

Neurophysiologie Clinique

3F4

Emg de détection à l'aiguille concentrique

P. Guihéneuc

édition 2006

page

A : Introduction : ce qu'il faut comprendre	2
A1 - Des unités motrices à la production d'un tracé EMG.	
A2 - Le signal EMG : paramètres physiques.	
B : Les électrodes pour l'EMG	4
B1 - Les aiguilles à électrodes concentriques.	
B2 - Autres aiguilles-électrodes.	
B3 - Les électrodes de surface.	
C : Protocole d'examen	6
C1 - Réglage de l'appareil.	
C2 - Conduite de l'examen.	
D : Analyse des signaux dans un muscle au repos	7
D1 - Activités spontanées normales.	
D2 - Fibrillations et potentiels à pointe positive (pot. lents de dénervation).	
D3 - Autres activités spontanées de dénervation.	
D4 - Salves myotoniques.	
D5 - Fasciculations.	
D6 - Activité spontanée continue.	
E : Analyse de la forme des PUM en contraction faible	9
E1 - Technique.	
E2 - Paramètres à mesurer et leur signification physiologique.	
E3 - Variations normales de forme.	
E4 - Aspects pathologiques : interprétation.	
F : Analyse du recrutement des UM en contraction forte	12
F1 - Technique.	
F2 - Résultats normaux et correspondances physiologiques.	
F3 - Analyse automatique des tracés interférentiels.	
F4 - Aspects pathologiques et interprétation.	
G : Intérêt des examens avec des capteurs spécialisés	14
G1 - Aiguille à micro-électrode 'pour fibre unique'.	
G2 - Aiguille à macro-électrode	
G3 - Electrodes de surface	
H : Le compte-rendu d'un examen emg.	15
I : Conclusion	
J : Sources documentaires	17

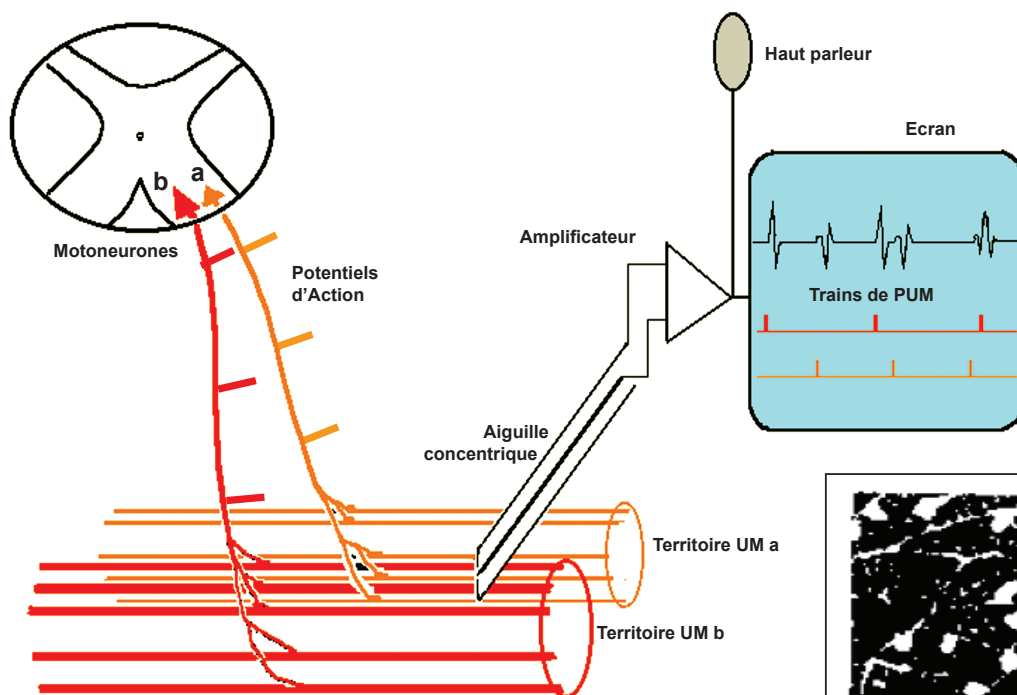
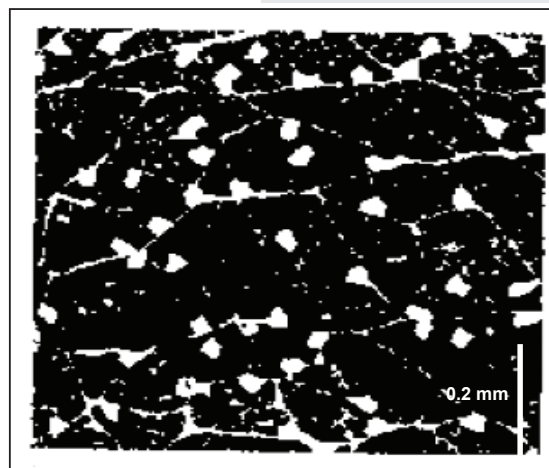


Fig 1, ci-dessus : **Principe de l'emg** : un motoneurone commande un nombre de fibres musculaires qui constituent le 'territoire' de cette 'Unité Motrice'. Chaque occurrence d'une décharge (Potentiel d'Action) provoque l'excitation et la contraction simultanées de toutes les fibres musculaires de ce territoire, et donne lieu à un Potentiel d'Unité Motrice (PUM). Une succession de PA sur un motoneurone induit un train de PUM que l'on peut enregistrer dans le muscle avec une aiguille d'emg. Pour obtenir que la force de contraction augmente, le nombre d'UM actives croît ainsi que la fréquence des décharges : **la superposition des différents trains de PUM réalise le tracé emg.**

Fig 2, ci-dessous : Dans un muscle les fibres musculaires d'une même UM (points blancs sur cette figure) sont éparpillées à l'intérieur d'un territoire de 2 à 10 mm de diamètre environ et se trouvent mélangées aux fibres musculaires d'autres UM (correspondant aux zones noires).



A : INTRODUCTION : CE QU'IL FAUT COMPRENDRE

A1 - Des Unités Motrices à la production d'un tracé EMG : paramètres physiologiques

L'électromyographie consiste à enregistrer les signaux produits par l'excitation des fibres musculaires et la transmission de l'excitation sur les membranes de ces fibres. L'excitation précède le pic de contraction de 30 à 100 ms. Les signaux peuvent être recueillis avec des électrodes placées sur la peau en regard du muscle étudié (EMG de surface) ou avec des électrodes introduites dans le tissu musculaire (EMG à l'aiguille).

Dans les muscles squelettiques de l'adulte, chaque fibre musculaire n'est excitée, à travers la jonction neuro-musculaire, que par un seul motoneurone alpha. Mais le même motoneurone peut commander de 20 (muscles oculaires) à 2000 (muscles posturaux) fibres musculaires (voir [document 1B3](#)). Chaque potentiel d'action (PA) qui se propage sur le motoneurone provoque l'excitation efficace et presque simultanée de toutes les fibres musculaires auxquelles il distribue ses branches terminales et qui constituent le "territoire" de l'Unité Motrice (UM) ainsi réalisée. (fig.1)

Il en résulte 2 conséquences :

1- L'excitation et la propagation du message sur toutes les fibres musculaires du territoire de l'UM créé un signal unique, appelé **potentiel d'unité motrice (PUM)**, qui se reproduit identique à lui-même chaque fois qu'un potentiel d'action arrive par le motoneurone. L'amplitude, la durée, la forme du PUM dépendent du nombre et de la dispersion des fibres musculaires dans le territoire de l'unité motrice, ainsi que de l'efficacité des jonctions du motoneurone avec les fibres qu'il innerve. Le **"train de PUM"** est donc la signature de l'unité motrice.

2.- Dans un muscle, les territoires des différentes unités motrices ne sont pas contigus, mais entremêlés (fig.2). Le diamètre de chaque territoire varie selon le muscle, de quelques centaines de μm à plusieurs cm, de telle sorte qu'en chaque mm^2 de muscle, les territoires de 2 à 6 UM se superposent et s'enchevêtrent.

La fréquence de répétition du PUM à l'intérieur de chaque train traduit l'intensité et l'évolution dans le temps de la commande motrice centrale (voir [document 1B4](#)). Les muscles squelettiques sont constitués de divers types d'UM : soit lentes et peu fatigables, mises en jeu pour des efforts faibles : elles autorisent une bonne précision du mouvement et une durée longue de contraction ; soit de contraction rapide mais vite fatigables, mises en jeu lors d'efforts violents ou très importants ; soit de caractères intermédiaires entre ces deux extrêmes. La densité des UM et la proportion de chaque type dépendent de la fonction du muscle : mouvements fins des doigts : grand nombre d'UM, de territoire réduit, et une majorité d'UM lentes ; muscles de force de la racine des membres : densité moins grande des UM, mais de territoire étendu, et proportion plus importante d'UM rapides.

Lors d'un examen EMG, chez un sujet normal :

1- On ne pourra analyser la forme des PUM qu'en contraction faible, de façon à pouvoir repérer les PUM "élémentaires" (non superposés à d'autres trains) de la décharge de chaque UM. On n'aura donc accès qu'aux UM lentes, les seules qui soient excitées en contraction faible.

2 - Pour évaluer la performance des commandes nerveuses, on demandera au sujet d'effectuer une contraction de force maximale : l'aspect et la richesse du tracé dépendent alors de la commande centrale du muscle exploré, de la valeur fonctionnelle des motoneurones et de l'état (normal ou pathologique) des fibres musculaires.

Ces quelques faits constituent les bases physiologiques de l'interprétation des tracés de signaux musculaires.

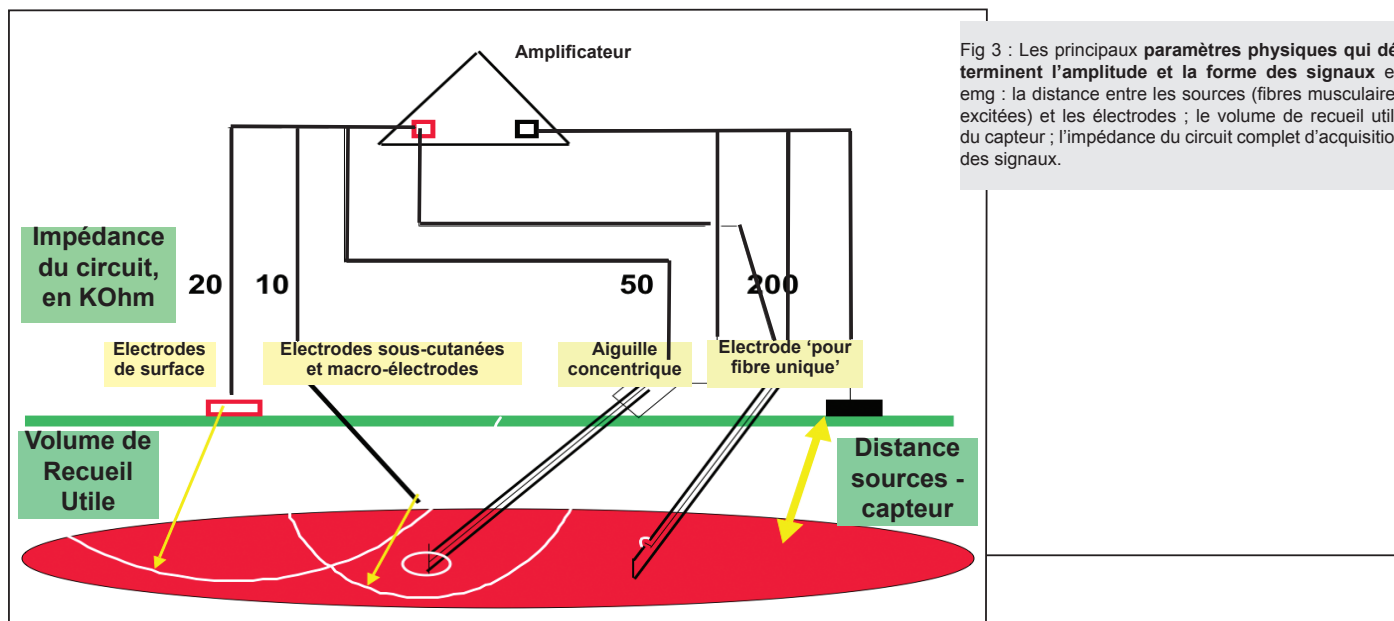
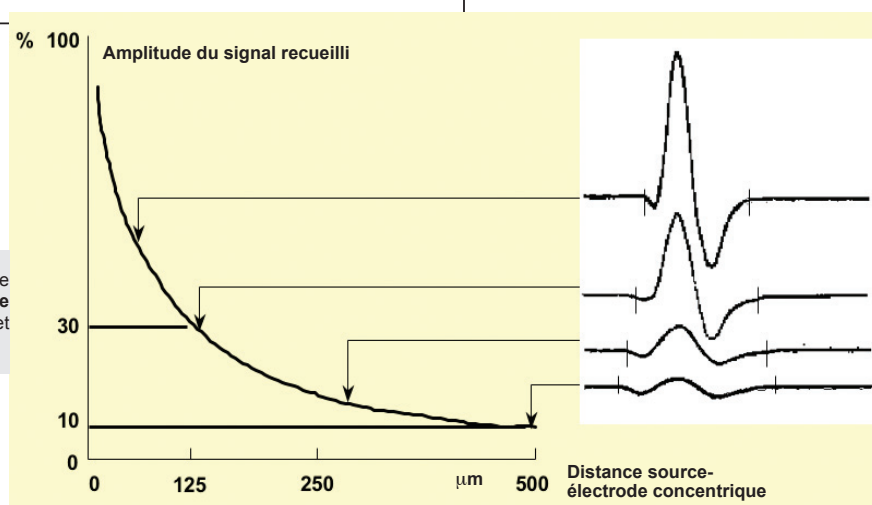


Fig 3 : Les principaux paramètres physiques qui déterminent l'amplitude et la forme des signaux en emg : la distance entre les sources (fibres musculaires excitées) et les électrodes ; le volume de recueil utile du capteur ; l'impédance du circuit complet d'acquisition des signaux.

Fig 4 : L' amplitude des potentiels captés par une aiguille concentrique diminue **en fonction du carré de la distance** entre l'électrode concentrique (dans le biseau de l'aiguille) et les fibres musculaires excitées.



A2 – Le signal EMG : paramètres physiques

Il faut y ajouter des données physiques. Le même PUM présente un aspect différent selon qu'il est enregistré avec une électrode de surface, ou une électrode-aiguille. Pourtant la source du potentiel est identique : elle est représentée par la surface dépolarisée des différentes fibres musculaires à l'instant où parvient l'excitation. Mais il faut prendre en compte **3 facteurs importants** :

1- Le "volume de recueil utile" (VRU) du capteur, qui dépasse 1 cm de diamètre pour des électrodes de surface (fig.3). Celles-ci peuvent donc enregistrer l'activité d'une grande part de la section du muscle. Au contraire, le VRU d'une aiguille concentrique est un ovoïde autour de la pointe de l'aiguille, d'environ 2 mm de diamètre : le nombre d'UM pris en compte par le capteur sera beaucoup plus restreint (voir **document 1A5**).

2- La distance entre la ou les sources et l'électrode : l'amplitude du signal recueilli diminue proportionnellement au carré de cette distance (fig.4). En fait, non seulement la distance, mais aussi la direction de l'angle solide sous lequel le capteur voit passer le potentiel, changent l'amplitude du signal : il suffit de déplacer ou tourner très peu la pointe d'une aiguille concentrique pour modifier l'amplitude et la forme des PUM qu'on enregistre.

3 - La résistance des milieux traversés par le courant entre la source (les fibres musculaires) et l'électrode réduit l'amplitude et filtre la forme des signaux recueillis. (On parle plutôt d'impédance, puisque le champ électrique capté varie avec le temps). Dans les tissus, la propagation du signal correspond à des déplacements d'ions, relativement lents (environ 0.01mm/s), ralentis par toutes les membranes cellulaires, les aponévroses, les lames de tissu graisseux etc...

La peau est une barrière particulièrement nette. L'interface entre un tissu et le métal d'une électrode présente une difficulté particulière, parce que la propagation du signal va passer d'un véhicule ionique à un déplacement d'électrons, beaucoup plus rapides (1mm/s). L'impédance de cet interface sera d'autant plus élevée que la surface de contact électrode-tissu sera plus faible (quelques KOhm pour une électrode de surface, environ 50 KOhm pour une aiguille concentrique, plusieurs centaines de KOhm pour une micro-électrode 'pour fibre unique').

Ces contraintes physiques permettent de comprendre pourquoi un PUM, cueilli par électrode de surface, apparaît peu ample (distance importante entre la source et l'électrode, résistances élevées des tissus et de la peau), large (le volume de recueil de l'électrode englobe un grand nombre de fibres musculaires de l'UM considérée) et de forme simple ou aplatie (les tissus traversés jouent le rôle d'un filtre qui atténue les hautes fréquences) ; et pourquoi le même PUM, capté par une aiguille concentrique, est plus ample (l'électrode est très proche des fibres musculaires) et plus bref (seule une partie du territoire de l'UM est prise en compte). Ces différences seront encore accentuées si on utilise une micro-électrode. Il est important de rappeler que des variations notables de forme et durée des PUM, et d'aspect des tracés EMG en recrutement maximal, existent même entre 2 aiguilles concentriques de surfaces différentes (cf ci-dessous)

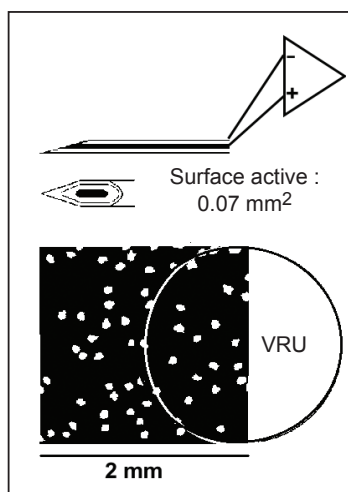
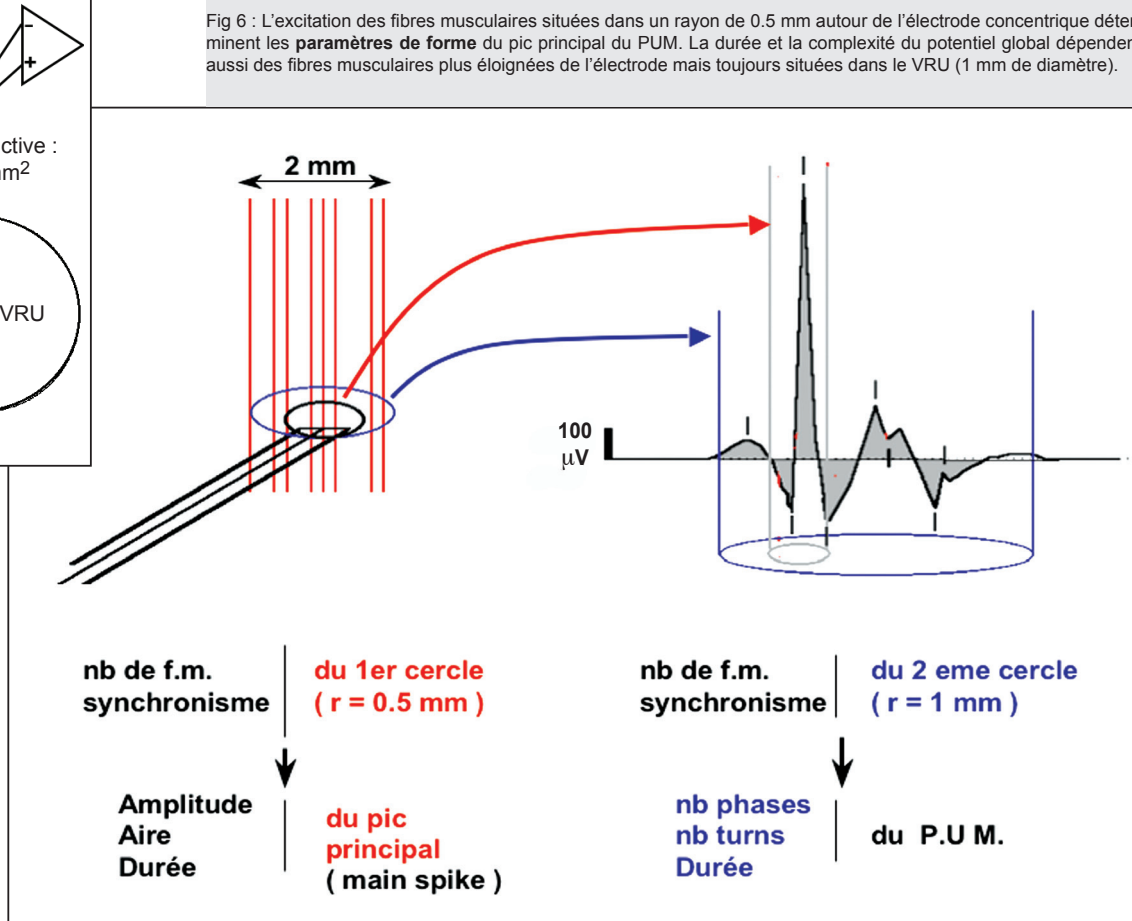


Fig 5 : Schéma d'une aiguille à électrode concentrique et de son Volume de Recueil Utile dont le diamètre est voisin de 2 mm. (cf texte p. 6).



B : LES ELECTRODES POUR L'EMG

B1 – Les aiguilles à électrodes concentriques

L'aiguille à électrode centrale concentrique unique (monofilaire) est de loin le capteur le plus utilisé en neurophysiologie clinique dans les pays Européens. Elle est constituée d'une canule métallique de 0,45 mm de diamètre, dans laquelle est inséré un fil de 0,15 mm de diamètre, en platine, nickel-chrome, ou acier inox, isolé de la canule par une couche de résine (fig.5). La section de ce fil dans le biseau de l'aiguille réalise une électrode de **0,070 mm²** de surface. La canule sert d'électrode de référence. Le volume de recueil utile (voir document **1A5**) se présente comme un ovoïde d'environ 2 mm de grand axe, autour de la pointe de l'aiguille. Dans ce volume, 20 à 50 UM différentes mélangent leurs territoires. (Une vingtaine pour les gros muscles proximaux des membres, 30 à 40 pour les petits muscles de la main, 50 à 80 pour les muscles de la face et des globes oculaires) et chaque UM y éparpille 20 à 30 fibres musculaires de son propre territoire. En contraction maximale, le tracé interférentiel recueilli permet donc d'apprécier le recrutement de 20 à 30 UM, tandis qu'en contraction faible chaque PUM correspond au passage de la dépolarisation sur 20 à 30 fibres musculaires de l'UM. En fait, il faut distinguer la partie centrale de forte amplitude du PUM (main spike) à laquelle contribue un tout petit nombre fibres musculaires dans un rayon de 0,3 mm autour de l'électrode centrale, tandis que les queues ('tails') du PUM correspondent à l'activité de fibres musculaires de la même UM mais plus éloignées de l'électrode et qui influencent surtout la canule (fig.6).

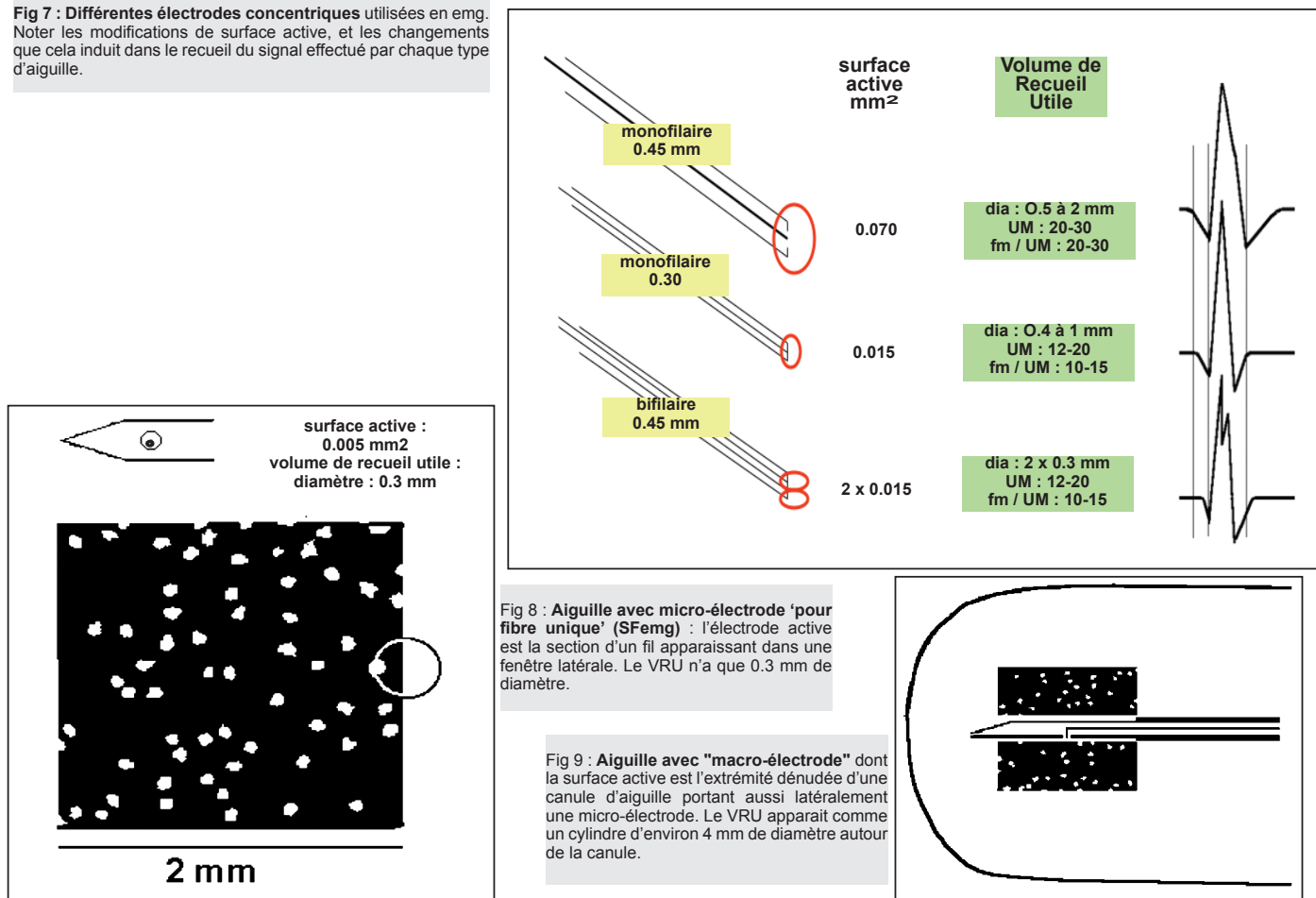
Les choses sont en fait plus compliquées, parce que chaque PA passant sur une fibre musculaire génère un signal triphasique (+/-/+) au niveau de l'électrode ; que l'orientation du biseau par rapport à la direction des fibres musculaires privilégie le signal provenant de quelques unes aux dépens des autres ; que la canule n'est pas une électrode neutre, mais une référence qui se comporte comme une macroélectrode. D'autres complications tiennent aux résistances différentes du tissu musculaire selon l'axe longitudinal ou l'axe transversal du muscle, à la présence de vaisseaux ou de tissu conjonctif, à la position superficielle ou profonde de l'aiguille dans le muscle. Néanmoins, les quelques indications ci-dessus suffisent à se faire une représentation raisonnable de la genèse d'un PUM capté à l'aiguille concentrique.

Toutes les aiguilles utilisées sont désormais 'à usage unique' et détruites après que chacune ait servi à l'examen d'un seul patient. **Plusieurs modèles d'aiguilles concentriques sont actuellement disponibles sur le marché** (fig.7). La canule peut avoir un diamètre externe de 0,30 mm seulement. L'unique fil central est aussi de section plus faible et la **surface active de l'électrode n'est plus que de 0,015 mm²**. Le volume d'écoute de cette électrode a un diamètre voisin de 0,6 à 1 mm et ne reçoit plus que 12 à 20 UM différentes. Le territoire capté pour chacune d'entre elles correspond à la contribution de 10 à 15 fibres musculaires. **Le signal recueilli est plus ample et plus bref** qu'avec l'aiguille usuelle de 0,070 mm² de surface active. Cependant, des aiguilles avec une canule de 0,30 mm, mais une surface active de 0,070 mm², donc produisant le même signal que l'électrode concentrique 'classique', sont maintenant disponibles auprès de certains fabricants.

L'aiguille concentrique bifilaire comporte, à l'intérieur d'une canule de 0,45 mm de diamètre connectée à la terre, 2 fils isolés dont la surface active est de 0,015 mm² pour chacun, et qui sont reliés l'un à l'entrée +, l'autre à l'entrée - de l'amplificateur. Le volume de recueil utile de cette électrode réalise 2 ellipses juxtaposées de 0,7 mm de grand axe. Si le biseau de l'aiguille est perpendiculaire à l'axe longitudinal du muscle, le signal arrivant sur une fibre musculaire située à égale distance des 2 fils sera annulé par l'amplificateur, alors qu'un PA propagé sur une fibre musculaire située plus près de la section de l'un des fils aura son amplitude augmentée, en raison du montage différentiel de l'amplificateur. Finalement, le signal recueilli aura une amplitude et une durée voisines de celles obtenues avec une aiguille monofilaire de 0,015 mm² de surface active, mais sa forme sera plus complexe, car les PA de fibre musculaire passeront généralement devant l'un des 2 fils avant d'atteindre l'autre. L'intérêt pratique de l'aiguille bifilaire est réduit depuis l'introduction de l'électrode monofilaire de 0,015 mm².

Il est donc parfaitement clair qu'on ne peut pas interpréter un signal EMG, ni décrire la forme des PUM recueillis, sans se référer précisément au type d'aiguille-électrode qu'on utilise ; que la forme des PUM et l'aspect du tracé changent avec chaque modèle d'aiguille concentrique. Il est donc préférable de n'utiliser régulièrement qu'un ou 2 types d'aiguille (par ex l'électrode de 0,070 mm² chez l'adulte, celle de 0,015 mm² pour les enfants ou les petits muscles de la face) en sachant modifier en conséquence son interprétation des tracés.

Fig 7 : Différentes électrodes concentriques utilisées en emg. Noter les modifications de surface active, et les changements que cela induit dans le recueil du signal effectué par chaque type d'aiguille.



B2 - Autres aiguilles-électrodes

L'électrode 'monopolaire' est constituée d'un simple fil, souvent en acier inox, isolé sur toute sa longueur par un revêtement en téflon sauf au niveau de la pointe acérée de l'aiguille qui sert d'électrode active. Une électrode de surface ou une aiguille sous-cutanée supplémentaire est utilisée comme référence. L'impédance de cette électrode est assez faible (10 à 20 KOhm à 5 MHz), et l'amplitude des PUM plus élevée qu'avec une aiguille concentrique. Le VRU est une sphère d'environ 3 mm de diamètre autour de la pointe. Le signal de contraction est donc plus riche ; La ligne de base plus bruitée et moins stable, et l'aspect du tracé varie nettement avec la résistance des tissus qui séparent la pointe de l'aiguille de l'électrode de référence. Longtemps préférée par les Nord-Américains, l'aiguille monopolaire est désormais souvent remplacée par l'aiguille concentrique.

L'aiguille 'pour fibre unique' comporte une micro-électrode active, constituée de la section d'un fil de 25 µm de diamètre (surface de 5×10^{-4} mm²), apparaissant dans une fenêtre latérale à 7,5 mm de la pointe de l'aiguille (fig.8). L'extrémité de la canule (dénudée sur 1.5 mm) sert de référence. Le VRU, de 150 à 300 µm de diamètre, n'englobe souvent que 1 ou 2 fibres de la même unité motrice. L'impédance est élevée. Les signaux recueillis sont amples et brefs, générés par les quelques fibres musculaires proches de l'électrode.

La micro-électrode 'pour fibre unique' permet d'étudier la transmission de l'excitation dans le territoire d'une UM. Si le balayage de l'écran est synchronisé sur le potentiel généré par une première fibre musculaire le signal provenant d'une autre fibre appartenant à la même U.M. apparaît avec un délai faible (<50 µs) mais qui varie légèrement d'une décharge de l'UM à la suivante. Cette fluctuation ("jitter") peut désormais être mesurée de façon automatique par des programmes disponibles sur beaucoup de machines d'EMG. Il augmente chaque fois que les terminaisons axonales sont lésées (axonopathies) ou que les jonctions neuromusculaires perdent leur efficacité (syndromes myasthéniques pré ou post synaptiques). Un autre intérêt de ce capteur est de pouvoir détecter une 'densité' de fibres musculaires anormalement groupées dans le volume de recueil de l'électrode, ce qui indique un phénomène de réinnervation. L'acquisition du signal peut se faire pendant une contraction volontaire faible, ou à proximité d'une stimulation focale du muscle à l'aide d'une autre aiguille : technique dite de 'fibre unique stimulée'.

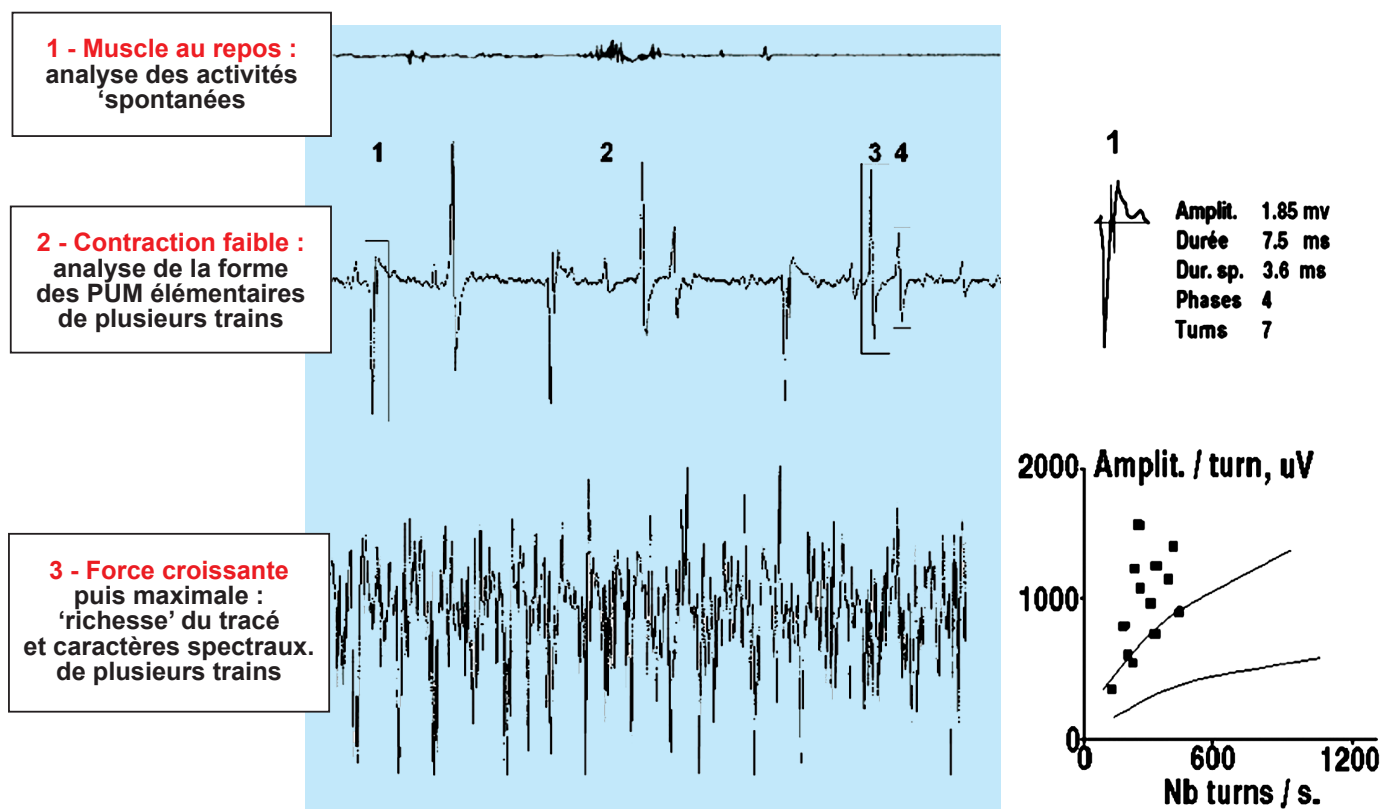
La macro-électrode est l'extrémité dénudée de la canule de l'aiguille pour fibre unique (fig.9). Elle sert ici d'électrode active, une électrode en surface étant prise comme référence. Le VRU est un cylindre d'environ 2 cm de long et 4 mm de diamètre. Le volume d'écoute d'une telle électrode couvre une grande partie du territoire d'une UM. L'acquisition est synchronisée sur les potentiels de fibre unique de la même UM, et le signal capté par la canule est extrait par moyennage : l'aire de ce 'macropotential' donne une bonne idée de la taille de l'UM.

Ces différentes aiguilles (monopolaire, micro-électrode, macro-électrode) peuvent aider à percevoir l'organisation du territoire des UM, chez le sujet normal et en pathologie. Mais elles n'ont pas l'intérêt général de l'aiguille concentrique dont le volume d'écoute réalise le meilleur compromis entre les 2 besoins essentiels de l'électromyographe : 1. nécessité de capter, en contraction faible, assez de fibres musculaires de quelques UM pour évaluer, sur l'amplitude, la forme et la durée de leurs PUM, la distribution des signaux d'excitation à l'intérieur de leur territoire ; 2. nécessité d'enregistrer, en contraction maximale, assez d'UM pour évaluer, à partir de la richesse et des caractéristiques spectrales du tracé, le recrutement des UM soumises à la commande centrale.

B3 - Electrodes de surface

Les électrodes de surface ont un volume d'écoute qui peut non seulement englober une grande partie de la section d'un muscle, mais qui est souvent aussi sensible à des sources plus lointaines, provenant d'autres muscles, et propagées dans le milieu conducteur (phénomène de 'cross-talk', cf document 1A6). Les tissus interposés entre les générateurs et les électrodes amortissent et filtrent les signaux : la reconnaissance de forme des PUM devient imprécise et aléatoire.

Fig 10 : **Protocole d'un examen emg standard**
(l'examen de plusieurs zones du muscle et de plusieurs muscles est presque toujours indispensable)



Les électrodes de surface sont surtout utiles en stimulo-détection. Elles permettent de recueillir l'activité globale provoquée dans un muscle (VCN motrices, réflexes) un nerf (VCN sensibles) ou une structure nerveuse (potentiels évoqués). En détection pure, elles sont recommandées : soit pour mesurer une activation globale et variable (posture, marche, mouvements anormaux) soit pour détecter une activité aléatoire, peu fréquente et variable dans le muscle, qui passerait largement inaperçue des électrodes concentriques : c'est typiquement le cas des fasciculations.

C : PROTOCOLE D'EXAMEN

C1 - Réglages de l'appareil

La chaîne d'acquisition comporte un amplificateur différentiel dont les filtres doivent être réglés pour autoriser une **bande passante d'au moins 10 Hz à 10 KHz**, (avec une atténuation < 3 db) . Le convertisseur analogique - digital doit autoriser une fréquence d'échantillonnage supérieure à 20 KHz avec une résolution > 12 bit, ce qui est le cas sur tous les appareils d'EMG récents. On a souvent intérêt à adopter d'emblée une définition 'moyenne' de la visualisation sur écran (ex : 20 ms/cm de vitesse de balayage sur 20 cm, soit 0,4 s par trace ; un gain de 500 μ V/cm). Ces réglages 'standard' permettent une comparaison visuelle rapide par référence à des tracés normaux dont l'électromyographe a l'habitude. Mais il est souvent indispensable d'augmenter soit le gain pour mieux apprécier une activité de repos (fibrillation) ou des potentiels de réinnervation débutante ; soit la vitesse de balayage pour mieux analyser la forme et la complexité des PUM.

C2 - Conduite de l'examen

Faut-il rappeler qu'**une bonne connaissance de la localisation et de l'innervation des muscles** doit être acquise avant tout examen emg ?

Les patients étant souvent inquiets à la perspective de plusieurs piqûres, il est nécessaire de prendre le temps d'expliquer calmement la technique, et de rassurer les malades. Ceci n'est malheureusement pas possible chez le petit enfant. Il faut traverser la peau d'un geste ferme, **en évitant de ponctionner à l'émergence des poils** dont la base constitue une zone très sensible. **On évite aussi d'introduire l'aiguille au niveau de la plaque motrice du muscle** : l'insertion y est douloureuse, car on irrite les afférences nociceptives qui quittent le muscle à ce niveau ; les PUM sont déformés parce que l'excitation s'éloigne de l'électrode dans 2 directions opposées ; enfin l'irritation de la partie distale des axones moteurs crée une extrusion de vésicules d'acétyl-choline que l'on peut apercevoir sous forme d'une bouffée durable de 'potentiels miniatures' de 200 à 400 μ V d'amplitude élémentaire, que l'on pourrait à tort considérer comme des fibrillations. Pour toutes ces raisons, il est préférable de ponctionner le muscle à distance de la plaque motrice, en tenant le **biseau de l'aiguille autant que possible perpendiculaire à la direction des fibres musculaires**.

On recherche d'abord une activité musculaire spontanée, le muscle étant totalement relaxé. **On demande ensuite au patient une contraction modérée** pendant laquelle, en déplaçant légèrement l'aiguille, on positionne le biseau au plus près d'un paquet de fibres musculaires pour chaque U.M. examinée : l'amplitude du pic principal du PUM et un timbre de plus en plus aigu au haut-parleur permettent de guider la localisation de l'électrode active. Les paramètres de forme : amplitude, durée, nombre de phases et de changements de pente (turns) sont alors notés pour chaque train de PUM observé (fig.10). **Puis lors d'une contraction volontaire maximale**, si possible contre résistance, on étudie le recrutement des UM, sur un tracé qui passe du stade simple (PUM isolés) au stade intermédiaire (recouvrement partiel des PUM, mais la ligne de base reste encore partiellement visible) et finalement au stade interférentiel complet, où la ligne de base disparaît complètement .

Plusieurs ponctions sont utiles pour chaque muscle, sans qu'il soit toujours indispensable de retraverser la peau : il suffit d'incliner l'aiguille selon des angles différents, tout en essayant de maintenir le plan du biseau perpendiculaire à la direction des fibres musculaires. Dans les muscles comportant plusieurs chefs, et dans les sphincters circulaires, il est indispensable de faire plusieurs ponctions (pour les sphincters, au moins une exploration de chaque côté, et parfois une exploration par quadrant). Des méthodes automatisées sont désormais disponibles sur les machines d'EMG, qui permettent de quantifier les paramètres de forme des PUM en contraction faible, la puissance et le spectre du signal en contraction forte ou maximale.

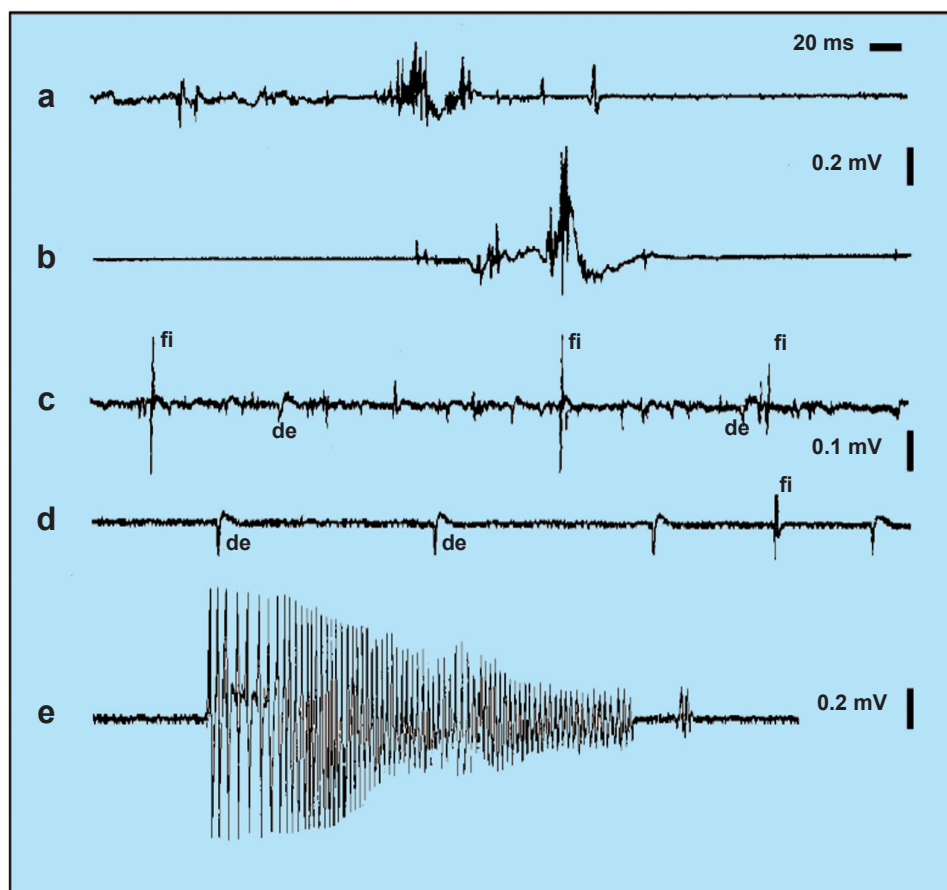


Fig 11 : Activités "spontanées" dans un muscle au repos. Noter les différentes amplifications usitées.

a et b : **décharges insertionnelles** à l'introduction de l'aiguille dans le muscle.

c et d : **fibrillations (fi) et potentiels de dénervation (de) à pointe positive.**

e : **salve myotonique.**

D : ANALYSE DES SIGNAUX DANS UN MUSCLE AU REPOS

D1 - Activités spontanées normales

L'introduction de l'aiguille au milieu des fibres musculaires crée une irritation brève, qui donne lieu à une bouffée d' **'activité insertionnelle'** (fig.11) : décharge brève de 50 à 500 ms, souvent surimposée à un artefact de mouvement (oscillations de la ligne de base). Elle n'a pas de caractère pathologique, mais elle permet de repérer qu'on a bien pénétré le muscle. Le type de signal se reproduit chaque fois que l'aiguille est déplacée par rapport au tissu musculaire. Lors des myosites, des myotonies, et en phase aigue des dénervations, il est commun d'observer des activités insertionnelles plus amples et plus prolongées.

Le muscle étant complètement relaxé, aucune activité n'est normalement enregistrée. C'est le moment de vérifier l'absence de bruit de fonds qui pourrait être occasionné par une introduction insuffisante (biseau dans le derme et non dans le muscle), une électrode défaillante ou une mise à la terre défectueuse : il faut alors contrôler l'impédance du circuit d'électrode, mesurée entre 0,5 et 2 KHz, et normalement voisine de 50 KOhm avec une aiguille concentrique de 0,070 mm². Dans certains muscles, il peut être difficile voire impossible d'obtenir une relaxation totale : il persiste alors une activité tonique faite de 1 ou 2 trains de PUM qui se répètent le long du tracé avec une forme identique et une fréquence stable. On tente alors d'annuler ce tonus en provoquant la contraction d'un antagoniste ou en déclenchant une inhibition réciproque (ex : faire regarder vers le haut pour éteindre le tonus d'un orbiculaire de l'oeil ; faire pousser le patient pour inhiber un sphincter anal). L'absence totale d'activité insertionnelle fait évoquer un défaut d'excitabilité des fibres musculaires : atrophie totale du muscle après dénervation prolongée ; lésions musculaires ischémiques de rhabdomyolyse en voie de nécrose ; atteinte aigue des jonctions neuro-musculaires par les curares ; paralysie périodique familiale.

On a déjà signalé la possibilité d'enregistrer des 'potentiels miniature' de plaque motrice lorsque l'aiguille est introduite dans une jonction neuro-musculaire. On observe alors une bouffée durable de petits potentiels de 50 à 300 μ V d'amplitude, dont la fréquence diminue en quelques secondes si l'aiguille n'est pas mobilisée dans le muscle. Ces potentiels miniatures ne sont pas observés en cas de myasthénie ni chez un patient curarisé. Il est toujours préférable d'éviter une ponction des jonctions neuro-musculaires.

D2 - Fibrillations et potentiels à pointe positive

L'activité spontanée anormale la plus fréquente dans un muscle au repos est représentée par les potentiels de **fibrillation et les potentiels à pointe positive, encore appelés potentiels lents de dénervation** (fig.11). Ces signaux proviennent de fibres musculaires dénervées, chez qui les récepteurs nicotiniques de l'acétyl-choline quittent leur site normal à la jonction neuro-musculaire pour se répandre sur les membranes des fibres musculaires. Celles-ci présentent alors un potentiel de repos plus faible et instable, récupèrent une sorte d'autoexcitabilité de type embryonnaire, et génèrent spontanément des PA de fibre musculaire enregistrés soit comme des activités de pointe brève (fibrillations) ou comme des ondes positives à front raide (positive sharp waves, PSW), selon la position et la direction de l'électrode par rapport à la fibre enregistrée, avec une décharge le plus souvent régulière (quelques c/s).

Fibrillations et potentiels à pointes positives n'apparaissent que lorsque la partie distale du motoneurone subit une dégénérescence axonale aigue : on ne les observe pas dans les neuropathies périphériques d'évolution lente. **Le délai entre une lésion aigue du motoneurone et l'apparition de l'activité spontanée** varie selon la longueur du nerf : de 7 à 10 jours pour les muscles de la face, \approx 15 à 20 jours pour les muscles distaux des membres. Ces délais fixent la date du premier EMG lorsque, suite à la lésion aigue d'un tronc nerveux par exemple, on désire préciser l'importance et l'extension des dégâts axonaux. Les fibrillations peuvent persister de 4 à 10 mois en l'absence d'une réinnervation des fibres musculaires, lesquelles redeviennent alors progressivement silencieuses en même temps qu'elles s'atrophient.

Des fibrillations peuvent apparaître chaque fois que des fibres musculaires perdent brutalement contact avec leur motoneurone, sans pouvoir être rapidement réinnervées par des axones voisins : lésions du corps cellulaire des motoneurones dans la moelle, section ou écrasement de nerf, phase aigue des polyneuropathies mais aussi lors de myosites inflammatoires ou de myopathies qui créent un 'splitting' de fragments de fibres musculaires séparés de leur plaque motrice. Des fibrillations très précoces sont également observées lors des intoxications aux curares. Par contre, quand un phénomène métabolique entraîne une inexcitabilité cellulaire (ischémie aigue), ou lorsqu'une pathologie lente permet une réinnervation presque concomitante par des axones restés sains (polyneuropathies lentes), on n'observe pas de fibrillation.

Fig.12 : Les fasciculations sont mieux détectées avec des électrodes de surface et un balayage lent. (ici, dans les extenseurs des orteils chez un sujet souffrant d'une lésion radiculaire L5). Noter, d'une fasciculation à la suivante, le changement continu de forme et de rythme.

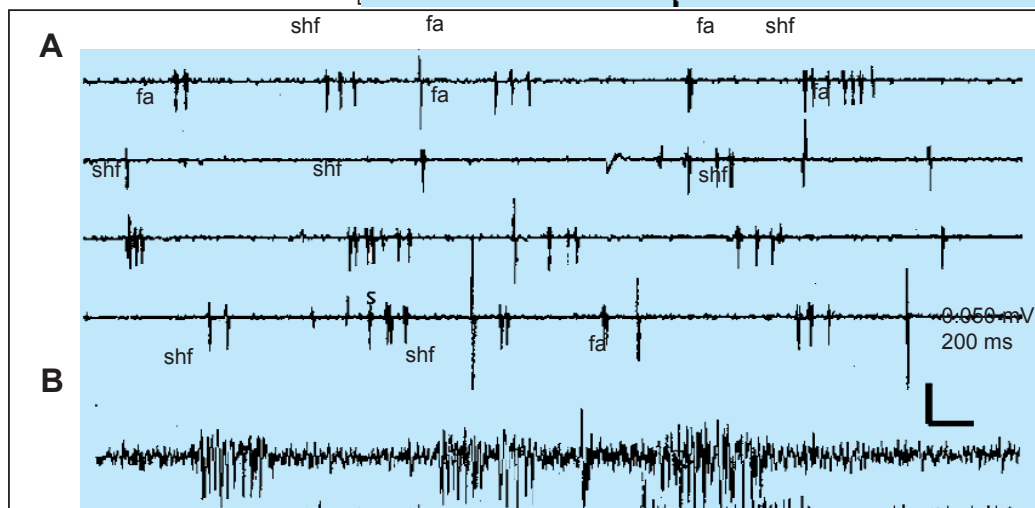
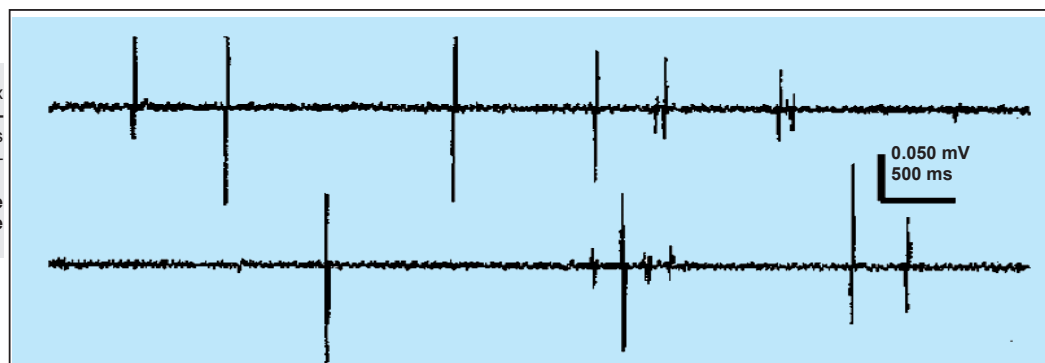


Fig.13 :
A : fasciculations (fa) et salves de décharges à haute fréquence (shf), enregistrées dans un muscle triceps sural au repos, avec des électrodes de surface, chez un sujet présentant une lésion radiculaire S1 ancienne.

B : salves de décharges à haute fréquence dans un muscle pectoral irradié 3 ans au-

D3 - Autres activités anormales de dénervation

Différents types de décharges spontanées peuvent être observés au cours des dénervations. Il s'agit le plus souvent de **bouffées d'excitation répétitive à haute fréquence** (30 à 100 pulses/s) d'un petit nombre de fibres musculaires ou d'une fraction d'unité motrice (fig.13 A). La zone «gâchette» d'excitation spontanée se situe alors le plus souvent sur une arborisation intramusculaire d'un motoneurone et la salve peut être 'annoncée' par un potentiel isolé. Les décharges à haute fréquence peuvent prendre divers aspects, selon que les potentiels qui les composent sont monomorphes (monotonic high frequency discharges) ou variables (complex discharges, bizarre discharges). Elles peuvent produire une petite secousse sous la peau, qui les font qualifier de 'myokimies'. On peut les apercevoir dans tous les types de dénervation. Elles sont plus fréquentes lorsque débute les phénomènes de réinnervation distale. Elles sont particulièrement abondantes au cours des lésions neurologiques post-radicales où elles peuvent être enregistrées des années après le traitement (fig.13 B).

D4 - Salves myotoniques

Le bruit caractéristique d'une **salve myotonique**, déclenchée par l'introduction ou la mobilisation d'une aiguille dans le muscle, est connu de tous les électromyographistes : il rappelle le coup d'accélérateur sur un moteur 2 temps de moto ou de tronçonneuse (fig.11). La salve est faite de 1 ou plusieurs trains de potentiels battant à fréquence d'abord élevée (100-150 c/s) qui décroît ensuite lentement, réaccélère au moindre mouvement de l'aiguille, et peut se poursuivre sous forme d'une activité plus irrégulière.

L'aspect le plus caractéristique est rencontré dans la myotonie dystrophique (Steinert). Des mutations variées du gène (chr 7 q 35) codant pour le canal Cl-CN-1 sont responsables de l'instabilité du potentiel de repos des fibres musculaires des myotonies congénitales de Thomsen et de Becker. Des mutations du gène (chromosome 17 q 23) codant pour le canal Na-SCN-4A entraînent un défaut d'inhibition des canaux sodiques et les salves constatées dans la paralysie périodique hyperkaliémique, la paramyotonie congénitale et les myotonies aggravées par le K⁺. Des décharges moins nombreuses parfois localisées à une zone définie du muscle, et moins durables, peuvent être enregistrées chaque fois que des fibres musculaires pathologiques perdent la stabilité de leur potentiel de membrane : myopathies et myosites, qu'elles soient d'origine héréditaire, inflammatoire, métabolique ou toxique. Quelques salves isolées peuvent également se produire si l'aiguille irrite la jonction neuro-musculaire d'un muscle normal.

D5 - Fasciculations

Les fasciculations sont une modalité d'activités spontanées, apparaissant sous forme de potentiels amples et larges (plusieurs mV, 5 à 15 ms) qui prennent l'aspect de volumineux PUM parfois semblables aux potentiels géants des lésions des cornes antérieures. Ils en diffèrent par leur **survenue aléatoire** : ils ne présentent pas de décharge à fréquence fixe : intervalle constamment variable entre 2 fasciculations successives ; et par **la forme du potentiel qui se modifie d'un pulse à l'autre** (fig. 12). Parce que leur site change également et peut ne concerner qu'une zone très réduite de muscle, **elles sont mieux observées avec des électrodes de surface** qui captent une grande partie du volume musculaire (enregistrer à 50 μ V et 500 ms par cm d'écran). Elles peuvent apparaître monomorphes à l'aiguille concentrique, qui peut ne capter, à l'intérieur de son volume de recueil utile, qu'une seule UM en train de fasciculer.

Les fasciculations apparaissent sur des motoneurones lésés, le plus souvent en voie de repousse ou de récupération axonale. Elles sont très fréquentes lors des lésions des corps cellulaires des motoneurones dans les cornes antérieures ou le tronc cérébral (sclérose latérale amyotrophique, amyotrophies spinales), également lors des lésions radiculaires surtout mécaniques (névralgies cervico-brachiales, cruralgies et sciatalgies). Mais on peut en observer de manière constante et diffuse chez certains sujets normaux anxieux et de manière régulière dans les muscles plantaires des adultes.

D6 - Activité spontanée continue

Il s'agit cette fois de PUM normaux, résultant d'une activité tonique involontaire. Il s'y associe fréquemment des salves de type myotonie. Le trouble originel est nerveux, périphérique ou périphérique + central. Le mécanisme moléculaire exact n'est pas connu pour le Syndrome de Schwartz Jampel (chromosome 1). Pour le Syndrome d'Isaac et le Syndrome de l'homme raide, des anticorps dirigés contre les canaux K⁺ ou contre des récepteurs membranaires contrôlant une activité enzymatique, sont produits au cours d'affections néoplasiques, hématologiques, ou inflammatoires.

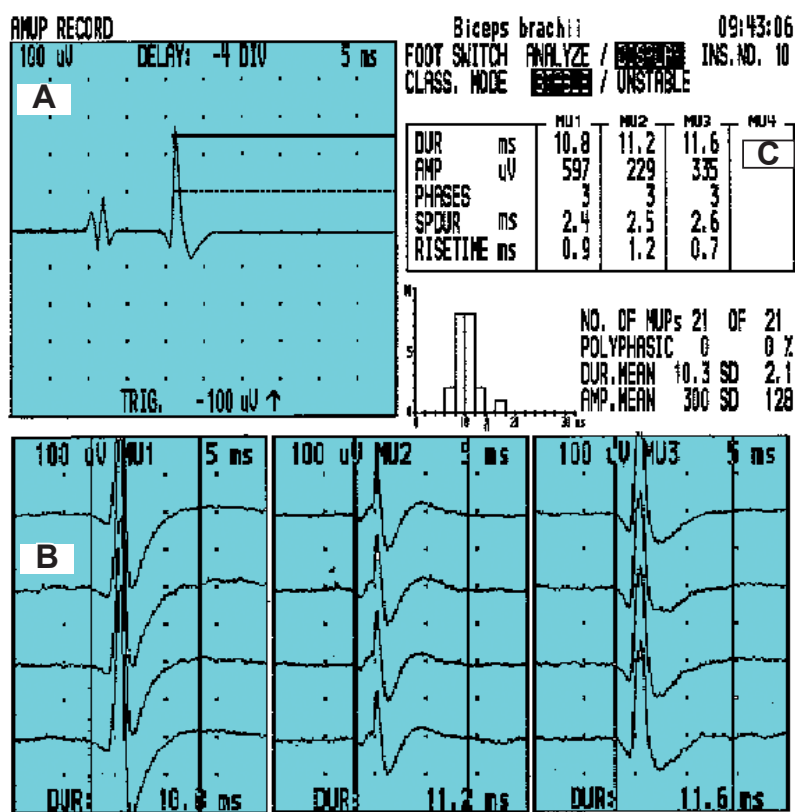


Fig. 14 : Exemples de forme de PUM normaux enregistrés dans un biceps brachial de sujet adulte (calibration : 0.3 mV, 5 ms).

Fig 15 : Valeurs normales des paramètres de forme des PUM dans les muscles des membres

Amplitude :	0.2 à 2 mV
Durée :	4 à 14 ms
Nombre de phases :	3 à 5
Nombre de "turns" :	4 à 10
Temps de montée du pic principal :	< 1.3 ms

Fig 16, ci-dessous : **Analyse automatique de la forme des PUM en contraction faible** (programme AMUP, Nicolet Biomedical). A : Les potentiels sont détectés et sélectionnés sur un double seuil d'amplitude. B : Les PUM qui se répètent avec une forme identique sont classés en 'trains' correspondant chacun à une UM différente. C : Pour chaque UM, l'ordinateur fournit les paramètres de forme des PUM classés.



E - ANALYSE DE LA FORME DES PUM EN CONTRACTION FAIBLE

E1 - Technique

Lorsque l'aiguille est introduite dans le muscle, et qu'on demande au sujet d'effectuer une contraction volontaire, il faut éviter que le muscle glisse sous la peau, ce qui entrainerait l'aiguille à se tordre et occasionnerait une douleur vive. Chaque fois qu'il paraît inutile de rechercher une activité spontanée anormale de repos, il est préférable de **n'introduire l'aiguille dans le muscle que lorsque celui-ci est contracté**. Il est recommandé de **maintenir autant que possible une contraction isométrique** (par exemple en bloquant à la main la flexion dorsale du pied quand on demande une contraction du muscle tibial antérieur). Cette procédure est évidemment impossible pour certains muscles de la face, pour les sphincters...

En contraction faible, un petit nombre d'UM sont 'recrutées'. Chacune produit un PUM qui se reproduit avec une forme identique le long du 'train de décharge' de cette UM. En dirigeant au mieux le biseau de l'aiguille, on peut approcher un paquet de fibres musculaires occasionnant un potentiel dont l'onde principale (main spike) est ample, brève, de forme simple (souvent triphasique) et contenant des segments de pente raide qui donnent **au haut-parleur un bruit sec et aigu**. D'autres UM dont le territoire est plus distant de l'électrode génèrent des trains de PUM moins amples et plus sourds. En modifiant la position de l'électrode dans le muscle, on s'approche successivement du territoire de plusieurs UM dont on peut étudier la forme du PUM.

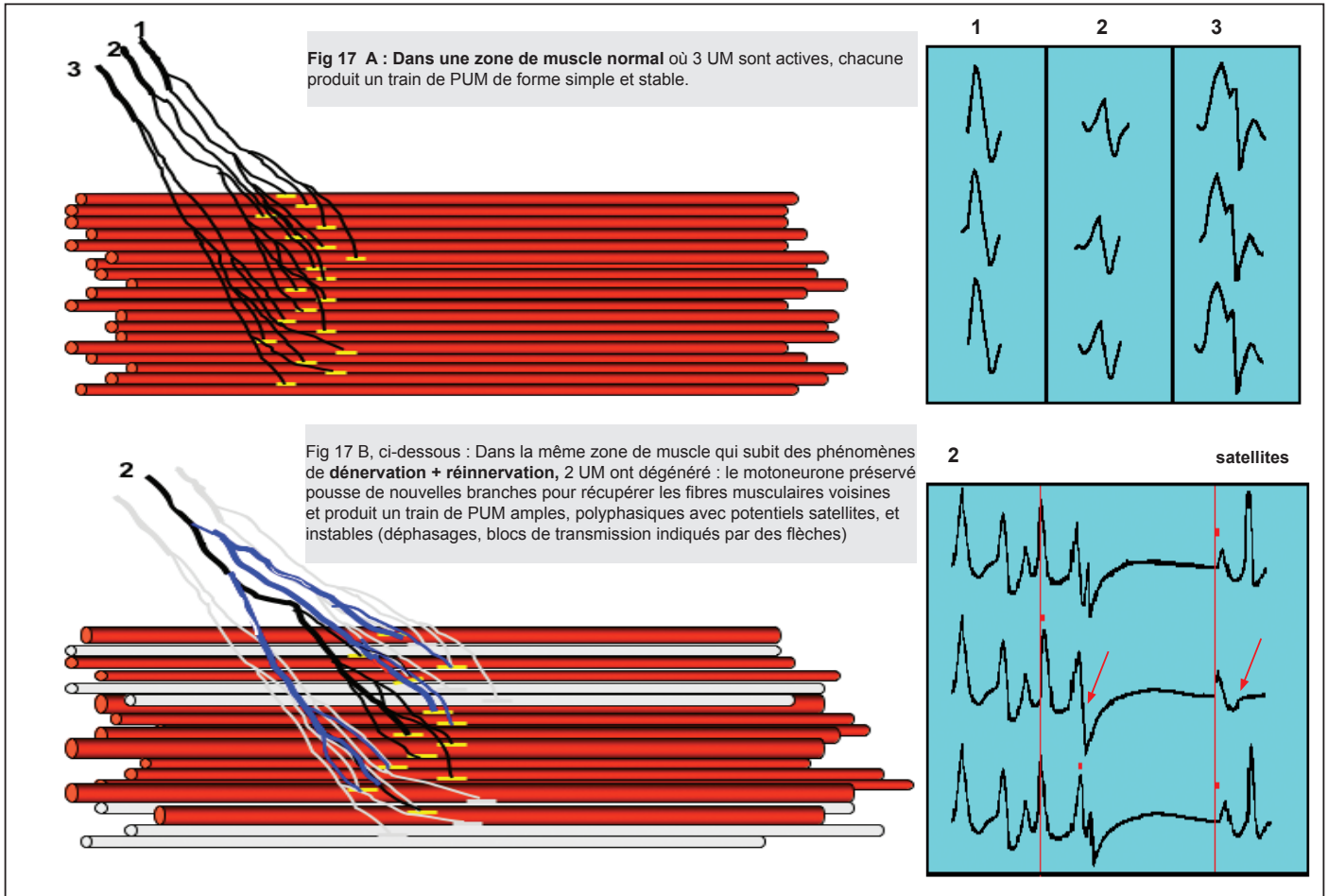
Combien de sites faut-il ponctionner dans un muscle, et combien de formes de PUM faut-il observer pour avoir une représentation fiable de l'état des UM ? Une seule ponction peut suffire, en glissant discrètement l'aiguille vers plusieurs territoires, lorsque d'emblée les PUM élémentaires enregistrés apparaissent de forme, durée, et amplitude normales, et que cet aspect est homogène à travers tous les territoires étudiés : il vaut mieux alors passer tout de suite à l'investigation d'un autre muscle. **Au moins deux ponctions à des endroits différents du même muscle sont nécessaires quand l'aspect anormal ou inhomogène des PUM** oblige à recueillir une information fiable, surtout si les constatations effectuées ne concordent pas avec ce que la clinique laissait prévoir. Dans tous les cas, la règle doit être de limiter la gêne causée au patient au minimum indispensable pour que l'électromyographe, en fonction de son expérience personnelle, ait la conviction de son diagnostic.

E2 - Paramètres à mesurer et leurs correspondances physiologiques

Lors d'une contraction progressivement croissante, **ce sont les UM lentes, peu fatigables qui sont recrutées en premier** : ce sont souvent les seules, dans un muscle normal, dont on puisse étudier la forme des potentiels. Quand une contraction forte mobilise les UM rapides, correspondant aux gros motoneurons, la superposition des trains de potentiels rend impossible cette analyse, sauf lorsqu'une dénervation réduit à quelques unes le nombre total d'UM que l'on peut solliciter.

Avec une aiguille concentrique monofilaire usuelle (surface active : 0,07 mm²), l'onde principale d'un PUM correspond au passage du PA sur 5 à 10 fibres musculaires, situées dans un rayon de 300 à 500 µm de l'électrode active dans le biseau. De ces fibres dépendent **l'amplitude** (0.2 à 2 mV), la durée (2 à 4 ms) et la surface du pic principal du PUM (fig. 6). Les indentations secondaires et les « queues » du PUM sont générées aussi par 10 à 20 autres fibres situées dans un rayon de 400 à 1000 µm, qui déterminent la « complexité » du PUM et en partie sa **durée totale** (4 à 14 ms). Cette complexité est évaluée en comptant **le nombre de phases** (surface de polarité +/-) et **le nombre d'inversions de pente ou « turns »** (fig. 6)

Dans la plupart des muscles squelettiques, chez l'adulte normal, le nombre de trains de potentiels 'polyphasiques' (>4 phases) est inférieur à 15% du nombre total de trains enregistrés. On ne retient que les inversions de pente séparées par des segments d'amplitude >50 µV.



Quand une aiguille concentrique est poussée à travers le territoire d'une UM normale, elle enregistre d'abord un onde de faible amplitude, captée essentiellement par la canule. Puis l'amplitude du PUM augmente, et un ou plusieurs pics négatifs (vers le haut) apparaissent, à mesure que l'électrode centrale dans le biseau de l'aiguille se rapproche des fibres musculaires activées. Quand l'aiguille finit de traverser le territoire de l'UM, à nouveau le PUM diminue d'amplitude, avec un pic principal souvent positif (vers le bas).

Dans un tracé en contraction faible ou modérée, plusieurs UM sont activées, dont les décharges arrivent à se superposer, créant des potentiels mixtes (voir le dernier potentiel sur l'écran, fig.1). Il est évident que **seule l'analyse de forme des PUM 'élémentaires', non contaminés par du bruit ou par d'autres PUM, a un sens**. Or, il n'est pas si facile de repérer visuellement ces potentiels représentatifs du 'patron' (pattern) d'une UM, ni d'en mesurer rapidement les caractéristiques (fig.10-2)

D'où l'intérêt des méthodes automatiques désormais implémentées sur de nombreux ordinateurs d'EMG. Un exemple est donné fig.16. **Il est important de bien connaître le mode de fonctionnement et les critères de décision utilisés par la technique automatisée** dont on dispose. Il faut se souvenir que le moyennage des potentiels classés dans le même train fait disparaître la variabilité des différents pics du PUM, ce qui est pourtant une information intéressante à prendre en compte. Néanmoins, les programmes actuellement disponibles font preuve d'une bonne fiabilité. Une description plus détaillée de l'intérêt et des limites de diverses méthodes de décomposition des tracés par ordinateur peut être trouvée dans les articles cités dans la liste bibliographique.

E3 - Variations normales de forme

En plus des facteurs physiologiques et techniques déjà cités, **de nombreux paramètres déterminent la forme des PUM enregistrés**, notamment :

1 - la localisation et la fonction du muscle : les petits muscles de force faible et impliqués dans des mouvements fins et précis (face, extrémités des membres) ont une prédominance d'UM lentes, dont le territoire est de taille réduite, et dont les fibres musculaires ont un petit diamètre : les PUM sont de faible amplitude et de durée courte. Au contraire, les gros muscles proximaux des membres et ceux engagés dans la correction rapide de la posture sont largement pourvus en UM rapides, de large territoire, avec des fibres musculaires de gros diamètre : les PUM sont amples et relativement larges.

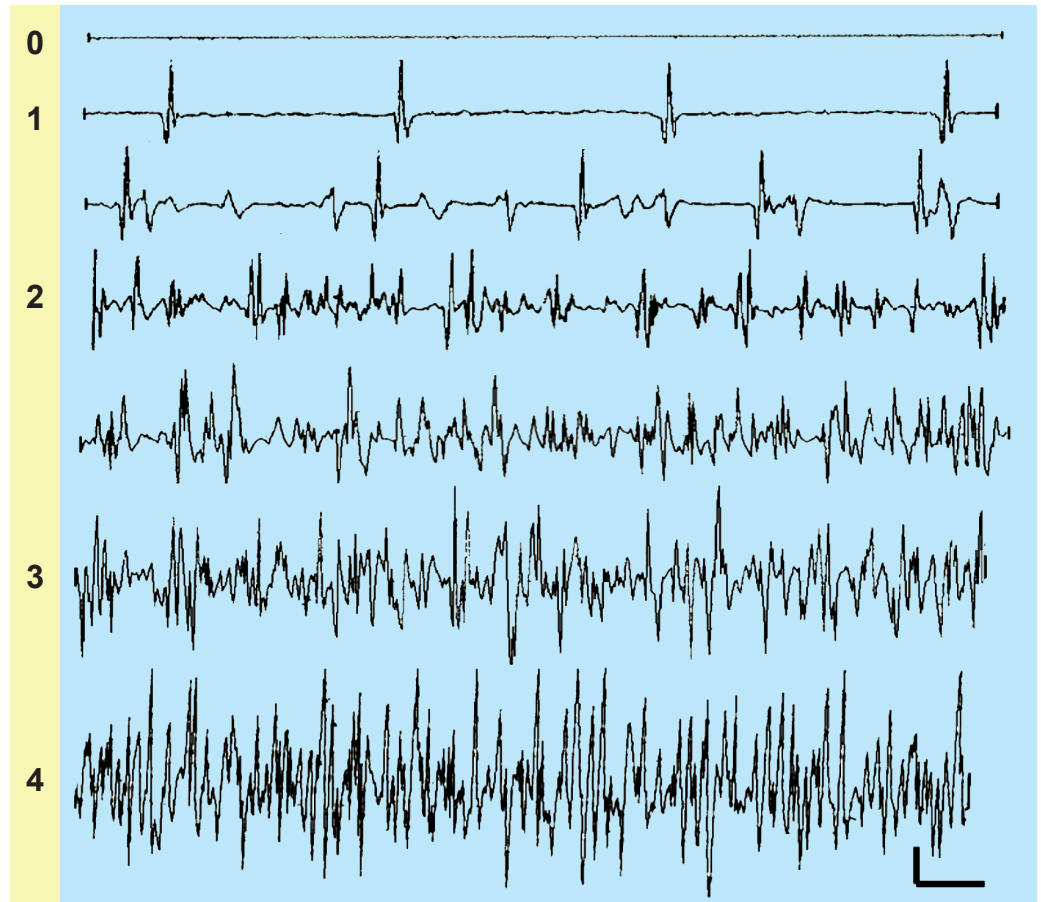
2 - l'âge et le sexe du sujet : les PUM des sujets jeunes et des femmes sont moins amples que ceux des hommes et des sujets âgés. Les formes des potentiels sont peu différentes chez l'enfant. L'amplitude est plus faible chez le prématuré et le nourrisson. Les potentiels sont plus amples et plus complexes chez le sujet âgé.

La fig.14 montre quelques formes de PUM enregistrés dans le muscle Biceps d'un adulte normal, et le tableau de la fig.15 les valeurs couramment observées dans les muscles des membres d'un adulte sain. Mais il est impossible de décrire toutes les formes observées, dans chaque muscle, pour chaque âge et chaque sexe.

Il faut une expérience longue et attentive de l'électromyographe pour accumuler dans sa mémoire personnelle ou dans la base de données de son ordinateur des connaissances suffisantes pour interpréter en routine les diverses variations physiologiques. Il faut surtout insister pour rappeler que **les conditions techniques sont les facteurs les plus importants qui conditionnent l'aspect des potentiels** : type d'aiguille utilisée ; profondeur, position, angulation du biseau de l'aiguille dans le muscle et par rapport aux fibres musculaires ; réglage de l'amplificateur, des filtres, de l'écran de visualisation...

Fig 18 : 'Enrichissement' progressif d'un tracé Emg normal, depuis le stade 0 ou nul dans le muscle au repos, puis les stades 1 ou élémentaire, 2 ou simple, 3 ou intermédiaire, et finalement le stade 4, interférentiel complet, en contraction maximale.

Calibration : 0.5 mV et 20 ms.



E4 - Aspects pathologiques et interprétation.

Le problème soulevé est encore plus complexe quand de l'examen d'un PUM anormal on tente de déduire les causes qui ont provoqué les modifications de ses paramètres de forme. Le raisonnement est loin d'être simple et de nombreuses études concluent à des résultats différents. On peut proposer le schéma suivant :

1 - L'amplitude du pic principal augmente : si le nombre de fibres musculaires dépendant de la même UM, au voisinage de l'électrode centrale, augmente : il s'agit le plus souvent d'un processus de néo-arborescence distale sur un motoneurone resté ou redevenu sain, et qui a pris en charge un nombre de fibres adjacentes dénervées (fig.17). Toutes les dénervations-réinnervations chroniques aboutissent à de grands PUM, le phénomène étant le plus net dans les lésions des cornes antérieures, au cours de la sclérose latérale amyotrophique et du syndrome post-polio notamment, où il est habituel d'observer des PUM géants. Par contre, une affection produisant des lésions de dénervation qui ne permettent pas une réinnervation concomitante (polynévrites en phase aiguë) n'augmente pas l'amplitude des PUM.

2 - L'amplitude du pic principal diminue : soit parce que le territoire de l'UM se désertifie (dénervation en cours), soit parce que les fibres musculaires deviennent moins excitables et génèrent des PA faibles (myopathies, fig.20).

3 - La durée du pic principal : traduit la dispersion des messages dans un rayon de 200 à 400 µm, dispersion qui peut être augmentée aussi bien par les axonopathies et les phénomènes de dénervation que par les affections musculaires.

4 - La durée totale du PUM : dépend de la dispersion de l'excitation dans un rayon de 500 à 1000 µm. Elle est souvent très augmentée dans les processus neurogènes chroniques en raison du retard pris par les influx sur certaines branches terminales des motoneurones. Certaines fibres musculaires pourront même générer des *potentiels liés ou satellites* (outliers) qui apparaissent totalement détachés de l'onde principale : la durée totale du PUM peut, dans pareil cas, dépasser 30 à 40 ms (fig.17). Au contraire, dans les myopathies dégénératives, le territoire restreint des UM, et le fait que les fibres à distance de l'électrode génèrent des signaux trop faibles pour être captés, font que la durée du PUM est parfois -mais non constamment-diminuée. Inversement, les affections musculaires en voie de régénérescence produisent des PUM dont l'amplitude peut rester faible ou normale, mais dont la durée est augmentée.

5 - La complexité du PUM (nombre de phases et de turns) dépend de la valeur fonctionnelle de l'arborescence terminale du motoneurone et de ses jonctions avec les fibres musculaires. Un PUM ample et très complexe (**multiphasique**) témoigne de lésions 'chroniques' dans un contexte de dénervation + réinnervation. Mais un PUM complexe, décheté et de faible amplitude, indique aussi bien une pathologie des fibres musculaires elles-mêmes (myopathie dégénérative ou inflammatoire, fig. 20) qu'une possible dénervation en voie de réinnervation débutante (**unités 'naissantes'** ou nascent units, fig. 21).

6 - Un aspect particulièrement intéressant des PUM pathologiques consiste à examiner **la stabilité ou le caractère reproductible des différents accidents du même PUM**, dans un même train, d'un pulse à l'autre (fig.17). On peut découvrir que l'amplitude des divers pics se modifie, que certains accidents du potentiel ont une latence fluctuante (l'équivalent du 'jitter' en EMG de fibre unique, mais qu'on arrive très bien à discerner en aiguille concentrique) ou même peuvent disparaître de certaines décharges (blocs intermittents sur certaines branches axonales ou certaines jonctions neuromusculaires). Ces phénomènes se voient dans des lésions de dénervation + réinnervation, des myopathies, des syndromes myasthéniques. Ils constituent un obstacle majeur à la reconnaissance automatique des formes de PUM par les ordinateurs, aucun logiciel ne pouvant de manière fiable prendre en compte ces variations sans risquer de partitionner les trains de PUM, tandis que le moyennage des PUM détectés comme identiques efface complètement ces informations très utiles concernant les défauts de sécurité et les erreurs de transmissions sur les branches terminales des motoneurones.

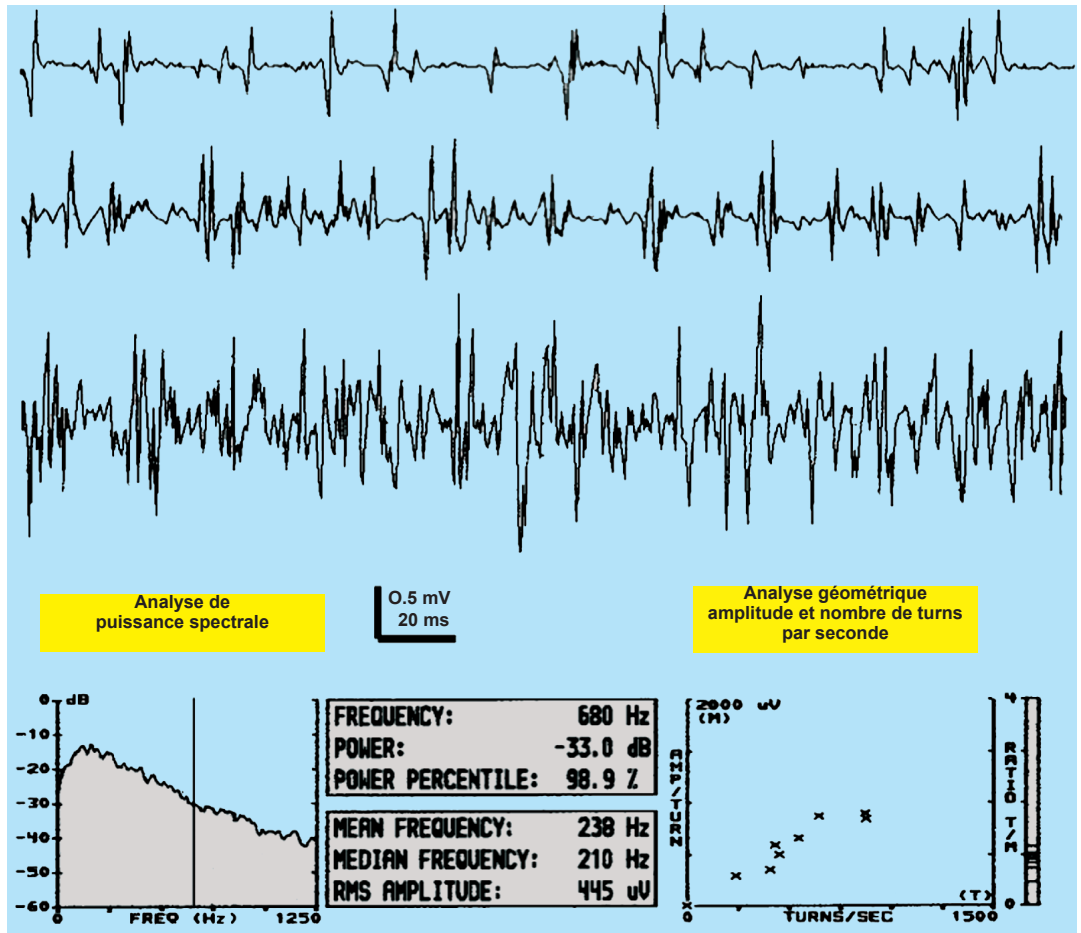
Il est donc évident que l'évaluation visuelle sur écran, ou la mesure automatisée des caractères morphologiques des PUM, n'a aucun sens s'il n'est pas tenu compte à la fois des conditions techniques de l'enregistrement, de l'âge du sujet et du type de muscle étudié, et finalement du contexte clinique : seule une synthèse de tous ces éléments peut aider l'électromyographe à comprendre ce que peuvent indiquer les modifications d'amplitude, de durée, et de complexité des PUM d'un tracé.

Fig 19 : Tracés emg, enregistrés avec une aiguille concentrique, dans le **muscle tibial antérieur d'un sujet normal**, à 3 niveaux de force de contraction (croissant de haut en bas).

La forme des PUM est simple. L'amplitude moyenne en contraction maximale (tracé inférieur) est de 445 μ V RMS (tableau central).

En bas à gauche, spectre de densité de puissance du tracé inférieur : la fréquence à -33 dB est de 680 Hz.

En bas à droite, analyse géométrique (turn count) de 7 tracés du même muscle à des forces différentes : leur disposition suit la diagonale du graphique.



F - ANALYSE DU RECRUTEMENT DES UM EN CONTRACTION FORTE

F1 - Technique

L'aiguille étant positionnée de façon adéquate dans le muscle, on demande au patient d'effectuer une contraction de force croissante à différents niveaux **jusqu'à obtenir une contraction volontaire maximale contre résistance**. La contraction forte provoque fréquemment un déplacement de l'aiguille : il est nécessaire de la garder à la main pour la maintenir en position optimale dans le muscle. Lorsque la coopération du sujet est limitée, on peut déclencher une contraction réflexe forte (chez l'enfant, évoquer un réflexe de flexion dans le muscle tibial antérieur en grattant la plante du pied ; chez l'adulte, faire tousser pour contracter un sphincter). Le nombre de sites à explorer est fonction de la clinique et de l'aspect des premiers résultats analysés. La règle, ici encore, est de limiter le désagrément causé au patient dès que l'information utile est obtenue.

F2 - Correspondances physiologiques et résultats normaux

A mesure que la commande de contraction augmente, elle entraîne le recrutement d'un nombre croissant d'UM lentes, puis intermédiaires, enfin rapides. La fréquence des différentes UM recrutées augmente grossièrement de manière parallèle. Le nombre d'UM mises en jeu varie d'un muscle à l'autre, pour le même pourcentage de force maximale réalisé. Faut-il rappeler que **la coopération du patient est indispensable**, et que de sa bonne volonté, sollicitée par un électromyographe qui évitera dans le même temps de faire mal avec son aiguille, dépendent les caractères et la qualité du recrutement obtenu ?

La 'richesse' du tracé augmente donc progressivement. Il est classique de décrire 5 stades (fig.18), de 0 ou tracé nul (au repos) ; au stade 1 ou 'élémentaire' (moins de 5 trains de PUM) ; puis le stade 2 ou de tracé 'simple' ; le stade 3, dit 'intermédiaire' ; pour arriver au stade 4 ou 'interférentiel complet'. La reconnaissance de ces stades est très visuelle. Elle varie d'une école à l'autre, et repose sur des critères imprécis et peu fiables. A partir du stade 2, il n'est plus possible de compter le nombre de trains de PUM qui composent le tracé, même si on peut grossièrement estimer qu'il faille environ 5 à 10 trains pour générer un stade simple, 10 à 20 pour un stade intermédiaire, et 20 à 30 pour un tracé interférentiel. On parle de stade intermédiaire tant que le tracé laisse persister des **'trous' ou 'gaps' dans le signal** : pendant ces gaps, l'activité résiduelle est proche de la ligne de base (fig.22).

Il a déjà été signalé que **la densité des UM** était plus grande dans les muscles de la face et les petits muscles des mains, pour lesquels il est normalement facile d'obtenir un tracé interférentiel complet (stade 4). A l'inverse, les muscles puissants, proximaux, ou engagés dans les corrections de posture (triceps sural, muscles lombaires) ont de grosses UM, une densité plus faible, et le tracé maximal peut ne pas dépasser le stade intermédiaire (stade 3) spécialement chez les travailleurs de force ou les sportifs entraînés. Il en est de même pour les muscles plantaires, dont la commande motrice a perdu de sa précision depuis que l'homme ne grimpe plus aux arbres.

L'augmentation de force peut s'accompagner d'**oscillations rythmiques physiologiques** dont la fréquence fondamentale va de 1,5 Hz (amortissement mécanique) à environ 8-12 Hz (tremblement dit 'physiologique') et 40-60 Hz (rythme de Piper : synchronisation des réseaux de commande). Toutes ces oscillations sont plus nettes sur les muscles proximaux et elles augmentent avec la force développée.

F3 - Analyse automatique

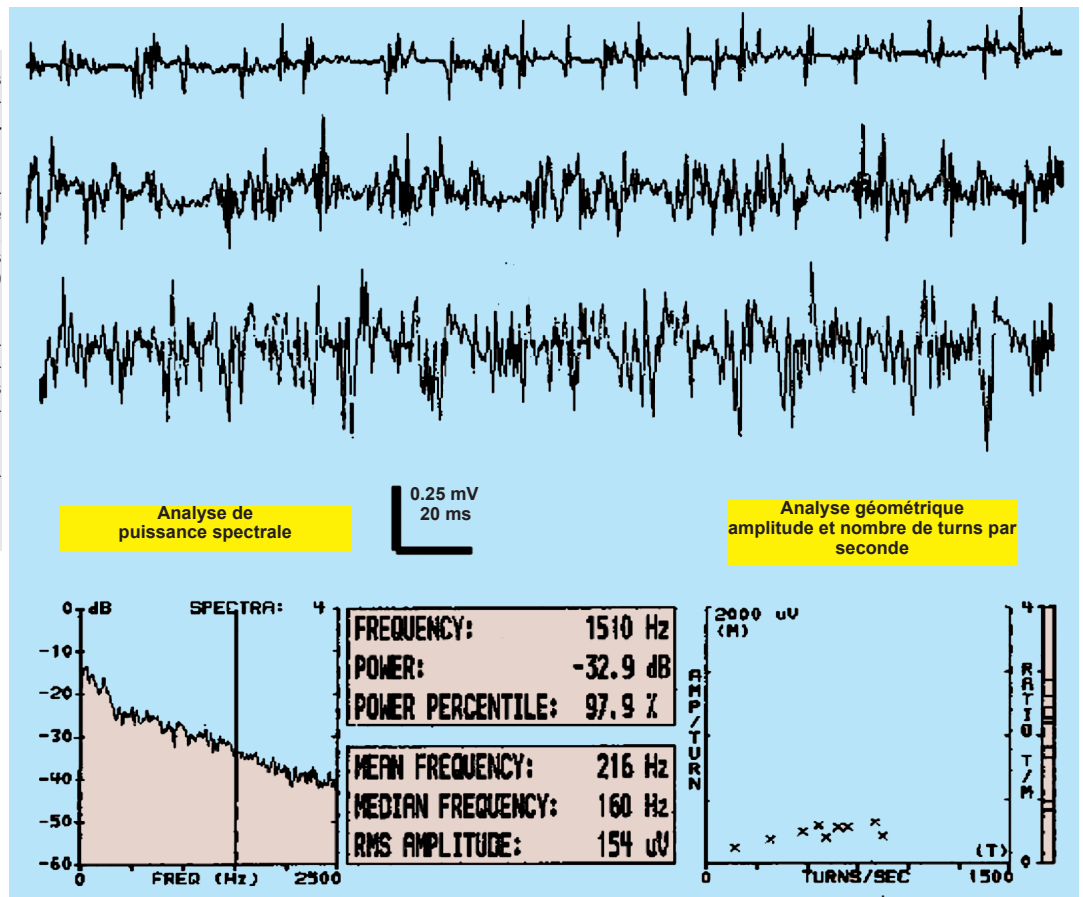
Diverses méthodes automatisées sont disponibles pour aider à analyser les tracés interférentiels. La reconnaissance de forme des PUM n'étant plus possible parce que la superposition des décharges est trop complexe, on étudie la puissance globale du tracé, redressé puis 'intégré', ou la distribution de la puissance relative le long du spectre des fréquences contenues dans le signal (**spectre de densité de puissance, fig.17 à 22**). **Divers critères de décision ont été proposés. Deux au moins sont intéressants à surveiller** : 1. l'amplitude moyenne obtenue de la racine carrée (rms) du signal digitalisé, le plus souvent comprise entre 250 et 500 μ V ; 2. la limite de fréquence pour laquelle la puissance du signal est réduite à -33 db, normalement située entre 600 et 900 Hz.

Fig 20 : Tracés emg, enregistrés dans le muscle deltoïde d'une patiente souffrant de lésions myopathiques (dermatomyosite aigue).

Noter l'amplitude faible et la forme déchiquetée des PUM, la faible amplitude du tracé maximal (valeur RMS 154 μ V), et le spectre déplacé vers les hautes fréquences (fréquence à -33 dB = 1510 Hz).

En bas à droite, le graphique de l'analyse géométrique indique que les segments sont de faible amplitude entre les inversions de pente et les points d'analyse restent proches de l'abscisse.

Comparer ces tracés avec l'enregistrement d'un muscle normal fig. 19.



Une méthode plus simple, consistant seulement à compter les segments séparés par 2 inversions de pente distantes de plus de 50 μ V, (nombre de 'turns' par seconde) et l'amplitude moyenne de chaque segment (**turn amplitude**) a prouvé son intérêt et est disponible sur de nombreuses machines d'EMG. Elle nécessite d'enregistrer successivement plusieurs niveaux de contraction et éventuellement plusieurs sites par muscle. Elle permet d'obtenir un graphique de l'évolution du tracé, entre un aspect : grande amplitude, peu de turns (dénervation + réinnervation, fig.22) et un signal très déchiqueté, avec un grand nombre de turns et de faibles amplitudes de segments (myopathies, ou réinnervation débutante dans un muscle très dénervé, fig 20 et 21). Bien qu'elle soit devenue très populaire, cette méthode n'est qu'une estimation dégradée du contenu spectral. Les résultats normaux obtenus aussi bien avec l'analyse de la densité spectrale classique qu'avec la méthode du turn-count changent selon l'âge, le sexe, le muscle étudié, et la force de contraction. On ne dispose pas d'une banque de données normatives permettant de croiser toutes ces conditions. **Il faut se garder d'y chercher une étiquette neurogène ou myogène sans interpréter d'abord visuellement l'aspect des tracés, et sans relier les indications fournies par ces graphiques aux autres arguments apportés par la clinique et l'électrophysiologie.**

Ces méthodes ne permettent pas d'étudier la fréquence de décharge des motoneurons, ni les caractères des commandes centrales du recrutement. Il faut pour cela mettre en oeuvre des **techniques de décomposition totale des tracés EMG**. En l'état actuel de leur développement, **elles ne sont fiables qu'à condition de contrôler manuellement les résultats fournis par l'ordinateur**, ce qui n'est pas compatible avec une utilisation en routine. La présentation détaillée de ces techniques, ainsi que la description et l'intérêt d'autres méthodes plus élaborées de traitement des signaux interférentiels, peuvent être consultées dans des publications citées dans la liste de références.

F4 - Aspects pathologiques et interprétation.

1 - **Diminution de richesse du tracé en contraction maximale.** Cette réduction est proportionnelle au nombre d'UM restant fonctionnelles dans le champ de réception de l'aiguille. On peut la quantifier visuellement en qualifiant le tracé avec les termes descriptifs classiques (élémentaire, simple, intermédiaire), ou avec une cotation chiffrée équivalente (0,1...4). Si le tracé est très 'appauvri' en contraction maximale, on peut essayer de **compter le nombre résiduel de trains de PUM élémentaires** (attention aux PUM superposés !) et l'exprimer en % du nombre admis d'UM dans le champ de l'aiguille pour le muscle considéré. Par exemple si, dans un deltoïde en contraction maximale contre résistance on n'enregistre que 4 trains de PUM, sachant que normalement l'électrode devrait en capter une vingtaine, on peut chiffrer l'innervation motrice résiduelle au voisinage de 20 % de la normale. Ce type de mesure est particulièrement utile pour suivre les progrès d'une réinnervation.

2 - **Instabilité du recrutement**, qui se traduit par des **trous ou 'gaps' de signal presque nul** dans le tracé, même lors d'une contraction très forte (fig.22). On a trop longtemps négligé ce type d'information. Les 'gaps' relèvent à la fois d'un défaut d'afférentations proprioceptives dû à la lésion nerveuse, et de processus de compensation par les réseaux centraux de contrôle du mouvement. Ceux-ci tentent de 'rattraper' une erreur de maintien de la force en synchronisant brutalement un paquet de grosses UM dont l'excès de puissance entraîne un silence... et un autre gap. Ces instabilités ne se voient qu'en cas de dénervation lente ou en cours de réinnervation, et non en phase aigue des lésions nerveuses.

3 - **Augmentation de la fréquence de décharge des UM** qui restent actives. Dans un muscle normal, on peut rarement, à l'aiguille concentrique, déceler des fréquences supérieures à 15-20 c/s : la superposition des PUM interdit de reconnaître isolément les trains d'impulsion de chaque UM dès qu'on atteint un stade intermédiaire. **On ne peut donc espérer 'voir' une augmentation de la fréquence impulsionnelle d'une UM que dans un muscle fortement dénervé**, quand le nombre total de trains de PUM captés par l'aiguille ne dépasse pas quelques unités. Pour estimer les fréquences en contraction forte et riche, il faut s'adresser soit à des micro-électrodes ('de fibre unique', mais on n'enregistre qu'une seule UM à la fois) soit aux méthodes d'analyse assistée par ordinateur. Les dénervations aiguës graves permettent d'enregistrer des fréquences instantanées supérieures à 30 ou 50 imp./s dans le même train de PUM. Les dénervations lentes ou chroniques produisent peu d'augmentation des rythmes de décharge.

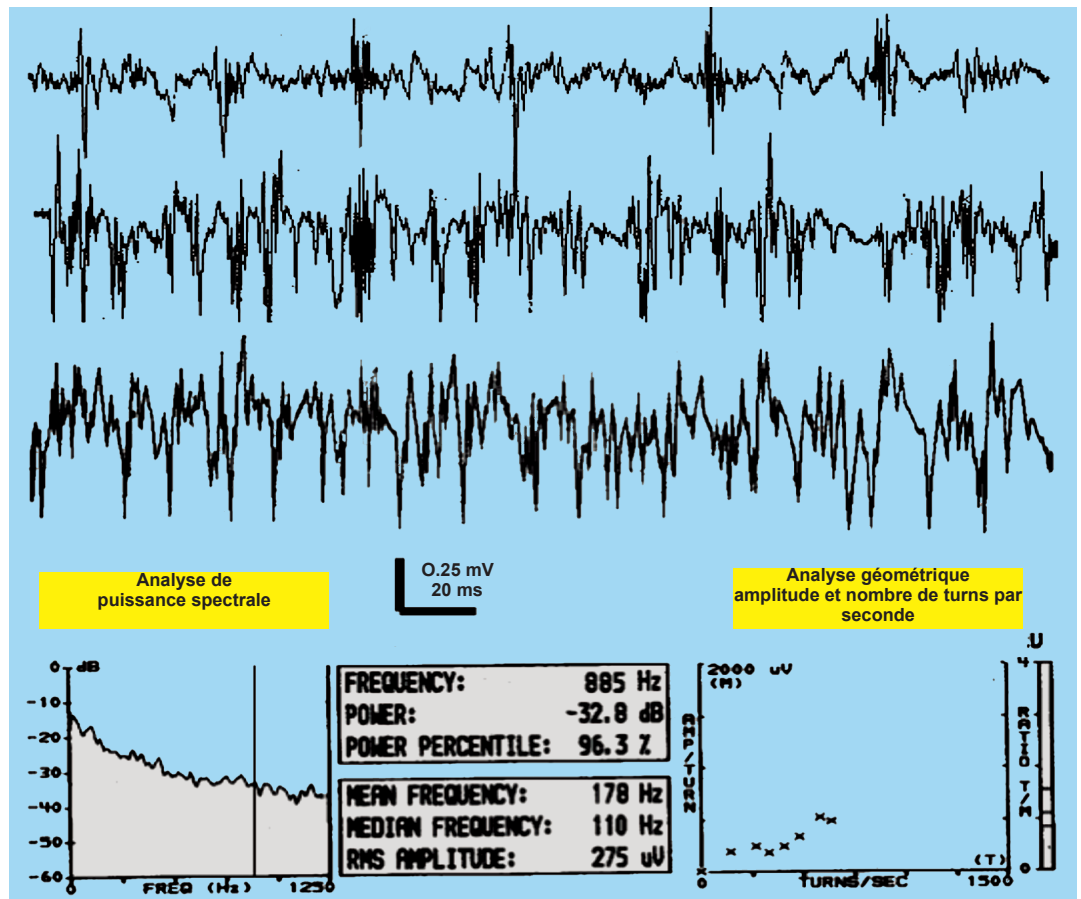
4 - **Les lésions neurologiques centrales** : entraînent aussi une diminution de richesse des tracés, **sans altération de la forme des PUM élémentaires**. Mais les fréquences de décharge de chaque UM activée (et dont les PUM gardent une forme normale) ne sont généralement pas augmentées, et sont même souvent plutôt basses en contraction maximale. Un autre aspect évocateur d'une lésion centrale consiste en l'occurrence de pseudo-tremblements et pseudo-lâchages qui donnent au tracé un **aspect de bouffées irrégulières** plus ou moins mal contrôlées. Enfin, les états spastiques peuvent occasionner une activité tonique permanente dans certains muscles.

Fig 21 : Tracés emg, enregistrés dans l'extenseur commun des doigts d'un patient, 4 mois après une lésion aiguë du nerf radial au bras, en cours de réinnervation.

PUM peu amples et fortement polyphasiques (nascent units) et tracé maximal de faible amplitude (275 μ V RMS).

Noter le spectre légèrement déplacé vers les hautes fréquences (fréquence à -33 dB = 885 Hz). Le graphique de l'analyse géométrique montre une faible amplitude des segments, qu'il serait possible de confondre avec un aspect 'myogène'.

Comparer ces tracés 'de réinnervation précoce' avec les fig. 19 et 20.



G - INTERET DES EXAMENS AVEC DES CAPTEURS SPECIALISES.

G1 - Aiguille à micro-électrode 'pour fibre unique'.

Les potentiels captés par la micro-électrode ont une amplitude élevée (1 à 20 mV), une durée très brève (<1ms), avec un temps de montée du pic inférieur à 0.2 ms (§ B2). L'utilisation de ce capteur permet : 1 - de préciser les erreurs de transmission sur les branches terminales intramusculaires des axones et à travers les jonctions neuromusculaires (fig.8) : mesure de la **fluctuation ou 'jitter' du délai d'activation entre 2 fibres de la même UM**, calcul de taux de bloc de transmission vers une fibre : jitter et blocs augmentent en cas de myasthénie ou de syndrome de Lambert-Eaton, de botulisme, mais aussi dans toutes les neuropathies distales, en particulier axonales. 2 - d'évaluer la **densité des fibres musculaires excitées par le même motoneurone** dans le VRU restreint (300 μ m de diamètre) de la micro-électrode. Un 'grouping' (augmentation de densité locale des fibres musculaires appartenant à la même UM) se rencontre essentiellement au cours des processus de réinnervation, par néoarborescence terminale du motoneurone, quelle qu'ait été la cause de la dénervation antécédente. 3 - de synchroniser un moyenneur sur la décharge d'une UM, pour extraire un 'macro-potentiel' (voir ci-dessous) ou une secousse ou 'twitch' de contraction de cette UM, une procédure utilisée uniquement en recherche.

Les fibres musculaires captées dans le champ de la micro-électrode peuvent être activées par une commande volontaire, ou par une microstimulation focale portée à proximité du capteur, directement sur quelques faisceaux de fibres, avec une aiguille monopolaire ou une aiguille concentrique. Cette **technique de 'fibre unique stimulée'** est plus rapide à mettre en oeuvre. Dans tous les cas, il faut bien imaginer que **la micro-électrode ne peut capter qu'un tout petit territoire**, qui n'est pas représentatif de l'ensemble du muscle étudié. Il faut donc multiplier les zones ponctionnées et les enregistrements, ce qui prend du temps. Par ailleurs, avec un peu d'habitude, l'analyse du tracé capté avec une simple électrode concentrique, en particulier l'étude du nombre de pics et de la variabilité de forme des PUM multiphasiques, renseigne plus rapidement, et de manière presque aussi fiable, sur la densité de fibres co-innervées et sur les défauts de sécurité de transmission d'une fibre à l'autre (fig).

G2 - Aiguille à macro-électrode.

La canule d'une aiguille, dénudée sur 1.5 cm près de la pointe, sert de capteur (fig.9) et **son VRU peut englober une grande part du volume de l'unité motrice** (§ B2). Le signal capté par la canule est dirigé vers un moyenneur synchronisé sur un potentiel de fibre unique. Les formes des 'macro-potentiels' ainsi détectés ont une durée et une aire proportionnelles à la dispersion et au nombre de fibres musculaires constituant l'UM étudiée. Les macro-MUPs ont une amplitude moyenne faible dans les myopathies dégénératives, et élevée dans les processus de dénervation-réinnervation, surtout les lésions des cornes antérieures.

Il reste à prouver que l'addition des mesures de macro-MUP à l'enregistrement des PUM 'concentriques' apporte un supplément d'information utile à l'électromyographie de routine, dans la mesure où des paramètres presque aussi significatifs existent dans le tracé 'concentrique'. Notons enfin qu'on peut souvent -sauf si le revêtement adipeux est important- remplacer la macro-électrode par une électrode de surface, avec le même usage.

G3 - Electrodes de surface.

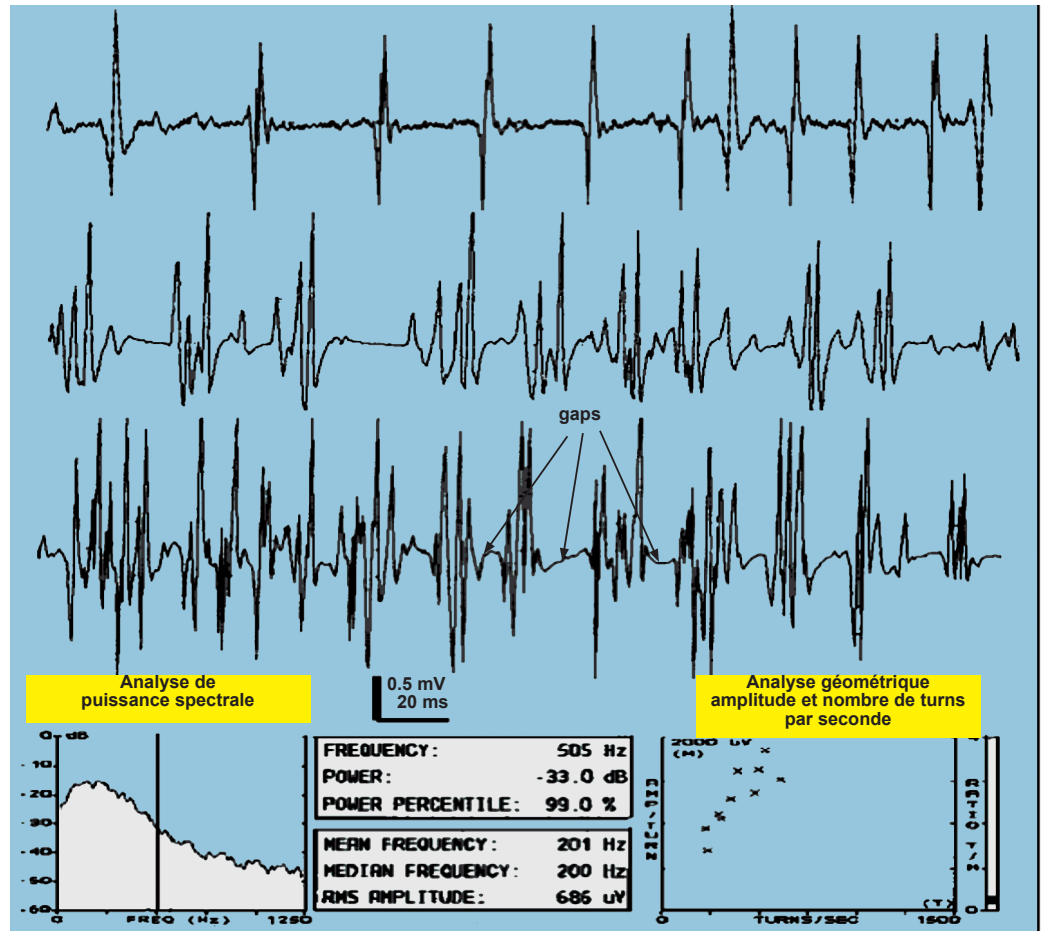
Les électrodes de surface ne permettent pas d'analyser de façon fine la forme des PUM, parce que la peau, les tissus sous-cutanés et le tissu musculaire lui-même amortissent les fréquences hautes et déforment le contenu spectral des signaux en jouant le rôle de filtres inhomogènes dont les caractéristiques varient d'une position d'électrode à l'autre. Elles ont cependant en pratique 2 types d'intérêt : 1. elles permettent de capter un volume important de muscle, et donc un grand nombre d'UM. Les variations de puissance du signal avec le temps correspondent au produit du nombre d'UM activées par la fréquence de chaque UM. On peut donc s'en servir pour **surveiller la commande motrice au cours de situations telles que la marche, les tremblements, les mouvements anormaux**. On peut enregistrer et comparer l'activation simultanée de plusieurs groupes musculaires (ex : agonistes et antagonistes). Pour la même raison, elles sont intéressantes pour évaluer une réponse globale d'un muscle (ex : vitesses de conduction nerveuse, réponses réflexes) alors qu'une aiguille concentrique sélectionnerait la réponse de quelques UM non représentatives du muscle entier. 2. **Leur VRU très large est également intéressant pour détecter des activités peu fréquentes, aléatoires et disséminées dans le muscle** : c'est le cas, en particulier, des **fasciculations et de certaines décharges à haute fréquence** (§ D5). Il faut par contre avoir toujours présent à l'esprit qu'une électrode de surface peut capter un muscle distant dont la 'voix' peut interférer (cross-talk) avec les signaux du muscle situé sous l'électrode (§ B3).

Fig 22 : Tracés emg, enregistrés dans l'extenseur commun des orteils d'un patient présentant une **lésion neuronale 'chronique'** (séquelles de lésion radiculaires L5 ancienne).

PUM très amples et forte amplitude RMS du tracé maximal (686 μ V). Par contre, même en contraction forte, le nombre d'UM recrutées reste faible, le tracé maximal est criblé de 'gaps' et n'atteint pas le stade interférentiel complet.

Le spectre est à peine déplacé vers les basses fréquences (fréquence à -33 dB = 505 Hz). L'augmentation forte d'amplitude des segments entre les turns déplace la position des points d'analyse vers l'ordonnée du graphique d'analyse géométrique.

Comparer ces résultats avec les figures précédentes.



H - LE COMPTE-RENDU D'ELECTROMYOGRAPHIE EN DETECTION

Le compte-rendu des tracés d'EMG en détection ne doit pas être isolé des résultats de vitesses de conduction motrices et sensitives, de tests réflexes (T,H,F), de potentiels évoqués somesthésiques, moteurs ou végétatifs, et la conclusion doit faire la synthèse claire de toutes les données recueillies.

Le rapport d'analyse des enregistrements EMG (un modèle simple est proposé fig.23) précise le muscle (et parfois le chef musculaire) exploré, le côté, l'existence ou non d'une activité spontanée de repos anormale. On ne peut pas, en routine, procéder pour chaque patient et chaque muscle à une analyse automatisée et quantifiée des formes de PUM : cette opération prend trop de temps. Mais on peut indiquer les informations essentielles concernant les paramètres d'amplitude (V) de durée (d) et de complexité : phases (p) et turns (t), en s'aidant d'une cotation simple: + pour une augmentation ; - pour une diminution. De la même façon, la richesse maximale du tracé peut être évaluée sur une échelle de 0 (tracé nul) à 4 (tracé interférentiel complet). Si le recrutement est très réduit (stade 1) on peut compter et indiquer le nombre de trains de PUM captés par champ de recueil. Ceci est particulièrement utile lorsqu'on surveille l'évolution, les progrès ou la stagnation d'un processus de réinnervation. Dans le cas d'un tracé très pauvre, on peut aussi indiquer l'existence d'une augmentation anormale de la fréquence de décharge. La stabilité d'un tracé intermédiaire peut être évaluée par une cotation simple du nombre de trous ou 'gaps' en contraction maximale.

La conclusion n'a pas à reprendre le détail des résultats. Elle fait la synthèse des données recueillies par l'ensemble des techniques utilisées. Prenant en compte le problème à résoudre, elle tente de dégager les arguments électrophysiologiques susceptibles d'apporter une aide utile au diagnostic et à la prise en charge du patient. Elle distingue les conclusions fiables appuyées sur des mesures et des critères objectifs, d'hypothèses incomplètement validées mais suggérées par l'expérience de l'opérateur, et qui peuvent ouvrir le champ d'autres investigations.

fig 23 : Exemple de compte-rendu semi-quantifié de résultats d'emg qu'il est facile de créer sur la base d'un tableur. Des lignes supplémentaires peuvent être ajoutées pour d'autres muscles explorés. Les lignes inutilisées sont supprimées d'un clic avant impression du CR. La colonne 4 permet de noter les anomalies d'amplitude V, de durée d, de nombre de phases ph, et de nombre de turns t. Le recrutement maximal est coté de 0 à 4 (cf fig 18). Si le recrutement maximal est très faible, on peut indiquer le nombre de trains de PUM (T) repérés.

ELECTROMYOGRAPHIE DE DETECTION

Côté	Muscle	Activités spont.	PUM (V,d,ph,t)	Recrut. / 4	Freq	gaps
D	Adducteurs	0	N	4		
	Droit fémoral	0	N	3		
	Tibial antérieur	Fibrill +	P+ t+	1 (3 T)	++	
	Extenseur commun des orteils	Fibrill ++		0		
G	Extenseur commun des orteils	0	N	4		
	Court extenseur des orteils	0	V+	3		
	Soléaire	0	N	4		
	Muscles plantaires					
	SCM					
	Trapeze, chef supérieur					
	Angulaire-Rhomboïde					
	Supra epineux					
	Infra-epineux					
	Deltoïde					
	Biceps brachial					
	Brachioradial					
G	Triceps brachial	Fascic +	V++ p+	2+		++
	Extr com des doigts	0	V++	2		++
	Court Abducteur du pouce	0	N	4		
	1 ^{er} interosseux dorsal	0	N	4		
	Adducteur du Ve doigt					
	Orbiculaire de l'oeil					
	Orbiculaire des levres					
	Masseter					

I - CONCLUSION

Un demi-siècle d'électromyographie a établi l'intérêt des techniques neurophysiologiques pour le diagnostic et le suivi évolutif des maladies neuromusculaires. Le développement de différents capteurs et l'analyse des tracés et des résultats par ordinateur, ont augmenté la richesse de l'information disponible. Les machines modernes et les aiguilles à usage unique assurent à l'opérateur un confort de travail très amélioré et au patient une sécurité biologique totale. A condition de prendre un minimum de précautions, l'introduction des aiguilles et la réalisation de l'examen sont peu douloureuses et parfaitement supportées. Chez l'enfant, il est possible de faire une anesthésie cutanée locale.

On ne doit cependant jamais oublier ⚠ qu'on ne peut habituellement explorer ni toute l'étendue du territoire d'une UM, ni toutes les UM d'un muscle, ni tous les muscles innervés par un tronc nerveux, une racine, ou un métamère médullaire. **Cette sélection est un biais dont il faut tenir compte dans l'interprétation des résultats.** Il faut se souvenir aussi que les signaux EMG (PUM) ⚠ concernent l'excitation transmise vers et sur les membranes des fibres musculaires, et non la force produite : une perte de 50 % des motoneurons destinés à un muscle où les UM restantes ont réinnervé 30 % des fibres musculaires 'orphelines', suffit pour que le muscle récupère 80 % de sa force, soit une valeur cliniquement indétectable de la normale. **L'électromyographie est donc un outil utile, mais qui ne peut ni ne doit dispenser d'un examen et d'une évaluation clinique approfondis.**

L'avenir verra probablement la disparition des investigations à l'aiguille. En l'état actuel des recherches, les techniques alternatives ne sont pas prêtes à remplacer la vue précise et détaillée que permet l'aiguille concentrique sur le fonctionnement de cellules nerveuses isolées (les motoneurons), sur l'information qu'elles transmettent aux fibres musculaires dispersées dans l'étendue de leurs territoires d'arborescence, et sur les conditions globales de leur recrutement par les commandes motrices.

Le présent texte a souligné quelques précautions à prendre pour assurer la qualité de l'examen, ainsi que les limites physiologiques et techniques de l'électromyographie. L'interprétation des tracés reste affaire d'expérience. **On ne s'improvise pas électromyographe. Il est d'abord important de comprendre le fonctionnement de la structure que l'on étudie, et la genèse du signal que l'on enregistre. La qualité du compte-rendu dépend ensuite beaucoup des heures d'expérience, clinique et électrophysiologique, accumulées par le praticien.**

J - SOURCES DOCUMENTAIRES

- Bischoff C. et al. : Reference values of normal motor unit potentials obtained with multi-muap analysis. *Muscle Nerve*, 1994, 17 : 842-51.
- Bouche P. : Electromyographie clinique : apport de la séméiologie électrique... *Encyclopédie Med. Chir.*, Paris, 1983, 17030 B 10, 1-14.
- Brown W. : The physiological and technical basis of electromyography. Butterworth Publishers, Boston, 1984.
- Burke R. : Motor units : anatomy, physiology... in Brooks V. : *Handbook of physiology. The Nervous System*. Amer. Physiol. Soc., 1981, Vol 2 : 345-422.
- Chan R., Hsu T., : Quantitative comparison of motor unit potential parameters between monopolar and concentric needles. *Muscle Nerve*, 1991, 14 : 1028-32.
- Daube J. : *Clinical Neurophysiology*. CNS, Oxford UP, 2002.
- Desmedt J.E. : Motot unit types, recruitment and plasticity in health and disease. Karger, Basel, 1981.
- Desmedt J. : Computer aided electromyography and expert systems. Elsevier, Amsterdam, 1989,.
- Dumitru D. et al. : Motor unit action potentials recorded with concentric electrodes : physiologic implications. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1997, 105 : 333-9.
- Erim Z. et al. : Rank-ordered regulation of motor units. *Muscle Nerve*, 1996, 19 : 563-73.
- Finsterer J. et al. : Peak-ratio interference pattern analysis in the detection of neuromuscular disorders. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1997, 105, 379-84.
- Fournier E. Examen électromyographique et étude de la conduction nerveuse. EM Inter, Cachan, 1998.
- Fournier E. : Atlas d'électromyographie, Lavoisier, Paris, 2000.
- Fuglsang-Frederiksen A., Ronager J. : EMG power spectrum, turn amplitude analysis and motor unit potential duration ... *J. Neurol. Sci.*, 1990, 97 : 81-91.
- Godaux E, Cheron G. : Le mouvement. Medsi/Mc Graw-Hill, 1989.
- Guihéneuc P. : Le recrutement des unités motrices ...in : Cadilhac J., Dapres J. : *Actualités en EMG*, Sauramps Médical, Montpellier, 1991, pp 35-8.
- Guihéneuc P., et al. : Le traitement du signal en électromyographie : mise au point. *Neurophysiol. Clin.*, 1997, 27 : 405-20.
- Henneberg K., Plonsey R. : Boundary element analysis of the direction sensitivity of the concentric EMG electrode. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1993, 40 : 621-31.
- Kimura J. : *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle : principles and practice*. F.A. Davis, Philadelphia, 1983.
- Laguéy A. : EMG en fibre unique : techniques, intérêt diagnostique et difficultés d'interprétation. In Soichot P., : *EMG'96*, Soichot P. éd., Dijon, 1996, pp 91-100.
- Laguéy A. : L'électromyographie de fibre unique. *Rev. Med. de Liège*, 2004, 59 : 141-9.
- Lee H, DeLisa J. : *Surface anatomy for clinical electromyography*. Demos Medical Publisher, 2000.
- Ludin H. : *Electromyography*. Elsevier, 1995.
- Mc Gill K., et al : A comparison of turn analysis and motor unit analysis in electromyography. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 1991, 81 : 8-17.
- Merletti R., : Surface electromyography : possibilities and limitations. *Int. J. Rehab. Sci.*, 1994, 7 : 24-34.
- Nandedkar S. et al. : Concentric needle electrode duration measurement and uptake area. *Muscle Nerve*, 1997, 20 : 1225-8.
- Nandedkar S., et al. : Simulation of concentric needle EMG motor unit potentials. *Muscle Nerve*, 1988, 11 : 151-9.
- Nirkko A., et al. : Sensitivity and specificity of needle electromyography : a prospective study ...*Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1995, 97 : 1-10.
- Pellissier J., et al. : Modifications de la répartition in : Cadilhac J, Dapès G. : *Actualités en électromyographie*, Sauramps Medical, Montpellier, 1991, pp 9-18.
- Pouget J. : L'unité motrice normale et pathologique. In : Cadilhac J., Dapès G. : *Actualités en électromyographie*. Sauramps Medical , Montpellier, 1991, pp 21-3.
- Roeleveld K., et al. : Motor unit size estimation : confrontation of surface EMG with macro-EMG. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1997, 105 : 181-8.
- Rosenfalck P. : Electromyography in normal subjects of different age. *Methods Clin. Neurophysiol.*, 1991, 2 : 47-52.
- Sanders D., Stalberg E. : Single fiber electromyography. *Muscle Nerve*, 1996, 19 : 1069-83.
- Sonoo M. New attempts to quantify concentric electromyography. *Muscle Nerve* 2002; Suppl 11 : S98-102
- Stalberg E. : Single fiber EMG, macro-EMG, and scanning-EMG : new ways of looking at the motor unit. *GRC Crit. Rev. Neurobiol.*, 1986, 2 : 125-67.
- Stalberg E., et al. : Quantitative analysis of individual motor unit potentials. A proposition for standardized terminology *J. Clin. Neurophysiol.*, 1986, 3 : 313-48.
- Stalberg E., Falck B. : The role of Electromyography in neurology. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1997, 103 : 579-98.
- Vial C., Bady B. : Les syndromes myotoniques : aspects électro-cliniques. in : Soichot P., *EMG'96*, Soichot ed., Dijon, 1986, pp 185-96.
- Vila A. L'analyse du tracé d'interférence par la mesure des tours et amplitudes ... in : Soichot P. *EMG'96*, Soichot ed, Dijon, 1996 : 197-2

