

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1
UNIVERSITE DE BOURGOGNE DIJON
UNIVERSITE JEAN MONNET ST ETIENNE

UNIVERSITE JOSEPH FOURIER GRENOBLE 1
UNIVERSITE BLAISE PASCAL CLERMONT-FERRAND
UNIVERSITE D'Auvergne CLERMONT-FERRAND

D. E. A. STAPS
SPORT, PERFORMANCE et ENVIRONNEMENT SOCIAL

Etude des synergies
musculaires lors de la
saisie et de la repose
d'un objet au sol.

Rédigé par
Jean-Michel BATTO

Directeur :

M. Thierry POZZO Maître de Conférences à l'Université de Bourgogne

Rapporteurs :

M. Jacques VAN HOECKE

**Professeur à l'Université de Bourgogne
DIJON**

M. Vincent NOUGIER

**Maître de Conférences à l'Université Joseph Fourier
GRENOBLE**

année universitaire 1995-1996

REMERCIEMENTS

J'exprime ma reconnaissance à Monsieur Thierry Pozzo qui a su m'ouvrir l'esprit au domaine des neurosciences. Votre confiance en quelqu'un d'étranger à votre domaine scientifique m'a été d'une aide précieuse.

Je tiens à remercier Monsieur Alain Martin, qui m'a prodigué de judicieux conseils, un regard critique et pertinent tout en faisant preuve d'une grande gentillesse et d'une extrême aimabilité.

Je remercie également Monsieur Olivier Martin, qui a su toujours me prêter une oreille attentive et amicale.

J'adresse mes remerciements à Monsieur le Professeur Jacques Van Hoecke et à Monsieur Vincent Nougier pour avoir accepté d'évaluer ce travail.

Je remercie également Monsieur Christian Gentil, qui m'a aidé avec beaucoup d'amitié.

Je remercie Monsieur Alexander Grishin, sans qui la réalisation de mes programmes n'aurait pas été possible.

Je remercie Monsieur Pierre Legreneur pour ses nombreux conseils sur le muscle.

Je tiens à remercier toutes les personnes qui m'ont aidé durant cette année, et tout spécialement Monsieur Hervé Parmentier, qui m'a transporté avec bonne humeur entre mon domicile et le Laboratoire.

TABLE DES MATIERES

1. INTRODUCTION.....	1
2. CONTEXTE THEORIQUE.....	1
2.1 CONCEPT DE SYNERGIE.....	1
2.2 CHOIX DU MOUVEMENT.....	4
2.2.1 Détection des synergies.....	4
2.2.2 Un mouvement complexe.....	4
2.3 L'ACTIVITE MUSCULAIRE A TRAVERS LE SIGNAL ELECTROMYOGRAPHIQUE OU QUE PEUT EXPRIMER LE SIGNAL EMG DE SURFACE ?.....	6
3. MATERIEL ET METHODES.....	7
3.1 PROTOCOLE EXPERIMENTAL.....	7
3.1.1 Description de la tâche.....	7
3.1.2 Contraintes de réalisation.....	7
3.2 SUJETS	7
3.2.1 Déroulement des essais	8
3.3 MATERIEL	8
3.3.1 Système d'acquisition du mouvement	8
3.3.2 Système d'acquisition électromyographique	9
3.4 TRAITEMENTS DES DONNEES	9
3.4.1 Segmentation de la tâche.....	10
3.4.2 Date de saisie et date de repose de l'objet.	10
3.4.3 Équivalence du mouvement et son découpage	11
3.4.4 Méthode de recherche de la meilleure coïncidence de silence.....	12
3.4.5 Normalisation en durée.....	14
3.4.6 Normalisation en amplitude	15
3.4.7 Grandeur RMS du signal EMG.....	16
3.4.8 Taux de variation du signal EMG.....	17
3.4.9 Cross-corrélation	17
3.4.10 Traitements statistiques.....	18
4. PRESENTATION DES RESULTATS.....	18
4.1 EFFET VITESSE ET EFFET DISTANCE SUR LA DUREE DE LA TACHE	18
4.2 COMPARAISON DES METHODES DE NORMALISATION D'AMPLITUDE	19
4.3 DECOMPOSITION DE LA TACHE.....	21
4.3.1 Sensibilité des dates de saisie et de repose	21
4.3.2 Sensibilité de la date de meilleure coïncidence.....	22
4.3.3 Sensibilité de la date de meilleure coïncidence contrainte	22
4.4 ANALYSE COMPARATIVE DES PATTERNS D'ACTIVITE EMG.....	24
4.4.1 Matrice de corrélation.....	24
4.4.2 Description fonctionnelle, muscle par muscle.....	24
4.5 SYNERGIES : MISES EN EVIDENCE	28
4.5.1 Influence des conditions d'exécution.....	28
4.5.2 Co-variations.....	29
5. DISCUSSION	32
BIBLIOGRAPHIE	34
ANNEXES.....	37

1. Introduction

L'analyse directe de l'organisation d'un geste réalisé par un être humain est particulièrement délicate. En effet, à partir d'informations périphériques comme le niveau d'activité musculaire ou les trajectoires des segments, on cherche à comprendre l'organisation des processus sensori-moteurs conduisant à la réalisation du mouvement. Le questionnement d'un tel système passe par la formulation d'hypothèses qui seront vérifiées par expérimentation. La réalisation, sous contraintes, d'un geste est une manière de questionner les processus sensori-moteurs. Cependant, il se peut que certaines contraintes dénaturent le geste, comme par exemple un capteur inconfortable pour le sujet ; le système étudié nous renseigne alors sur la pertinence de la réaction du sujet à la contrainte et non sur celle induite par le test de l'hypothèse.

Aussi, le choix des contraintes dépend-il de la connaissance de l'influence de celles-ci sur le geste. Par conséquent, si l'on veut étudier un geste donné, il serait judicieux de connaître, au préalable, quelles sont les contraintes altérant ce geste. Alors qu'une démarche par test d'hypothèses travaille sur un champ expérimental précis, la démarche d'observation, avec formulation d'hypothèses a posteriori, échappe au discernement préalable et donc parcourt un champ expérimental non-délimité. L'observateur empruntant ce dernier processus cherche à recueillir un volume d'informations diversifiées, dont la pertinence pourra être vérifiée efficacement grâce à l'outil informatique. L'étape de questionnement du système sensori-moteur, sans fortes contraintes de réalisation du geste, peut être nécessaire dans une étude préalable pour la formulation des hypothèses.

La tâche de saisie et de repose d'un objet au sol, dont la complexité de réalisation ne saurait être expliquée par une simple observation, est peu fréquemment étudiée. Cependant, afin de pouvoir définir les hypothèses de contrôle que l'on souhaite tester, il nous semble nécessaire d'aborder l'étude de cette tâche par une observation des activités musculaires entraînant la formulation d'hypothèses sur les synergies musculaires mises en jeu. La manipulation des consignes de vitesse d'exécution et/ou de distance de préhension, permettront de définir les synergies liées à la réalisation de la tâche. Par l'analyse conjointe de grandeurs cinématiques décrivant le mouvement et de l'activité électromyographique des segments impliqués, nous allons décrire les synergies musculaires qui participent à la réalisation de cette tâche complexe.

2. Contexte théorique

2.1 *Concept de synergie*

D'après une définition du dictionnaire 'Petit Robert', édition 1973, le mot synergie est issu du grec ancien "*sunergia*" qui signifie coopération, coordination.

Dans le domaine des neurosciences, il n'existe pas une définition unique et acceptée de tous. Au contraire, il semble exister au moins deux définitions de 'synergie' pouvant être interprétées de manière contradictoire.

C'est Babinski (1899), qui l'emploie le premier pour désigner “ une association de mouvements ”. Dans un article suivant (Babinski et Tournay, 1913), il appelle synergie, “ la capacité d’accomplir simultanément des mouvements différents qui forment un seul acte ”.

Un emploi différent du terme, couramment attribué à Bernstein (1967), a suggéré que les synergies soient des programmes moteurs à organisation centralisée pour des actions mémorisées et physiquement fixées. Dans la plupart des tâches utilisant le mouvement, le nombre de variables (muscles) que peut commander le SNC, excède celui requis pour accomplir l’exécution de celles-ci. Le nombre de degrés de liberté semble être trop important face à celui qui est nécessaire pour effectuer la tâche motrice. Le choix des réponses conduit à une explosion combinatoire pouvant poser un problème de sélection. Bernstein (1967) fait l’hypothèse que le système nerveux central (SNC) pourrait simplifier la commande par agrégation de variables sous la coordination d’une directive unique et fixe qui peut être considérée comme une commande synergique. Selon ce point de vue, la synergie est identifiée comme l’algorithme de commande et non comme le groupe de muscles objet de l’algorithme.

Comme Macpherson (1988a ; 1988b ; 1991), Soechtings et Lacquaniti (1989) l’ont constaté, il y a peu de preuves expérimentales en faveur de synergies prédéfinies et uniques associées aux commandes. A la place de cela, les synergies semblent être des patterns d’activations musculaires flexibles dans lesquelles toutes les combinaisons de liens sont potentiellement disponibles.

Macpherson (1991) a également suggéré que le SNC utilise des stratégies motrices qui sont des planifications du mouvement à partir de l'ensemble des forces motrices. Ces stratégies sont utilisées pour réaliser des objectifs moteurs requérant le contrôle et la commande de la position, de la vitesse et de la force. Par conséquent, ces stratégies sont mises en oeuvre sous la forme de synergies musculaires. Une manière d’associer les concepts de synergie fixe et de synergie flexible serait de considérer que les stratégies sont l’expression de l’algorithme de commande employé par le système nerveux pour optimiser les synergies musculaires dans un schéma d’apprentissage auto-adaptif (flexibilité des patterns). Par conséquent, par apprentissage répété, les synergies deviendraient progressivement plus efficaces et automatisées avec une anticipation de conséquences sensorielles engendrées par la réalisation de la tâche motrice.

Accomplir une tâche (effet d'accentuation de la trace mémorisée) est le critère primaire d’optimisation. Cependant, réduire l’effort (Hasan 1986), optimiser le compromis vitesse-précision (Fitts 1954), maximiser la vitesse ou l’endurance (Alexander 1989), ou minimiser le jerk (Hogan et Flash 1989) pourrait également contribuer à conformer le comportement moteur.

Une fois optimisées, les synergies ne seraient pas modifiées aussi longtemps que l’objectif, la stratégie et les signaux de feedback restent constants. Un changement d’un seul de ces 3 paramètres initierait un nouveau processus d’optimisation.

Après avoir étudié de manière approfondie le problème de la synergie, Macpherson (1991) en a conclu que comme aucun mouvement naturel n’implique qu’un seul muscle, la synergie pouvait

être tout simplement définie comme “ un groupe de muscles agissant ensemble ”. De plus, comme des muscles mécaniquement opposés doivent agir de concert, leur coopération pourrait être considérée comme une unité fondamentale de la synergie musculaire. Cela signifie qu’un groupe synergistique ne devrait pas seulement inclure les muscles agonistes initiateurs du mouvement mais également les muscles antagonistes qui doivent être inhibés, atténués ou co-contractés.

Cependant, comme l’a noté Macpherson (1991), cette définition de la synergie est extrêmement large et implique une sorte de mécanisme de contrôle de la coordination motrice ; cependant elle ne donne aucune précision sur ce mécanisme. Cette question sur le mode de spécification par le SNC de la coordination musculaire intéresse grandement les neurophysiologistes.

La combinaison de l’analyse biomécanique et des techniques d’acquisition des signaux électromyographiques (EMG) a également révélé la présence de synergies de co-contraction agoniste/antagoniste dont l’existence était insoupçonnée. Par exemple, van Zuylen et al. (1988) ont montré que le triceps est activé pendant la supination de l’avant-bras, afin de compenser l’action de fléchisseur du biceps. Bien que le triceps ne contribue en rien à la supination de l’avant-bras, il assure la nullité du moment résultant fléchisseur/extenseur au coude. La présence de synergies cachées, en plus du recrutement hétérogène des motoneurones pendant la co-contraction des muscles agonistes/antagonistes a conduit Gielen et ses collaborateurs (ter Haar Romeny et al 1984 ; Jongen et al. 1989 ; van Zuylen et al. 1989) à proposer l’existence d’un mécanisme conduit de manière centralisée et destiné à contrôler l’inhibition ou la co-activation réciproque des motoneurones des muscles fléchisseurs/ extenseurs.

Pris ensemble, ces résultats suggèrent que bien que certaines synergies musculaires ne relèvent pas de la connaissance immédiate, elles n’en réalisent pas moins d’importantes fonctions liées aux nécessités de la tâche et aux contraintes biomécaniques. A la lumière de ces données, la définition de Macpherson sur les synergies musculaires pourrait devenir la suivante : **une synergie musculaire est un groupe de muscles agissant ensemble, dont les actions contribuent à l’efficacité du mouvement et à la stabilité de la posture.**

2.2 *Choix du mouvement*

2.2.1 **Détection des synergies**

Cette définition des synergies ne dit rien quant à la manière de les montrer. En effet, les activités musculaires peuvent être décrites en les associant de manière séquentielle. Par exemple, lors d'un mouvement de pointage par extension du coude (1 degré de liberté), on observe en terme de synergie musculaire un profil électromyographique triphasique (agoniste, antagoniste et enfin agoniste) (Wachholder et Altenburger, 1926).

La corrélation des activités musculaires et leur description dans le temps sous forme de synergie est fortement liée à la manière d'étudier le mouvement. En effet, soit par exemple, le cas d'un sujet humain effectuant un pointage par extension du coude, tout en marchant. Ces deux tâches sont a priori indépendantes. Si l'on étudie simultanément les activités musculaires liées aux membres mis en oeuvre lors de la marche et celles impliquées dans le pointage, il n'est pas aisé de discriminer, dans l'ensemble, des synergies séquentielles. Il est permis de supposer que la ou les synergies liées à la marche et celle liée au pointage, pour l'observateur externe, ne se dissocient pas de prime abord. Par un processus, l'amenant à répéter la mesure en variant les conditions expérimentales, l'observateur externe pourra réaliser une discrimination fonctionnelle. Par exemple, en demandant au sujet de pointer à divers instants du cycle de marche, le pattern triphasique lié au pointage et celui lié au cycle de marche se décorréleront.

Cette expérience fictive nous montre que la synergie à caractère chronologique est difficile à isoler lors de la réalisation simultanée de plusieurs mouvements. Un mouvement simple peut très bien mettre en évidence des synergies non-séquentielle comme des co-contractions nécessaires à la mise en oeuvre fonctionnelle du mouvement. L'observation sur plusieurs muscles des co-variations de l'activité EMG, dans ce cas, la variation des paramètres expérimentaux, permettra de dégager globalement les invariants des activités musculaires et de les définir comme une synergie.

2.2.2 **Un mouvement complexe**

Lorsqu'un sujet doit saisir et élever un objet initialement situé sur le sol, le SNC doit résoudre au moins deux problèmes. Il doit définir la trajectoire de la main pour atteindre une cible extracorporelle et il doit maintenir, simultanément, le centre de gravité à l'intérieur du polygone de sustentation. Ces aspects posturaux et spatiaux du mouvement ont jusqu'à présent été étudiés séparément.

Par exemple, la composante posturale du mouvement a été étudiée principalement à partir de la coordination posture/mouvement et des mécanismes d'ajustements posturaux sous-jacents.

Ainsi, les régulations par ajustements anticipatoires sont-ils déclenchés avant l'élévation du bras (Zattara et Bouisset 1986), du tronc (Gurfinkel et al. 1981, Crenna et al 1987) ou des mouvements des doigts (Mouchnino et al. 1992) et ceci dans le but de minimiser les perturbations de la posture causées par des mouvements exécutés dans l'espace intrinsèque sans contraintes visuo-spatiales. Un tel contrôle postural compensatoire est nécessaire pour maintenir l'orientation spatiale

du corps avec un référent gravitaire. Néanmoins, durant ce temps de réaction posturale, le SNC est impliqué dans le calcul des mouvements inter-segmentaires qui permettent à la main de bouger pour atteindre la cible, dans le cas d'un mouvement orienté vers un objectif visuel.

De même, les mouvements du bras ont été étudiés à travers une variété de tâches différentes (Abend et al. 1982, Soechting 1984, Flash et Hogan 1985, Marteniuk et al. 1987, Ostry et al. 1987) sans prendre en compte la stabilisation requise pour maintenir l'équilibre. Les invariants cinématiques des trajectoires de saisie avec le bras ont été étudiés dans le but de comprendre, par exemple, dans quels espaces ou schémas de coordonnées le cerveau représente le mouvement et quelles sont les règles qui gouvernent la sélection d'une trajectoire spécifique parmi une infinité de trajectoires possibles.

Les observations expérimentales ont montré que durant le mouvement de saisie, les sujets humains tendent à générer avec les mains des trajectoires qui sont approximativement droites avec un profil de vitesse en forme de cloche (Morasso 1981, Jeannerod 1984). Ces résultats suggèrent l'existence d'une classe d'équivalence pour les mouvements. Cette classe d'équivalence porte sur les trajectoires qui suivent des formes géométriques (Hollerbach et Flash 1982) quelques soient la vitesse, la distance ou la charge contraignant le mouvement. De plus, les trajectoires rectilignes de la main semblent attester du fait que la commande motrice est représentée de manière centralisée en terme de trajectoire spatiale. De même, la trajectoire curviligne des effecteurs distaux suggère une planification locale dans un repère intra-corporel. Cette planification peut être complétée par un contrôle du mouvement dans un repère articulaire, comme c'est le cas pour le couplage angulaire lors du déplacement du coude et de l'épaule, mis en évidence durant un trajet de la main en ligne droite (Soechting et Lacquaniti 1981). Plus récemment, Flanders et al. (1992), à partir d'études sur les erreurs que font les sujets lors de pointages sur des cibles mémorisées, a émis l'hypothèse que les mouvements de la main sont planifiés dans un repère à coordonnées polaires qui serait centré sur l'épaule. Ces résultats contradictoires montrent clairement que pour ce qui relève de la planification, l'origine du repère et sa nature restent des questions ouvertes auxquelles la présente étude ne répondra pas.

De plus, par rapport à la question du choix du repère, se pose la question de la nature de la contrainte servant à choisir le mouvement dans la redondance articulaire. Par exemple, la taille de la cible (Soechting 1984), la minimisation du jerk (Flash et Hogan, 1985), le couple articulaire (Uno et al. 1989) ou les fonctions de coût (Nelson 1983) sont des contraintes possibles.

Dans un mouvement multi-articulaire, comme celui mis en oeuvre lors du ramassage et de la repose d'un objet situé sur le sol, l'étape de programmation est plus complexe. Le SNC doit calculer la trajectoire en la choisissant parmi les nombreuses trajectoires virtuellement possibles. Ceci à cause de la redondance des muscles, des articulations et des contraintes posturales, comme celle du maintien du centre de masse à l'intérieur du polygone de sustentation.

Une telle tâche semble a priori être un mouvement réalisé par un programme moteur unique et flexible (Schmidt, 1991). Toutefois cette tâche présente une phase de stabilisation avant repose de l'objet au sol. Or, Crenna et Frigo (1991) montrent que pour les muscles Jambier Antérieur et Soléaire il existe des inhibitions liées aux anticipations posturales. On peut se demander si de telles anticipations posturales existent durant cette phase de stabilisation. Ce point de stabilisation pourrait permettre, par le biais d'une fonction calculée à partir du signal électromyographique (EMG), de décomposer la tâche en 2 mouvements, une première étape de saisie de l'objet avec stabilisation puis une deuxième étape comportant la repose de l'objet.

En partant du point de vue de Bernstein (1967) sur la gestion de la commande par synergie musculaire, essayons de vérifier l'existence de synergies lors d'une tâche complexe de ramassage d'un objet au sol avec repose. Nous rechercherons les synergies de type co-variation au sein d'un sujet puis au sein du groupe.

2.3 L'activité musculaire à travers le signal électromyographique ou que peut exprimer le signal EMG de surface ?

Le signal myoélectrique mesuré par électrode de surface bipolaire est généralement (De Luca 1979, De Luca 1995) assimilé à un signal de type aléatoire. Ceci est dû à la nature aléatoire de l'excitation des unités motrices situées sous les électrodes. L'intervalle d'excitation d'une unité motrice est distribué aléatoirement avec un taux d'excitation moyen d'une dizaine par seconde. Au fur et à mesure de l'augmentation du nombre d'unités motrices recrutées, le taux d'excitation moyen augmente et l'activité du pool d'unité motrice suit un processus gaussien. L'activité électrique instantanée relevée par les électrodes peut être décrite comme une variable aléatoire de moyenne temporelle nulle. La variance du signal myoélectrique est donc fonction du niveau de contraction musculaire (De Luca 1979). Cette relation est couramment admise et permet de décrire le niveau de contraction musculaire par l'amplitude du signal myoélectrique (Hof et Van den Berg 1977).

Dans le cas d'une étude portant sur plusieurs individus, le niveau d'activité musculaire relevé n'est pas aisément comparable d'un sujet à un autre, sans normalisation. Tout au plus est-il possible pour un sujet, au cours d'une série de mesures de comparer les niveaux d'activité électrique d'un muscle donné, à condition de ne pas avoir déplacé les électrodes. Dans le cadre de cette étude, plusieurs enregistrements de signaux EMG provenant de plusieurs sujets seront comparés après normalisation. Cette comparaison se fera sur la base de la forme globale de l'amplitude du signal et non sur sa valeur. Dans ce cas, et a priori, la normalisation peut être des plus sommaires. Toutefois, comme la description d'éventuelles synergies nécessite l'analyse des co-variations du signal EMG pour différents muscles, la quantification de cette co-variation et sa comparaison nécessite une normalisation étudiée afin de minimiser le bruit.

3. Matériel et méthodes

3.1 *Protocole expérimental*

3.1.1 Description de la tâche

La tâche que nous allons étudier consiste pour un sujet en station verticale, à ramasser avec les deux mains un objet dont le point de prise est à 15 cm du sol, à le maintenir devant lui, les bras à l'horizontale, puis à le reposer.

3.1.2 Contraintes de réalisation

Le réalisation de la tâche va être contrainte afin de tester l'effet de la vitesse et l'effet de la distance. Pour tester l'effet de la distance, l'objet à saisir est placé à 2 distances de l'extrémité plantaire, 5 cm et 45 cm, distances désignées respectivement par près et loin. Quant à l'effet de la vitesse, deux vitesses de réalisation de la tâche seront testées. La vitesse de réalisation spontanée de la tâche sera la vitesse de référence ; cette vitesse sera qualifiée de normale. Le sujet doit par ailleurs également exécuter la tâche le plus vite possible, d'où la qualification de rapide.

Les sujets sont contraints à toujours adopter la même posture de départ les bras relaxés devant eux, croisés à hauteur du nombril, le regard dirigé droit devant eux. Cette contrainte est liée à l'instrumentation, qui, pour des raisons d'acquisitions, doit permettre une vision sans masquage du marqueur de position de la hanche.

Au début de la tâche, la paume des mains est orientée vers le nombril, la barre est parallèle au plan frontal, ce qui conduit le sujet à faire une supination du poignet. Il est également demandé au sujet d'effectuer la tâche sans discontinuité.

Ils doivent maintenir l'objet saisi devant eux avec les deux mains pendant deux secondes. Ce temps de maintien leur est propre, aucune indication quant à la durée effective de maintien ne leur étant fournie durant la tâche. La fin de la tâche est atteinte lorsque le sujet reprend une station verticale, les bras à nouveau relaxés.

3.2 *Sujets*

6 volontaires, âgés de 18 à 35 ans, sans pathologie neuromusculaire et sans pathologie sensorielle, ont été les sujets pour la tâche de saisie et de repose d'un objet au sol.

Les sujets ont reçu les consignes suivantes :

Se mettre en position debout stabilisée, le regard droit devant eux.

Saisir des deux mains une barre en bois posée devant eux.

Élever la barre devant eux, en ayant les bras approximativement horizontaux.

Reposer la barre devant eux, sans contrainte du lieu de repose.

Reprendre la position de départ.

3.2.1 Déroulement des essais

Préalablement à l'expérimentation, les sujets se sont familiarisés aux 4 conditions expérimentales durant une période d'essai de 2 minutes, où ils peuvent réaliser la tâche requise autant de fois qu'ils le désirent.

L'expérimentateur indique par un signal oral le départ de chaque essai. L'essai comporte un enregistrement de signaux cinématiques et EMG, qui démarre à environ 1 seconde avant le début de la tâche et se termine à environ 1 seconde après sa fin.

Trois essais par condition expérimentale ont été enregistrés. Entre chaque série d'essais, le sujet a une pause de 2 minutes.

L'ordre d'acquisition des séries d'essais est le suivant :

près-normale, près-rapide, loin-normale, loin-rapide

Cet ordre est le même pour tous les sujets. Pour chaque sujet, il y a 12 essais (4 conditions*3 essais).

3.3 *Matériel*

L'objet à saisir est un barreau en bois d'une masse de 1,8 kg, d'une longueur de 40 cm, d'un diamètre de 7 cm ; celui-ci est fixé sur un support de 15 cm de hauteur.

3.3.1 Système d'acquisition du mouvement

Les mouvements des différents segments corporels ont été enregistrés avec un système d'acquisition optoélectronique de marque ÉLITE TM (BTS).

Ce système échantillonne à 100 Hz la position du marqueur, réfléchissant et d'un diamètre de 0,5 cm, collé sur la peau du sujet. Cette position est calculée par triangulation à partir des images enregistrées par deux caméras focalisant le ou les marqueurs. Dans la présente étude, les deux caméras sont fixées sur un pied vertical et situées respectivement à 1 et 2 mètres du sol. Elles focalisent la partie gauche du sujet et sont situées à une distance de 3 mètres du plan sagittal de la tâche. Onze marqueurs sont fixés sur la partie gauche du corps aux endroits suivants :

- la tête : au niveau du canthus externe de l'oeil et sur le méat de l'oreille
- les membres supérieurs : au niveau de l'épaule, sur l'acromion, sur le coude (condyle latéral), sur le poignet et sur la main (5° métacarpophalange)
- le tronc : au point d'intersection d'une ligne verticale axillaire et d'une ligne horizontale dorso-thoracique menant à la base du sternum.
- les membres inférieurs : au niveau de la face externe de l'articulation de la hanche (grand trochanter), l'articulation du genou (l'espace inter-articulaire), l'articulation de la cheville (malléaire externe) et la face supra-externe du 5° métatarsophalange du pied.

Les paramètres cinématiques (position, vitesse, accélération) sont calculés à partir d'images prises par intervalles de 10 ms (fe : 100 Hz). Le champ analysé par les caméras est de 1,5m par 2m.

La précision pour les déplacements linéaires est de 1 à 1,5 mm et de 1,5° pour les positions angulaires calculées. Cette précision est absolue et concerne des marqueurs sur un sujet humain.

3.3.2 Système d'acquisition électromyographique

L'activité électromyographique (EMG) de surface a été enregistrée par télémetrie (Telemg, BTS) à l'aide d'électrodes bipolaires. Le gain avant acquisition est de 1000. Le signal subit un filtrage passe-bande (10-250 Hz) avant échantillonnage. La fréquence d'échantillonnage est de 500 Hz ($T_e = 2$ ms).

On a fait l'acquisition simultanée des 6 muscles suivants :

Jambier Antérieur, Soléaire, Biceps Crural, Vaste Externe, Grand Droit Abdominal, Long Dorsal.

Les électrodes ont été placées sur les ventres musculaires.

Exemple de relevé électromyographique sur la figure 1:

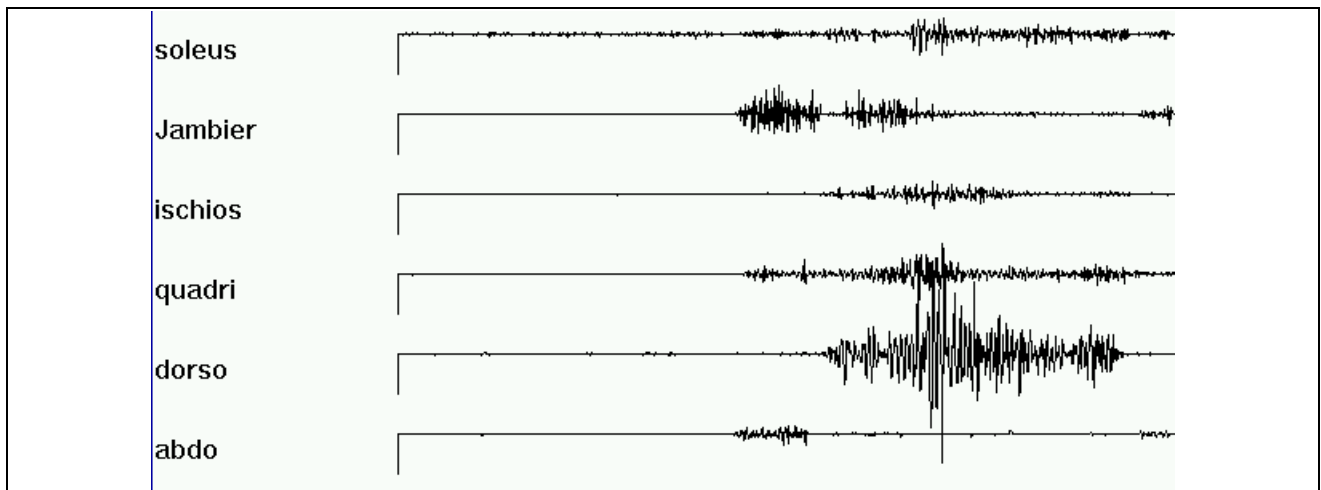


Fig1: Visualisation des données brutes

3.4 Traitements des données

Les traitements vont déterminer si, d'un point de vue de la durée de la tâche, il existe une différence significative ($p < 0,05$) suivant les conditions expérimentales. Puis nous chercherons à savoir s'il est possible de découper la tâche, et finalement nous chercherons à décrire des synergies sous la forme de co-variation de l'activité EMG pour les muscles impliqués dans les mouvements de saisie et de maintien postural.

3.4.1 **Segmentation de la tâche**

Les traitements des données sont effectués après les acquisitions des données ; de ce fait, la détermination du début et de la fin du mouvement est réalisée a posteriori. Pour déterminer le début et la fin de la tâche, le mouvement d'un marqueur sera détecté. Autrement dit, comme le mouvement d'un marqueur correspond à une vitesse non-nulle de celui-ci, la vitesse de déplacement curviligne du marqueur nous fournira un indicateur sur le début et la fin de tâche. Le choix du marqueur de référence est fait par rapport à deux critères : la précocité et la reproductibilité. La tâche consiste en une flexion des genoux avec une inclinaison du tronc vers l'avant, simultanément à un mouvement des bras vers l'avant. La tête étant le segment le plus éloigné du centre de rotation instantané, on estime comme suffisamment précoce la détection du début du mouvement effectué grâce à un marqueur de la tête. Le besoin de reproductibilité de la mesure exclut le marqueur situé sur le canthus externe de l'oeil. Celui-ci décrit un mouvement dont la période est celle des oscillations de la tête : or, pour la tâche spécifiée, le mouvement de la tête n'est pas précisé. Par élimination, le marqueur situé sur le méat externe de l'oreille a été retenu.

A partir de ce marqueur vont être déterminées le début et la fin du mouvement. La date de début de mouvement est fixée comme étant celle où la vitesse curviligne de ce marqueur est égale à 10% de sa vitesse maximale (Darling et al. 1988). La date de fin de mouvement est fixée de manière analogue ; elle correspond au passage sous le seuil de 10% de la vitesse curviligne après que le sujet ait effectué toutes les phases de la tâche.

3.4.2 **Date de saisie et date de repose de l'objet.**

Après observation des vitesses et des positions enregistrées des 13 marqueurs pour quelques essais, la vitesse curviligne du marqueur de l'oreille a été retenue comme indicateur de l'instant de saisie et de repose. Lorsque la vitesse curviligne atteint un minimum, la tête est momentanément immobile. Juste avant cet instant correspond une redéfinition des mouvements effectués par les segments moteurs. D'après la figure 2, la date de saisie de l'objet peut être définie comme le premier minimum de cette courbe. De manière semblable, la date de repose est définie pour le troisième minimum.

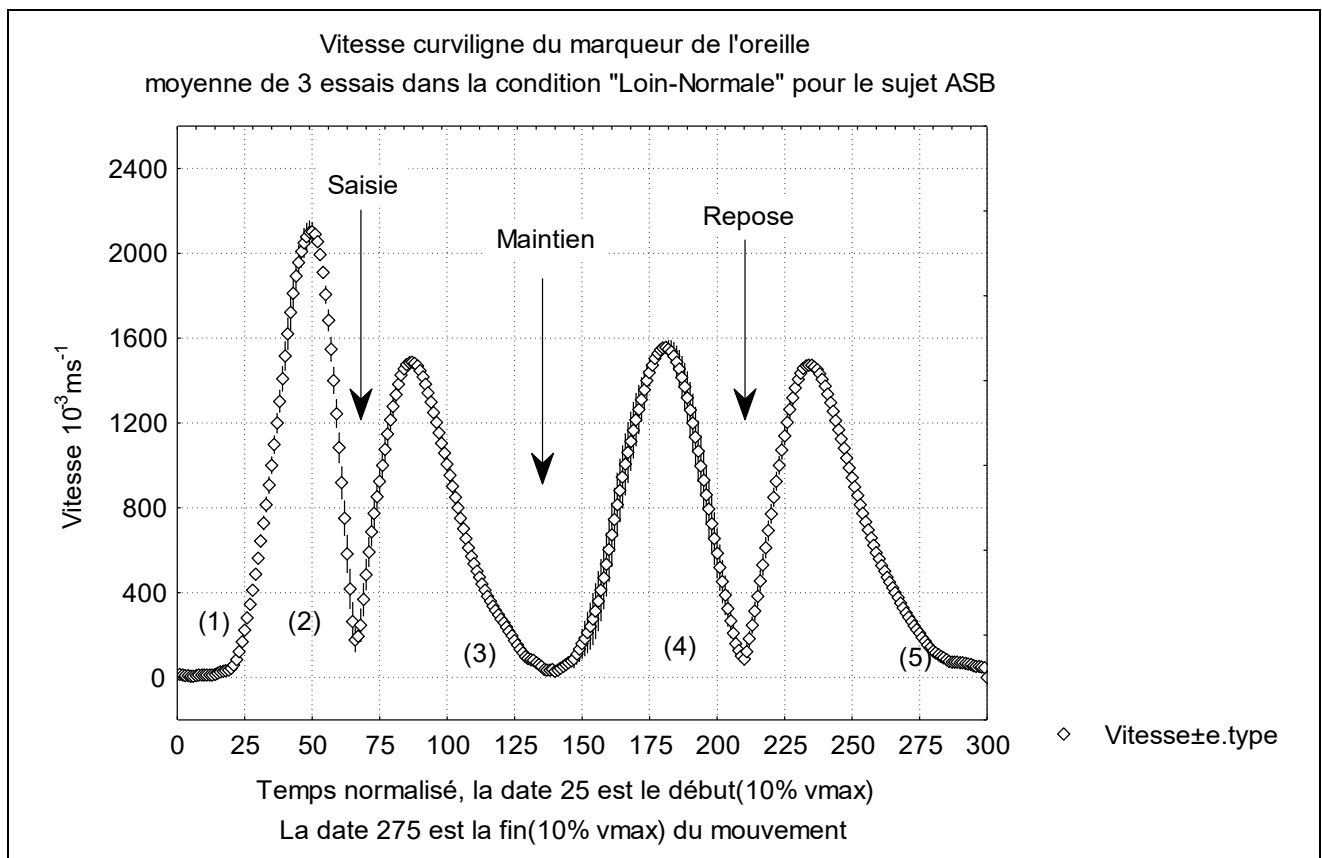


Fig 2 : Représentation graphique de la vitesse curviligne du marqueur de l'oreille

3.4.3 Équivalence du mouvement et son découpage

L'analyse de cette tâche peut se décomposer en l'étude de 5 phases repérées par des numéros entre parenthèses sur la figure 2:

- 1) L'étude des ajustements posturaux anticipés (Crenna et Frigo 1991)
- 2) L'étude de la phase d'atteinte conduisant à la saisie de début de tâche
- 3) L'étude de la phase d'extension conduisant à la stabilisation posturale
- 4) L'étude de la phase de flexion conduisant à la phase de repose
- 5) L'étude de la phase d'extension conduisant à la stabilisation posturale de fin de tâche.

L'étude de ces 5 phases peut être menée a priori de manière disjointe. Il a été choisi ici de regrouper certaines phases.

Dans un premier cas de figure simple, la première partie de la tâche pourrait être étudiée comme consistant en la saisie avec stabilisation de la posture. La deuxième partie consiste en la repose puis en la restabilisation posturale. Cette décomposition conduit à l'étude de deux mouvements.

Si l'observation fonctionnelle permet de définir des phases dans un mouvement conduit, on peut se poser la question de la pertinence de sa décomposition en deux mouvements d'un point de vue des signaux EMG.

Comme l'étude des synergies nécessite l'étude des signaux EMG et donc l'hypothèse qu'ils reflètent la commande permettant la réalisation de la tâche, c'est leur examen qui devrait définir la segmentation. Un traitement recherchant un invariant va être construit. Il permettra la décomposition de la tâche en deux mouvements.

L'information contenue dans les signaux EMG ne se situe pas seulement dans l'amplitude des bouffées d'activités mais aussi dans les silences séparant ces bouffées (Crenna et Frigo 1991). Remarquons qu'il est difficile de comparer l'amplitude de bouffées EMG, car celles-ci sont fonction du niveau d'activation musculaire propre à chaque sujet. Un invariant va être recherché lors de la réalisation de la tâche sur les 6 groupes musculaires et parmi les silences observés.

La recherche d'un invariant parmi les silences musculaires pourrait se faire en recherchant une configuration particulière parmi les silences observés chez le sujet. Or, un préexamen visuel des patterns EMG ne nous a pas permis de détecter une configuration particulière parmi les silences. Tout au plus observons- nous une coïncidence de plusieurs silences sur les 6 voies EMG étudiées lors de la phase de stabilisation posturale après la phase de saisie.

Il a été retenu, comme critère de découpage, la recherche de la coïncidence de silences la meilleure au sens de l'écart-type. Ainsi, la dépendance de ces coïncidences aux conditions expérimentales pourra être vérifiée par l'outil statistique.

L'apparition de cette date, lorsque l'on restreint sa recherche à l'intervalle compris entre les dates de saisie et de repose de l'objet, va également être étudiée.

La date de coïncidence obtenue correspond à la date moyenne d'apparition des silences. Physiquement, cette date ne correspond à rien. Elle présente l'intérêt de définir le milieu d'une zone de coupe. Ainsi, si une telle date existe et est statistiquement significative dans la tâche, celle-ci pourra être segmentée à partir de l'observation des signaux EMG.

3.4.4 Méthode de recherche de la meilleure coïncidence de silence

La recherche des meilleurs silences se fait en 2 étapes, à l'aide de l'EMG des 6 muscles étudiés :

- Un recodage de l'activité EMG afin de discriminer les silences dans les enregistrements EMG de chaque muscle étudié au cours d'un essai.
- Une recherche de la meilleure coïncidence des silences dans le signal EMG dans l'enregistrement des 6 muscles

3.4.4.1 Recodage de l'activité EMG.

Pour discriminer les silences des bouffées d'activité, on doit définir un seuil au-dessous duquel le signal EMG observé est considéré comme un silence. Le seuil est fixé de manière relative à l'activité Root Mean Square (RMS) totale ou racine carrée de la moyenne temporelle de l'activité quadratique totale, pour chaque voie (muscle) du signal EMG pour l'essai entier (La justification de cette normalisation est donnée au §3.4.5).

Étant donnée la nature aléatoire du signal, pour que ce seuil puisse être considéré comme atteint, il faut que le signal reste sous ce seuil durant un laps de temps donné.

Un seuilleur fonctionne de manière analogue à un interrupteur. Si le signal est sous un seuil depuis un certain temps, le seuilleur passe à un état actif, sinon il est en permanence à l'état de repos.

Toutefois, ce mécanisme de maintien ne nous a pas semblé suffisant. Comme tout seuilleur que l'on cherche à rendre sensible aux silences de petite durée, celui-ci présente un phénomène de rebond. Aussi, pour éviter des oscillations intempestives, convient-il de lisser la fonction décrivant son état au cours de la tâche. La fonction résultante après lissage se trouve dans le domaine continu. Pour retrouver un état discret, la fonction lissée sera seuillée.

Une fois obtenu un descripteur des silences, la date d'apparition du silence sera considérée comme étant celle qui correspond à sa date moyenne (c'est-à-dire à la date du milieu du silence).

Après examen visuel sur de nombreux enregistrements, nous choisissons le temps de maintien de 24 ms ($12 \text{ points} \cdot T_e$, $T_e = 2 \text{ ms}$) et le seuillage à $1/80$ de la valeur RMS totale.

Ces paramètres, choisis de manière empirique, donnent des résultats satisfaisants comme peut en attester l'exemple suivant :

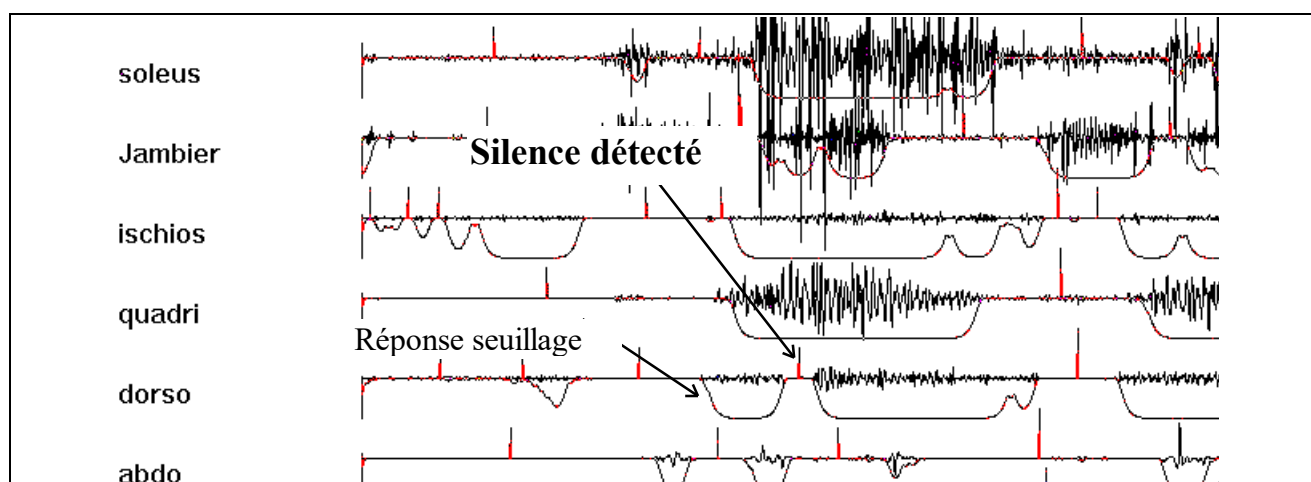


Fig. 3 : Seuillage des EMG, le trait tireté vertical représente le milieu du silence entre 2 bouffées.

3.4.4.2 Recherche du meilleur silence coïncident

Cette étape des traitements consiste à parcourir l'espace des dates d'apparition des silences et à choisir la meilleure coïncidence de celles-ci parmi les 6 voies. Grâce à ce traitement, à chaque voie EMG est associée un ensemble de dates décrivant l'apparition des silences, sans toutefois décrire leur durée.

Soit une liste de 6 dates associées à chacune des 6 composantes, chaque composante décrit une date de silence pour une voie. La collection des 6 ensembles de dates peut être décrite par un ensemble des listes. Pour construire ces listes, on décide de prendre comme critère l'écart-type de la moyenne des dates des 6 composantes. L'écart-type décrit, dans ce cas, le recouvrement des dates de silence. Plus l'écart-type calculé à partir des 6 dates de la liste sera petit, meilleure sera la coïncidence temporelle de ces dates.

L'ensemble des listes combinatoirement possibles est parcouru. La liste qui présente le plus faible écart-type de ses composantes est alors retenue. La liste ainsi obtenue sera décrite par la date moyenne de ses composantes. Cette recherche de meilleure coïncidence sera faite sur deux ensembles de dates possibles. Un premier ensemble qui s'étend de la date de début à la date de fin de tâche et un deuxième ensemble qui s'étend de la date de saisie à la date de repose.

A chaque essai, on associera ces deux événements datés, puis nous ferons une anova sur ces dates pour tester l'hypothèse du maintien de ces événements dans le même temps relatif à la durée de la tâche.

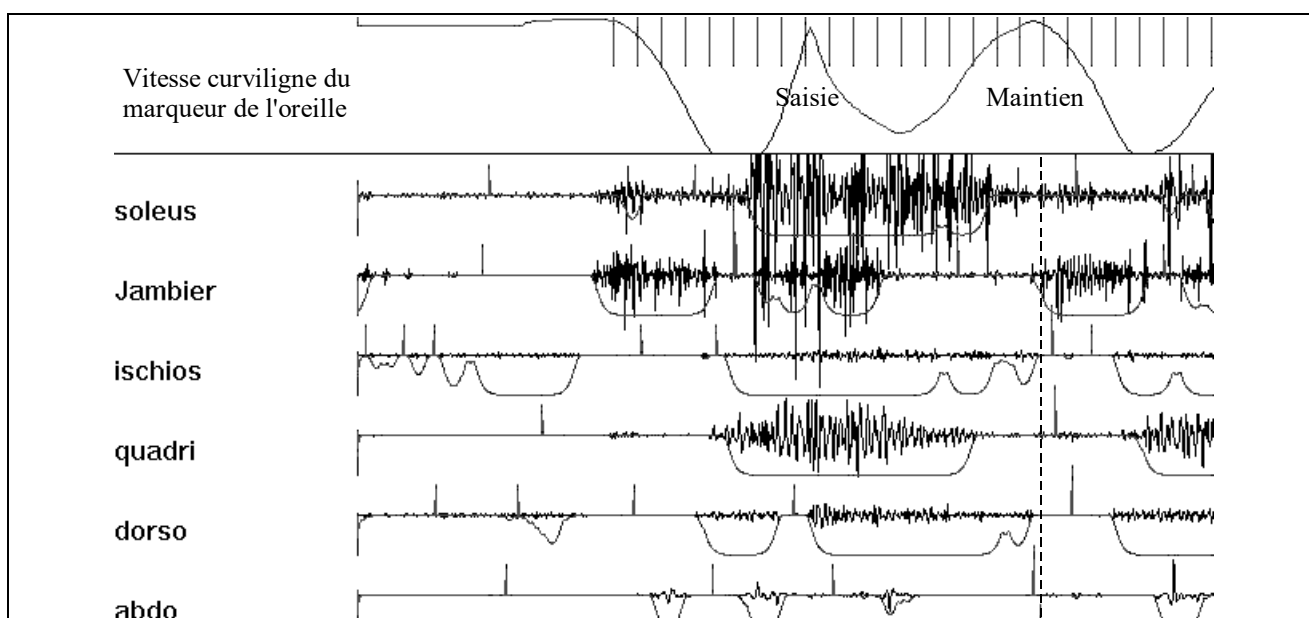


Fig. 4 : Vue du seuillage avec vitesse curviligne pour le marqueur de l'oreille. La date moyenne retenue pour cet essai est montrée par la ligne tiretée verticale

3.4.5 Normalisation en durée

Comme la durée de la tâche n'est pas identique entre deux essais pour un même sujet, une mise à l'échelle ou normalisation temporelle doit être réalisée pour pouvoir comparer les activités EMG et les enregistrements cinématiques. Dans l'hypothèse du programme moteur de Schmidt (1991), cette mise à l'échelle est possible dans la mesure où deux activités réalisées à des vitesses différentes ont, proportionnellement à la vitesse d'exécution, le même pattern d'activité EMG. Toutefois, une normalisation temporelle ne consiste pas en un simple rééchantillonnage du signal brut. En effet, cela n'est pas possible, car le contenu spectral du signal EMG brut serait modifié par le rapport d'interpolation lors du rééchantillonnage (Manneville et Esquieu, 1989). Autrement dit, un étirement du signal conduit à un glissement des fréquences le composant vers le bas du spectre, de

manière analogue au son produit par un disque vinyle joué au ralenti. La modification spectrale du signal ainsi induite ne permet pas sa sommation directe, nécessaire pour le calcul d'un signal moyen. En effet, si la sommation de deux signaux de réponses spectrales en $1/f$ conserve l'allure spectrale en $1/f$, la sommation de deux signaux de réponses spectrales différentes ne permet pas de prédire la réponse spectrale du signal sommé. Or, si le contenu spectral est trop altéré, la réponse en amplitude, source d'information sur le niveau de contraction du muscle, peut être modifiée sans rapport avec la réalité expérimentale.

Nous sommes donc obligés de travailler sur l'enveloppe du signal EMG, seule source d'information pour notre protocole. A partir de cette enveloppe, le signal EMG est sous-échantillonné afin de le normaliser en durée. Ce sous-échantillonnage n'est possible qu'après un filtrage de l'enveloppe, afin d'éviter un repliement de spectre. Shannon a montré qu'un signal source échantillonné à une fréquence inférieure au double de sa fréquence maximale présente un artefact dû à l'effet dit effet de repliement de spectre. Ce filtrage est nécessaire, et peut se faire soit par intégration du signal redressé, soit par calcul de sa valeur RMS (notion précisée au §3.4.6).

La normalisation temporelle comporte une précaution liée au niveau d'activité du signal. En effet, l'amplitude de l'activité EMG reflète le niveau de contraction du muscle. Or, si l'on étire la courbe, son amplitude globale doit être réduite de telle sorte que son intégrale, reflétant le travail musculaire, reste du même ordre de grandeur après étirement. Parcequ'elles ne sont pas l'objet de cette étude, les grandeurs cinématiques ne seront pas corrigées en amplitude lors de la normalisation de leur durée.

3.4.6 Normalisation en amplitude

Le niveau de complexité choisi pour décrire les synergies dépend de la reproductibilité de la mesure. Or, s'il est possible de donner un sens à un enregistrement de 6 voies EMG, ne serait-ce que de décrire les états d'activité de manière fonctionnelle, il est plus délicat, à notre sens, de décrire un invariant individuel voire global pour un échantillon homogène. En effet, s'il est permis de comparer les niveaux d'activité EMG d'un muscle entre essais sur un même individu, il est très délicat de comparer des niveaux d'activités EMG entre individus, qui a priori ne présentent pas le même niveau d'activation musculaire pour une même condition.

Si l'on veut comparer deux grandeurs, il faut les mettre à la même échelle. Pour Flanders (1992), par exemple, la mise à échelle ou normalisation, passe par une recherche du gain statique de la chaîne effecteur-capteur. La normalisation est faite par rapport à la valeur maximale absolue relevée au cours du signal.

Nous proposons une autre approche basée sur la valeur RMS calculée sur toute la durée de l'essai. La grandeur RMS totale reflète le travail effectué par le muscle. Cette normalisation part de l'hypothèse suivante : quelque soit le sujet, quelques soient les conditions de mesures, si chaque sujet effectue le même mouvement dans les mêmes conditions expérimentales, alors toutes choses étant égales à elles-mêmes, le travail et donc l'activation RMS totale seront équivalents inter et intra

sujets. Toutefois, cela présuppose que la tâche demandée, le travail externe, est une fonction proportionnelle du travail interne. Par conséquent, chaque sujet doit réaliser la tâche dans des conditions de transformations énergétiques semblables. Le protocole choisi va dans ce sens car il ne demande pas d'effort maximal ou de tâche mettant en oeuvre des mécanismes de travail en endurance.

Pour vérifier le bien fondé de la méthode de normalisation proposée, celle-ci sera comparée à la normalisation construite sur la valeur maximale.

Par voie d'acquisition et par conditions expérimentales, nous calculerons un signal EMG moyen et un signal EMG écart-type à partir des signaux normalisés en temps et en amplitude. Pour pouvoir comparer la variabilité du signal EMG moyen, nous calculerons le taux de variation instantané. Ce taux de variation est obtenu par le rapport de l'écart-type sur la moyenne. A chaque méthode de normalisation peut être associé un taux de variation moyen. Plus celui-ci est faible, meilleure est la méthode de normalisation. En effet, on peut comprendre de manière intuitive que la sommation des différents niveaux augmente le bruit du signal sommé. Une bonne métaphore est celle de la chorale, si tous les choristes chantent à des niveaux très différents, l'auditeur pourra toujours identifier la mélodie, bien que celle-ci ressemble plus à un bruit qu'à une mélodie. Le taux de variation est indicateur de dispersion relative des valeurs sommées, et donc du facteur de bruit.

C'est à l'aide de ce critère que l'on comparera les deux méthodes de normalisation décrites préalablement.

3.4.7 Grandeur RMS du signal EMG

La normalisation d'un signal EMG dans le temps nécessite l'extraction de son enveloppe d'amplitude. Étant donné que la variation de l'amplitude du signal EMG se fait sur des durées de 50 à 100 ms, le nombre de points décrivant l'amplitude du signal peut être réduit. La courbe décrivant l'évolution de l'amplitude passe de 500 points par seconde à 50 points. Pour que ce sous-échantillonnage puisse être possible, il faut filtrer le signal pour éviter un repliement de spectre. On choisit de filtrer à 20 ms ($500 \text{ Hz}/50 \text{ Hz}=20 \text{ ms}/2 \text{ ms}$). Autrement dit, 20 ms du signal EMG brut vont être décrits par une grandeur, fonction du niveau d'activité du dit signal. Afin de vérifier le bien fondé de ce choix de 20 ms, on le confrontera avec un filtrage sur 60 ms. Ce choix de 20 ms est dû à l'importance de la phase. En effet, si, pour un signal EMG donné, l'évolution des bouffées peut être décrite par une grandeur toutes les 50 à 100 ms, le début de la bouffée est relativement précis. Dans des mouvements balistiques, Gielen et al. (1995) a montré l'importance de cette précision. Cette phase peut être une information pertinente pour les synergies, bien que le mouvement étudié ne soit pas balistique.

La fonction de description du niveau d'activité du signal EMG sur une période de 20 ms va être la fonction RMS. Par rapport à un redressement avec simple intégration, cette fonction présente l'avantage d'exprimer une grandeur dont la dimension est celle d'une énergie.

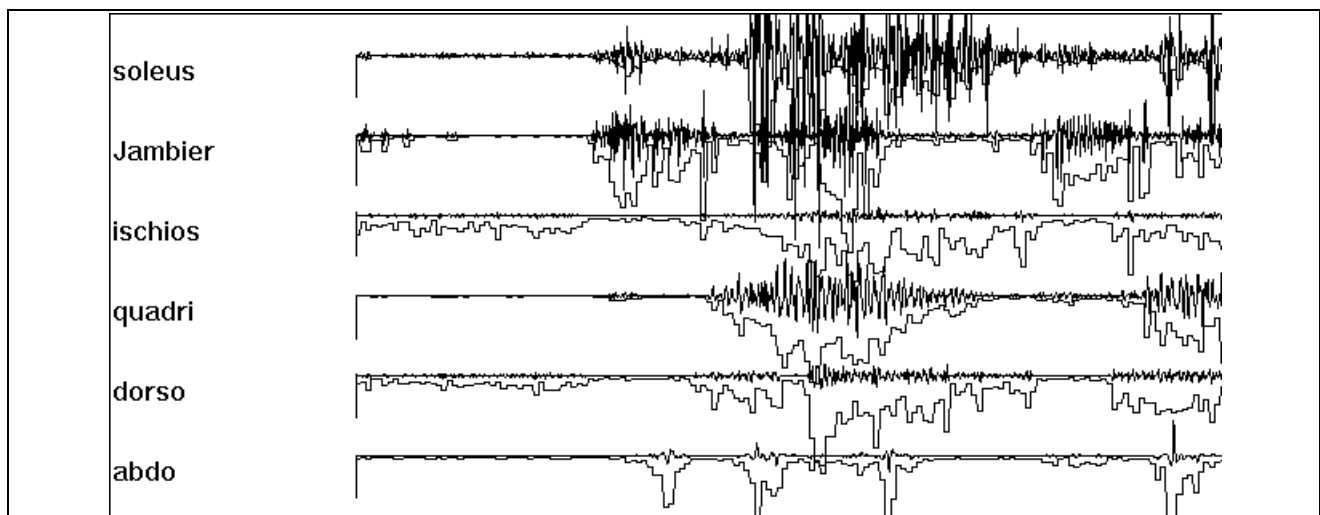


Fig. 5 : Vue du signal EMG avec en-dessous la valeur RMS par fenêtre de 20 ms.

3.4.8 Taux de variation du signal EMG

Comme toutes les moyennes de signaux EMG nous donnent l'écart-type et donc la dispersion des valeurs moyennées, il est intéressant de comparer le taux de variation (écart-type/moyenne) pour les signaux EMG d'une moyenne obtenue pour un sujet et pour le groupe. Nous comparerons les taux de variation pour les 2 techniques de normalisation en amplitude et pour 2 constantes d'intégration du signal EMG avec la technique de normalisation par intégration totale.

3.4.9 Cross-corrélation

La fonction de cross-corrélation est définie comme la valeur de la corrélation de deux fonctions pour tous les déphasages d'une fonction par rapport à l'autre. La cross-corrélation est fonction du déphasage dans le temps de ces deux fonctions. Concrètement, elle donne un taux de ressemblance entre deux fonctions. Ainsi, si la fonction de corrélation est proche de l'unité, les deux fonctions corrélées sont assez semblables.

La signification de la cross-corrélation peut être donnée par un test statistique. Il consiste à comparer le taux de cross-corrélation d'une des fonctions et d'un signal aléatoire avec le taux mesuré. Le problème pratique d'un tel test est que si les fonctions cross-corrélées sont fortement auto-corrélées, autrement dit continues et non-aléatoires, alors ce test n'est plus significatif à notre sens. En effet, ce test a un sens dans la mesure où les signaux cross-corrélés ne sont pas auto-corrélés.

Nous estimons que nos signaux présentent un bon taux de cross-corrélation si le taux de recouvrement est supérieur à 75% des points ou de manière équivalente si le taux de corrélation est supérieur à 0,866 ($0,866 \times 0,866 \cong 75\%$). A partir des signaux EMG normalisés en durée et moyennés pour chaque individu sur les 6 voies, nous calculerons une matrice de corrélation. Nous effectuerons une cross-corrélation pour les signaux EMG normalisés et moyennés à tous les individus pour les 6 voies, dans les 4 conditions expérimentales.

3.4.10 Traitements statistiques

Pour les statistiques descriptives, la cross-corrélation, la matrice de corrélation et la régression linéaire seront utilisées. La signification des résultats se fera par l'utilisation de test d'hypothèse par ANOVA et par test post-hoc de type HSD à échantillon de taille non-égale. Seules les statistiques paramétriques seront utilisées.

4. Présentation des résultats

Le dépouillement des données cinématique nous a conduit à exclure un individu de notre échantillon. En effet, les contraintes expérimentales laissent le sujet entièrement libre quant à la manière de plier l'articulation des genoux. Or ce sujet est le seul à saisir l'objet sans plier l'articulation des genoux. Aussi restreignons-nous notre échantillon à 5 sujets pour conserver son homogénéité.

Lors de l'extraction informatisée des données pour certains traitements nous n'avons pu travailler sur tous nos essais, 3 essais sur les 55 viennent à manquer. Pour chaque dépouillement, l'effectif sur lequel porte nos traitements sera précisé.

Dans un premier temps, nous allons essayer de savoir si la durée pour effectuer la tâche est significativement différente en fonction des conditions expérimentales, puis nous essayerons de déterminer si nous devons étudier les synergies sur tout l'essai ou juste par phase du mouvement. Dans un troisième point, nous ferons une comparaison des activités EMG fonctionnelles. Enfin, nous présenterons les synergies observées.

4.1 Effet vitesse et effet distance sur la durée de la tâche

On se propose de tester l'hypothèse "La durée de réalisation de la tâche dépend des conditions expérimentales". Cette hypothèse est validée à l'aide d'une ANOVA ($p < 0,05$).

Conditions	Durée (en s) moyenne±écart-type	Effectifs
Loin_Rapide	3,47±0,34	14
Loin_Normale	4,95±0,62	11
Près_Rapide	3,45±0,28	15
Près_Normale	5,11±0,53	15
Toutes	4,21±0,91	55

Nous effectuons un test Post-Hoc HSD, les différences marquées "*" sont significatives pour $p < 0,05$.

	Loin_Rapide	Loin_Normale	Près_Rapide	Près_Normale
Conditions	M=34714,	M=49536,	M=34500,	M=51080,
Loin_Rapide		0,000164 *	0,999357	0,000164 *
Loin_Normale	0,000164 *		0,000164 *	0,854072
Près_Rapide	0,999357	0,000164 *		0,000164 *
Près_Normale	0,000164 *	0,854072	0,000164 *	

Nous constatons que l'effet vitesse est sensible ($p < 0,05$) sur la durée de la tâche. Il aurait été possible que la durée pour la condition "Loin-Rapide" soit équivalente à celle de "Près-Normal", il n'en est rien.

4.2 Comparaison des méthodes de normalisation d'amplitude

Soient les 3 méthodes de normalisation suivantes :

A : normalisation en amplitude, à partir de la valeur absolue maximale du signal EMG brut, moyennage des signaux par fenêtre RMS de 20 ms.

B : normalisation en amplitude, à partir de la valeur RMS pour la durée de l'essai à partir du signal EMG brut, moyennage des signaux par fenêtre RMS de 60 ms.

C : normalisation en amplitude, à partir de la valeur RMS pour la durée de l'essai à partir du signal EMG brut, moyennage des signaux par fenêtre RMS de 20 ms.

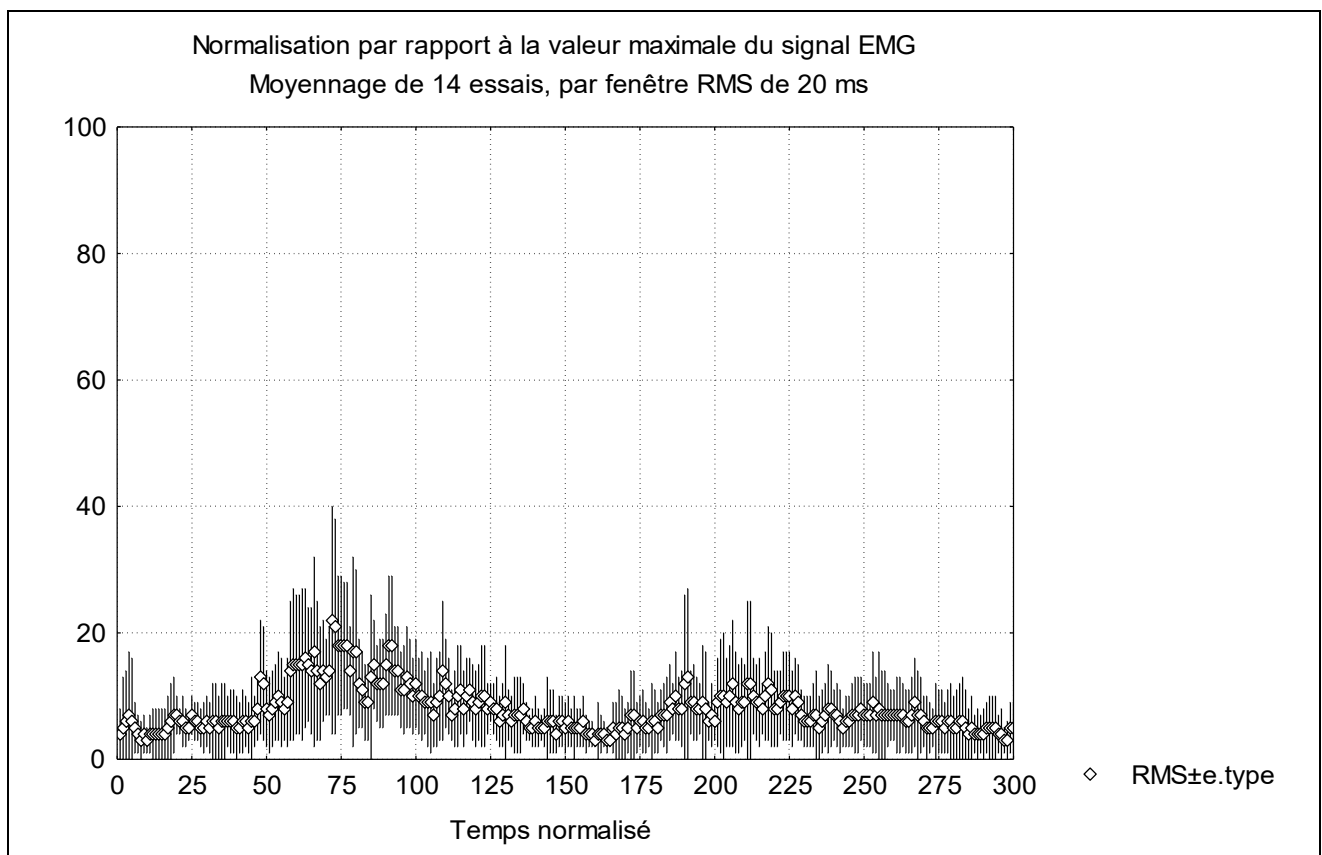


Fig. 6 : Présentation du signal EMG moyen (5 sujets, 14 essais) obtenu avec la méthode A, pour le muscle soléaire, dans la condition "loin-rapide".

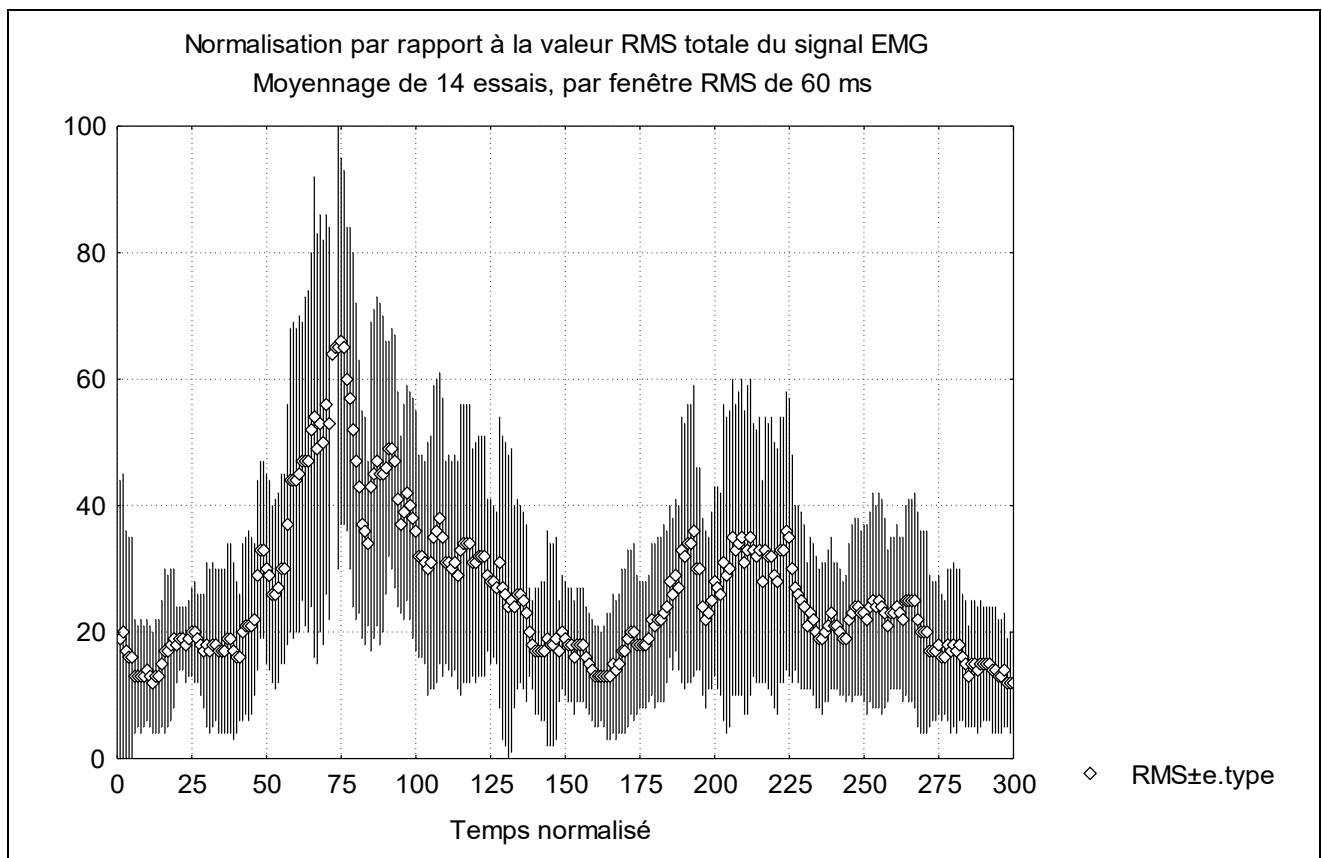


Fig. 7 : Présentation du signal EMG moyen (5 sujets, 14 essais) obtenu avec la méthode B, pour le muscle soléaire, dans la condition "loin-rapide".

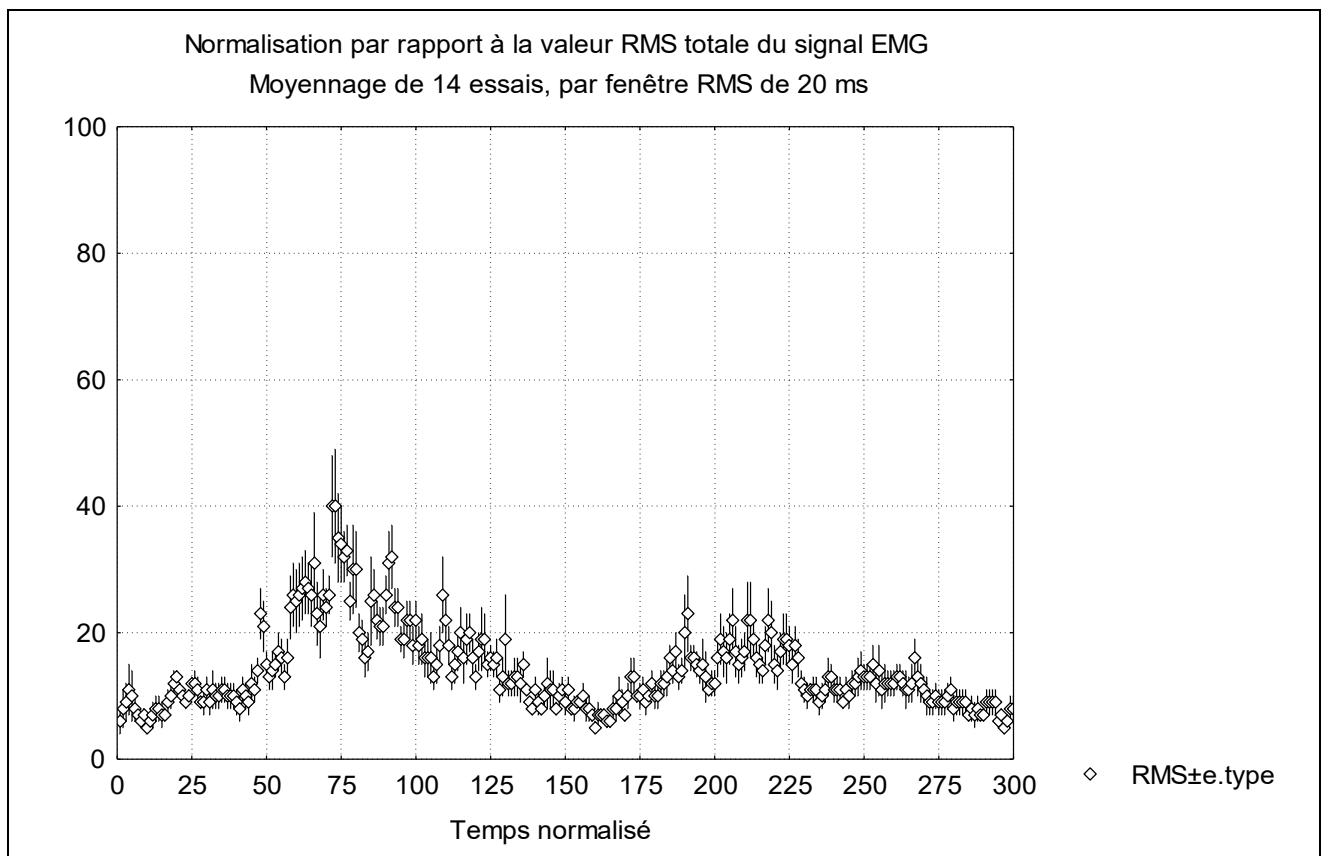


Fig. 8 : Présentation du signal EMG moyen (5 sujets, 14 essais) obtenu avec la méthode C, pour le muscle soléaire, dans la condition "loin-rapide".

Pour pouvoir comparer ces 3 méthodes, on compare les taux de variation moyens obtenus à partir des 300 points du signal normalisé en durée et en amplitude.

méthode de normalisation	taux de variation moyen \pm écart-type	effectifs
A	(76,3 \pm 18,9)%	300
B	(61,0 \pm 14,2)%	300
C	(19,2 \pm 4,5)%	300

L'étude du taux de variation moyen pour ces 3 méthodes nous montre que pour un calcul sur le signal moyen avec normalisation, par rapport au signal total et pour une fenêtre d'intégration de 20 ms, ce taux moyen de variation est le plus faible ($p < 0,001$). Cette méthode de normalisation va être utilisée pour la suite de l'étude.

4.3 *Décomposition de la tâche*

Pour pouvoir décomposer la tâche en différents mouvements, la dépendance des dates de saisie, de repose et de meilleure coïncidence EMG va être testée pour tous les essais des 5 sujets.

4.3.1 Sensibilité des dates de saisie et de repose

A partir des essais réalisés par les 5 sujets, les valeurs suivantes ont été recueillies :

Toutes les dates sont exprimées sur une échelle de temps relative normalisée sur 100. La date 0 correspond au début du mouvement (10%), la date 100 à sa fin (10%).

Condition	Date Saisie	Date Repose	Date EMGSync	Date EMGSyncCont	Effectifs
Loin-Rapide	18,0 \pm 1,7	74,4 \pm 3,2	58,5 \pm 14,4	55,5 \pm 7,5	14
Loin-Normale	18,5 \pm 1,5	75,6 \pm 2,1	33,6 \pm 21,2	47,0 \pm 10,0	11
Près-Rapide	17,7 \pm 1,7	74,9 \pm 3,4	46,2 \pm 22,0	47,8 \pm 9,5	15
Près-Normale	18,6 \pm 1,5	76,5 \pm 2,4	31,6 \pm 23,5	45,9 \pm 10,5	15
Toutes	18,2 \pm 1,6	75,3 \pm 2,9	42,8 \pm 22,8	49,1 \pm 9,9	55 (Total)

Après une anova sur la date de saisie puis une anova sur la date de repose, l'hypothèse d'une modification de ces dates relatives moyennes en fonction des conditions expérimentales a été rejetée. Tous les essais sont équivalents quant à leur date de saisie et de repose exprimées en fonction de la durée totale de l'essai.

4.3.2 Sensibilité de la date de meilleure coïncidence

La date de meilleure coïncidence, notée EMGSync, est comprise entre la date de saisie et la date de repose dans les conditions Loin-Rapide, Loin-Normale, Près-Rapide. Dans la condition Près-Normale, un test de student apparié ne nous permet pas de conclure à la différence entre la date de saisie et la date EMGSync. La recherche de la sensibilité de cette date aux conditions expérimentales a été confirmée ($p < 0,05$) par anova. Grâce à un test Post-Hoc de type HSD pour échantillons inégaux on obtient :

	Loin_Rapide	Loin_Normale	Près_Rapide	Près_Normale
Conditions	M=5855,8	M=3365,6	M=4617,1	M=3160,0
Loin_Rapide		0,032637 *	0,394176	0,006026 *
Loin_Normale	0,032637 *		0,491463	0,995503
Près_Rapide	0,394176	0,491463		0,226936
Près_Normale	0,006026 *	0,995503	0,226936	

Les différences significatives ($p < 0,05$) sont marquées par une étoile "**".

La vitesse d'exécution influence ($p < 0,05$) la date de meilleure coïncidence lorsque la distance de saisie est de 45 cm. D'autre part, les deux conditions extrêmes Loin-Rapide et Près-Normale sont discriminées ($p < 0,05$) par EMGSync.

4.3.3 Sensibilité de la date de meilleure coïncidence contrainte

La date de meilleure coïncidence, dont la recherche est limitée entre la date de saisie et celle de repose est notée EMGSyncCont. Par un test de student apparié, la date EMGSync est différente ($p < 0,05$) de la date EMGSyncCont pour la condition Près-Normale. Dans la condition Loin-Normale la différence observée est significative pour $p = 0,0505$. Par conséquent, cet indicateur n'est pas équivalent à EMGSync dans les conditions de distance Normale.

En effectuant une anova pour tester la dépendance de la date EMGSyncCont aux conditions expérimentales, on obtient une réponse significative ($p < 0,05$). Un test Post-Hoc de type HSD pour des échantillons de taille inégale nous donne :

	Loin_Rapide	Loin_Normale	Près_Rapide	Près_Normale
Conditions	M=5555,9	M=4697,0	M=4776,0	M=4589,5
Loin_Rapide		0,155672	0,140398	0,043828 *
Loin_Normale	0,155672		0,997350	0,993314
Près_Rapide	0,140398	0,997350		0,948471
Près_Normale	0,043828 *	0,993314	0,948471	

Les différences significatives ($p < 0,05$) sont marquées par une étoile "**".

Les conditions Loin-Rapide et Près-Normale sont discriminées ($p < 0,05$). Cela semble indiquer que suivant la vitesse de réalisation de la tâche et la distance de saisie, l'organisation des activités EMG n'est pas équivalente lorsqu'on les rapporte à la même durée. Ce retard de la date d'apparition donnée par cet indicateur semble être fonction de l'augmentation de la vitesse et de la distance de saisie. Or, cet indicateur est construit à partir des inhibitions relevées sur les muscles étudiés. De ce fait, l'augmentation des contraintes (vitesse, distance) oblige le SNC à maintenir l'activité musculaire plus longtemps, relativement à la durée de la tâche. L'inhibition musculaire peut

être interprétée comme une prise en compte des forces gravitaires dans la planification du geste (Crenna et Frigo, 1991). Avec l'augmentation des contraintes d'exécution, le SNC réduit le rôle de la gravité, pour la tâche étudiée.

La figure 9 récapitule ces différentes dates en fonction des conditions. Les dates de saisies de saisie, de repose et l'indicateur EMGSyncCont sont exprimées dans un temps normalisé; elles expriment alors un pourcentage dans la durée de la tâche ramenée sur 100.

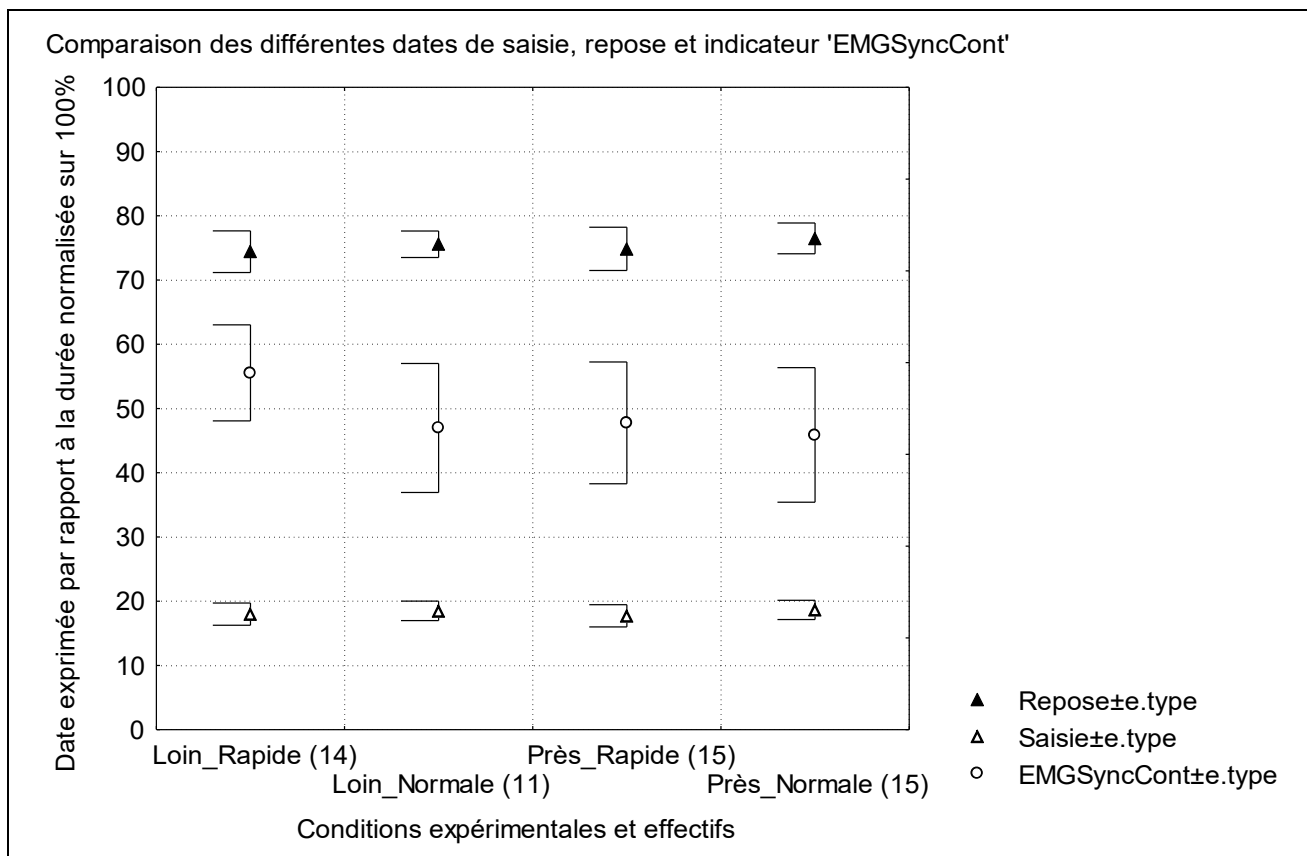


Fig. 9 : Descripteur des dates de saisie, repose et EMGSyncCont dans les 4 conditions expérimentales pour 5 sujets, le nombre d'essais moyennés est indiqué entre parenthèses.

Si la décomposition de la tâche est envisageable d'après l'équivalence des dates de saisie et de repose selon les conditions expérimentales, la dépendance de la date de meilleure coïncidence ne semble pas le permettre. En effet, l'étude des synergies musculaires est réalisée à partir des activités EMG. Or, une éventuelle étude segmentée des activités EMG passe par un découpage équivalent à celui proposé par l'étude fonctionnelle de la tâche. Ainsi, d'après la date de saisie et de repose, dans les 4 conditions la tâche peut être décomposée en deux. L'indicateur EMGSyncCont diffère ($p < 0.05$) dans une condition de celles de Loin-Normale, Près-Rapide, Près-Normale.

Aussi, l'étude portant sur la comparaison des synergies en fonction des conditions de vitesse d'exécution et de distance de saisie, il nous paraît nécessaire de ne pas étudier indépendamment la condition Loin-Rapide. Par conséquent, nous ne décomposerons pas la tâche.

4.4 Analyse comparative des patterns d'activité EMG

4.4.1 Matrice de corrélation

A titre d'exemple, on présente la matrice de corrélation du sujet ADB dans la condition Loin-Normale, à partir de 3 essais normalisés (amplitude, durée) et moyennés. Une corrélation significative pour $p < 0,05$ est indiquée par une étoile "*". Cette corrélation porte sur un échantillon de 300 points, 50 points décrivent les activités musculaires précédant le début et suivant la fin de la tâche (soit au plus 1 s).

Muscle	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	-0,2230*	0,4412*	0,3919*	0,6094*	-0,1166*
	p= ---	p=0,000*	p=0,000*	p=0,000*	p=0,00*	p=0,044*
JAMBANT	-0,2230*	1,0000	0,2849*	0,1915*	0,1063	0,3643*
	p=0,000*	p= ---	p=0,000*	p=0,001*	p=0,066	p=,000*
BICEPSCR	0,4412*	0,2849*	1,0000	0,7490*	0,8186*	-0,0576
	p=0,000*	p=0,000*	p= ---	p=0,00*	p=0,00*	p=0,320
VASTEEXT	0,3919*	0,1915*	0,7490*	1,0000	0,7026*	-0,0464
	p=0,000*	p=0,001*	p=0,00*	p= ---	p=0,00*	p=0,424
LGDORSAL	0,6094*	0,1063	0,8186*	0,7026*	1,0000	-0,1017
	p=0,00*	p=0,066	p=0,00*	p=0,00*	p= ---	p=0,079
GDABDO	-0,1166*	0,3643*	-0,0576	-0,0464	-0,1017	1,0000
	p=0,044*	p=0,000*	p=0,320	p=0,424	p=0,079	p= ---

En annexe 2, toutes les matrices de corrélation sont données pour chaque sujet et pour les différentes conditions expérimentales.

Le coefficient de corrélation exprime pour 2 muscles différents l'importance de la co-variation de leurs activités. L'observation des coefficients de corrélation pour l'ensemble des matrices montre la variabilité intra et inter sujet des co-variations observées. Certaines corrélations sont significatives au sens statistique. A notre sens, pour qu'une corrélation soit significative, il faut que les deux fonctions corrélées aient au moins 75% ($r \geq 0,866$) de leurs points en commun, le test statistique basé sur une comparaison avec un signal aléatoire est significatif dès qu'elles ont 1,3% de points en communs ($r=0,116$). D'après notre critère, cette matrice ne présente pas de coefficient significatif.

Etant donné que d'un point de vue de la réalisation de la tâche, les essais sont équivalents en termes de date de saisie et de repose, et que de plus la normalisation des signaux EMG puis leur moyennage induit un signal dont la part de bruit est plus faible que dans celle du signal brut, nous décidons de sommer les signaux EMG normalisés pour la suite de l'étude.

4.4.2 Description fonctionnelle, muscle par muscle

Nous allons présenter les activités EMG de chaque muscle en fonction des conditions expérimentales.

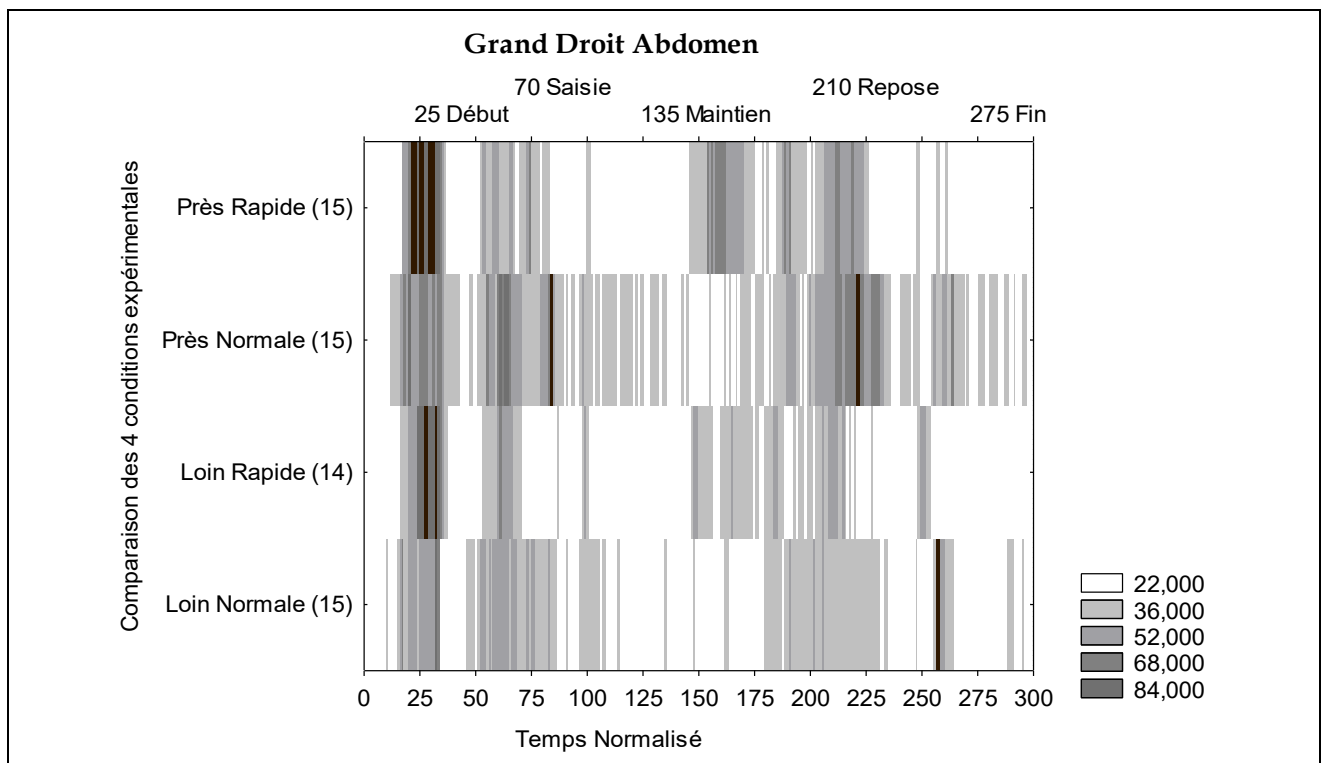


Fig. 10 : Activité EMG comparée du Grand Droit Abdominal. La valeur RMS moyenne (fenêtre de 20 ms), codée en niveaux de gris est normalisée par rapport à son niveau maximal. Le nombre d'essais moyennés figure à droite de la condition entre parenthèses.

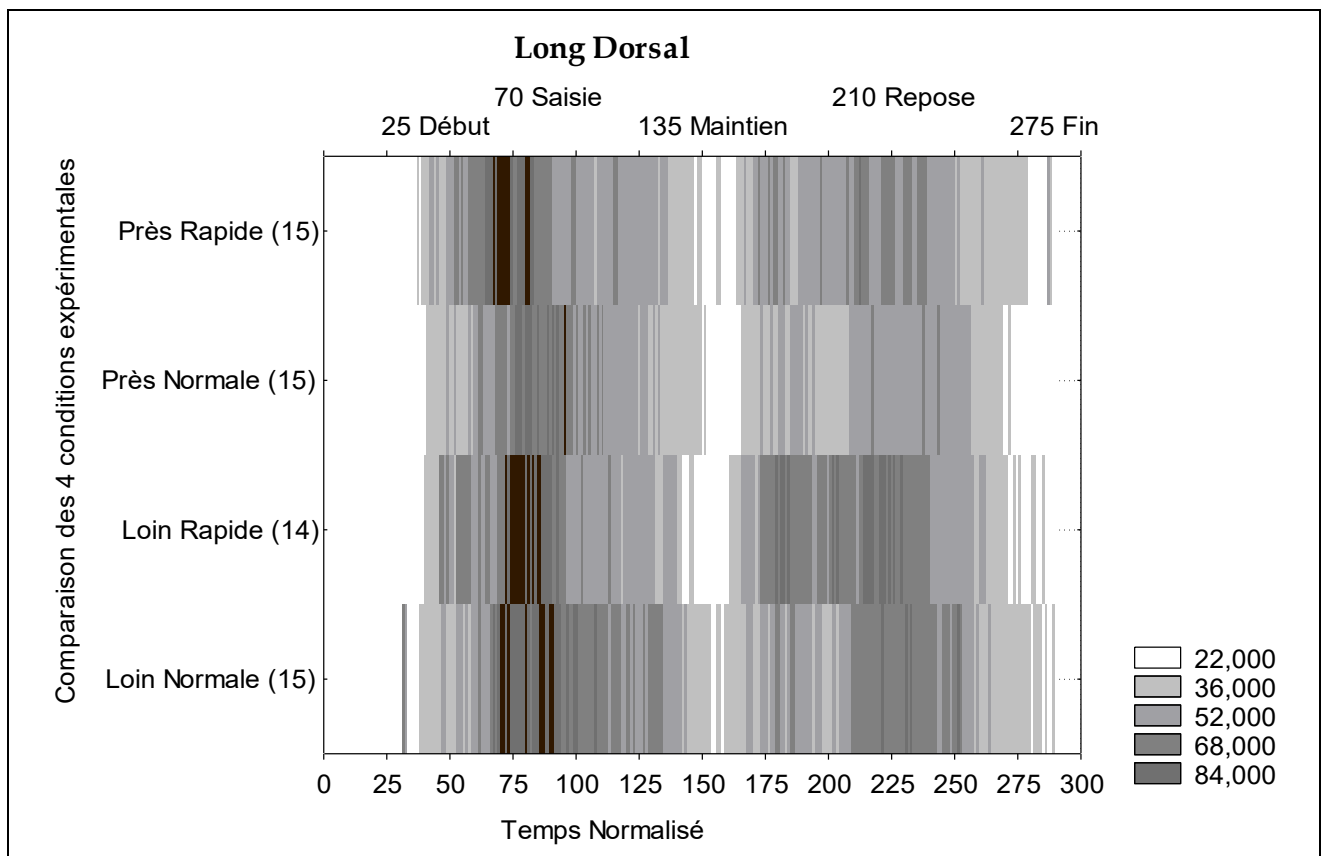


Fig. 11 : Activité EMG comparée du Long Dorsal. La valeur RMS moyenne (fenêtre de 20 ms), codée en niveaux de gris est normalisée par rapport à son niveau maximal. Le nombre d'essais moyennés figure à droite de la condition entre parenthèses.

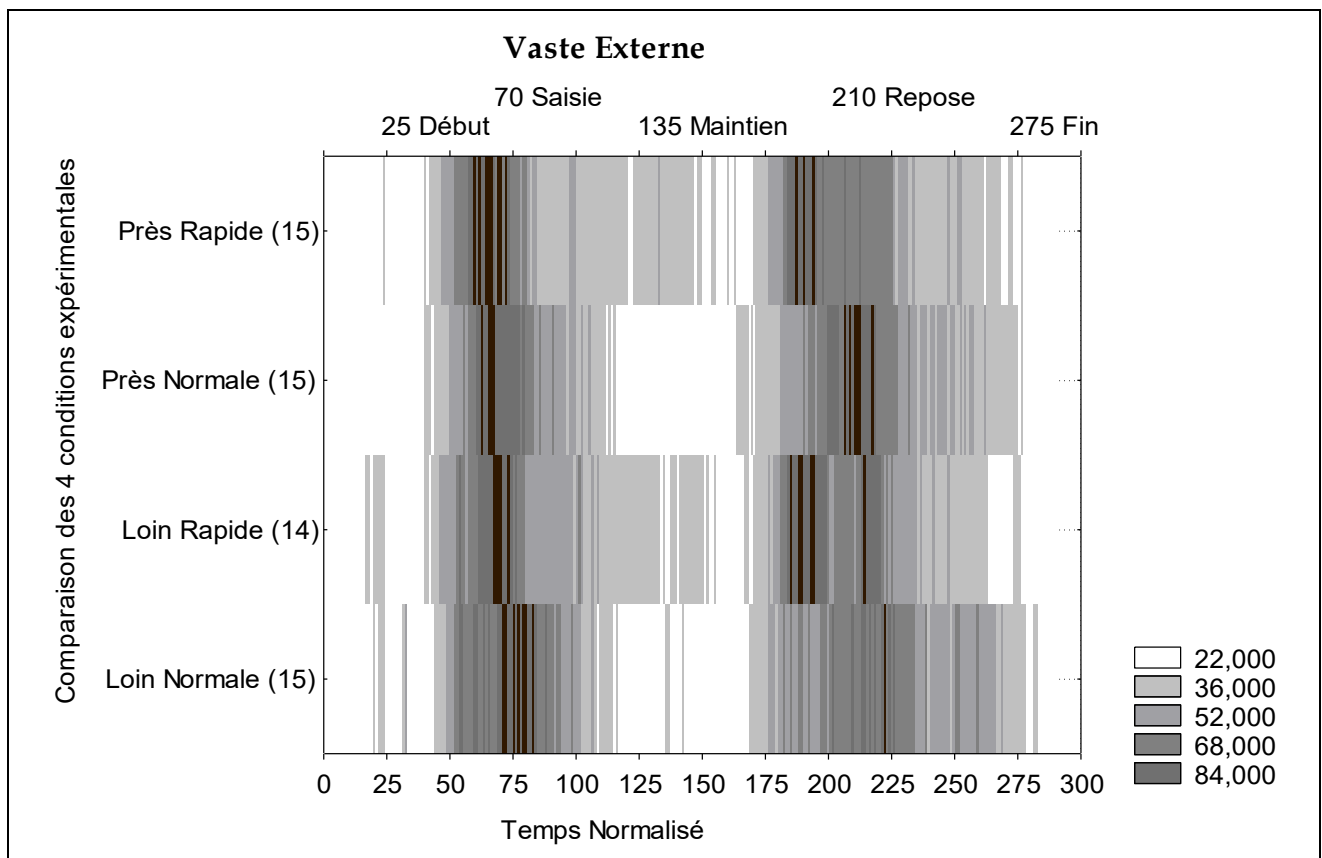


Fig. 12 : Activité EMG comparée du Vaste Externe. La valeur RMS moyenne (fenêtre de 20 ms), codée en niveaux de gris est normalisée par rapport à son niveau maximal. Le nombre d'essais moyennés figure à droite de la condition entre parenthèses.

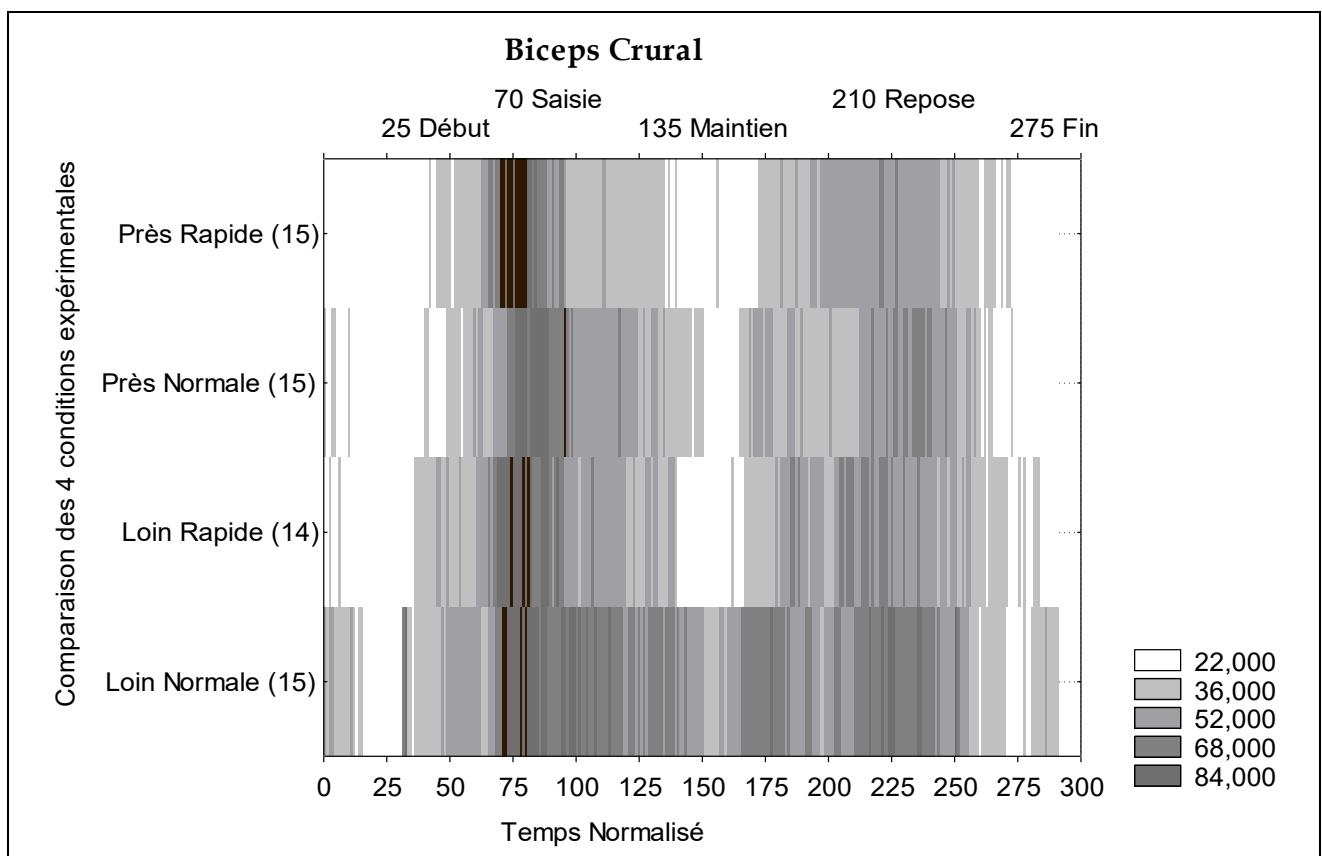


Fig 13 : Activité EMG comparée du Biceps Crural. La valeur RMS moyenne (fenêtre de 20 ms), codée en niveaux de gris est normalisée par rapport à son niveau maximal. Le nombre d'essais moyennés figure à droite de la condition entre parenthèses.

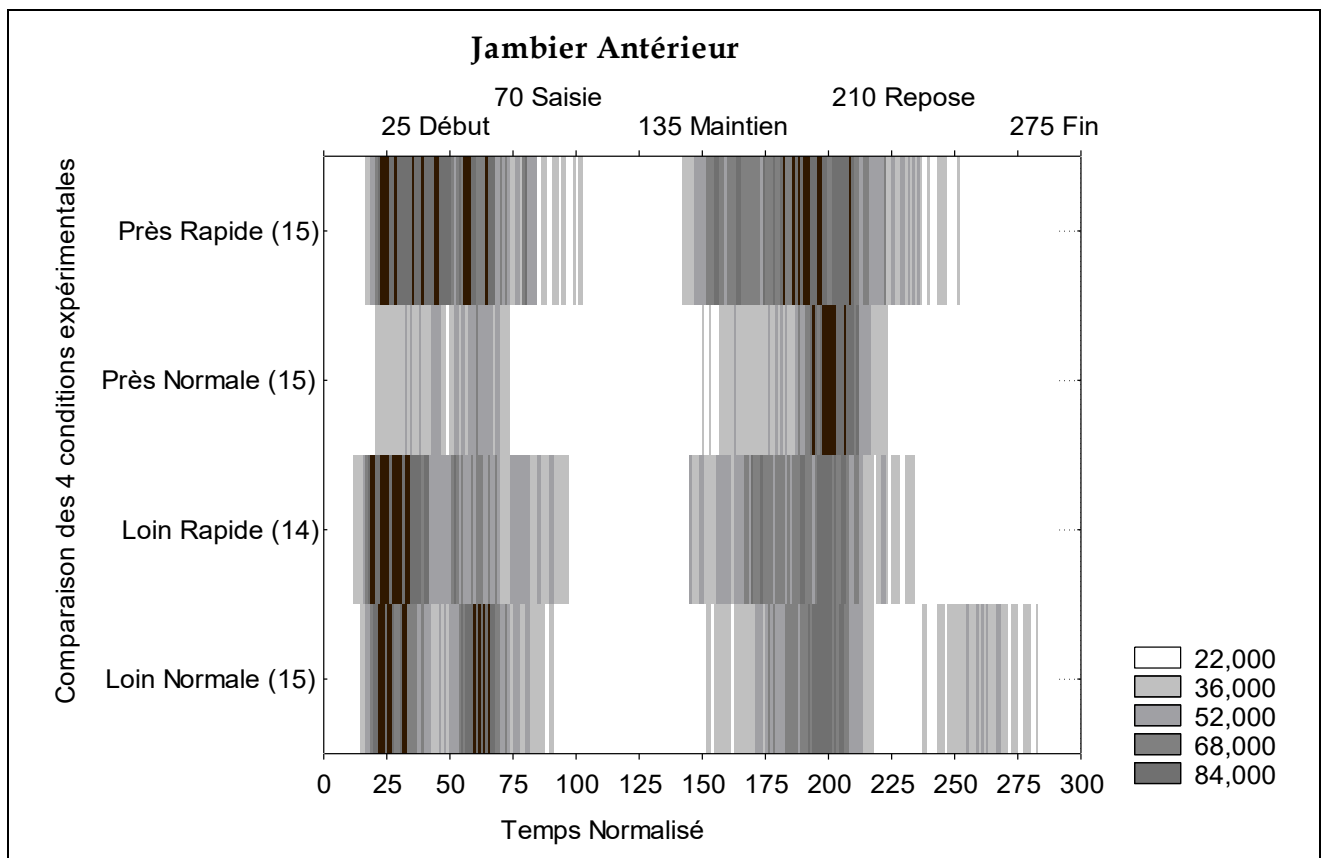


Fig 14 : Activité EMG comparée du Jambier Antérieur. La valeur RMS moyenne (fenêtre de 20 ms), codée en niveaux de gris est normalisée par rapport à son niveau maximal. Le nombre d'essais moyennés figure à droite de la condition entre parenthèses.

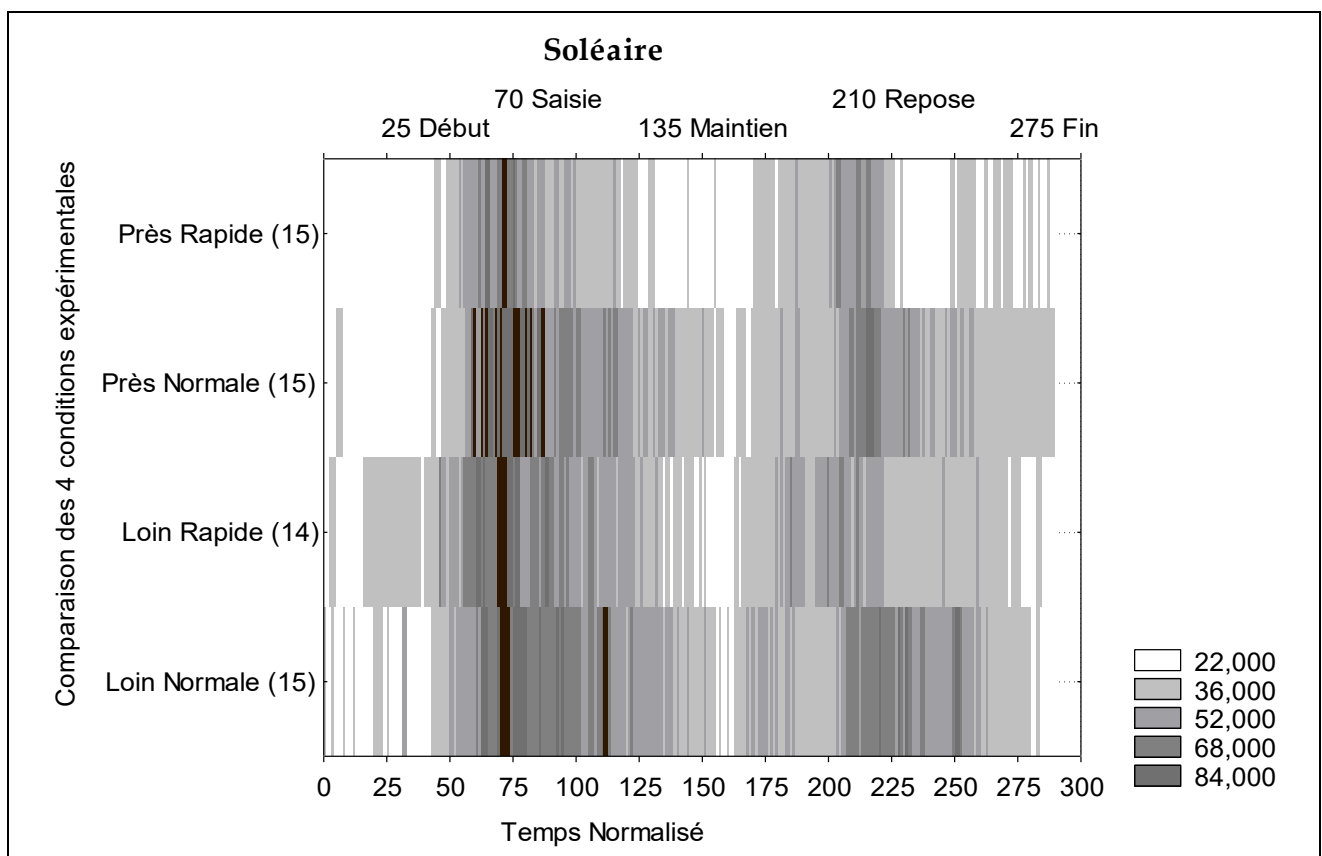


Fig 15 : Activité EMG comparée du Soléaire. La valeur RMS moyenne (fenêtre de 20 ms), codée en niveaux de gris est normalisée par rapport à son niveau maximal. Le nombre d'essais moyennés figure à droite de la condition entre parenthèses.

La lecture des patterns EMG sur les figures 10 à 15, codés en niveaux de gris, montre la dépendance du programme moteur à la vitesse d'exécution. Selon la théorie du programme moteur (Schmidt 1991), ces patterns devraient rester les mêmes dans les deux vitesses d'exécution, ce qui ne semble pas être le cas ici.

4.5 Synergies : mises en évidence

A partir du signal EMG normalisé et moyenné, on obtient 24 enregistrements décrivant les 4 conditions expérimentales pour les 6 muscles étudiés. Au moyen de la cross-corrélation, nous allons étudier leurs co-variations entre conditions expérimentales et entre muscles. Avant traitement, le signal est lissé par un filtre T4253 (cf. annexe 3). Ce filtre permet de lisser le signal tout en conservant ses variations locales.

4.5.1 Influence des conditions d'exécution

Après avoir cross-corrélé entre conditions, nous avons relevé les résultats suivants pour un déphasage nul.

	Loin_Normale/ Près_Normale	Loin_Rapide/ Près_Rapide	Loin_Normale/ Près_Rapide	Loin_Rapide/ Près_Normale	Près_Normale/ Près_Rapide	Loin_Normale/ Loin_Rapide
Grand Droit Abdominal	0,66	0,82	0,57	0,50	0,55	0,52
Long Dorsal	0,97	0,87	0,86	0,85	0,86	0,86
Vaste Externe	0,93	0,97	0,81	0,88	0,87	0,83
Biceps Crural	0,89	0,95	0,76	0,86	0,83	0,78
Jambier Antérieur	0,78	0,88	0,79	0,71	0,80	0,82
Soléaire	0,92	0,87	0,73	0,81	0,85	0,76

On observe que les muscles Soléaire, Biceps Crural, Vaste Externe et Long Dorsal dépassent le seuil de $r = 0,87$. Pour le Long Dorsal, le Biceps Crural et le Soléaire, l'effet de la vitesse d'exécution donne un meilleur taux de corrélation entre les conditions Loin et Près que l'effet de la distance sur les conditions Normale et Rapide. Pour le Long Dorsal, le taux de corrélation entre les conditions Loin-Normale/Près-Rapide, Loin-Rapide/Près-Normale, Près-Normale/Près-Rapide et Loin-Normale/Loin-Rapide ne sont pas différents de $r=0,87$ ($p<0,05$; $n=300$). L'activité du Dorsal est donc assez proche entre conditions.

Le Vaste Externe présente une activité semblable pour les conditions Loin-Rapide et Près-Normal, en conséquent, pour ce muscle, l'effet de la vitesse pourrait être compensé par celui de la distance. Le Grand Droit Abdominal présente une corrélation entre conditions assez faible. Ce qui tendrait à montrer que l'activité de ce muscle présente une grande variabilité entre conditions. Cela pourrait signifier que le contrôle de ce muscle est spécifique aux conditions d'exécutions de la tâche de saisie et de repose.

Sur la figure 16, l'activité EMG moyennée du Soléaire est représenté pour les conditions Loin-Normale et Près-Normale. Pour ces deux conditions le taux de corrélation est de 0,92. Les patterns se ressemblent ce qui indique une conservation de la commande selon les deux distances de saisie.

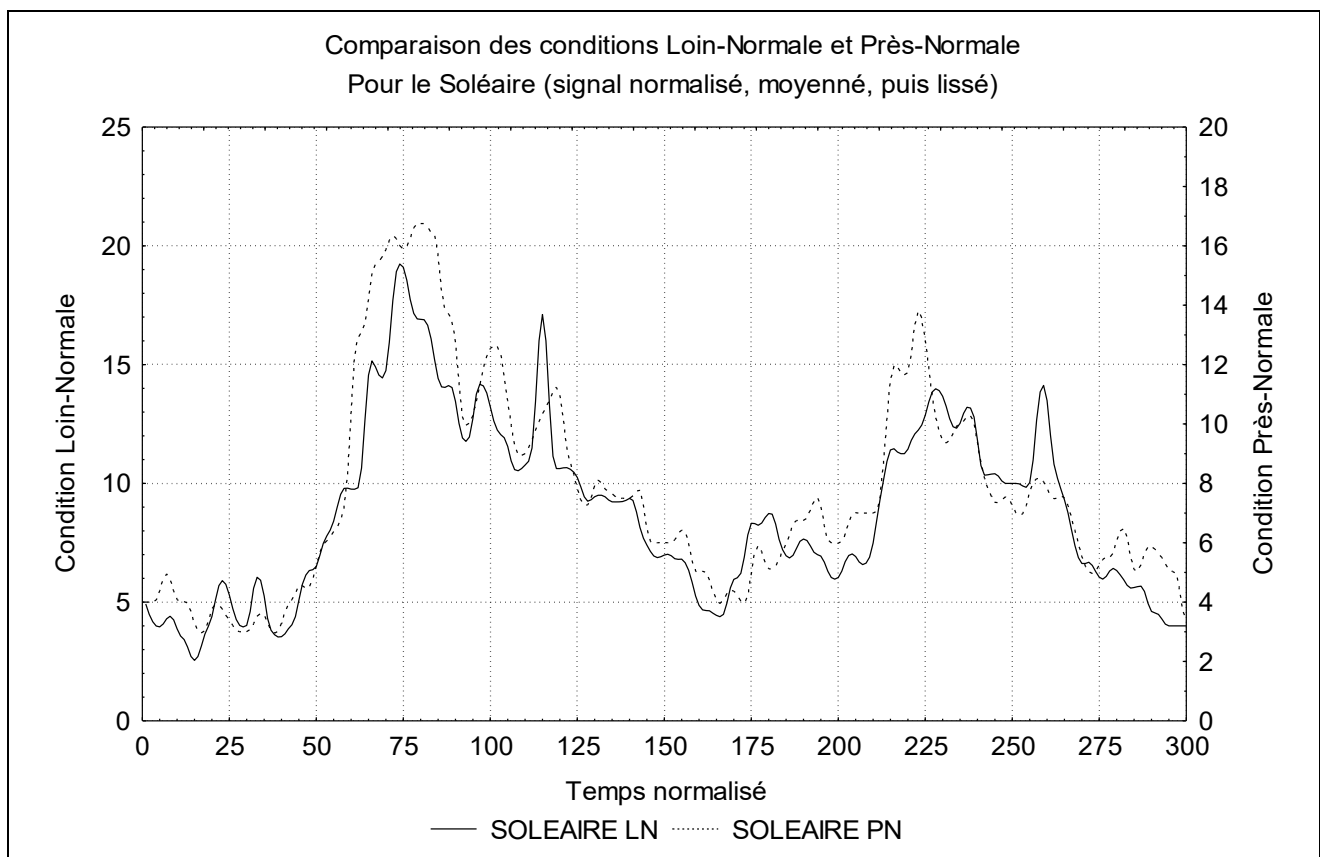


Fig. 16 : Comparaison des conditions Loin-Normale et Près-Normale pour l'activité normalisée et moyennée du Soléaire.

4.5.2 Co-variations

Pour l'étude des co-variations, les muscles présentant un taux de corrélation significatif uniquement pour les conditions Loin-Normale/Près-Normale ou Loin-Rapide/Près-Rapide sont retenus, c'est-à-dire ceux dont l'activité est sensible principalement à la condition vitesse. Le Vaste Externe et le Grand Droit Abdominal seraient donc rejetés. Toutefois, après observation de la figure 17, qui présente les activités moyennées pour la condition Loin-Normale, l'activité du Jambier Antérieur semble être corrélée avec celle du Grand Droit Abdominal. L'ensemble des activités à tester ne comporte donc pas celle du Vaste Externe. La figure 17, permet de choisir les activités à corréler.

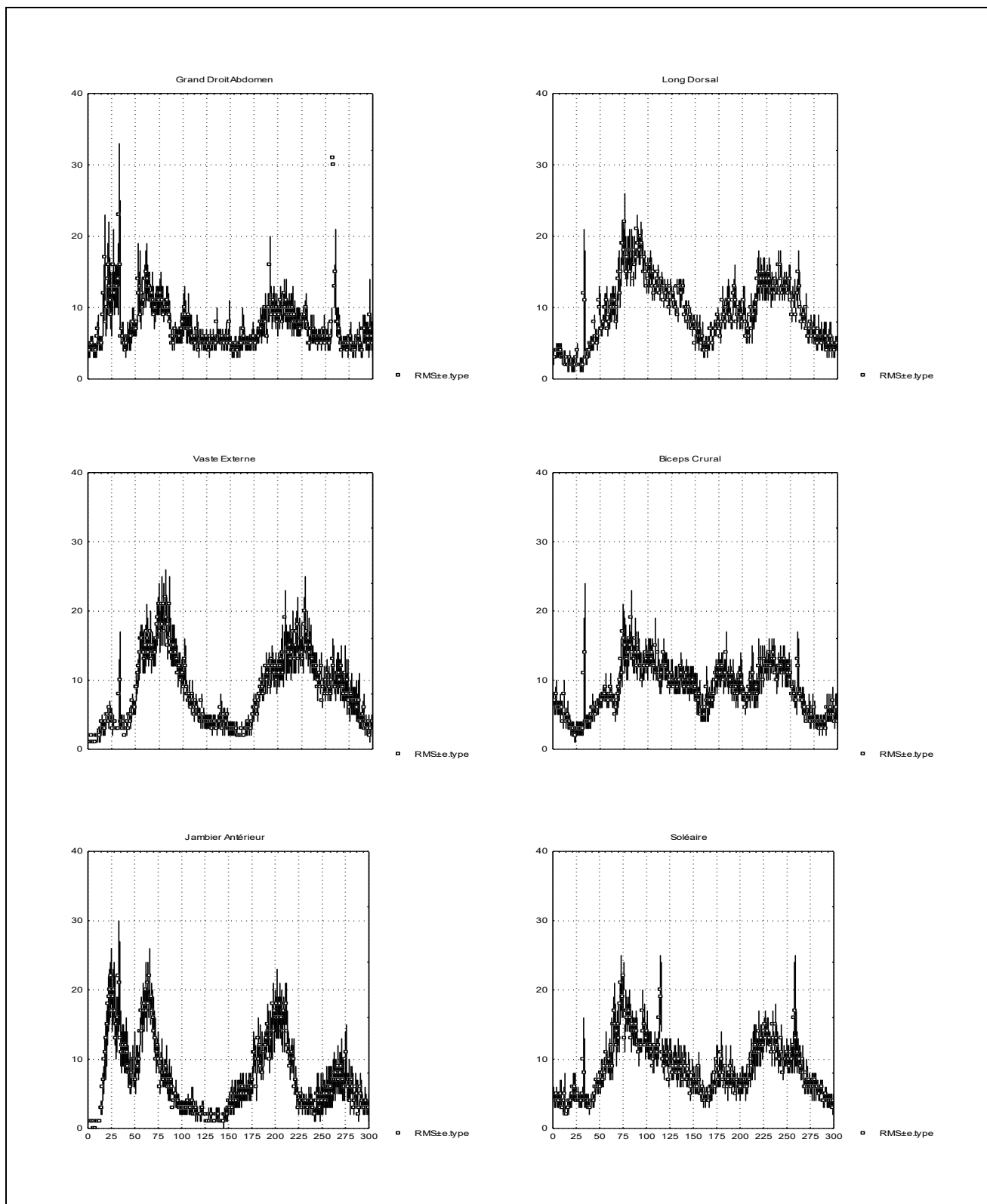


Fig 17 : présentation des activités EMG moyennées et normalisées pour la condition Loin-Normale (15 essais moyennés).

D'après la figure 17, il semble intéressant de corréler les activités des muscles suivants : Soléaire/Biceps Crural, Soléaire/Long Dorsal, Jambier Antérieur/Grand Droit Abdominal, Jambier Antérieur/ Dorsal, Biceps Crural/Long Dorsal, Biceps Crural/Jambier Antérieur.

En corrélant les activités musculaires, pour les 4 conditions expérimentales on obtient:

	Soléaire/ Dorso	Crural/ Dorso	Jambier/ Dorso	Jambier/ Abdo	Soléaire/ Crural	Crural/ Jambier
Loin-Normale	0,91	0,89	- 0,16	0,68	0,79	- 0,28
Loin-Rapide	0,69	0,90	0,05	0,75	0,78	0,01
Près-Normale	0,88	0,93	- 0,05	0,51	0,77	- 0,10
Près-Rapide	0,79	0,88	0,13	0,64	0,77	0,07

La co-variation du Biceps Crural et du Long Dorsal est supérieure au seuil de 0,87 quelques soient les conditions expérimentales. L'effet de la vitesse normale produit une co-variation supérieure au seuil pour le couple Soléaire/Long Dorsal. Celle-ci pour être sensible à la vitesse. Ces co-variations sont la mise en évidence de synergies musculaires.

Sur la figure 18, l'activité EMG du Biceps Crural et du Long Dorsal sont représentés pour la condition Près-Normale ($r=0,93$), ce qui semble indiquer une co-variation de leur activité et donc une commande, éventuellement, commune.

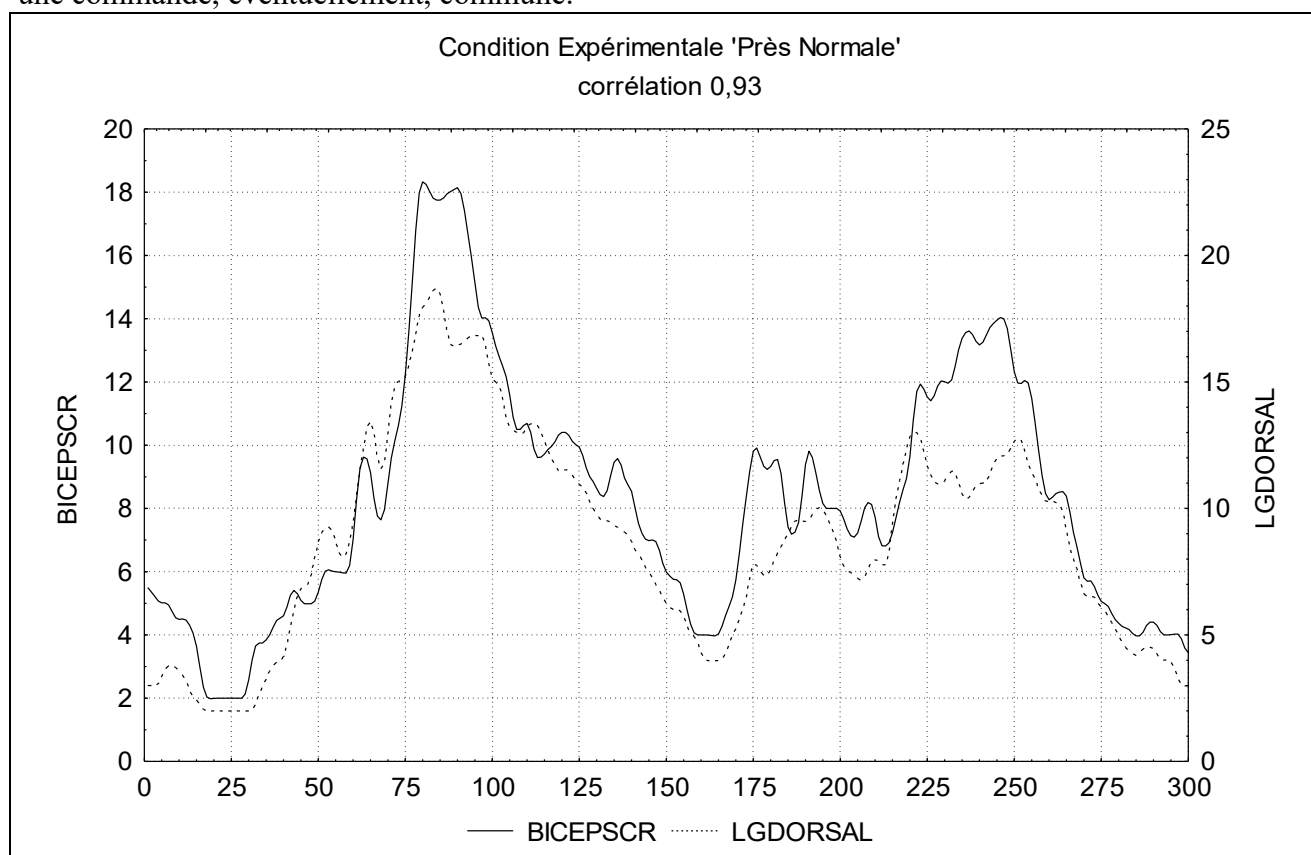


Fig. 18 : Comparaison des activités du Biceps Crural et du LongDorsal pour la condition Près-Normale

5. Discussion

L'étude de la synergie peut être la recherche directe, au sein des niveaux d'activités EMG redressés et filtrés, d'une structure temporelle. Le bruit du signal peut très bien ne pas permettre une recherche reproductible d'une structure temporelle. Par exemple, dans cette étude, une telle structure est la coïncidence de silences EMG, nommé indicateur "EMGSyncCont", reflétant une série d'inhibitions musculaires regroupées dans le temps. Le taux de variation de ces dates moyennées (20%) et celui observé en moyenne pour le signal EMG moyenné (20%) indiquent que la dispersion est du même ordre de grandeur. Un taux de variation plus important pour l'indicateur "EMGSyncCont" nous aurait conduit à ne pas l'estimer comme représentatif d'une structure. Cet indicateur a permis de discriminer ($p < 0.05$) la condition d'exécution la plus contraignante (Loin, Rapide) de celle présentant le moins de contrainte posturale (distance de saisie) et de vitesse d'exécution.

Les faits constatés aussi bien sur les corrélations que par l'examen visuel des patterns EMG moyens semblent indiquer que la vitesse est l'effet dominant dans l'expression du programme moteur associé à la tâche de saisie. Autrement dit, quelque soit la distance de saisie étudiée (5cm ou 45 cm), il semblerait qu'il y ait deux programmes moteurs, un pour la vitesse d'exécution spontanée et un pour la vitesse d'exécution maximale. Or, dans l'hypothèse de Schmidt (1991), le même programme moteur serait mis en oeuvre pour différentes vitesses d'exécution. On peut expliquer une telle contradiction par la complexité de la tâche et par la vitesse maximale. Pour la tâche étudiée, la distance de saisie ne semble pas être suffisamment contraignante pour obliger le SNC à adopter un programme moteur différent suivant la distance de saisie. Par contre, la vitesse d'exécution maximale rend la réalisation de cette tâche délicate, de telle sorte que le SNC change son programme moteur pour cette vitesse.

Les synergies mises en évidence portent sur les couples Soléaire/Long Dorsal et Biceps Crural/Long Dorsal, et sont du type co-variation. Ces muscles sont des initiateurs du mouvement, qui participent directement aux mouvements de flexion du tronc dans le plan antéro-postérieur lors de la saisie et de la repose. La synergie impliquant le couple Soléaire/Long Dorsal semble ne plus exister à vitesse d'exécution maximale. On peut supposer qu'à vitesse d'exécution spontanée, le mouvement est de type conduit et que cette propriété est fonction du degré d'utilisation de synergie par co-variation. Nos traitements ne nous ont pas permis d'observer d'actions synergistiques de la part des muscles associés mécaniquement aux muscles impliqués dans les synergies. Dans le cas du Jambier Antérieur associé mécaniquement au Soléaire, les forts taux de variation observés (cf. annexe 1) semblent indiquer que les corrections motrices sont réalisées à partir de ce muscle.

En conclusion, Schoetings et Lacquanati (1989) ont montré que pour les mouvements intentionnels du bras, l'existence des synergies est relative à sa définition. Aussi, après avoir recherché une définition de la synergie musculaire, nous avons retenu deux formes de synergie : la co-variation des activités musculaires et leur coordination temporelle. Notre démarche a permis de mettre en évidence un type de synergie basée sur la co-variation des activités musculaires. Les

synergies de coordination, de type pattern triphasique (Wachholder et Altenburger, 1926) pour les mouvements de pointage du coude n'ont pas été considérées dans cette étude, du fait de la durée ($4,21 \pm 0,91$ s) et de la complexité de la tâche. Ainsi, lors de l'exécution de la tâche étudiée, on constate que l'initiation et la conduite du mouvement sont faits par une commande synergistique dépendant de la vitesse d'exécution. Nous spéculons que la synergie est un mode de contrôle pour les mouvements conduits, qui opère avec une correction pour les muscles mécaniquement associés à la synergie. Sur le plan temporel, l'objectif de réalisation de la tâche est atteint quelque soient les conditions d'exécution (date de saisie et de repose, cf. §4.3.1). Suivant la vitesse, seules changent les synergies, qui sont le moyen de réaliser la tâche.

BIBLIOGRAPHIE

- Abend, W ; Bizzi, E ; Morasso, P (1982) Human arm trajectory formation ; Brain 105 : 331-348
- Alexander, RM (1989) Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates
Physiological Reviews 69 : 1199-1227
- Babinski, J (1899) De l'asynergie cerebelleuse. Revue de Neurologie. (Paris) 7 : 806-816.
- Babinski, J ; Tournay, A (1913) Symptômes des maladies du cervelet. Revue de Neurologie. (Paris) 18 : 306-322.
- Bernstein, N (1967) The Coordination and Regulation of Movements. Pergamon Press.
- Crenna, P ; Frigo, C ; Massion, J ; Pedotti (1987) Forward and backward axial synergies in man . Experimental Brain Research 65 : 538-548
- Crenna, P ; Frigo, C (1991) A motor programm for the initiation of forward oriented movements in humans. Journal of Physiology 437: 635-653
- Darling, G ; Cole, KJ ; Abbs, JH (1988) Kinematics Variability of Graps Movements Function of Practice and movements Speed. Experimental Brain Research, 73 : 225-235
- De Luca, CJ (1979) Physiology and Mathematics of Myoelectric Signais IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 26 No 6, June 1979
- De Luca, CJ (1995) Surface Electromyography Detection and Recording Page Web du NeuroMuscular Reasearch Center, université de Boston
- Fitts, PM (1954) The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. J Exp Psychol 47 : 381-391.
- Flanders, M ; Helms Tillery, SI ; Soechting, JF (1992) Early stages in a sensory motor transformation. Behavior Brain Science 15 : 309-362
- Flash, T ; Hogan, N (1985) The coordination of arm movements : an experimentally confirmed mathematical model . Journal of Neuroscience 5 : 1688-1703
- Gielen, CCAM ; van Bolhuis, BM ; Theeuwes, M (1995) On the control of logically and kinematically redundant manipulators. Human Movement Science 14 : 487-509
- Gurfinkel, VS ; Lipshits, MI ; Popov, KE (1981) Stabilization of body position as the main task of postural regulation. Fiziologiya Cheloveka 7 : 400-410

- Hasan, Z (1986) Optimized movement trajectories and joint stiffness in unperturbed, inertially loaded movements.. Biological Cybernetics 53 : 373-382.
- Hof, AL ; Van den Berg, Jw (1977) Linearity Between the Weighted Sum of the EMGs Of the Human Triceps Surae and the Total Torque. Journal of Biomechanics, 10 : 529-539
- Hogan, N ; Flash, T (1987) Moving gracefully : quantitative theories of motor coordination. Trends in Neuroscience 10 : 170-174
- Hollerbach, JM ; Flash, T (1982) Dynamic interaction between limb segments during planar arm movement. Biological Cybernetics 44 : 67-77
- Jeannerod, M (1984) The timing of natural prehension movements. Journal of Motor Behavior 16 : 235-254
- Macpherson, JM (1988) Strategies that simplify the control of quadrupedal stance. I. Forces at the ground. Journal of Neurophysiology 60 : 204-217.
- Macpherson, JM (1988) Strategies that simplify the control of quadrupedal stance. II. Electromyographic activity. Journal of Neurophysiology 60 : 218-231.
- Macpherson, JM (1991) How flexible are muscle synergies?. In : Motor Control : Concepts and Issues, ed. Humphrey DR and Freund H-J. John Wiley & Sons.
- Manneville, F ; Esquieu, J (1989) Théorie du Signal et Composants. Dunod Ed, Bordas France.
- Marteniuk, RG ; Mac Kenzie, CL ; Jeannerod, M ; Athenes, S ; Dugas, C (1987) Constraints on human arm movement trajectories. Canadian Journal of Psychology 41 : 365-378
- Morasso, P (1981) Spatial control of arm movements. Experimental Brain Research 42 : 273-227
- Nlouchnino, LR ; Aurenty, J ; Massion, A ; Pedotti (1992) Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement : a new strategy built up by training. Journal of Neurophysiology 67 : 1587-1598
- Nelson, WL (1983) Physical principles for economies of skilled movements. Biological Cybernetics 46 : 135-147
- Ostry, DJ ; Cook, JD ; Munhall, KG (1987) Velocity curves of human arm and speech movements . Experimental Brain Research 68 : 37-46
- Schmidt RA (1991) Motor learning and performance, from principles to practice, aman Kinetics Books, Box 5076, Champaign, IL 61825-5076

- Soechting, JF ; Lacquaniti, F (1981) Invariant characteristics of a pointing movement in man. *Journal of Neuroscience* 1 : 710-720
- Soechting, JF (1984) Effect of target size on spatial and temporal characteristics of the pointing movement in man. *Experimental Brain Research* 54 : 121-132
- Soechting, JF ; Lacquaniti F (1989) An assessment of the existence of muscle synergies during load perturbations and intentional movements of the human arm. *Experimental Brain Research* 74 : 535-548
- ter Haar Romeny, BM ; Denier Van Der Gon, JJ ; Gielen, CCAM (1984) Relation between location of a motor unit in the human biceps brachii and its critical firing intervals for different tasks. *Experimental Neurology* 85 : 631-650.
- Uno, Y ; Kawato, M ; Suzuki, R (1989) Formation and control of optimal trajectory in human multi-joint arm movement. *Biological Cybernetics* 61 : 89-101
- Wachholder, K ; Altenburger, H (1926) Beiträge zur Physiologie der willkürlichen Bewegung. X Mitteilung. Einzelbewegungen. *Pflügers Arch. ges. Physiol.* 214, 642-661.
- Zattara, M ; Bouisset S (1986) Chronometric analysis of the posturo-kinetic inagramming of voluntary movement. *Journal of Motor Behavior* 18 : 215-223
- van Zuylen, EJ ; Gielen, CCAM ; Denier Van Der Gon, JJ (1988) Coordination and inhomogeneous activation of human arm muscles during isometric torques. *Journal of Neurophysiology* 60 : 1523-1548.

Annexes

Annexe 1

Taux de variation par sujet et par muscle

Condition Loin-Normale

	ADB	ASB	FBB	LCB	YKB	Moyenne des taux	Taux sur l'ensemble des essais
Soléaire	37,09	26,81	48,57	54,01	37,86	40,87	19,95
Jambier Antérieur	44,06	29,10	53,65	65,09	51,12	48,60	29,79
Biceps Crural	32,01	26,64	43,86	47,94	31,59	36,41	20,02
Vaste Externe	32,91	20,97	45,74	52,21	37,18	37,80	20,23
Long Dorsal	36,85	22,51	45,18	36,99	22,11	32,73	16,40
GDroit Abdominal	29,17	21,82	44,53	43,48	25,01	32,80	22,68

Condition Loin-Rapide

	ADB	ASB	FBB	LCB	YKB	Moyenne des taux	Taux sur l'ensemble des essais
Soléaire	42,16	32,16	44,76	44,94	42,34	41,27	19,23
Jambier Antérieur	44,56	39,92	58,99	56,44	60,73	52,13	26,32
Biceps Crural	37,75	28,17	33,43	36,63	30,49	33,29	20,16
Vaste Externe	36,52	29,54	37,93	34,67	34,08	34,55	18,06
Long Dorsal	43,74	24,87	35,23	38,90	24,28	33,40	18,47
GDroit Abdominal	42,92	32,44	45,12	49,89	27,00	39,47	25,10

Condition Près-Normale

	ADB	ASB	FBB	LCB	YKB	Moyenne des taux	Taux sur l'ensemble des essais
Soléaire	40,05	24,23	40,21	62,50	36,36	40,67	20,25
Jambier Antérieur	47,23	24,90	45,11	51,51	47,20	43,19	27,71
Biceps Crural	31,91	20,61	36,72	40,89	31,19	32,26	17,63
Vaste Externe	33,25	18,59	42,18	50,29	32,92	35,45	19,47
Long Dorsal	40,87	16,88	41,90	38,44	20,58	31,73	15,68
GDroit Abdominal	32,01	17,60	34,60	75,02	23,89	36,62	23,92

Condition Près-Rapide

	ADB	ASB	FBB	LCB	YKB	Moyenne des taux	Taux sur l'ensemble des essais
Soléaire	39,81	27,89	36,46	62,50	37,02	40,73	19,77
Jambier Antérieur	46,84	31,86	53,44	51,51	62,55	49,24	25,05
Biceps Crural	29,42	34,51	28,93	40,89	31,16	32,98	19,50
Vaste Externe	31,91	21,60	36,06	50,29	31,64	34,30	19,06
Long Dorsal	41,61	30,91	31,59	38,44	22,76	33,06	18,64
GDroit Abdominal	37,74	29,01	40,27	75,02	29,57	42,32	26,56

Annexe 2

Matrices de corrélation (n=300)

Les coefficients de corrélation marqués d'une étoile "*", sont significatifs pour $p < 0,05$
Sujet ADB

Condition Loin-Normale

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	-,2230*	,4412*	,3919*	,6094*	-,1166*
	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=0,00*	p=,044*
JAMBANT	-,2230*	1,0000	,2849*	,1915*	,1063	,3643*
	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,001*	p=,066	p=,000*
BICEPSCR	,4412*	,2849*	1,0000	,7490*	,8186*	-,0576
	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=0,00*	p=0,00*	p=,320
VASTEEXT	,3919*	,1915*	,7490*	1,0000	,7026*	-,0464
	p=,000*	p=,001*	p=0,00*	p= ---	p=0,00*	p=,424
LGDORSAL	,6094*	,1063	,8186*	,7026*	1,0000	-,1017
	p=0,00*	p=,066	p=0,00*	p=0,00*	p= ---	p=,079
GDABDO	-,1166*	,3643*	-,0576	-,0464	-,1017	1,0000
	p=,044*	p=,000*	p=,320	p=,424	p=,079	p= ---

Condition Loin-Rapide

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	-,1286*	,3916*	,3902*	,4083*	-,2120*
	p= ---	p=,026*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*
JAMBANT	-,1286*	1,0000	,3156*	,3036*	,2037*	,5099*
	p=,026*	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*
BICEPSCR	,3916*	,3156*	1,0000	,7016*	,8022*	-,2104*
	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=0,00*	p=0,00*	p=,000*
VASTEEXT	,3902*	,3036*	,7016*	1,0000	,7675*	-,1634*
	p=,000*	p=,000*	p=0,00*	p= ---	p=0,00*	p=,005*
LGDORSAL	,4083*	,2037*	,8022*	,7675*	1,0000	-,2824*
	p=,000*	p=,000*	p=0,00*	p=0,00*	p= ---	p=,000*
GDABDO	-,2120*	,5099*	-,2104*	-,1634*	-,2824*	1,0000
	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,005*	p=,000*	p= ---

Condition Près-Normale

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	-,0910	,5388*	,4192*	,6948*	-,2583*
	p= ---	p=,116	p=,000*	p=,000*	p=0,00*	p=,000*
JAMBANT	-,0910	1,0000	,2898*	,4113*	-,0306	-,0803
	p=,116	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,597	p=,165
BICEPSCR	,5388*	,2898*	1,0000	,7983*	,7104*	-,2323*
	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=0,00*	p=0,00*	p=,000*
VASTEEXT	,4192*	,4113*	,7983*	1,0000	,5679*	-,2197*
	p=,000*	p=,000*	p=0,00*	p= ---	p=,000*	p=,000*
LGDORSAL	,6948*	-,0306	,7104*	,5679*	1,0000	-,2313*
GDABDO	-,2583*	-,0803	-,2323*	-,2197*	-,2313*	1,0000
	p=,000*	p=,165	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p= ---

Condition Près-Rapide

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	,0005	,5729*	,7374*	,6485*	-,2675*
	p= ---	p=,994	p=,000*	p=0,00*	p=0,00*	p=,000*
JAMBANT	,0005	1,0000	,2654*	,2375*	,1261*	,2555*
	p=,994	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,029*	p=,000*
BICEPSCR	,5729*	,2654*	1,0000	,6853*	,7868*	-,3275*
	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=0,00*	p=0,00*	p=,000*
VASTEEXT	,7374*	,2375*	,6853*	1,0000	,6672*	-,2792*
	p=0,00*	p=,000*	p=0,00*	p= ---	p=0,00*	p=,000*
LGDORSAL	,6485*	,1261*	,7868*	,6672*	1,0000	-,3588*
	p=0,00*	p=,029*	p=0,00*	p=0,00*	p= ---	p=,000*
GDABDO	-,2675*	,2555*	-,3275*	-,2792*	-,3588*	1,0000
	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p= ---

Sujet ASB

Condition Loin-Normale

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	,0401	,3481*	,7449*	,6247*	,2190*
	p= ---	p=,489	p=,000*	p=0,00*	p=0,00*	p=,000*
JAMBANT	,0401	1,0000	-,1269*	,2135*	-,0224	,3561*
	p=,489	p= ---	p=,028*	p=,000*	p=,699	p=,000*
BICEPSCR	,3481*	-,1269*	1,0000	,2090*	,6706*	,2930*
	p=,000*	p=,028*	p= ---	p=,000*	p=0,00*	p=,000*
VASTEEXT	,7449*	,2135*	,2090*	1,0000	,5637*	,2918*
	p=0,00*	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,000*
LGDORSAL	,6247*	-,0224	,6706*	,5637*	1,0000	,3717*
	p=0,00*	p=,699	p=0,00*	p=,000*	p= ---	p=,000*
GDABDO	,2190*	,3561*	,2930*	,2918*	,3717*	1,0000
	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p= ---

Condition Loin-Rapide

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	-,0697	,4423*	,7324*	,4450*	,1398*
	p= ---	p=,229	p=,000*	p=0,00*	p=,000*	p=,015*
JAMBANT	-,0697	1,0000	-,2351*	,0002	-,1894*	,0353
	p=,229	p= ---	p=,000*	p=,997	p=,001*	p=,542
BICEPSCR	,4423*	-,2351*	1,0000	,5040*	,5835*	-,0219
	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,705
VASTEEXT	,7324*	,0002	,5040*	1,0000	,5980*	,1661*
	p=0,00*	p=,997	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,004*
LGDORSAL	,4450*	-,1894*	,5835*	,5980*	1,0000	,0362
GDABDO	,1398*	,0353	-,0219	,1661*	,0362	1,0000
	p=,015*	p=,542	p=,705	p=,004*	p=,533	p= ---

Condition Près-Normale

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	-,1200*	,2762*	,7850*	,5973*	,1462*
	p= ---	p=,038*	p=,000*	p=0,00*	p=,000*	p=,011*
JAMBANT	-,1200*	1,0000	-,3845*	,1455*	-,0983	,0522
	p=,038*	p= ---	p=,000*	p=,012*	p=,089	p=,368
BICEPSCR	,2762*	-,3845*	1,0000	,2848*	,6771*	,1621*
	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=0,00*	p=,005*
VASTEEXT	,7850*	,1455*	,2848*	1,0000	,6631*	,1546*
	p=0,00*	p=,012*	p=,000*	p= ---	p=0,00*	p=,007*
LGDORSAL	,5973*	-,0983	,6771*	,6631*	1,0000	,1967*
	p=,000*	p=,089	p=0,00*	p=0,00*	p= ---	p=,001*
GDABDO	,1462*	,0522	,1621*	,1546*	,1967*	1,0000
	p=,011*	p=,368	p=,005*	p=,007*	p=,001*	p= ---

Condition Près-Rapide

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	,1337*	,3226*	,8104*	,6051*	,2127*
	p= ---	p=,021*	p=,000*	p=0,00*	p=0,00*	p=,000*
JAMBANT	,1337*	1,0000	-,1011	,2323*	,0205	,1851*
	p=,021*	p= ---	p=,080	p=,000*	p=,724	p=,001*
BICEPSCR	,3226*	-,1011	1,0000	,3292*	,4892*	,1200*
	p=,000*	p=,080	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,038*
VASTEEXT	,8104*	,2323*	,3292*	1,0000	,6396*	,2326*
	p=0,00*	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=0,00*	p=,000*
LGDORSAL	,6051*	,0205	,4892*	,6396*	1,0000	,1253*
	p=0,00*	p=,724	p=,000*	p=0,00*	p= ---	p=,030*
GDABDO	,2127*	,1851*	,1200*	,2326*	,1253*	1,0000
	p=,000*	p=,001*	p=,038*	p=,000*	p=,030*	p= ---

sujet FBB

Condition Loïn-Normale

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	,1582*	,5272*	,6602*	,4523*	,1614*
	p= ---	p=,006*	p=,000*	p=0,00*	p=,000*	p=,005*
JAMBANT	,1582*	1,0000	,4179*	,0416	-,4856*	,8412*
	p=,006*	p= ---	p=,000*	p=,472	p=,000*	p=0,00*
BICEPSCR	,5272*	,4179*	1,0000	,5629*	,1271*	,3171*
	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,028*	p=,000*
VASTEEXT	,6602*	,0416	,5629*	1,0000	,4475*	-,0202
	p=0,00*	p=,472	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,727
LGDORSAL	,4523*	-,4856*	,1271*	,4475*	1,0000	-,3746*
	p=,000*	p=,000*	p=,028*	p=,000*	p= ---	p=,000*
GDABDO	,1614*	,8412*	,3171*	-,0202	-,3746*	1,0000
	p=,005*	p=0,00*	p=,000*	p=,727	p=,000*	p= ---

Condition Loïn-Rapide

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	,2414*	,5805*	,6249*	,4312*	,0703
	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=0,00*	p=,000*	p=,225
JAMBANT	,2414*	1,0000	,5366*	,0787	-,3579*	,6212*
	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,174	p=,000*	p=0,00*
BICEPSCR	,5805*	,5366*	1,0000	,6555*	,3049*	,0569
	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=0,00*	p=,000*	p=,326
VASTEEXT	,6249*	,0787	,6555*	1,0000	,6199*	-,1880*
	p=0,00*	p=,174	p=0,00*	p= ---	p=0,00*	p=,001*
LGDORSAL	,4312*	-,3579*	,3049*	,6199*	1,0000	-,4518*
	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=0,00*	p= ---	p=,000*
GDABDO	,0703	,6212*	,0569	-,1880*	-,4518*	1,0000
	p=,225	p=0,00*	p=,326	p=,001*	p=,000*	p= ---

Condition Près-Normale

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	-,0823	,4737*	,4359*	,5664*	-,0348
	p= ---	p=,155	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,549
JAMBANT	-,0823	1,0000	,1493*	,0555	-,4996*	,8806*
	p=,155	p= ---	p=,010*	p=,338	p=,000*	p=0,00*
BICEPSCR	,4737*	,1493*	1,0000	,6462*	,3267*	,0487
	p=,000*	p=,010*	p= ---	p=0,00*	p=,000*	p=,401
VASTEEXT	,4359*	,0555	,6462*	1,0000	,4391*	,0377
	p=,000*	p=,338	p=0,00*	p= ---	p=,000*	p=,516
LGDORSAL	,5664*	-,4996*	,3267*	,4391*	1,0000	-,3787*
	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,000*
GDABDO	-,0348	,8806*	,0487	,0377	-,3787*	1,0000
	p=,549	p=0,00*	p=,401	p=,516	p=,000*	p= ---

Condition Près-Rapide

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	,2268*	,4869*	,4357*	,4441*	,1519*
	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,008*
JAMBANT	,2268*	1,0000	,4955*	,3360*	-,2942*	,7204*
	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=0,00*
BICEPSCR	,4869*	,4955*	1,0000	,6805*	,2752*	,1104
	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=0,00*	p=,000*	p=,056
VASTEEXT	,4357*	,3360*	,6805*	1,0000	,3992*	,0417
	p=,000*	p=,000*	p=0,00*	p= ---	p=,000*	p=,471
LGDORSAL	,4441*	-,2942*	,2752*	,3992*	1,0000	-,3837*
	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,000*
GDABDO	,1519*	,7204*	,1104	,0417	-,3837*	1,0000
	p=,008*	p=0,00*	p=,056	p=,471	p=,000*	p= ---

sujet LCB

Condition Loin-Normale

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	,3817*	,1937*	,3371*	,3723*	,4611*
	p= ---	p=,000*	p=,001*	p=,000*	p=,000*	p=,000*
JAMBANT	,3817*	1,0000	-,4958*	,6877*	,3383*	,2304*
	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=0,00*	p=,000*	p=,000*
BICEPSCR	,1937*	-,4958*	1,0000	-,3444*	,1526*	,1112
	p=,001*	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,008*	p=,054
VASTEEXT	,3371*	,6877*	-,3444*	1,0000	,4158*	,2761*
	p=,000*	p=0,00*	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,000*
LGDORSAL	,3723*	,3383*	,1526*	,4158*	1,0000	,2987*
	p=,000*	p=,000*	p=,008*	p=,000*	p= ---	p=,000*
GDABDO	,4611*	,2304*	,1112	,2761*	,2987*	1,0000
	p=,000*	p=,000*	p=,054	p=,000*	p=,000*	p= ---

Condition Loin-Rapide

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	,5858*	,1238*	,3123*	,2956*	,1664*
	p= ---	p=,000*	p=,032*	p=,000*	p=,000*	p=,004*
JAMBANT	,5858*	1,0000	-,3578*	,4684*	,3366*	,3562*
	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*
BICEPSCR	,1238*	-,3578*	1,0000	-,3209*	,1195*	-,2857*
	p=,032*	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,039*	p=,000*
VASTEEXT	,3123*	,4684*	-,3209*	1,0000	,2821*	,2696*
	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,000*
LGDORSAL	,2956*	,3366*	,1195*	,2821*	1,0000	-,1218*
	p=,000*	p=,000*	p=,039*	p=,000*	p= ---	p=,035*
GDABDO	,1664*	,3562*	-,2857*	,2696*	-,1218*	1,0000
	p=,004*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,035*	p= ---

Condition Près-Normale

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	,5113*	,2619*	,4923*	,5896*	,7661*
	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=0,00*
JAMBANT	,5113*	1,0000	-,3153*	,8076*	,4100*	,3939*
	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=0,00*	p=,000*	p=,000*
BICEPSCR	,2619*	-,3153*	1,0000	-,1789*	,3228*	,2432*
	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,002*	p=,000*	p=,000*
VASTEEXT	,4923*	,8076*	-,1789*	1,0000	,4168*	,4114*
	p=,000*	p=0,00*	p=,002*	p= ---	p=,000*	p=,000*
LGDORSAL	,5896*	,4100*	,3228*	,4168*	1,0000	,6042*
	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=0,00*
GDABDO	,7661*	,3939*	,2432*	,4114*	,6042*	1,0000
	p=0,00*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=0,00*	p= ---

Condition Près-Rapide

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	,4134*	,1902*	,4323*	,5347*	,5792*
	p= ---	p=,000*	p=,001*	p=,000*	p=,000*	p=,000*
JAMBANT	,4134*	1,0000	-,4228*	,6002*	,2334*	,3140*
	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=0,00*	p=,000*	p=,000*
BICEPSCR	,1902*	-,4228*	1,0000	-,2611*	,3025*	,0420
	p=,001*	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,469
VASTEEXT	,4323*	,6002*	-,2611*	1,0000	,2197*	,3963*
	p=,000*	p=0,00*	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,000*
LGDORSAL	,5347*	,2334*	,3025*	,2197*	1,0000	,1882*
	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,001*
GDABDO	,5792*	,3140*	,0420	,3963*	,1882*	1,0000
	p=,000*	p=,000*	p=,469	p=,000*	p=,001*	p= ---

Sujet YKB

Condition Loïn-Normale

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	-,4541*	,4778*	,0703	,4659*	,0218
	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,225	p=,000*	p=,707
JAMBANT	-,4541*	1,0000	-,3674*	-,1066	-,3001*	,1824*
	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,065	p=,000*	p=,002*
BICEPSCR	,4778*	-,3674*	1,0000	-,1676*	,2508*	-,0336
	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,004*	p=,000*	p=,562
VASTEEXT	,0703	-,1066	-,1676*	1,0000	,5074*	,2351*
	p=,225	p=,065	p=,004*	p= ---	p=,000*	p=,000*
LGDORSAL	,4659*	-,3001*	,2508*	,5074*	1,0000	,3102*
	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,000*
GDABDO	,0218	,1824*	-,0336	,2351*	,3102*	1,0000
	p=,707	p=,002*	p=,562	p=,000*	p=,000*	p= ---

Condition Loïn-Rapide

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	-,2823*	,2071*	,2392*	,3323*	-,0996
	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,000*	p=,085
JAMBANT	-,2823*	1,0000	,1100	-,0621	-,0969	,7354*
	p=,000*	p= ---	p=,057	p=,284	p=,094	p=0,00*
BICEPSCR	,2071*	,1100	1,0000	-,1475*	,1122	,1234*
	p=,000*	p=,057	p= ---	p=,011*	p=,052	p=,033*
VASTEEXT	,2392*	-,0621	-,1475*	1,0000	,5320*	-,2229*
	p=,000*	p=,284	p=,011*	p= ---	p=,000*	p=,000*
LGDORSAL	,3323*	-,0969	,1122	,5320*	1,0000	-,1293*
	p=,000*	p=,094	p=,052	p=,000*	p= ---	p=,025*
GDABDO	-,0996	,7354*	,1234*	-,2229*	-,1293*	1,0000
	p=,085	p=0,00*	p=,033*	p=,000*	p=,025*	p= ---

Condition Près-Normale

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	-,5019*	,2242*	,0910	,3289*	-,1149*
	p= ---	p=,000*	p=,000*	p=,116	p=,000*	p=,047*
JAMBANT	-,5019*	1,0000	-,2844*	,1157*	-,1835*	,2402*
	p=,000*	p= ---	p=,000*	p=,045*	p=,001*	p=,000*
BICEPSCR	,2242*	-,2844*	1,0000	-,0890	,3471*	-,0765
	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,124	p=,000*	p=,186
VASTEEXT	,0910	,1157*	-,0890	1,0000	,4535*	-,0950
	p=,116	p=,045*	p=,124	p= ---	p=,000*	p=,100
LGDORSAL	,3289*	-,1835*	,3471*	,4535*	1,0000	-,0325
	p=,000*	p=,001*	p=,000*	p=,000*	p= ---	p=,575
GDABDO	-,1149*	,2402*	-,0765	-,0950	-,0325	1,0000
	p=,047*	p=,000*	p=,186	p=,100	p=,575	p= ---

Condition Près-Rapide

Variable	SOLEAIRE	JAMBANT	BICEPSCR	VASTEEXT	LGDORSAL	GDABDO
SOLEAIRE	1,0000	-,3680*	,0619	,3191*	,2213*	-,2154*
	p= ---	p=,000*	p=,285	p=,000*	p=,000*	p=,000*
JAMBANT	-,3680*	1,0000	,1673*	-,0528	-,0078	,7060*
	p=,000*	p= ---	p=,004*	p=,362	p=,892	p=0,00*
BICEPSCR	,0619	,1673*	1,0000	,0266	,2151*	,1526*
	p=,285	p=,004*	p= ---	p=,647	p=,000*	p=,008*
VASTEEXT	,3191*	-,0528	,0266	1,0000	,6697*	-,2519*
	p=,000*	p=,362	p=,647	p= ---	p=0,00*	p=,000*
LGDORSAL	,2213*	-,0078	,2151*	,6697*	1,0000	-,1785*
	p=,000*	p=,892	p=,000*	p=0,00*	p= ---	p=,002*
GDABDO	-,2154*	,7060*	,1526*	-,2519*	-,1785*	1,0000
	p=,000*	p=0,00*	p=,008*	p=,000*	p=,002*	p= ---

Annexe 3

Test Post-Hoc HSD

Tests de comparaison Post-Hoc, extrait de l'aide du logiciel Statistica 5.0 pour Windows

"Post-Hoc Comparison of Means

This dialog provides a choice of various post-hoc procedures. You may refer to the Overview section for a discussion of the basic logic behind these tests. Discussions of post-hoc procedures are also provided in Winer (1962), Hays (1988), or Milliken and Johnson (1984). In short, usually, after obtaining a statistically significant F test from the ANOVA, one wants to know which means contributed to the effect; that is, which groups are particularly different from each other. One could of course perform a series of simple t-tests to compare all possible pairs of means. However, such a procedure would capitalize on chance. This means that the reported probability levels would actually overestimate the statistical significance of mean differences. Without going into much detail, suppose you took 20 samples of 10 random numbers each, and computed 20 means. Then, take the group (sample) with the highest mean and compare it with that of the lowest mean. The t-test for independent samples will test whether or not those two means are significantly different from each other, provided that they were the only two samples taken. Post-hoc comparison techniques on the other hand, specifically take into account the fact that more than two samples were taken.

Post-hoc Comparison of Means dialog:

LSD test: This test is equivalent to the t-test for independent samples, based on the n in the groups involved in the comparison. It offers the least amount of protection against the increased alpha error rate due to multiple post-hoc comparisons. After choosing this option, a matrix of p-values will be displayed in a Scrollsheet. These p-values indicate the post-hoc significance levels for the respective pairs of means.

Scheffé test: This option will bring up a Scrollsheet with the post-hoc p-levels for the Scheffé test. The Scheffé test is usually more conservative than the Newman-Keuls or Duncan test (see Winer, 1962).

Newman-Keuls test & critical ranges: This test is based on the studentized range statistic. Computationally, STATISTICA first sorts the means into ascending order. For each pair of means STATISTICA then assesses the probability under the null hypothesis (no differences between means in the population) of obtaining differences between means of this (or greater) magnitude, given the respective number of samples. Thus, it actually tests the significance of ranges, given the respective number of samples. Note that STATISTICA does not merely report cut-off values for p, but will compute the actual probabilities based on the distribution of the studentized range statistics.

Duncan's multiple range test & critical ranges: This test is based on the same logic as the Newman-Keuls procedure; however, it uses a less conservative test criterion (see, for example, Milliken & Johnson, 1984).

Tukey HSD (honest significant difference) test: *The Tukey HSD test falls between the Newman-Keuls and Scheffé procedures with regard to conservatism.*

Tukey HSD for unequal sample sizes (Spjotvoll & Stoline test): *This test is a generalization of Tukey's test to the case of unequal sample sizes (see Spjotvoll & Stoline, 1973, p. 975).*

Ce test Post-Hoc a été retenu pour deux raisons :

- ce test est plus restrictif que le test de Newman-Keuls
- ce test sait manipuler des échantillons de taille inégale.

UNIVERSITÉ DE BOURGOGNE

Unité de Formation et de Recherche en Sciences et Techniques des
Activités Physiques et Sportives

Étude des synergies musculaires lors de la saisie et de la repose d'un objet au sol

L'objet de notre travail était d'étudier les synergies de L'activité musculaire pour un mouvement de saisie puis de repose d'un objet, effectué par un sujet humain. Les synergies sont un mode de contrôle du système nerveux central, visant à simplifier la commande musculaire. Elles consistent en une co-variation de l'activité musculaire et sa coordination temporelle. Ce mode de contrôle contribue à accroître l'efficacité du mouvement et la stabilité de la posture.

A partir de mesures réalisées dans le plan sagittal par un système d'acquisition de positions tridimensionnelles ainsi que d'une mesure couplée de l'activité électromyographique (EMG) des muscles impliqués dans la réalisation de la tâche (Long Dorsal, Grand Droit Abdominal, Vaste Externe, Biceps Crural, Soléaire, Jambier Antérieur), situés sur le coté gauche du sujet, les valeurs de corrélation des niveaux d'activités EMG mesurées ont été calculée après normalisation temporelle. Les résultats indiquent une co-variation de l'activité des Soléaire/Long Dorsal et Biceps Crural/Long Dorsal sur l'ensemble de la tâche réalisée à vitesse d'exécution spontanée.

En étudiant la tâche dans sa réalisation à vitesse maximale, la co-variation de l'activité du Soléaire/Long Dorsal n'est plus mise en évidence alors que la co-variation de l'activité du Biceps Crural/Long Dorsal est maintenue. L'influence sur la réalisation de la tâche de deux distances de saisie a été étudiée. La distance ne semble pas être un paramètre altérant les patterns d'amplitude de l'activité EMG, contrairement à l'effet de la vitesse de réalisation.

L'ensemble des résultats montre que la réalisation de la tâche de saisie et de repose au sol entraîne une modification des patterns d'amplitude de l'activité EMG qui dépendent de la vitesse et non de la distance de saisie. Le programme moteur décrivant la tâche serait différent entre la réalisation à vitesse spontanée et à vitesse maximale. L'étude des synergies a montré, pour les muscles étudiés, que le nombre de celles-ci diminue lorsque la vitesse de réalisation devient maximale. Le caractère conduit de cette tâche tendrait à diminuer avec la vitesse de réalisation tout comme les synergies de type co-variation.

Mots clefs : Synergie ; Electromyographie ; Posture ; Saisie ; Repose ; Tâche complexe.

Study of muscular whole body synergies during the grasping and resting of an object on the ground

The purpose of our work was to study the synergies of the muscular activity for a movement of seizure then of rest of an object, carried out by a human subject. Synergies are a mode of control of the central nervous system, aiming at simplifying the muscular command. They consist in a co-variation of the muscular activity and its temporal coordination. This mode of control contributes to increase the efficiency of the movement and the stability of the posture.

From measurements made in the sagittal plane by a three-dimensional position acquisition system and a coupled measurement of the electromyographic (EMG) activity of the muscles involved in the task (Long Dorsal, Abdominal rectus, Vastus Externus, Biceps Crural, Soleus, Anterior Leg), located on the left side of the subject, the correlation values of the levels of EMG activity measured were calculated after temporal normalization. The results indicate a co-variation of the activity of the Soleus/Long Dorsal and Biceps Crural/Long Dorsal over the whole task performed at spontaneous execution speed.

By studying the task at maximum speed, the co-variation of the soleus/long dorsal activity is no longer highlighted, whereas the co-variation of the Biceps Crural/long dorsal activity is maintained. The influence of two grasping distances on task performance was studied. Distance does not appear to be a parameter altering the amplitude patterns of EMG activity, unlike the effect of speed of completion.

The overall results show that performing the grasping and resting task on the ground leads to a modification of the amplitude patterns of the EMG activity which depend on the speed and not on the grasping distance. The motor program describing the task would be different between the realization at spontaneous speed and at maximal speed. The study of synergies showed, for the muscles studied, that the number of synergies decreases when the speed of execution becomes maximal. The driven character of this task tends to decrease with the speed of execution, as do the co-variation type synergies.

Key words: Synergy; Electromyography; Posture; Grasping; Resting; Complex task.