégration en électromyographie", *Electrodiagnostic-Thérapie*, vol. 4, n° 2, 121-127.

DUMOULIN, J. et DE BISSCHOP, G. (1984), *Électromyographie et électrodiagnostics*, Maloine, Paris, chap. 3, 490.

GENTIL, M. (1986), *Organisation temporelle du système articulatoire : contribution musculaire aux gestes linguaux, labiaux et mandibulaires*, Thèse d'État, Université de Strasbourg 2, 1986, 451.

GROSSMAN, W. I. and WEINER, H. (1966), "Some factors affecting the reliability of surface electromyography", *Psychosomatic Medicine*, vol. 28, n° 1, 78-82.

KEWLEY-PORT, D. (1973), "Computer processing of EMG signals at Haskins Laboratories", *Haskins Lab. Status Report*, SR-33, 173-183.

KEWLEY-PORT, D. (1974), "An experimental evaluation of the EMG data processing system : Time constant choice for digital integration", *Haskins Lab. Status Report*, SR-37/38, 65-72.

KREIFELD, J. G. (1971), "Signal versus noise characteristics of filtered EMG used as a control source", IEEE Trans. Biom. Eng. *BME 18,* 16-22.

LIPPOLD, O. C. J. (1952), "The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension", *J. Physiol.,* vol. 117, 492-499.

MCCLEOD, W. D. (1973), "EMG instrumentation in biomechanical studies : Amplifiers, recorders and integrators", *New developments in electromyography and clinical neurophysiology,* J. E. Desmedt (ed.), Karger, Basel, Switzerland, 511-518.

NEUMAN, M. R. (1978), "Biopotential amplifiers", *Medical instrumentation,* Webster (ed.), Houghton Mifflin C., Boston, 314-316.

PORT, D. (1971), "The EMG data system", *Haskins Lab. Status Report,* SR-25/26, 67-72.

TURSKY, B. (1964), "Integrators as measuring devices of bioelectric output", *Clinical Pharmacology and Therapeutics,* vol. 5, n° 6, part 2, 887-892.

WAHRMANN, C. C. et BROCH, J. T. (1975), "Sur le temps d'intégration des mesures en valeur efficace", *Technical Review,* Brüel & Kjær, n° 2, 3-24; n° 3, 3-36.

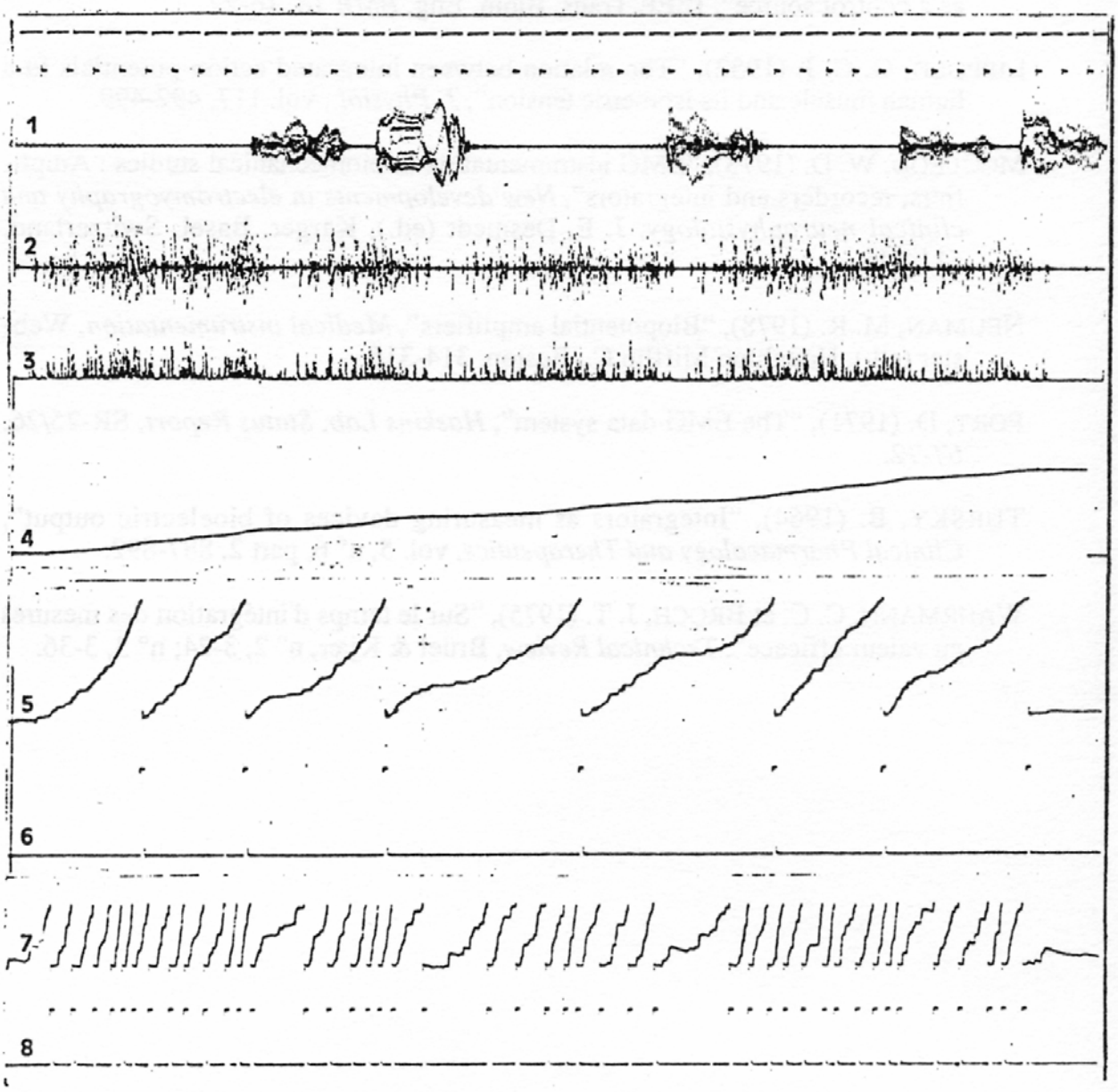


Figure 1 : Exemples d'intégrations sur un temps long

Ligne 1 : Phonogramme du signal acoustique produit "Il a dit sous mousse, oui, il a dit sous mousse". – ***Ligne 2*** : Signal EMG de l'orbiculaire. Gain (G) = 1.5. (électrodes différentielles implantées). – ***Ligne 3*** : Signal EMG redressé (valeur absolue); G = 1. – ***Ligne 4*** : Intégration sur la durée de la phrase; CdT = 7 ms, G = 1.5. – ***Ligne 5*** : Intégration sur la durée de la phrase; CdT = 1 ms, G = 2. – ***Ligne 6*** : Impulsions de RAZ de l'intégration ligne 5. – ***Ligne 7*** : Intégration sur la durée de la phrase; CdT = 0.16 ms, G = 1. – ***Ligne 8*** : Impulsion de RAZ de l'intégration ligne 7. — Vitesse de défilement : 50 mm/s; base te temps : 0.1 s.

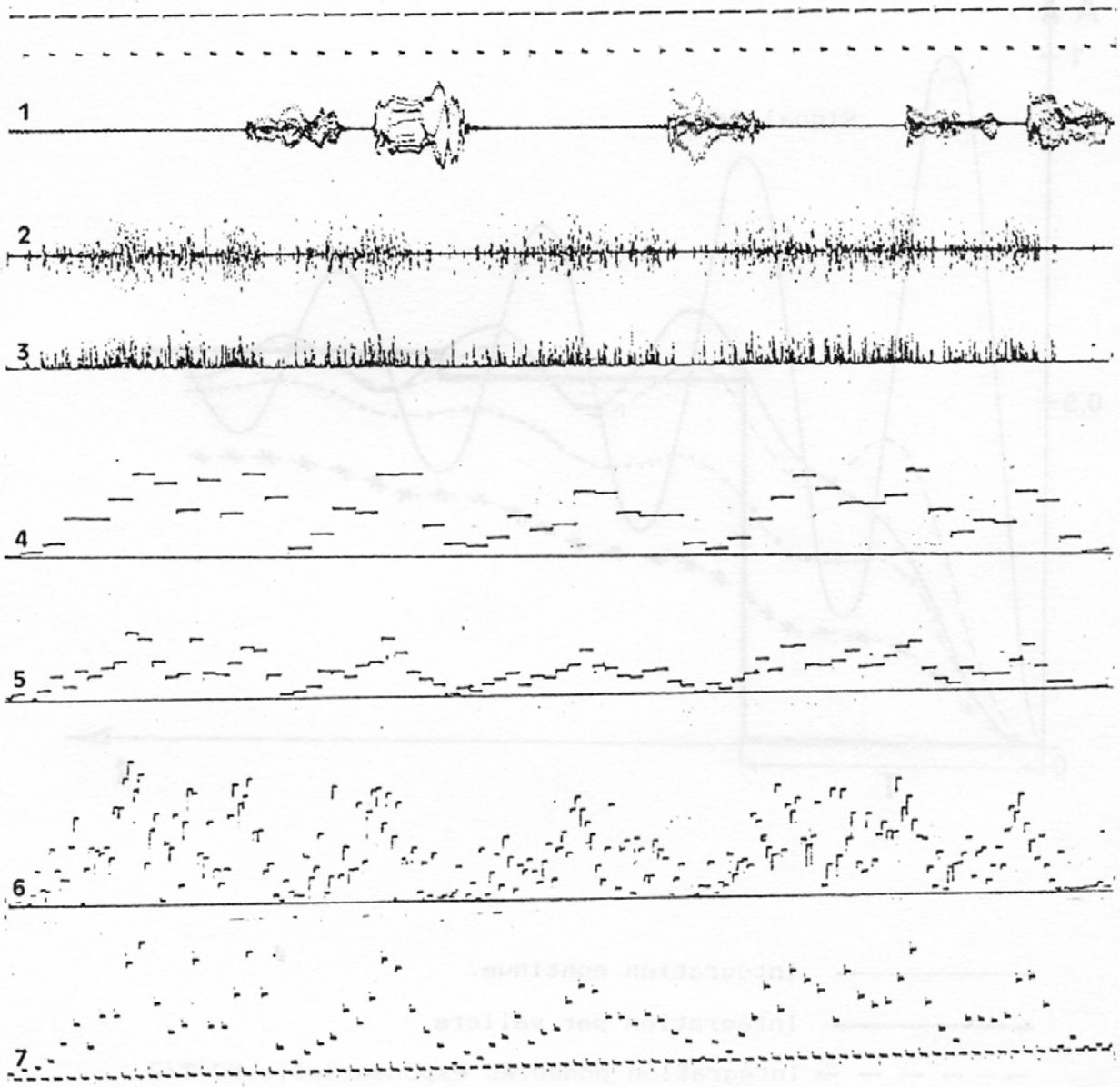
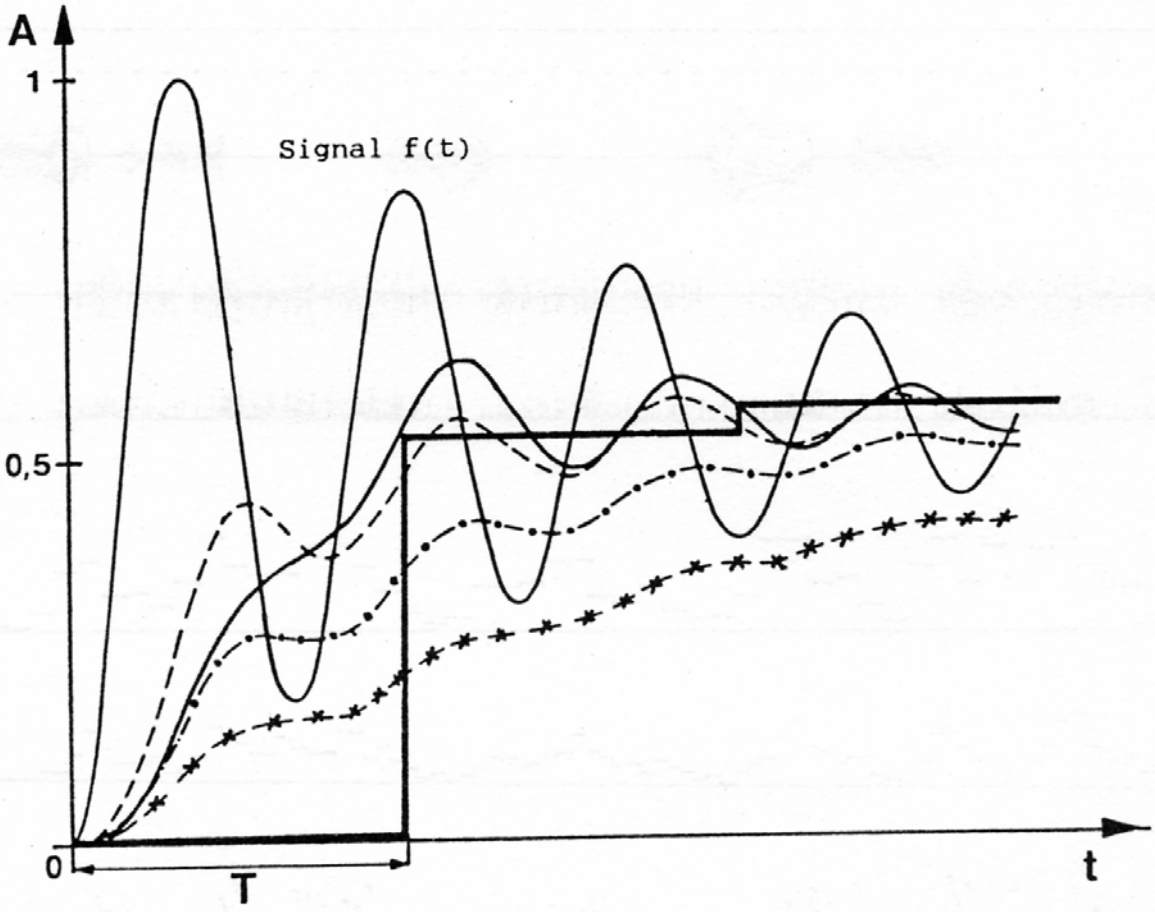


Figure 2 : Exemples d'intégrations par paliers

Ligne 1 : Phonogramme du signal acoustique produit "Il a dit sous mousse, oui, il a dit sous mousse". – ***Ligne 2*** : Signal EMG de l'orbiculaire. Gain (G) = 1.5. (électrodes différentielles implantées). – ***Ligne 3*** : Signal EMG redressé (valeur absolue); G = 1. – ***Ligne 4*** : Intégration par paliers; T = 100 ms; CdT = 1 ms, G = 1. – ***Ligne 5*** : Intégration par paliers; T = 50 ms, CdT = 1 ms, G = 1. – ***Ligne 6*** : Intégration par paliers; T = 20 ms, CdT = 1 ms, G = 5. – ***Ligne 7*** : Intégration par paliers; T = 50 ms, CdT = 1 ms, G = 2 (représentée par des batonnets de 20 ms de durée). — Vitesse de défilement : 50 mm/s; base te temps : 0.1 s.



Intégration continue.

Intégration par paliers.

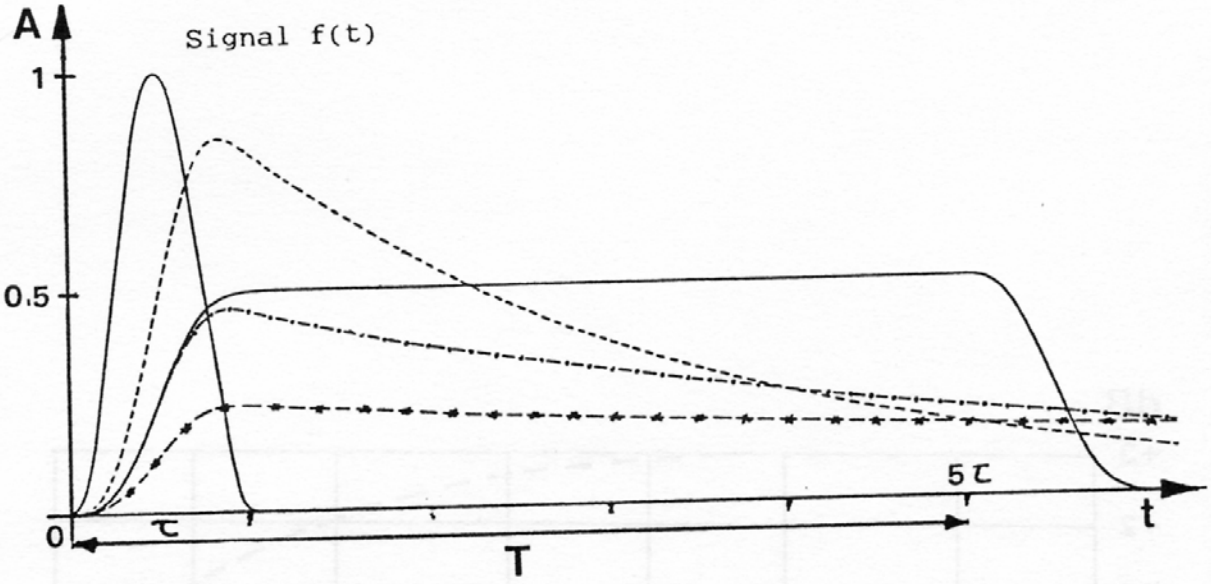
Intégration pondérée exponentielle, RC=T/2.

Intégration pondérée exponentielle, RC=T.

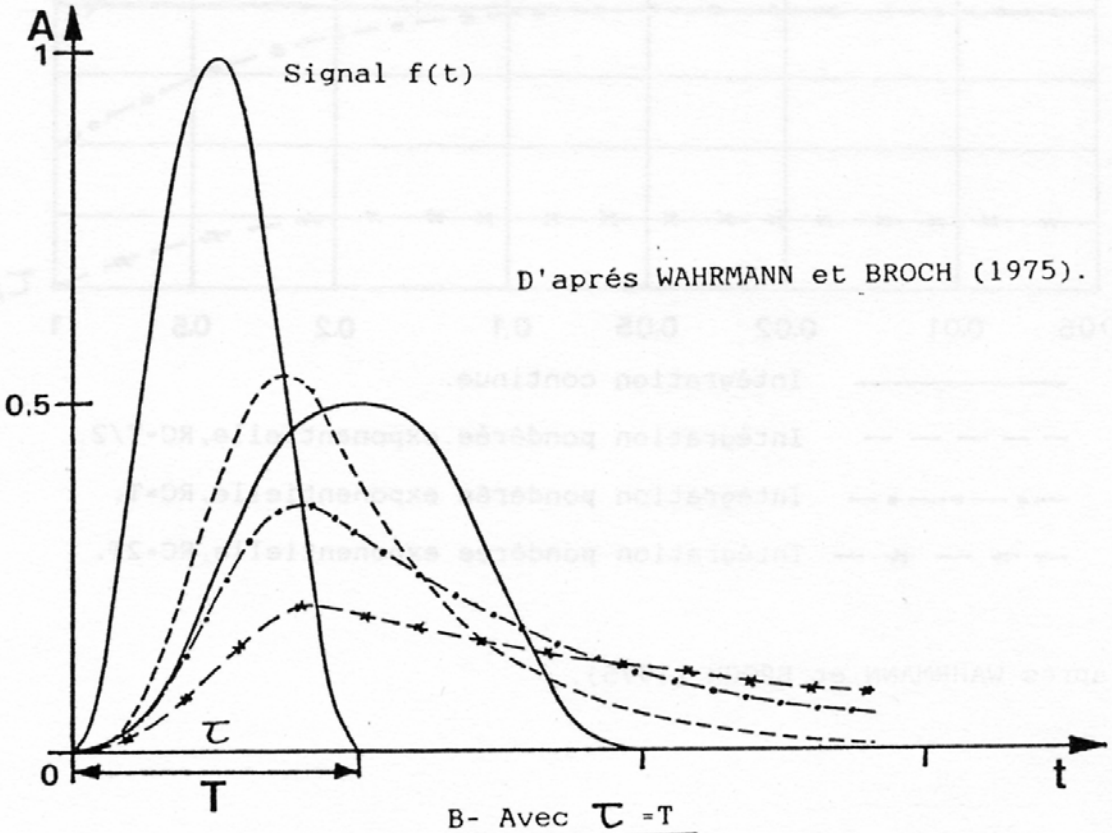
Intégration pondérée exponentielle, RC=2T.

D'aprés WAHRMANN et BROCH (1975).

Figure 3 : Comparaison des intégrations par paliers, continue et pondérée exponentielle sur un signal transitoire



A- Avec τ =T/5



B- Avec τ =T

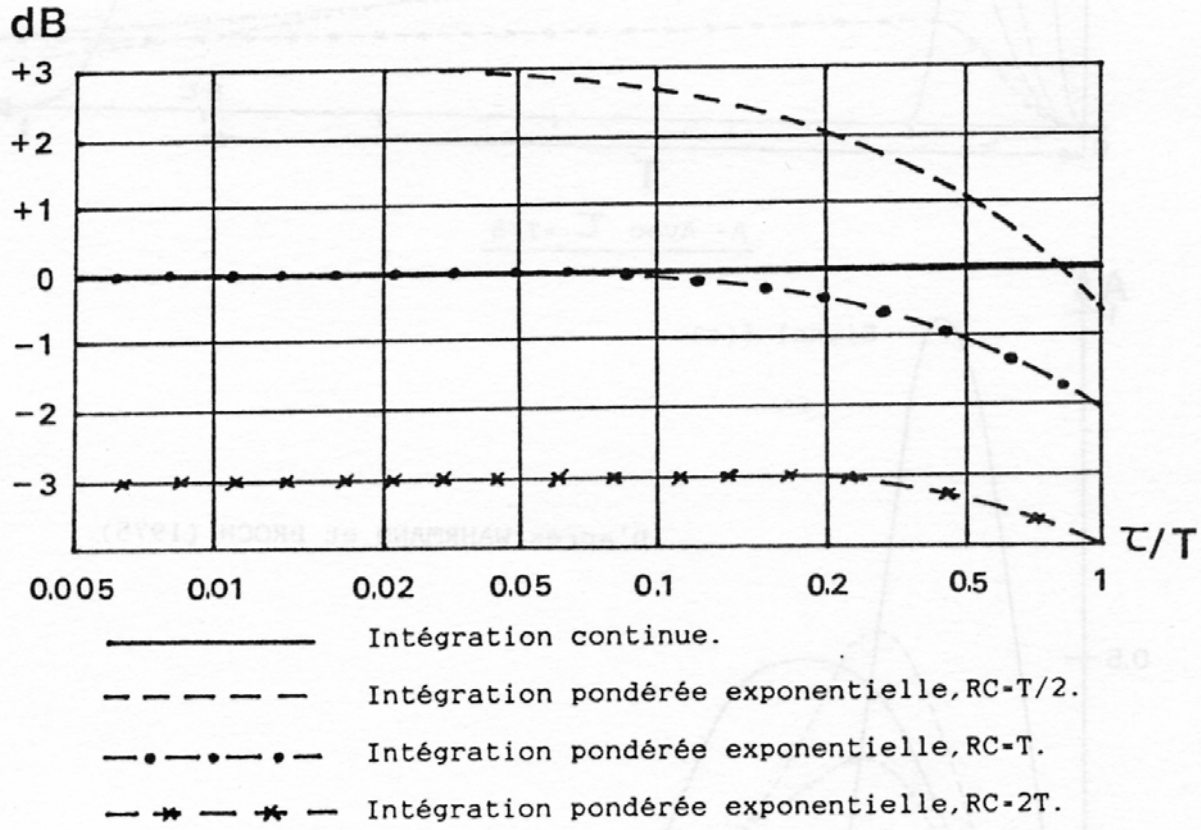
Intégration continue.

Intégration pondérée exponentielle, RC=T/2.

Intégration pondérée exponentielle, RC=T.

Intégration pondérée exponentielle, RC=2T.

Figure 4 : Exemple d'intégration d'une impulsion (différentes durées τ)



D'aprés WAHRMANN et BROCH (1975).

Figure 5 : Représentation de l'erreur entre l'intégration continue et l'intégration pondérée exponentielle pour RC = T/2, T et 2T en fonction de la durée τ d'impulsions rectangulaires

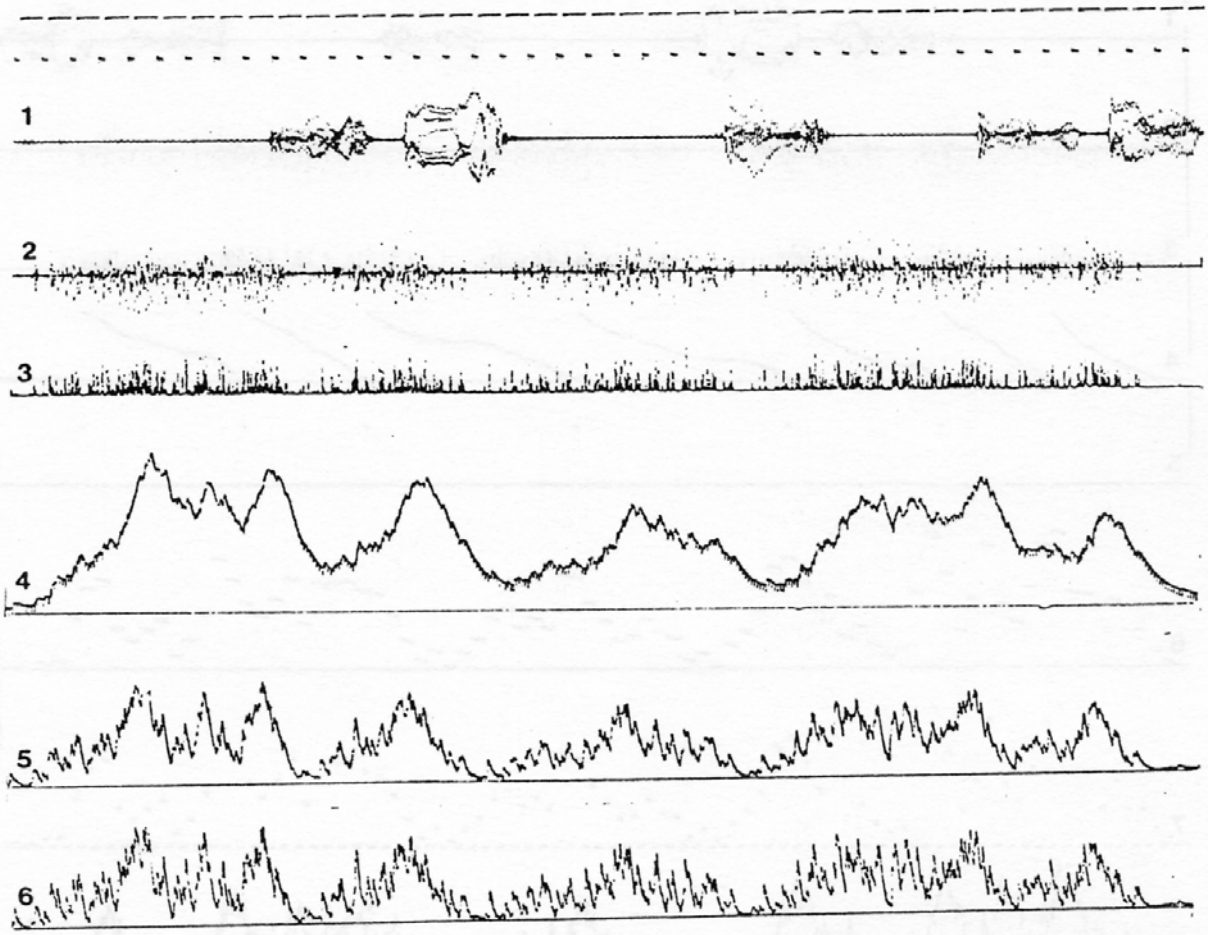


Figure 6 : Exemples d'intégrations pondérées exponentielles
Ligne 1 : Phonogramme du signal acoustique produit "Il a dit sous mousse, oui, il a dit sous mousse". – ***Ligne 2*** : Signal EMG de l'orbiculaire; Gain (G) = 1.5 (électrodes différentielles implantées). – ***Ligne 3*** : Signal EMG redressé (valeur absolue); G = 1. – ***Ligne 4*** : Intégration pondérée exponentielle; CdT RC = 100 ms, G = 2. – ***Ligne 5*** : Intégration pondérée exponentielle; CdT RC = 20 ms, G = 1. – ***Ligne 6*** : Intégration pondérée exponentielle; CdT RC = 10 ms, G = 1. — Vitesse de défilement : 50 mm/s; base de temps : 0.1 s.

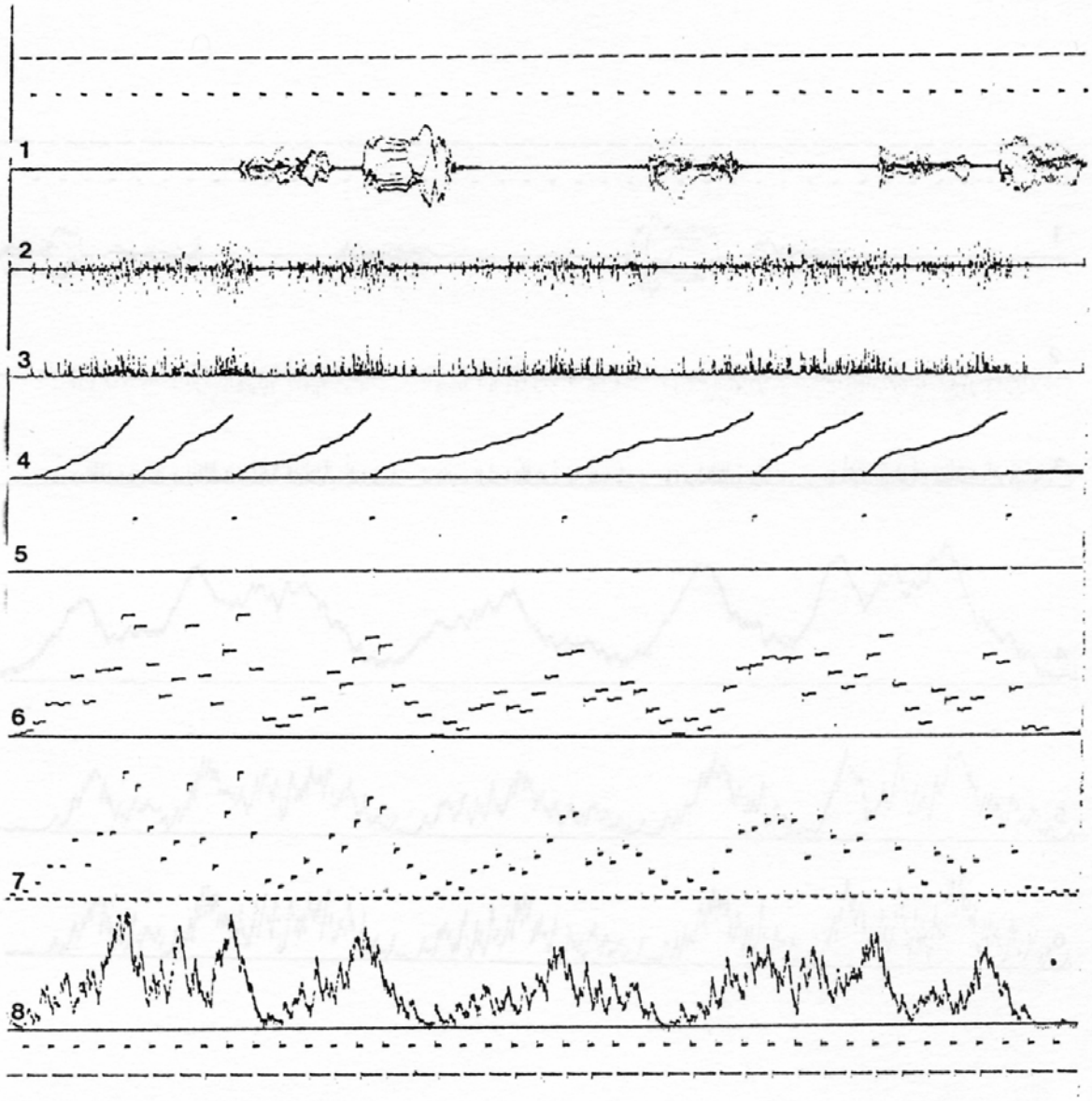


Figure 7 : Représentation des différentes intégrations

Ligne 1 : Phonogramme du signal acoustique produit "Il a dit sous mousse, oui, il a dit sous mousse". – ***Ligne 2*** : Signal EMG de l'orbiculaire; G = 1.5 (électrodes différentielles implantées). – ***Ligne 3*** : Signal EMG redressé (valeur absolue); G = 1. – ***Ligne 4*** : Intégration sur la durée de la phrase; CdT = 1 ms, G = 1. – ***Ligne 5*** : Impulsion de RAZ de l'intégration ligne 4. – ***Ligne 6*** : Intégration par paliers; T = 50 ms, CdT = 1 ms, G = 2. – ***Ligne 7*** : Intégration de la ligne 6 représentée par des batonnets de 20 ms de durée. – ***Ligne 8*** : Intégration pondérée exponentielle; CdT RC = 20 ms, G = 1. — Vitesse de défilement : 50 mm/s; base de temps : 0.1 s.