

Neurophysiologie Clinique

3F1

Vitesses de conduction des fibres nerveuses périphériques motrices et sensibles Quelques règles de bonne technique

P. Guihéneuc

	page
A : Introduction	2
A1 - Les conditions techniques à respecter.	
A2 - Quelques rappels très utiles de physiologie.	
B : Préparer et vérifier le contact peau - électrodes	3
B1 - Pourquoi ?	
B2 - Comment ?	
C : Choisir et fixer les électrodes de réception	4
C1 - Quel type d'électrodes ?	
C2 - Comment les placer ?	
D : Contrôler la température distale	6
E : Régler les amplificateurs et les filtres	7
F : Préparer la stimulation	8
F1 - Stimulation orthodromique ou antidromique ?	
F2 - Stimulation bipolaire à courant constant, ou stimulation monopolaire à voltage constant ?	
F3 - Intensité et durée des chocs stimulants.	
G : Eliminer l'artefact de stimulation	10
H : Effectuer les mesures	12
H1 - Mesurer les distances	
H2 - Mesurer les amplitudes et les latences	
I : Etablir ses propres normes de résultats	13
J : Interpréter les résultats et rédiger le compte-rendu	14
K : Sources documentaires	14

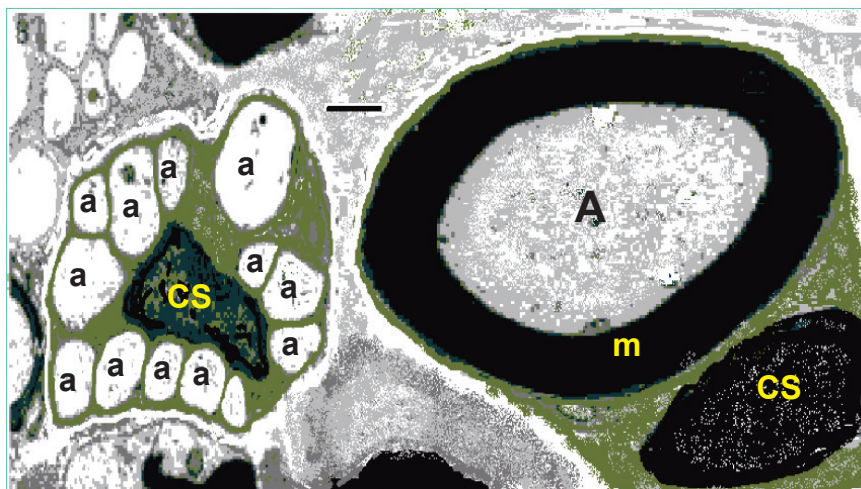
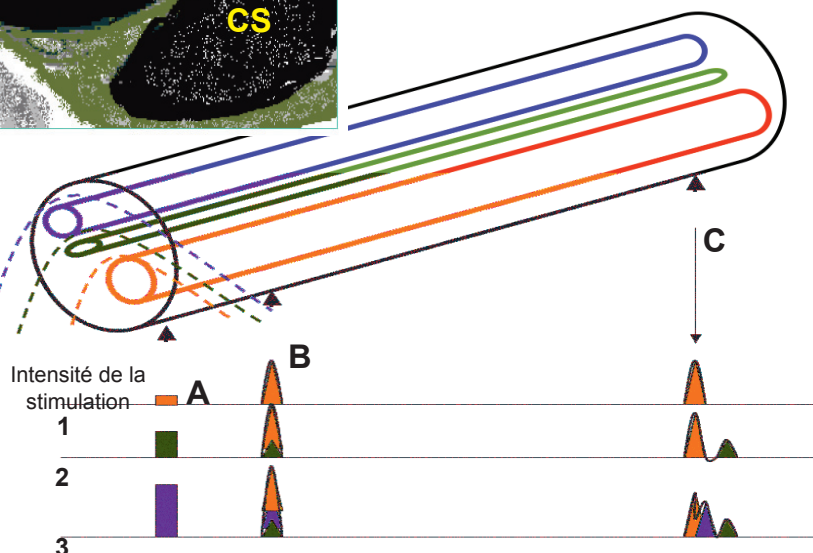


Fig 1 : Coupe de nerf périphérique : les fibres nerveuses sont entourées par des cellules gliales, les cellules de Schwann (CS). Plusieurs axones de petit diamètre (a) sont entourés par une même CS sans myéline, tandis que pour chaque axone A de gros diamètre ($> 3 \mu\text{m}$) une CS n'entoure qu'une seule fibre nerveuse en formant une gaine épaisse de myéline (m). Seuls ces gros axones myélinisés sont explorés par les mesures classiques de VCN : les fibres nerveuses non myélinisées échappent à ces techniques.

Fig 2 : La stimulation d'un tronc nerveux, portée au point A, atteint des fibres myélinisées de diamètre différent. Si la réception est effectuée en un point B proche du site de stimulation, les réponses des différentes fibres apparaissent en phase et les amplitudes des réponses individuelles s'ajoutent pour produire un potentiel global simple et ample. Si la réception est faite en un point B distant de la stimulation, la vitesse de conduction différente des fibres nerveuses produit des réponses désynchronisées, et le potentiel enregistré apparaît moins ample, plus large et plus complexe. Il est important de tenir compte de ce phénomène de déphasage avant d'incriminer une dégénérescence axonale ou un bloc de conduction! (voir document 1A5, §E)



↪ A : INTRODUCTION

A1 – Les conditions techniques à respecter

La mesure des vitesses de conduction motrices (VCNM) et sensibles (VCNS) en pratique clinique a été mise au point pendant les années 50, et est désormais intégrée au programme de la très grande majorité des examens d'électromyographie. Cette "popularité" ou cette banalisation des techniques ne doit jamais incliner à une routine qui serait de nature à compromettre la rigueur des tests et des mesures.

Les problèmes de standardisation des méthodes, de définition de normes et de contrôle de qualité ont été depuis longtemps et souvent abordés. On veut seulement rappeler ici de façon simple quelques **facteurs techniques qu'il faut prendre en compte dans l'exploration des VCN**. L'objectif à atteindre est **d'obtenir des tracés "propres"** où les paramètres significatifs (latences et durées des signaux, amplitudes et aires des potentiels) puissent être mesurés de manière précise (plus petit écart possible de la valeur réelle), fiable (en évitant les causes d'erreur) et reproductible (mêmes résultats dans des conditions identiques). Le respect de ces règles de procédure est indispensable pour établir les normes statistiques des mesures dans les conditions de travail de chaque laboratoire. Il permet à l'Electromyographe de **"se reposer sur" les données qu'il recueille**, surtout lorsque celles-ci découvrent un problème diagnostique que la clinique n'avait pas laissé prévoir : **l'interprétation des résultats ne peut se satisfaire d'un doute sur la mesure**.

Seules quelques conditions techniques sont envisagées ici, en sachant que les modifications de résultats liées à des facteurs anatomiques (segments proximaux ou distaux des troncs nerveux explorés, variations de trajet des nerfs, inégalité de longueur des segments corporels), à des conditions physiologiques (age, dominance latérale) et aux phénomènes pathologiques (démýélinisation, blocs de conduction... etc) ne peuvent être par ailleurs ignorées du Praticien. Mais elles nécessitent une autre revue.

A2 – Quelques rappels très utiles de physiologie

Les techniques courantes de VCN **n'interrogent que les fibres myélinisées**. Elles seules produisent des potentiels suffisamment amples et synchronisés pour être facilement enregistrés (fig 1). On peut donc étudier la valeur fonctionnelle des neurones moteurs, et des grosses fibres sensibles du tact. Mais un nerf mixte, comme le nerf Médian par exemple, comporte plus de 50 % de fibres qui transmettent les messages à moins de 15 m/s, et qui sont inaccessibles aux explorations classiques de vitesses de conduction nerveuse (cf document 1A4, §H). Les fibres de la sensation thermique, de la douleur, et les fibres du système nerveux végétatif échappent aux techniques usuelles. Pour explorer ces "petites fibres", d'autres méthodes sont nécessaires (mesure de seuils thermiques ou douloureux, réponse électrique cutanée, tests cardio-vasculaires).

Toute altération ou destruction des cellules de Schwann et des gaines de myéline provoque une diminution des vitesses de conduction. Mais elle entraîne aussi d'autres conséquences que l'Electromyographe doit savoir rechercher : possibles blocs de conduction, si la lésion est aiguë; désynchronisation des messages, qui ajoutée à leur retard, peut provoquer des désordres fonctionnels sérieux (tremblements, ataxie); naissance sur les fibres "nues" de potentiels spontanés anormaux (disesthésies, douleurs en éclair, fasciculations, crampes, ...). Cette désynchronisation entraîne surtout une réduction d'amplitude du potentiel global du nerf ou du muscle, lorsque l'enregistrement est effectué à distance du point de stimulation, et qu'il faut se garder d'interpréter comme une perte d'axones ! (fig 2)

D'un autre côté, **toute diminution des VCN ne signifie pas obligatoirement démýélinisation** : il est aisé de comprendre qu'une perte fonctionnelle isolée des axones de plus gros diamètre, ceux qui conduisent le plus vite dans le nerf, réduit la VCN mesurée (c'est le cas des blocs par compression aiguë, mais aussi des altérations des canaux ioniques dans les polyradiculonévrites aiguës). Mais une démýélinisation vraie accompagne secondairement la plupart de ces pertes d'axones de gros diamètre.

Ces considérations amènent à rappeler que la distinction entre une lésion démýélinisante et une lésion axonale doit **tenir compte de l'évolution du processus pathologique** que l'on explore. Et qui peut, à un moment donné, produire des résultats **en faveur de la prédominance** des signes de démýélinisation (vitesses plus altérées que les amplitudes des réponses) ou au contraire de la prédominance des pertes axonales (potentiels plus dégradés que les vitesses).

Fig 3 : Le signal enregistré est généré par le passage d'un potentiel d'action sous l'une puis sous l'autre électrode, reliées à un amplificateur différentiel. Le signal capté par l'électrode active est figuré en rouge sur l'écran, celui capté par l'électrode négative en noir. Mais le potentiel qui apparaît réellement sur l'écran (en bleu) est une onde négative puis positive qui correspond à la résultante des signaux rouge et noir.

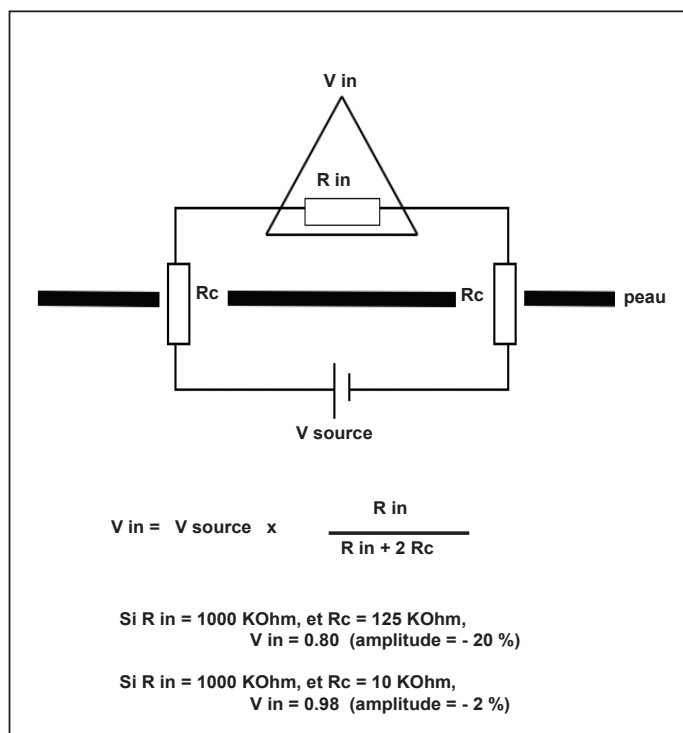
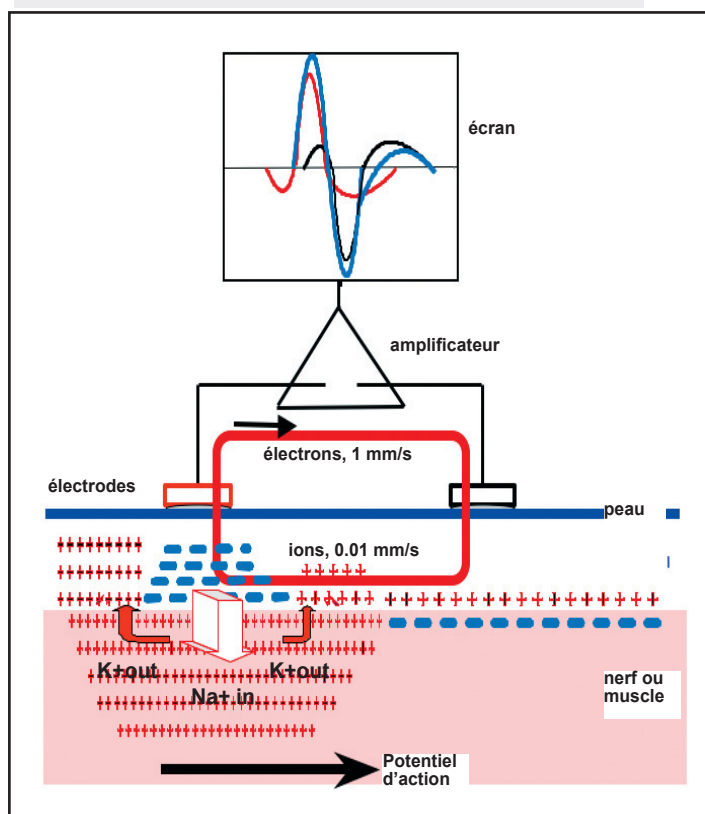


Fig 4 (ci-dessus) : L'amplitude du signal qui entre dans l'amplificateur (V_{in}) dépend de l'amplitude du potentiel à la source, nerf ou muscle (V_{source}), mais aussi de la résistance d'entrée de l'amplificateur (R_{in}) et des résistances ou impédances des circuits des électrodes (R_c). Le calcul montre bien que si R_{in} est de 1 MOhm, le fait de diminuer les impédances d'électrodes à 10 KOhm permet de limiter la perte d'amplitude du signal recueilli à - 2%, alors que cette perte serait de - 20 % avec des impédances de 125 KOhm !

B - PREPARER ET VERIFIER LE CONTACT PEAU - ELECTRODES

B1 - Pourquoi ?

Le signal qui part de la source (potentiel d'action musculaire, PAM, pour les vitesses motrices, et potentiel d'action de nerf, PAN, pour les vitesses sensibles) doit, pour parvenir à l'enregistreur, franchir une suite de résistances dont les plus importantes sont dues à l'aponévrose musculaire, à la membrane basale de l'épithélium cutané, et au contact peau-électrode de surface. L'interface tissu-métal constitue une barrière particulièrement nette (fig 3), parce que les courants ioniques (dans les tissus, circulant à 0.01 mm/s) sont relayés par des flux d'électrons (dans les électrodes et la chaîne d'acquisition, 1 mm/s). La peau et l'interface peau-électrode présentent une conductivité faible par rapport aux tissus musculaires et sous-cutanés, et jouent le rôle de "murs" qui réduisent et réfléchissent partiellement les courants. Elles peuvent générer des champs stationnaires qui déforment les potentiels transmis. Cette barrière peut être atténuée par une préparation convenable de la peau et par l'utilisation d'une substance conductrice entre la peau et l'électrode. Le but est d'améliorer la conductivité de l'interface, facilitant la vitesse et le débit des électrons échangés entre le tissu et le métal.

Le contrôle du contact peau-électrodes consiste à envoyer un courant faible dans le circuit (électrodes et terre en place sur le sujet) et à mesurer l'impédance du montage. Celle-ci varie avec la fréquence du courant (elle diminue si la fréquence augmente). La fréquence utilisée pour les tests d'impédance, sur les machines d'EMG, n'est pas la même d'un constructeur à l'autre. Pour la détermination des vitesses de conduction, un test entre 20 et 200 Hz fournit de bonnes indications (cette gamme correspond au pic d'énergie des potentiels de muscle et de nerf).

L'amplitude, la forme, et le contenu spectral des potentiels recueillis sont modifiés par la résistance des circuits traversés (fig 5). Les amplificateurs sont pourvus d'une très forte impédance d'entrée (> 500 KOhm et souvent plusieurs MOhm) de façon à minimiser la contribution de l'impédance tissus-électrodes. Plus cette dernière est basse, moins le signal est atténué et déformé, et plus l'artéfact de stimulation est faible (voir plus loin). Il est donc capital de contrôler et de diminuer l'impédance des électrodes.

B2 - Comment ?

En pratique, il est recommandé d'abaisser l'impédance d'électrode en dessous de 20 KOhm, ce qui limite l'atténuation relative des potentiels enregistrés à < 2 % (fig 4). La peau est recouverte d'un film de sébum gras, qu'il est possible d'enlever avec un solvant comme l'acétone ou un mélange acétone-alcool ; l'éther, inflammable et explosible, doit être pros crit. Une érosion modérée de la couche cornée peut être faite en frottant la peau avec une gomme dure, une toile émeri, ou une pâte abrasive (pierre ponce mélangée à du sel). Enfin le contact peau-électrode est amélioré par un film liquide (sérum salé à 0.9 ou 1.4%) ou un gel à forte charge ionique. Il est utile de rappeler les faits suivants :

a) La conductivité ne doit être améliorée que sous les électrodes et non pas entre les électrodes. Il faut donc préparer uniquement les surfaces de contact, pour éviter les court-circuits à la surface de la peau (ces shunts sont dus le plus souvent à des excès de gel ou de pâte qui "bavent" et "s'étalent" sur la peau ou sur le support d'électrode : l'amplitude des potentiels recueillis peut devenir faible, et l'artéfact gigantesque !

b) L'abrasion avec la pierre ponce salée favorise la circulation sous-cutanée et accroît la charge ionique dans la peau. Mais les pâtes abrasives séchent rapidement et il est bon de les essayer avant de placer les électrodes.

c) Toutes les préparations de contact ne se valent pas ! (fig 6). Il faut insister sur les mauvaises qualités conductrices de gels utilisés pour les sondes à ultra-sons (et détournés de leur usage initial). Eviter aussi d'utiliser des pâtes qui en séchant, collent durablement aux électrodes et finissent par former une barrière supplémentaire.

En pratique, une procédure simple et rapide consiste à frotter la peau, juste à l'emplacement des électrodes, avec le bout d'un tampon imbibé d'un mélange pierre ponce-CiNa, comme le font les techniciennes d'EEG : à sécher soigneusement ; puis à déposer 1 goutte de gel très conducteur ou de CiNa à 1.4 % sur chaque surface d'électrode. Le résultat est généralement satisfaisant. Si l'impédance reste supérieure à 20 KOhm, reprendre la préparation en dégraissant et abrasant la peau.

Fig 5 (ci-dessous) : **Contrôle de l'impédance du circuit d'enregistrement.** Stimulation du nerf Médian au poignet, enregistrement sur le Court abducteur du pouce. En réduisant de 90 à moins de 20 KOhm l'impédance des électrodes, on augmente de plus de 15 % l'amplitude de la réponse recueillie.

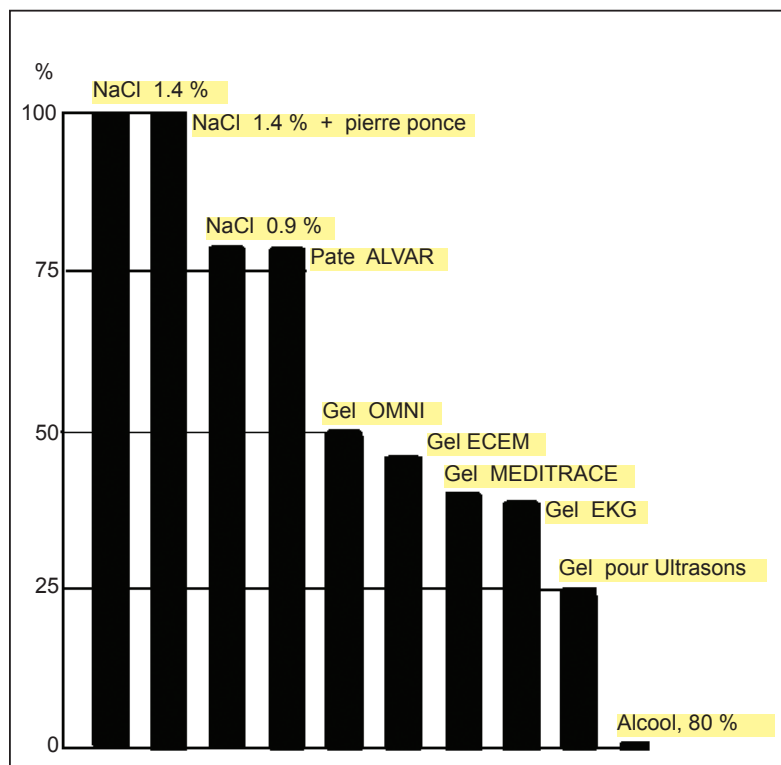
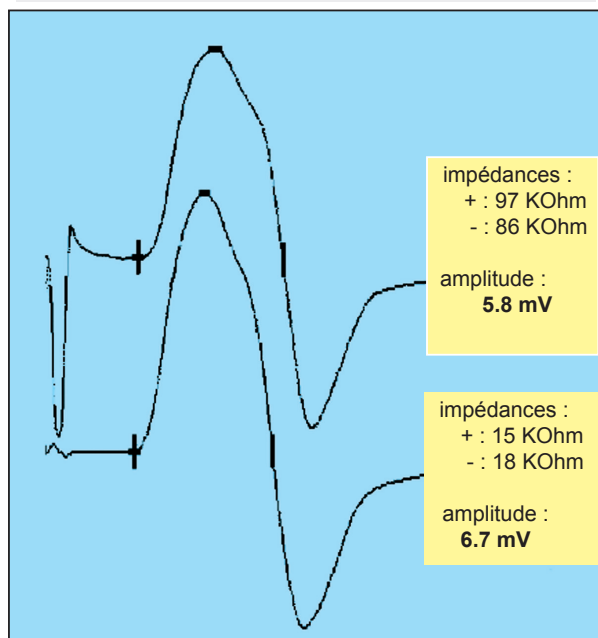


Fig 6 : **Conductance spécifique relative de quelques préparations** destinées à réduire la résistance de l'interface peau-électrodes, par comparaison avec celle du sérum salé isotonique à 0.9 % ou hypertonique à 1.4 %. Noter surtout la mauvaise performance du gel dédié au contact des sondes à ultrasons, et se rappeler que l'alcool, souvent utilisé pour nettoyer la peau, n'est pas du tout conducteur !

👉 C - CHOISIR ET FIXER LES ELECTRODES DE RECEPTION

C1 - Quel type d'électrodes ?

La mesure des vitesses de conduction s'effectue généralement à partir d'enregistrements obtenus **avec des électrodes de surface**, pour des raisons évidentes (non douloureuses ; large volume de recueil englobant une grande partie du muscle ou du nerf interrogé ; risques de contamination négligeables). L'emploi d'aiguilles sous-cutanées est intéressant dans certaines situations difficiles : quand le potentiel recueilli est très faible; muscle ou nerf profond sous la peau, un oedème, une infiltration ou du tissu adipeux ; résistance cutanée particulièrement élevée (peau "cornée" de certains travailleurs manuels); axonopathies évoluées.

L'utilisation d'aiguilles à électrode concentrique doit être évitée, car leur volume de recueil (1 mm de diamètre face au biseau) sélectionne la réponse de quelques unités motrices, qui ne sont pas toujours représentatives de la totalité du nerf et du muscle : la valeur de la latence motrice distale, par exemple, peut être artificiellement élevée au point de "créer" l'illusion d'une compression au canal carpien. L'aiguille concentrique ou monopolaire **est à réserver à l'enregistrement de muscles profonds, autrement inaccessibles (supra-épineux), ou lorsque se pose le problème d'une innervation aberrante ou d'une réinnervation naissante.**

Le matériau des électrodes les plus courantes est l'acier inoxydable. Il convient parfaitement, en raison de sa bonne conductivité et de sa faible tendance à la polarisation. Des films souples en alliage de cuivre sont utilisés pour des électrodes jetables, soit autocollantes, soit montées sur un doigt de gant pour l'exploration des sphincters. Des gommages conductrices peuvent aussi être employées, dans la mesure où l'exploration des VCN se fait en un temps court, ce qui réduit les réactions chimiques sous l'électrode. Des électrodes collantes en Ag/AgCl sont fréquemment utilisées chez l'enfant . La couche d'AgCl s'épuise à la cathode et doit être renouvelée périodiquement.

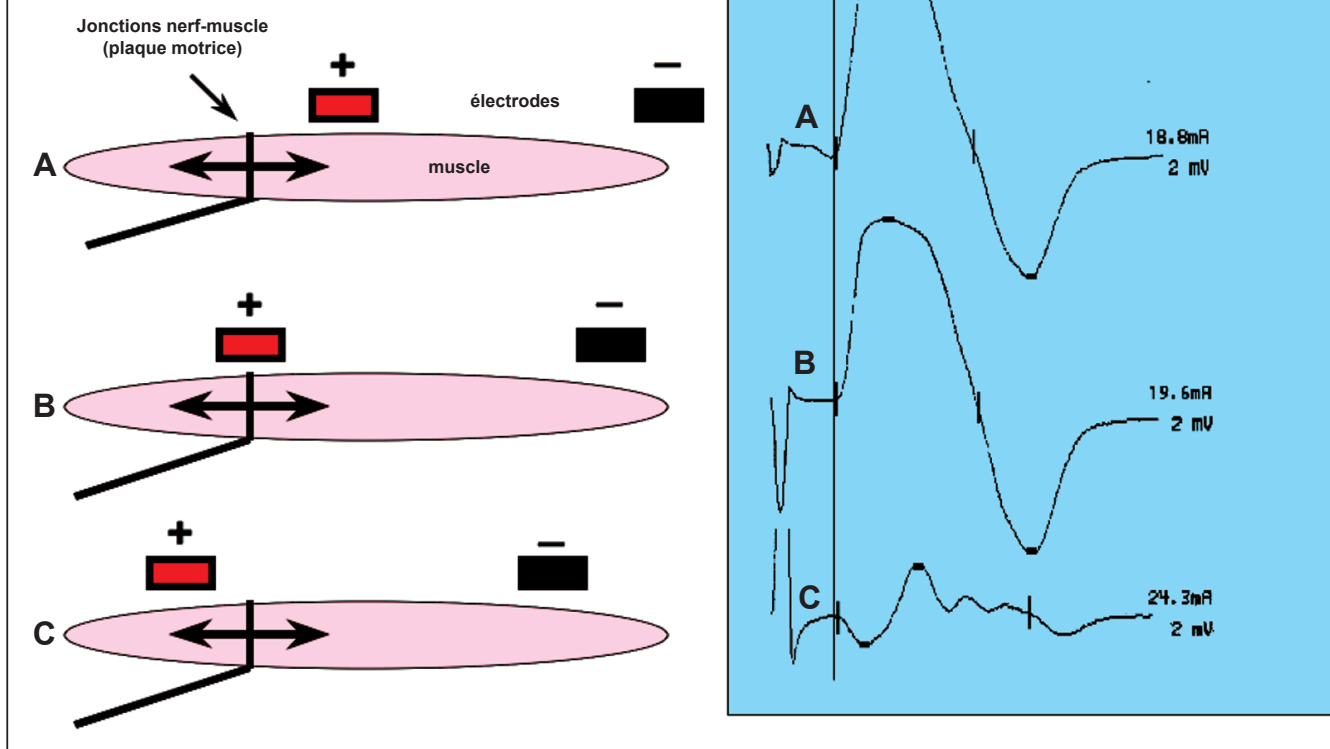
La surface des électrodes communes est de 30 à 60 mm². Leur géométrie (circulaire, rectangulaire) importe peu. La surface réelle à considérer n'est pas seulement celle de l'électrode elle-même, mais celle couverte par la pâte ou le gel conducteur sur la peau ! Pour que la mesure de l'amplitude et de l'aire du potentiel musculaire soit significative, la presque totalité des unités motrices du muscle doit contribuer au signal recueilli. Pour les muscles de faible section (mains, pieds, face) les électrodes habituelles (4 à 10 mm de diamètre) sont convenables. Pour les muscles de section importante (biceps, triceps sural), des électrodes de plus large surface (> 100 mm²) seraient à préférer. Chez les prématurés et les petits enfants, des surfaces voisines de 10 mm² sont mieux appropriées à la dimension des petits muscles des extrémités. L'amplitude des potentiels chez l'enfant diminue en moyenne de 30 % lorsque le diamètre des électrodes triple (10 à 30 mm²).

C2 - Comment les placer ?

Le contact des électrodes avec la peau peut être amélioré par l'entremise d'un tampon imbibé de ClNa, ou par une solution ou un gel conducteur (cf ci-dessus). Mais les tampons doivent rester humides, et les pâtes ou gels ne doivent couvrir que la surface de l'électrode ! Dans tous les cas, le contact doit être assuré. Il faut vérifier que les électrodes fixées sur un support rigide s'adaptent au relief du doigt (VCNM du nerf Médian) ou de l'orbite (exploration du nerf facial et blink reflex).

⚠ Tout mouvement d'une électrode sur la peau modifie la double couche de charges à l'interface tissu-métal, ce qui crée un courant parasite (artefact de mouvement). On peut fixer les électrodes de réception montées sur support en les tenant à la main (VCN sensible du Médian chez les patients porteurs d'une fistule radiale) ou en utilisant un ruban collant, une bande Velcro ou une lame de caoutchouc (pour des mesures de courte durée).

Fig 7 : Le placement des électrodes influence grandement la forme et l'amplitude des potentiels enregistrés. Pour l'exploration des VCN Motrices, et pour une mesure correcte de la latence motrice distale initiale, il est nécessaire que l'électrode active soit positionnée en regard de la jonction neuro-musculaire (position B). La figure de droite montre les variations possibles de mesure de latence et d'amplitude quand les électrodes sont placées comme en A ou en C (cf texte § C2).



La distance inter-électrodes est un paramètre très important. Le signal passe successivement sous 2 électrodes (+ puis -) de polarité inverse. Si leur écart est faible (10 à 20 mm), le potentiel arrive sous l'électrode - alors qu'il influence encore l'électrode + : l'amplitude et l'aire sont réduites, et le signal fortement biphasique. Un écart plus important (30 mm de centre à centre des électrodes) permet, au moins pour les muscles courts des extrémités, d'éviter cette interférence et de réaliser un enregistrement quasi-monopolaire. Quand l'écart dépasse 30 mm, l'amplitude des signaux a tendance à décroître. Que les électrodes soient montées sur un support ou placées individuellement, on peut donc privilégier un écartement de 2.5 à 3 cm entre électrodes pour l'adulte (chez le petit enfant : 1.5 cm).

La localisation des électrodes : un enregistrement est dit unipolaire lorsque une seule électrode (généralement reliée au pôle + de l'amplificateur) est influencée par le signal et est dite "active". La deuxième électrode est placée, à distance, sur une zone non perturbée par le signal, et sert de "référence". Le passage tangentiel d'une onde d'excitation se traduit par une onde triphasique où le pic négatif (vers le haut, traduisant le puits de Na⁺ qui entre dans les fibres musculaires ou nerveuses) est précédé et suivi par deux petites ondes positives (vers le bas, correspondant aux sorties de K⁺ en amont et en aval du potentiel d'action).

Dans le cas d'un enregistrement bipolaire, le signal atteint successivement les électrodes + puis - (cf doc. 1A5, §E), et donne lieu à une onde qui est la somme algébrique des potentiels inverses recueillis par les 2 électrodes (fig 3). A ces notions, il faut encore ajouter qu'une électrode active placée à la verticale de la plaque motrice "voit" le puits de Na⁺ se former sous elle (pic négatif sans pré-potentiel positif) mais est influencée par le départ du potentiel d'action dans 2 directions opposées (d'où une réduction de l'amplitude et une augmentation de la durée de l'onde négative). Par ailleurs, une électrode placée sur l'extrémité du corps musculaire ou sur le tendon, recueille un potentiel stationnaire (pic positif) dû au phénomène de "mur" à l'interface fibres musculaires-tendon.

Ceci aide à comprendre que le placement des électrodes, pour la mesure des VCN motrice, n'a pas de solution unique. On peut sélectionner 2 bonnes façons d'opérer :

a - soit un enregistrement unipolaire vrai, avec l'électrode active (+) à 1 cm en aval de la plaque motrice, et une électrode de référence (-) éloignée du muscle enregistré : on obtient un potentiel triphasique, de signification claire (fig 7 A), mais la mesure de la latence initiale (au creux du pré-potentiel positif) peut poser problème et l'artéfact de stimulation est souvent important.

b- soit un enregistrement bipolaire, **avec une électrode "active" sur la jonction neuro-musculaire et une électrode "de référence" sur le tendon** : le pic négatif se développe d'emblée, l'enregistrement est biphasique, mais il est influencé par le départ bidirectionnel du PA et par le phénomène de mur. Harvey et Masland (1941) furent les premiers à proposer le montage (b) ci-dessus, que l'on peut recommander pour la pratique de routine (fig 7 B). On n'oubliera pas cependant que l'électrode négative n'est jamais une référence totalement neutre.

L'électrode de terre doit être large et très conductrice (un large tampon imbibé de sel est meilleur qu'une pastille d'acier inox). Dans la plupart des cas, on peut la fixer n'importe où sur le corps (là où elle génère le moins l'examen). Si l'artéfact est important, le mieux est de la placer à la hauteur des électrodes de réception, mais sur la face opposée du segment (main, pied...) enregistré. Il peut être plus néfaste qu'utile de la placer entre stimulation et réception.

Une fois les électrodes en place, ne pas oublier de vérifier leur impédance....

Fig 8 (ci-dessous) : Stimulation du nerf Médian au poignet; réception sur le Court abducteur du pouce. Sujet normal.

Modifications de la latence motrice distale lorsque la température cutanée (mesurée dans la paume) est augmentée progressivement de 31.7 à 35.2 °C.

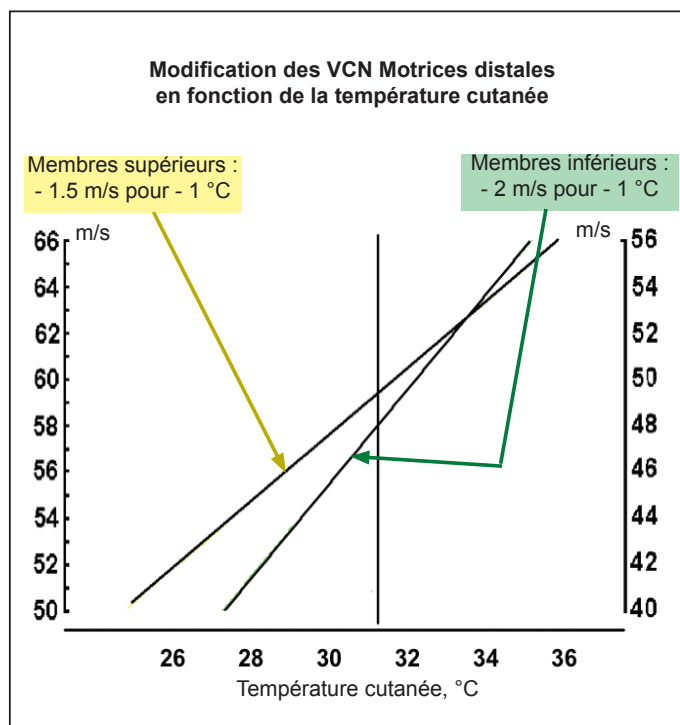
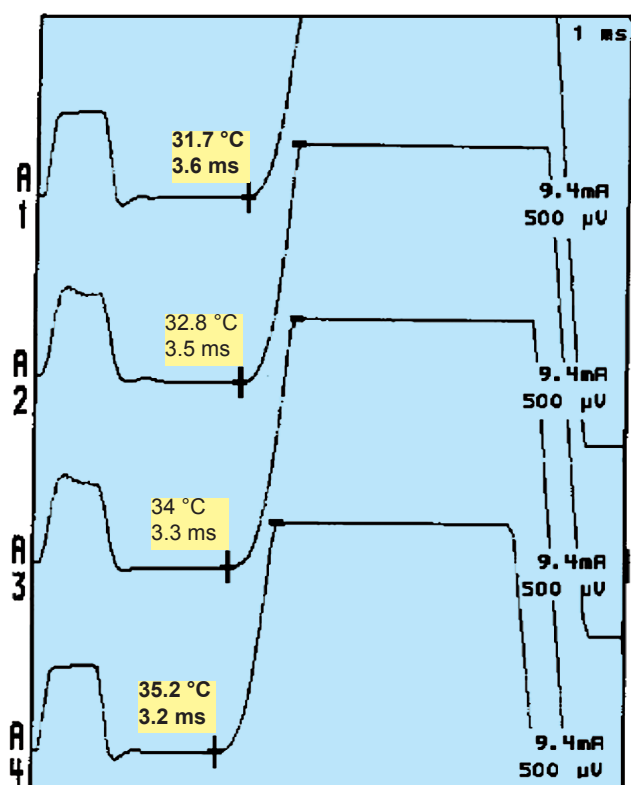


Fig 9 (ci-dessus) : Modification des VCN motrices distales, aux membres supérieurs et aux membres inférieurs, lorsque la température cutanée (en abscisse) est abaissée de 36 à 26 °C. Variations moyennes observées d'après la littérature sur ce sujet.

↩ D - CONTROLER LA TEMPERATURE DISTALE

Il est connu que **les vitesses changent avec la température de l'environnement du nerf** (fig 8). D'un auteur à l'autre, la variation est comprise entre 1.2 et 2.4 m/s par °C (fig 9). Comme il n'est pas faisable, en pratique courante, de mesurer la température au contact du tronc nerveux, on mesure celle de la peau au voisinage du nerf. Deux manipulations sont alors possibles : ou réchauffer la peau jusqu'à une température standard (ex : 35 °C) par une rampe infra-rouge, une couverture chauffante, ou en trempant le membre dans l'eau chaude ; soit affecter la VCN mesurée sans réchauffement d'un facteur de correction (ex : -1.5 m/s par °C en dessous de 35°C).

Aucune des méthodes de réchauffement n'est satisfaisante : mesurer une VCN pendant un bain de pied est évidemment difficile ; les rampes IR brûlent en surface plus qu'elles ne réchauffent en profondeur, car l'inertie thermique des tissus est importante ; les couvertures chauffantes génèrent des artefacts. Les mesures de température des extrémités (dos de la main et du pied) montrent que, tant que cette température cutanée reste > 30 °C à la main et > 28 °C au pied, les valeurs de VCN trouvées sont dans les limites (+/- 2 SD) des mesures effectuées respectivement à 33 et 31 °C (résultats personnels, non publiés).

D'où les **recommandations que l'on peut proposer en pratique** :

🔗 **1- Tenir la pièce d'examen à 25 °C, et attendre 10 à 15 min**, avant de commencer les mesures de VCN, que le patient ait eu le temps de "s'immerger" dans la température ambiante. (C'est le temps nécessaire pour le déshabillage et l'examen clinique).

2- Au bout de ce temps, mesurer les températures cutanées au dos de la main et du pied. Si les valeurs trouvées sont supérieures respectivement à 29 et 27 °C, ne prendre aucune précaution particulière. Si elles sont plus basses : ou 🔗 **réchauffer le membre**, de préférence avec de l'air chaud pulsé (sèche-cheveux) ; ou appliquer une correction de -1.5 m/s par °C en dessous de 28 °C (qui sera la température unique de référence signalée à l'ordinateur de la machine d'EMG). Quand on ne dispose ni de sonde de température, ni d'appareil de réchauffage, ni de logiciel de correction des mesures, il faut au moins s'astreindre à travailler dans une pièce dont la température approche 25 °C.

On ne saurait cependant trop insister sur les faits suivants :

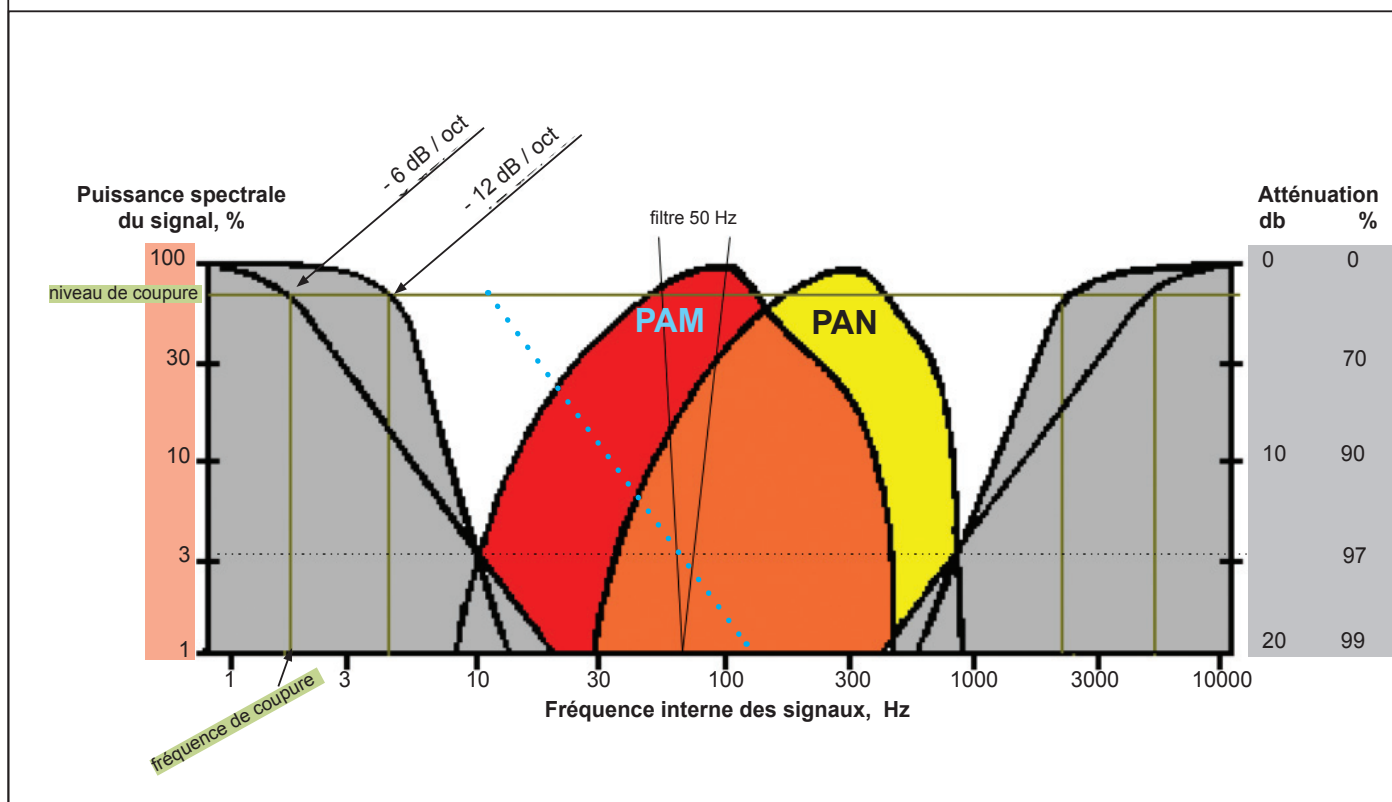
- a) un refroidissement distal non compensé est la cause très fréquente de mesures erronées (VCNS basses ; faux canaux carpiens) ;
- b) la chute de température des extrémités peut être due à la météo, 🔗 **mais aussi à des troubles neurovégétatifs**, à des lésions vasculaires ou à une perte axonale portant sur les petites fibres : dans tous les cas, il faut **garder un raisonnement médical correct** et intégrer le refroidissement et le ralentissement des VCN dans le cadre d'une pathologie distale dont ils sont alors un signe et non un artefact.

Parmi les **autres facteurs physiologiques** dont il faut tenir compte,

🔗 **l'âge est le plus important** mais cette question ne peut être traitée en détail ici. Rappelons seulement que, à la naissance, les vitesses de conduction nerveuse mesurées chez le nourrisson sont voisines de 50 % de leur valeur chez un adulte normal. La maturation des gaines de myéline est ensuite très rapide, de sorte que à 1 an, les VCN sont supérieures à 66 % ; et à 3 ans, voisines de 85 % des valeurs adultes.

La taille : les VCNM distales sont un peu plus élevées (+ 1 m/s aux avant-bras ; + 2 m/s aux jambes) chez les sujets de 1.50 m de taille par rapport à des sujets plus grands (1.80 m). Ce facteur et ces variations en fonction de la taille peuvent être négligées en pratique courante.

Fig 10 : Les filtres 'passe-bande' des amplificateurs peuvent modifier la forme et l'amplitude des potentiels d'action des muscles (PAM) et des nerfs (PAN) : ils atténuent une partie de la puissance spectrale de ces signaux. Leur effet dépend de la dynamique ou "pente d'atténuation" du filtre (en dB / octave). Par exemple, un filtre des basses fréquences à -6 dB / oct., dont le niveau de coupure est réglé sur une fréquence de 2 Hz (ou un filtre de -12 dB / oct. réglé sur 4 Hz) atténue encore de 97 % toutes les composantes des signaux en dessous de 10 Hz. Le même filtre -6 dB / oct. réglé sur 10 Hz détruit une grande partie des signaux jusqu'à plus de 100 Hz! (tout ce qui est à gauche de la ligne pointillée bleue). Des déductions similaires sont applicables aux filtres des fréquences hautes. Noter aussi l'effet désastreux d'un filtre 'actif' 50 Hz qui emporte une fraction essentielle de la puissance spectrale des signaux captés par les électrodes de surface utilisées pour les VCN motrices et sensibles.



E – REGLER LES AMPLIFICATEURS ET LES FILTRES

Les amplificateurs utilisés en neurophysiologie clinique ont une impédance d'entrée élevée. Leurs entrées différentielles rejettent les signaux de "mode commun" qui arrivent en phase sur les deux entrées (le 50 Hz par exemple). La stabilité des composants électroniques actuels rend pratiquement inutile de contrôler la différentialité et le taux de rejection en mode commun (CMRR) des amplificateurs. ⚠ Encore faut-il bien être conscient qu'un taux de réjection nominal de 100.000/1 n'est plus que de 2000/1 si l'une des électrodes a une impédance de 60 KOhm et l'autre de 10 KOhm, ce qui ouvre la porte aux parasites et à l'artefact de stimulation ! (fig 14 et 15) Entre les électrodes de réception et les amplificateurs, des câbles blindés sont préférables, à condition que le blindage soit bien connecté, et qu'il préserve la souplesse nécessaire au bon placement des électrodes.

L'amplitude et la forme des potentiels recueillis dépendent des filtres que doit traverser le signal (fig 10). Les tissus sous-cutanés et l'interface peau électrode sont assimilables à des circuits résistance-capacitance (RC) et se comportent comme des filtres naturels atténuant les composantes de haute fréquence. Les amplificateurs sont munis de circuits analogiques, ou désormais numériques, qui peuvent transformer le signal en écrasant les parasites qui perturbent le signal utile. Les filtres les plus courants limitent la gamme des fréquences (bande passante) des amplis en coupant les basses fréquences (filtres passe-haut) ou les hautes fréquences (filtres passe-bas). Ils sont caractérisés par un seuil de coupure (ex : si un "passe haut" a sa fréquence de coupure réglée sur 2 Hz, c'est qu'il atténue de > 30 % toute fréquence égale ou < 2 Hz); et une pente d'atténuation exprimée en décibel par octave (db/oct) ou par décade (ex : un filtre passe haut de -6db /oct (= -20 db/décade) divise par environ 36 l'amplitude d'un signal dont la fréquence passe de 20 à 10 Hz).

Les signaux captés en mesure de VCN (potentiels de muscle ou de nerf) ont des fréquences "utiles" (significatives quand à la forme de l'onde) étendues de 20 Hz à environ 600 Hz (fig 10). La bande passante d'amplis qui atténuent de -6 db /oct devrait être réglée entre 3 Hz (le passe haut atténue les signaux de basse fréquence qui sont le plus souvent des parasites d'origine capacitive et des artefacts de mouvement) et 3 KHz (ce qui élimine le bruit instrumental). On a donc naturellement tendance à limiter la bande passante, pour "nettoyer" le signal des parasites haute fréquence et stabiliser la ligne de base. Mais si la bande passante est comprimée de manière plus drastique, entre 20 Hz et 1 KHz par exemple, ⚠ une partie du signal utile disparaît; l'amplitude et l'aire des PAM et PAN sont diminuées de 10 à 40 % (dépendant de leur spectre). La latence peut être augmentée de 5 %, tandis qu'apparaissent des déformations du signal réel (pics supplémentaires ou "queues" ajoutées) (fig 11).

Certains filtres dits "actifs" limitent les signaux dans une fenêtre de fréquence déterminée (ex 50 Hz) et très étroite. Ils permettent d'atténuer les signaux parasites générés par l'alimentation "secteur" du réseau électrique : mais leurs effets s'exercent dans une bande spectrale qui correspond pratiquement à la zone de puissance maximale des potentiels enregistrés au cours des mesures de VCN : ils détériorent donc à coup sûr la réponse enregistrée, et il est recommandé de ⚠ ne jamais mettre en oeuvre ces filtres 50 Hz lorsqu'on explore une VCN.

En dehors de ces filtres "passe-bande" les machines modernes d'EMG permettent désormais d'utiliser des transformations mathématiques et statistiques très puissantes des signaux digitalisés (filtres de type Wiener, Butterworth, ellipsoïdes, à horizon, etc...). Leur emploi nécessite une bonne connaissance de l'algorithme de filtrage, sous peine d'analyser des signaux tellement déformés qu'ils n'ont plus aucun rapport avec le potentiel réel cueilli par les électrodes. En pratique, pour les VCN, ils sont inutiles et même dangereux. Les étages d'entrée des amplificateurs utilisés en EMG sont désormais sévèrement protégés à la fois contre les excès de tension sur les entrées, et contre les risques de fuite de courant, venant des transformateurs, et pouvant atteindre le sujet. Si la sécurité des patients y trouve son compte, il en résulte souvent des phénomènes d'inductance dans les circuits, ce qui crée des ondes parasites lorsque les signaux d'entrée sont puissants et de haute fréquence (artefacts de stimulation).

Toutes les machines d'EMG produites aujourd'hui ont des convertisseurs analogiques/digitaux suffisants quant à leur fréquence d'échantillonnage (5 KHz par voie enregistrée suffisent pour les VCN) et leur résolution en amplitude (au moins 12 bit). Il faut cependant vérifier que la représentation du signal, sur l'écran numérique conserve ces performances : ⚠ le positionnement des marqueurs dépend de la résolution de l'écran : si celle-ci est de 500 points pour 100 ms, la précision d'une mesure de latence sera de +/- 0,2 ms, et la mesure du délai entre 2 réponses (M et F par exemple) se fera à 0,4 ms près, soit une erreur supérieure à 3 % du délai à mesurer (et un index F ou H ne sera mesuré qu'à 8 % près !).

Réglage du filtre BF avec filtre HF > 5 KHz

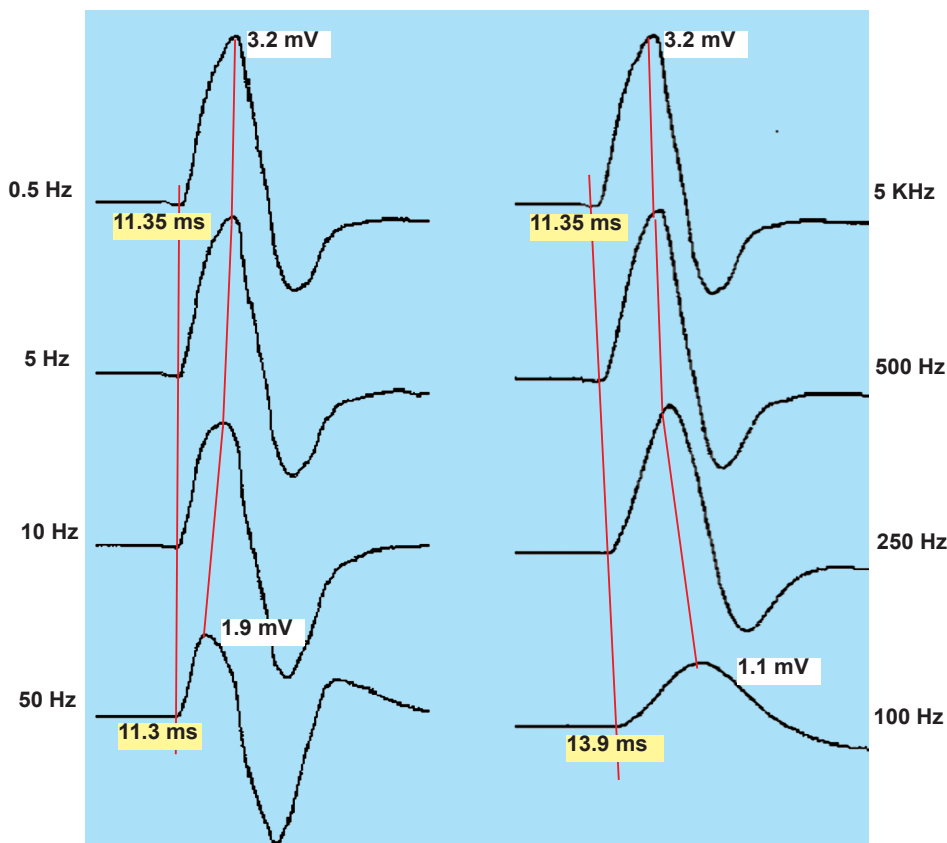
Réglage du filtre HF avec filtre BF < 0.5 Hz

Fig 11 : Un réglage inapproprié des filtres peut modifier considérablement les caractères des potentiels enregistrés. Cette figure montre les réponses d'un Court extenseur des orteils après stimulation du nerf Péronier au col du péroné.

Les tracés de gauche ont été acquis avec un filtre HF dont la fréquence de coupure était réglée sur 5 KHz, et un filtre BF dont la fréquence de coupure est augmentée par paliers de 0.5 à 50 Hz. Notez la diminution d'amplitude de la réponse, le changement de forme et de latence au pic; par contre, la latence initiale est peu altérée.

Les tracés de droite ont été enregistrés avec un filtre BF à 0.5 Hz, et en modifiant la fréquence de coupure du filtre HF de 5 KHz à 100 Hz. Ici encore, noter les altérations de l'amplitude, de la forme, et des latences des réponses.

Analyser ces résultats avec les renseignements donnés fig 10.



🔗 F – PRÉPARER LA STIMULATION

F1 - Stimulation orthodromique ou antidromique ?

Une stimulation est dite "orthodromique" quand on enregistre des réponses qui suivent le sens physiologique de propagation des influx dans le nerf. C'est toujours le cas pour l'étude des VCN Motrices : on stimule par exemple le nerf Ulnaire au coude, et on recueille la réponse des hypothenariens situés en aval dans le sens de propagation des influx. De même, la stimulation des fibres sensitives de l'index est orthodromique quand on enregistre le passage de la réponse au poignet. Par contre, si la stimulation du nerf Médian est faite au poignet, et qu'on recueille la réponse des fibres sensitives par des électrodes autour de l'index, il s'agit d'une stimulation et d'un enregistrement antidromiques.

Normalement les influx ne circulent que dans un seul sens "physiologique" : des racines vers les muscles pour les fibres nerveuses motrices, des capteurs cutanés vers les racines et les centres pour les fibres sensitives. Mais les fibres nerveuses stimulées par un choc électrique donnent naissance à un message qui part dans les 2 sens (vers l'amont et vers l'aval) à partir du point stimulé. La vitesse de conduction est identique dans les 2 sens. On peut donc préférer une stimulation antidromique qui permet parfois de capter des réponses plus amples, parce qu'on stimule toutes les fibres sensitives du nerf (par exemple sur le nerf Médian au poignet), alors que la stimulation orthodromique n'intéresse qu'un contingent des fibres sensitives du nerf (par exemple uniquement celles qui émanent de l'index).

⚠ Il faut cependant être conscient que la plupart des troncs nerveux périphériques comme le nerf Médian sont des nerfs mixtes, moteurs et sensitifs : la stimulation au poignet excite aussi les motoneurons qui innervent les premiers lombricaux, dont la réponse risque de parasiter ou masquer celle des fibres sensitives enregistrées sur un doigt ! Par ailleurs, quand on stimule un nerf Médian au poignet, et qu'on enregistre la réponse au coude ou au point d'Erb, on ne mesure pas seulement la vitesse de conduction orthodromique des fibres sensitives, mais aussi celle des fibres motrices stimulées antidromiquement au poignet ! (doc 415, §C)

F2 - Stimulation bipolaire et courant constant, ou stimulation monopolaire et voltage constant ?

Les stimulateurs électroniques modernes sont performants, fiables et sûrs. Le montage "à voltage constant" ne comporte pas de résistance "de charge" sur la sortie du stimulateur. La fenêtre carrée définie par l'horloge du calculateur laisse passer un courant qui s'établit de façon abrupte, décroît pendant la durée du choc en raison de l'impédance des tissus, puis s'inverse brièvement à la fin du choc (la capacitance cutanée se vide dans le circuit). Ces variations de courant font que l'excitation du nerf n'est pas constante ni parfaitement connue.

Dans le montage "à courant constant" une résistance supérieure à celle de la peau est introduite en parallèle sur les bornes de sortie (fig 12). Le stimulus s'établit de façon plus lente mais demeure constant pendant le choc. L'artéfact de stimulation est ici moins intense, mais de plus longue durée et de plus basse fréquence (la constante de temps du circuit est plus longue). ⚠ En pratique, la stimulation à intensité constante (en mA) doit être la règle. On réservera la sortie en voltage constant à des "préparations" particulièrement "résistantes" (ex : stimuler un nerf tibial, dans le creux poplité, chez un obèse).

Lorsque la stimulation est bipolaire (2 électrodes de même surface connectées aux sorties du stimulateur), la stimulation est d'abord efficace sous la cathode, en fait en un point situé entre cathode et anode, en raison de la diffusion des lignes de champ dans le tissu (fig 13) où l'excès de charges négatives dépolarise les fibres nerveuses, alors que l'excès de charges positives sous l'anode tend à hyperpolariser et inhiber la transmission. Pour une plus forte intensité, les 2 électrodes deviennent stimulantes. ⚠ La cathode doit donc être placée sur le nerf, vers l'aval de la direction du message, l'anode pouvant être fixée soit latéralement, dans une position perpendiculaire à l'axe des électrodes de réception (pour diminuer l'artéfact, voir plus loin) ou longitudinalement, vers l'amont du tronc nerveux, si la stimulation est éloignée de la réception. L'intérêt de la stimulation bipolaire est qu'elle "concentre" le champ à l'intérieur d'un faible volume sous la peau, ce qui permet de réduire les artéfacts.

Fig 12 : Comparaison entre une stimulation "à voltage constant" et une stimulation "à courant constant", indiquant les avantages et inconvénients de chaque montage. cf texte § F2.

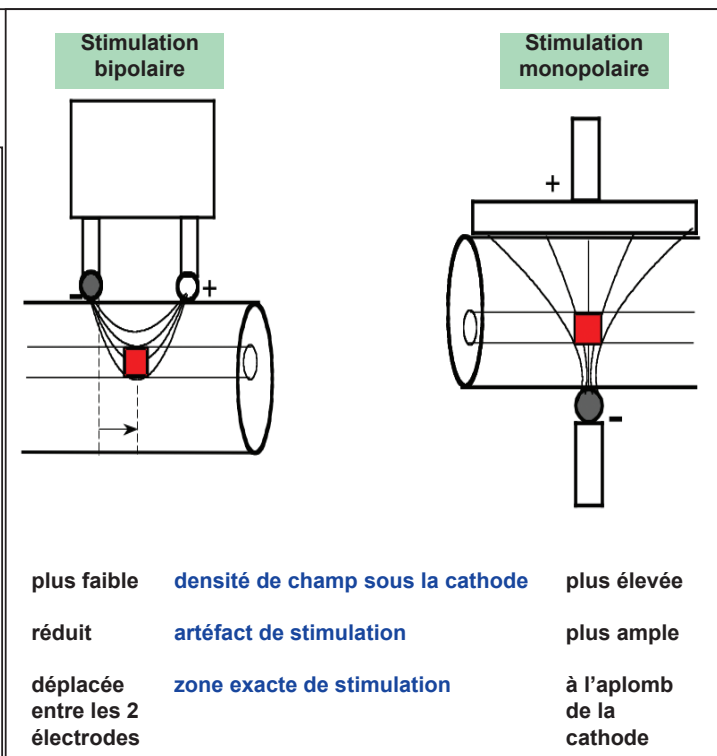
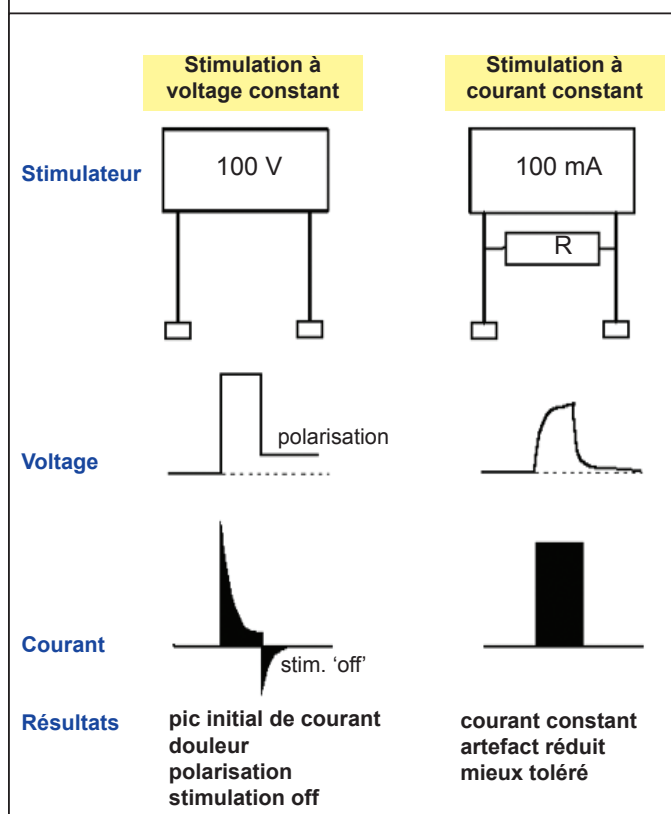


Fig 13 : Comparaison entre une stimulation bipolaire et une stimulation monopolaire, indiquant les avantages et inconvénients de chaque montage. cf texte § F2.

Dans certains cas, une stimulation monopolaire est utile. Elle est faite avec une cathode de petite dimension, face au nerf à stimuler, et une anode large, fixée sur la face opposée du segment de membre (fig 13). On obtient un "cône" de champ très "pointu" et efficace sous la cathode, alors que la densité des charges reste faible sous l'anode. Cette efficacité permet de mieux stimuler un nerf tibial au creux poplité, un plexus brachial au point d'Erb. Mais l'artefact de stimulation est plus important.

Dans tous les cas, il faut soigneusement vérifier le "brochage" des connexions des électrodes sur le stimulateur. Lorsque les indications du fabricant ne sont pas claires, un bon moyen de repérer la cathode de stimulation est de mesurer la latence du PAN du N Médian, par exemple, avec une stimulation faible, et en inversant les anneaux sur l'index : le montage qui donne la latence la plus faible est celui pour lequel la cathode est la plus proche de la réception. Il ne faut pas oublier, non plus, que lorsqu'on stimule des fibres afférentes (VCN sensibles, Réflexe H, PE somesthésiques) la cathode doit être dirigée vers la racine du membre (sens de marche de l'influx).

F3 - Intensité et durée des chocs de stimulation?

Pour l'exploration des VCN, **l'intensité de stimulation doit toujours être suffisante pour évoquer une réponse maximale dans le nerf ou le muscle.** Elle doit donc être augmentée tant que la réponse continue à croître. Deux remarques sont importantes : en cas de suspicion de bloc neuromusculaire, la stimulation proximale (par ex. au point d'Erb) nécessite souvent d'employer une stimulation monopolaire, en enfonçant fermement à la main la cathode dans le creux sus-claviculaire (anode dans le creux axillaire ou au bord interne de l'omoplate) et en employant des chocs de 100 mA * 1 ms.

Dans tous les cas, veiller à **limiter au strict nécessaire le nombre de stimuli supra-maximaux !**

Les chocs de durée 'longue' (> 0,3 ms) sont préférables aux chocs de durée 'brève' (<0,3 ms) : a) leur capacité à recruter toutes les fibres d'un tronc nerveux est meilleure. b) A niveau comparable de recrutement, les chocs longs permettent de se contenter d'intensités plus faibles, ce qui autorise l'excitation des grosses fibres myélinisées sans atteindre celui des plus petites fibres qui véhiculent la douleur. Cependant, à forte intensité, les chocs longs excitent même les petites fibres dont la chronaxie (200 à 700 µs) est plus élevée que celle des grosses fibres (0 à 200 µs). c) Jusqu'à 1 ms de durée, la stimulation reste en dedans de la période réfractaire absolue des fibres nerveuses et il n'y a pas de double stimulation. d) A efficacité comparable, un choc long n'augmente pas la latence de la réponse et ne provoque pas plus d'artefact de stimulation qu'un choc bref. On a donc tout intérêt, pour la mesure des vitesses de conduction, **à employer des durées comprises entre 0.3 et 1 ms.**

Les surfaces et l'écartement des électrodes bipolaires relèvent des mêmes remarques que pour les électrodes de réception. Les électrodes de stimulation sont généralement en acier inox, et peuvent être recouvertes d'un tampon imbibé de ClNa. L'importance des champs électriques fait que les **phénomènes de polarisation** sous les électrodes peuvent devenir rapidement gênants (accumulation d'hydrogène et de NaOH sous la cathode, et de Chlore et de ClH sous l'anode). En cas de stimulation prolongée (rare en mesure de VCN, mais à considérer pour les potentiels évoqués somesthésiques, au cours des interventions par exemple) il est utile d'inverser périodiquement et brièvement la polarité du choc ou les connexions aux sorties du stimulateur.

Fig 14 : en A, ci-contre : Pour diminuer l'artéfact de stimulation, on peut **disposer les électrodes de stimulation de sorte que leur alignement soit perpendiculaire à celui des électrodes de réception.**
 En B, ci-dessous : le résultat observé lorsque, pour stimuler un nerf péronier au cou-de-pied, on fait tourner progressivement (de 1 en 4) l'anode de stimulation autour de la cathode placée sur le trajet du nerf.

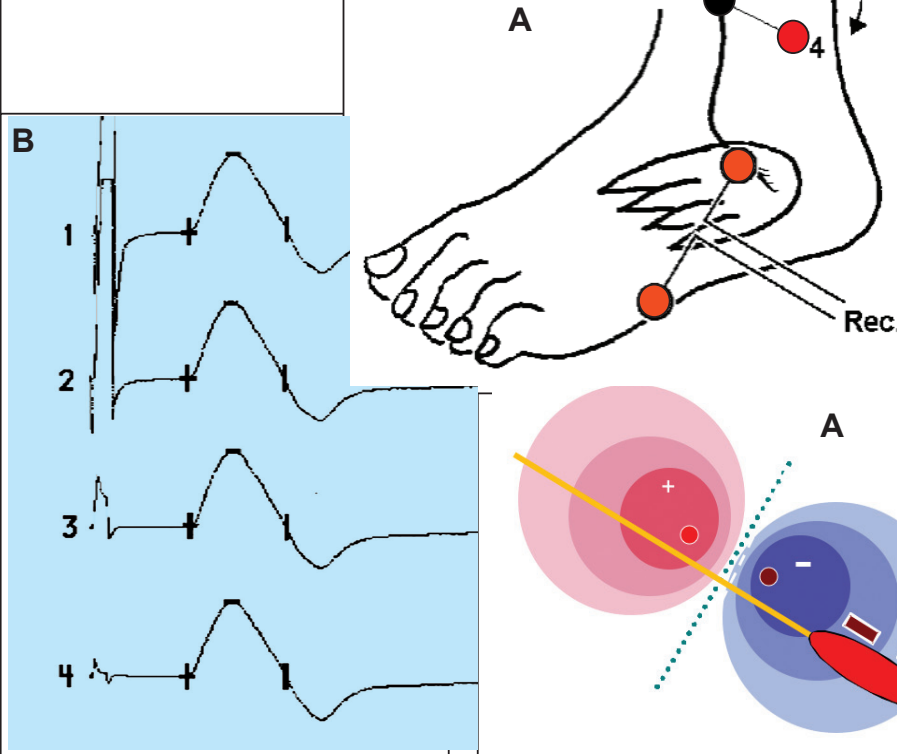
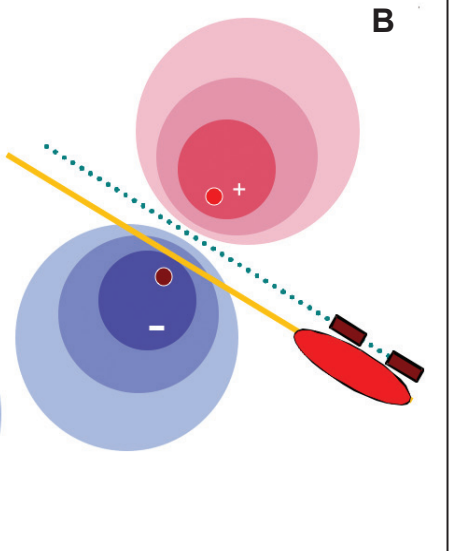


Fig 15, ci-dessous : en A : Quand les électrodes de stimulation sont sur une ligne parallèle aux électrodes de réception, chacune de ces dernières se trouve dans un champ électrique (par ex. celui généré par la cathode de stimulation) d'intensité différente : l'électrode proximale sera donc beaucoup plus influencée par un signal (artéfact de stimulation) arrivant en mode commun.
 En B : Quand les électrodes de stimulation sont orientées perpendiculairement aux électrodes de réception, celles-ci peuvent se trouver sur la zone de champ nul séparant les champs générés par la cathode et l'anode de stimulation, et l'artéfact de stimulation est fortement réduit.



G – ELIMINER L'ARTEFACT DE STIMULATION

L'artéfact de stimulation (AS) reste une épine pour les électromyographistes, et son élimination a donné lieu à de nombreux travaux. Il est dû à la transmission du champ de stimulation, entre électrodes de stimulation et de réception, soit à travers les tissus résistifs, soit par effet capacitif. Il est d'autant plus intense et gênant que stimulation et réception se font à courte distance. Nous ne parlerons pas des arrangements techniques que les différents constructeurs s'ingénient à mettre dans leurs stimulateurs et amplificateurs pour réduire l'AS, arrangements sur lesquels l'électromyographiste n'a pas prise. Il reste qu'un minimum de précautions permet d'obtenir des résultats intéressants.

- On peut d'abord **réduire la charge de courant sous les électrodes de stimulation**, ce qui diminue l'extension du potentiel d'artéfact dans les tissus.
- 1) Il convient de préparer soigneusement la peau sous chaque électrode de stimulation (cf + haut) et de couvrir les électrodes de stimulation d'un tissu imbibé de CINA. Prendre garde que le sérum salé ou le gel conducteur ne 'bave' pas hors de chaque surface d'électrode.
 - 2) Il faut **appliquer fermement les électrodes de stimulation** face au nerf à stimuler : plus la distance de la cathode au nerf est courte, plus l'intensité (et l'artéfact) de stimulation pourront être faibles.
 - 3) Pour éviter les couplages capacitifs et inductifs entre stimulation et réception, éloigner les câbles respectifs ; et maintenir la peau sèche entre les électrodes.
 - 4) Il est astucieux d'aligner les électrodes de réception sur une ligne d'isopotential nul par rapport au courant de stimulation : un moyen simple consiste, tout en maintenant la cathode stimulante sur le nerf, à faire pivoter l'anode pour réduire l'artéfact : dans la majorité des cas, ceci aboutit à **placer l'axe des électrodes de stimulation perpendiculaire à l'axe des électrodes de réception.** (fig 14 et 15). Cette disposition n'est pas toujours possible (ex. : stimulation par anneaux sur les doigts) et les lignes de transmission des champs peuvent imposer ailleurs une disposition parallèle des électrodes. Dans chaque situation, essayer de trouver la meilleure localisation respective de la stimulation et de la réception pour réduire autant que possible l'artéfact.

- Du côté de la réception :**
- 5) **Bien préparer la peau :** plus l'impédance des électrodes est basse, plus l'impédance d'entrée des amplis atténue l'artéfact (fig 16).
 - 6) Ne pas oublier que l'artéfact se comporte comme un signal arrivant en mode commun : pour profiter d'une excellente réjection, **l'impédance des électrodes de réception doit non seulement être basse, mais équilibrée** (voir plus haut) (fig 16 et 17)
 - 7) On a souvent tendance à régler le filtre des basses fréquences sur un seuil de coupure (ex 15 ou 20 Hz) un peu haut : ceci présente l'avantage de stabiliser les traces, et de réduire les parasites de mouvement et de polarisation. Mais un tel seuil retarde le retour à la ligne de base de l'artéfact de stimulation, et aggrave la transitoire exponentielle qui le termine : on obtient une "queue" d'artéfact qui envahit la réponse utile. On a donc intérêt à **baissier la fréquence de coupure du passe haut** (par exemple à 2 Hz). **Ces mesures simples sont extrêmement efficaces.** Elles demandent seulement un peu de temps et un minimum d'attention.

Sur certains appareils d'emg, on peut activer une porte électronique qui annule le signal pendant une courte fenêtre (0.5 à 2 ms) au début de la trace enregistrée (fig 18 A) D'autres appareils sont pourvus d'un **stimulateur qui peut délivrer deux chocs brefs alternés.**(fig 18 B) Le premier est le choc stimulant, et le second, de polarité inverse, peut être réglé séparément en intensité. Il est chargé de compenser par un champ contraire l'artéfact généré par le premier choc. Il faut savoir que si l'intensité du 1er choc "stimulant" est élevée, l'intensité qu'il est nécessaire d'affecter au 2e choc "compensateur" augmente dans les mêmes proportions. Dans ces conditions, le 2e choc devient stimulant (et, pour lui, la cathode est l'anode du 1er choc !) Lors d'une mesure de VCN sensitive à l'index, par exemple, la stimulation part alors de l'électrode distale, ce qui produit un pic de PAN à 2 sommets et peut conduire à des erreurs. Il faut donc toujours **limiter l'intensité du choc compensateur** (au tiers de l'intensité du 1^{er} choc).

L'avenir est à l'informatique, au travers de programmes qui modélisent l'artéfact et le font disparaître à travers des filtres statistiques appropriés.(fig 18 C) On peut souhaiter que ces facilités deviennent disponibles sur les appareils d'EMG, mais ceci ne devra jamais dispenser l'opérateur d'une attention particulière à travailler dans les meilleures conditions techniques.

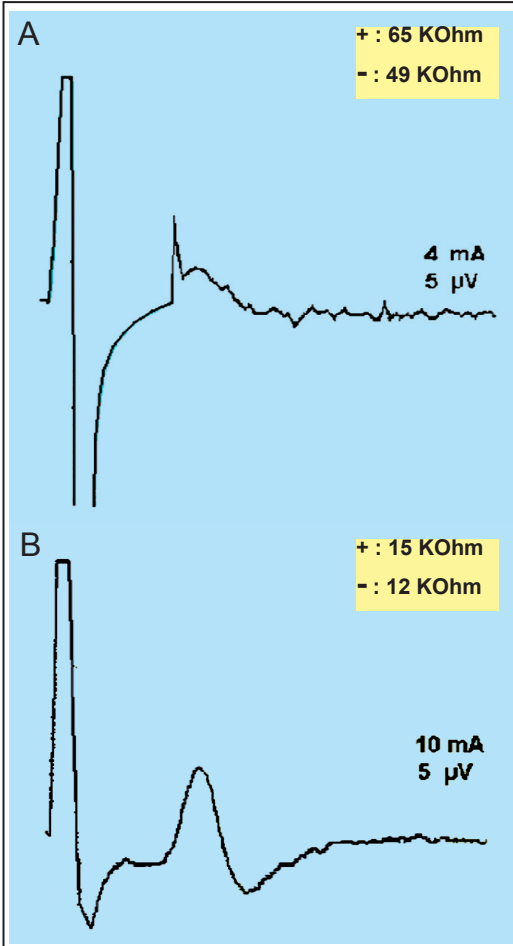
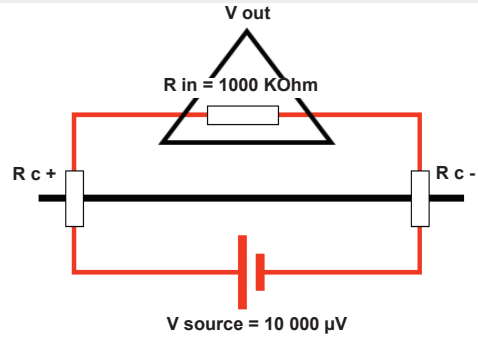


Fig 16 : Les artefacts liés à la stimulation peuvent être considérablement réduits en diminuant et équilibrant l'impédance des électrodes. En A, enregistrement du PAN sensitif d'un nerf Médian, sans préparation du contact peau-électrodes : les impédances sont élevées, déséquilibrées, et l'artefact de stimulation perturbe la réponse. En B, même sujet, les impédances réduites et équilibrées permettent un enregistrement fiable, alors même que l'intensité de stimulation est plus forte.

Fig 17 : Le schéma ci-dessous démontre que, lorsqu'un signal parvient quasi-simultanément aux 2 électrodes (en "mode commun", ce qui est le cas des artefacts de stimulation) ce signal n'est correctement atténué par l'amplificateur différentiel que si l'impédance des électrodes est équilibrée.



Avec un **amplificateur différentiel**, si le potentiel du nerf ou du muscle (V_{source}) est de $10\,000\ \mu V$, et que le signal sortant de l'ampli (V_{out}) a une amplitude :

- soit de $0.1\ \mu V$ quand le signal parvient simultanément (en mode commun) aux 2 électrodes;
- soit de $20\,000\ \mu V$ quand le signal parvient d'abord à l'électrode +, puis à l'électrode - ,

le rapport de réjection en mode commun ($RRMC$) = $20\,000 / 0.1 = 200\,000 / 1$

Mais la valeur maximale du $RRMC$ du circuit est limitée par : $R_{in} / (R_{c+} - R_{c-})$

Si $R_{in} = 1000\ KOhm$, $R_{c+} = 21\ KOhm$, $R_{c-} = 20\ KOhm$, $RRMC_{max} = 1000 / 1$ et dans ce cas V_{out} en mode commun = $20\,000 / 1000 = 20\ \mu V$

Mais si $R_{in} = 1000\ KOhm$, $R_{c+} = 40\ KOhm$, $R_{c-} = 20\ KOhm$, $RRMC_{max} = 50 / 1$ et dans ce cas V_{out} en mode commun = $20\,000 / 50 = 400\ \mu V$.

Fig 18 : Méthodes électroniques et informatiques pour réduire l'artefact de stimulation. En A : une porte électronique (A2, flèche) annule le signal pendant 0.5 ms au début du tracé. En B : le stimulateur peut délivrer un choc négatif (B1), positif (B2), ou alterné (B3) : ce dernier diminue nettement l'artefact, mais l'intensité du 2eme choc ne doit pas dépasser 30% de l'intensité du 1er choc, sous peine de modifier et la forme et la latence de la réponse. En C : La queue de l'artefact est modélisée par une cubique (trace rouge) que l'ordinateur soustrait ensuite du tracé brut (noir) pour générer un tracé (bleu) débarrassé de l'artefact.

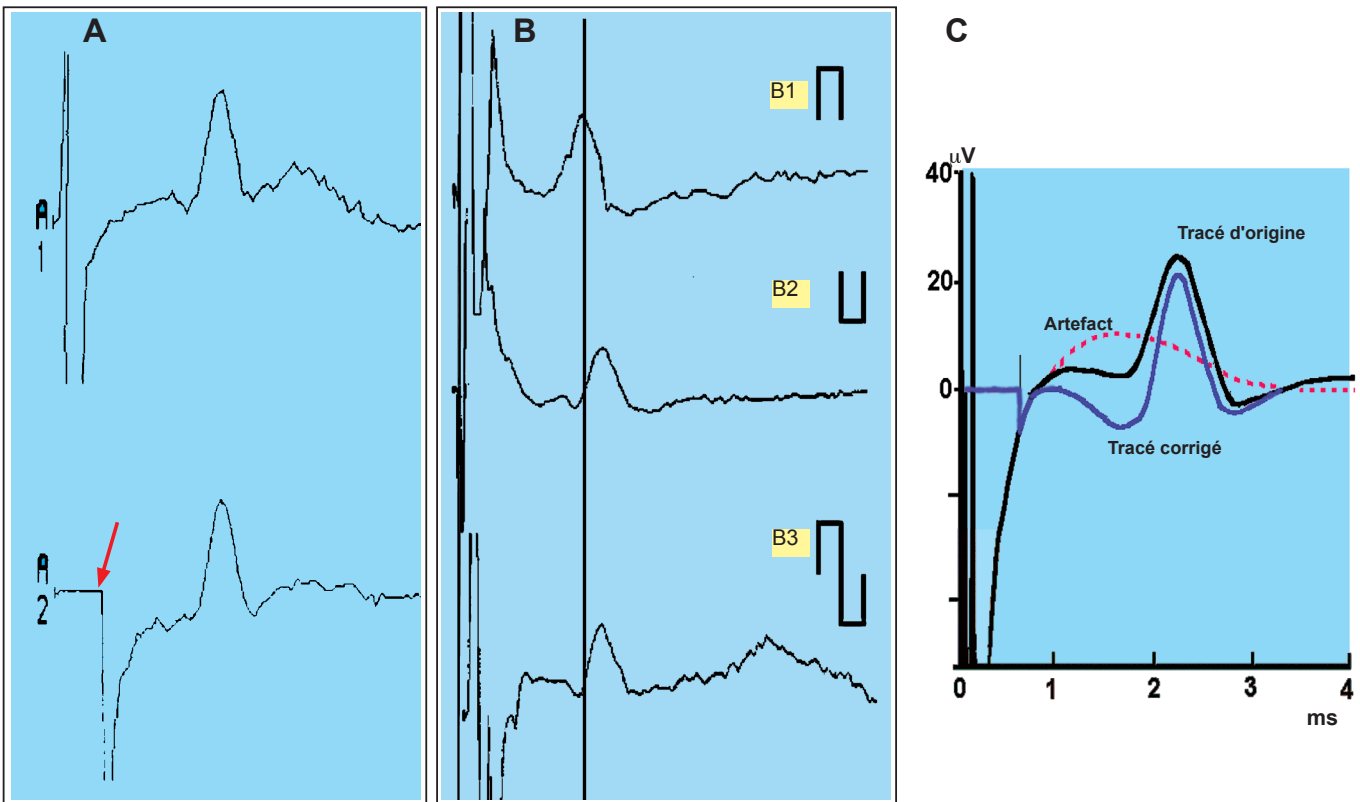


Fig 19, ci-dessous : vérifier que les marqueurs de latence sont correctement positionnés par le programme; sinon, corriger leur placement manuellement en utilisant une amplification de 200 μ V/div.

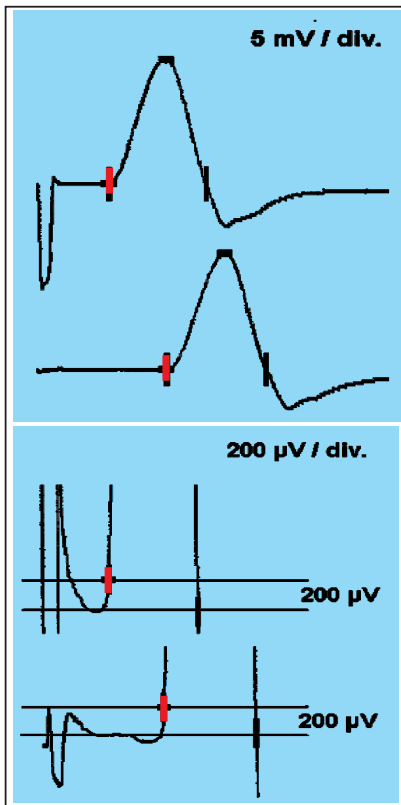
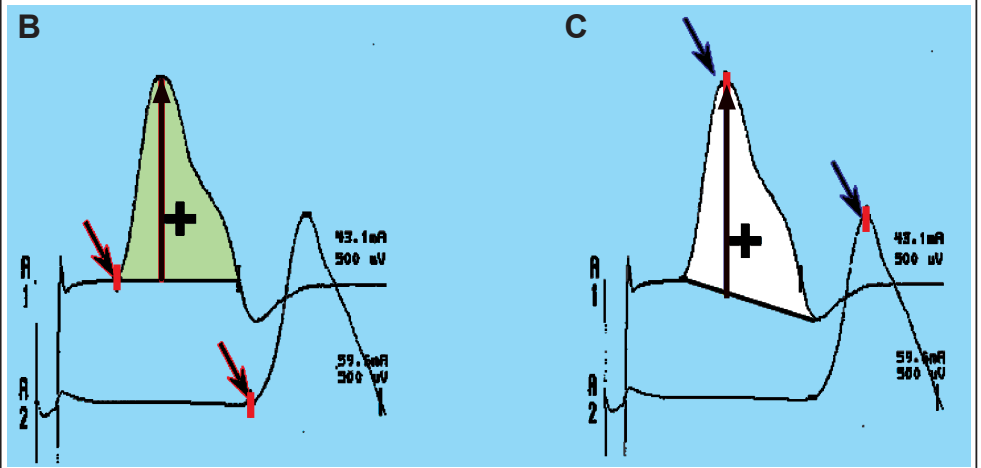
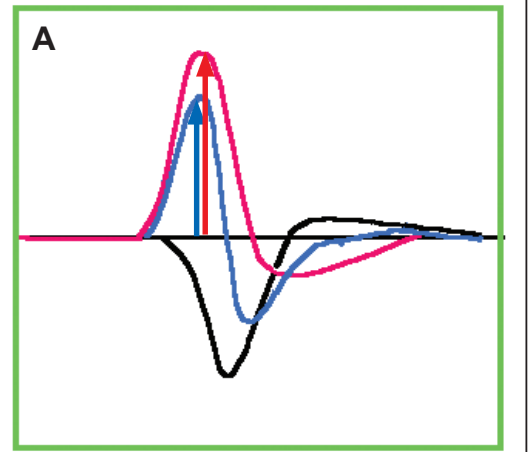


Fig 20 : en A : lorsque le signal passe sous l'électrode active, il génère un potentiel négatif (trace rouge); lorsqu'il atteint l'électrode de référence, il produit une onde positive (en noir); le potentiel réel sur l'écran est la somme algébrique des 2 précédents (en bleu), et l'amplitude de sa phase positive (flèche bleue) est inférieure à celle du signal d'origine sous l'électrode active (flèche rouge). Il est donc préférable de **mesurer l'amplitude des potentiels de VCN tel que le montre la figure C (flèche noire)**.

De même, il est justifié de **calculer les vitesses** non pas à partir des latences initiales des réponses (on mesure alors uniquement la vitesse des fibres les plus rapides du nerf, flèches fig B), mais plutôt à partir des latences au pic négatif (flèches fig C), **ou mieux encore entre les centres de gravité des aires négatives corrigées (croix)** : on évalue mieux de cette façon une vitesse 'moyenne' des fibres myélinisées du nerf. (voir document 1A5, §F4)



↘ H - EFFECTUER LES MESURES

H1 - Mesurer les distances

Le mètre-ruban de couturière reste l'outil simple et habituel de mesure des distances entre deux points de stimulation. **Les causes d'erreurs sont ici nombreuses et significatives.** 1- Le trajet du nerf peut être profond et impossible à "suivre" en surface : c'est le cas des mesures de distance entre le point d'Erb et le creux axillaire. 2- **⚠** Le trajet du nerf est rarement rectiligne : entre le col du péroné et le cou de pied, le nerf péronier profond (SPE) se courbe vers l'avant pour passer dans la loge antérieure de jambe. 3- La longueur du nerf entre les deux sites stimulés varie avec la position du membre : d'où la recommandation de **⚠** stimuler le N. Ulnaire (Cubital) et de mesurer sa longueur en tenant le coude fléchi à 90°. 4- L'électrode de stimulation peut glisser sur la peau (et la peau par rapport au nerf) pendant la stimulation : prendre soin d'"arrimer" la position des électrodes de stimulation en prenant un repère osseux. 5- **⚠** La stimulation n'atteint pas le nerf à la verticale de la cathode, mais en un point situé entre les 2 électrodes de stimulation (cf § F2 et fig 13) et surtout elle emprunte le chemin de plus faible résistance : pour stimuler le N. Médian au coude, veiller à placer la cathode plus haut (proximalement) que l'arcade fibreuse interne du tendon du biceps. Voir les documents 1A5, §F4 et 4I5,§B)

Il n'est pas possible d'énumérer toutes les circonstances anatomiques ou pathologiques (obésité, oedèmes, séquelles d'intervention) qui limitent la fiabilité de ces mesures de distance. **⚠ L'erreur relative augmente d'autant plus que la distance mesurée est plus courte.** Ce point étant souvent négligé bien que particulièrement important, un exemple est utile.

Si l'on veut par exemple étudier la VCN des fibres motrices d'un nerf Ulnaire comprimé au coude dans le défilé épitrochléen interne, et que l'on mesure la distance entre 2 points de stimulation distants de 30 mm, avec un délai entre les 2 réponses sur l'écran de 0.9 ms, la vitesse calculée est de $30/0.9 = 34.5$ m/s. Supposons que l'électromyographe fasse une erreur de localisation de ± 3 mm (ce qui est faible en réalité) pour chaque point de stimulation, la vitesse calculée peut être aussi bien $24/0.9 = 26.5$ m/s, ou $36/0.9 = 40$ m/s, ce qui produit une erreur absolue de $8/34.5 = 26\%$ de la mesure, et un écart de $26.5/40 = 66\%$ entre les 2 mesures possibles de VCN !! Alors que penser des évaluations "centimétriques" de vitesse ?.

Reprenons le même exemple, mais stimulons le N Ulnaire en 2 points éloignés de 100 mm. La même vitesse de conduction de 34.5 m/s correspond à un temps de parcours de 2.9 ms. Mais une erreur similaire de ± 3 mm sur la localisation exacte des points de stimulation conduit à des résultats extrêmes qui vont de $94/2.9 = 31$ m/s à $106/2.9 = 36.5$ m/s. L'erreur absolue sur la mesure n'est plus que de $3.5/34.5 = 10\%$, avec un écart maximal entre les 2 mesures extrêmes réduit à 15 %.

On voit bien avec cet exemple **⚠** qu'il est toujours préférable de mesurer une VCN entre 2 points les plus éloignés qu'il est possible, 100 mm étant un écart minimal pour éviter une erreur de mesure trop grossière. Il est important également de bien maintenir la position de la cathode fixe par rapport au nerf, pendant la stimulation, en appuyant par exemple la main qui tient la pièce de stimulation sur les reliefs osseux du membre du patient ; de mesurer au plus près la longueur réelle du nerf entre les points de stimulation, en veillant à ce que les segments de membre soient dans la même position que lors de la stimulation (coude fléchi pour le N Ulnaire).

Fig 21, ci-dessous : La vitesse de conduction d'un tronc nerveux n'évolue pas comme les pertes axonales, ni comme la valeur fonctionnelle motrice du muscle, ainsi que le montrent ces courbes enregistrées au long du cours d'une polyneuropathie. Noter par exemple la stabilisation de la VCNM après le 8ème mois, tandis que l'amplitude du potentiel musculaire et la force du muscle continuent à se dégrader.

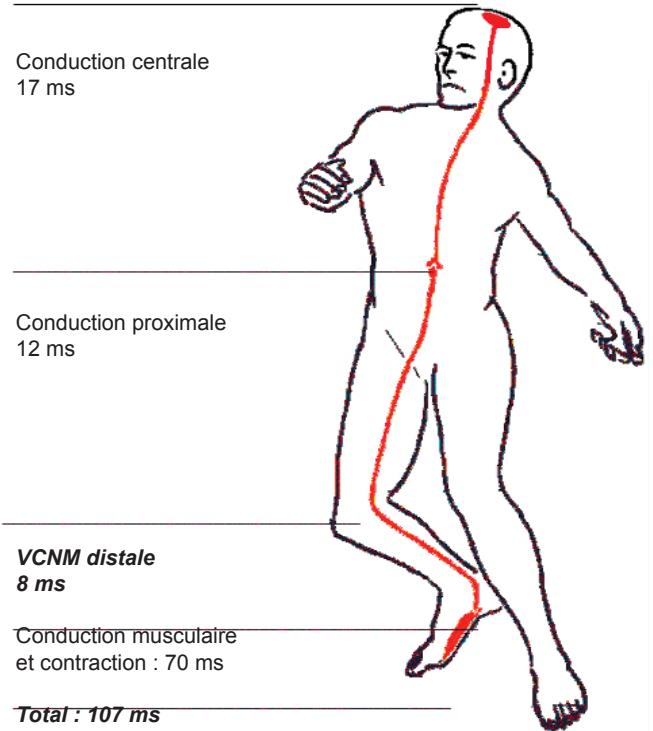
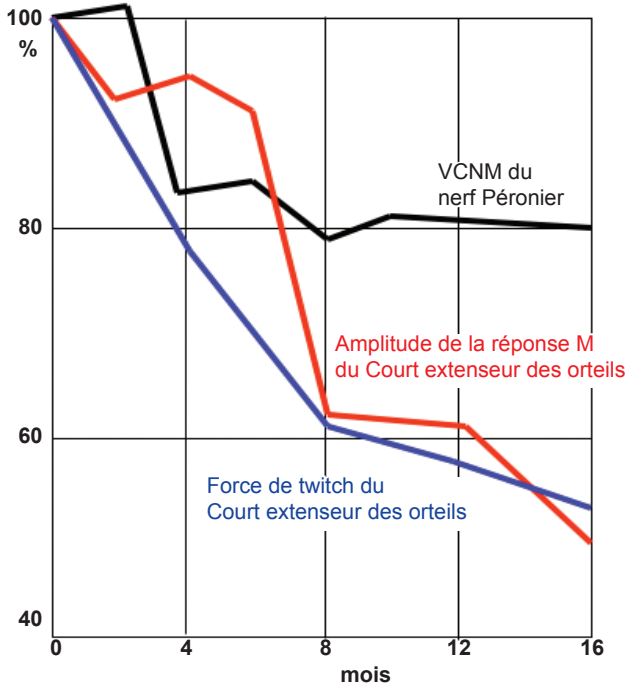


Fig 22 : La vitesse de conduction motrice distale d'un tronc nerveux ne représente qu'une faible part du temps de commande d'un acte moteur. Dans l'exemple ci-dessus, la VCN Motrice du nerf Tibial correspond à moins de 10 % du délai total de transmission et d'excitation des muscles plantaires.

H2 - Mesurer les latences et les amplitudes

Le temps n'est plus où la mesure d'une vitesse de conduction imposait de développer en chambre noire le film pris par une camera devant un oscilloscope. Les écrans à mémoire physique (au phosphore) et les chambres Polaroid ont amené une première révolution, qui paraît aujourd'hui très obsolète face aux écrans numériques et aux logiciels de traitement du signal dont disposent les machines modernes. Les mesures d'amplitudes et de latences sont faites soit à la main (en positionnant des curseurs mobiles dont les coordonnées x ou y sont relevées instantanément) soit de manière automatique, par un programme ad hoc fourni par le constructeur.

Le placement manuel des curseurs varie d'un opérateur à l'autre, et dépend à la fois du gain utilisé et du bruit contenu dans le signal. Il est facile de vérifier, lorsqu'on mesure la latence motrice distale du N. Médian, que le curseur est placé d'autant plus "tôt" par l'opérateur que le gain utilisé est plus grand. Il faut donc effectuer ces mesures de latence avec toujours le même gain. Sur un oscilloscope numérique, il est aisé d'acquiescer la réponse à 2 mv ou 5 mv/div, puis **de passer à 200 ou 500 µv/div pour le positionnement des curseurs**, en prenant comme base de mesure de latence distale une déflexion de 200 µv au-dessus de la ligne de base (fig 19).

Les appareils récents sont équipés d'un programme **de positionnement automatique des marqueurs**, dont l'algorithme est généralement basé sur un double seuil de pente après filtrage. Par chance, ces programmes sont honnêtement fiables et robustes. Néanmoins, le changement de forme des réponses (mauvais positionnement des électrodes, pathologie) les artefacts de stimulation ou de mouvement, et le bruit instrumental (pour les mesures d'amplitude) peuvent perturber ces programmes automatiques : il convient **de ne jamais accepter les valeurs qu'ils affichent sans vérifier d'un coup d'oeil le placement des marqueurs !**

Nous ne pouvons développer ici les arguments qui conduisent à privilégier, pour **la mesure des vitesses**, les latences initiales des réponses (en relation avec la vitesse des fibres les plus rapides du tronc nerveux exploré) ou les **latences au pic négatif (plus proches d'une vitesse moyenne)**. L'idéal serait probablement de faire la mesure au centre de gravité de l'onde négative, (fig 20) ce qui serait bien utile quand les 2 réponses d'une VCNM sont de forme différente (voir doc. 1A5, §F1). Les mesures d'amplitude et d'aire, effectuées sur l'onde négative, sont entrées dans les moeurs. On peut regretter cependant, avec nos amplificateurs différentiels, qu'il ne soit pas tenu compte du caractère biphasique des réponses obtenues en enregistrement bipolaire. On trouvera ailleurs les **indications utiles pour les mesures des blocs de conduction** (cf bibliographie)

I - ETABLIR SES PROPRES NORMES DE RESULTATS

Bien que la mesure des VCN soit une technique bien codifiée, **il n'existe pas de référence universelle**. On vient d'évoquer les positions variables dans lesquelles le sujet peut être examiné et les distances segmentaires mesurées ; les différents types d'électrodes de stimulation et de réception ; les différences de protocole d'examen (mesures au début ou au pic des réponses ; correction ou non des mesures en fonction de la température)....

de Tout ceci rend nécessaire que chaque Praticien ou chaque Laboratoire définisse les valeurs normales de vitesse, latence, amplitude, pour les différents nerfs explorés. Etablies dans les conditions réelles où chacun travaille, ces tables permettent ensuite d'interpréter l'écart à la normale des mesures effectuées chez les patients. Il s'agit d'un travail long et fastidieux, mais indispensable. On n'oubliera pas que **les normes varient avec l'âge**. On se rappellera que la distribution de certains paramètres (amplitude, aire) ne suit pas toujours une loi gaussienne, et qu'il est alors préférable d'indiquer la limite basse des valeurs normales plutôt qu'une moyenne et un écart-type (sauf à disposer de populations de grande taille).

✎ J – INTERPRETER LES RESULTATS ET REDIGER LE COMPTE-RENDU.

Le compte-rendu ou rapport des résultats de mesure des VCN est souvent rédigé grâce à des outils bureautiques intégrés aux logiciels des machines d'EMG. Il doit être à la fois précis et complet (nerf étudié, côté, sites de stimulation (ce qui indique immédiatement si la méthode est orthodromique ou antidromique), vitesse calculée, amplitude des réponses proximales et distales, le rapport de leurs surfaces en cas de bloc de conduction, la latence motrice distale. Les normes du laboratoire ou du Médecin réalisant l'examen sont jointes lorsqu'elles sont ignorées du Médecin correspondant.

L'interprétation des résultats s'appuie non seulement sur les mesures de VCN, mais aussi sur les constatations cliniques et les résultats des autres explorations réalisées (stimulation itérative, EMG à l'aiguille concentrique, tests de réflexologie, potentiels évoqués,). Elle vise à fournir une orientation clinique et thérapeutique objective, claire et concise chaque fois que cela est possible.

✎ Il est très important de se souvenir qu'une mesure de VCN apprécie la capacité d'un tronc nerveux à transmettre des messages, mais pas du tout le résultat physiologique au niveau de l'organe innervé. (fig 20) **Ce n'est pas parce qu'une VCN Motrice est nettement réduite que la force du muscle cible est altérée** : tant que le nombre d'axones moteurs est bien conservé, la force mécanique de la contraction est préservée. Et même lorsque une partie des axones moteurs est détruite, des phénomènes de compensation et de réinnervation à partir des unités motrices restantes peuvent permettre au muscle de conserver une valeur fonctionnelle satisfaisante. Inversement, une VCN Motrice normale peut s'accompagner d'une paralysie en aval si la commande motrice centrale, la jonction neuro-musculaire, ou les fibres musculaires elles-mêmes sont pathologiques. Il faut aussi demeurer conscient, lorsqu'on explore un trouble moteur, que les VCN Motrices distales n'interrogent qu'une toute petite partie de la voie de commande motrice, et moins de 10% du temps de transit des ordres moteurs depuis le cortex jusqu'à la contraction musculaire !! (fig 21)

De la même manière, chacun sait que chez un patient présentant une compression chronique du nerf Médian au canal carpien, avec une VCN Sensitive du nerf altérée, la sensibilité tactile des premiers doigts peut être longtemps préservée, malgré les disesthésies, parce que le système nerveux central (le cortex somesthésique ici) s'adapte et compense le défaut de perception.

✎ **Les mesures de VCN ne dispensent donc jamais d'un examen clinique des performances motrices et sensibles du patient.**

✎ K - SOURCES DOCUMENTAIRES

- Albers JW, Leonard JA : Nerve conduction studies and electromyography. In : Crockard A, et al. : Neurosurgery : the scientific basis ... Blackwell, Oxford, 1992 ; pp : 735-57.
- Benamou M, et al. : In vitro model of far-field stationary potentials Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 1990, 76 : 187-92.
- Bergmans J.: On variability of conduction velocity on repeated examinations. Electromyogr.Clin.Neurophysiol. :1971; 11: 143-8.
- Bleasel AF, Tuck RR. Variability of repeated nerve conduction studies. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.1991 : 81 : 417-20.
- Bolton CF. et al.. Temperature effects on conduction studies in normal and abnormal nerves. Muscle Nerve 1982 : 5 : 145-7
- Bouche P : Electromyographie clinique. EMC Neurologie, 17-030-A10, Elsevier, 1998.
- Brown F : The physiological and technical basis of electromyography. Butterworth Publishers, 1984.
- Chaudry V. et al. Inter-and intraexaminer reliability of nerve conduction measurements in normal subjects. Ann Neurol. 1991 : 30 : 841-3.
- Chu-Andrews J, Johnson J. : Electrodiagnosis : an anatomical and clinical approach. Lippincott, 1980.
- Davis F.A. et al. : Experimental studies of the effects of extrinsic factors ... 1.Temperature. Neurol., Neurosurg., Psychiatry, 1975, 39 :442-8.
- De Lisa J. et al. Manual of nerve conduction velocity and somatosensory evoked potentials. Raven Press, 1987.
- Dioszeghy P, Stalberg E. Changes in motor and sensory nerve conduction parameters Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 1992 : 85 : 229-35.
- Dorfman L.J. Te distribution of conduction velocities in peripheral nerves : A review. Muscle Nerve 1984, 1 : 2-11.
- Falck B, et al. : The development of a multicenter data base for reference values Comput Meth. Prog. Biomed. 1991 ; 34 : 145-62.
- Falck B, Stalberg E. Motor nerve conduction studies : measurement principles and interpretation of findings. J. Clin. Neurophysiol. 1995 : 12 (3), 254-79.
- Fournier E. Examen électromyographique et étude de la conduction nerveuse. EM Inter, Cachan, 1998.
- Fournier E. Atlas d'électromyographie. Lavoisier, Paris, 2000.
- Gassel M.M. Source of error in motor nerve conduction studies. Neurology, 1964 ; 14 : 825-35.
- Guiheneuc P. : Exploration des vitesses de conduction nerveuse : quelques règles de bonne pratique. in: Soichot P : EMG' 96, Dijon, 1996.
- Harding G.W. : A method for eliminating the stimulus artifact from digital recordings of the direct cortical response. Comput Biomed. Res, 1991, 24 : 183-95.
- Kimura J. Principles and pitfalls of nerve conduction studies. Ann. Neurol. 1984 : 16 : 239-44.
- Liveson J, Ma D. : Laboratory reference for clinical neurophysiology. FA Davis Company, Philadelphie, 1992.
- Kincaid JC, Brashear A, Markand ON. The influence of the reference electrode on CMAP configuration. Muscle Nerve 1993 : 16 : 392-6.
- Mc Gill KC. et al.: On the nature and elimination of the stimulation artifact IEEE Trans. Biomed Eng. 1982 ; 29 : 129-37.
- Magistris M.R : Les blocs de conduction nerveuse. In : Cadilhac J. et Daprès G. eds : EMG actualités, Sauramps Medical, Montpellier, 1991, 123-38.
- Martinez C, et al. : Compound nerve action potential modelling and synthesis ; IEEE-EMBS Conf. Paris, 1992 ; 1454-6
- Metral S. Ropert A. : Vitesse de conduction : facteurs déterminants, méthodologie, résultats. Lyon Médical, 1984; 17 : 205-9.
- Nilsson J, Ravits J, Hallett M. Stimulus artifact compensation using biphasic stimulation. Muscle Nerve, 1988 ; 11 : 597-602.
- Oh S.J. : Clinical electromyography : nerve conduction studies. University park press, Baltimore, 1990.
- Uncini A., et al. : Conduction abnormalities induced by sera of patients with multifocal motor neuropathy and anti-GM1 antibodies. Muscle and Nerve, 1993 ; 16 : 610-15.
- Pannizza M., et al.: Relevance of stimulus duration for activation of motor and sensory fibers.... Electroenceph. Clin. Neurophysiol. 1992 ; 85 : 22-29.
- Pease WS, Pitzer NL. Electronic filter effects on motor and sensory nerve conduction tests. Am J. Phys. Med. Rehab. 1990 : 69 : 28-31.
- Tulgar M: Fundamental scientific factors in electrical stimulation of the nervous system. J. Clin. Neurophysiol. 1995 : 12 (3) : 230-6.
- Wee AS, Ashley RA. Relationship between location of the ground electrode and size of the electrical stimulus artifacts. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 1989 ; 29 : 187-90