

---

## PROBLEMATIQUES ET HYPOTHESES DE TRAVAIL

L'ensemble des travaux évoqués dans la précédente revue de littérature identifient le rôle des propriétés contractiles du muscle sur les facteurs responsables ou représentatifs d'une altération de la locomotion. En effet, les hypothèses les plus fréquemment relevées suggèrent une relation explicative entre les modifications du coût énergétique, de l'activité EMG des muscles ou encore de la cinématique du geste, et les caractéristiques mécaniques du muscle et/ou la typologie des fibres musculaires. L'objectif premier de notre travail expérimental est d'analyser l'influence des propriétés contractiles des muscles sur l'adaptation à une locomotion cyclique portée.

Au cours des études, la caractérisation des propriétés contractiles musculaires est effectuée de façon indirecte en utilisant des sujets dont les niveaux de force ou d'âge sont différents. En effet, plusieurs travaux font état d'une part, d'une relation entre la force développée et la typologie musculaire (Howald, 1982) et d'autre part, d'altérations des propriétés contractiles dues à l'augmentation de l'âge (Lexell et al, 1983).

Dans notre travail expérimental nous pouvons distinguer deux parties. La première partie composée des deux premières études tente de caractériser les relations entre le niveau de force des muscles de la jambe et les variations des paramètres énergétiques, cinématiques et neuromusculaires lors d'une activité de locomotion en l'absence de fatigue musculaire. Lors de la première étude, nous émettons l'hypothèse que les caractéristiques cinématiques et énergétiques du geste de pédalage sont liées aux propriétés contractiles des muscles de la jambe (Étude n°1). Lors de la seconde étude, nous analyserons l'influence du niveau de force sur le patron de synchronisation de l'activité musculaire (Étude n°2). Dans ce cadre, nous émettons alors l'hypothèse d'une influence du niveau de force des extenseurs et fléchisseurs du genou sur le patron d'activation neuromusculaire, lors du geste cyclique de pédalage.

Dans la seconde partie de notre travail expérimental, nous tentons au travers d'une première étude, de caractériser les effets d'un exercice générant une altération des propriétés musculaires induite par une fatigue musculaire sur le geste de pédalage (Étude n°3). Dans un second temps, nous observons ce même effet dans deux populations présentant des propriétés musculaires différentes (jeunes vs. âgés) (Étude n°4 et 4bis). L'objectif de la première de ces trois dernières études est d'observer les adaptations énergétiques, cinématiques et neuromusculaires lors de la locomotion suite à une fatigue musculaire induite par deux modes de contraction musculaire différents : contractions excentrique vs. concentrique. Nous émettons l'hypothèse qu'un exercice excentrique comparé à un exercice concentrique affecterait différemment une activité de locomotion à dominante concentrique. La première partie de la quatrième étude (Étude n°4) est un travail

préliminaire dont l'objectif est de localiser l'origine de la fatigue chez nos deux populations (jeunes vs. âgés). La seconde partie de cette dernière étude (Étude n°4bis) observe l'influence de la fatigue caractérisée précédemment sur les indices représentatifs d'une altération de la locomotion.

## CHAPITRE V : MATÉRIELS ET TECHNIQUES

### A. PARAMÈTRES MÉTABOLIQUES

Les études ont été conduites avec un analyseur de gaz cycle à cycle ( $K4_{RQ}$  et  $K4b_2$ , Cosmed, Rome, Italie). Ces appareils permettent de mesurer les échanges gazeux respiratoires dans les conditions réelles de l'activité grâce à un système de transmission-réception pouvant couvrir jusqu'à 3-km. Ils sont portés par les sujets au moyen d'un harnais anatomique fixé sur leur tronc et sont alimentés par une batterie rechargeable (Ni-MH) dont l'autonomie est d'environ 3h. Lors des études 1, 2, 3 et 4bis, ces deux systèmes ont aussi servi à déterminer la consommation maximale d'oxygène ( $\dot{V}O_{2max}$ ) ainsi que leurs seuils ventilatoires des sujets au travers d'épreuves à charge croissante.

#### A.1. $K4_{RQ}$

L'analyseur télémétrique de type  $K4_{RQ}$  dont le fonctionnement repose sur une chambre de mélange a été validé par Hauswirth et al (1997). Il comprend deux unités : d'une part, une unité portable de 800 g qui mesure les différents paramètres ventilatoires et gazeux à partir de l'air expiré par le sujet et d'autre part, une unité réceptrice qui traite les signaux recueillis par l'unité portable et les enregistre par télémétrie. Ce système mesure le volume d'air expiré par minute (débit ventilatoire,  $\dot{V}_E$ , exprimé en  $L \cdot \text{min}^{-1}$ ) ainsi que le nombre de cycles expiratoires par minute (fréquence respiratoire, FR, exprimée en  $\text{cycles} \cdot \text{min}^{-1}$ ) grâce à un débitmètre comprenant une turbine digitale bidirectionnelle de 28 mm de diamètre fixée sur le masque du sujet. La rotation de la turbine (en  $\text{tours} \cdot \text{min}^{-1}$ ), détectée par un système optoélectronique, est proportionnelle à la quantité d'air qui la traverse. Ceci permet de mesurer l'ensemble des volumes et débits entrant dans le système. Le débitmètre est calibré avant chaque expérimentation à partir d'une seringue de 3 litres. Par ailleurs, tout l'air expiré véhicule à travers un tube capillaire flexible (Permapure) jusqu'à une microchambre dynamique de prélèvement et de mélange des gaz (située à l'intérieur de l'unité portable), où les concentrations en oxygène et en dioxyde de carbone sont mesurées à des intervalles de temps préétablis. La fraction d'oxygène contenue dans l'air expiré ( $FEO_2$ ) est mesurée par une sonde polarographique tandis qu'une sonde infrarouge permet d'analyser la fraction de gaz carbonique ( $FECO_2$ ). Les analyseurs d' $O_2$  et de  $CO_2$  sont également calibrés avant chaque expérimentation en fonction de la concentration en  $O_2$  et en  $CO_2$  de l'air ambiant (respectivement 20,93% et 0,03%) et d'un gaz étalon contenu dans une bouteille (respectivement 5% et 15%). Lors de cette calibration, les valeurs de la pression barométrique et les variations du degré hygrométrique sont enregistrées.

Les paramètres ventilatoires et gazeux analysés par ce système sont ensuite moyennés sur un intervalle de temps fixé à 15 s lors de nos expérimentations. A partir de ces données, la valeur de  $\dot{V}O_2$  est calculée à partir de l'équation suivante :

$$\dot{V}O_{2,STPD} = \dot{V}E_{,STPD} \times \left[ \frac{1-(FEO_2+FECO_2)}{1-(FIO_2+FEO_2)} \times FIO_2 - FEO_2 \right]$$

#### A.2. K4B2

Le système télémétrique K4b<sub>2</sub> a été validé par McLaughlin et al (2001) et Duffield et al (2004). Le mode de fonctionnement du K4b<sub>2</sub> permet une meilleure précision de la mesure par rapport au K4<sub>RQ</sub> grâce à un recueil des données à chaque cycle respiratoire. L'unité portable, qui ne pèse que 550 g, est équipée d'un écran d'affichage permettant de contrôler directement toutes les étapes du test, et peut enregistrer jusqu'à 16000 cycles respiratoires.

#### A.3. METHODE DE DETERMINATION DE $\dot{V}O_{2,MAX}$

La consommation maximale d'oxygène était enregistrée lors d'un test maximal d'intensité croissante à une cadence librement choisie. En effet, les travaux de Woolford et al (1999) ont montré que l'utilisation de la cadence spontanément adoptée permettait d'obtenir la plus haute valeur de puissance maximale aérobie. Le protocole choisi afin de mesurer la  $\dot{V}O_{2,max}$  lors des études 1, 2, 3 et 4bis était le suivant : échauffement de 6 min à 100 W suivi d'une augmentation progressive de la puissance de 30 W toutes les minutes jusqu'à épuisement du sujet. Les critères d'atteinte de  $\dot{V}O_{2,max}$  sont ceux retenus par Howley et al (1995) : un plateau de la  $\dot{V}O_2$  malgré une augmentation de la charge de travail, un quotient respiratoire supérieur ou égal à 1,1 et une fréquence cardiaque supérieure ou égale à 90 % de la fréquence cardiaque maximale théorique. Les quatre dernières plus hautes valeurs de  $\dot{V}O_2$  du dernier palier sont ensuite sommées puis moyennées afin de déterminer la  $\dot{V}O_{2,max}$ .

#### A.4. METHODE DE DETECTION DES SEUILS VENTILATOIRES

Les seuils ventilatoires 1 (SV<sub>1</sub>) et 2 (SV<sub>2</sub>) sont déterminés selon la méthode décrite par Wasserman et al (1973). La valeur de SV<sub>1</sub> lors d'un test triangulaire sur ergocycle correspond au point d'inflexion de la cinétique de l'équivalent respiratoire pour l'O<sub>2</sub> ( $\dot{V}_E / \dot{V}O_2$ ) sans augmentation concomitante de

l'équivalent respiratoire pour le CO<sub>2</sub> ( $\dot{V}_E/\dot{V}_{CO_2}$ ). Ce point d'inflexion est également associé à la rupture de la pente de l'augmentation de  $\dot{V}_E$  en fonction de la puissance de l'exercice. La valeur de SV<sub>2</sub> correspond au point d'inflexion de la cinétique de l'équivalent respiratoire pour l'O<sub>2</sub> ( $\dot{V}_E/\dot{V}_{O_2}$ ) avec une augmentation concomitante de l'équivalent respiratoire pour le CO<sub>2</sub> ( $\dot{V}_E/\dot{V}_{CO_2}$ ). Lors des études 1, 2, 3 et 4bis la détermination des seuils ventilatoires était réalisée indépendamment par deux expérimentateurs, dont les résultats étaient comparés a posteriori. Les valeurs de SV<sub>1</sub> et SV<sub>2</sub> obtenues pour chaque sujet permettaient de fixer l'intensité relative des épreuves sous-maximales sur ergocycle à partir des valeurs de puissance mécanique (P) correspondant à SV<sub>1</sub> lors de l'étude 1, à 80% de P<sub>SV<sub>1</sub></sub> pour l'étude 2 et à P correspondant à [(P<sub>SV<sub>1</sub></sub> + P<sub>SV<sub>2</sub></sub>)/2] pour les études 3 et 4bis. Ces intensités d'exercice permettent en effet l'apparition d'une composante lente de la  $\dot{V}_{O_2}$  qui sollicite à la fois les fibres musculaires de type I et de type II (Barstow et al, 1996).

## B. PARAMETRES MECANIQUES

### *B.1. METHODE DE MESURE DE LA FORCE MAXIMALE VOLONTAIRE ISOMETRIQUE*

Les paramètres mécaniques de force maximale volontaire isométrique ont été recueillis à l'aide d'une jauge de contrainte (TME F 501 TC, Orgeval, Toulon, France) fixée à l'extrémité distale du bras d'un ergomètre isométrique à jambe (Schnell Trainingsgeräte GmbH, Peutenhausen, Allemagne). Le transducteur de force génère un signal électrique proportionnel à la force qui lui est appliquée.

Lors des expérimentations, les sujets étaient assis (angle de la hanche : 110°) avec les jambes fléchies (flexion du genou : 90°, 0° étant considéré comme l'extension complète). L'axe du genou était aligné avec l'axe de rotation du bras de l'ergomètre et la cheville solidement attachée à son extrémité d'où partait le capteur de force. Lors des sessions de test, il était demandé aux sujets de réaliser une contraction maximale volontaire (CMV) des muscles extenseurs du genou (0 rad.s<sup>-1</sup>) d'une durée de 2 à 3 s en poussant contre le bras de l'ergomètre. De même, une contraction identique des muscles fléchisseurs du genou leur était ensuite demandée. Trois essais pour chaque contraction étaient réalisés et la meilleure performance définissait la CMV isométrique. Les signaux de force obtenus par l'intermédiaire de la jauge de contrainte étaient recueillis à une fréquence de 1000 Hz par une carte d'acquisition (DT 9800-series, Data Translation, Marlboro, USA) puis transmis vers l'ordinateur où ils étaient directement traités par le logiciel Origin 6.1 (Origin 6.1®, OriginLab, Northampton, USA).

### *B.2. METHODE D'ESTIMATION DE LA FORCE MAXIMALE VOLONTAIRE ISOCINETIQUE.*

Lors des études 1 et 2, des mesures des capacités de force maximale volontaire isocinétique des membres inférieurs ont été réalisées sur un ergomètre isocinétique équipé d'un capteur de pression de type Ariel Computerized Exercise System (ACES, multifunction exercise, Ariel Dynamics Inc., Trabuco Canyon, USA). Ce système permet d'imposer en temps réel une résistance isométrique, isocinétique ou isotonique grâce à une résistance passive hydraulique contrôlée par ordinateur. La résistance peut-être appliquée vers le « haut » ou vers le « bas ». L'appareil permet une adaptation aux contraintes morphologiques du sujet. Lors de nos expérimentations, l'amplitude du mouvement était standardisée : le début du mouvement s'effectuait en partant de la position tronc et genoux fléchis à 90° et se terminait en position debout (angle des genoux = 0°). Chaque sujet effectuait trois séries de deux répétitions de squats maximaux isocinétiques à des vitesses faibles (16 et 8 cm.s<sup>-1</sup>) lors desquelles le pic de force maximal était mesuré (Grooten et al, 2002). Un temps de repos de 5 secs entre les répétitions et de 5 min entre les séries était imposé.

### *B.3. METHODE D'ESTIMATION DE LA FORCE MAXIMALE DYNAMIQUE*

Lors des études 3, 4 et 4bis, une évaluation de la force maximale dynamique a été réalisée en utilisant la méthode décrite par Bishop et al (1999). Il s'agissait de mesurer la charge que les sujets étaient capables de soulever une seule et unique fois (1RM). Celle-ci était mesurée lors d'un exercice d'extension de jambes réalisé à partir de la position assise (Schnell Trainingsgeräte GmbH, Peutenhausen, Allemagne) lors de l'étude 3 ou sur une presse horizontale (Technogym, Gambettola, Italie) lors des études 4 et 4bis. Les conditions de réalisation des exercices étaient standardisées (amplitude gestuelle, écartement des pieds) et un investissement maximal était exigé. Le protocole d'évaluation débutait par un échauffement standardisé suivi de la procédure de détermination de la force maximale dynamique. Cette dernière était mesurée grâce à l'augmentation progressive des charges soulevées (étude 3) ou poussées (études 4 et 4bis) jusqu'à l'atteinte du 1RM. La dernière charge soulevée avec succès une seule et unique fois était alors considérée comme le 1RM (Mero et al, 1989).

### *B.4. METHODE DE MESURE DES PARAMETRES MECANQUES LORS DE L'EXERCICE DE CYCLISME*

Les protocoles de pédalage des études 1, 2, 3 et 4bis, maximaux (tests à charge croissante) ou sous-maximaux (tests à charge constante) se sont déroulés sur une bicyclette ergométrique à frein électromagnétique de type Excalibur Sport (Lode, Groningen, Pays-Bas). Pour l'étude 4bis, un

ergomètre SRM (Schoberer Rad Meßtechnik, Jülich, Welldorf, Allemagne) basé sur le même principe a été utilisé. Ces ergocycles disposent d'un cintre et d'une selle ajustable dans les deux dimensions du plan sagittal afin de permettre à chaque sujet de retrouver la position qu'il utilise sur son propre vélo. L'ergocycle offre également la possibilité de monter des pédales automatiques ainsi que des pédales traditionnelles à cale-pied afin de permettre à chacun d'utiliser ses propres chaussures.

Ces ergomètres permettent au sujet de maintenir une puissance constante indépendamment de la cadence de pédalage adoptée, en ajustant automatiquement le couple à la vitesse angulaire grâce à une unité de contrôle. Les manivelles de l'ergocycle sont équipées de jauges de contraintes permettant de mesurer le moment de force généré sur l'axe des manivelles. La cadence de pédalage ainsi que les données de moment de force sont mesurées et enregistrées tous les 2° pour chaque révolution par l'unité de contrôle. L'ergomètre est calibré en suivant les recommandations du constructeur avant chaque utilisation.

Lors du pédalage, la puissance de sortie est continuellement calculée puis enregistrée grâce à la formule suivante :

$$\text{Puissance (W)} = \text{Moment de force (Nm)} \cdot \text{Vitesse angulaire (rad.s}^{-1}\text{)}$$

Sur l'ergomètre SRM, l'application d'une force sur les manivelles entraîne une déformation des bandes de jauges de contraintes fixées entre les quatre bras d'aluminium du pédalier. Ces bandes envoient un signal proportionnel à la contrainte subie qui est converti en fréquence-voltage par les éléments électroniques du pédalier. La fréquence, qui est donc proportionnelle aux forces résultantes appliquées sur les manivelles et à la cadence de pédalage, est transmise par induction à une fréquence d'échantillonnage de 500 kHz à un capteur fixé dans la boîte du pédalier. Avant chaque épreuve, le pédalier est calibré en effectuant deux tours de manivelles à vide (*i.e.* sans qu'aucune tension ne soit exercée sur la chaîne).

Ces deux systèmes permettent de mesurer et d'enregistrer les moments de force résultants exercés au niveau des manivelles lors de chaque cycle de pédalage. A partir de l'enregistrement des données, les paramètres suivants ont été calculés pour chaque cycle de pédalage :

- La valeur moyenne du moment de force résultant exercé lors de la phase propulsive de la jambe dominante (PMTD) (*i.e.* entre 0° et 180°) et lors de la phase propulsive de la jambe non dominante (PMTND) (*i.e.* entre 180° et 360°).
- La valeur maximale du moment de force résultant exercé lors des phases propulsives de la jambe dominante (PTD) et de la jambe non dominante (PTND).
- Les angles correspondant respectivement à la valeur maximale du moment de force résultant exercé lors de la phase propulsive de la jambe dominante (AD) et de la jambe non dominante (AND).

## C. PARAMETRES ELECTROMYOGRAPHIQUES

### C.1. DETECTION ET TRAITEMENT DU SIGNAL

Dans toutes les études, la détection a été réalisée par dérivation bipolaire à l'aide d'électrodes de surface auto-adhésives de 40 mm de diamètre (Blue Sensor Q-00-S, Medicotest, Danemark), avec une distance inter-électrodes centre à centre de 25 mm. Ces électrodes contiennent une solution électrolytique en chlorure d'argent (Ag/AgCl). Lors de nos études, le signal EMG était recueilli sur les chefs superficiels du muscle quadriceps femoris, *i.e.* le *vastus medialis*, *rectus femoris* et *vastus lateralis* (Figure 13). L'activité EMG antagoniste a également été recueillie à partir du muscle *biceps femoris*. Les lieux de pose des électrodes étaient préparés minutieusement (rasage, ponçage et dégraissage) afin de maintenir la résistance inter-électrode inférieure à 1000  $\Omega$ . Les électrodes étaient ensuite appliquées directement sur la peau dans l'axe longitudinal du muscle en suivant les recommandations de Rainoldi et al (2004). Une électrode de référence était placée sur l'épine de la crête iliaque antero-supérieure droite. Des câbles blindés et pré-amplifiés (CMRR = 100 dB ; Z entrée = 10 G $\Omega$  ; gain = 600 ; Bande passante = 6 Hz à 1600 Hz) à proximité du site de détection assuraient le transfert du signal jusqu'au boîtier d'acquisition (DT 9800-series, Data Translation, Marlboro, USA). La fréquence d'échantillonnage étant établie à 1000 Hz, un filtre antialiasing de troisième ordre, passe bas de type Butterworth de fréquence de coupure à 500 Hz était utilisé.

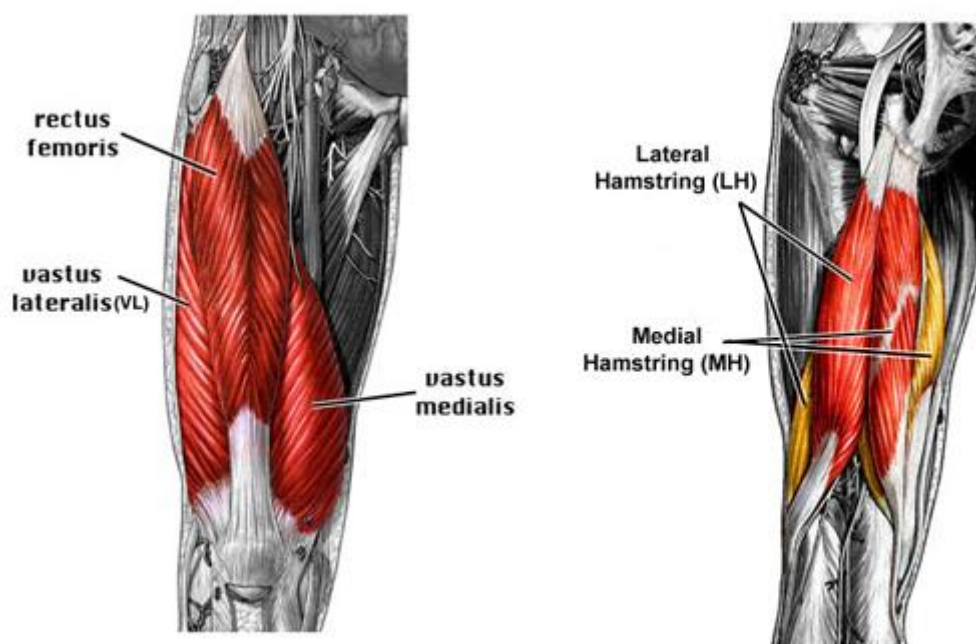


Figure 13 – Schéma anatomique des muscles superficiel de la cuisse.



## C.2. ANALYSE DES DONNÉES ELECTROMYOGRAPHIQUES

### CONDITIONS ISOMETRIQUES



En conditions isométriques les valeurs EMG intégré (EMGi) et RMS étaient calculées pendant une durée de 500 ms à partir de l'instant où le sujet atteignait un plateau de moment maximal lors de contraction maximale volontaire. Une analyse était ensuite effectuée à partir d'un programme ajouté au logiciel de traitement du signal (Origin 6.1®, OriginLab, Northampton, USA ; EMG Toolbar add-on) afin de calculer les valeurs d'EMGi et RMS moyennes sur la période considérée.

### CONDITIONS DYNAMIQUES



En conditions dynamiques lors d'exercices de pédalage, deux types de traitements sont réalisés selon les études (Figure 14). Le premier est un traitement que nous qualifierons de « quantitatif ». Le signal EMG était considéré comme actif lorsque les variations à la moyenne étaient supérieures à une déviation standard de  $\pm 3$  écart-type par rapport à la ligne de base et que sa durée d'activation était supérieure à 50 ms (Neptune et al, 1997). Le signal de chaque muscle était ensuite redressé, intégré (EMGi) puis normalisé (EMGi normalisé) par rapport à sa propre valeur enregistrée lors d'une contraction maximale volontaire isométrique. De plus, lors de l'étude 3, le signal EMGi était

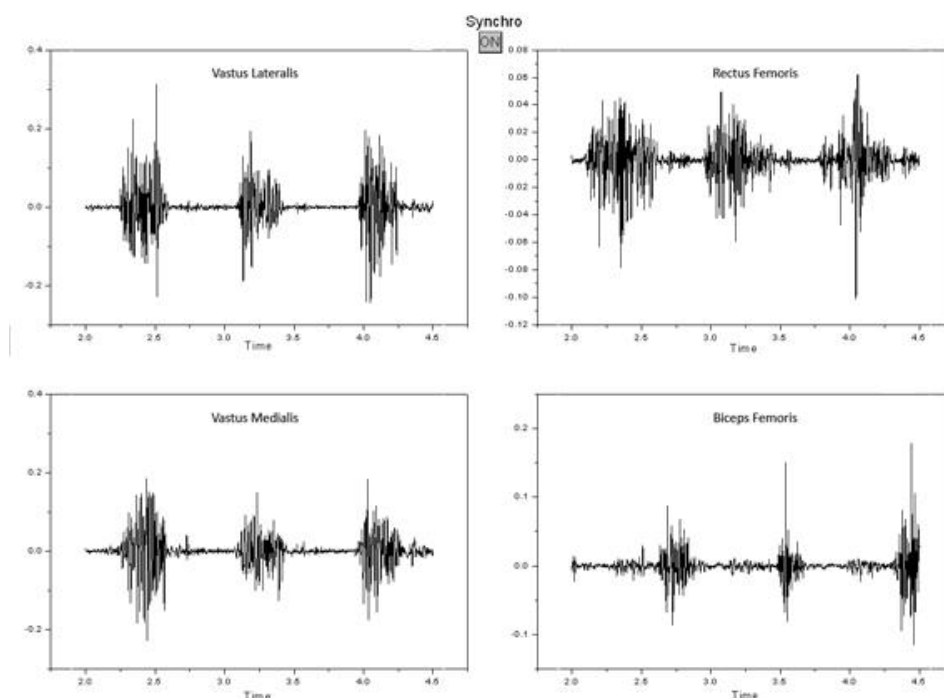


Figure 14 – Exemple de signaux EMG recueillis lors d'un exercice de pédalage sur les muscles VL, RF, VM et BF.

normalisé par rapport à sa propre durée d'activation mesurée en condition dynamique non fatiguée et exprimé sous la forme du débit EMGi ( $\dot{Q}EMGi$ ) (Hauswirth et al, 2000). Le second traitement était « qualitatif » et analysait les temps de début d'activation, de durée ainsi que de fin d'activation de chaque bouffée EMG en se basant sur la méthode de détection précédemment décrite. Pour ces deux types de traitement, si le sujet présentait une double activation, la fin de la seconde bouffée était considérée comme la désactivation (Sarre et Lepers, 2005).

## D. TECHNIQUE DE NEUROSTIMULATION

La technique de neurostimulation consiste à appliquer sur le nerf moteur une stimulation électrique d'intensité et de durée suffisante pour générer des réponses maximales mécaniques (secousses) et électrophysiologiques (réponse  $M_{max}$ ) du muscle. Les stimulations électriques sont réalisées à l'aide d'un stimulateur (modèle DS7, Digitimer, Hertfordshire, Royaume-Uni). Le nerf fémoral est stimulé au moyen d'une électrode de stimulation monopolaire (cathode) en forme de sphère de tungstène (diamètre : 10 mm) pressée au niveau de l'aîne (triangle fémoral). L'électrode de référence (anode) est un rectangle adhésif mesurant 50 cm<sup>2</sup> (10 x 5 cm) (Medicomplex, Ecublens, Suisse) placée sur la fosse glutéale en opposition avec la cathode. Afin d'obtenir un recrutement spatial complet, les impulsions rectangulaires de 1 ms sont délivrées à une tension maximale constante de 400 V et une intensité variant de 50 à 110 mA selon les sujets.

### *D.1. MESURE DES PARAMETRES DE LA REPONSE $M_{MAX}$ ET DE LA REPONSE MECANIQUE ASSOCIEE*

Le protocole débutait par une familiarisation du sujet avec la technique de neurostimulation suivi d'une détection du niveau de stimulation optimal propre au sujet permettant une détection de la réponse M et de sa réponse mécanique associée. Ceci était réalisé grâce à l'augmentation progressive de l'intensité de stimulation par incrément de 10 mA. Après détermination du seuil d'intensité propre au sujet permettant la réponse  $M_{max}$ , trois stimulations espacées de 2 secs était évoquées au repos afin de servir de stimulations contrôles. Les paramètres obtenus à partir de l'onde M sont : la durée pic à pic (PPD), l'amplitude pic à pic (PPA) et la valeur RMS de l'onde M ( $RMS_M$ ). Le rapport entre la RMS brute et la  $RMS_M$  est également calculé afin de s'affranchir des mécanismes situés en aval de la jonction neuromusculaire. Ceci permet de fournir un indice supplémentaire représentatif d'une altération de l'activation centrale. La réponse mécanique associée à la stimulation présente, quant à elle, les paramètres suivants : le pic du moment (Pt), le temps de contraction (Ct) et le temps de demi-relaxation (HRT).

### *D.2. MESURE DU RATIO D'ACTIVATION CENTRALE (CAR)*

Le niveau d'activation est mesuré à partir des contractions isométriques grâce à la technique appelée « twitch interpolation » proposée par Merton (1954). Afin de mesurer le niveau d'activation des muscles extenseurs du genou, une stimulation du nerf fémoral était évoquée avant et pendant une contraction maximale volontaire isométrique. Le niveau d'activation, exprimé lors de nos études par le ratio d'activation centrale (CAR) proposé par Kent-Braun et Blanc (1996), était calculé grâce au rapport entre la valeur de l'amplitude de la réponse mécanique maximale et la somme de cette même valeur et de la valeur de l'amplitude de la secousse surimposée lors de la CMV isométrique. Le CAR est exprimé dans la formule suivante :

$$\text{CAR (\%)} = \left[ \frac{\text{Amplitude CMV}}{\text{Amplitude CMV} + \text{Amplitude de la secousse surimposée}} \right] \times 100$$