HAL
open science

Implication de différents muscles des membres inférieurs lors d'épreuves de course

Christine Hanon, Chantalle Thépaut-Mathieu, Henry Vandewalle

To cite this version:

Christine Hanon, Chantalle Thépaut-Mathieu, Henry Vandewalle. Implication de différents muscles des membres inférieurs lors d'épreuves de course. [Rapport de recherche] Institut National du Sport et de l'Education Physique (INSEP). 2001. hal-01987877

HAL Id: hal-01987877

https://insep.hal.science/hal-01987877v1

Submitted on 21 Jan 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

DEPARTEMENT DES SCIENCES DU SPORT

Laboratoire de Biomécanique et de Physiologie

IMPLICATION DE DIFFERENTS MUSCLES DES MEMBRES INFERIEURS LORS D'EPREUVES DE COURSE

Christine Hanon*, Chantalle Thépaut-Mathieu**

Henry Vandewalle***

***Laboratoire de Biomécanique et de Physiologie -INSEP**

****Département des Sciences du Sport**

*****Département de la Formation**

Rapport de Recherche

Pour le Ministère de la Jeunesse et des Sports

et la Fédération Française d'Athlétisme

Décembre 2001

SV
E4
—
INS

I –INTRODUCTION

Le projet initial prévoyait de réaliser une expérimentation sur la piste au cours d'efforts de course calibrés sur les vitesses de compétition.

Malheureusement, pour des raisons matérielles :

- poids de l'enregistreur EMG associé au poids du K4 (enregistreur des gaz portable) trop important pour une expérimentation dont l'objet était de cerner les engagements musculaires aux vitesses spécifiques
- disponibilité d'athlètes de haut-niveau pour une expérimentation lourde impliquant que les athlètes soient dans une forme suffisante pour répondre à l'objectif ce qui imposait de placer les expérimentations dans une période proche des compétitions.

En attendant de posséder à l'INSEP un enregistreur par télémétrie, plus léger et moins contraignant en cables portés par le sujet, nous avons transféré ce travail sur tapis roulant avec des sujets de bon niveau national.

Ainsi, le projet a-t-il davantage été axé sur la détermination des muscles fatigués les plus précocément lors d'effort de course.

Le protocole mis en place consistait en successions de paliers d'intensité croissante et permettait ainsi de déterminer les « seuils de fatigue » des différents muscles testés : droit antérieur (RF, Vaste externe (VL), Ischios jambiers (BF), jumeaux (Ga) et le jambier antérieur (TA).

A notre connaissance, ce travail est le premier à proposer des résultats en ce qui concerne la fatigabilité des ischios jambiers.

II – RAPPEL DE LA LITTERATURE

Le seuil anaérobie estimé à partir des signaux électromyographiques

La démarche de détermination de seuil s'enrichit depuis quelques années d'un indicateur complémentaire, basé sur l'évolution du niveau d'activation musculaire. Il s'agit dans cette optique d'observer l'apparition de la fatigue au niveau des structures impliquées directement dans l'activité motrice.

N° d'entrée 36 273
TITUT NATIONAL DU SPORT
L'ÉDUCATION PHYSIQUE
Classement SVE4 INS

L'électromyographie (EMG) désigne la technique générale de détection des phénomènes électriques liés à la contraction musculaire du muscle. L'acquisition du signal électromyographique peut être intramusculaire, de surface, unitaire ou globale.

Selon De Luca (1997), l'utilisation de l'EMG de surface est intéressante :

- comme indicateur de l'existence d'une activation musculaire : de l'initiation à la fin de cette activité.
- comme indicateur d'un niveau d'activation, paramètre mis en relation avec la force produite par le muscle.
- comme témoin de la fatigue.

II.1.2.1 – EMG comme indicateur de l'existence d'une activation musculaire

Cette première application, plus descriptive, permet de préciser notamment le début, la durée et le moment d'implication d'un muscle donné dans une séquence gestuelle. Elle a permis par exemple à Clarys (1985) de décrire l'activité de la natation à différents niveaux d'expertise en crawl, de mettre en évidence la participation de certains muscles comme les abdominaux ou les dorsaux et de comparer les exercices réalisés dans l'eau et « à sec ».

EMG comme indicateur d'un niveau activation musculaire

Ce second domaine d'application fait l'objet d'une littérature abondante qui a pour sujet essentiel la forme des relations EMG/force et EMG/travail.

Les résultats de Bigland et Lippold en 1954, font état d'une relation linéaire entre la force musculaire développée et le degré d'activation du muscle. La recherche d'un ajustement plus approprié entre EMG et force a permis de préciser cette relation :

- en condition isométrique, si dès les années 50, certains auteurs rapportent une relation de type linéaire entre niveau de force et EMGi (Bigland et Lippold 1954, Lippold 1952 puis Bouisset et Maton, 1972, Jacobs et Van Ingen Schenau, 1992), d'autres comme Zuniga et al. (1969) décrivent une relation force/EMGi linéaire seulement pour des niveaux modérés de force. Pour Alkner et al. (2000), la relation n'est linéaire que pour certains muscles : linéaire entre la force exprimée au cours d'une extension du genou et l'EMGi du vastus lateralis (VL) et non linéaire avec l'EMGi du rectus femoris (RF) et du vastus medialis (V.M).
- en condition anisométrique monoarticulaire, Aoki et al. (1986) montrent au cours d'un mouvement rapide d'extension du coude que l'amplitude de l'EMG pendant les 100

premières millisecondes du mouvement est reliée de façon linéaire aux paramètres cinématiques tels que le pic de vitesse ou l'accélération

- en condition de mouvement pluri-articulaire (bicyclette), Henriksson et Bonde-Petersen (1974) décrivent une relation rectiligne entre EMGi et la puissance de l'exercice de 25 à 120% de VO2max et aussi bien pour RF que pour VL. Goto et al. (1976) présentent une relation EMGi/charge de travail linéaire pour VL et le gastrocnemius (Ga) et non linéaire pour le gluteus maximus (GM) et le tibialis anterior (TA) au cours d'une tâche de pédalage sur bicyclette ergométrique. Toujours sur bicyclette ergométrique, Duchâteau et al. (1986) décrivent une relation linéaire entre le niveau d'activation du soleus et la charge de travail. Cette même relation est non linéaire s'agissant du gastrocnemius.

EMG et fatigue

Ce troisième domaine d'application est également à l'origine d'une littérature abondante. Cette littérature relate et discute l'impact de la fatigue sur le signal EMG. Les modifications du signal EMG sous l'effet de la fatigue seront examinées.

La fatigue peut-être définie comme l'incapacité à produire la force requise ou attendue (Edwards, 1981). Dans ce cas, la détermination de la fatigue s'envisage sous l'angle de la production de la force. Trois réserves peuvent néanmoins être adressées à cette approche :

- la fatigue est observée au niveau de ses conséquences, donc après son installation.
- la fatigue est considérée globalement sans que précision soit faite du muscle plus particulièrement fatigué et il est rare qu'un seul muscle soit engagé dans une tâche.
- au cours d'un effort sous-maximal, il est possible de maintenir le niveau force à un niveau constant alors que les indices physiques, biochimiques et psychologiques de la fatigue sont déjà présents (recrutement supplémentaire d'U.M, diminution du taux de décharge de certaines U.M, augmentation de l'amplitude du signal global). Ainsi, la fatigue ou défaillance des composantes contractiles se définit selon Tesch et al. (1990) par une augmentation de l'activation musculaire relative à un niveau de force donné.

Autrement dit, les mécanismes périphériques de la fatigue qui se manifestent par une diminution de la capacité de la cellule musculaire à générer de la force, impliquent une augmentation de la commande nerveuse dans le but de maintenir une production de force externe constante (Gerdle et al. 1997).

L'utilisation de l'EMG dans la détermination de l'apparition de la fatigue présente donc le double avantage de bénéficier de l'absence de délai entre les modifications des conditions de

la contraction musculaire et l'évolution du signal électromyographique et d'offrir la possibilité de localiser au sein de la chaîne musculaire, le (ou les) muscle(s) plus exposé(s) à la fatigue.

Sites de la fatigue

La fatigue est un phénomène complexe pour lequel il serait naïf de rechercher une cause unique (Enoka et Stuart 1992). Bigland-Ritchie (1984) a identifié les principaux sites potentiels de la fatigue :

1 - Excitation des centres moteurs supérieurs
2 - Propagation de l'excitation vers les motoneurones
3 - Excitabilité des motoneurones
4 - Transmission neuro-musculaire
5 - Excitabilité du sarcolème
6 - Couplage excitation-contraction
7 - Mécanismes contractiles
8 - Fourniture de l'énergie métabolique et accumulation des métabolites

La discussion de l'importance relative des différentes étapes dans l'étiologie de la fatigue musculaire est un sujet de controverse majeur. Plus précisément, ce débat se situe au niveau du de la prépondérance d'une cause plus centrale (commande et transmission neuromusculaire/étapes 1 à 4) à ceux d'une cause plus périphérique (étapes 4 à 8).

La figure II.2 (Fitts, 1994) présente les principaux sites cités fréquemment comme causes de la fatigue musculaire.

La fatigue musculaire peut être le résultat de l'inhibition de n'importe lequel de ces phénomènes, soit directement au niveau du muscle par des produits de la contraction ou du métabolisme énergétique (Sahlin 1992), soit de façon réflexe par des informations provenant du muscle et transmises vers les centres moteurs ou la moelle épinière.

Causes de la fatigue

On ne sait pas de façon précise comment la chaîne d'événements dont dépend la contraction musculaire est perturbée avec la fatigue.

Néanmoins, certains mécanismes sont souvent invoqués.

La mise en cause de la commande centrale n'est démontrée que dans des conditions particulières telles que l'insuffisance de la motivation des sujets, l'altitude, les modalités de

contractions excentriques (Enoka et Stuart, 1992). L'altération de l'étape de la propagation de l'activation peut se situer entre le site d'initiation (SNC) et la structure cible (la fibre musculaire). L'acidose métabolique provoquée principalement par une accumulation d'acide lactique, mais aussi par une fuite de potassium intracellulaire (Sjogaardt 1986) et par une augmentation intracellulaire des ions faibles (Kowalchuk et al. 1988), de $H2PO^{4-}$ (ions phosphate) intramusculaire (Laurent et al. 1993) reste la cause la plus fréquemment invoquée d'altération de la propagation du signal. (Enoka et Stuart 1992) L'action de cette baisse de pH sur les enzymes de la glycolyse, sur l'équilibre de la créatine kinase et sur les différentes étapes du couplage excitation/contraction (Bigard et Guezennec 1993) implique la nécessité d'un recrutement supplémentaire d'unités motrices pour assurer un niveau de force donné. Selon Sahlin (1992), la libération du Ca^{++} par le reticulum sarcoplasmique est fortement dépendante du pH intracellulaire. L'acidose est également un facteur de réduction de la sensibilité des myofilaments au Ca^{++} (Westerblad et Allen 1991) : une réduction du pH entraîne une moindre fixation du Ca^{++} sur la troponine C ainsi qu'une altération de l'interaction entre la tête de myosine sur l'actine. Enfin, il a été démontré que la baisse du pH diminuait la capacité de tension maximale des fibres musculaires (Nosek et al. 1990), ce qui peut être imputable à la réduction du nombre de ponts d'actine-myosine activés et à la baisse du pic de force délivré par chaque pont actine-myosine.

Néanmoins, selon Saltin et Strange (1992) (p.111), " les perturbations de l'équilibre acido-basique du muscle squelettique ne sont pas un facteur aussi important qu'on le prétend souvent. La fatigue musculaire serait plutôt le résultat d'une détérioration au niveau des phénomènes d'excitation-contraction, qui pourrait être couplée à une inhibition réflexe de la commande motrice au niveau de la moelle. "

En effet, il est troublant notamment de constater que la disparition de la fatigue musculaire ne suit pas la cinétique de restauration du pH. De fait, ce dernier ne retrouve que très lentement les valeurs de repos, alors que le niveau de force se restaure plus rapidement comme ont pu le montrer Sahlin et Ren (1989). Entre fatigue et pH, il est possible de parler d'une relation de coïncidence, plus difficile d'avancer une relation de cause à effet. Pour Enoka et Stuart (1992), tout ne s'explique pas par la baisse du pH. Comme le soulignent Katz et al. (1986), d'autres éléments tels que l'efficacité de la glycolyse, la réduction de la PCr (créatine phosphate) musculaire ont vraisemblablement un effet indirect sur l'intensité de la contraction. Il faut ajouter à ces données, les effets de l'accumulation des produits de l'hydrolyse de l'ATP tels que le Pi, Mg-ADP (Enoka et Stuart 1992).

Conséquences de la fatigue sur le signal EMG

Les effets de la fatigue sur l'EMG global ont été principalement étudiés dans le cas de contractions isométriques sous maximales.

La fatigue se manifeste par des modifications de l'amplitude et de la fréquence des oscillations qui composent l'EMG. Ainsi, l'amplitude du signal augmente progressivement en fonction du temps, les oscillations deviennent plus régulières et leur fréquence se stabilise parfois autour de celle du rythme de Piper soit 40-60 Hz (Bouisset et Maton, 1995).

Plusieurs paramètres électromyographiques sont plus particulièrement utilisés pour quantifier ces modifications : l'EMGi et le spectre de puissance.

Au cours du maintien, l'EMGi augmente en fonction du temps et ce de manière d'autant plus rapide et importante que le niveau de force est élevé (Scherrer et Bourguigon 1959). L'augmentation de l'EMGi observée en situation de fatigue, est alors attribuée à une compensation de la baisse de la contractilité des fibres musculaires initialement recrutées (Viitasalo et Komi 1978). L'évolution de l'EMGi en fonction du temps dépend de la composition relative du muscle en fibres de type I et II, étant entendu qu'un muscle dans lequel prédominent les fibres de type II est un muscle rapidement fatigable (Komi et al. 1976).

Avec l'installation de la fatigue, le spectre se caractérise par une augmentation continue de la puissance du signal dans les basses fréquences (Sato 1982) et par une diminution de la puissance du signal dans la gamme des fréquences élevées. Plusieurs types d'analyse sont utilisés comme indice fréquentiel de la fatigue :

- la variation de la puissance du signal dans une bande de fréquence restreinte
- le rapport entre puissance du signal correspondant aux fréquences basses et aux fréquences élevées
- la fréquence moyenne ou la fréquence médiane dont la valeur se déplace vers les fréquences basses avec l'installation de la fatigue (Petrofsky et al. 1979)

Là encore, l'importance de ce déplacement du spectre vers les basses fréquences dépend de la typologie musculaire. L'augmentation de la puissance dans les fréquences basses étant d'autant plus marquée que le muscle comporte une proportion importante de fibres II.

L'augmentation progressive de l'EMGi avec la fatigue ou de la puissance du spectre semble dépendre surtout du recrutement spatial c'est à dire du recrutement supplémentaire d'UM. Les résultats concernant le recrutement temporel c'est à dire la fréquence de décharge des UM sont plus contradictoires (Maton 1991).

Le déplacement du spectre de puissance dans les basses fréquences a longtemps été attribuée à la synchronisation et au recrutement de nouvelles U.M, alors que la diminution des fréquences élevées a été attribuée à l'arrêt de l'activité d'unités motrices de type rapide, fatigable, à fréquence de décharge élevée. Il semble aujourd'hui que l'ischémie mise en évidence notamment en condition isométrique entraîne une diminution de la vitesse de conduction des fibres donc une augmentation de la durée des potentiels d'action, expliquant par là même le déplacement du spectre vers les basses fréquences. Selon Bouisset et Maton (1995), l'augmentation globale de l'amplitude de l'EMGi découle également en partie de ce phénomène.

L'ensemble des modifications de l'EMG global comme le soulignent Bouisset et Maton (1995), renforce l'hypothèse d'une origine musculaire de la fatigue par altération du couplage excitation-contraction.

Selon ces mêmes auteurs, « les mécanismes élémentaires qui sous-tendent les modifications de l'EMG global et la localisation du processus de fatigue anisométrique sont considérés comme étant les mêmes que dans le cas de la contraction isométrique sous-maximale ».

Ainsi, le signal EMG peut, comme les indices physiologiques généraux, être retenu comme témoin d'un changement métabolique.

L'EMG serait donc un révélateur des perturbations du fonctionnement du système neuro-musculaire imputables à la fatigue. Selon De Luca (1997), la fréquence médiane, moins sensible au bruit, est la plus adaptée à la détermination de la fatigue. Si cette technique d'analyse a très largement fait ses preuves en ce qui concerne les mouvements de type isométrique, la stabilité de ce signal est largement discutée en condition anisométrique (Duchêne et Goubel 1993). Par ailleurs, après comparaison entre l'évolution de l'EMGi et de la puissance spectrale au cours de contractions isométriques réalisées à 30% de FVM, Viitasalo et Komi (1978) observent une sensibilité plus grande de l'EMGi qui augmente de 198% dans cette étude. Ceci fait dire à ces auteurs que l'EMGi est l'indice EMG le plus sensible à cette fatigue.

II.2 - ACTIVATION MUSCULAIRE DES MEMBRES INFERIEURS DANS LA COURSE

La pertinence de la notion d'un seuil EMG identique et commun à tous les muscles impliqués dans un même exercice est discutable. Sauf à dire (et à démontrer) que tous les muscles présentent des seuils de fatigue contemporains, il paraît assez peu probable qu'un muscle à lui seul puisse témoigner du fonctionnement de l'ensemble des groupes musculaires sollicités. La coïncidence entre seuil ventilatoire et seuil de fatigue musculaire, vérifiée au niveau du VL pour le cas de la course notamment, est-elle vraie pour tous les muscles? Ceci pourrait paraître surprenant. En effet, l'engagement d'un groupe musculaire dans une activité se traduit par une durée mais aussi par un degré de sollicitation qui lui est propre. Il semble raisonnable de supposer qu'un muscle peut être fatigué par l'une ou (et) l'autre de ces caractéristiques d'activation musculaire.

Si le cyclisme est un exercice fréquemment analysé, la course, activité pourtant très commune a été relativement peu étudiée du point de vue des engagements musculaires. Néanmoins, ces dernières années, les progrès techniques en rapport avec le recueil du signal électromyographique ont permis quelques avancées.

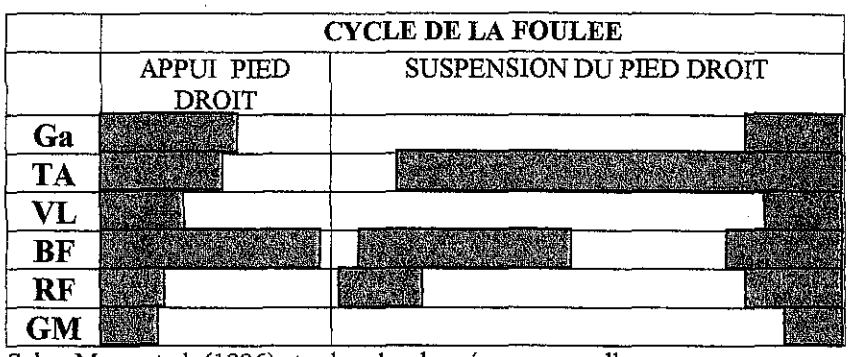
Description

Les caractéristiques d'activation de chaque muscle étudié dans notre expérimentation sont décrites dans la partie suivante. Cette synthèse se base sur des études qui décrivent les durées d'activation des muscles observés par rapport au cycle de la foulée (pose talon du pied droit à pose talon du pied droit suivante). Les niveaux d'activation sont déterminés relativement au niveau d'activation enregistré en situation isométrique contre résistance manuelle maximale peu décrite par les auteurs.

La figure ci-dessous résume les caractéristiques d'activation de différents groupes musculaires des membres inférieurs dont les rôles dans l'activité de la course sont variables (extenseur ou fléchisseur de la hanche, extenseur ou fléchisseur du genou, releveur ou extenseur du pied).

.

Schéma récapitulatif des activations musculaires de la jambe droite au cours du cycle de la foulée



Selon Mann et al. (1986) et selon des données personnelles
GA = Gastrocnemius, TA = Tibialis Anterior, VL = Vastus lateralis, BF = Biceps Femoris, GM = Gluteus Maximus.

Le Biceps Femoris (BF)

Fonction générale

La longue portion du BF est un chef biarticulaire s'insérant sur la tubérosité ischiatique du bassin et au niveau de la tête de péroné (Kapandji 1965). Ce muscle est classiquement défini comme un extenseur de la hanche et un fléchisseur du genou par Simonsen et al. (1985), Méro (1988), Bober (1990), Mc Lay et al. (1987). Si le membre inférieur est libre, les ischios-jambiers sont capables de fléchir le genou. Une fois le pied posé au sol, les ischios-jambiers étendent la hanche, tirant en même temps la cuisse en arrière (Steindler, 1964).

L'action la plus importante selon Elftman 1939 et Viel 1970 est freinatrice du mouvement, assurant la dissipation de l'énergie emmagasinée pendant le balancement du membre oscillant. La deuxième période d'activité correspond selon ces mêmes auteurs à la stabilisation du genou. A la pose du pied, la mise en jeu du biceps femoris associé au gluteus maximus (GM) a pour conséquence de minimiser la composante horizontale freinatrice de la réaction du sol.

Durée et degré d'activation:

L'activité du BF au cours du cycle de la foulée, comparée à celle des autres muscles impliqués, est la plus longue (Wieman et Tidow, 1995). Elle est, selon Mann et al. (1986), deux fois plus longue que celle du quadriceps. A 15 $km.h^{-1}$, la longue portion du BF est en effet activée à plus de 25% du niveau d'activation enregistré en condition de force volontaire

maximale (FVM) (ici contre opposition manuelle) pendant environ 60% du cycle de la foulée. La portion courte étant activée également environ 50% de FVM.

Enfin, il semblerait que le BF ne présente aucune activité juste après le quitter du sol. Son degré d'activation semble inférieur à 10% de FVM pendant 20% du cycle de la foulée d'après Montgomery et al. (1994).

Deux périodes d'activation sont notées par ces auteurs. Leur degré d'activation se situe :

- en fin de phase d'appui avec un pic à 52% de la FVM évaluée contre opposition manuelle
- en phase de suspension du pied (63% de l'activation maximale évaluée contre opposition manuelle)

Le gastrocnemius (Ga)

Fonction générale

Le gastrocnemius (Ga) est un muscle bi-articulaire dont les insertions proximales et distales se situent respectivement au-dessus des condyles fémoraux et sur la structure membranaire donnant naissance au tendon achiléen (qui s'insère sur la tubérosité postérieure du calcaneum après avoir rejoint le tendon du solueus). Comme tel, il agit sur la flexion du genou et sur l'extension de la cheville. Nummela et al. (1992) souligne le rôle majeur joué par ce muscle au cours de la propulsion dans la course.

Le Ga a pour rôle entre autres de favoriser la stabilité du pied. Cette fonction qui se manifeste plus particulièrement au poser et quitter, engage le muscle dans une contraction de type excentrique qui s'oppose à la flexion dorsale du pied. L'efficacité du gastrocnemius dépend selon Kapandji (1965) du degré de flexion du genou (plus efficace quand le genou est étendu).

Durée et degré d'activation:

Selon Dietz (1979), l'activité EMG du Ga observée à 28 $km.h^{-1}$ commence à peu près 100 ms avant le contact au sol et atteint son pic d'activité 35 à 45 ms après le début du contact. D'après Reber et al. (1993), le Ga est activé à plus de 25% de la F.V.M, pendant 30 à 35% de la durée du cycle de la foulée. Ceci est confirmé par Mann et al. (1986).

Selon Reber et al. (1993), le pic d'activité de Ga atteint au cours de l'appui serait de 70 à 80% du niveau d'activation enregistré en test d'opposition manuelle.

Le rectus femoris (RF)

Fonction générale

Le rectus femoris (RF) est un muscle bi-articulaire qui s'insère par son tendon direct sur l'épine iliaque antérieure et inférieure et par son tendon réfléchi au niveau de la gouttière sus-cotyloïdienne. Par l'intermédiaire du tendon rotulien il se prolonge jusqu'à la tubérosité antérieure du tibia. Selon Kapandji (1965), RF ne représente que le cinquième de la force totale du quadriceps, mais, bi-articulaire, il agit à la fois comme un fléchisseur de la hanche et comme un extenseur du genou. Son action sur la hanche dépend du degré de flexion du genou et inversement son efficacité comme extenseur du genou dépend de la position de la hanche. Il intervient surtout dans les mouvements associant l'extension du genou et la flexion de la hanche (comme dans l'avancée du membre oscillant). Son rôle essentiel semblerait toutefois celui de fléchisseur de la hanche (Méro et Komi 1987).

Tous les auteurs sont unanimes pour trouver deux périodes d'activité: une première en phase d'appui et une seconde en phase de suspension du pied et ce, aussi bien à vitesses basses (Elliott et Blanksby 1979; Montgomery et al.1994), qu'à des vitesses élevées (Simonsen et al. 1985).

Durée et degré d'activation

A 15 $km.h^{-1}$, le RF est activé pendant seulement 20% du cycle de la foulée à plus de 25% de la FVM. Il semble être activé à moins de 10% de la FVM, pendant 70% du cycle de la foulée (Montgomery et al., 1994). Par ailleurs, le RF, et le quadriceps en général, sembleraient cesser leur activité avant le début de l'extension du genou.

Le vastus lateralis (VL)

Fonction générale

S'insérant sur la crête externe du grand trochanter et se terminant sur le tendon rotulien, le VL est un muscle monoarticulaire dont les fonctions principales sont l'extension du genou en mode concentrique et le contrôle de la flexion du genou en mode excentrique. Pour Mann et al. (1986), l'extension du genou au cours du quitter des orteils est le résultat du mouvement du corps vers l'avant sur tibia et pied fixés. La fin de l'activité des vastii serait contemporaine de la fin d'activation du GM.

Durée d'activation et degré d'activation:

La durée d'activation en valeur absolue est la même à toutes les vitesses. A 15 $km.h^{-1}$, le VL est activé à plus de 25% de FVM pendant 25% du cycle de la foulée (d'après Montgomery et al. 1994).

Au cours de l'appui, le VL est activé au maximum jusqu'à 78% de la FVM et en moyenne à 53% de la FVM (Montgomery et al. 1994).

Tibialis Anterior (TA)

Fonction générale

Le Tibialis Anterior (TA) est un muscle monoarticulaire (si on modélise le pied comme étant un segment rigide) qui s'insère sur la tubérosité externe de la face externe du tibia et sur la face interne et postérieure du premier cunéïforme. Sa fonction est de relever le pied et de participer à la supination et adduction de la cheville.

Durée et degré d'activation

Il semble selon Reber et al. (1993) que le pattern du TA soit particulier puisqu'en effet, ce muscle serait actif pendant 85% du cycle de la foulée. Cette activité serait répartie selon les auteurs en 2 à 3 bouffées. Selon Reber et al. (1993), les autres muscles responsables du contrôle de la cheville ne seraient actifs que pendant 50% du cycle de la foulée.

Un temps de silence a été observé brièvement après la pose du pied (Nilsson et al. 1985) et au cours de la seconde moitié de l'appui (Mann et Hagy 1980). A partir de vitesses supérieures au jogging (et non précisées), le TA n'est jamais activé à moins de 10% de la FVM (d'après Reber et al. 1993). Aux vitesses supérieures au jogging (non présisé dans l'étude), le TA semble sollicité entre 20 et 50% de la F.VM, avec des pics à 60% aux vitesses les plus rapides (d'après Reber et al. 1993). La moyenne du niveau de l'activation à des allures définies comme des allures d'entraînement est de 30% de la FVM (d'après Reber et al. 1993). Enfin, il faut noter une autre particularité soulignée par ces mêmes auteurs: l'augmentation de la vitesse du jogging à la course n'impliquerait aucune augmentation significative du niveau d'activation de TA. Mais il convient de souligner le fait que les vitesses choisies dans cette étude étaient laissées à l'appréciation des sujets. Cette indépendance du niveau d'activation de TA avec la vitesse semble contredite par une étude sur tapis roulant effectuée à des vitesses

peu élevées (9 et 12.6 km.h^{-1}) au cours de laquelle une augmentation du pic d'activité du TA est notée entre ces deux vitesses au moment du poser du talon (Elliot et Blanksby 1979)

Le Gluteus maximus (GM)

Fonction générale

Le gluteus maximus est un muscle monoarticulaire qui nait sur la face postérieure du sacrum et du coccyx, sur la partie moyenne de la fosse iliaque externe et se termine sur la face externe de la fosse iliaque externe (Calais-Germain, 1985). Il contribue avec les ichios jambiers à minimiser la perte de vitesse horizontale au moment du contact au sol (Simonsen et al.1985). En effet, pour Waser (1985), Lemaire et Robertson (1987) et Ae et al.(1992), GM apparait comme le principal muscle responsable de l'accélération vers l'avant. Wieman et Tidow (1995) le qualifient également de muscle antigravitaire.

Néanmoins, ces mêmes auteurs soulignent qu'outre le fait d'être un extenseur de la hanche, GM est également un abducteur ce qui nécessite une intervention compensatrice pour soutenir et neutraliser GM dans son effet d'abduction. L'adductor magnus (AM) semble jouer un rôle fondamental dans ce sens (Wieman et Tidow, 1995) même s'il est possible de supposer que la pesanteur est en elle-même adductrice.

Durée et degré d'activation

A 15 km.h^{-1}, GM est activé pendant 20% du cycle de la foulée à plus de 25% de FVM (Montgomery et al., 1994).

Il est intéressant de noter que le GM est activé au maximum à 40% de la FVM (à 15 km.h^{-1}), mais qu'il manifeste peu de périodes de réelle inactivation, étant sollicité pour cette même vitesse à 10% de la FVM au minimum tout au long du cycle de la foulée (Montgomery et al.1994).

Période d'activité

A 15 km.h^{-1}, le GM est activé à plus de 25% de la FVM pendant 20 % du cycle de la foulée (Montgomery et al. 1994). L'activité du G.M, comme celle des ischios jambiers et du gastrocnemius s'arrête juste après le quitter du sol. Cette inactivité de GM va permettre l'initialisation de la flexion de la hanche, articulation soumise à la détente des structures élastiques de ses fléchisseurs.

RESUME : Ce tableau récapitulatif présente les données de la littérature relatant les niveaux et durées d'activation. Le niveau d'activation est présenté à deux vitesses: 15 km.h^{-1} et vitesse maximale soit 30 km.h^{-1} et plus. Il est exprimé en pourcentage du niveau d'activation recueilli au cours d'efforts réalisés à FVM.

La durée d'activation est évaluée à plus de 25% et à plus de 10% de la FVM. Elle est exprimée en pourcentage du cycle de la foulée.

Tableau récapitulatif des niveaux et durées d'activation pour les muscles des membres inférieurs décrits

		Niveau d'activation (en % du niveau d'activation à la F.V.M)		**Durée d'activation** (en % du cycle)	
Muscle	**Typologie ***	**15 km.h-1**	**Vitesse maximale**	**+ de25% de la F.V.M**	**+ de 10% de la F.V.M**
BF	fibres II: 33,1%	57% **		60%	80%
GA	fibres II: 49 à 56%	70 à 80%	70 à 80%	30 à 35%	
RF	fibres II: 58 à 70%	25% **		20%	70%
VL	fibres II: 67%	53%	78%	25%	
TA	fibres II: 27 à 40%	20%	60%	85%	100%
GM	fibres II: 48%	40%		20%	≃100%

TA = tibialis anterior, Ga = gastrocnemius, VL = vastus lateralis, BF = biceps femoris, RF = rectus femoris

** = moyenne des bouffées successives

* = typologie selon Bouisset et Maton (1995) et Johnson et al. (1973)

L'examen de ce tableau nous permet de remarquer trois profils différents :

- les muscles fortement activés (en % du niveau d'activation à la FVM) tel que Ga notamment.
- les muscles longuement activés (en % du cycle de la foulée) tel que TA.
- les muscles à la fois fortement et longuement sollicités tel que BF.

RF est un muscle qui semble peu activé pendant la course.
Il est à noter que les muscles les plus longuement activés (TA et BF) sont également les muscles les plus richement dotés en fibres I.

Variabilité du niveau d'activation musculaire

L'examen de la littérature indique que les valeurs dépendent du contexte de la tâche effectuée à savoir : la vitesse, la fatigue, la technique de réalisation.

Influence de la vitesse sur les caractéristiques de l'activation musculaire

Quelques auteurs ont observé l'évolution parallèle et croissante de l'EMG avec l'augmentation de la vitesse de course : Hoshikawa et al. (1973), Elliot et Blanksby (1979), Nilsson et al. (1985), Mann et al. (1986), Montgomery et al. (1994).
Il apparaît tout d'abord que la durée du signal est inversement proportionnelle à la vitesse de course. Cependant, si l'on considère la durée d'activation relative à la durée du cycle de la foulée, il apparaît que les muscles sont actifs pendant un pourcentage plus grand du cycle de la foulée à vitesse élevée. Selon Montgomery et al. (1994), en fonction de la vitesse, les muscles augmentent leur niveau d'activation dans la séquence excentrique de leur mise en jeu. Ceci correspond à une mise en tension du système musculo-tendineux plus intense et établie de façon plus brève. La tension musculaire excentrique est donc produite de façon plus brève et plus intense.
Par ailleurs, les muscles tendent à être actifs plus tôt dans le cycle de la foulée (Mc Clay et al. 1987). D'après les données de Reber et al. (1993), la préactivation du Ga serait d'environ 5% plus précoce aux vitesses élevées par rapport aux vitesses plus basses. Pour Mc Clay et al. (1987), l'activité des ischios jambiers intervient plus tôt dans le cycle de la foulée. En effet, avec l'augmentation de la vitesse, la contrainte apportée par l'oscillation du membre inférieur libre augmente dans le freinage. De ce fait, l'activité des ischios jambiers engagés dans ce freinage est plus précoce et plus intense. Ce phénomène correspond à une bouffée supplémentaire qui n'existe pas aux vitesses inférieures.
Il en est de même pour le VM et le VL qui ne sont pas activés aux vitesses basses en fin de suspension alors qu'ils témoignent d'une bouffée d'activité aux vitesses plus élevées chez certains sujets (Simonsen et al. 1985).
Par ailleurs, il apparaît que l'augmentation de la vitesse joue également un rôle sur la répartition de l'activité musculaire au cours du cycle : l'augmentation de la vitesse par exemple modifie l'activation de RF qui, pendant la suspension du pied, devient supérieure à

l'activation développée pendant l'appui. On parle alors pour RF de déplacement de l'activité du RF de l'extension du genou vers la flexion de la hanche (Nilsson et al. 1985).
Il semble donc d'après l'examen de la littérature que la course est une activité qui se modifie peu ou prou avec la vitesse

Influence de la fatigue sur les niveaux d'activation musculaire.

La fatigue est un concept général qui se traduit par une altération sévère de la performance et qui inclut une augmentation de la sensation de l'effort nécessaire pour exercer cette force ou une éventuelle inaptitude à générer ce niveau de force (Enoka et Stuart, 1992). A mesure que l'activation musculaire est maintenue, on observe une diminution progressive des possibilités de produire de la tension musculaire qui n'est pas sans conséquence sur la foulée. Une augmentation du temps de contact et une diminution de l'amplitude de la foulée sont notées par tous les auteurs, qu'il s'agisse des disciplines à dominantes aérobies ou à dominantes anaérobies.
Nummela et al. (1992) et Sprague et Mann (1983) observent une diminution de l'amplitude de la foulée de 5 à 6% entre le tout début et la fin d'un 400m. Ceci correspond aux résultats présentés par Gajer et al. (1996) qui notent une diminution de l'amplitude pour le haut-niveau de 8% environ entre la fin du premier tour et du second tour d'un 800m. Ces résultats sont confirmés sur des distances supérieures (Elliot et Ackland 1981). La durée de la contraction musculaire augmente avec l'apparition de la fatigue, ce qui se traduit en course par une augmentation du temps de contact (Chapman 1982, Sprague et Mann 1983, Nummela et al. 1992, Gager et al. 1996).
La durée prolongée de la bouffée musculaire aboutit principalement à une augmentation du rapport temps de travail/temps de relaxation (Bigland-Ritchie et al. 1983). De la même manière, le rapport EMGi/force, fréquemment utilisé pour décrire la fatigue en condition isométrique (Bigland-Ritchie, 1981) et en condition dynamique (Gollhofer et al. 1987), augmente au cours de l'effort de course, indiquant une diminution de l'efficacité de l'activité myoélectrique. Horita et Ishiko (1987) interprètent cette baisse de l'efficience musculaire comme un témoin de l'apparition de la fatigue périphérique.

Rendre compte avec précision des caractéristiques de l'activité musculaire, de son évolution avec la vitesse peut permettre de comprendre les causes de l'apparition de la fatigue d'un muscle donné.

A ce jour, peu d'études semblent avoir été engagées dans ce but en course notamment. Nous ferons état ci-après des différents travaux réalisés sur cette question. Selon Nummela et al. (1992), les niveaux d'activation musculaire (Ga, VL) au cours d'un 400m alors que la vitesse diminue, s'élèvent dans toutes les phases du cycle de la foulée. Cette augmentation vaut pour le pic d'activation musculaire (MAXA) déterminé sur une séquence de 50ms alors qu'elle n'est pas sensible pour l'activité minimale (MINA) toujours repérée pour une séquence de 50 ms de Ga et VL (Nummela et al.1992). Ces résultats sont confirmés par Méro et Peltola (1989). Cette augmentation du niveau d'activation musculaire est particulièrement notable dans les 50 premières ms de la phase de contact. Le facteur de relaxation défini comme la durée du cycle de la foulée pendant laquelle le niveau d'activation musculaire est inférieur à 10% de MAXA diminue aussi bien pour GA que pour VL de 67 à 58% du cycle de la foulée. Il faut noter aussi l'augmentation du rapport EMG/force au cours de la deuxième partie de la course.

Par ailleurs, selon Sprague et Mann (1983), dans la fatigue, l'athlète perd la capacité à produire les niveaux de force adéquats de manière opportune, et donc économique.

Influence de l'expertise sur le niveau d'activation musculaire

Les études qui traitent du niveau d'activation musculaire et de l'expertise du coureur sont assez peu nombreuses. Elles permettent néanmoins de poser l'hypothèse d'une relation entre le niveau du sujet dans l'activité évaluée et le niveau d'activation musculaire. Il semble en effet selon Hoshikawa et al. (1973) qu'à vitesse donnée, le niveau d'activation musculaire dépende du niveau d'expertise, les sujets les plus experts se caractérisant par un moindre niveau « général » d'activation musculaire. Plus récemment, Heise et al. (1995) ont centré leurs investigations sur les relations entre le coût énergétique de l'athlète et le niveau d'activation musculaire de certains muscles. Ces auteurs mentionnent que le début plus tardif de la contraction du RF ainsi qu'une durée réduite de coactivation entre Ga et BF pendant la phase de suspension du pied sont positivement corrélés avec l'économie de course. Par ailleurs, il semblerait que les coureurs les plus économiques soient aussi ceux qui, au cours de l'appui, présentent les coactivations les plus longues entre les muscles bi-articulaires. Selon ces auteurs, l'activité synchrone des muscles bi-articulaires permettant d'augmenter simultanément la raideur d'un système pluri-articulé au cours de l'appui, pourrait aboutir à la restitution d'une plus grande quantité d'énergie au cours de la phase de propulsion et ainsi à l'épargne de l'énergie métabolique.

Chronologie des seuils locaux:

Il est possible de constater (cf tableau II.1) que la très grande majorité des études réalisées sur cette question est menée sur ergocycle. Ce choix plus fréquent d'un protocole expérimental sur ergocycle s'explique par le fait que la calibration de l'effort est, dans ces conditions, facilement contrôlable, tant au niveau de la fréquence des cycles d'effort que de la puissance de l'exercice.

Peu d'études nous permettent d'établir une chronologie d'apparition des différents seuils de fatigue, propres à chacun des muscles engagés dans une activité. Les figures II.3 et II.4 présentent les résultats obtenus respectivement sur ergocycle et en course.

<u>Chronologie d'apparition des différents seuils de fatigue musculaire obtenus sur ergocycle selon les données de la littérature.</u>

Ergocycle

```
                                        VL
Puissance -  ----------------I--------I------------------I-----------> Puissance +
                             R.F    V.M              GA
```

Il apparaît que les seuils de fatigue musculaires ne surviennent pas tous à la même intensité d'exercice. Ces différents seuils sont évalués par la présence d'un point de rupture dans la relation EMG/puissance de chaque muscle considéré. Ainsi, Housh et al. (1995) confirmant les travaux de Miyashita et al. (1981) présentent des seuils de fatigue musculaire sur ergocycle pour le RF, VM, VL respectivement à 220, 223 et 248 watts. Le RF, muscle bi-articulaire sollicité dans la flexion de la hanche et dans l'extension du genou, semble présenter un seuil de fatigue plus précoce que chacun des autres muscles testés du quadriceps. L'évolution de l'activité du TA avec la puissance ne semble pas montrer un point de rupture systématique (Viitasalo et al. 1985).

Ces résultats sont complétés par ceux de Hänninen et al. (1989), Sihvonen et al. (1988) qui montrent un point de rupture de l'EMGi du Ga contemporain de celui du VL. Il faut enfin noter les résultats présentés par Hänninen et al. (1989) et Sihvonen (1988) à propos de l'évolution du frontalis. Le niveau d'activation de ce muscle non engagé dans l'activité de pédalage augmenterait également, mais la démonstration qu'en font les auteurs, à savoir mise en évidence d'un seuil de fatigue sur un muscle inactif, ne nous semble pas convaincante. En

effet, le frontalis, muscle de la mimique, peut être particulièrement engagé dans les efforts physiques intenses.

Les expérimentations réalisées en course sont moins courantes et toutes exécutées sur tapis roulant. Seule l'étude de Taylor et Bronks (1994) porte sur la détermination de plusieurs seuils de fatigue musculaire. Cet unique résultat est présenté dans la figure II.4.

Chronologie d'apparition des différents seuils de fatigue musculaire obtenus sur tapis roulant selon Taylor et Bronks (1994).

Course

VL

Puissance - ----------I----------> Puissance +

GA

Cette étude conclut au fait que le point de rupture de l'EMGi du Ga est contemporain de celui de VL.

Il est possible de remarquer que les extenseurs de la hanche ne sont pratiquement jamais étudiés (que cela soit sur ergocycle ou sur tapis). Taylor et Bronks (1994) précisent que le seuil de fatigue du BF n'a pu être mis en évidence chez aucun des sujets testés au cours de leur expérimentation.

En définitive, selon Elftman (1939) le rôle joué par les muscles dans la locomotion est à la fois d'exercer des forces qui s'associent aux forces physiques pour produire des mouvements et à la fois de réguler les échanges d'énergie. La commande motoneuronale subit donc en permanence la double influence de l'état des muscles et de la contrainte du mouvement.

III – OBJECTIF DE L'ETUDE

Le présent travail a pour but de répondre principalement à la question de la chronologie des seuils de fatigue

Les résultats présentés dans la littérature concernent principalement les fléchisseurs de la hanche RF, les extenseurs du genou :VL et le fléchisseurs du genou et plantaire du pied : Ga. La presque totalité des études est réalisée sur bicyclette ergométrique. Sur bicyclette, RF (muscle bi-articulaire) apparaît comme un muscle plus vite fatigué.

Que cela soit sur ergocycle ou sur tapis roulant, aucune étude ne présente de résultat sur les extenseurs de la hanche.

Par ailleurs, la majorité des résultats s'accorde à présenter un seuil de fatigue musculaire contemporain du seuil ventilatoire et postérieur au seuil de la lactatémie. Ces résultats sont communs aux épreuves réalisées sur tapis roulant et sur ergocycle. L'examen de la relation entre seuils de fatigue locaux et généraux concerne rarement plus de 1 ou 2 muscles. La concordance entre seuil de fatigue musculaire et seuil de fatigue général (ventilatoire ou lactique) est-elle le fruit du hasard ? Se vérifie t-elle pour un nombre important de muscles aux fonctions variées ?

En évaluant l'évolution des niveaux d'activation de 5 muscles différents, ce travail a pour but de tester la chronologie d'apparition des seuils de fatigue en course avec des groupes musculaires dont les fonctions sont variées : fléchisseurs et extenseurs de la cheville, du genou et de la hanche.

Cette étude considère le traitement EMG non seulement à l'échelle d'une foulée en distinguant l'activité enregistrée pendant la phase d'appui et de suspension du pied mais aussi au niveau d'une unité de travail produit (distance donnée) permettant de décrire la relation EMGi(distance)/vitesse et de mettre en évidence le "coût électromyographique" de la course à différentes vitesses.

Par ailleurs, la sommation des activités EMG des différents muscles recueillies en fin de palier est mise en relation avec la lactatémie.

IV – TECHNIQUE ET PROTOCOLE

Sujets

Neuf athlètes masculins spécialistes de demi-fond et fond (800m à semi-marathon), tous régulièrement entraînés en course à pied (5 à 7 entraînements par semaine) ont accepté de participer à cette étude. Leur niveau dans la pratique de l'athlétisme varie d'un niveau interrégional moyen au meilleur niveau national.

Ces athlètes ont été informés en détail des procédures expérimentales et laissés libres d'abandonner l'expérimentation à tout moment. Le test utilisé dans notre étude correspond au protocole d'évaluation utilisé en routine par le service médical de l'INSEP dans le suivi des coureurs de demi-fond. Chaque sujet a donné par écrit son accord pour participer à l'étude.

Les athlètes ont tous reçu la consigne de ne pas participer à des entraînements intensifs dans les 48 heures précédant l'expérimentation. Le tableau V.1 présente les caractéristiques des sujets.

Caractéristiques des sujets

	AGE (ans)	TAILLE (cm)	POIDS (kg)
Moyenne	26.89	179.89	65.44
Ecart-type	5.13	3.72	2.20

Techniques

Différentes techniques sont utilisées qui permettent de quantifier ou de calibrer la performance demandée et de recueillir, analyser différents paramètres physiologiques et psychologiques retenus pour cette étude.

Les techniques ergométriques

Les outils utilisés diffèrent selon les types d'exercices demandés : les efforts isométriques maximaux sont mesurés à l'aide d'ergomètres conçus prélablement pour la plupart d'entre eux comme appareils de musculation des membres inférieurs, et adaptés aux exigences de l'expérimentation, la course à pied est calibrée à partir de la vitesse du tapis roulant. De plus, lors de cette dernière épreuve, les phases d'appui et de suspension du pied sont détectées grâce à des semelles munies de contacteurs.

Détection et d'enregistrement des paramètres électromyographiques

La détection de l'activité électromyographique est assurée par des électrodes de surface de type Ag-AgCl et de marque Numéris. Ces électrodes sont auto-collantes et jetables. La conduction du signal est assurée grâce à une épaisseur de gel conducteur électrolytique. Le diamètre de ces électrodes, incluant la collerette adhésive est de 32 mm pour 10 mm de diamètre pour la surface de recueil.

L'application des électrodes est effectuée après une desquamation préalable de la peau. Elles sont espacées centre à centre de 20 mm et disposées sur le "ventre" du vastus lateralis dans l'axe des fibres musculaires. Une électrode-masse est fixée sur l'arête du tibia.

La mesure de la résistance inter-électrodes est entreprise systématiquement avant et après le test: la résistance est toujours inférieure à 1000 ohms.

L'appareil enregistreur utilisé est de marque Sony et de type KMT D-8 Mini (Sony Corporation, Gmbh, KrausMesstecnick, Otterfing, Allemagne). Le signal est enregistré sur des cassettes de type DAT, dont la bande passante s'étend de 1 à 12000 Hz. La fréquence d'acquisition de la chaîne est de 12 KHz par voie avec une résolution de 12 bits.

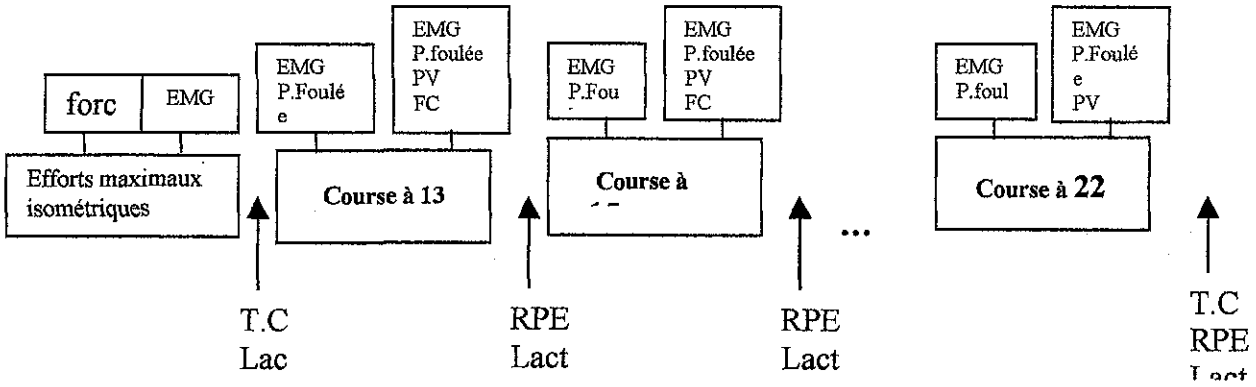
L'amplification du signal électromyographique est assurée par un conditionneur-amplificateur situé à proximité immédiate des électrodes dont le gain est de 600 pour une fourchette de fréquence de 6 à 1500 Hz. L'impédance est de 2 Gigaohms à l'entrée et de 10 ohms maximum en sortie.

Le signal E.M.G est enregistré en continu tout au cours des différents tests.

Protocole

Le déroulement de l'expérimentation se compose de 2 phases. La première comporte des épreuves d'efforts maximaux isométriques, l'autre l'épreuve consiste en un test incrémental de course sur tapis roulant. Ces 2 phases se déroulent l'une après l'autre, le même jour, toujours dans le même ordre.

Figure V.3 - Protocole expérimental



T.C = température cutanée, Lact = lactatémie, PV = parametres ventilatoires, FC = fréquence cardiaque, EMG = électromyographie, P.foulée = Paramètres de la foulée (Temps de contact et Temps de suspension)

L'organisation des épreuves et de l'installation des divers équipements pour relever des données physiologiques est la suivante :

- équipement du sujet pour le recueil des signaux EMG
- tests isométriques maximaux
- test incrémental

Description des tests

Tests d'efforts isométriques maximaux

Plusieurs types d'efforts isométriques sont réalisés, chacun à l'aide des ergomètres particuliers décrits ci-dessus. Chaque type d'effort isométrique a une durée totale de 5 à 6 secondes et comprend un maintien de 2 à 3 secondes pendant lequel le sujet est encouragé verbalement. Chaque effort maximal est réalisé 2 fois, espacés de 2 min de repos. (Le meilleur essai sera pris en compte).

Test incrémental

L'épreuve d'effort correspond à la méthode décrite par Jousselin et Legros (1990). Elle consiste en une succession de paliers de 4 minutes, incrémentés de 2 $km.h^{-1}$ et entrecoupée d'une récupération d'une minute. Le test commence à 13 $km.h^{-1}$ et se termine quand le sujet n'est plus capable de maintenir l'intensité requise.

L'enregistrement des paramètres ventilatoires moyennés toutes les 15 sec. est effectué en continu.

Pendant la durée complète du test, les activités electromyographiques des muscles BF, GA, RF, TA, VL sont enregistrées simultanément ainsi que les signaux issus des contacteurs installés sous la semelle du sujet.

Traitement des signaux EMG

Test isométrique

Pour chacun des efforts isométriques, l'EMG du muscle investigué est enregistré pendant la totalité de l'effort (5 à 6 sec) ainsi que la force mesurée par la jauge de contrainte.

Ultérieurement, seule la phase du maintien (2 à 3 sec) de la force maximale est retenue pour le traitement du signal EMG. Ce plateau est repéré. La durée de la phase de l'effort ainsi traitée est de 2 secondes. L'EMG intégré (EMGi) correspondant au plateau de force est supposé correspondre au 100% d'activation.

Test incrémental

Plusieurs traitements sont effectués :

- A) Traitement par bouffées

- B) Traitement sur une distance donnée

A) Traitement par bouffées :

Deux séries de bouffées EMG sont analysées à chacun des paliers maintenus par les sujets : la première série est effectuée après 45 sec de course, le deuxième à 3 min 30. Chaque prélèvement est constitué de 10 bouffées. Les bouffées qui présentent les valeurs extrêmes d'intégration (la plus basse et la plus haute) sont ensuite éliminées avant traitement ultérieur.

Différents traitements électromyographiques sont ensuite réalisés à l'aide du logiciel « 3D Vision » :

- durée des bouffées
- intégration
- taux d'activation (soit le niveau d'activation/durée d'activation)

Les valeurs brutes des durées d'activation sont exprimées en valeurs absolues (ms) et ensuite rapportées à la durée du cycle de la foulée et sont alors exprimées en %.

Les valeurs des niveaux d'activation relevées pour chaque sujet et chaque palier sont normalisées par rapport à la moyenne des valeurs relevées pour chaque sujet à la vitesse la plus basse de chaque sujet considéré, soit 13 $km.h^{-1}$ (fin de palier).

Le niveau d'activation musculaire est ensuite rapporté à la durée respective de chaque bouffée (EMGi/durée), exprimant ainsi ce que nous appellerons le taux d'activation musculaire. Ce même taux d'activation musculaire est rapporté au taux maximal observé lors d'une contraction maximale isométrique du muscle concerné représentant le taux d'activation musculaire relatif .

Lorsque le but de l'analyse est de suivre l'évolution du paramètre EMG avec la vitesse, les valeurs de début de paliers sont retenues. Les données étudiées sont alors classées selon la vitesse à laquelle elles ont été recueillies. Le traitement commence pour tous à 13 $km.h^{-1}$.

Lorsque l'objectif du traitement est d'analyser l'effet du maintien sur les différents paramètres étudiés, les valeurs recueillies en fin de palier sont également retenues. Les données sont alors analysées en fonction du moment où elles ont été recueillies par rapport à la fin de l'épreuve. Les paliers sont alors caractérisés par rapport à un ordre (n étant le dernier palier qu'un sujet a pu effectuer, n-1 le précédent...)

B) Traitement par distance parcourue

Le traitement ci-dessus ne tient pas compte du fait que dans ce type d'activité, le sportif a la possibilité de varier à la fois l'amplitude et la fréquence de ses foulées, stratégie qui n'est pas sans conséquence sur les modalités d'activation musculaire.

Afin de rapporter les modalités d'activation musculaire à une référence commune, il a été choisi d'analyser les modalités d'activation musculaire non plus par référence au cycle de foulée, mais par rapport à une distance parcourue.

Le choix de la distance de référence (20m) correspond à celle sensiblement franchie pendant le temps de prélèvement des 10 bouffées recueillies à 13 $km.h^{-1}$. Aux vitesses considérées, le coût énergétique correspondant à une distance donnée est indépendant de la vitesse (Margaria et al. 1963). Par conséquent, la distance parcourue a la signification d'une dépense d'énergie et peut être considérée comme équivalente à un travail. La quantité EMG par mètre parcourue est équivalente à une quantité EMG par unité de travail.

Il s'agit donc dans ce traitement d'analyser les activations nécessaires pour produire une quantité de travail constante (poids du corps du sujet x déplacement 20 m).

Une distance de 20m correspondait en moyenne chez nos sujets à :

- 10.6 foulées en 5.5 secondes à 13 $km.h^{-1}$
- 7 foulées en 3.25 secondes à 22 $km.h^{-1}$

Analyse statistique

Selon les paramètres étudiés, différents tests statistiques ont été appliqués qui sont essentiellement des calculs d'ajustement (coefficient R) à des droites de régression et des analyses de variance à mesures répétées à un facteur (logiciel Statview).

L'étude des paramètres mécaniques de la foulée et des paramètres EMG qui y sont associés a été réalisée à partir des mesures réalisées sur un échantillon de 10 foulées consécutives. Un traitement préalable par analyse de variance par mesures répétées (un facteur : intra-échantillon) a été mené pour détecter des différences éventuelles intra-échantillon. Ce traitement a été mené après avoir éliminer les données des foulées pour lesquelles avaient été observées les deux valeurs extrêmes (la plus basse et la plus élevée) d'activation musculaire (EMGi).

Aucune différence intra-échantillon n'ayant été observée, les traitements ultérieurs ont retenu la valeur moyenne des échantillons prélevés.

Les variations des paramètres mécaniques ont été testées par analyse de variance par mesures répétées à un facteur :

-soit un facteur interpalier (données recueillies à chaque début de palier) pour détecter l'évolution des phases de la foulée en fonction de la vitesse.

-soit un facteur intrapalier (données recueillies en début et fin de palier) pour détecter l'effet du maintien des paliers.

Les variations des paramètres EMG (durée, activation et taux) ont été analysées selon les mêmes modalités statistiques pour les paramètres mécaniques aussi bien en ce qui concerne les données relatives à une foulée que celles recueillies au cours d'une distance parcourue (20m).

IV RESULTATS

Tous les sujets qui ont participé à cette étude ont commencé le test sur tapis roulant à 13 $km.h^{-1}$. Six sujets ont arrêté au cours du palier 21 $km.h^{-1}$, trois au cours du palier 22 $km.h^{-1}$. De ce fait, les résultats présentés concernent un nombre de sujets qui peut varier selon le mode de traitement utilisé.

Ainsi, le mode de traitement qui a pour objet d'évaluer l'effet de la vitesse en prenant en compte l'EMG en début de palier, concerne 9 sujets pour les premiers paliers et 3 sujets pour le dernier palier (22 $km.h^{-1}$): seuls 3 sujets ont pu maintenir le dernier palier suffisamment longtemps (2 min) pour permettre deux prélèvements EMG distincts.

Par contre, le traitement par paliers, qui vise à mettre en évidence l'effet du maintien du palier (voire de l'installation de la fatigue), regroupe les résultats obtenus au cours des 5 derniers paliers de chacun des 9 sujets : le palier de référence est donc le dernier palier effectué par les sujets. Les résultats des sujets sont alors regroupés selon le mode suivant: dernier palier, dernier palier moins 1, dernier palier moins 2...

CARACTERISTIQUES PHYSIOLOGIQUES DES SUJETS

Le tableau ci-dessous regroupe les caractéristiques physiologiques des sujets qui ont participé à cette étude. Les caractéristiques physiologiques des athlètes sont conformes au niveau national français (Joussellin et Legros 1990). Le seuil à 4 $mmol^{-1}$ et le seuil ventilatoire **sont** évalués respectivement à 17.71 $\pm$1.16 et 17.66 $\pm$ 1.53 $km.h^{-1}$ soit à 87.7 et 87.3% de VO2max. Les valeurs des seuils ventilatoires et lactiques ne sont pas significativement différentes.

La durée relative d'activation des différents muscles varie fortement d'un muscle à l'autre. Elle est par exemple de 30.41% pour VL et de 90.54% TA à 21 km.h^{-1}.

Les muscles qui ne présentent qu'une bouffée semblent assez peu sollicités en terme de durée.

L'élévation de la vitesse n'a pas la même incidence pour tous les muscles :

- la durée relative d'activation de VL diminue légèrement.
- Ga n'est guère sollicité plus longtemps à 21km.h^{-1} qu'à 13 km.h^{-1}.
- T.A, B.F et R.F sont sollicités plus longtemps aux vitesses élevées et particulièrement B.F (appui) et le R.F (suspension).

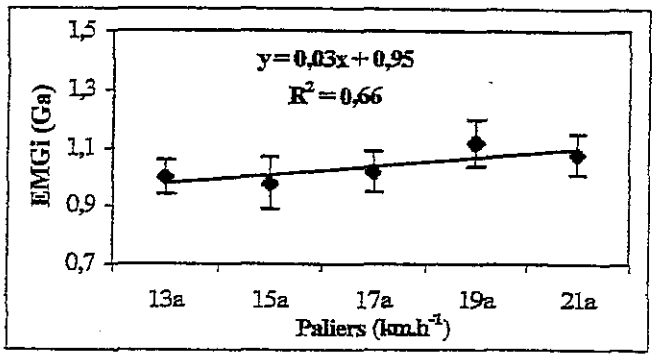
Les muscles bi-articulaires mobilisateurs de la hanche (BF et RF) sont activés relativement plus longtemps quand la vitesse augmente.

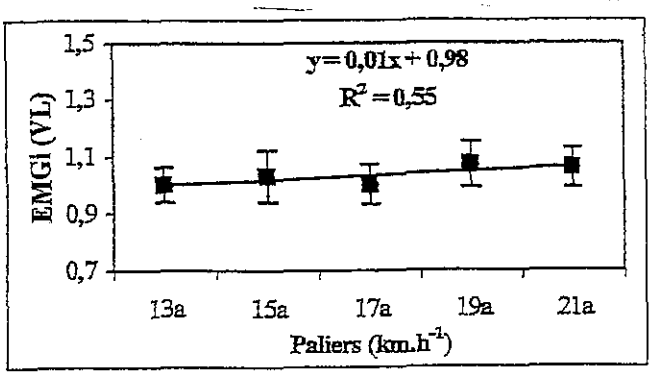
Niveau d'activation musculaire au cours d'un cycle de foulée

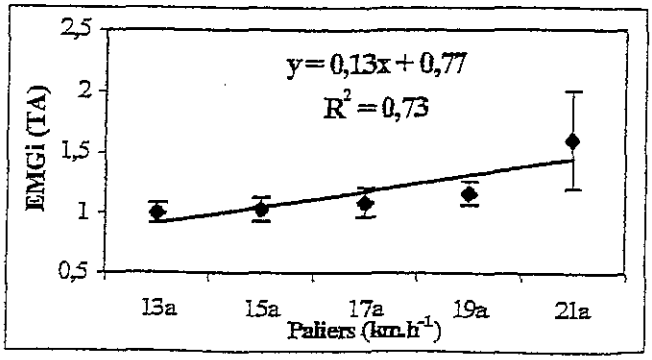
Seront examinées successivement, l'influence de la vitesse et l'influence du maintien sur les niveaux d'activation musculaire.

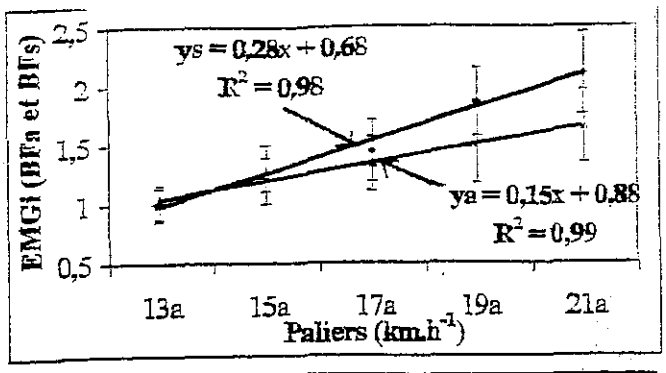
Effet de la vitesse (analyse inter-palier)

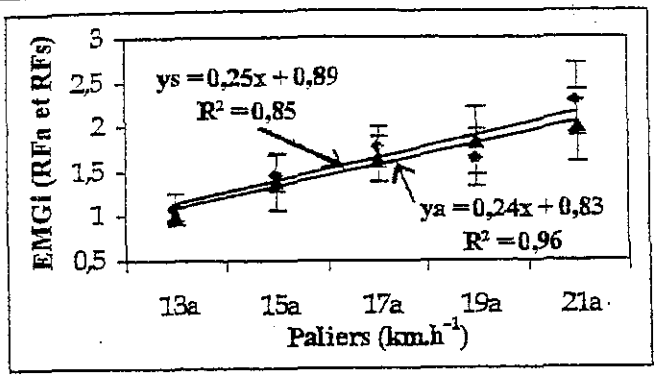
Les niveaux d'activation musculaires obtenus par intégration du signal EMG de chacune des bouffées relevées en fin et en début de palier, sont présentés dans la figure ci-dessous. Les valeurs d'EMGi sont des valeurs normalisées par rapport à la moyenne des 8 bouffées relevées en début de palier à 13 km.h^{-1} (cf chapitre V.1). Dans cette partie, les résultats sont regroupés en terme de vitesse. Le traitement commence pour tous les sujets à 13 km.h^{-1}.











Ga = gastrocnemius, TA = tibialis anterior, VL = vastus lateralis, RF = rectus femoris (phase d'appui RFa, phase de suspension du pied RFs), BF = biceps femoris (phase d'appui BFa, phase de suspension BFs).
* = Différence significative (analyse de variance par mesures répétées à 1 facteur intrapalier)

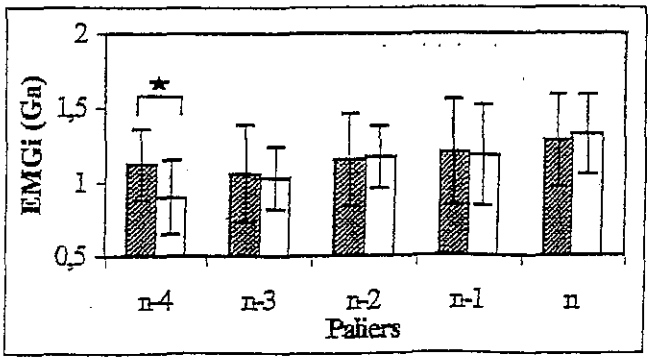
Effet du maintien (analyse intra-paliers)

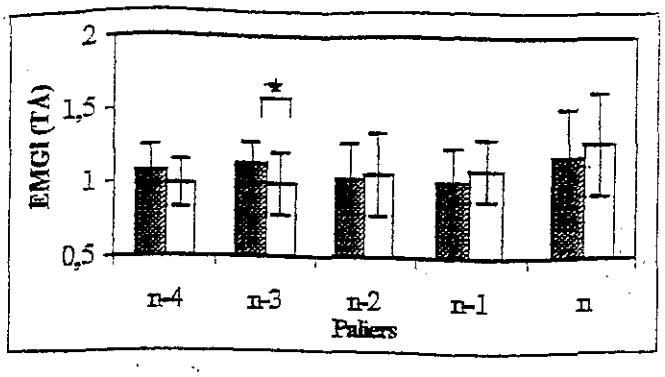
La figure ci-dessous de visualiser les évolutions du niveau d'activation musculaire au sein des paliers alors que les observations sont regroupées non pas selon les vitesses, mais selon « les états métaboliques ». Cet ensemble de figures met en évidence des diminutions ou des augmentations du niveau d'activation musculaire survenant au cours d'un même palier.

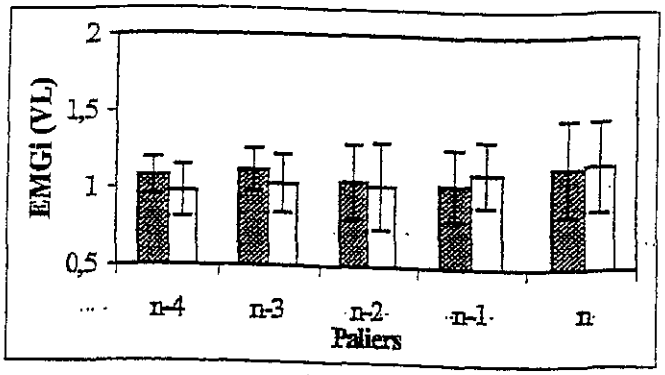
Les diminutions significatives sont mises en évidence pour Ga au début du test, pour TA et BF(a) au milieu du test.

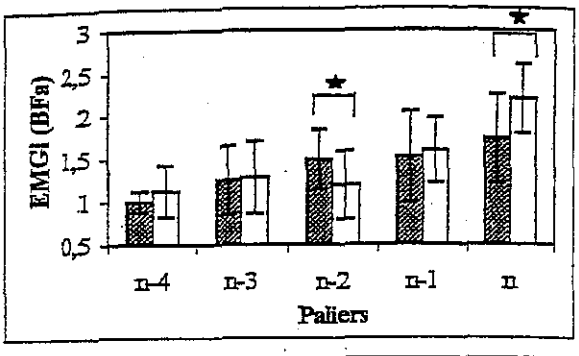
Les augmentations sont significatives pour: RF (s) à l'avant-dernier et pour BF (a) et RF (a) au dernier palier.

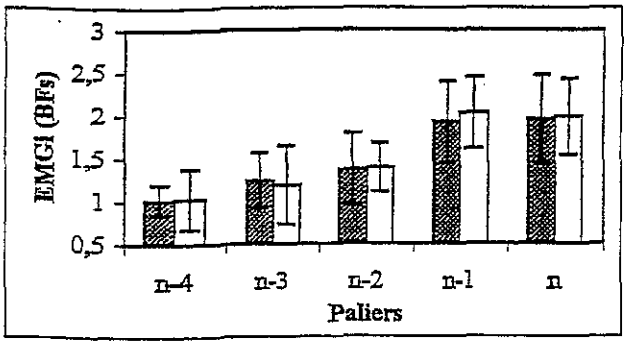
Evolution des niveaux d'activation musculaire au cours d'un même palier

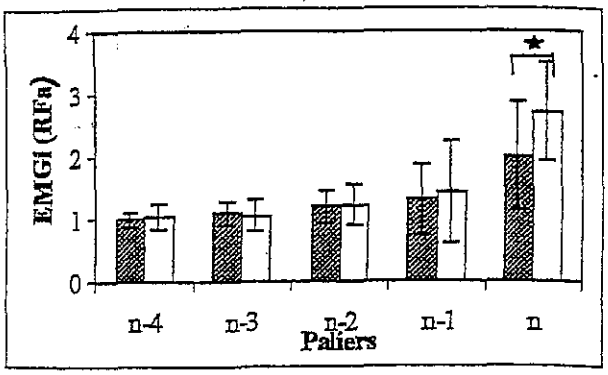


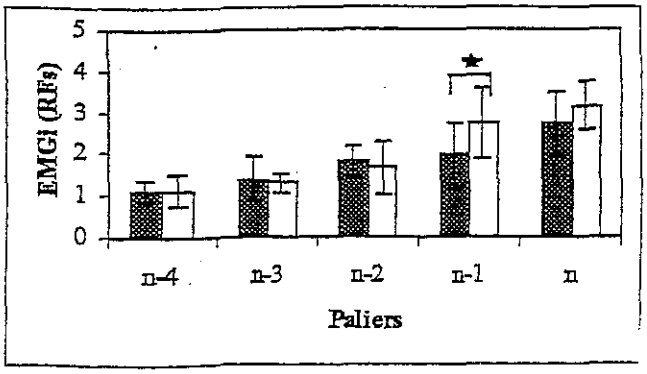












Ga = gastrocnemius, TA = tibialis anterior, VL = vastus lateralis, RF = rectus femoris (phase d'appui RFa, phase de suspension du pied RFs), BF = biceps femoris (phase d'appui BFa, phase de suspension BFs).

n =dernier palier, n-1,n-2…n-4 = paliers précédents

* = Différence significative (analyse de variance par mesures répétées à 1 facteur intrapalier

Le taux d'activation musculaire

Le taux d'activation musculaire représente le rapport : valeur de l'EMGi/durée de la bouffée (cf chapitre V.1).

Comme dans le paragraphe précédent, deux traitements ont été effectués ; par vitesse (tous les sujets commencent à 13 $km.h^{-1}$) et par paliers (5 derniers paliers de chaque sujet). Les seules différences significatives relevées par ces traitements sont notées pour le BF(a) qui présente deux phases significatives dans son évolution :

- avec la vitesse : une diminution du taux d'activation musculaire à 17 $km.h^{-1}$
- avec la fatigue : diminution du taux d'activation musculaire au palier n-2 et une augmentation du taux d'activation au cours du dernier palier (n).

Taux relatif d'activation musculaire

Afin de pouvoir estimer l'activation musculaire en référence à une valeur « maximale », le taux relatif d'activation exprime le taux d'activation musculaire observé sur un muscle lors de la course par rapport à celui recueilli lors d'une contraction isométrique maximale. Le taux relatif d'activation musculaire permet d'évaluer le degré de sollicitation musculaire. Les résultats sont présentés dans le tableau ci-dessous.

Evolution des taux relatif d'activation exprimés par rapport à l'activation recueillie au cours de contractions isométriques maximales.

muscles	Palier 13a	Palier 21a
Ga	46.7 ± 12.1%	56.5 ± 7.6%
TA	37.1 ± 19.4%	42 ± 13.72%
VL	40.5 ± 6.8%	60 ± 8.21%
BF(a)	47.11 ± 5.7%	57.5 ± 8.65%
BF(s)	41.18 ± 6.1%	67.4 ± 3.9%
BF(a+s)/2	44.14 %	62.44%
RF(a)	29.81 ± 5.3%	42 ± 8.5%
RF(s)	12.9 ± 3.53%	30.4 ± 3.59%
RF(a+s)/2	21.3%	36.23%

Ga = gastrocnemius, TA = tibialis anterior, VL = vastus lateralis, Rfa et RFs = rectus femoris en phase d'appui et en phase de suspension du pied, Bfa et BFs = biceps femoris en phase d'appui et en phase de suspension du pied. BF (a+s)/2 et RF(a+s)/2 = taux moyen

d'activation. 13a, 21a = résultats enregistrés en début du premier palier, en début du dernier palier, le palier à 21 étant le dernier palier commun aux sujets.

De nombreux muscles présentent des résultats voisins de 60% du taux d'activation maximal : Ga, VL, BF. Le taux relatif d'activation le plus élevé étant relevé pour BF en phase de suspension. A l'inverse, les taux d'activation relatifs les plus faibles sont notés pour RF et TA.

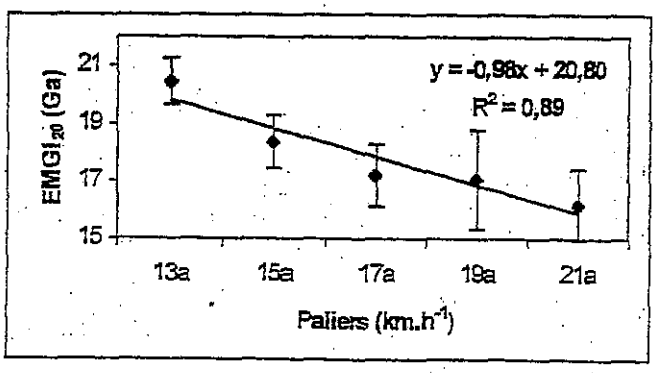
A noter que le taux d'activation relatif augmente pour tous les muscles entre les vitesses basses et les vitesses élevées.

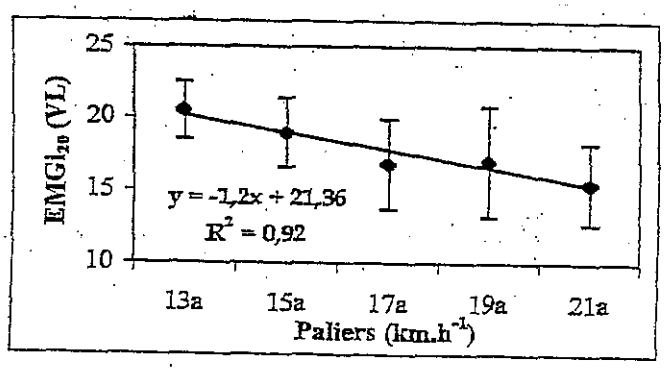
Activation musculaire correspondant à une distance donnée

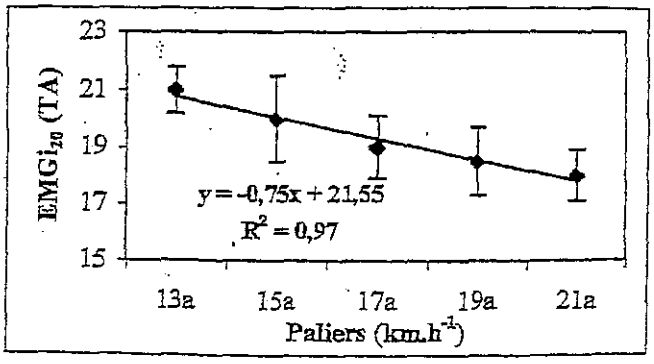
Comme le montre le tableau ci-dessous, plus on va vite et plus le nombre de foulées produites sur une distance donnée diminue.

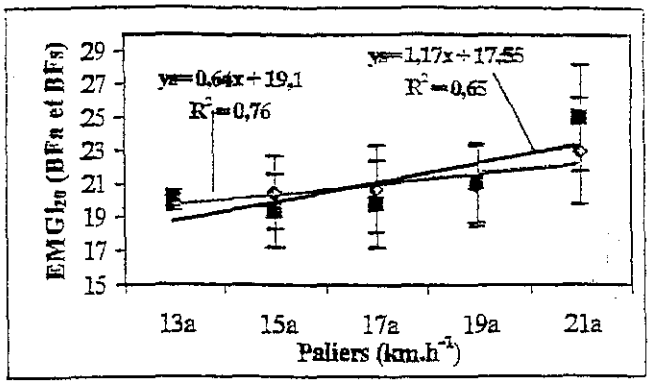
Même s'ils en subissent les conséquences, les résultats présentés précédemment ne tiennent pas compte des facteurs mécaniques de la foulée, telle que la fréquence qui varie selon la vitesse de course et même pour une même vitesse , selon l'état de fatigue du sujet. Seul, est étudié l'événement que constitue la foulée qui peut correspondre à des distances parcourues différentes, donc à un travail différent.

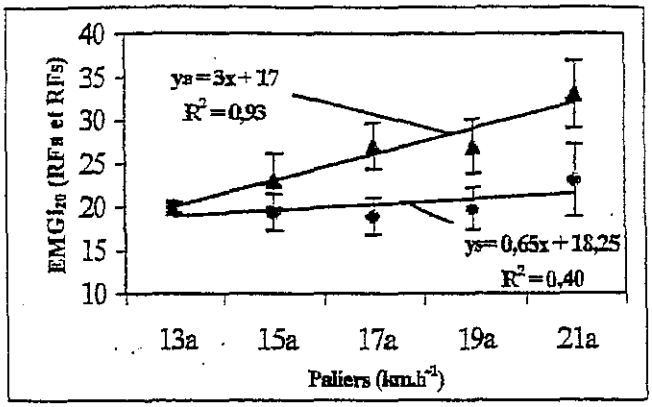
Evolution de l'EMGi$_{20}$ avec la vitesse (analyse inter-paliers)







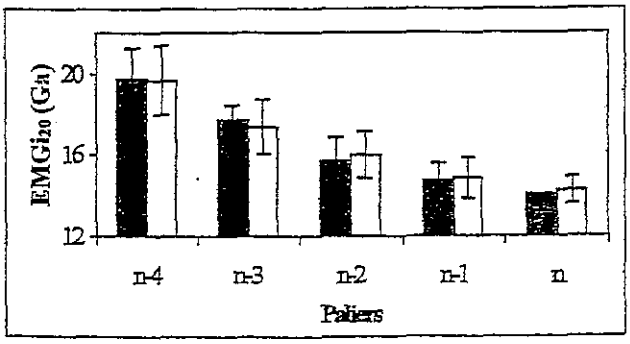


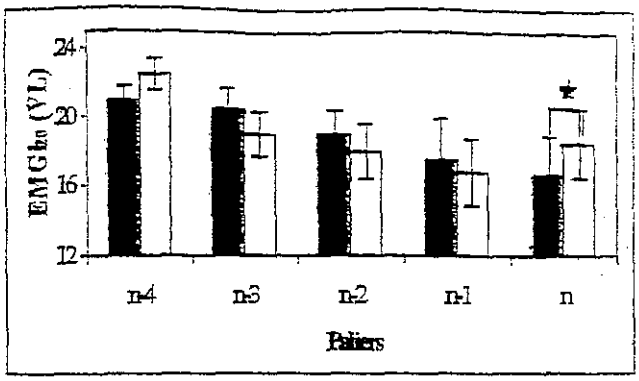


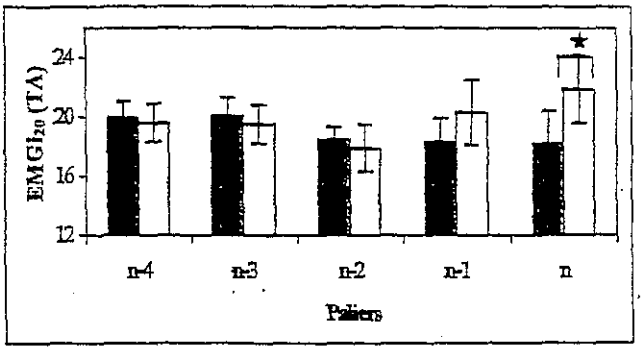
Ga = gastrocnemius, TA = tibialis anterior, VL = vastus lateralis, RF = rectus femoris (phase d'appui RFa, phase de suspension du pied RFs), BF = biceps femoris (phase d'appui BFa, phase de suspension BFs).
* = Différence significative (analyse de variance par mesures répétées à 1 facteur intrapalier)

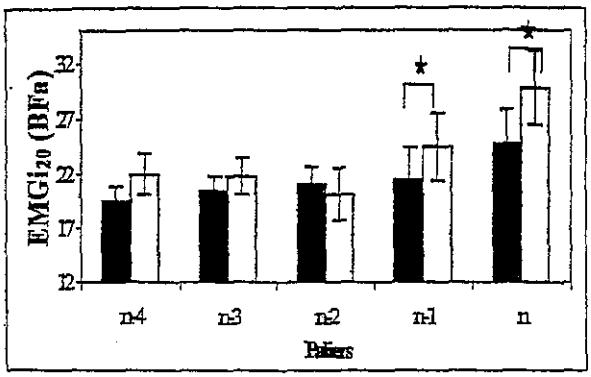
Il est possible de constater que cette évolution diffère selon les muscles, le niveau d'activation sur 20 m de VL, Ga et TA notamment diminue avec la vitesse. En d'autres termes, plus on va vite et moins ces muscles sont activés pour une distance donnée.

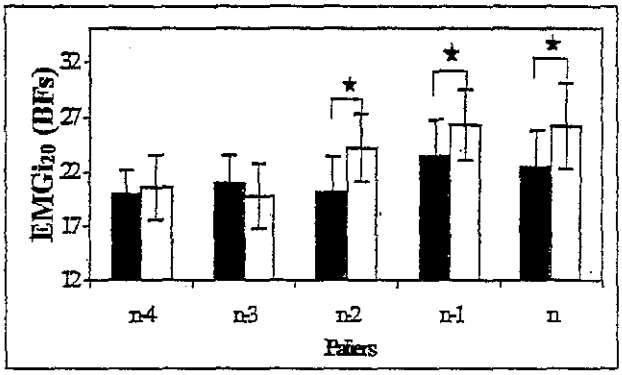
Evolution de l'EMGi$_{20}$ au cours d'un même palier

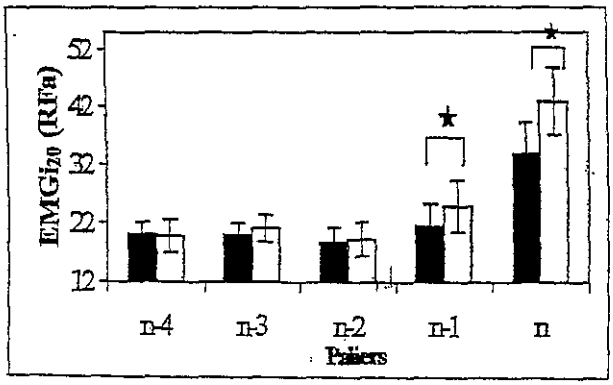


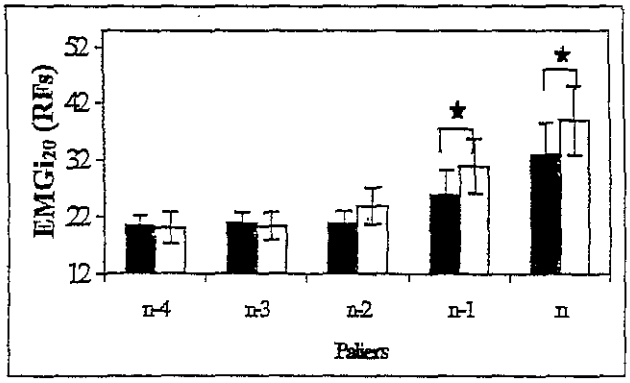












Ga = gastrocnemius, TA = tibialis anterior, VL = vastus lateralis, RF = rectus femoris (phase d'appui RFa, phase de suspension du pied RFs), BF = biceps femoris (phase d'appui BFa, phase de suspension BFs).
n =dernier palier, n-1,n-2…n-4 = paliers précédents
* = Différence significative (analyse de variance par mesures répétées à 1 facteur intrapalier)

Plusieurs modifications importantes sont apportées par ce traitement :

- l'apparition d'un effet significatif du maintien au dernier palier pour TA et VL.

- le fait que Ga ne présente jamais d'augmentation significative du niveau d'activation musculaire au cours du test.

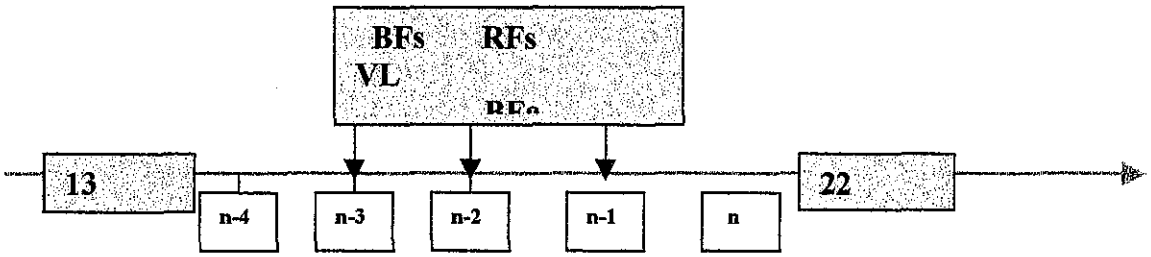
- la plus grande précocité de l'augmentation de l'activité EMG au cours d'un même palier pour les muscles bi-articulaires et ce notamment pour BF en phase de suspension.

BF est le premier muscle à montrer une augmentation du niveau d'activation musculaire, imputable à la fatigue, notamment au cours de la suspension du pied (BFs).

V.2.8.3.1 – Chronologie d'apparition des seuils de fatigue

La figure V.18 regroupe sur un continuum les différents seuils mis en évidence dans cette étude par analyse de variance. Les seuils locaux sont illustrés par les seuils $EMGi_{20}$.

Figure V.18 - Synthèse des résultats



SL = Fin de stabilité de la lactatémie, Sve/VCO2 = Fin de stabilité de Ve/VCO2. TA = tibialis anterior, VL = vastus lateralis, BFa = BF en phase d'appui, BFs = biceps femoris en phase de suspension, RFa = rectus femoris en phase d'appui, RFs = rectus femoris en phase de suspension, n =dernier palier, n-1,n-2…n-4 = paliers précédents

V - DISCUSSION

En préalable, *l'analyse de l'activation musculaire observée au cours d'un cycle de foulée* met en lumière le besoin de procéder à cette analyse complémentaire pour évaluer les sollicitations musculaires mais aussi la nécessité d'envisager un traitement complémentaire par distance pour répondre aux hypothèses avancées.

Par l'intermédiaire *du niveau d'activation relevé sur une distance donnée*, nous traiterons donc des deux questions principales abordées par ce rapport et traitées de façon particulière par cette étude, à savoir:

- origine du point de rupture de la relation EMGi/vitesse. Cette discussion sera abordée par le biais de l'évolution avec la vitesse de l'activité musculaire relevée en début de palier.
- chronologie des seuils de fatigue en se focalisant dans un premier temps sur la chronologie des seuils musculaires entre eux puis en discutant de leurs relations avec les seuils généraux. Ce point sera discuté par l'évolution de l'activation musculaire analysée au cours du maintien des paliers.

Analyse de l'activation musculaire observée au cours d'un cycle de foulée

Les résultats de cette étude ont montré que la foulée en elle-même n'était pas un paramètre stable mais qu'elle évoluait au cours du test.

Avec la fatigue notamment, la fréquence des foulées augmente (significativement dans le dernier palier) ce qui a des conséquences sur le choix des méthodes de traitement.

Dans les conditions d'une course sur tapis roulant à vitesse constante, toute augmentation de la fréquence de la foulée est immanquablement associée à une diminution de la phase aérienne de la foulée et donc de l'amplitude de la foulée. De ce fait le niveau d'activation observé sur une foulée isolée n'est peut-être pas le meilleur témoin de l'apparition de la fatigue.

Le traitement par bouffée n'est donc pas le mieux adapté pour témoigner à lui seul de la fatigue. Néanmoins, il reste indispensable pour discuter des causes de l'apparition de celle-ci en répondant aux questions suivantes: le muscle est-il activé longtemps, intensément, longtemps et intensément? Comment évoluent ces caractéristiques avec la vitesse et avec la fatigue ?

Pour la plupart, les auteurs ne prennent pas en compte l'EMGi comme unité d'activation dans le cadre d'une activité cyclique. Ce traitement qui implique un découpage unitaire, permet cependant d'apporter des informations complémentaires telles que la durée des bouffées exprimée en valeur absolue (ms). A partir de ces deux informations ($EMGi_B$ et durée de la

bouffée), il est également possible d'exprimer un taux d'activation ($EMGi_B$/durée de la bouffée).

Par ailleurs, ce traitement permet de décrire et comparer l'évolution de l'EMGi/vitesse quand l'analyse EMG est basée à l'échelle d'une bouffée relevée en début de palier et de procéder à une analyse intrapaliers afin de déterminer l'apparition de la fatigue toujours à l'échelle d'une bouffée.

Néanmoins, il est apparu possible de retirer des informations complémentaires de l'analyse de l'activation musculaire par bouffée:

1 - en procédant à des tests isométriques de force volontaire maximale (FMV) réalisés avant le test de course pour chaque muscle, il est devenu possible d'exprimer le niveau d'activation musculaire en % de ce niveau d'activation maximal. Ainsi, le taux d'activation rapporté au taux d'activation maximal recueilli au cours de contractions isométriques maximales permet d'informer sur le « degré » de participation (en % de l'activation recueillie en FVM : $EMGi_{max}$) auquel le muscle est soumis à un moment donné du test incrémental. Ce taux d'activation est appelé « taux d'activation relatif ».

2 - en mesurant la durée du cycle de la foulée, il est devenu également possible d'exprimer la durée d'activation en % du cycle de la foulée et témoigner de la durée d'activation et de relâchement d'un muscle donné dans la course.

Ces différents traitements peuvent permettre de mieux appréhender les causes de la fatigue. Tel muscle longuement sollicité par rapport au cycle de la foulée peut démontrer une précocité d'apparition de la fatigue, tel autre peut accuser un seuil de fatigue dû au degré de sollicitation exprimé relativement à l'$EMGi_{max}$. Etant entendu qu'un muscle fortement et longuement sollicité présente toutes les chances d'être un muscle rapidement fatigué.

3- en sélectionnant les bouffées une à une ce qui permet de différencier les activations enregistrées pendant l'appui et la suspension du membre inférieur considéré. Ainsi est-il possible pour les muscles bi-phasiques tels que BF et RF de procéder à une analyse différenciée des 2 bouffées d'activation.

L'ensemble de ces résultats ont permis de distinguer deux groupes de muscles :

D'une part Ga et VL :

- dont les durées d'activation diminuent au cours du test incrémental, à la fois si l'on considère les durées absolues (ms) ou relatives (%).
- dont les niveaux d'activation de ces deux muscles recueillis en début de palier n'augmentent pas de manière linéaire avec l'augmentation de la vitesse.

- qui ne montrent par ailleurs aucun signe de fatigue au cours des derniers paliers.

D'autre part :

TA, BF et RF qui malgré quelques nuances sont caractérisés au cours du test par :

- des durées d'activation stables en valeur absolue mais croissantes en valeur relative.
- une évolution du niveau d'activation avec la vitesse de type linéaire.
- des augmentations de leur niveau d'activation au cours des derniers paliers significatives pour BF et RF. Pour TA qui montre un engagement un peu intermédiaire aux deux groupes, ces augmentations ne sont pas significatives.

Ainsi, si le traitement que nous avons proposé de mettre en place implique un découpage précis de chacune des bouffées, il peut présenter des aspects complémentaires qui concernent l'évolution de la durée des bouffées, de l'$EMGi_B$, du taux d'activation, de la répartition de ces indices en phase d'appui et suspension en fonction de la vitesse de course et de l'installation de la fatigue.

Néanmoins, comme nous l'avons signalé, la fréquence de la bouffée EMG évolue au cours du test. Une des conséquences mécaniques prévisibles de l'augmentation de la fréquence des foulées pour une même vitesse est la diminution des forces exercées au sol pendant l'appui et donc du niveau d'activation des muscles pendant cette phase.
Si ce phénomène est confirmé par la diminution du niveau d'activation pour certains muscles (comme Ga) au cours des derniers paliers, il n'en est pas de même pour les résultats observés sur les muscles tels que BF ou RF, respectivement extenseurs ou fléchisseurs de la hanche. Dans ce cas de figure en effet, une augmentation du niveau d'activation musculaire est constatée en fin de palier, alors même que les forces exercées au sol diminuent. Cette évolution peut être considérée comme un indicateur de l'apparition de la fatigue. Il est même possible d'envisager l'hypothèse selon laquelle l'apparition de la fatigue peut être masquée par une diminution du recrutement musculaire nécessaire à la production de force pendant l'appui (ces deux effets superposés, pouvant plus ou moins s'annuler et aboutir à un signal EMGi stable).

En course, où la fréquence des foulées librement choisie évolue avec la fatigue, la démarche qui consiste à prendre ce facteur en considération semble opportune, témoignant en quelque sorte de l'évolution dans la fatigue du « coût électromyographique ».

A vitesse constante, sachant :

- que la quantité d'impulsion par appui diminue avec la fatigue puisque la durée de la phase de suspension décroît au cours du palier,
- que le nombre de foulées par distance sur tapis roulant augmente avec la fatigue,

le sujet fatigué peut a priori jouer sur deux paramètres qui sont la fréquence des foulées et (ou) la force (quantité d'impulsion) produite à chaque foulée.

Le fait de « regarder » l'évolution de la bouffée EMG seule, apparaît donc méthodologiquement incomplet. La conjonction de plusieurs facteurs (vitesse fixée, durée de phase de suspension qui diminue dans la fatigue, temps de contact constant dans la fatigue) indique que la bouffée en elle-même n'est pas un paramètre stable : il devient plus difficile de détecter un signe de fatigue donc une augmentation de l'EMGi sur une bouffée EMG qui par ailleurs témoigne d'une moindre quantité d'impulsion par appui.

Un traitement complémentaire prenant en compte cette information a donc été réalisé.

Analyse de l'activité musculaire observée pendant une distance donnée

Les résultats apportés par ce traitement peuvent être considérés dans leur évolution avec la vitesse (résultats observés en début de palier) et avec le maintien (résultats observés en début et fin de palier). De ce fait, les résultats répondent pour partie aux deux questions posées dans ce mémoire : origine du point de rupture de la relation EMGi/vitesse et chronologie des seuils de fatigue.

Evolution de l'activité musculaire (recueillie sur 20m) en fonction de la vitesse

Notons que ce traitement par distance considéré en début de palier apporte un éclairage particulier à l'évolution de l'EMGi en fonction de la vitesse qui devient dans ce cas relation entre « coût EMG » et vitesse. Il permet également de répondre pour partie à la question : court-on de la même manière à 13 et 21 $km.h^{-1}$?

Les évolutions avec la vitesse du niveau d'activation enregistré sur 20m sont linéaires pour les différents muscles étudiés. Néanmoins, le sens de cette relation varie :

- Ga, TA et VL sont moins sollicités à mesure que la vitesse augmente
- alors que BF et RF surtout en phase de suspension le sont davantage.

Quels sont les éléments de la littérature qui peuvent faciliter la compréhension de ces résultats ?

Pour Nene et al. (1999), l'activité du RF est très clairement augmentée avec l'accroissement de la vitesse (il est noté une relation linéaire entre l'accélération angulaire de la jambe et l'activité de RF).

En d'autres termes, Lemaire et Robertson (1987) résument ainsi : les muscles mobilisateurs de la hanche sont responsables de la majeure partie des mouvements du membre inférieur (avec des niveaux élevés de contraction concentrique en flexion et extension) alors que les muscles mobilisateurs du genou agissent comme des absorbeurs de choc et ralentisseurs du genou, ne contribuant ni à élever ni à accélérer la jambe.

Dans leur étude sur la course, Luhtanen et Komi (1978) observent des oscillations verticales pic à pic du centre de gravité qui diminuent avec la vitesse. Ces auteurs remarquent à ce propos qu' « aux vitesses basses, les variations verticales du centre gravité plus importantes impliquent l'utilisation de plus d'énergie pour soulever le corps vers le haut ». Il est possible de noter dans cette étude qu'avec l'augmentation de la vitesse de 4 à 9 m/sec, les niveaux de forces relevées sur l'appui sont nettement accrues sur l'axe horizontal passant de 186 à 748 N si on les compare au niveau recueilli sur l'axe vertical (1065 à 1452 N). De ce fait, certains muscles davantage engagés dans la propulsion, tels les muscles mobilisateurs de la hanche, sont proportionnellement plus sollicités avec la vitesse que ceux du genou ou de la cheville.

Comme le précisent en effet Mann et Sprague (1980), à mesure que la vitesse augmente, les coureurs s'organisent pour minimiser le freinage observé lors du poser du pied en « tractant » le corps au delà du point d'appui. Ainsi, des niveaux de force très importants imposés aux ischios jambiers sont relevés par ces auteurs.

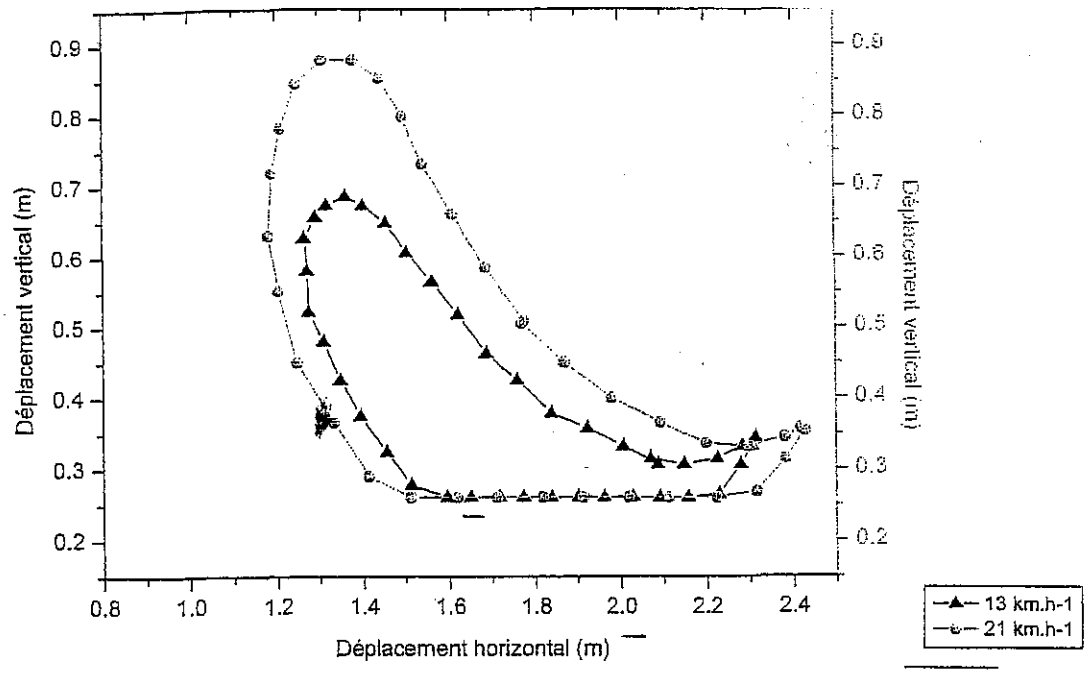
L'augmentation de la vitesse semble donc avoir davantage d'influence sur les muscles mobilisateurs de la hanche plus engagés dans la recherche de vitesse horizontale. Rapportés à une distance donnée où le nombre d'appui nécessaire diminue avec l'élévation de la vitesse, ces résultats apparaissent de manière plus flagrante (pente nulle pour l'EMGi exprimé en fonction de la vitesse qui devient négative pour l'$EMGi_{20}$ exprimé en fonction de la vitesse).

Ainsi, nos résultats relevés en début de palier, confirment le fait que courir à 21 $km.h^{-1}$ est différent de courir à 13 $km.h^{-1}$.

Les poulaines obtenues selon la méthode décrite par Gajer et al. (1997) relevées sur un sujet au cours de l'expérimentation illustrent ces augmentations du niveau d'activation (pour BFs notamment) en montrant les différences avec l'augmentation de la vitesse, en terme de chemin parcouru par le pied (plus de chemin en un temps plus court), en hauteur de la bosse arrière (pied qui monte beaucoup plus haut sous la fesse).

I.N.S.E.P.

Figure VI.1 – Poulaines relevées au cours du test incrémental



Poulaines de pointe de pied calées entre elles sur le poser au sol. En noir = poulaine à 13 km.h^{-1}, en gris = poulaine à 21 km.h^{-1}

Malgré, la mise en évidence de la relation linéaire entre $EMGi_{20}$ et vitesse, il est possible de visualiser un point d'inflexion de la relation EMG/distance (cf figure V.14), pour BFs et RFa respectivement à 17 et 19 km.h^{-1}. Ces points d'inflexion observés pour des niveaux d'activation relevés en début de palier semble a priori d'origine biomécanique. Cependant, comme pour l'$EMGi_B$/vitesse, rien ne permet d'assurer l'absence de fatigue pour ces paliers situés au niveau ou au delà du seuil anaérobie. La minute de pause nécessaire au prélèvement sanguin n'est pas assurément suffisante pour garantir l'absence de fatigue au début du palier suivant. L'absence de contraction isométrique pour les raisons déjà invoquées ne permet pas de conforter ces discussions.

Evolution de l'activation musculaire au cours du maintien des paliers

L'examen de l'évolution des niveaux d'activation au cours du maintien des paliers permet de répondre à la question de la chronologie des seuils musculaires entre eux.

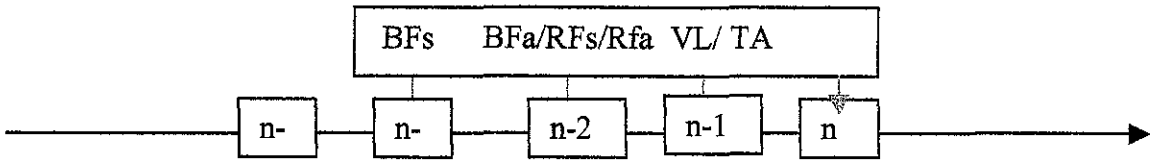
Sur ergocycle, quand la cadence est fixée, il est possible de comparer des évolutions sur la durée d'effort. En course sur piste où ni la vitesse, ni la cadence, ni la quantité d'impulsion ne sont a priori connues, il est nécessaire de prendre en considération la fréquence et la vitesse de course pour chaque athlète.

L'analyse intrapalier qui consiste à comparer des données recueillies à un même palier donc à une même vitesse nous affranchit des effets de l'incrémentation de l'EMGi liée à l'augmentation de la vitesse de course.

Cette analyse intra-paliers nous informe ainsi sur l'évolution du niveau d'activation musculaire attribuable à des perturbations métaboliques et permet de mettre en évidence l'apparition d'éventuels seuils de fatigue.

La fin de la stabilité des paramètres EMG au cours des paliers est mise en évidence au palier précédent la mise en évidence d'une dérive intrapalier significative. Cette fin de stabilité des paramètres EMG est considérée comme le témoin d'un seuil EMG. A l'exception de Ga, tous les muscles étudiés dans cette étude B présentent un seuil de fatigue. Ces seuils ne surviennent pas tous au cours du même palier et se répartissent sur 3 paliers différents, du plus précoce : BFs au plus tardif : VL. Il existe donc une chronologie d'apparition des seuils musculaires que rappelle la figure VI.2.

Figure VI.2 - Rappel de la synthèse des résultats



Analyse de l'apparition des différents seuils musculaires

Biceps Femoris

BF semble le muscle le plus précocement fatigué dans cette expérimentation puisque les seuils de fatigue de ce muscle sont évalués à n-3 et n-2 selon la phase du cycle de la foulée considérée. Si l'on considère le rôle du BF dans la course, la précocité des seuils musculaires du BF peut paraître cohérente. En effet, les données recueillies dans notre expérimentation attribuent au BF une double caractéristique : à 21 $km.h^{-1}$, BF est activé pendant 75% du temps à un pourcentage moyen (appui/suspension) de 62% de l'$EMGi_{max}$. Ce muscle est donc à la fois sollicité longtemps et « fortement » ce qui correspond aux observations de Montgommery et al. (1994).

De plus, la sollicitation de BF s'effectue en 2 temps (phase d'appui et phase de suspension), ce qui aux vitesses élevées procure très peu de temps de relâchement et donc de récupération : 25% du cycle de la foulée soit moins de 100ms sur l'ensemble du cycle de la foulée. Par ailleurs, il est à noter que ce muscle est activé de plus en plus longtemps sur l'ensemble du cycle de la foulée quand la vitesse de course augmente.

Il est possible de remarquer que BF est le seul muscle à montrer un taux d'activation (EMGi/durée de la bouffée) qui augmente de manière significative au dernier palier indiquant bien un recrutement supplémentaire d'U.M entre le début et la fin d'un même palier.

Le rôle du BF et plus généralement des extenseurs de la hanche a été abondamment décrit en sprint (Méro et al. 1992, Simonsen et al. 1985) et pour des vitesses de course voisines de celles qui ont été utilisées lors de notre protocole expérimental (Mann et al.1986; Méro et Komi 1987 ; Nilsson et al. 1985). Toutefois, la recherche d'un seuil de fatigue pour le BF semble avoir été peu explorée. A notre connaissance, seuls Taylor et Bronks (1994), avaient eu cette intention. Ces auteurs n'ont pu mettre en évidence de seuil de fatigue pour ce muscle, caractérisé selon eux par une trop grande variabilité inter-sujets. De même, Nummela et al. (1992) n'ont pu, dans leur étude sur le 400m, analyser les données du BF recueillies inégalement selon les sujets.

Cette variabilité inter-sujets ne nous est pas apparue de manière flagrante, l'homogénéïté de spécialité et de niveau de notre population (coefficients de variation sur les valeurs de VO2max et vitesse à VO2max étant respectivement de 5,77 % et 3.28 %) en est peut-être la raison. D'autres muscles (RF par exemple) nous ont semblé présenter des patterns d'activation plus divers. Cependant, nul doute qu'en course la difficulté de recueillir un signal propre tout au long de l'expérimentation sur les extenseurs de la hanche est un problème: la sueur, les mouvements de fil même limités au maximum sont problématiques. Nous n'avons pu dans cette expérimentation analyser par exemple les résultats du Gluteus Maximus, le signal se dégradant chez plus de la moitié des sujets.

Les résultats obtenus ici pour le BF ne peuvent être comparés aisément aux résultats antérieurs.

Néanmoins, dans l'étude de Paavolainen et al. 1999b conduite sur 10000m (piste), BF ne présente pas d'augmentation du niveau d'activation. Le degré d'investissement des athlètes n'étant pas précisé pour cette étude, il est difficile de savoir quel sens apporter à ce résultat : spécificité d'un effort inférieur à VO2max ? spécificité de la course sur piste ? niveau de fatigue insuffisant ?

Le quadriceps

Dans cette étude, le quadriceps est représenté par 2 muscles VL et RF. La chronologie d'apparition des seuils de fatigue fait apparaître assez clairement que RF montre un seuil de fatigue plus précoce (n-2) que VL (n-1). Ce seuil de fatigue de RF se situant après BFs (n-3) est contemporain de BFa (n-2).

Pendant longtemps, ce dernier fût considéré comme le muscle représentatif des chefs du quadriceps. Sur l'ensemble des études répertoriées sur cette problématique, toutes prennent au moins VL comme muscle de référence. Bigland Ritchie et Woods (1974), Henriksson et Bonde-Petersen (1974) ont démontré la relation linéaire entre EMG du VL et VO2 du corps dans son ensemble au cours d'une tache de pédalage. S'appuyant sur ces recherches antérieures, Cafarelli (1977) a pu définir que l'EMG du VL est «censé» produire un

échantillon représentatif de l'ensemble du quadriceps. De même, Hakkinen et Komi (1986), Housh et al. (1995) concluent au fait qu'en isométrie, les muscles superficiels du quadriceps femoris répondent généralement comme une même unité.
Néanmoins, des études plus récentes (Pincivero et Coelho 2000, Kouzaki et al. 1999 parmi d'autres) ont mis en évidence des différences au sein même du quadriceps femoris et ce notamment en cyclisme (Housh et al. 1995). Notre étude menée en course confirme ce résultat.

Plusieurs éléments peuvent expliquer la différence entre VL et RF. Muscle bi-articulaire, RF est sollicité environ 2 fois plus longtemps que VL (respectivement 56% et 30% à 21 km.h-1), une fois comme extenseur du genou, l'autre comme fléchisseur de la hanche (Nilsson et al. 1985). Par contre VL semble être sollicité à un niveau supérieur (60% contre 36% de $EMGi_{max}$ en moyenne pour les 2 bouffées du RF). A noter par ailleurs que la durée de sollicitation de ces 2 muscles n'évolue pas dans le même sens, tendant à diminuer avec la vitesse pour VL et à augmenter (notamment en phase de suspension) pour RF. Ceci correspond au « shift » de l'activité principale de RF noté par Nilsson et al. (1985) qui devient, vers 15 $km.h^{-1}$ selon ces auteurs, davantage un fléchisseur de la hanche qu'un extenseur du genou.
En comparant la chronologie d'apparition des seuils de ces deux muscles, il semblerait que la durée d'activation et donc de récupération soit un élément prégnant dans l'apparition de la fatigue musculaire.
Néanmoins, la précocité de la fatigue de RF ne paraît pas totalement expliquée par les caractéristiques de son engagement musculaire plutôt inférieur à celui des autres muscles.

La possibilité d'une mauvaise estimation du niveau d'activation maximal de RF, pourrait être un autre élément de compréhension à cette précocité partiellement expliquée du seuil de fatigue de RF. En effet, évaluer RF uniquement comme un extenseur du genou et pas comme un fléchisseur de la hanche peut paraître discutable. Néanmoins, cette approximation aurait pour conséquence une sous-estimation d'$EMGi_{max}$ et donc une surestimation du niveau d'activation de RF en course. Nos résultats sont par ailleurs confortés par la littérature qui présente un niveau d'activation moyen de RF voisin de 25% à 15 $km.h^{-1}$.
Les causes de l'apparition d'un seuil de fatigue pour RF aussi précoce semblent être d'une autre nature. Ainsi, est-il nécessaire de prendre également en considération la typologie de ce muscle. A notre connaissance, il n'existe pas dans la littérature de données sur la typologie de

RF pour une population similaire à la notre. Néanmoins, RF caractérisé selon Eldgerton et al. (1975) par une typologie fortement dominée par les fibres II peut être qualifié de muscle fatigable. L'étude de Johnson et al. (1973) a permis de mettre en évidence 70% de fibres rapides pour RF alors que 52 à 59% de fibres de type I pour le VL ont été remarqués par Bishop et al. (1999). Or selon Thorstensson et Karlsson (1976), Nilsson et al. (1977) et Komi et Tesch (1979), un muscle composé d'un pourcentage important de fibres de type II est un muscle fatigable.

RF semble présenter un seuil de fatigue précoce à la fois si on le compare à VL et à la fois si l'on se réfère aux autres muscles investigués dans cette étude. Cette relative précocité peut s'expliquer par la durée d'activation et la typologie de ce muscle

Ces résultats confirment les études menées sur des protocoles d'extension du genou dans lesquelles RF est toujours fatigué plus précocément que VL ou que VM (Kouzaki et al. 1999, Johnson et al. 1994)

Tibialis anterior

Parmi les muscles qui présentent un seuil de fatigue, TA est le muscle qui montre le seuil le plus tardif, observé à l'avant-dernier palier de cette étude.

D'une manière générale, TA est caractérisé par trois bouffées d'activation plus ou moins distinctes. Malheureusement pour la finesse de l'analyse, il s'est avéré trop délicat de séparer arbitrairement ces bouffées. Ainsi, l'activation de TA a-t-elle été évaluée comme s'il s'agissait d'une seule et même bouffée.

Reber et al. (1993) avaient mis en évidence un pattern d'activation du TA différent des autres muscles impliqués dans la mobilisation du pied. A l'instar de nos résultats (cf tableau IV.6 et IV.9), ces auteurs soulignent la très grande durée d'activation de ce muscle et donc le risque de fatigue et de blessure. Nos résultats ne montrent cependant pas de seuil de fatigue particulièrement précoce, puisque celui-ci n'est mis en évidence qu'au dernier palier.

Sur un plan « finaliste », on voit qu'il y a une bonne adéquation entre la fonction (durée en fin de test égale à 90% du cycle de la foulée et degré d'activation évalué à 42% de EMGmax en fin de test) et les caractéristiques histologiques de ce muscle, très richement doté en fibres I. Il est à noter que chez 2 sujets particuliers, le seuil du TA est atteint assez tôt, devenant ainsi peut-être une limite pour ces 2 sujets.

Le gastrocnemius

Selon les analyses intra-paliers, Ga ne montre aucun seuil de fatigue dans cette étude. La durée d'activation de Ga exprimée en valeur absolue et en valeur relative diminuant avec la vitesse (cf fig.), augmente de fait la durée de récupération de ce muscle. Ce constat peut instruire à défaut de comprendre l'absence de seuil de fatigue du Ga.

Néanmoins, cette absence de seuil de fatigue ne confirme pas les résultats de Taylor et Bronks (1994) qui présentent un seuil de fatigue du Ga obtenu en course sur tapis roulant chez une partie seulement de ses sujets.

Ce résultat peut donc paraître surprenant quand on connaît l'engagement de ce muscle en course sur piste:

- dans l'étude de Nummela et al. 1992, il est clairement démontré que Ga présente des indices qui témoignent de la fatigue au cours de 400m réalisés sur piste.
- Paavolainen et al. (1999b) montrent l'importance de Ga en course sur 5 et 10 km sur piste en mettant en évidence une relation significative entre le niveau de préactivation de ce muscle et la performance sur piste.

Il est possible que nos résultats soient en partie causés par la spécificité de la motricité sur tapis roulant. Ainsi, par exemple, Wank et al. (1998) notent que le temps de contact sur tapis est plus court que sur piste.

Par ailleurs, il semble justifié de penser que ce muscle subit plus particulièrement les conséquences de l'inadaptation au tapis roulant. L'énergie de gesticulation particulièrement accrue en situation de déséquilibre a des conséquences au niveau de l'appui, seule zone d'interaction avec le système sol. Comme l'ont démontré Bouisset et Zattara (1981), les activités anticipatrices sont modifiées quand les caractéristiques du mouvement à venir sont changées. Même si nos conditions expérimentales sont très différentes de celles de Bouisset et Zattara, les situations de la course sur tapis roulant sont peu familières pour nos sujets qui n'y courent pas régulièrement. D'autre part, Ferris et Liang (1999) ont expérimenté le fait que les coureurs ajustent la raideur du membre inférieur dès leurs premières foulées sur une nouvelle surface de course. Comme l'ont écrit Méro et al. (1992), la préactivation joue un rôle majeur dans ce phénomène de régulation de la raideur.

Autrement dit, l'appui se trouve être le siège d'application de forces externes dont l'orientation engendre les impulsions nécessaires à la rééquilibration. Quelle que soit la stratégie utilisée pour maintenir l'équilibre, Ga se trouverait toujours « suractivé ».

Malgré le fait que le premier échantillon EMG ne soit prélevé que 45 sec après le début de chaque palier, l'EMGi du Ga a tendance à diminuer parfois de manière significative au cours d'un même palier. Certains arguments déjà avancés par différents auteurs pourraient expliquer cette diminution de l'EMGi du Ga au cours des premiers paliers:

- le niveau iEMG élevé en début d'exercice serait dû selon Shinohara et Moritani (1992), au fait qu'en début d'exercice intense, les plus grandes unités motrices seraient recrutées pendant la période initiale où l'oxygène disponible est encore limitée. Selon cette hypothèse, le recrutement des U.M dépendrait non seulement du niveau de force développé mais aussi de la disponibilité en O2 pour les muscles actifs....
- une augmentation de la température corporelle : selon Petrofsky (1979), +5°c peut rendre compte d'une diminution de l'EMGi de 4%. L'augmentation de la température cutanée relevée dans notre étude (+ 1°c), nettement inférieure à ces données, préjugerait d'une influence minime sur le signal EMG.

Néanmoins, cette diminution de l'EMGi au cours des paliers ne s'observe que pour Ga. Il devient donc difficile d'accepter l'idée selon laquelle le temps d'inertie de VO2 et/ou l'augmentation de la température corporelle n'influent que sur ce muscle.

D'autres résultats de cette étude nous incitent à penser que le stress dû au tapis n'est pas négligeable :

- la durée de la bouffée EMG diminue entre le début et la fin des paliers. Cette différence est significative au premier palier.
- un traitement plus précis différenciant l'EMGi préactivation de l'EMGi appui, montre que la phase « préactivation » diminue significativement au cours des 3 premiers paliers alors que la phase « appui » diminue significativement au premier palier seulement. Par ailleurs, cette dernière phase proprement motrice, augmente de manière significative au dernier palier signifiant bien une installation de la fatigue sur cette partie de la bouffée. De ce fait, nos résultats ne concordent pas exactement à ceux de Moritani et al. (1990) obtenus sur bicyclette ergométrique qui montrent une apparition de la fatigue plus marquée dans les phases de préactivation.

Dans notre étude, la diminution (significative aux trois premiers paliers) de l'EMGi notée en phase de préactivation nous incite à penser que ce problème d'inadaptation élève « artificiellement » l'EMGi de cette phase. Ainsi, cette phase de préactivation qui semble excessive en début de palier, participe vraisemblablement à masquer l'apparition de la fatigue

sur la bouffée. Ceci est confirmé par l'augmentation significative de l'activation musculaire (hors préactivation donc) au dernier palier.

Ceci rend toute augmentation de l'EMGi du Ga, imputable à la fatigue, difficile à mettre en évidence.

Le niveau des sujets, très différent dans notre étude, des expérimentations antérieures peut également être envisagé comme élément explicatif. Et en effet, l'absence de signe de fatigue sur le Ga est conforme aux résultats de Stapelfeldt et al. (2000) qui ne relèvent aucun seuil de fatigue pour ce muscle sur bicyclette ergométrique avec une population de « Haut-Niveau ». Est-ce à dire que la fatigabilité du Ga est dépendante du niveau des sujets? Ceci n'est pas à exclure puisqu'en effet, Takaishi et al. (1998) présentent sur un autre muscle (BF) un seuil de fatigue présent uniquement chez des cyclistes de haut-niveau (non chez les non-entraînés) signifiant bien en cela les différences de patron de recrutement selon le niveau des sujets.

Pour conclure et même si le niveau des sujets participe à cette absence de seuil de fatigue, il semble que l'adaptation au tapis, même chez des sujets accoutumés, joue un rôle important. N'oublions pas que les vitesses utilisées dans cette étude sont des vitesses élevées (13 à 22 $km.h^{-1}$). Le démarrage d'un nouveau palier implique un stress et l'installation d'une habileté nouvelle ce qui pose un problème méthodologique: prendre un premier prélèvement EMG plus tardif (au bout d'1min 30 sec par exemple), plus satisfaisant quant au problème d'adaptation, ne nous garantissant plus l'absence de fatigue.

VII - Conclusion

Sans la mise en place de paliers suffisamment longs pour permettre une analyse intra-paliers, rien ne permet de différencier les origines mécaniques ou métaboliques de la relation EMG/vitesse ou EMG/distance. Cette méthode a donc mis en évidence le fait que les seuils de fatigue musculaire n'étaient pas contemporains les uns des autres.

Les premiers seuils de fatigue EMG sont donc déterminés pour les muscles mobilisateurs de la hanche (RF et BF) deux paliers avant la fin du test incrémental.

A partir du seuil anaérobie et selon leur engagement, les muscles montrent des signes de fatigue plus ou moins précoces. Les muscles bi-articulaires mobilisateurs de la hanche (BF et RF) apparaissent comme les muscles les plus vite fatigués, avant les muscles mobilisateurs du genou puis de la cheville. Comme le soulignent Ebenbichler et al. (1998b) à propos d'une

tâche monoarticulaire, « il semble vraisemblable que les paires biarticulaires agonistes et antagonistes déterminent le temps limite de l'endurance ».

Ainsi, ce travail permet de conclure tout comme Smith et al. (2000), que les patterns d'activation des différents muscles ne peuvent être tout à fait généralisés à partir de l'activité d'un seul muscle. Comme l'avaient montré avant nous, Green et Patla (1992) pour le cyclisme, l'apparition des seuils de fatigue en course sur tapis roulant se produit à des vitesses différentes qui se situent entre le seuil ventilatoire et la puissance maximale aérobie.
La chronologie d'apparition des seuils de fatigue musculaires varie d'un ergomètre à l'autre. Elle peut même varier pour un même ergomètre selon les modalités d'utilisation (pente ou absence de pente, cadence de pédalage plus ou moins élevée) et ceci est vraisemblablement la source des divergences de résultats.

Si un prolongement doit être donné à ce travail, il nous apparaît assez clairement que celui-ci doit être réalisé sur la piste, là où l'habileté de la course n'est pas soumise à une contrainte extérieure qui la modifie (Wank et al. 1998) et dans une situation qui ne pose pas le problème méthodologique d'adaptation à un ergomètre.
Un prolongement éventuel sur le terrain serait source d'informations précieuses pour l'entraîneur qui pourrait ainsi mieux cerner l'engagement des muscles impliqués dans la course, les sièges d'apparition de la fatigue et par conséquent adapter le contenu des programmes d'entraînement en musculation.
Par ailleurs, si comme le soulignent Hoshikawa et al. (1973), l'activité musculaire d'un excellent coureur s'avère plus faible que celle d'un coureur plus modeste pour une vitesse donnée, les perspectives en terme de compréhension des notions de rendement et d'économie sont relativement séduisantes.

RESUME

Ce travail a eu pour objet d'étude la chronologie d'apparition de la fatigue de différents groupes musculaires impliqués dans la course. Ainsi, les activations de différents muscles du membre inférieur (Gastronemius -Ga, Vastus Lateralis - VL, Rectus Femoris - RF, Biceps Femoris - BF, Tibial Anterior – TA) ont été analysées.

Neuf coureurs de demi-fond de niveau national ont participé à un test constitué d'une succession de n paliers de 4 minutes de course sur tapis roulant, séparés d'une minute de pause et incrémentés à partir de 13 $km.h^{-1}$ de 2 $km.h^{-1}$ en 2 $km.h^{-1}$.

En prenant en compte **l'évolution des niveaux d'activation en fonction de la vitesse,** l'ensemble des résultats présentés dans cette étude permet de différencier 2 groupes de muscles,

- d'une part le Ga et VL, (*muscles activés une seule fois au cours d'un cycle de foulée)* pour lesquels :

  - les durées d'activation diminuent, aussi bien leur valeur absolue (ms) que leur valeur relative (% de la durée totale du cycle de la foulée).

  - les niveaux d'activation recueillis en début de chacun des paliers n'augmentent pas en fonction de la vitesse de course

- d'autre part le TA, BF et RF, (*les muscles activés plusieurs fois au cours du cycle de la foulée*) pour lesquels :

  - les durées d'activation exprimées en ms diminuent, mais augmentent par rapport à la durée totale du cycle de foulée.

  - une relation linéaire croissante est mise en évidence entre le niveau d'activation recueilli en début de chacun des paliers et la vitesse de course.

Cette distinction se retrouve dans la précocité de l'**apparition de la fatigue :**

- Le premier groupe de muscles ne montre pas de signe de fatigue quand l'activation musculaire est analysée en considérant la bouffée d'activation. Cependant, si l'activation musculaire est considérée sur une distance donnée (soit intégration du signal sur 20 m) - autrement dit pour un travail donné - il est mis en évidence pour le VL une apparition de la fatigue. Ce seuil de fatigue est cependant tardif par rapport au test (avant dernier palier, n-1).
- Le second groupe de muscles (BF et RF) présente des seuils de fatigue plus précoces (paliers n-3 ou n-2) notamment lorsque les variations du signal sont prises en compte sur une distance donnée.

Ainsi, les muscles mobilisateurs de la hanche semblent les muscles fatigués les plus précocement.