Analyse biomécanique et électromyographique des éléments d'anticipation de l'initiation de déplacement en fauteuil roulant manuel

Soufien Chikh

▶ **To cite this version:**

Soufien Chikh. Analyse biomécanique et électromyographique des éléments d'anticipation de l'initiation de déplacement en fauteuil roulant manuel. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2015. Français. NNT : 2015VALE0017 . tel-01286107

HAL Id: tel-01286107

https://theses.hal.science/tel-01286107

Submitted on 10 Mar 2016

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

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

Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis

Thèse de doctorat

Pour obtenir le grade de Docteur de l'Université de

VALENCIENNES ET DU HAINAUT-CAMBRESIS

Discipline : **Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives STAPS**

Présentée et soutenue par

Soufien CHIKH

Le 19 Juin 2015, à Valenciennes

Ecole doctorale :
Sciences Pour l'Ingénieur (SPI)

Equipe de recherche, laboratoire :
Décision, Emotion et Motricité Humaine (DEMOH)
Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH UMR CNRS 8201)

Analyse biomécanique et électromyographique des éléments d'anticipation de l'initiation du déplacement en fauteuil roulant manuel

JURY

Président du jury : Jacques Larue

Rapporteurs
- LARUE, Jacques. Professeur des Universités. Université d'Orléans.
- DZIRI, Catherine. Professeur des Universités. Faculté de Médecine de Tunis, Université de Tunis El Manar, Tunisie.

Examinateurs
- THEVENON, André. Professeur des Universités-PH. CHRU de Lille - Faculté de Médecine, Université de Lille 2.
- PRADON, Didier. Ingénieur Hospitalier-HDR, CHU Raymond Poincaré Université de Versailles.

Directeurs
- WATELAIN, Eric. Maître de Conférences HDR, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.
- GARNIER, Cyril. Maître de Conférences HDR, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.

Membre invité
- BOUDET, Samuel. Maître de Conférences, Faculté de Médecine et de Maïeutique de Lille.

Résumé

Les Personnes à Mobilité Réduite (PMR) souffrent souvent de limitations au cours de la locomotion. Plusieurs outils sont à leurs dispositions pour les aider et les assister dans leur déplacement, plus particulièrement le Fauteuil Roulant Manuel (FRM) ou électrique. *Ces travaux de thèse se focalisent sur les interactions entre le sujet et le FRM afin de déterminer des éléments prédictifs du déplacement à venir dans l'optique d'une aide à la locomotion*.

Comprendre l'Interaction Homme-FRM (IHF) est un enjeu actuel afin d'améliorer le déplacement et d'optimiser la performance ainsi que le confort, en minimisant la fatigue et les risques des blessures. Pour contribuer à mieux comprendre voire améliorer cette IHF, un ensemble d'études centrées sur une *analyse biomécanique et électromyographique des éléments d'anticipation de l'Initiation du Déplacement en FRM (ID-FRM)* a été réalisé au cours de ces travaux de thèse. Cet ensemble d'études porte sur i) les Activités Musculaires Anticipatoires (AMA) en position assise pour interroger la prédictibilité des mouvements au regard de ses paramètres préalables ; ii) l'évolution des patterns musculaires et des pressions sur l'assise lors de l'ID-FRM, pour interroger l'adaptabilité ou la spécificité des paramètres initiaux lors de différents déplacements en FRM chez des sujets valides. ; iii) l'évolutions des patterns musculaires et des pressions sur l'assise lors de l'ID-FRM chez des sujets blessés médullaires et ; iv) l'analyse multi-variée des paramètres de l'ID-FRM.

Le SNC présente des capacités d'adaptabilité importantes au mouvement à venir en ajustant les commandes motrices aux conditions physiologiques globales du sujet. Cette adaptabilité a conduit à des pourcentages importants de prédiction et elle peut être enregistrée au travers d'éléments macroscopiques permettant d'envisager des systèmes d'aide au déplacement, notamment pour les PMR.

Mots-clés : FRM, Initiation, Prédiction, Anticipation, APA, EMG, COP, Analyse multivariée, Régression logistique, ACP, Interaction Homme-FRM, Coordination bras-tronc.

Abstract

People with Disabled Mobility (PDM) often suffer from limitation during locomotion. Several tools are at their disposal to help and assist them in their displacement, specifically the electric or the Manual Wheelchair (MW). *This thesis works focuses on the Human-MW-Interaction (H-MW-I) subject to determine elements predictors of forthcoming displacement with a view of aid to locomotion.*

Understanding (H-MW-I) is a current challenge to improve the displacement and optimize the performance as well as comfort, by minimizing fatigue and injury risk . In order to enhance understanding and even improving the (H-MW-I), a set of studies focusing on *Biomechanics and electromyographic analysis of anticipation elements of the Manual Wheelchair Initiation Displacement* (MW-ID) was performed during the thesis works. This set of studies focuses on i) Anticipatory Muscular Activities (AMA) in the sitting position to question the predictability of the movements in relation to its prior parameters; ii) evolution of muscular patterns and pressures on the seat when MW-ID to question the adaptability or specificity of the initial parameters during various displacements using MW in healthy subjects ; iii) evolution of muscular patterns and pressures on the seat when MW-ID in spinal cord injury subjects and; iv) multivariate analysis of the MW-ID parameters.

The CNS presents an important capacity of adaptability to the forthcoming movement by adjusting motor commands to the global physiological condition of the subject. This adaptability has led to significant percentages prediction and it can be saved through macroscopic elements to envisage help systems to displacement for PDM.

Keywords : Wheelchair, Initiation, Prediction, Anticipation, CNS, APA, EMG, COP, Multivariate analysis, logistic regression, ACP, Human-MW-Interaction, Arm-trunk coordination.

Remerciements

Trouver les mots adéquats aux personnes qui m'ont aidé durant l'élaboration de ce travail de thèse est un exercice difficile. C'est l'occasion d'exprimer ma sincère gratitude aux personnes qui m'ont aidé, soutenu et souhaité la réussite.

Pour entamer, je m'adresse à mes directeurs de thèse : Monsieur **Cyril Garnier** & Monsieur **Eric Watelain.** Merci pour vos efforts d'encadrement et de suivi de ce travail quotidien, vos consignes et votre disponibilité. Merci pour vos qualités professionnelles et humaines. Merci pour m'avoir faire confiance et m'avoir offert de très bonnes conditions de réussite. Merci pour vos encouragements et motivations. Un grand plaisir de travailler sous votre direction. Je suis arrivé à rédiger cette thèse grâce à vous, **merci**.

J'adresse mes sincères remerciements à Monsieur **Jaques Larue** & Madame **Catherine Dziri** pour avoir accepté de rapporter et expertiser mon travail. Je souhaiterai également adresser mes remerciements chaleureux à Monsieur **Houcine Ezzedine**, pour l'ensemble de vos efforts, votre aide, vos consignes et pour vos qualités professionnelles et humaines.

Je tiens pareillement à remercier **l'Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis** et le laboratoire **LAMIH** qui m'ont accueilli et m'ont offert l'opportunité de réaliser cette thèse dans des conditions favorables, plus particulièrement Monsieur **Thierry-Marie Guerra**, directeur du LAMIH et Monsieur **Frank Barbier**, directeur du département SHV. Je remercie l'ensemble de l'**Equipe SHV** pour les interactions scientifiques et humaines que j'ai eu. Mes remerciements vont également à la **Faculté de Médecine et de Maïeutique de Lille** et à **l'Hôpital Raymond-Poincaré-Garches**, qui m'ont ouvert leurs portes et m'ont permis d'acquérir une expérience considérable. Je tiens pareillement à remercier Monsieur **Samuel Boudet**, Monsieur **Didier Pradon** et Monsieur **Antonio Pinti** pour avoir accepté de collaborer à ce travail et à l'ensemble de vos efforts et vos consignes. Mes sincères remerciements à Monsieur **Philippe Pudlo**, pour vos encouragements et vos consignes, pour votre apport professionnel et humain. Je m'adresse à également ici à Monsieur **Bachir Zoudji** pour exprimer mes sincères remerciements pour vos efforts et votre encadrement durant mes deux ans de **Master.**

Mes pensées profondes, enfin, à ma famille et mes amis à **KERKENNAH-TUNISIE**, pour leurs encouragements et leurs soutiens. Je profite aussi de l'occasion pour remercier mes amis et mes collègues, Monsieur **Aimen Khacharem**, Monsieur **Anis Toumi**, Madame **Imen Bouriga,** Monsieur **Selem Charfi** et Monsieur **Raphael Pionnier**.

Liste des abréviations

2D : deux dimensions
3D : trois dimensions

A : Article
A3D : Analyse en trois Dimensions
ACP : Analyse en Composante Principale
ADP : Adducteur de Pouce
AM : Action Motrice
AMA : Activité Musculaire Anticipatoire
AMV : Analyse MultiVariée
AP : Antéropostérieur
APA : Ajustement Postural Anticipatoire
APC : Ajustement Postural Compensatoire
ARC : Arc de Cercle
AVC : Accident Vasculaire Cérébral

BB : Biceps Brachial
BF : Biceps Fémoral
BR : BRachial

c : controlatéral
CE : Critère d'Exclusion
CF : Composante Focale
CG : Comparateur Global
CI : Critère d'Inclusion
CL : Comparateur Local
CM : Contact des Mains
COM : Centre de Masse
COP : Centre de Pression
CP : Composante Posturale
CVM : Contraction Volontaire Maximale

DA : Deltoïde Antérieur
DLOP : double boucle au-dessus de la propulsion
DP : Deltoïde Postérieur

E: Extension
ECR : Extenseur de Carpe Radial
EEG : Electro-EncéphaloGramme
EMG : ElectroMyoGramme
ES : Erecteur Spinal

F : Flexion
FA : Fin de l'Angle
FCR : Fléchisseur de Carpe Radial
FDIM : premier muscle interosseux dorsal
FPL : Fléchisseur de Pouce
FR : Fauteuil Roulant
FRM : Fauteuil Roulant Manuel

GDA : Grand Droit de l'Abdomen
G1 : Groupe des sujets sains

G2 : Groupe des sujets avec blessure médullaire
GL : jumeaux latéral
GM : Grand Fessier

I : Intégral
i : ipsilatéral
ID-FRM : Initiation du Déplacement du FRM
IF : Ischio-Fémoral
IR : Intensités Relatives
IE : Infra Epineux
IT : Trapèze Inférieur

LD : grand dorsal
LME : Lésion de la Moelle Epinière

M10 : Mains à 10h10
MA : Mains Apex
MA : Moyenne d'Amplitude
MC : Main Cuisse
MCR : Mains CRoisées
ML : Médio Latérale
MR : Main Roue
MRL : Latence Moyenne Relative

N° : Numéro
NA : Normalisé par rapport à la valeur moyenne
NF : Normalisé par rapport à une Fraction de son amplitude de variation totale
NM : Normalisé par rapport au Maximum

OE : Oblique Externe
OI : Oblique Interne

P1 : de T4 à T3 : Période préalable à l'acquisition : préparation du sujet
P2 : de T3 à T2 : Période préparatoire1 : absence de la tâche
P3 : de T2 à T1 : Période préparatoire2 : présentation de la tâche
P4 : de T1 à TR : Période de réaction. De TR à T0 : début d'exécution
P5 : de T0 à T : Période de déplacement proprement dit du sujet en FRM
PM : Pectoral Majeur
PMR : Personne à Mobilité Réduite
PP : Phase de Poussée
PRA : Phase de Retour Aérien
Pré-APA : Pré- Ajustement Posturale Anticipatoire
Pro : Pronation

Q : Quantification

REF : Référence
RF : droit fémoral
RLB : Regression Logistique Binaire
RMS : Root Mean Square

SC : Semi-Circulaire
SLOP : simple boucle au-dessus de la propulsion
SNC : Système Nerveux Central
SOL : Soléaire

ST : Trapèze Supérieur
Sup : Supination

T : temps d'activation du "*prime mover*"
T0 : temps d'initiation du déplacement du FRM
T1 : signal de départ : GO
T2 : annonce du type de déplacement à effectuer et placement en conséquence
T3 : début d'acquisition d'essaie
T4 : préparation du sujet dans la zone de départ et placement convenable de ses mains
TA : Tibial Antérieur
TB : Triceps Brachial
TFL : Tensor Fasciae Latae
TMS : Trouble Musculo-Squelettique
TR : Temps de Réaction de sujet
TrA : Traverse de l'Abdomen

VM : Vitesse Maximale
VN : Vitesse Normale
VV : Vérification Visuelle

Sommaire

Chapitre I. Cadre théorique

I.1. Introduction 1

I.2. Interaction Homme-FRM 3

I.2.1. La propulsion 3

I.2.1.1. Le cycle de propulsion 3

I.2.1.2. Les différentes stratégies de propulsion 3

I.2.1.3. La sollicitation musculaire 4

I.2.2. Le déplacement 6

I.3. L'initiation du mouvement 8

I.3.1. Ajustements Posturaux Anticipatoires (APA) 9

I.3.2. Position debout *vs.* Position assise 9

I.4. La prédictibilité du mouvement 10

I.4.1. Prédictibilité basée sur les signaux corticaux 10

I.4.2. Prédictibilité basée sur les signaux électromyographiques 11

I.4.3. Prédictibilité basée sur le déplacement du COP 12

I.4.4. Prédictibilité basée sur l'observation de la cinématique segmentaire 12

I.5. Objectifs et hypothèses 13

Chapitre II. Etude 1. Revue systématique de littérature

Activités Musculaires Anticipatoires (AMA) en position assise : les paramètres préalables aux mouvements sont-ils prédictifs chez le sujet adulte ?

II.1. Introduction 16

II.2. Méthode 18

II.2.1. Etape 1 : Recherche des articles 18

II.2.2. Etape 2 : 1ère sélection des articles 18

II.2.3. Etape 3 : 2e sélection des articles 18

II.3. Résultats 19

II.3.1. Articles retenus 20

II.3.2. Sujets, objectifs et mouvements étudiés 20

II.3.3. Muscles étudiés et approche générale de traitement des signaux 20

II.3.4. Conditions de mesure et principaux résultats 20

II.3.5. Adaptabilité et prédictibilité des AMA 31
II.4. Discussion..... 35
II.4.1. Les AMA lors de différents mouvements volontaires en position assise 35
II.4.1.1. AMA et mouvements au niveau des différentes articulations 36
II.4.1.1.1. Mouvement de l'épaule 36
II.4.1.1.2. Mouvement du poignet 37
II.4.1.1.3. Mouvement de l'index 37
II.4.1.1.4. Mouvement de la hanche 38
II.4.2. Adaptabilité des AMA aux paramètres globaux du mouvement à venir en position assise 38
II.4.2.1. AMA et vitesse du mouvement 38
II.4.2.2. AMA et direction du mouvement 39
II.4.2.3. AMA et stabilité posturale 39
II.4.2.4. AMA et masse de l'objet manipulé 40
II.4.3. Dans quelles mesures les paramètres des AMA sont-ils prédictifs du mouvement à venir ? 41
II.4.3.1. Prédiction à partir de la durée d'AMA? 41
II.4.3.2. Prédiction à partir de l'ordre des AMA? 42
II.4.3.3. Prédiction à partir de l'amplitude des AMA? 42
II.4.4. Synthèse 43
II.5. Conclusion.. 46

Chapitre III. Etude 2. 1ère expérimentation

Evolutions des patterns musculaires et des pressions sur l'assise lors de l'initiation du déplacement en FRM : les paramètres initiaux sont-ils spécifiques des différents déplacements à venir chez des sujets valides?

III.1. Introduction 48
III.2. Méthode... 50
III.2.1. Population 50
III.2.2. Outils, mesures et variables 50
III.2.2.1. Outils 50
III.2.2.2. Variables et Mesures 51

III.2.3. Tâches et Procédures 53
III.2.3.1. Tâches 53
III.2.3.2. Procédures 54
III.2.4. Analyse des données 54
III.2.4.1. Données EMG 54
III.2.4.1.1 Niveau de contraction musculaire 54
III.2.4.1.2. Instants d'*onset* et d'*offset* 55
III.2.4.1.3. Intensité relative des APA et des APC 55
III.2.4.2. Données issues de la nappe de pression 57
III.2.4.2.1. Distances parcourues par le COP 57
III.2.4.2.2. Vitesse nette du COP 57
III.2.4.2.3. Trajectoire du COP 58
III.2.5. Statistiques 58
III.3. Résultats.... 58
III.3.1. Adaptabilité des paramètres de la composante focale 59
III.3.1.1. Paramètres temporels des activations musculaires 59
III.3.1.1.1. Durée d'activation de la première bouffée 59
III.3.1.1.2. Temps d'activation préalable 64
III.3.1.2. Intensité relative 70
III.3.1.2.1. De la première bouffée 70
III.3.1.2.2. Intensité relative d'activation préalable 74
III.3.3. Adaptabilité des paramètres de la *CP* : les APA et les APC 79
III.3.3.1. Effet de la vitesse 79
III.3.3.2. Effet de la direction 79
III.3.4. Données du COP 84
III.3.4.1. Vitesse du COP 84
III.3.4.2. Trajectoire de COP 86
III.4. Discussion.. 88
III.4.1. Patterns musculaires 88
III.4.2. Données de COP 90
III.4.3. Discussion générale 91
III.5. Conclusion 92

Chapitre IV. Etude 3. 2nde expérimentation

Evolutions des patterns musculaires et des pressions sur l'assise lors de l'initiation du déplacement en FRM chez des sujets blessés médullaires : effet du placement des mains et du niveau d'atteinte médullaire

IV.1. Introduction 94
IV.1.1. Le placement des mains et l'amplitude des mouvements des bras 94
IV.1.2. Les mouvements de propulsion en relation avec la blessure médullaire 95

IV. 2. Méthode.... 96
IV.2.1. Population 96
IV.2.2. Outils, variables et mesures 97
IV.2.2.1. Outils 97
IV.2.2.2. Variables et mesures 98
IV.2.3. Tâches & Procédures 98
IV.2.3.1. Tâches 98
IV.2.3.2. Procédure 100
IV.2.4. Analyse des données 100
IV.2.5. Statistiques 100
IV.3. Résultats 101
IV.3.1. Effet de la blessure médullaire sur les patterns musculaires et les paramètres de déplacement du COP 101
IV.3.1.1. Effet de la blessure médullaire sur les patterns musculaires 101
IV.3.1.1.1. Effet de la blessure médullaire sur les paramètres temporels des activations musculaires 101
IV.3.1.1.2. Effet de la blessure médullaire sur les paramètres d'IR des activations musculaires 101
IV.3.1.2. Effet de la blessure médullaire sur les paramètres de déplacement du COP . 106
IV.3.2 Evolutions des patterns musculaires et des vitesses du COP sur les deux populations confondues 107
IV.3.2.1. Effet du placement des mains 107
IV.3.2.2. Effet de la vitesse 116
IV.3.2.3. Effet de la direction 117
IV.4. Discussion.. 119
IV.4.1. Effet de la blessure médullaire 119
IV.4.2. Evolutions des patterns musculaires et des vitesses de COP chez tous les sujets . 122
IV.4.2.1. Effet du placement des mains 122
IV.4.2.2. Effet de la vitesse 123
IV.4.2.3. Effet de la direction 124
IV.4.3. Discussion générale 125
IV.5. Conclusion 126

Chapitre V. Etude 4. Modélisation prédictive multivariée et perspectives

V.1. Introduction 129
V.2. Protocole et méthode 132
V.2.1. Les différentes familles de signaux 133
V.2.2. Analyse en Composante Principale 135
V.2.3. Régression Logistique Binaire 135
V.3. Résultats.... 136
V.3.1. Analyse en Composante Principale 136
V.3.1.1. ACP chez les sujets sains 136
V.3.1.2. ACP chez les sujets BM 140
V.3.2. Régression Logistique Binaire 143
V.3.2.1. Résultats issus de l'étude des sujets sains 144
V.3.2.1.1. Traitement à partir des signaux EMG 144
V.3.2.1.2. Traitement à partir des signaux de nappe de pression 145
V.3.2.1.3. Traitement à partir des signaux EMG et nappe de pression 146
V.3.2.2. Résultats issus de l'étude des sujets BM 146
V.3.2.2.1. Traitement à partir des signaux EMG 146
V.3.2.2.2. Traitement à partir des signaux de nappe de pression 147
V.3.2.2.3. Traitement à partir des signaux EMG et nappe de pression 148
V.4. Discussion et perspectives 149
V.4.1. Discussion des résultats préliminaires 150
V.4.2. Perspectives 155
V.4.2.1. Perspectives de traitement de données et d'expérimentations 155
V.4.2.2. Perspectives applicatives 157
V.5. Conclusion générale 158

Liste des figures

Chapitre 1 : Cadre théorique

Figure I.1. Les principaux éléments constituants un FRM 2
Figure I.2. Le cycle de propulsion en FRM et les principales phases 3
Figure I.3. Les différentes stratégies de propulsion en FRM d'après Boninger et al. (2002) ... 4
Figure I.4. Périodes d'activités musculaires mesurées par électromyographie de surface lors de la propulsion en FRM 5
Figure I.5. Décours temporel des actions lors de l'initiation d'un mouvement définissant les Ajustements Posturaux Anticipatoires (APA) et Compensatoire (APC) 8

Chapitre 2 : Etude 1

Figure II.1. Schématisation de la recherche bibliographique 126
Figure II.2. Relation entre les paramètres temporels de survenue des AMA du tronc et le mouvement à venir en fonction de l'activation du *prime mover*..... 45

Chapitre 3 : Etude 2

Figure III.1. Exemples de deux conditions de départ d'un déplacement du sujet en FRM condition mains sur les roues..... 53
Figure III.2. Schéma du découpage temporel des fenêtres : de base (-500 à -350), des APA (-100 à +50) et des APC (+50 à +200)..... 56
Figure III.3. Durée d'activation de la bouffée en ms, du PM-D et PM-G, condition MR 61
Figure III.4. Durée d'activation de la bouffée en ms, du DP-D et DP-G, condition MR..... 62
Figure III.5. Durée d'activation de la bouffée en ms, du DP-D et DP-G, condition MC..... 63
Figure III.6. Temps d'activation préalable en ms, du DA-D et DA-G, condition MR 66
Figure III.7. Temps d'activation préalable en ms, du PM-D et PM-G, condition MR 67
Figure III.8. Temps d'activation préalable en ms, du DA-D et DA-G, condition MC 68
Figure III.9. Temps d'activation préalable en ms, du PM-D et PM-G, condition MC 69
Figure III.10. IR d'activation de DP-D et DP-G, condition MR..... 72
Figure III.11. IR d'activation de DA-D et DA-G, condition MR..... 73
Figure III.12. IR d'activation préalable de BB-D et BB-G, condition MR..... 76
Figure III.13. IR d'activation préalable de DP-D et DP-G, condition MR 77
Figure III.14. IR d'activation préalable de DP-D et DP-G, condition MC 78
Figure III.15. IR des APA en bleu et des APC en rouge, conditions MR 82
Figure III.16. IR des APA en bleu et des APC en rouge, conditions MC 83
Figure III.17. Vitesse de déplacement de COP dans l'axe AP, ML et en 2D 85
Figure III.18. Trajectoires de déplacement du COP dans l'axe AP et ML 87

Chapitre 4 : Etude 3

Figure IV.1. Découpage temporel des différentes périodes d'acquisition..... 99
Figure IV.2. Effet de la BM sur les temps d'activation préalable, en ms, chez les deux groupes, toutes conditions confondues..... 103

Figure IV.3. Effet de la BM sur les durées d'activation de la bouffée chez les deux groupes toutes conditions confondues 103
Figure IV.4. Effet de la BM sur les IR d'activations préalables normalisées par rapport à la CVM chez les deux groupes, toutes conditions confondues 105
Figure IV.5. Effet de la BM sur les IR d'activation de la bouffée normalisée par rapport à la CVM chez les deux groupes, toutes conditions confondues 105
Figure IV.6. Effet de la BM sur les vitesses de déplacement du COP en 2D, ML et AP toutes conditions confondues 106
Figure IV.7. Effet du placement des mains sur les IR d'activation des bouffées, chez les deux groupes, toutes conditions confondues 108
Figure IV.8. Effet du placement des mains sur les IR d'activation préalables, chez les deux groupes, toutes conditions confondues 110
Figure IV.9. Effet de placement des mains sur la durée de la bouffée chez les deux groupes, toutes conditions confondues 112
Figure IV.10. Effet de placement des mains sur le temps d'activation préalable chez les deux groupes, toutes conditions confondues 114
Figure IV.11. Effet du placement des mains sur les vitesses de déplacement du COP, chez les deux groupes, toutes conditions confondues 115
Figure IV.12. Effet de la vitesse sur les vitesses de déplacement du COP, chez les deux groupes, toutes conditions confondues 116

Chapitre 5 : Etude 4

Figure V.1. Les différentes familles de signaux choisies pour l'ensemble des déplacements réalisés par les deux groupes 134
Figure V.2. Modèle hiérarchique des régressions logistiques binaires 136
Figure V.3. ACP de la direction à partir des IR préalable chez les sujets sains 137
Figure V.4. ACP de la vitesse à partir des IR de la bouffée chez les sujets sains 138
Figure V.5. ACP de la vitesse à partir de la durée de la bouffée chez les sujets sains 139
Figure V.6. ACP de la vitesse à partir des IR de la bouffée chez les sujets BM 141
Figure V.7. ACP de la vitesse à partir des vitesses du COP chez les sujets BM 142

Liste des tableaux

Chapitre 2 : Etude 1

Tableau II.1. Principales caractéristiques des 21 études retenues 22
Tableau II.2. Caractéristiques de la 'population' d'articles retenues 26
Tableau II.3. Muscles étudiés et modalité(s) d'utilisation de l'EMG 27
Tableau II.4. Conditions de mesures et principaux résultats 30
Tableau II.5. Adaptabilité et prédictibilité des AMA 34

Chapitre 3 : Etude 2

Tableau III.1. Effet de la vitesse et de la direction du déplacement du sujet en FRM sur la durée de la bouffée des activations musculaires en condition MC et MR 60
Tableau III.2. Effet de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur le temps préalable des activations musculaires condition MC et MR 65
Tableau III.3. Effet de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur les IR d'activation de la bouffée condition MC et MR 71
Tableau III.4. Effet de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur les IR d'activations préalables en conditions MC et MR 75
Tableau III.5. Effet de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur les IR des APA et les APC lors des conditions MC et MR 81
Tableau III.6. Effet de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur la vitesse de déplacement du COP 84
Tableau III.7. Effet du temps et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur la trajectoire de déplacement du COP 86

Chapitre 4 : Etude 3

Tableau IV.1. Caractéristiques des différents sujets BM participants à l'expérimentation 97
Tableau IV.2. Les différentes conditions expérimentales 99
Tableau IV.3. Effet de la BM sur les paramètres temporels des activations musculaires 102
Tableau IV.4. Effet de la BM sur les IR d'activations musculaires, chez les deux groupes 104
Tableau IV.5. Effet de la BM sur les vitesses de déplacement du COP en 2D, ML et AP 106
Tableau IV.6. Effet du placement des mains sur les IR d'activation des bouffées, normalisées par rapport à la CVM, chez les deux groupes 107
Tableau IV.7. Effet du placement des mains sur les IR d'activation préalable, chez les deux groupes 109
Tableau IV.8. Effet du placement des mains sur les durées de bouffées des DA, DP, BB, PM à droite et à gauche, chez les deux groupes 111
Tableau IV.9. Effet du placement des mains sur les temps d'activations préalables chez les deux groupes 113
Tableau IV.10. Effet du placement des mains sur les vitesses de déplacement du COP chez les deux groupes 115
Tableau IV.11. Effet de la vitesse sur les patterns musculaires 116

Tableau IV.12. Effet de la direction sur les patterns musculaires 118
Tableau IV.13. Effet la direction sur les vitesses de déplacement du COP en 2D, ML et AP, chez les deux groupes, toutes conditions confondues 119

Chapitre 5 : Etude 4

Tableau V.1. Synthèse des variables dépendantes aux poids les plus importants pour les sujets sains et les sujets BM suite à l'ACP 143
Tableau V.2. Prédiction de la direction avant *vs.* latérale à partir des signaux EMG chez les sujets sains 144
Tableau V.3. Prédiction de la direction droite *vs.* gauche à partir des signaux EMG chez les sujets sains 144
Tableau V.4. Prédiction de la vitesse VN *vs.* VM à partir des signaux EMG chez les sujets sains 145
Tableau V.5. Prédiction de la direction avant *vs.* latéral à partir des signaux de nappe de pression chez les sujets sains 145
Tableau V.6. Prédiction de la vitesse VN *vs.* VM à partir des signaux de nappe de pression chez les sujets sains 145
Tableau V.7. Prédiction de la direction avant *vs.* latéral à partir des signaux EMG et nappe de pression chez les sujets sains 146
Tableau V.8. Prédiction de la vitesse VN *vs.* VM à partir des signaux EMG et nappe de pression chez les sujets sains 146
Tableau V.9. Prédiction de la direction avant *vs.* gauche à partir des signaux EMG chez les sujets BM 147
Tableau V.10. Prédiction de la vitesse VN *vs.* VM à partir des signaux EMG chez les sujets BM 147
Tableau V.11. Prédiction de la direction avant *vs.* gauche à partir des signaux nappe de pression chez les sujets BM 147
Tableau V.12. Prédiction de la vitesse VN *vs.* VM à partir des signaux nappe de pression chez les sujets BM 148
Tableau V.13. Prédiction de la direction avant *vs.* gauche à partir des signaux EMG et nappe de pression chez les sujets BM 148
Tableau V.14. Prédiction de la vitesse VN *vs.* VM à partir des signaux EMG et nappe de pression chez les sujets BM 148
Tableau V.15. Synthèse des variables prédictives des modèles par RLB chez les sujets sains et les sujets BM 149

Chapitre I

Cadre théorique

Chapitre I. Cadre théorique

I.1. Introduction

Historiquement, c'est en 525 avant J.-C que Kamenetz (1969) date l'apparition ou la naissance du premier Fauteuil Roulant Manuel (FRM). Plus généralement, il est classiquement considéré deux époques d'évolution de cette aide technique : le FRM pré moderne jusqu'à 1950, et le FRM moderne à partir de 1950 (Ravaud et *al.*, 2008). Pour Vignier et *al.* (2008), les premiers FRM sont lourds, faits de bois et essentiellement conçus pour le déplacement des malades dans le milieu hospitalier à l'aide du personnel médical : c'est l'époque du FRM propulsé par un tiers. Il souligne ensuite que les FRM autopropulsés sont progressivement utilisés à domicile, ont été conçus plus légers et pliables, et semblent avoir surtout émergés dans les années 1940. La marque de fauteuil la plus connu demeure "Everest & Jennings ®" (E&J) même si Invacare est probablement le leader actuel du marché mondial.

Le FRM est "une aide technique réputée efficace pour augmenter la mobilité des personnes de déficiences très diverses, dans des situations et pour des activités variées" (Lepoutre et *al.*, 2011). Pourtant son rendement est relativement faible comparé au handbike ou encore au vélo. En effet, le FRM est considéré comme un moyen inefficace de locomotion avec un rendement qui se situe autour de 7 à 11% (Van der Wood et *al.*, 2006) plafonnant entre 17 à 19% pour des athlètes de haut niveau sur des fauteuils d'athlétisme high tech (Cooper et *al.*, 2003). De plus, il est souvent la cause des Troubles Musculo-Squelettiques(TMS) notamment du membre supérieur avec des prévalences de 30 à 80% selon les études (voire Louis 2010 pour une étude bibliographique spécifique).

Le FRM est un "dispositif mécanique de conception rustique, tout en étant un objet complexe, car composé de plusieurs centaines de pièces" (Lepoutre et *al.*, 2011). Il est constitué d'éléments souvent retrouvés dans plusieurs modèles de FRM, ces derniers existant en grand nombre avec de multiples variantes. Les pièces de bases sont présentées à la Figure I.1.

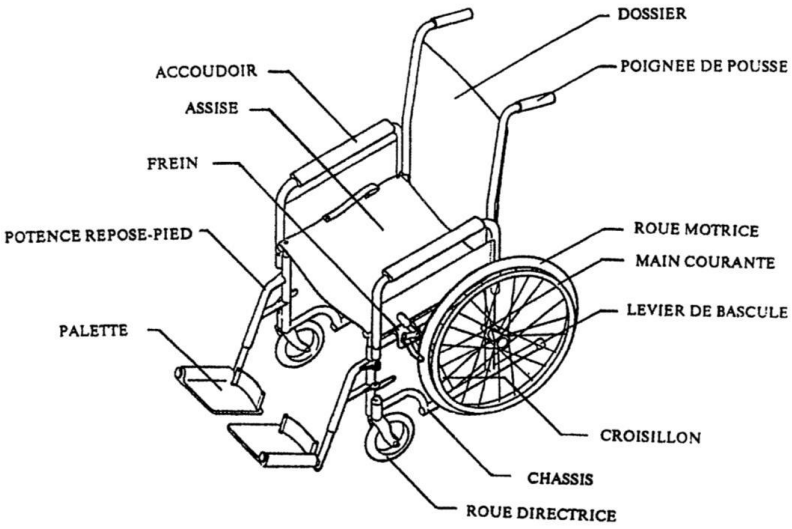


Figure I.1. Les principaux éléments constituants un FRM. (tirée de Louis, 2010).

Le FRM est une des aides à la locomotion les plus choisies par les Personnes à Mobilité Réduite (PMR), et peut constituer un des seuls choix possible. Parmi les populations de PMR les plus associées au FRM il y a celle atteinte d'une lésion de la moelle épinière ou Blessés Médullaires (BM) utilisant souvent le FRM comme principal mode de mobilité dans les activités de la vie quotidienne (Lalumiere et *al.*, 2013).

En France, d'après Vignier et *al.* (2008), l'estimation des usagers du FR est de 62 personnes pour 10.000 habitants (360.000 utilisateurs du FR manuel et/ou électrique, à domicile ou en institution). 57% des utilisateurs de FR vivent à domicile alors que 43% vivent dans des institutions. Presque ¼ des personnes dans les institutions utilisent un FR. La moyenne d'âge des utilisateurs est de 70 ans avec une moyenne de 63 ans pour les utilisateurs à domicile et 79 ans dans les institutions. 36% des utilisateurs sont des hommes contre 64% des femmes. Les milieux sociaux des utilisateurs de FR sont, en nombre décroissant, les ouvriers et les employés, suivis par les agriculteurs et les travailleurs qualifiés dans les institutions contre une majorité des professions intermédiaires et exécutives au domicile (Vignier et *al.*, 2008).

Après avoir introduit le FRM, ce chapitre, présentera plus en détail trois approches de l'étude du FRM : i) l'interaction Homme-FRM avec un rappel biomécanique et d'anatomie fonctionnelle de la propulsion et du déplacement, en relation avec les contraintes de l'environnement ; ii) l'initiation du mouvement, en mettant l'accent sur les Ajustements Posturaux Anticipatoires (APA) et iii) la prédictibilité du mouvement à venir à partir de paramètre physiologique et/ou cinématique.

I.2. Interaction Homme-FRM

I.2.1. La propulsion

I.2.1.1. Le cycle de propulsion

Le cycle de propulsion est généralement divisé en deux grandes phases, comme défini par Vanlandewjik et *al.*, en 2001 : une Phase de Poussée (PP) et une Phase de Retour Aérien (PRA) des bras pour les repositionner sur les mains courantes et pousser de nouveau. La phase de poussée (elle-même divisée en une phase de traction et une phase de propulsion proprement dite) est définie comme la phase de production de la force propulsive, lorsque les mains sont en contact avec les mains courantes. La phase de récupération ou encore de retour aérien, est la phase non propulsive, lorsque les mains ne sont plus sur les mains courantes. (Figure I.2).

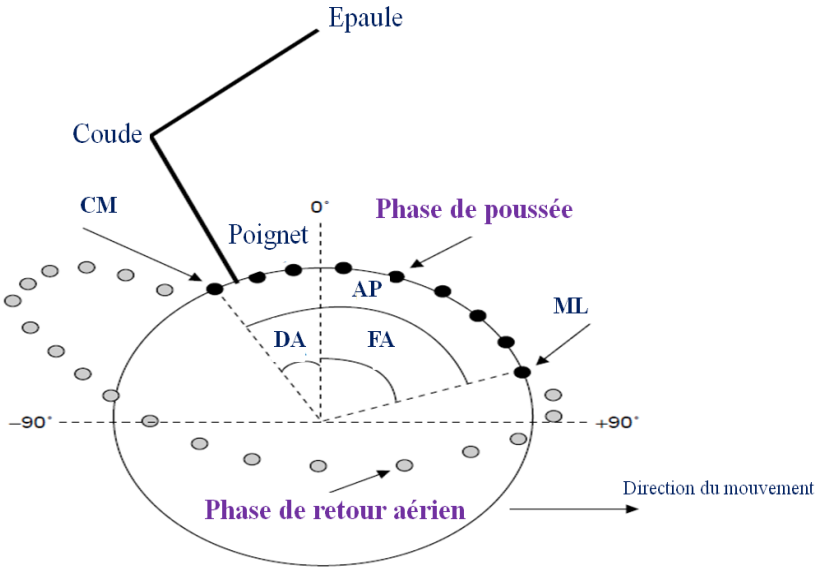


Figure I.2. Le cycle de propulsion en fauteuil roulant manuel et les principales phases.

CM Contact des Mains, ML Mains Libres, DA Début de l'Angle; FA Fin de l'Angle; AP Angle de Poussée. (Vanlandewjik et al., 2001).

I.2.1.2. Les différentes stratégies de propulsion

Sanderson & Sommer, en 1985, sont les premiers à étudier les différentes stratégies de propulsion chez trois sujets. Ils ont constaté qu'un sujet utilise un style « de pompage » c'est-à-dire de poussée et de récupération verticalement symétriques alors que les deux autres sujets utilisent un mouvement circulaire plus continu. Boninger et *al.*, en 2002, complétent cette approche et détaillent quatre stratégies de propulsion (Figure I.3) : 1) Semi-Circulaire (SC), 2) simple boucle au-dessus de la propulsion (SLOP), 3) double boucle au-dessus de la propulsion (DLOP) et 4) en arc de cercle (ARC). Ils mentionnent que la stratégie de propulsion la plus commune est la SLOP (45%) suivi par la DLOP (25%), puis la SC (16%) et l'ARC (14%). Ils

montrent également que la majorité des sujets (58%) utilise la même stratégie de propulsion avec les deux mains et avec les deux vitesses (0.9 m-s et 1.8 m-s). Par contre, ils mettent en évidence que chez certains sujets la stratégie est variable entre les deux mains et/ou entre les vitesses. Avec la vitesse maximale, davantage de sujets utilisent la stratégie SC.

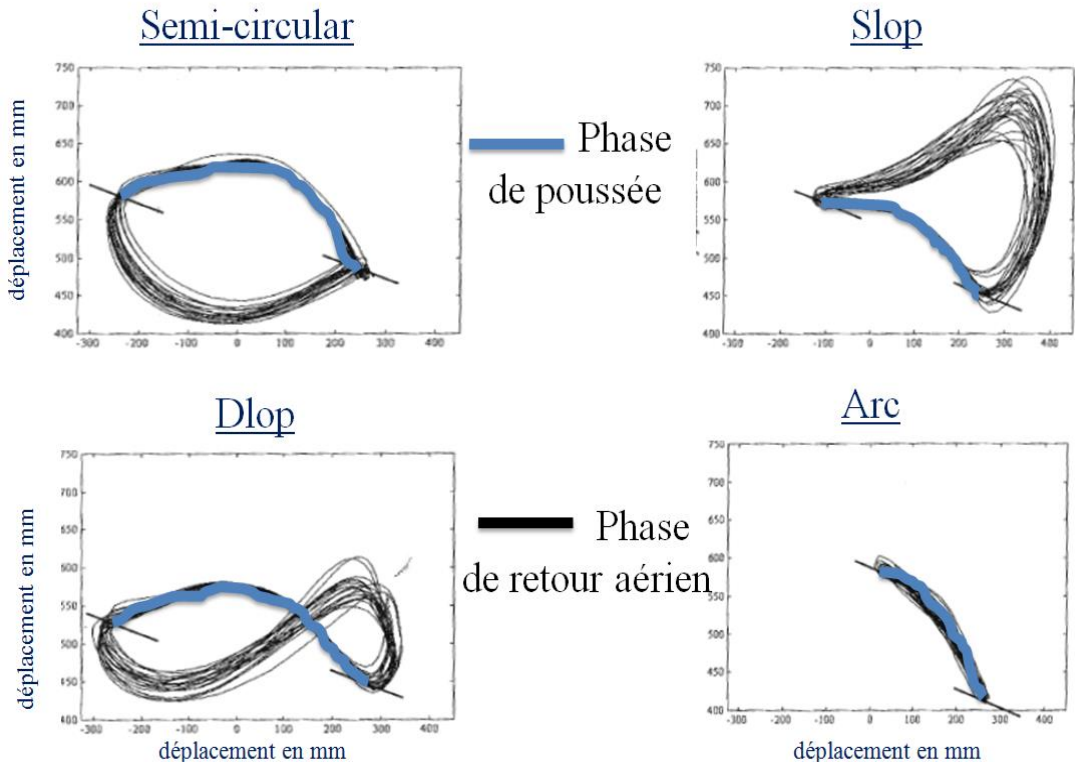


Figure I.3. Les différentes stratégies de propulsion en FRM d'après Boninger et *al.* (2002).

I.2.1.3. La sollicitation musculaire

Les PMR qui utilisent le FRM comme moyen de la locomotion sont caractérisées par une sollicitation musculaire des membres supérieurs très importante, pour remplacer l'inutilisation fréquente des membres inférieurs (dans certaines pathologies comme les hémiplégies, il arrive qu'il y ait aussi une propulsion podale unilatérale). Cette hyper sollicitation est une des causes des fréquents TMS de la personne en FRM, d'où l'importance de mieux comprendre les mécanismes mis en jeu lors de la propulsion en FRM et/ou de développer de nouveaux systèmes d'aides. Parmi ces travaux, on peut citer l'étude de la contribution du tronc (Yang et *al.*, 2006), la création d'un modèle musculo-squelettique (Dubowsky et *al.*, 2008), l'effet de la configuration du FRM (Louis & Gorce, 2010), l'effet de l'assistance électrique (Kloosterman et *al.*, 2012), la montée de bordures, (Lalumière et *al.*, 2013), l'origine biomécanique des douleurs de l'épaule (Moon et *al.*, 2013) ou encore l'analyse de l'activité spécifique des muscles lors de la PP (Morrow et *al.*, 2014).

Durant l'ensemble du cycle de propulsion, Mulroy et *al.* (2004) ont étudié le recrutement musculaire chez des groupes ayant un niveau différent de BM. La PP se caractérise par l'activation du deltoïde antérieur, pectoral majeur, supra épineux, infra épineux, dentelé, et le biceps brachial. La PRA est dominée par l'activation des deltoïde moyen et postérieure, supra épineux supérieur, scapulaire, trapèze moyen, et triceps brachial (Figure I.4). Cette étude met en évidence l'influence du niveau de BM sur les paramètres temporels des activations musculaire lors de la PP (au niveau du pectoral majeur et infra épineux notamment) et lors de la PRA des bras (deltoïde postérieur, supra épineux, scapulaire supérieur et le triceps brachial).

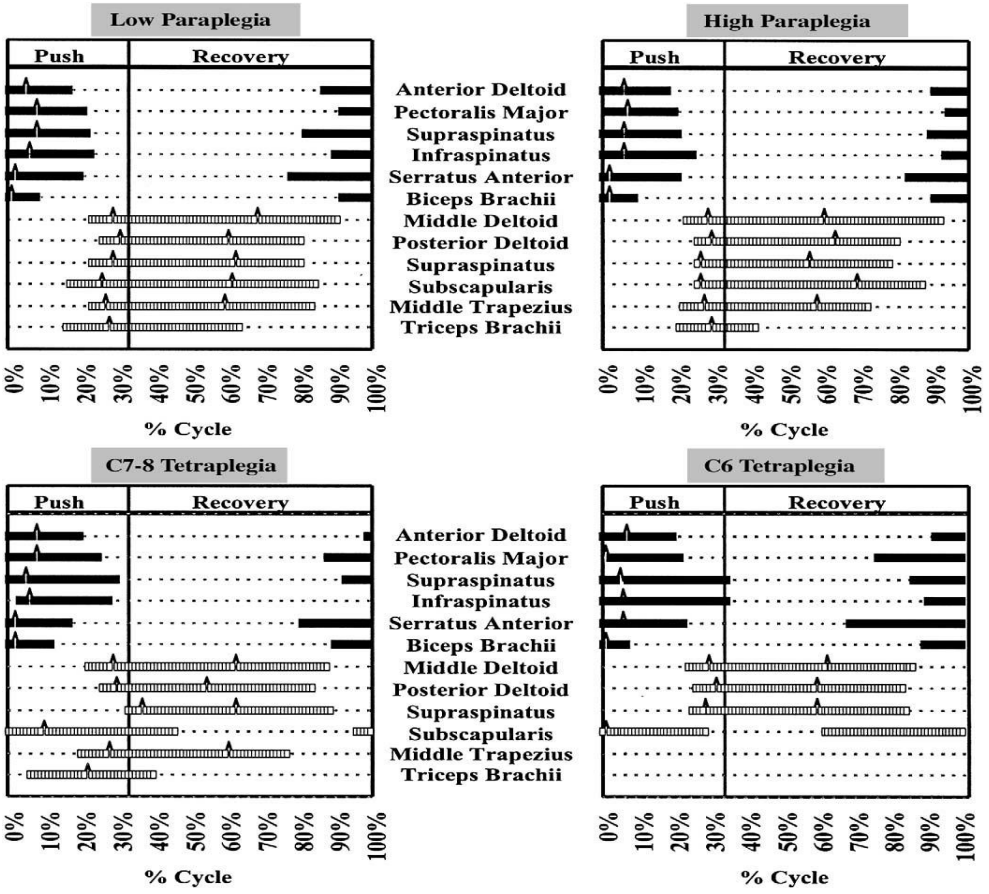


Figure I.4. Périodes d'activités musculaires mesurées par électromyographie de surface lors de la phase de poussée (barres pleines) et de la phase de retour aérien (barres hachurées), exprimés en pourcentage du cycle de propulsion. Le symbole indique le moment pic de l'activité électromyographie (Mulroy et *al.*, 2004).

** 0% = contact initial de la main sur la main courante ; le trait vertical indique le début de la phase de retour aérien ; 100% correspond au nouveau contact avec la main courante*

Ainsi, la sollicitation musculaire est dépendante à la fois de la phase considérée (poussée ou retour aérien des bras) et du niveau de BM. Certaines sollicitations musculaires sont spécifiques du niveau de BM : par exemple, le trapèze moyen et le triceps brachial sont actifs lors de la phase de récupération chez tous les groupes exceptés les tétraplégiques C6. D'un autre côté, la sollicitation de triceps brachial est plus importante chez les paraplégiques bas que chez les paraplégiques hauts. Ces deux exemples de sollicitations musculaires spécifiques du niveau de BM, montrent que les habilités motrices en général, mais aussi les stratégies de poussée ainsi que de retour aérien en particulier, sont variables d'un groupe à un autre, voire d'une personne à une autre. Ils confirment l'importance de s'orienter vers des diagnostics pointus et des études spécifiques sur des populations homogènes en termes de déficience.

I.2.2. Le déplacement

La cinématique et la cinétique de la propulsion sont influencées par l'interface utilisateur-FR (Lin et *al.*, 2011). L'utilisateur dans son FRM est également en interaction directe avec l'environnement. Deux points essentiels à prendre en considération lors du déplacement sont ainsi : i) le réglage du FRM et, ii) l'acquisition des habilitées et des techniques de propulsion en fonction de l'environnement.

Par ailleurs, le risque de TMS est très largement augmenté par un mauvais réglage du FRM (Lepoutre et *al.*, 2011). Par exemple, Boninger et *al.*, 2000, ont étudié l'effet de la position de l'axe des roues arrières par rapport à l'épaule de l'usager sur la biomécanique de la propulsion. Ils ont montré que la distance dans l'axe AntéroPostérieur (AP) entre ces deux points était significativement corrélée avec la fréquence de propulsion et le taux d'augmentation de la force résultante appliquée sur la main courante. De plus, les deux positions horizontales et verticales sont significativement corrélées avec l'angle de poussée à plusieurs vitesses de propulsion. Ils concluent que le réglage de la position de l'axe par rapport à l'épaule peut améliorer la biomécanique de la propulsion et être susceptible de réduire le risque de TMS. De leur côté, Wei et *al.* (2003) ont étudié la cinématique du poignet lors de la propulsion en FRM dans différentes positions assises et leurs implications possibles sur les douleurs du poignet. Le résultat le plus important est que la modification de la hauteur du siège entraîne des changements notables dans les phases temporelles et les paramètres cinématiques du poignet. Ils en concluent que ce type d'approche en général, et ces résultats en particulier, permettent de contribuer à réduire les risques d'apparition des douleurs bras/poignet et prévenir le syndrome du canal carpien ainsi que d'autres pathologies.

De point de vue théorie écologique, lors du déplacement en FRM et en fonction du contexte, l'utilisateur adopte des techniques et des stratégies dites de base, comme la propulsion sur un terrain horizontal, soit plus avancées, comme lors de virages, de devers ou de passages sur deux roues pour la montée de bordures (Lalumière et *al.*, 2013). A noter que parmi les habiletés les plus difficiles et indispensables à l'autonomie se trouve la maitrise de l'équilibre sur deux roues, connu en anglais sous le terme "wheelie". Cette technique est nécessaire dans des situations complexes comme monter et descendre les bordures, la descente de pentes raides, tourner dans des espaces très étroits. Des études centrées sur cette technique pour mieux la comprendre et l'améliorer ont été reportées dans la littérature : par exemple étudier l'effet de la vision (Innes et *al.*, 2000) ou la mise en évidence de stratégies différentes pour maintenir cet équilibre précaire sur deux roues (Bonaparte et *al.*, 2001). Une autre technique à acquérir rapidement par l'usager est le placement efficace des mains sur les mains courantes en fonction de la finalité du déplacement à effectuer. Par exemple, si l'utilisateur souhaite tourner à gauche rapidement ou dans un espace réduit, il se doit de "croiser ses mains" sur les mains courantes de telle sorte qu'une main soit vers l'avant (la gauche) pour tirer du côté où il souhaite tourner et l'autre vers l'arrière de la main courante pour propulser vers l'avant. Il en est de même, pour aller vers l'avant avec une vitesse rapide *vs*. une vitesse spontanée. Il est plus facile de placer les mains un peu plus vers l'arrière pour donner plus d'amplitude de propulsion et plus d'angle de propulsion (augmenter le temps de la PP) tout en utilisant une bascule du tronc vers l'avant.

Ainsi, la position initiale des mains : i) soit déjà sur la main courante (placement sur l'apex pour une propulsion "courante" vers l'avant, ou placement vers l'arrière pour maximiser la vitesse ou encore placement croisé pour tourner), ii) soit sans contact avec les mains courantes (position mains libres ou mains ballantes sur le côté ou encore mains sur les cuisses), joue un rôle dans la propulsion. Dans le cas où les mains sont libres, les paramètres de déplacement des mains pour attaquer les mains courantes pourraient être influencés par la finalité du déplacement du FRM, mais pourraient aussi influencer en retour la stratégie de préparation du mouvement. En effet, avant la propulsion proprement dite, il y a une part d'activation musculaire dédiée à la saisie des mains courantes. Cette phase constitue l'initiation des mouvements des bras et des mains. Cette phase d'initiation du mouvement sera présentée plus en détail dans la partie suivante.

I.3. L'initiation du mouvement

Lors de l'initiation du mouvement volontaire, au niveau central, le mouvement est précédé par des activations ElectroEncéphaloGraphique (EEG) pouvant durer 1,5 s avant le début de mouvement selon Kornhuber & Deecke (1965) ou Bai et *al.*, (2011). Ces activations analysent le contexte, et génèrent un programme moteur (défini par Keele en 1968, comme « un ensemble des commandes musculaires qui sont structurées avant le début d'une séquence de mouvement(s), et qui permet à la totalité de la séquence d'être effectuée sans l'influence des rétroactions périphériques »). Ce programme moteur permet ainsi l'activation d'un ou de plusieurs muscles.

Dans la littérature, on distingue classiquement, deux composantes pour décrire l'initiation d'un mouvement : la *Composante Focale* (*CF*), responsable de l'exécution du mouvement à proprement parlé, et la *Composante Posturale* (*CP*), qui a pour rôle d'anticiper et compenser les conséquences de l'exécution du mouvement (Bouisset & Do, 2002). Ainsi, en réaction à chaque mouvement, la posture est ajustée afin d'optimiser la performance (Figure I.5). On y distingue notamment, bien avant le début du mouvement, les Ajustements Posturaux Anticipatoires (APA), et au cours du mouvement les Ajustements Posturaux Compensatoires (APC). Une période de pré-APA, classiquement utilisée comme la période de base, permet de quantifier les APA et les APC.

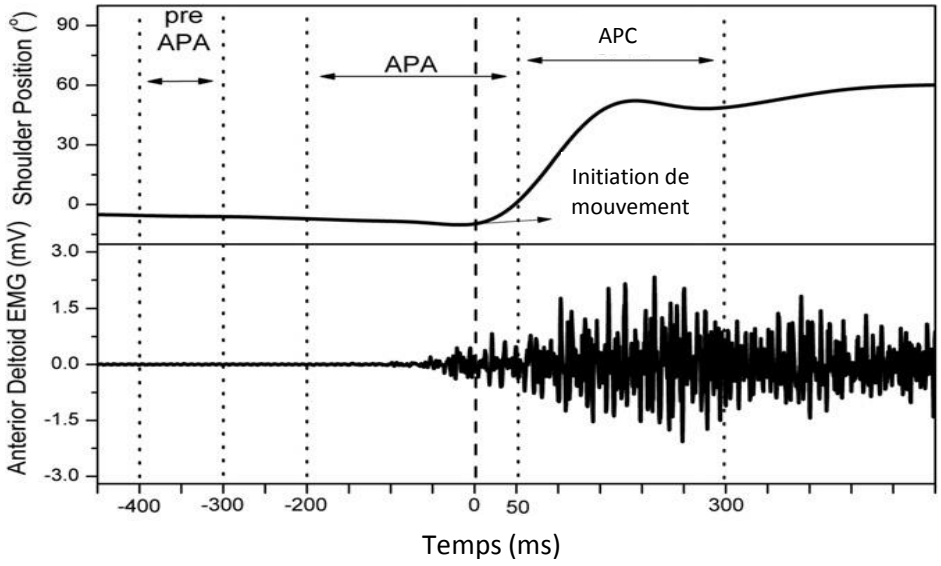


Figure I.5. Décours temporel des actions lors de l'initiation d'un mouvement définissant les Ajustements Posturaux Anticipatoires (APA) et Compensatoire (APC). Le graphique du haut indique la position angulaire de l'épaule. Le graphique du bas est un exemple d'activation EMG du deltoïde antérieur. (Tiré de l'étude de Bigongiari et *al.*, 2011).

I.3.1. Ajustements Posturaux Anticipatoires (APA)

Les APA, souvent observés et étudiés chez le sujet sain debout en position orthostatique, se définissent par l'ensemble des changements dans l'activité des muscles posturaux environ 100 ms avant l'action du sujet, qui est associée à une perturbation de la posture : c'est le reflet d'un mécanisme de contrôle en *feed-forward* dans le but de genèse des forces et des moments qui agissent contre les forces ainsi que les moments des forces, perturbateurs attendus par le mouvement lui-même (Olafsdottir et *al.*, 2007).

Les paramètres étudiés, liés aux APA, sont le plus souvent le déplacement du Centre de Pression COP, le déplacement d'un ou plusieurs segments posturaux et une ou plusieurs Activités Musculaires Anticipatoires AMA. Ces AMA se caractérisent par l'activité de l'ensemble des muscles qui appartiennent à la *CP*, et s'activent avant le début du mouvement d'un segment focal (le ou les segments qui sont responsables de la genèse du mouvement à proprement parlé) et/ou l'activité d'un muscle focal (the *prime mover*, le principal muscle responsable du mouvement, qui est par exemple pour la flexion du coude le biceps brachial ; Bouisset, 2008). Les APA sont généralement étudiées, en fonction d'un instant particulier, le T0 (moment de la perturbation), soit par rapport à une seule période (*eg.* de -100 à +50 ms ; Aruin & Latash, 1995), soit par rapport à deux périodes (*eg.* de -250 à -100 ms : 1ère période et de -100 à +50 ms : 2ème période ; Santos et *al.*, 2010).

I.3.2. Position debout *vs.* Position assise

Les études sur l'initiation du mouvement sont largement connues par les nombreux travaux réalisés en position debout : l'exemple classique est l'initiation de la marche (Elble et *al.*, 1996 ; Polcyn et *al.*, 1998 ; Moineau et *al.*, 2014). En position debout, il est bien établi qu'un mouvement est précédé par des AMA et un déplacement du COP caractéristiques, qui sont regroupés sous le terme d'APA. Van der Fits et *al.* (1998), ont émis l'hypothèse que la réponse posturale dépend de la position et de la charge, dans le sens où une diminution de support corporel et une augmentation de la charge aboutissent à une activation précoce avec une augmentation de l'amplitude EMG des muscles posturaux. Quatorze sujets adultes ont été étudiés par Van der Fits et collaborateurs en position debout, dans plusieurs positions assises et en position couchée. Les conclusions de l'étude ne montrent pas de façon claire les différences en fonction de la position et nécessitent d'avantage d'investigations, surtout en position assise, pour mieux comprendre le contrôle postural lors de plusieurs mouvements à

réaliser. Le contrôle de la posture en position assise est en effet nettement moins présent dans la littérature (voir par exemple Moore et *al.*, 1992 et Le Bozec et *al.*, 2008).

I.4. La prédictibilité du mouvement

Le mouvement volontaire se caractérise par une activité première au niveau du Système Nerveux Central (SNC). Cette activité se situe notamment au niveau de trois grandes régions : le cortex pariétal postérieur, l'aire motrice supplémentaire et le cortex pré-moteur (Desmurget & Sirigu, 2009). Ces activations sont à l'origine des commandes motrices envoyées vers les muscles spécifiques au mouvement. L'exécution du mouvement est généralement suivie par des changements de placements d'un ou de plusieurs segments corporels et donc des modifications des coordonnées du Centre de Masse (COM) et/ou du COP (Caderby et *al.*, 2013).

Respectant un ordre chronologique, le mouvement est précédé, ainsi que suivi par un ensemble d'activations au niveau central et au niveau périphérique. De plus, cet ensemble d'activations est, soit observable "de l'extérieur" (début de déplacement d'un segment, plate forme de force pour le COP et analyse tridimensionnelle du mouvement (A3D) pour le COM, nappe de pression pour les pressions sur une assise), soit mesurable de "l'intérieur" (par exemple, EEG au niveau central, EMG au niveau musculaire). Cette chronologie temporelle est un support théorique pour différentes études comme par exemple pour prédire, soit le mouvement à venir avant son exécution, soit la finalité du mouvement. Ainsi, la suite de cette partie a pour objectif d'éclairer la notion de prédictibilité du mouvement ou la finalité du mouvement par l'observation : 1) des activations au niveau cortical, 2) des activations EMG, 3) du déplacement du COP et 4) par observation visuelle de la cinématique du mouvement.

I.4.1. Prédictibilité basée sur les signaux corticaux

Les activations au niveau central précèdent le mouvement : des changements EEG peuvent être observés dès 1,5 s avant l'exécution du mouvement (Kornhuber & Deecke, 1965 ; Bai et *al.*, 2011). De plus, ces activations sont liées aux paramètres du mouvement à venir, qui sous entend probablement une spécificité et une adaptabilité. Par exemple, l'étude de Bai et *al.* (2011) avait pour objectif de déterminer si, et quand, il est possible de prédire avec certitude le mouvement humain volontaire avant qu'il ne se produise, à partir des signaux EEG en ligne et en temps réel. Un algorithme de calcul a été développé pour déterminer cette prédictibilité. Sept sujets sains volontaires ont participé à cette étude où il était demandé

d'effectuer des extensions de poignet à son propre rythme. Le principal résultat à retenir est que la prédiction est possible et que le temps de prédiction en ligne est de 0,62 ± 0,25 s avant le mouvement réel contrôlé par des signaux EMG : le mouvement volontaire humain peut ainsi être prédit avant tout déplacement segmentaire.

Le signal EEG, permet non seulement la prédiction du mouvement volontaire, mais aussi constitue un point essentiel dans les interfaces cerveau-machine. Par exemple, l'étude de Galan et *al.,* (2008) avait pour objectif d'évaluer la faisabilité et la robustesse d'une interface asynchrone et non-invasive, cerveau-ordinateur (connu en anglais par "Brain-Computer Interface"). Cette interface est basée sur le traitement d'un signal EEG pour un contrôle mental continu d'un FR. Les auteurs concluent que les sujets peuvent rapidement maîtriser l'interface asynchrone basée sur le signal EEG pour contrôler un FR. Les résultats montrent également la faisabilité du contrôle continu des dispositifs robotiques complexes en utilisant l'interface cerveau-ordinateur asynchrone et non invasive.

I.4.2. Prédictibilité basée sur les signaux électromyographiques

Les activations musculaires sont dépendantes des paramètres du mouvement. L'observation du début des paramètres EMG est-elle prédictive du mouvement à venir ? C'est la question à laquelle contribue l'étude de Wentink et *al.* (2013) avec l'objectif d'étudier la faisabilité de la détection de l'intention d'initiation de la marche en temps réel chez des sujets amputés tibiaux. Dans cette étude, l'activité EMG de neuf muscles a été analysé sur 10 sujets sains (grand fessier, moyen fessier, tenseur du fascia lata, droit fémoral, vaste externe, biceps fémoral, tibial antérieur et du soléaire). Des données de capteurs inertiels (placés au milieu du talon et à la première tête métacarpienne de chaque pied) ont également été recueillies. Seuls les données disponibles chez les sujets amputés ont été utilisées pour déterminer si l'initiation de la marche peut être prédite dans le temps pour contrôler une prothèse transfémorale et générer le "push-off" tout en garantissant la stabilité. Les résultats montrent que le décollement "toe-off" et l'attaque du talon "heel-strike" de la jambe d'attaque peuvent être prédit à l'aide du signal EMG et des données cinématiques chez les non-amputés aux alentours de 130-260 ms à l'avance. Les auteurs émettent l'hypothèse que des résultats similaires peuvent être trouvés chez des TFA, ce qui permettrait un contrôle satisfaisant de la prothèse lors de l'initiation de la marche.

I.4.3. Prédictibilité basée sur le déplacement du COP

Ito et *al.* (2003), mentionnent que "lors de l'initiation de la marche à partir de la position verticale debout chez l'homme, la désactivation du soléaire, suivie par l'activation du muscle tibial antérieur, et le déplacement vers l'arrière du COP sont observés, lors de la phase d'anticipation, avant le début du mouvement focal". Dans le cadre de la position assise, à notre connaissance, il n'y a pas d'étude qui utilise spécifiquement le déplacement du COP pour prédire l'initiation du mouvement, cependant nous pouvons émettre l'hypothèse que les paramètres de déplacement du COP peuvent, aussi être prédictifs de l'initiation du mouvement.

I.4.4. Prédictibilité basée sur l'observation de la cinématique segmentaire

Dans un duel homme-homme comme il en existe beaucoup dans le domaine sportif, il est communément admis qu'il est possible pour le spécialiste de prendre des informations visuelles sur la cinématique segmentaire de l'adversaire permettant d'anticiper son action, par exemple le moment du départ et le choix du côté pour un dribble au football. Des indicateurs comme la direction du regard ou le début de déplacement des bras en sont des exemples. Cette partie a pour objectif de montrer que la finalité ou l'objectif du mouvement peuvent être au moins partiellement prédit par l'observation fine du mouvement.

En effet, en regardant le début d'un mouvement, avant même qu'il ne soit informatif pour le novice, on peut parfois prédire comment il se terminera (Frith & Frith, 2006). Pour ces auteurs, dans les situations les plus complexes, le codage prédictif nous permet de comprendre les intentions des sujets et de prédire ce qu'ils vont faire ensuite. Par exemple, en observant une personne lancer une fléchette sur une carte, on peut prédire la position de plantage de la fléchette sur la carte (Knoblich & Flach, 2001). Sartori et *al.* (2011) ont recherché plus précisément les indices cinématiques utilisés par un sujet pour comprendre le type d'intention transmis par son partenaire. Ces derniers auteurs ont réalisé une étude ayant pour objectif d'identifier comment les sujets peuvent distinguer entre les différentes intentions sociales en se basant sur les informations cinématique du mouvement. Ils sont partis d'une simple question, l'information du mouvement est-elle suffisante pour faire des inférences concernant l'intention associée à une action ? Pour cela, ils ont utilisé deux procédures : l'occlusion temporelle pour déterminer si les informations issues du début du mouvement permettent de déduire la suite de l'action, et l'occlusion spatiale afin de préciser de quelle zone du corps ces indices ont été sélectionnés. Les résultats montrent que le sujet utilise des indices très localisés pour comprendre l'intention de son partenaire ainsi que les trajectoires segmentaires

(occlusion temporelle) et que ces indices sont issus de différentes zones du corps humain par rapport à la condition et au but de l'action (occlusion spatiale). Par exemple, les indices "bras" étaient plus informatifs que les indices "visage" pour distinguer des mouvements à vitesse naturelle *vs.* vitesse rapide alors que les indices "visage" étaient plus informatifs que les indices "bras" pour discriminer entre les mouvements avec un partenaire *vs.* mouvements réalisés seul à vitesse naturelle. Les travaux de Sartori et *al.* (2011), ont montré également que les indices intentionnels permettent de discriminer entre des actions individuelles, coopératives ou compétitives. De même, à partir de la direction du regard, il est possible d'en déduire l'intention (Lee et *al.*, 1998) et par conséquent inférer, sur ce que le sujet envisage de faire par la suite (Castiello, 2003).

Ainsi, cette partie a montré que, quel que soit le contexte, social ou non social, des indicateurs préalables et dans l'action permettent d'anticiper ou de prédire des informations sur le mouvement à venir. Au regard de cette présentation sélective de la littérature en relation avec notre travail, la partie suivante présentera plus particulièrement les objectifs et hypothèses ainsi que le plan du manuscrit.

I.5. Objectifs et hypothèses

La prédictibilité du mouvement à venir est ainsi partiellement possible à partir d'indicateurs d'origines variées (Frith & Frith, 2006 ; Bai et *al.*, 2011 ; Wentink et *al.*, 2013). Les éléments d'anticipation sont observés au niveau central ainsi qu'au niveau périphérique, par exemple les APA. Ces éléments prédictifs sont sensibles ou influencés par les paramètres du mouvement à réaliser et semblent ainsi flexibles et adaptables.

Cependant, on peut encore s'interroger sur comment ces éléments évoluent spécifiquement en fonction des paramètres du mouvement ? Jusqu'où va cette adaptabilité ? Et jusqu'à quel point le niveau d'adaptabilité est prédictif du mouvement à venir pour un sujet donné ? Pour contribuer à répondre à ce questionnement, ce travail de thèse porte sur l'Initiation du Déplacement en FRM (ID-FRM) ; il s'intéressera plus particulièrement à comment les AMA et l'ensemble des patterns musculaires ainsi que les paramètres de déplacement du COP évoluent avant d'initier le déplacement du FRM, en fonction des paramètres du déplacement à venir ? Quel est le niveau d'adaptabilité de ces éléments d'anticipation et quelle utilité peuvent-ils avoir dans la prédictibilité du déplacement à venir, pour un individu donné ?

- Ainsi les objectifs de cette thèse sont plus spécifiquement :
    - de quantifier la spécificité des paramètres préalables aux différents déplacements à venir lors de l'ID-FRM,
    - d'étudier la prédictibilité des paramètres préalables aux déplacements.
- Les hypothèses faites sont que :
    - les paramètres préalables à la propulsion en FRM sont adaptés pour réaliser le mouvement. Les amplitudes et les durées d'activation ainsi que les vitesses de déplacement de COP sont spécifiques aux déplacements à venir, même s'ils peuvent être perturbés par une déficience (BM), chez la PMR par exemple,
    - le niveau d'adaptabilité des éléments d'anticipation lors de l'initiation en FRM peut permettre de prédire, au moins en partie, les caractéristiques du déplacement à venir pour un sujet donné.

Pour cela, la suite de ce travail de thèse (découpée en 4 chapitres) portera dans le chapitre suivant, sur une revue systématique de la littérature relative aux AMA en position assise afin d'estimer dans quelle limites les paramètres préalables aux mouvements sont prédictifs chez le sujet adulte ? Ensuite, le chapitre trois étudiera les évolutions des patterns musculaires et des pressions sur l'assise lors de l'initiation du déplacement en FRM chez le sujet sain ; il s'intéressera notamment à déterminer si les paramètres initiaux sont adaptables ou spécifiques à différents déplacements à venir. Le chapitre 4, portera ensuite sur l'évolution des patterns musculaires et des pressions sur l'assise lors de l'ID-FRM chez des sujets BM et portera plus particulièrement sur les effets du placement des mains et du niveau d'atteinte. Pour finir, le chapitre 5 présentera une Analyse MultiVariée (AMV) des données récoltées dans une perspective prédictive plus globale.

Résumé :

Le FRM est indispensable pour la locomotion de nombreuses PMR. L'interaction Homme-FRM lors de l'initiation du déplacement est peu étudiée dans la littérature et nécessite de nombreux éclaircissements. La prédictibilité du déplacement à venir en FRM est l'objectif final de cette thèse. Outre une contribution à la compréhension du contrôle du mouvement humain, cette prédictibilité pourrait améliorer l'interaction Homme-FRM et faciliter ses déplacements au quotidien.

Chapitre II

Etude 1.

Revue systématique de la littérature

Chapitre II. Etude 1. Revue systématique de littérature

Activités Musculaires Anticipatoires (AMA) en position assise : les paramètres préalables aux mouvements sont-ils prédictifs chez le sujet adulte ?

II.1. Introduction

De nombreux mouvements de l'être humain sont réalisés en position assise (au bureau, en conduisant un véhicule, pour prendre ses repas, en salle d'attente, aux toilettes...) et nécessitent de garder un équilibre postural pour éviter la chute mais aussi en raison de son rôle crucial dans l'efficacité et la coordination des mouvements volontaires. Certaines personnes sont même dans l'obligation de réaliser tout ou partie de leurs mouvements ainsi que de se déplacer en position assise, en FR, compte tenu de leur niveau de déficit moteur (paraplégique, tétraplégique, grand âge...).

L'exécution d'un mouvement volontaire, par un seul ou plusieurs segments, génère des forces perturbatrices ; ce mouvement volontaire sera donc d'autant plus efficace qu'une contre-perturbation adéquate l'accompagne. Cette contre-perturbation, avant le mouvement, se dénomme APA (Le Bozec et *al.*, 1997). Pendant le mouvement, des réactions posturales ont également lieu pour minimiser la perturbation durant l'exécution et permettre d'optimiser l'équilibre postural. On parle alors classiquement d'APC (Massion, 1992). Ces réactions sont générées par le SNC pour l'anticipation de la perturbation, (Aruin & Latash 1995), le contrôle du COM, la stabilité segmentaire et la genèse du mouvement (Allison et *al*., 2008).

En ce qui concerne plus spécifiquement l'exécution du mouvement, deux composantes principales sont responsables de la genèse du mouvement : la *CP* (anticipe et compense le mouvement) et la *CF* (responsable de l'exécution du mouvement à proprement parlé). Les paramètres des activations de chaque composante sont générés et contrôlés par le SNC. Les APA et les APC sont générés par la même composante, la *CP*. La différence entre les APA et les APC est classiquement réalisée par un simple découpage temporel par rapport à l'activation de la *CF* : plus précisément par rapport au temps de l'activation du *prime mover* qui est le muscle focal principal de l'exécution du mouvement et détermine dans la littérature le T0.

- avant l'activation de la *CF* on parle des APA,
- et après l'activation de la *CF* on parle des APC.

De plus, les paramètres de l'activation de la *CF*, ainsi que les conditions d'exécution, influencent les paramètres de la *CP* (APA et APC) (Bouisset & Le Bozec, 2002).

La programmation des APA est liée directement aux paramètres du mouvement. Adapter les paramètres des APA est une nécessité afin d'ajuster l'équilibre postural et l'efficacité du mouvement. Par exemple, en 2000, Bouisset & Le Bozec ont étudié l'adaptabilité des APA en fonction des paramètres du mouvement ; ils montrent alors que les amplitudes des APA sont adaptées à certains paramètres de la perturbation à venir lors de la tâche de flexion de l'épaule avec deux vitesses, normale et rapide, avec et sans charge. La linéarité, flexibilité ou adaptabilité de ces relations ont également été étudiés par Aruin & Schiratori, (2003) lors de la tâche d'exécution d'une force verticale vers le haut ou vers le bas et lors de la libération d'un objet (une boîte en aluminium fixée au capteur de force avec un cordon rigide, face au sujet), avec une abduction rapide de l'épaule, avec et sans "bench", et avec un support antérieur ou postérieur de la jambe. Ils confirment que le SNC utilise des stratégies, des commandes flexibles et adaptatives pour produire des APA spécifiques aux conditions mécaniques induites par la modification du support du pied. Plus récemment, Yiou et *al.* (2012) se sont intéressés à l'adaptabilité des APA avec les différentes contraintes imposées par le mouvement : biomécanique [stabilité posturale ou superposition (surimposition de tâches motrices), neurophysiologique (fatigue), temporelle (pression temporelle) et psychologiques (peur de tomber ou émotion)]. Ils concluent que le SNC est capable d'adapter les paramètres des APA en fonction de ces différentes contraintes. Ces exemples soulignent que le SNC adapte les paramètres des APA, au niveau de la *CP* (durée, amplitude, vitesse...) aux paramètres du mouvement à venir mais aussi au niveau de la *CF* (vitesse, direction, poids de l'objet, stabilité posturale...).

Ainsi, les travaux sur les APA présents dans la littérature ne sont pas rares mais portent surtout sur la position debout statique (*eg.* Krishnan et *al.*, 2011) ou lors de l'initiation de la marche (*eg.* Delval et *al*. 2012), avec ou sans comparaison avec la position assise. La relation entre les paramètres des APA avec les paramètres du mouvement a également été discutée de façon générale par Bouisset & Do en 2008 ou encore avec plus de précision concernant la position debout (Bouisset et *al.*, 2000 ; Aruin & Schiratori, 2003 ; You et *al.*, 2012). Ces revues de littérature en position debout n'ont pas, à notre connaissance, l'équivalent en position assise et aucun travail théorique n'a abordé la question de la possibilité de prédire le mouvement à venir en s'appuyant spécifiquement sur les principaux paramètres des APA que sont les AMA et le déplacement du COP.

L'objet de cette revue systématique est ainsi de s'intéresser précisément aux AMA en position assise chez l'adulte. L'objectif de cette analyse est : (i) d'étudier les AMA lors de

différents mouvements volontaires en position assise, afin de montrer quelle(s) stratégie(s) posturale(s) est (sont) utilisée(s) face à une perturbation, ii) d'en estimer l'adaptabilité aux paramètres du mouvement à venir, et (iii) d'en déduire un rôle de prédictibilité éventuel du mouvement à venir en position assise. En d'autres termes, dans quelles mesures les paramètres des AMA sont-ils prédictifs du mouvement à venir en position assise?

II.2. Méthode

II.2.1. Etape 1 : Recherche des articles

Une recherche bibliographique systématique a été réalisée *via* les 6 bases de données scientifiques suivantes : Pub-Med, Science direct, Web of science, Springer-Link, Engineering village et Ebscohost. Tous les articles, en anglais et en français, de l'origine de la base, jusqu'à fin 2014 ont été retenus. Les mots clés utilisés étaient : anticipator* postural* adjustment* AND (sitting OR seat) et l'équivalent en Français, dans les champs titre, résumé et mots clés. Cette première recherche par mots clés a permis de sélectionner le premier ensemble d'articles. Cette étape a été réalisée par deux chercheurs de manière indépendante puis mise en commun.

II.2.2. Etape 2 : 1ère sélection des articles

Une première lecture des métadonnées a permis de réduire le nombre d'articles en relation avec l'objectif de notre revue. Cette deuxième sélection a également été réalisée par deux lecteurs indépendants. Les articles non adéquats à l'objectif de l'étude ont été écartés (en général les études qui ne portent pas au moins en partie sur les AMA). A partir de cette étape le travail d'analyse a été mené à partir du document complet.

II.2.3. Etape 3 : 2e sélection des articles

Cette partie a été réalisée par deux chercheurs indépendants. Ils ont appliqué les critères suivants, au niveau du texte intégral, Critères d'inclusion (CI) : l'âge des sujets > 18 ans ; EMG (avec au moins l'étude des AMA) ; en position assise ; étude expérimentale et critères d'exclusion (CE) : étude portant sur l'animal ou les robots ; étude de cas (un sujet). Suite à cette étape, le nombre définitif d'articles a été défini. Parmi les articles retenus, la bibliographie de ces derniers a également été analysée afin de compléter la sélection des articles.

II.3. Résultats

La recherche systématique *via* les bases de données (étape 2) a permis d'identifier 74 articles. L'application de l'étape 3 a conduit à ne conserver que 21 articles (Figure II.1).

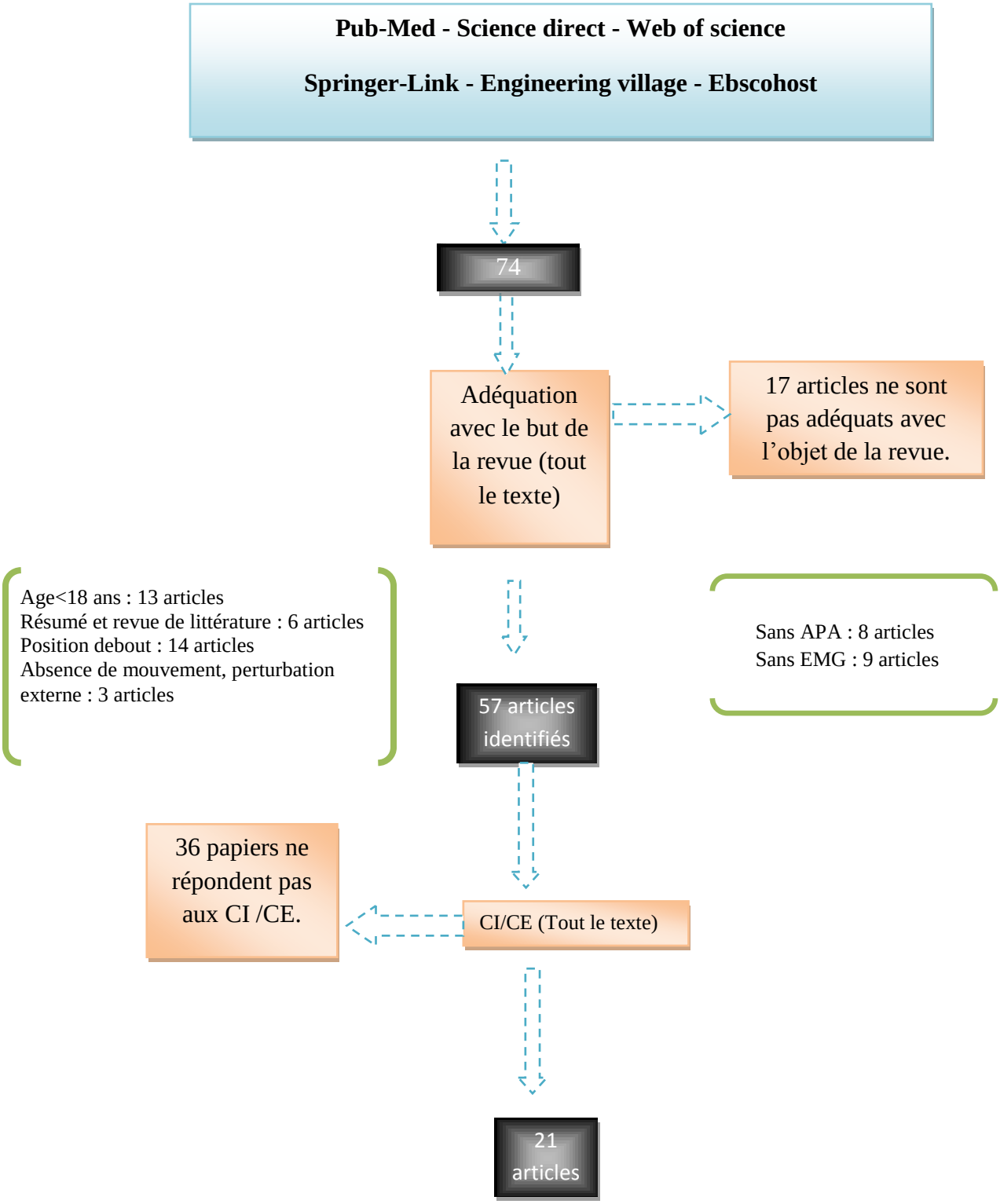


Figure II.1. Schématisation de la recherche bibliographique.

II.3.1. Articles retenus

Les 21 études retenues (Tableau II.1) ont été publiés entre 1982 et 2013 avec une moyenne d'impact factor (2014 ISI) de 2,04 ± 0,7. Parmi eux, 38% des articles sont publiés dans la revue Experimental Brain Research (2,168) et les autres dans 11 revues supplémentaires dont une sans impact factor. Toutes les études portent sur des sujets sains sauf trois études qui incluent des sujets avec Accident Vasculaire Cérébral AVC.

II.3.2. Sujets, objectifs et mouvements étudiés

Les principales caractéristiques des populations étudiées (nombre de sujets, âge, poids, taille, déficience et latéralité) sont présentées dans le Tableau II.2. Le nombre moyen de sujets est de 13,1 ± 15,7. La majorité des populations étudiées est en bonne santé (75,8%). Sont également répertoriés l'objectif de chaque étude ainsi que chaque mouvement réalisé (Tableau II.2).

II.3.3. Muscles étudiés et approche générale de traitement des signaux

Les muscles étudiés ont été classés par rapport à trois *CP*, en fonction de chaque mouvement, les muscles : du tronc, du bras, et de la jambe. Les approches générales de traitement EMG sont également présentées (Tableau II.3).

II.3.4. Conditions de mesure et principaux résultats

Cette partie s'intéresse aux différentes conditions de réalisation des tâches ainsi que les principaux résultats. Tous les mouvements ont été réalisés en position assise. Uniquement trois études ont vérifié les AMA en position assise et debout (A1, A7 et A19). Le principal résultat est la présence des AMA en position assise dans tous les mouvements étudiés. Ces AMA ont été observées au niveau des membres inférieurs (A1, A4, A7, A10, A11, A12 et A16) ainsi qu'au niveau des membres supérieurs, dans tous les articles, excepté le A1. Ces AMA ont été discutées par rapport au poids de la charge (A8, A9, A18), la direction (A13, A17), la quantité de contact Ischio-Fémoral (IF) (A4, A12), la lésion cérébrale (A15, A21) et la latéralité par rapport au membre réalisant le mouvement, c'est-à-dire le côté ipsilatéral (i) *vs.* controlatéral (c) (A2, A7, A14, A21) (Tableau II.4).

Ref°	Auteurs	Années	Titres	Journal + IF 2014
A1	Aruin & Shiratori	2003	Anticipatory postural adjustments while sitting: The effects of different leg supports	Exp Brain Res **2,168**
A2	Baldissera et *al.*	2008	Anticipatory postural adjustments in arm muscles associated with movements of the contralateral limb and their possible role in interlimb coordination	Exp Brain Res **2,168**
A3	Bolzoni et *al.*	2012	Hand immobilization affects arm and shoulder postural control	Exp Brain Res **2,168**
A4	Le Bozec & Bouisset	2004	Does postural chain mobility influence muscular control in sitting ramp pushes?	Exp Brain Res **2,168**
A5	Caronni & Cavallari	2008	Anticipatory postural adjustments stabilise the whole upper-limb prior to a gentle index finger tap	Exp Brain Res **2,168**
A6	Chabran et *al.*	1999	Chronology of upper limb anticipatory postural adjustments associated with voluntary wrist flexions and extensions in humans	Neuroscience Letters **2,055**
A7	Cuisinier et *al.*	2007	The increased foreperiod duration to attain the neutral optimal preparation from sitting to standing	Exp Brain Res **2,168**
A8	Hugon et *al.*	1982	Anticipatory postural changes induced by active unloading and comparison with passive unloading in man	Pflügers Archiv Eur J Physiol **3,073**
A9	Kazennikov & Lipshits	2010	Influence of preliminary information about the mass on anticipatory muscle activity during the catching of a falling object	Hum Physiol **NIF**
A10	Le Bozec et *al.*	2001	A sequence of postural muscle excitations precedes and accompanies isometric ramp efforts performed while sitting in human subjects	Neuroscience Letters **2,055**
A11	Weaver et *al.*	2012	The effect of an exercise ball on trunk muscle responses to rapid limb movement	Gait & Posture **2,299**
A12	Teyssèdre et *al.*	2000	Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements	Exp Brain Res **2,168**
A13	Scholz & Latash	1998	A study of a bimanual synergy associated with holding an object	Hum Mov Science **2,027**
A14	Dickstein et *al.*	2004	Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in poststroke hemiparetic patients	Arch Phys Med Rehabil **2,441**
A15	Bennis et *al.*	1996	Anticipatory responses to a self-applied load in normal subjects and hemiparetic patients	J Physiol **2,345**

A16	Shenoy & Aruin	2007	Effect of chair design on Feed-forward postural condition in sitting	Motor control **1,453**
A17	Aoki	1991	Activity patterns of upper arm muscles in relation to direction of rapid wrist movement in man	Exp Brain Res **2,168**
A18	Shimura et *al.*	2001	Influence of perturbation induced by an anticipated load on human motor regulatory systems	Percet Motor Skills **0,49**
A19	Urquhart et *al.*	2005	Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions	Gait & Posture **2,2999**
A20	Moore et *al.*	1992	Investigation of evidence for anticipatory postural adjustments in seated subjects who performed a reaching task	Phys Ther **3,245**
A21	Pereira et *al.*	2013	Anticipatory postural adjustments during sitting reach movement in post-stroke subjects	J Electromyog Kinesiol **1,725**

Tableau II.1. Principales caractéristiques des 21 études retenues.

Ref°=Référence ; A= Article ; IF 2014= Impact Factor 2014 ; NIF=Absence d'Impact Factor

Ref°	Sujets						Objectifs	Mouvements
	NB	Age (années)	Poids (kg)	Taille (cm)	Déficients ou sains	Latéralité		
A1	8	22-55			sains	7 droitiers 1 gaucher	Analyser les effets des changements de la position du corps et les changements des points de supports du corps sur les APA.	Exercer vers le haut ou vers le bas une force verticale contre un objet attaché à un cadre rigide et le libérer avec un mouvement d'abduction bilatéral rapide de l'épaule.
A2	6	22-64			sains		Etudier les APA des muscles des bras associés aux mouvements du membre controlatéral et leur rôle possible dans la coordination inter-membres.	Mouvements unidirectionnels et cycliques sur le plan horizontal du bras droit (adduction-abduction) ou de la main (flexion-extension).
A3	10	29,4 ± 9,4	64,8 ± 14,2	169 ± 10	sains		Déterminer si une immobilisation de 12 h d'un segment change à la fois, les circuits de contrôle de l'activation du *prime mover* et des muscles posturaux, qui sont recrutés pour stabiliser le membre.	Flexion de l'index à l'articulation métacarpophalangienne.
A4	7		69,7 ± 10,3		sains	7 droitiers	Explorer l'influence de la mobilité de la chaîne posturale sur le contrôle musculaire.	Exercer une poussée horizontale bilatérale sur une barre dynamométrique, le plus rapidement possible, avec une force maximale (Fx).
A5	10	29,4 ± 9,4	64,8 ± 14,2	169 ± 10	sains		Etudier la contribution des APA à stabiliser l'ensemble du membre supérieur avant un simple appui de l'index.	Flexion de l'index au niveau de l'articulation métacarpophalangienne.
A6	6	23 - 28	55-76	155-183	sains	2 gauchers 4 droitiers	Etudier la chronologie des APA des membres supérieurs associés à des flexions et extensions volontaires du poignet chez l'homme.	Flexion ou extension du poignet le plus rapidement possible dans le plan sagittal.

A7	13	23 ± 2,35	72,53 ± 7,62	176 ± 8,2	sains	13 droitiers	Etudier les effets d'une préparation neutre (aucune information présentée pendant le signal préparatoire) durant la période préalable sur le processus de programmation motrice et postural lors de mouvements volontaires des membres supérieurs.	Soulever le bras avec une charge de 1 kg au niveau du poignet.
A8	7	28-57			sains		Comparer les APA, induit par un déchargement «actif» et «passif».	Coude fléchie à 90°, tenu d'un objet et déchargement «active» ou «passive» d'une charge de 0,5 kg ou 1,0 kg.
A9	14	33 ± 12			sains		Tester si l'information verbale sur la masse de la charge est suffisante pour le réglage adéquat de la force de préhension dans une tâche d'attraper d'un objet et évaluer la force de préhension qui s'est développée lorsqu'aucune information n'est disponible.	Attraper un objet qui tombe.
A10	7				sains	7 droitiers	Explorer comment les muscles qui contrôlent les segments posturaux corporels sont activés lors de la poussée isométrique bilatérale exercée avec les membres supérieurs par des sujets assis.	Exercer une poussée horizontale bilatérale sur une barre dynamométrique, le plus rapidement possible, avec une force maximale (Fx).
A11	16	25,8 ± 6,4			sains		Comparer les amplitudes d'activation EMG des muscles du tronc chez des sujets sains lors de la flexion du bras ou de la hanche en position assise sur un ballon d'exercice ou une chaise.	Flexion de la hanche ou du bras (unilatérale ou bilatérale), le plus rapide possible en position assise sur un ballon d'exercice ou une chaise.
A12	11	23–45				11 droitiers	Tester si la latéralité implique des différences dans le contrôle de la préparation posturale à un mouvement de déstabilisation du membre supérieur, en d'autres termes, si la latéralité manuelle est associée à la latéralité posturale.	Pointer vers la cible le plus rapidement possible.
A13	6	34,2 ± 9,6	89,2 ± 11,3	186,4 ± 7,2	sains	5 droitiers	Tester " l'hypothèse d'une seule synergie" : un seul processus du control de la *CF* et la *CP*.	Tenir un objet.

A14	80	72 ± 9 hémiplégiques 71 ± 9 sains			50 hémiplégiques 30 sains	26 gauchers et 24 droitiers hémiplégiques	Etudier les caractéristiques EMG des APA des muscles axiaux et latéraux, postérieurs et antérieurs du tronc pendant l'exécution de la flexion des membres supérieurs et inférieurs chez les sujets présentant une hémiparésie après un AVC et déterminer la relation entre l'activité d'anticipation et l'état fonctionnel et moteur des sujets.	Flexion du bras et de la hanche.
A15	17	24 à 48 sains 26 à 65 hémiplégiques			9 hémiplégiques 8 sains	8 sains : droitiers	Etudier les actions d'anticipation comme une fonction de l'information proprioceptive acquise lors de la manipulation de la charge, sans aucune information visuelle. Quantifier les effets de l'anticipation sur les réflexes déclenchés par la charge. Préciser le rôle du cortex moteur primaire dans les actions préparatoires.	Chargement bi-manuel : la main gauche qui reçoit la charge avec le coude fléchie à 90°, la main droite place la charge pour les sujets sains. Pour les sujets hémiplégiques c'est la main saine qui charge.
A16	9	29,6 ± 10,43	65,5 ± 13,36	164 ± 7	sains	9 droitiers	Déterminer si un siège incliné vers l'avant conduisant à une position du corps semi-à genoux des chaises ergonomiques dites « assis-genoux » affecte le contrôle postural en position assise.	Induire des perturbations dans quatre directions différentes en exerçant des impulsions brèves de force contre un châssis fixe positionné en face des sujets : pousser vers l'avant ou tirer (dans l'axe horizontal) et pousser vers le haut ou vers le bas (dans l'axe vertical).
A17	7	26-39			sains		Déterminer si les paternes d'activité des muscles du bras sont contrôlés en relation avec le *prime mover* ou la direction du mouvement, et si leur fonction est compatible avec des APA.	Flexion ou extension du poignet le plus vite possible avec maintien de la posture initiale du bras. Deux postures pour l'avant-bras : supination et pronation.
A18	6	20-21			sains		Etudier comment les systèmes de la motricité humaine sont modifiés par la connaissance préalable d'une perturbation externe à venir.	Maintenir un angle de flexion du coude stable (90°) lors de l'application de différentes perturbations de poids (0,5 kg ou 2 kg).

A19	11	29 ± 4	70 ± 13	175 ± 8	sains		Examiner le recrutement de différentes régions de la musculature abdominale pendant une perturbation posturale, et déterminer si l'activation des muscles abdominaux est influencée par la position du corps.	Flexion unilatérale rapide de l'épaule.
A20	8	27 ± 5			sains	8 droitiers	Déterminer s'il y a des APA lors d'un mouvement volontaire chez des sujets assis dans des conditions cliniquement pertinentes.	Atteindre une cible placée à la hauteur d'épaule à 45 degrés vers la droite de la ligne médiane.
A21	18	51,5 ± 5 sains 60,5 ± 5 avec AVC	72,5 ± 11 sains	164 ± 8 sains	10 sains 8 avec AVC	1 gaucher 9 droitiers (sains). 8 droitiers (avec AVC).	Evaluer l'effet de la vitesse du mouvement du bras sur la génération des APA dans les muscles controlatéraux et ipsilatéraux chez les personnes post AVC en position assise.	Atteindre un objet placé au niveau de l'omoplate et à mi-hauteur du sternum avec une vitesse spontanée ou rapide.

Tableau II.2. Caractéristiques des sujets des articles retenus, objectifs et mouvements étudiés des 21 études retenues.

** selon informations disponibles dans l'article. NB=nombre des sujets. Réf°=référence. APA Ajustement Postural Anticipatoire. EMG Electromyographie. AVC Accident Vasculaire Cérébral.*

Muscles du tronc												Muscles du bras							Muscles de la jambe								Nb de muscles
Muscles Ref°	RA	TrA	IE	ES	OI	OE	ST	IT	LD	PM	FDIM	AD	FPL	ADP	BR	FCR	ECR	BB	TB	SOL	TFL	RF	BF	GM	GL	TA	
A1	I-NM			I-NM																I-NM		I-NM	I-NM			I-NM	6
A2			MA							MA						MA	MA										4
A3												NM-RMS						NM-RMS	NM-RMS								3
A4				I-NM		I-NM															I-NM		I-NM	I-NM	I-NM	I-NM	7
A5							I-NA					I-NA				I-NA	I-NA	I-NA	I-NA								6
A6												?						?	?								3
A7				I-NM								I-NM									I-NM		I-NM				4
A8																		I	I								2
A9											I			I													2
A10				?		?															?		?	?	?	?	7
A11	I			I	I	I																					4
A12						I-NF														I-NF	I-NF	I-NF				I-NF	5
A13													NA	NA		NA	NA										4
A14	I			I		I			I																		4
A15															I	I		I									3
A16	I-NM			I-NM											I-NM					I-NM		I-NM	I-NM			I-NM	7
A17															VV			VV	VV								3
A18																		I	I								2
A19		MRL			MRL	MRL																					3
A20				RMS		RMS																					2
A21							?	?	?																		3
Total	4	1	1	8	2	7	2	1	2	1	1	4	1	2	3	4	3	7	6	3	4	3	5	2	2	5	84

Tableau II.3. Muscles étudiés et modalité(s) d'utilisation de l'EMG.

Muscles : Tibialis Anterior (TA), SOLeus (SOL), Rectus Femoris (RF), Biceps Femoris (BF), Rectus Abdominis (RA), Erector Spinae (ES), Flexor Carpi Radialis (FCR), Extensor Carpi Radialis, (ECR), Pectoralis Major (PM), Infra Epineux (IE), Tensor Fasciae Latae (TFL), Biceps Brachii (BB), Triceps Brachii (TB), Deltoideus Anterior (AD), Gluteus Maximus (GM), Obliquus Externus (OE), Superior Trapezius (ST), the First Dorsal Interosseous Muscle (FDIM), Gastrocnemius Lateralis (GL), Latissimus Dorsi (LD), ADductor Pollicis (ADP), Flexor Pollicis Longus (FPL), BRachialis (BR), Traverse Abdominis (TrA), Inferior Trapezius (IT).

Indices : RMS=Root Mean Square, I=Integral, VV=Vérification Visuelle, MA=Moyenne d'Amplitude, NM=Normalisé par rapport au Maximum, NF=Normalisé par rapport à une Fraction de son amplitude de variation totale, NA=Normalisé par rapport à la valeur moyenne, ?=l'information n'est pas disponible dans l'article (seul l'instant de l'onset est testé), MRL=Mean Relative Latences.

	Conditions	**Principaux résultats**
A1	Assis *vs.* debout / chaise réglable / hanche et genou fléchi à 90 ° / Quatre supports / Deux directions de traction (pull-up ou pull-down).	Des AMA ont été observées dans les muscles de la jambe (TA, SOL, RA, et BF), mais pas dans les muscles du tronc (ES, RA), avec supports des pieds. Les positions des supports influencent les activités de BF et RF. Il y a une différence dans les patterns d'activations musculaires entre les tâches de libération pull-up et pull-down.
A2	Assis / un tabouret pivotant / pieds au sol / deux configurations de bras.	Pour tous les mouvements, l'activation du muscle *prime mover* (*eg*. PM droit pour adduction bras) est accompagnée d'une activation régulière des muscles homologues du bras controlatéral et d'une inhibition des antagonistes.
A3	Assis / chaise / bras dominant allongé le long du corps / coude fléchi à 90° / pronation de la main dans l'axe de l'avant-bras.	Il a été observé une augmentation significative des AMA, du BB et de l'AD, mais pas au niveau du TB, entre avant et après l'immobilisation de la main.
A4	Assis / dispositif conçu sur mesure / deux contacts IF (100 % et 30 %).	Des AMA ont été observées pour tous les muscles : TA, GL, TFL, ES, BF, OE et GM. La différence de la zone de contact ischio fémorale induit, seulement un changement des amplitudes des AMA. Une relation linéaire a été montrée entre les patterns musculaires (la programmation et la mobilité de la chaîne posturale).
A5	Assis / chaise / bras dominant allongé le long du corps / coude fléchi à 90° / pronation de la main dans l'axe de l'avant-bras.	Pour toutes les postures de la main, l'EMG des FCR est inhibé et facilité au niveau des ECR. Un simple mouvement de doigt produit des AMA.
A6	Assis / chaise / devant une table / avant-bras non dominant sur la table / poignet initialement complètement en extension avant une flexion du poignet ; et complètement fléchi avant l'extension du poignet.	Tous les sujets ont montré des AMA des BB, TB et DA. Pour une flexion du poignet, les muscles ont été activés dans un ordre précis : DA, BB, FCU d'abord, puis ECR et TB. Ensuite, pour une extension du poignet, TB, ECR et DA ont été activés en premier suivis par les FCU et BB.
A7	Assis *vs*. debout / chaise / quatre périodes (FD 300 ms, FD 500 ms, ms FD 700 ms et FD 900 ms).	La durée préalable (foreperiod) optimale est de 500 ms en position assise et 700 ms en position debout. Une modulation temporelle en fonction de la durée préalable a été utilisée au niveau central pour l'organisation des commandes posturales et focales. BF et ES ipsilatéral sont activés après la TFL ipsilatéral.

A8	Assis / bras droit en position verticale le long de la poitrine et en poussant doucement vers l'arrière contre un support / avant-bras à angle droit / poids de 0,5 kg ou 1,0 kg / situation active *vs.* passive / les yeux fermés.	Des AMA sont observées avec le déchargement «actif» : réduction de l'activité EMG du BB avant le début du déchargement (0 à 30 ms). Mais le déchargement «passif» a été suivi par une réduction de l'activité EMG du BB 50-80 ms après la levée de poids.
A9	Assis / fauteuil / avant-bras droit reposant sur un support confortable / le second bras vertical / coude à 90°.	La masse de la charge influence seulement l'activité musculaire, mais pas les paramètres temporels. L'information verbale préliminaire sur la masse de la charge est suffisante pour une programmation adéquate de la force de préhension (sans cette information, elle est programmée comme pour une charge lourde).
A10	Assis / 100% de contact IF.	La séquence EMG (programmée selon les paramètres de la tâche) commence au niveau des muscles posturaux (EMG anticipatoires) et se termine au niveau des muscles focaux.
A11	Assis / chaise / ballon d'exercice / position verticale / angle du genou à 90°.	Pour tous les onsets d'activité EMG du tronc, il n'y a pas de différence entre le ballon et la chaise dans la tâche de flexion du bras. Pour la flexion de la hanche, il n'y a pas de différence significative.
A12	Assis / cuisses horizontales / pieds sur le sol / bras suspendus verticalement le long du corps / coudes fléchis à 90° / deux contacts IF (100 % et 30 %).	Avant l'activation du *prime mover*, un pattern reproductible d'AMA (muscles du tronc et de la hanche) est montré. Le contact IF, et le bras préféré *vs* non-préféré (latéralité posturale) influencent les paramètres des AMA.
A13	Assis / chaise / accoudoirs / avant-bras dominant sur l'accoudoir de la chaise / le poignet et la main tendues au-dessus de la fin de l'accoudoir / "tasse" cylindrique en plastique " tenue par la main dominante du sujet.	Les ajustements préalables des EMG sont présentés. La force de préhension, changeant dans des directions différentes, représente des patterns périphériques d'une seule synergie plutôt qu'un contrôle séparé de la *CF* et de la *CP*.
A14	Assis / chaise / pieds sur le sol / Angle de la hanche et de genoux 90° / dos vertical non supporté.	Des différences significatives intergroupes dans les corrélations entre les paires ipsilatérales des muscles du tronc sont montrées dans la synchronisation temporelle (plus faible chez les patients que chez les sujets sains).
A15	Assis / chaise / épaules légèrement en rotation interne / coude fléchi à environ 90° / charge de 2 kg (femmes et hémiplégiques), 3 kg pour les hommes normaux.	Un mouvement de flexion anticipatoire, pour les sujets normaux, n'est montré que dans le cas de la situation auto-appliquée avant l'impact (pas dans la situation de contrôle). La flexion anticipatoire est plus lente et plus longue chez les patients hémiplégiques. Différentes stratégies motrices sont utilisées pour anticiper la perturbation. Des effets de la masse de la charge et de la distance entre les deux mains sont observés.

A16	Assis / chaise BMC ou REG / face à un cadre métallique / pièce horizontale en bois devant le cadre au niveau de l'épaule.	Les deux conditions de chaises sont caractérisées par des AMA des muscles du tronc et des cuisses, mais cette activation est observée uniquement pour les muscles distaux sur la chaise REG. La conception des chaises a un rôle important dans le contrôle de la position assise.
A17	Assis / bras droit dans une position neutre de l'épaule / 90° de flexion du coude / 0° au niveau du poignet.	Les séquences des activités musculaires des bras changent par rapport à la direction du mouvement dans l'espace. Le mouvement rapide du poignet est précédé par une activité des muscles du bras, 50-60 ms, pour contrer la perturbation dynamique.
A18	Assis / chaise / les yeux fermés / coude droit à 90°.	Avant le début de la perturbation et pour la condition d'anticipation, des activités EMG du BB et du TB sont observées, mais pas pour la condition sans anticipation. Cette activité est influencée par le poids de la charge.
A19	Debout (pieds largeur des épaules) *vs* Assis (dos bien appuyé / hanches et genoux fléchis à 90°).	Les réponses posturales de TrA avec le mouvement des membres sont différentes entre les régions (début de la partie supérieure plus tardif *vs*. les régions basses et moyennes). Les positions du corps influencent les réactions posturales des muscles TrA. Une différenciation régionale de l'activité de TrA est observée.
A20	Assis / chaise / pieds du chaises positionnés aux quatre coins d'une plateforme de force / pieds reposés sur le sol devant la plateforme de force.	L'onset de l'activité du deltoïde est précédé par l'activité de l'OE et l'activité du paraspinal dans 70% des essais pour les sujets assis. Le rôle de la musculature du tronc et la signification des forces réactives avant le mouvement de la main sont ambigus.
A21	Assis / tronc libre / les pieds à plat sur le sol / hauteur du siège réglable / 75% de contact de la longueur de la cuisse / genoux et hanches à environ 90° de flexion / épaules dans une position neutre / mains posées sur les hanches.	Différence temporelle des AMA au niveau ipsilatéral et controlatéral du LD et du LT avec les deux vitesses de déplacement (auto-sélectionnée et rapide. Différence temporelle des AMA au niveau du ST ipsilatéral pendant le mouvement du bras non affecté avec vitesse auto-sélectionnée. Un retard du LD controlatéral lors du mouvement d'atteinte avec le bras non affecté à vitesse rapide est observé. Le déplacement du tronc est plus important chez les patients post-AVC qui ont montré un retard d'AMA dans les muscles des deux côtés du corps par rapport à des sujets sains.

Tableau II.4. Conditions de mesure et principaux résultats.

Muscles : Tibialis Anterior (TA), SOLeus (SOL), Rectus Femoris (RF), Biceps Femoris (BF), Rectus Abdominis (RA), Erector Spinae (ES), Flexor Carpi Radialis (FCR), Extensor Carpi Radialis, (ECR), Pectoralis Major (PM), Tensor Fasciae Latae (TFL), Biceps Brachii (BB), Triceps Brachii (TB), Deltoideus Anterior (AD), Gluteus Maximus (GM), Obliquus Externus (OE), Superior Trapezius (ST), First Dorsal Interosseous Muscle (FDIM), Gastrocnemius Lateralis (GL), Latissimus Dorsi (LD), ADductor Pollicis (ADP), Flexor Pollicis Longus (FPL), BRachialis (BR), Traverse Abdominis (TrA), Inferior Trapezius (IT).

II.3.5. Adaptabilité et prédictibilité des AMA

L'adaptabilité aux paramètres du mouvement consiste à observer des AMA différentes en fonction d'une ou de plusieurs caractéristique(s) dominante(s) du mouvement à venir, telles que la vitesse, la direction, le poids... La **prédictibilité** est le résultat d'un haut niveau d'adaptabilité ou de spécificité des AMA, qui prennent alors en compte l'ensemble des caractéristiques du mouvement pour définir les propriétés des AMA, rendant ainsi possible de prédire le mouvement à venir pour chaque individu. Les paramètres des AMA montrent des caractéristiques différentes en fonction des paramètres du mouvement (Tableau II.5). Une adaptabilité a été observée dans 15 études. Cette adaptabilité a généralement été montrée en fonction de la direction du mouvement (A6, A16, A17), de la stabilité posturale (A1, A4, A5, A11, A12), de la masse de la charge (A9, A18) et, peut-être de la vitesse d'exécution du mouvement (A12). Outre l'aspect adaptabilité, les paramètres des AMA montrent également une certaine prédictibilité du mouvement à venir dans 13 articles (A2, A4 à 6, A8, A10 à 12, A14, A16, A17, A19, A21). Les études portant le plus souvent sur un nombre réduit de mouvements, une analyse plus fine est nécessaire pour tenter d'estimer dans quelle mesure les AMA pourraient être prédictives pour un large panel de mouvements.

Réf°	Adaptabilité	Prédictibilité
A1	L'activité d'anticipation pour le RF et le BF est modulée en fonction de la position du support. Pour le TA, l'activité est différente selon la largeur et / ou l'absence de support des pieds.	Une différence d'AMA entre libérer par 'pull-up' et 'pull-down' est observée, mais cette différence n'est pas détaillée pour mieux discriminer entre les deux mouvements. En général, les AMA ne sont pas prédictives pour cette étude.
A2	Des AMA spécifiques pour chaque mouvement sont montrées : activation des *prime mover* (PM droit pour adduction du bras et IS pour abduction, FCR et ECR droit pour la flexion / extension de la main). Ils sont accompagnés par l'activation des muscles homologues du bras controlatéral et l'inhibition des antagonistes.	Il est possible de discriminer entre chaque mouvement en observant les AMA des muscles controlatéraux : par exemple, si le PM gauche est actif avant le PM droit, le mouvement peut être l'abduction du bras. Idem pour chaque mouvement.
A3	Les AMA sont affectés par l'immobilisation et peuvent être organisées en fonction du mouvement volontaire.	Non trouvé.
A4	Les amplitudes des AMA sont significativement augmentées lorsque le contact ischio fémorale est réduit pour les muscles suivants : AT, GL, TFL, BF, OE, GM.	TA, GL, TFL, ES, BF, OE et GM montrent des AMA avant une poussée isométrique horizontale à deux mains sur une barre dynamométrique. Ces AMA sont prédictives pour ce mouvement.
A5	Une variation d'amplitude des AMA en fonction du niveau de stabilité posturale est observée. L''onset' et l'amplitude des AMA est significativement différents entre P et S et l'état de S pour les muscles suivants : FCR, BB, la TB et ST.	Pour la flexion de l'index de l'articulation métacarpo-phalangiennes, les muscles suivants, FCR, BB, la TB, AD et ST, précédent l'onset de FDS : il est possible de prédire ce mouvement en observant l'activation de ce groupe musculaire.
A6	L'ordre chronologique des activités musculaires dépend des paramètres du mouvement (flexion ou extension du poignet).	A cet ordre, "DA, BB, FCU d'abord, puis ECR, TB", le mouvement peut être une flexion du poignet, mais pour l'ordre suivant "TB, ECR, DA au début, puis FCU et BB", le mouvement peut être une extension du poignet.
A7	Une modulation temporelle dans l'organisation au niveau centrale des commandes posturales et focales en fonction de la durée de la période préalable est observée.	Non trouvée.
A8	Non trouvée.	L'EMG du BB permet de distinguer entre les deux conditions (déchargement passif ou actif) : les paramètres temporels peuvent prédire si le mouvement sera un déchargement actif (avant le déchargement de 0 à 30 ms) ou passif (après le début de déchargement de 50 à 80 ms).

A9	Les AMA sont programmées en fonction de la masse de la charge (uniquement avec la présence d'une information préliminaire sur la masse).	Non trouvée.
A10	La séquence EMG est programmée en fonction des paramètres de la tâche.	TA, GL, TFL, ES, BF, OE et GM montrent des AMA avant une poussée isométrique horizontale à deux mains sur une barre dynamométrique. Ces AMA sont prédictives de ce mouvement.
A11	L'activation de l'ES est basée sur les demandes spécifiques du mouvement. Les AMA sont accordées aux caractéristiques mécaniques du mouvement focal, la stabilité posturale et la direction de la perturbation à venir.	Pour le mouvement de flexion du bras bilatérale et unilatérale, ES s'active 20 ms après le deltoïde (cette activation peut être considérée comme prédictive des deux mouvements, mais une discrimination entre eux est difficile).
A12	Les AMA sont influencées par la latéralité, la stabilité posturale et la vitesse du mouvement due à la différence entre le bras préféré et non préféré.	Les activités des muscles posturaux suivants, ESi, OEc, OEi, TFLi, et RFc, avant l'activation du *prime mover* DA, permet de prédire que le mouvement sera une tâche de pointage.
A13	Non trouvée.	Non trouvée.
A14	Non trouvée.	Pour la flexion du bras chez les deux groupes, l'activité de l'ES controlatéral et du LD est avant le côté ipsilatéral : ce paramètre est prédictif de la flexion du bras dans cette position. Pour la flexion de la hanche dans les deux groupes, l'activité du RA des deux côtés permet de prédire ce mouvement. L'activité de l'ES controlatérale dans les deux groupes précède le début de l'activité du côté ipsilatéral, cette activité est un paramètre de prédiction du mouvement.
A15	Une corrélation significative est observée entre l'amplitude du mouvement d'anticipation et la masse de la charge : plus importante avec la charge lourde.	Non trouvée.
A16	La direction de la perturbation influence l'amplitude des AMA pour les quatre tâches : une différence significative est observée pour les ES, RA, BF, RF, TA, et SOL. La conception de la chaise influence les paramètres des AMA.	La quantification des AMA permet de discriminer entre la tâche de poussée vers l'avant et de tiré : le 1er mouvement se caractérise par de faibles AMA au niveau de l'ES et du BF, alors que le 2nd, inversement, par des AMA plus importantes. Lors de poussées vers le bas de faibles AMA au niveau de l'ES et du BF sont observées, inversement, une amplitude plus importante est observée lors des mouvements de 'pousser vers le haut'. D'autres paramètres sont cependant nécessaires pour prédire

		entre ces mouvements afin de pouvoir discriminer entre deux conditions qui présentent une quantification similaire (faible pour pousser vers l'avant et pousser vers le bas, et importante pour tirer et pousser vers le haut).
A17	La direction du mouvement dans l'espace, est liée aux patterns d'activité des muscles du bras lors de mouvements rapides du poignet. L'onset de TB précède celui de BB ou BR de façon significative.	L'ordre de l'activité musculaire est prédictif entre la flexion et l'extension du poignet dans des conditions différentes : TB est actif avant BB lors Supination-Extension et BB est actif avant TB lors Supination-Flexion. Br est actif avant TB lors Pronation-Extension et TB est actif avant BR lors Pronation-Flexion.
A18	L'activité EMG est influencée par la masse de la charge dans les deux conditions (plus importantes avec la charge lourde de 2 kg que la charge légère de 0,5 kg).	Non trouvée.
A19	Non trouvée.	Les AMA des TrA, OI et OE permettent de prédire que le mouvement à venir peut être une flexion de l'épaule.
A20	Non trouvée.	Non trouvée.
A21	Les paramètres des APA sont différents entre les sujets sains et post-AVC qui sont peut-être moins capables d'adapter les APA aux différentes vitesses. Seul un retard du LD controlatéral, du bras non touché, est observé entre la vitesse rapide et la vitesse spontanée.	L'activité du LD controlatéral, du bras non affecté, permet de prédire la suite du déplacement comme attraper un objet, et permet de discriminer entre vitesse rapide et vitesse auto-sélectionnée.

Tableau II.5. Adaptabilité et prédictibilité des AMA.

Ref °= référence, A = Article, P Pronation, S Supination.
Muscles : Tibialis anterior (TA), Soleus (SOL), Rectus Femoris (RF), Biceps Femoris (BF), Rectus Abdominis (RA), Erector Spinae (ES), Flexor Carpi Radialis (FCR), Extensor Carpi Radialis, (ECR), Pectoralis Major (PM), Infra épineux (IE), Tensor Fasciae Latae (TFL), Biceps Brachii (BB), Triceps Brachii (TB), Deltoideus Anterior (AD), Gluteus Maximus (GM), Obliquus Externus (OE), Superior Trapezius (ST), First Dorsal Interosseous Muscle (FDIM), Gastrocnemius Lateralis (GL), Latissimus Dorsi (LD), ADductor Pollicis (ADP), Flexor Pollicis Longus (FPL), Brachialis (BR), Traverse Abdominis (TrA), Inferior Trapezius (IT).

II.4. Discussion

Cette revue systématique s'intéresse aux AMA lors de mouvements en position assise, en montrant qu'ils sont préprogrammés et font partie intégrante du mouvement. De plus, la relation d'adaptabilité des paramètres des AMA par rapport aux paramètres du mouvement à venir a également été analysée : les résultats montrent qu'ils sont généralement en dépendance de la direction, de la stabilité posturale et du poids d'éventuels objets manipulés, alors que par rapport à la vitesse, les conclusions sont moins claires. Le caractère prédictif des AMA semble nécessiter d'ajouter les notions : d'ordre, de temps, et d'amplitude des AMA mais semble bel et bien émerger.

II.4.1. Les AMA lors de différents mouvements volontaires en position assise

Le principal résultat de cette analyse systématique de la littérature est la mise en évidence d'AMA variées lors de différents mouvements volontaires en position assise. Cette capacité est expliquée et nommée dans la littérature par la 'capacité postural cinétique', c'est-à-dire la capacité à développer une contre perturbation adaptative (ou spécifique) face à un mouvement volontaire perturbateur. Bien que les surfaces de contact soient différentes entre la position debout (limitée au niveau des pieds), et la position assise (± dos + fesse ± cuisse ± pieds), conduisant à une stabilité posturale plus importante (Nashner, 1993), le SNC contrôle le mouvement volontaire perturbateur par des AMA en position assise de manière sensiblement similaire à la position debout, plus largement étudié dans la littérature, d'une manière spécifique et adaptable (Aruin & Shiratori, 2003 ; Bouisset & Do, 2008). Il est également intéressant de noter qu'Aruin & Shiratori, 2003, ont montré des atténuations d'AMA en position assise au niveau des muscles de la jambe (RF, BF, TA, and SOL) par rapport à la position debout. Par contre, les muscles du tronc (RA, ES) n'ont pas montré une telle atténuation. Les auteurs expliquent cette similarité d'AMA au niveau des muscles du tronc par une position des membres supérieurs similaires entre les deux conditions, debout et assise, qui utiliserait le même type ou la même stratégie de contrôle. Par contre, les différences concernant les muscles de la jambe pourraient être expliquées par une demande posturale d'AMA différente, la position de départ étant différente et les jambes ayant un rôle antigravitaire dans le maintien de la position érigée. Cependant, il est également possible qu'avec l'entrainement (répétitions), l'acquisition de nouvelles habilités motrices et de connaissances procédurales vis-à-vis du mouvement conduisent à des AMA plus spécifiques

et non à une simple atténuation locales des contractions les moins utiles. Cette hypothèse reviendrait à dire que le sujet utilise dans un premier temps les AMA d'une position maitrisée (debout) avant d'en construire progressivement une nouvelle plus spécifique. Le SNC possède une capacité à programmer la *CP* pour anticiper une grande variété (tous ?) de mouvements volontaires, imprécis en termes de caractéristiques techniques ainsi que de demandes anatomiques et fonctionnelles. Par exemple, des AMA ont été observés lors de mouvement d'abduction bilatérale de l'épaule (Aruin & Shiratori, 2003), de flexion unilatérale rapide de l'épaule (Urquhart et *al.*, 2005), d'adduction–abduction du bras ou de flexion–extension de la main (Baldissera et *al.*, 2008), de poussée bilatérale et horizontale sur une barre (Le Bozec et *al.*, 2001 ; Le Bozec & Bouisset, 2004), de flexion de l'index à l'articulation MP, (Caronni & Cavallari, 2008 ; Bolzoni et *al.*, 2012), de flexion ou extension du poignet (Aoki, 1991 ; Chabran et *al.*, 1999), de levée du bras avec une charge au niveau du poignet (Cuisinier et *al.*, 2007), de saisie d'un objet (Hugon et *al.*, 1982), d'atteinte d'un objet (Moore et *al.*,1992 ; Pereira et *al.*, 2013), de déchargement actif ou passif d'un poids (Kazennikov & Lipshits, 2010), de flexion unilatérale ou bilatérale de la hanche ou du bras (Dickstein et *al.*, 2004 ; Weaver et *al.*, 2012), de pointage vers une cible (Teyssèdre et *al.*, 2000), de tenue d'un objet (Scholz & Latash, 1998) et de chargement bimanuel (Bennisa et *al.*, 1996). Chaque mouvement semble présenter sa propre *CP* (responsable de l'anticipation et de la compensation), et sa propre *CF* (responsable de l'exécution). Le même muscle, peut être postural pour un mouvement, et focale pour d'autres mouvements. Par exemple, le DA est postural, anticipatoire, pour le mouvement de flexion de l'index, alors que pour la poussée sur une barre, il est focal, exécutif. Cette "polyvalence" musculaire à anticiper, compenser, ou exécuter un mouvement tend à montrer la capacité d'adaptation du SNC pour contrôler chaque mouvement et à répondre aux demandes neurophysiologiques et biomécaniques spécifiques.

II.4.1.1. AMA et mouvements au niveau des différentes articulations

II.4.1.1.1. Mouvement de l'épaule

Lors de mouvement qui consiste à pousser vers le bas, vers le haut ou vers l'avant, bras tendus en position assise, les AMA sont dépendantes de la direction du mouvement. Lors d'une poussée vers le bas (pull-down-release), c'est surtout au niveau du RA que l'activité d'anticipation a été observée, avec une suppression de l'activité du muscle dorsal ES. Lorsque la direction de la force d'application a été inversée avant la libération (pull-up), un pattern d'AMA inverse a été observé (Aruin & Shiratori, 2003). Par contre, pour la poussée vers

l'avant sur la barre dynamométrique, les AMA ont été observée au niveau des muscles suivants : TA, GL, TFL, ES, BF, TS et OE (Le bozec et *al.*, 2001, 2004). Ces activations sont influencées par la surface de contact IF avec l'assise, 100 ou 30 %.

Lors d'un mouvement de flexion unilatérale / bilatérale, pour les deux mouvements, une activité d'anticipation a été montrée au niveau de l'ES, bilatéralement (à 20 ms post-D activation). Par contre, pour l'OE, l'activité n'est observée que lors de la flexion bilatérale où une activité d'anticipation a été observée du côté gauche, controlatérale (Weaver et *al.*, 2012). La flexion unilatérale rapide sollicite généralement l'activation des TrA, OI, et OE entre -150 et +50 ms de l'activation du DA (Urquhart et *al.*, 2005).

Lors de l'Adduction / abduction, le mouvement d'adduction se caractérise par une activité d'anticipation au niveau du PM et du FCR alors que pour le mouvement d'abduction, cette activité a été observé au niveau de l'IS et de l'ECR. Les activités d'anticipation, pour les deux mouvements et tous ces muscles, sont augmentées significativement par la charge inertielle ou élastique (Baldissera *et al.*, 2008).

A ce niveau de l'épaule, les AMA sont dépendantes de la direction de la perturbation. Des AMA sont spécifiques à la perturbation et sont différentes entre pousser vers le haut ou vers le bas (Aruin & Shiratori, 2003) ou bien adduction/abduction (Baldissera *et al.*, 2008). Cet exemple de résultat confirme l'adaptabilité des AMA par rapport à la finalité de la perturbation et un niveau de spécificité de contrôle des AMA par le SNC est bien observé.

II.4.1.1.2. Mouvement du poignet

En ce qui concerne la Flexion *vs.* extension, lorsque les sujets ont réalisé une flexion du poignet, les muscles enregistrés sont activés dans l'ordre : DA, BB, FCU, puis ECR et TB. Pour une extension du poignet le TB, ECR et DA sont activés au début, suivie par le FCU et le BB (Chabran et *al.*, 1999). Des AMA au niveau du BB, TB et BR sont montrés pour le même mouvement par Aoki en 1991 (l'ordre et le temps d'activation dépendent alors de la direction).

Une des caractéristiques qui se retrouve en changeant d'articulation est la spécificité des AMA à la perturbation. Encore une fois l'ordre des AMA est différent entre flexion et extension. Cette différence est connue comme une adaptabilité de contrôle de la *CP* par le SNC.

II.4.1.1.3. Mouvement de l'index

Bolzoni et *al.* (2012), ont étudié la flexion de l'index à l'articulation MP et ont montré des AMA au niveau des BB, TB et DA. Ces résultats ont été comparés avant et après 12 h

d'immobilisation de l'articulation et les mêmes muscles montrent une activité d'anticipation avec une augmentation significative d'amplitude d'activation du BB et de l'AD après l'immobilisation. Ce mouvement a également été étudié par Caronni & Cavallari en 2008, et des AMA au niveau du FCR, TB, BB, et ST ont été observés pour deux conditions, pronation et supination de la main. Ces AMA, lors des deux positions, montrent des différences significatives de délais d'apparition (plus précoces pour FCR, TB et AD conditions pronation) et d'amplitudes d'activation.

II.4.1.1.4. Mouvement de la hanche

En ce qui concerne la Flexion de la hanche, on observe dans la littérature une activité importante au niveau du RA et de l'OE ipsilatéralement au mouvement de la flexion de la hanche, mais l'augmentation de l'activité est symétrique pour ES et OI. L'activité est plus élevée en condition assise sur le ballon pour le RA et l'EO ipsilatéralement ainsi que l'IO bilatéralement (Weaver et *al.*, 2012). Ainsi, les paramètres d'activation de la *CP* sont générés pour l'anticipation et la compensation des paramètres d'exécution du mouvement de la *CF* pour chaque articulation. Plus globalement, en termes de direction, de condition posturale initiale et de vitesse d'exécution du mouvement on peut se demander s'il en est de même.

II.4.2. Adaptabilité des AMA aux paramètres globaux du mouvement à venir en position assise

II.4.2.1. AMA et vitesse du mouvement

En position debout, il est montré dans la littérature que les AMA, en termes d'amplitude et de durée d'activation, évoluent en fonction de la vitesse du mouvement (Horak et *al.*, 1984 ; Lee et *al.*, 1987 ; Shiratori & Aruin, 2007). En position assise, la notion d'adaptabilité par rapport à la vitesse est toujours sujette à discussion. Cette relation d'adaptabilité semble logique vu que pour toute perturbation, il faut une contre perturbation, et si les paramètres de la perturbation changent en vitesse, la contre perturbation devrait s'adapter en conséquence pour un contrôle adéquat et efficace. Il s'agit notamment de compenser l'inertie des segments à déplacer. Ce contrôle de la *CP*, ainsi que son adaptabilité et sa flexibilité, sont assurés par le SNC. Par exemple la vitesse d'exécution entre les deux mains est différente (Teyssèdre et *al.*, 2000). Cette différence de vitesse de mouvement influence les activités musculaires de la *CP*, ce qui se manifeste par des AMA plus précoces, lors de l'exécution par la main dominante, comparé à la main non dominante. Ces résultats,

même s'ils ont été expliqués par un effet de bilatéralité, pourraient expliquer aussi l'effet de la vitesse sur les paramètres des AMA en position assise. Un autre exemple mentionné dans l'étude de Pereira et *al.* (2013), lors d'une tâche d'atteinte d'un objet et bien que l'auteur mentionne qu'il n'y a pas d'effet de la vitesse sur les paramètres temporels des AMA, montre des variations de l'activation du LD controlatéral : le temps d'activation est retardé pour une vitesse rapide *vs.* vitesse auto-sélectionnée. Ainsi, le changement de la vitesse pourrait engendrer un changement des paramètres temporels de la *CP*.

II.4.2.2. AMA et direction du mouvement

Il est relativement admis dans la littérature que la direction du mouvement influence les paramètres d'AMA. Cela est par exemple montré par Chabran et *al.*, (1999) qui soulignent que "l'ordre chronologique de l'activité musculaire dépend des paramètres du mouvement, l'extension ou la flexion du poignet par exemple. La spécificité directionnelle des réponses musculaires anticipatoires est une caractéristique fondamentale des APA". Ainsi, à ce niveau, la direction du mouvement influence l'ordre des activations musculaires. Pour la flexion du poignet, l'ordre était DA, BB, FCU en premier, suivi par ECR, TB. Pour l'extension du poignet, TB, ECR et DA sont activés au début, suivies par FCU et BB. Cette constatation a été confirmée par d'autres auteurs comme Aoki (1991) qui a écrit que "les patterns d'activité des muscles du bras associés aux mouvements rapides du poignet ont été couplés avec la direction du mouvement dans l'espace". Pour le mouvement du poignet vers le bas, en Supination-Extension et Pronation-Flexion, la séquence de l'activité musculaire du bras a été flexion du coude (Tr), puis extension du coude (Bi, Br). Pour les mouvements du poignet vers le haut, à Supination-Flexion et Pronation-Extension, la séquence des muscles du bras était coude fléchisseur (Bi, Br), puis coude extenseur (Tr).

Finalement, Shenoy & Aruin (2007), indiquent que "l'ampleur ou la magnitude des AMA dépend de la direction de la perturbation et la conception de la chaise [sur laquelle sont assis ses sujets]" : la direction influence les amplitudes et le temps d'AMA. Ils montrent notamment qu'ils sont plus importants lors de mouvement de 'tirer' que lors des mouvements de 'pousser'.

II.4.2.3. AMA et stabilité posturale

Cette variable de la stabilité posturale a été étudiée essentiellement en position assise par rapport au contact IF avec l'assise ainsi qu'au niveau des muscles des membres inférieurs (loge postérieure). A notre connaissance, l'effet d'une position initiale perturbée, comme penché vers un côté par exemple, n'a pas été étudiée. Par contre, l'effet de la stabilité posturale sur les

paramètres des AMA a été testé notamment par Le Bozec & Bouisset (2004). Ces derniers ont montré que « La différence dans la zone de contact IF induit un changement d'amplitude des AMA (pour les TA, GL, TFL, BF, OE et GM, l'amplitude était significativement plus élevée à un contact de 30% *vs.* 100%), mais pas dans l'ordre de recrutement. Une relation linéaire a été montrée entre la programmation et la mobilité de la chaîne posturale ».

Ainsi, ces résultats indiquent que plus la posture est instable, plus elle nécessite d'ajustement anticipatoire avec une amplitude d'activation plus importante, puisque la perturbation future est elle-même plus importante. Outre la zone de contact IF, Aruin & Shiratori, (2003), ont étudié l'effet des supports au niveau des pieds et des jambes. Les supports additionnels, antérieurs et postérieurs, influencent les APA au niveau du RF et du BF. Pour le support antérieur, une modulation des AMA a été montrée pour le RF et non pour le BF, par contre pour le support postérieur, la modulation n'est observée que pour le BF, et dans les deux cas en fonction de la direction de la perturbation. En conséquence, les auteurs concluent que le SNC utilise des stratégies de contrôle flexibles et adaptatives pour ajuster les AMA à des conditions mécaniques particulières induites par la modification de support du pied.

II.4.2.4. AMA et masse de l'objet manipulé

Kazennikov & Lipshits (2010) ont étudié l'influence de l'information préliminaire de la masse de l'objet manipulé sur les AMA lors de la saisie d'un objet en chute. Ils ont montré que les AMA sont programmées en fonction de la masse de la charge (avec la présence d'une information préliminaire sur la masse) et quand cette information est absente, l'activité musculaire est programmée en prévision d'une charge lourde. Généralement, les amplitudes de l'AMT et du FDIM sont plus importantes lors de la saisie d'un objet lourd comparé à la saisie d'un objet léger. Shimura et *al*., en 2001, avaient montré une adaptabilité par rapport à la masse : ils montraient une anticipation spécifique au poids, plus importante en termes d'amplitude d'activation, avec 2 kg par rapport à 0,5 kg.

Cette dépendance des AMA au poids d'une charge montre deux caractéristiques de contrôle de la *CP* par le SNC : une adaptabilité ou spécificité des AMA au poids de la charge et une stratégie de 'sécurité' expliquée par l'anticipation d'un poids (évitant ainsi de laisser glisser) en absence de l'information sur le poids. Le SNC semble choisir de protéger ou de sécuriser la posture en général par des adaptabilités de ces commandes vers la *CP*.

II.4.3. Dans quelles mesures les paramètres des AMA sont-ils prédictifs du mouvement à venir ?

II.4.3.1. Prédiction à partir de la durée d'AMA?

Certains résultats expérimentaux (Le Bozec et *al.*, 2001, 2004 ; Baldissera et *al.*, 2008) montrent que la durée de l'activation d'un (plusieurs) muscle(s) postural(aux) par rapport à l'activation du *prime mover*, ou la *CF* plus généralement, peut constituer un paramètre prédictif du mouvement à venir. Par exemple, pour le mouvement du bras, au niveau de l'épaule (adduction / abduction) et de la main, au niveau du poignet (flexion / extension), on peut remarquer que l'activité du *prime mover* pour chaque mouvement est précédé par une AMA >100 ms pour le même muscle controlatéral (pour l'adduction du bras : l'activité du PM droit, le *prime mover*, est accompagné par une AMA au niveau du PM controlatéral). Ainsi, cette AMA, avec les mêmes conditions, permet de prédire que le mouvement à venir pourrait être une adduction du bras (Baldissera et *al.*, 2008). Le même principe a été observé pour l'abduction du bras (activation de l'infra épineux controlatéral), flexion de la main (activation du FCR controlatéral) et extension de la main (activation de l'ECR controlatéral). Il en est de même lors de la poussée bilatérale isométrique avec les deux mains sur une barre dynamométrique. L'activation du groupe musculaire (TA, GL, TFL, ES, BF, OE et GM) de la *CP* avant l'activation du serratus antérieur (le *prime mover*), entre -42 ms et -17 ms pour la condition 100 % de contact IF et entre -40 ms et -19 ms pour la condition 30% IF, permet de prédire le mouvement à venir (Le Bozec et *al.*, 2001, 2004). Aussi, il est possible de prédire le mouvement de flexion du bras unilatéralement et bilatéralement en observant l'activité de l'ES bilatérale, 20 ms après le deltoïde. Cette activation peut être considérée comme prédictive des deux mouvements, mais il n'est pas aisé de faire une discrimination entre ces deux mouvements au regard des similitudes observées (Weaver et *al.*, 2012).

Dans une autre étude, les activités des muscles posturaux suivants, ES (ESi) 66 ± 17 ms; (OEc), 30 ± 6 ms ; (OEi) 24 ± 4 ms ; (TFLi) 19 ± 6 ms et (RFc) 12 ± 9 ms, avant l'activation du *prime mover* DA, permettent de prédire que le mouvement sera une tâche de pointage (Teyssèdre et *al.*, 2000). Un autre exemple, lors de la flexion de la hanche, montre que l'activité du RA des deux côtés du corps permet de prédire ce mouvement (Dickstein et *al.*, 2004).

Bien que pour chaque mouvement, la durée d'activation pourrait constituer un paramètre prédictif, le même paramètre peut être observable pour d'autre mouvement ou pour d'autres demandes fonctionnelles. Peut-on alors s'appuyer sur ce paramètre pour prédire

l'intention du mouvement? Il est suggéré que cette capacité de prédiction, si elle existe de toute évidence, reste restreinte et spécifique à quelques mouvements relativement différents, avec ses conditions d'exécution, chez une population particulières. En effet, il y a une diversité de mouvements réduite, facilitant la prédiction, qui sur le seul paramètre de la durée des AMA, semble insuffisant pour prédire n'importe quel mouvement. Cependant, la combinaison avec d'autres paramètres, comme l'ordre d'activation des AMA, pourrait permettre de réduire l'incertitude.

II.4.3.2. Prédiction à partir de l'ordre des AMA?

L'ordre des activations d'un ensemble de muscles posturaux se distingue par une succession relativement spécifique en fonction du mouvement et de ses paramètres à venir. En effet, l'ordre chronologique permet de prédire si le mouvement sera une flexion du poignet (DA, BB, FCU d'abord, puis ECR, TB), ou une extension du poignet (TB, ECR, DA activé dans un premier temps, puis FCU et BB). Entre la flexion et l'extension du poignet, l'ordre est différent, et donc peut discriminer ainsi lequel des deux mouvements sera exécuté (Chabran et *al.*,1999). Le même mouvement a été utilisé dans une autre étude, dans deux conditions différentes (Aoki, 1991). Aussi, l'ordre de l'activité musculaire des TB et BB est prédictif d'une flexion ou extension du poignet dans des différentes conditions : le TB est actif avant le BB à Supination-Extension et le BB est actif avant le TB en Supination-Flexion. Le Br est actif avant le TB lors de la Pronation-Extension et le TB est actif avant le BR lors de la Pronation-Flexion. Pour la flexion du bras chez les deux groupes, l'activité de l'ES controlatéral et du LD était avant le côté ipsilatéral : ce paramètre est prédictif de la flexion du bras. De plus l'activité du muscle OE controlatéral chez les deux groupes a précédé le début de l'activité du côté ipsilatéral ; cette activité est considérée comme un paramètre prédictif du mouvement à venir (Dickstein et *al.*, 2004)

Comme vu précédemment concernant la durée d'activation, l'ordre des activations est aussi un élément prédictif du mouvement mais restreint. En d'autres termes, cette variable ne peut pas permettre, à elle seule, la prédiction de tous les mouvements en position assise chez n'importe quelle population dans n'importe quelle condition de réalisation.

II.4.3.3. Prédiction à partir de l'amplitude des AMA?

Certaines études (Le Bozec et *al.*, 2001, 2004) ont montré une relation linéaire entre l'amplitude des AMA et le mouvement à venir en fonction de conditions spécifiques telles que le contact IF. Les amplitudes des AMA sont significativement plus importantes quand le

contact IF est réduit au niveau des muscles suivants : TA, GL, TFL, BF, OE et GM (Le Bozec et *al.*, 2010). Cette quantité de surface de contact (100% ou 30%) influence les amplitudes des AMA. Ces paramètres discriminent entre les deux quantités de surfaces de contact. Aussi, il a été montré une différence significative entre la condition Pronation et Supination pour les muscles suivants : FCR, BB, TB, AD, et ST (Caronni & Cavallari, 2008). Pour une même quantité de surface de contact, le poids d'une charge va également influencer les amplitudes des AMA ; ainsi le SNC préprogramme en fonction du poids estimé. Selon l'étude de Bennisa et *al.* (1996), l'amplitude du mouvement d'anticipation est plus importante pour la charge lourde. Une corrélation significative a été montrée entre l'amplitude du mouvement d'anticipation et la masse de la charge (Shimora et *al.*, 2001). La quantification des AMA permet de discriminer entre pousser vers l'avant ou tirer : le premier mouvement se caractérise par de petites AMA au niveau de l'ES et du BF, alors que le second présente de AMA plus amples. De même, pour la tache d'abaissement, avec de petite AMA au niveau de l'ES et du BF et de grande pour la tâche de poussée vers le haut.

Cependant, il demeure difficile de discriminer entre deux conditions qui présentent une quantification similaire (faible AMA pour pousser l'avant et vers le bas, et large AMA lors de la tâche de tirer et pousser vers le haut). Pour cela, il sera possible voire nécessaire d'utiliser d'autres paramètres pour prédire les différents mouvements mentionnés (Shenoy & Aruin, 2007).

Cet ensemble d'études montre que l'amplitude discrimine entre des positions de départs différents mais pas ou peu par rapport au mouvement à venir : les amplitudes sont spécifiques à chaque étude, et une comparaison inter-étude ne peut pas avoir lieu du fait des méthodes de traitement EMG techniques différentes ainsi que des conditions de réalisation de mouvements différentes. Cependant, les amplitudes relatives semblent largement dépendantes des conditions de réalisation, plus que de l'intention du mouvement à venir.

II.4.4. Synthèse

Les paramètres des AMA sont des éléments prédictifs du mouvement à venir au sein d'une même étude qui présente un mouvement simple (*eg.* Jones et *al.*, 2014), voire deux mouvements (*eg.* Dickstein et *al.*, 2004). La grande variabilité inter-études, caractérisée par une différence des muscles de la *CP*, rend difficile l'analyse d'une possible capacité de discriminer entre plusieurs mouvements sur la base d'un seul paramètre. L'analyse des AMA pour chaque segment (tronc, membre supérieur, membre inférieur) permet cependant de

simplifier l'analyse. Par exemple, concernant les muscles du tronc : LD, OE et ES, l'analyse montrent des AMA singulières pour différents mouvements. Bien que la comparaison suivante soit sensible aux différences de techniques de traitements EMG, aux conditions d'exécutions et à l'hétérogénéité de la population, elle présente un état des lieux des connaissances actuelles et contribue davantage à la possibilité de modéliser plusieurs mouvements réalisés en position assise chez l'être humain adulte (Figure II.2). Le principe de ce schéma est de partir des paramètres temporels d'AMA de trois muscles du tronc, le LD, l'OE et le ES pour arriver à chaque mouvement (de gauche à droite). La lecture classique, partant du mouvement pour arriver aux paramètres des AMA est aussi possible (de droite à gauche). On observe ainsi plus facilement cette spécialisation avec uniquement le paramètre « délai préalable » de survenue de la contraction musculaire.

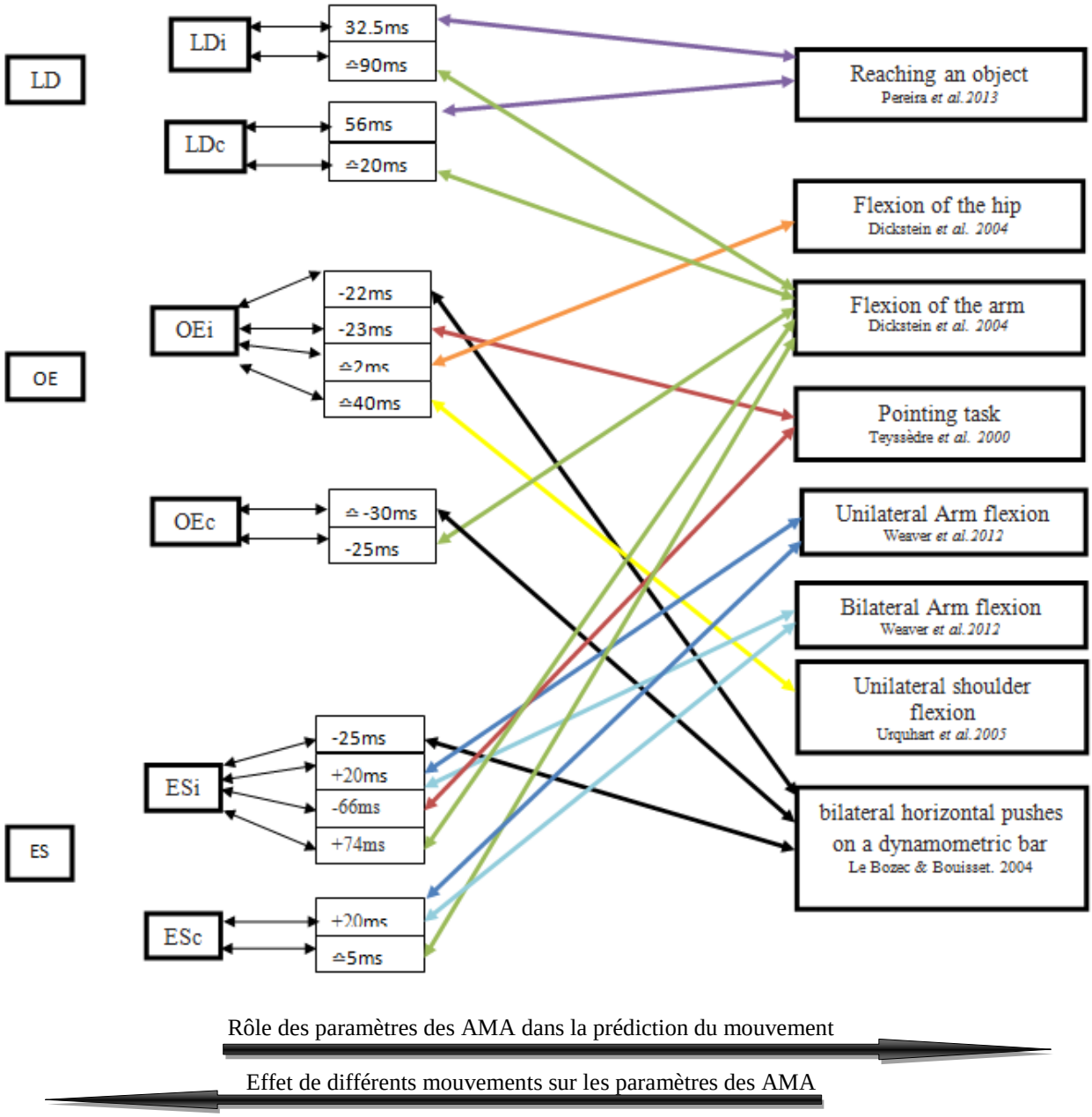


Figure II.2. Relation entre les paramètres temporels de survenue des AMA du tronc et le mouvement à venir en fonction de l'activation de *prime mover*.

Latissimus Dorsi (LD), Oblique Externe (OE), Erecteur Spinal (ES), Controlatéral (c), Ipsilatéral (i) AMA Ajustement Musculaire Anticipatoire.

II.5. Conclusion

Comme en position debout, en position assise, le SNC préprogramme (ou ‘anticipe’, prépare) le mouvement par des AMA. Cette pré-programmation considérée de manière globale, est adaptée ou spécifique à, la direction du mouvement, la stabilité posturale, le poids de la charge et très probablement la vitesse pour un mouvement donné. Dans l’approche présentée, la prédiction du mouvement à venir a été simplifiée par l'observation des AMA de chaque segment séparément : le tronc, le membre supérieur et le membre inférieur. En se centrant plus particulièrement sur le délai préalable d’apparition des AMA, il est déjà bien observé cette capacité prédictive inter-mouvements. En élargissant l’analyse des paramètres des AMA à l’ordre et à l’amplitude des contractions, il est tout à fait envisageable d’être capable de prédire une plus grande variété de mouvement, y compris des mouvements plus complexe (combinant par exemple flexion, rotation et supination du membre supérieur). Dans la suite de ce travail, les AMA et leur caractère potentiellement adaptatif ainsi que prédictif seront étudiés lors d’un geste complexe en position assise : l'initiation du déplacement en FRM.

Résumé :

Les AMA en position assise sont liées et adaptables aux paramètres du mouvement à venir, et sont ainsi variables d'un mouvement à l'autre, ce qui présuppose qu’ils peuvent être un élément de prédictibilité du mouvement à venir pour une large variété de mouvement.

Chapitre III

Etude 2.

1ère expérimentation

Chapitre III. *Etude 2. 1ere expérimentation*

Evolutions des patterns musculaires et des pressions sur l'assise lors de l'initiation du déplacement en FRM : les paramètres initiaux sont-ils spécifiques des différents déplacements à venir chez des sujets valides?

III.1. Introduction

Lors de l'exécution d'un mouvement des membres supérieurs en position assise, du point de vue anatomique, le tronc est interposé entre la base de support et les membres effecteurs (Fayad et *al.*, 2008). Une coordination précise entre les mouvements des bras et les mouvements du tronc est donc nécessaire. Pour Lee et *al.* (2008), «chez les adultes, la coordination est souvent associée à la notion de 'synergie fonctionnelle', qui signifie l'organisation spatio-temporelle des muscles et des articulations relatives au succès de la tâche». Ces derniers auteurs précisent également que la coordination est associée à la qualité du mouvement. Ainsi, les mouvements coordonnés sont 'lisses', 'flexibles' et 'fonctionnellement efficaces' dans une variété de contextes (par exemple, assis ou debout) et en fonction des contraintes de la tâche (par exemple, le mouvement rapide ou lent, avec un grand ou un petit objet...). La contribution du tronc dans plusieurs mouvements des bras a déjà été étudiée dans la littérature lors d'actions motrice variées (*cf.* Chapitre II).

Cette coordination est assurée par le SNC par l'envoi des commandes motrices adaptables en fonction du mouvement à venir. Par exemple, l'orientation en trois dimensions (3D) du tronc semble être réglée ou adaptée à la position ciblée en 3D chez les sujets sains (Robertson & Brami, 2011). Pour les mouvements du membre supérieur, les bras constituent la *CF* responsable de l'exécution du mouvement, alors que le tronc constitue la *CP* caractérisée par des APA, APC et même consécutif, c'est à dire active après la fin du mouvement et qui a le même rôle que les APA et les APC c'est-à-dire d'optimiser l'équilibre postural et la coordination segmentaire (Le bozec et *al.*, 2008). Ces ajustements ont un rôle 'd'anti-perturbation' causée par le mouvement des bras qui va altérer l'équilibre postural (Bouisset et *al.*, 2000), ainsi qu'un rôle de participation à l'exécution du mouvement en fonction de ses paramètres (Saling et *al.*, 1996 ; Flanders et *al.*, 1999 ; Allison et *al.*, 2008).

Les APA sont contrôlées par le SNC de manière anticipatoire à la perturbation future liées aux paramètres du mouvement et aux déplacements segmentaires. Comprendre le contrôle du mouvement ainsi que "la capacité du SNC à simuler et anticiper le comportement de

l'appareil moteur est donc un problème central dans les études expérimentales du contrôle moteur" (Blakemore & Sirigu, 2003).

La simulation et l'anticipation du comportement consistent à adapter la commande motrice à l'objectif visé. Il est maintenant admis que l'exécution d'un mouvement est contrôlée par le SNC, qui va également garantir l'équilibre postural et l'efficacité du geste (Aruin & Latash, 1995). La réalisation d'un mouvement comprend la simulation et l'anticipation des conséquences du mouvement (Blakemore & Sirigu, 2003). Elle consiste à élaborer un plan d'action spécifique, ou bien plus générique et adaptable au mouvement à venir, pour optimiser son efficacité dans la phase de réalisation. Sur la base de l'exemple classique, de l'initiation de la marche ou d'un pas, il est bien décrit dans la littérature que le décollage du talon est précédé par une désactivation du *soléaire* suivi d'une activation du *Tibialis antérieur*, et d'un déplacement du COP vers l'arrière, avant son déplacement vers le pied porteur et le déplacement du sujet vers l'avant. Ces paramètres sont considérés comme des APA. L'amplitude et la durée des APA sont programmées au niveau central en fonction des paramètres du mouvement (Ito et *al.*, 2003). Parmi ces paramètres, il y a notamment la vitesse (*cf.* Chapitre 2). Ainsi, il a été montré que les durées et amplitudes des APA, lors de l'initiation de la marche augmentent avec l'augmentation de la vitesse. Les APA sont souvent liées à l'activation du premier muscle focal responsable du mouvement ou *prime mover*.

Pour les personnes à mobilité réduite, la locomotion est souvent assurée à l'aide d'un FRM de façon bi-manuelle. La maitrise de la propulsion bi-manuelle et le déplacement en FRM est complexe mais demeure considérée comme un moyen très inefficace de locomotion (De Groot et *al.*, 2013). Peu d'étude sont présentes dans la littérature et de nombreux travaux sont encore nécessaire afin de mieux comprendre, améliorer voire assister ce mode de locomotion qui doit être contrôlée dans les 3D (Oh et *al.*, 2008) et qui possède deux niveaux de perturbation : la propulsion et le déplacement. Au niveau des deux bras, la *CF* ainsi que le tronc (*CP*) sont tous les deux responsables de la propulsion et du déplacement en FRM : la coordination bras-tronc est ainsi primordiale. Les muscles abdominaux et dorsaux se contractent, notamment à la fin de la phase de récupération et au début de la phase de poussée pour assurer une stabilité du tronc suffisante afin de répondre aux exigences de la propulsion (Yang et *al.*, 2006) et ceci en parallèle de l'activation des muscles des bras (Louis & Gorce, 2010). Si les études sur la propulsion en FRM lorsque le sujet est déjà en déplacement lancé sont plus nombreuses, à notre connaissance, le passage de la phase statique à la phase de

propulsion stabilisée n'a pas été l'objet d'étude antérieure. Cette phase de transition est nommée Initiation du Déplacement en FRM (ID-FRM). La coordination bras-tronc lors de l'ID-FRM est primordiale compte tenue des forces importantes à générer pour vaincre l'inertie du FRM et du sujet. Le niveau d'adaptabilité de cette coordination, ou plus généralement des patterns musculaires aux différents mouvements à venir, présente ainsi un intérêt tout particulier. L'objectif de cette étude est donc double : i) étudier les patterns musculaires et les vitesses de déplacement du COP lors d'ID-FRM et ii) étudier la coordination bras-tronc par observation des APA et APC. On émet l'hypothèse d'une adaptabilité et d'une spécificité des patterns musculaires et des vitesses de déplacement du COP aux différentes finalités d'ID-FRM en termes de vitesses et de directions.

III.2. Méthode

III.2.1. Population

Les critères d'inclusion sont : i) avoir des connaissances théoriques sur la propulsion en FRM ; ii) avoir une expérience minimum de 15 h dans le maniement du FRM ; iii) être droitier ; iv) être motivé pour participer volontairement à cette étude. Les critères d'exclusion sont : i) avoir un (des) problème(s) neurologique, cardio-pulmonaire, musculaire ou articulaire pouvant altérer la propulsion en FRM ; ii) être sous traitement médicamenteux susceptible d'influencer l'équilibre, la propulsion ou la compréhension des consignes.

Neuf sujets (huit hommes et une femme) en bonne santé ont participé volontairement à l'expérience. Les moyennes et les écart-types de l'âge, du poids et de la taille sont respectivement de 23,6 ± 7,1 ans, 75,2 ± 8,8 kg et 180 ± 10 cm

III.2.2. Outils, variables et mesures

III.2.2.1. Outils

EMG : les électrodes ont été posées bilatéralement sur les muscles suivants pour les deux composantes (Annexe III.1) : (i) la *CF ;* Deltoïde Antérieur (DA), Deltoïde Postérieur (DP), Biceps Brachial (BB) et Pectoral Majeur (PM). La *CP* ; Grand Droit de l'Abdomen (GDA), Oblique Externe (OE), et Erecteur Spinal (ES). Cette étape a été réalisée en respectant les recommandations de Hermens et *al.* (2000) par le même expérimentateur.

L'enregistrement des activités musculaires a été réalisé à l'aide du « Bipolar Zero wire 16-channel AURION amplifier » à une fréquence de 1000 Hz.

Centre de pression : Un système de mesure des pressions (Tekscan CONFORMat system, 7.20C) a été utilisé pour enregistrer les pressions sur l'assise du FRM. Le système est composé de capteurs de type 5330 (version de la carte 6.5 composée de 32 lignes et 32 colonnes avec un espace entre les lignes ainsi qu'entre les colonnes de 14,73 mm). La surface des capteurs est de 217,03 mm^2 avec une dimension de 471*471*1,8 mm. La fréquence d'échantillonnage utilisée était de 100 Hz).

Enregistrement des données : Un ordinateur HP Pavillon dv7 Notebook PC a été utilisé pour l'enregistrement et le traitement des données.

Séquences vidéos : Un caméscope " Samsung mini dv digital camcorder 34x optical zoom" a été utilisé pour l'enregistrement vidéo à 25 Hz.

FRM : Le même FRM, ACTION2000, a été utilisé par tous les sujets. Le FRM se compose de deux roues motrices (Diamètre de chaque roue motrice de 60 cm. Distance entre les deux roues de 60 cm) et de deux roues directionnelles (Diamètre de 20cm. Distance entre les deux roues de 48 cm). La distance entre l'axe de la roue motrice et l'axe de la roue directionnelle est 48 cm de chaque coté. La longueur de l'assise est 42 cm et la largeur est 39 cm. La hauteur de l'assise par rapport au sol est 50 cm. La longueur de dossier est 48 cm et la largeur est 42 cm. L'angle de dossier par rapport à l'assise est 90°. La hauteur des reposes pieds par rapport au sol est 15 cm. La distance entre le repose pied et l'axe de la roue de direction est 10 cm. La distance entre la roue motrice et la main courante est 2 cm. La distance AP entre l'axe du dossier et l'axe de la roue motrice est 4 cm (dossier avancé par rapport à l'axe des grandes roues).

Synchronisation : les outils (système EMG, nappe de pression et caméra) ont été synchronisés par le système VICON NEXUS (Oxford Metrics).

III.2.2.2. Variables et Mesures

III.2.2.2.1. Variables électromyographiques

III.2.2.2.1.1. Contraction volontaire maximale

Les Contractions Volontaires Maximales (CVM) sont des contractions maximales de 5 s mesurée pour chaque muscle de la *CF* permettant la normalisation de chaque contraction durant les essais de déplacement en FRM.

III.2.2.2.1.2. Temps d'activation préalable

Le temps d'activation préalable (pour les muscles de la *CF*) correspond au temps compris entre l'*onset* (*Onset* étant l'instant de début d'activation de muscle,) et le T0 (T0 étant l'instant d'initiation du déplacement du FRM) (Annexe III.2).

III.2.2.2.1.3. Durée d'activation de la première bouffée

La durée d'activation de la première bouffée (pour les muscles de la *CF*) correspond à la durée comprise entre l'*onset* et l'*offset* (*Offset* étant la fin d'activation du muscle) (Annexe III.2).

III.2.2.2.1.4. L'Intensité Relative préalable

L'Intensité Relative (IR) préalable (pour les muscles de la *CF*) correspond à l'IR entre l'*onset* et le T0. Elle est normalisée par rapport à la CVM et exprimée en pourcentage (Annexe III.2).

III.2.2.2.1.5. L'intensité relative de la première bouffée

L'IR de la première bouffée (pour les muscles de la *CF*) correspond à l'IR comprise entre l'*onset* et l'*offset* (Annexe III.2). Elle est normalisée par rapport à la CVM et exprimée en pourcentage.

III.2.2.2.1.6. L'intensité relative des APA

L'IR des APA (pour les muscles de la *CP*) correspond à l'IR comprise entre -100 et + 50 ms par rapport à T.

III.2.2.2.1.7. L'intensité relative des APC

L'IR des APC (pour les muscles de la *CP*) correspond à l'IR comprise entre + 50 et + 200 ms par rapport au moment T d'activation du premier muscle de la *CF*.

III.2.2.2.2. Pressions sous l'assise

Les pressions sous l'assise pour chacune des 1024 cellules de la nappe de pression ont été enregistrées. A partir de celles-ci, le déplacement du COP est estimé. A partir du déplacement du COP, les variables suivantes sont étudiées au cours de la seconde qui précède T0 :

- La trajectoire de déplacement du COP dans l'axe Antéropostérieur (AP).
- La trajectoire de déplacement du COP dans l'axe Médio Latéral (ML).
- La vitesse de déplacement du COP dans l'axe AP.
- La vitesse de déplacement de COP dans l'axe ML.
- La vitesse de déplacement de COP en deux Dimensions (2D).

III.2.2.2.3. Séquences vidéo de l'initiation de déplacement en FRM.

Les vidéos enregistrées pour chaque essai permettent d'identifier le moment d'initiation de déplacement en FRM T0. Les séquences seront observé sur Movie maker ® et le moment T0 sera identifié visuellement par observation des images chaque 40 ms.

III.2.3. Tâches et Procédures

III.2.3.1. Tâches

Les sujets utilisent tous le même FRM ACTION 2000 et positionnent les roues directionnelles en fonction de la direction de déplacement demandée (avant, droite ou gauche) : perpendiculaires à la ligne de départ pour aller vers l'avant et parallèle pour tourner à droite ou à gauche (Figure III.1). Ensuite, ils reçoivent l'information sur le type de déplacement à effectuer :

- placement des mains (Main sur les Cuisses (MC) ou Mains sur les Roues (MR) (Annexe III.3),

- et Vitesse Normale (VN) ou Maximale (VM), puis l'enregistrement est initié.

Après une période d'une durée aléatoire d'au moins deux secondes et au maximum de cinq secondes, un signal de départ verbal "GO" est donnée par l'expérimentateur. Le sujet doit alors se propulser et effectuer un déplacement sur une distance de 5 m. Un total de 12 déplacements différents est réalisé par chacun des sujets. Chaque condition a été répétée trois fois, soit un total de 36 déplacements par sujet. Au final une seule répétition de chaque condition a été gardée pour la suite des analyses. L'essai retenu est celui le plus proche de l'essai moyen des trois répétitions.

Déplacement vers l'avant Déplacement à droite

Figure III.1. Exemples de deux conditions de départ d'un déplacement du sujet en FRM condition mains sur les roues

FRM Fauteuil Roulant Manuel

III.2.3.2. Procédures

Le sujet est informé de l'ensemble des étapes de l'expérimentation et signe un consentement éclairé.

Après avoir réalisé une abrasion de la partie supérieure de l'épiderme à l'aide d'une éponge à face abrasive et nettoyé la peau avec de l'alcool, les électrodes ont été posées bilatéralement sur les muscles mentionnés en III.2.2.1.

Un échauffement standardisé durant 5 min a été effectué par chaque sujet (se déplacer vers l'avant, tourner à droite et tourner à gauche 5 fois dans chaque direction, à deux vitesses : normale puis maximale). Des CVM ont alors été réalisées deux fois pour chaque groupe musculaire en maintenant l'effort maximum pendant une durée de 3 s. Les CVM sont utilisées pour déterminer les IR lors de chaque essai. Ensuite l'étalonnage de la nappe de pression a été réalisé : pour chaque sujet avant son premier passage. L'étalonnage consiste à adapter la sensibilité de la nappe en fonction du poids du sujet. Enfin et avant d'entamer l'expérimentation proprement dite, le sujet réalise trois passages sans enregistrement pour vérifier le bon fonctionnement de l'acquisition et la compréhension des conditions expérimentales.

Les 36 déplacements expérimentaux sont ensuite réalisés dans un ordre contrebalancé. Tout essai qui n'est pas réalisé conformément aux consignes est recommencé.

III.2.4. Analyse des données

III.2.4.1. Données EMG

L'ensemble des traitements suivants a été réalisé sur le logiciel Matlab © (MathWorks Inc).

III.2.4.1.1 Niveau de contraction musculaire

La détermination du niveau de contraction musculaire a été faite en trois étapes :

- **Filtrage du signal** passe haut à 35 Hz pour enlever une grande partie de l'artefact, d'ECG (Refdern et *al.*, 1993 ; Hu et *al.*, 2007). Une petite partie du signal EMG est également supprimée, mais on suppose que cette information est récurrente sur les autres fréquences. Le filtre utilisé est un IIR butterworth ordre 4 avec forward backward process (pour supprimer les déphasages).
- **Suppression du secteur** par un 'coupe bande' entre 48 et 52 Hz (IIR butterworth ordre 8 avec forward backward process).
- **Redressement** de la valeur absolue du signal et application d'un filtre passe bas à 12 Hz pour avoir l'estimation de la puissance instantanée.

L'ensemble de la méthode a été présentée dans l'étude de Clancy et *al.*, 2002 et adapté aux besoins spécifiques de l'étude.

S'il est plus courant d'utiliser un filtre passe bas à des fréquences inférieures, les choix réalisés pour ces mesures sur l'EMG permettent une grande précision temporelle qui est ici obtenue au détriment d'une moins bonne précision sur l'amplitude du signal.

III.2.4.1.2. Instants d'*onset* et d'*offset*

Ces deux instants sont identifiés par une procédure en quatre étapes :

- Calcul de la dérivée de la puissance instantanée.
- Le début de l'activation musculaire (*onset*) est fixé sur un maximum local de cette dérivée. On prend le premier maximum local dont la valeur est supérieure au seuil fixé au 93eme percentile du signal. Les percentiles permettent une meilleure adaptation au signal courant.
- La fin de la contraction musculaire (*offset*) est définie comme un minimum local de la dérivée. On prend le premier minimum local de la dérivée qui vérifie les conditions suivantes :
    a. le minimum local doit être inférieur à un seuil fixé au 7ème percentile du signal,
    b. après le minimum local, cette dérivée doit croitre jusqu'à 0, ce point correspond alors au minimum local de la puissance instantanée,
    c. la puissance instantanée à cet instant doit être inférieure à un seuil (60% du 40eme percentile + 40% du 90eme percentile).
- L'*onset* et l'*offset* sont validés après une vérification visuelle et correction manuelle si nécessaire.

III.2.4.1.3. Intensité relative des APA et des APC

Les mesures et comparaisons des APA et APC ont été réalisées en quatre étapes :

- Identification du '*Prime mover*', le moment de début d'exécution par la *CF*. Pour cette étape, durant chaque essai, le minimum des '*onset*' des activations de tous les muscles de la *CF* a été considéré comme le moment **T** qui permet le découpage des fenêtres d'anticipation et de compensation (Figure III.2.).

- Calcul des intégrales du signal EMG pendant la période des APA et la période des APC en fonction de T, durant un interval de temps de 150 ms comme présenté à la Figure III.2. (Santos et *al.*, 2010 ; Claudino et *al.*, 2013).
    - Fenêtre des APA : de -100 ms à **T** jusqu'à + 50 ms.
    - Fenêtre des APC : de +50 ms à +200 ms par rapport à **T**.
    - Fenêtre de l'activité de base : de -500 ms à -350 ms par rapport à **T** (Aruin et *al.*, 1998).

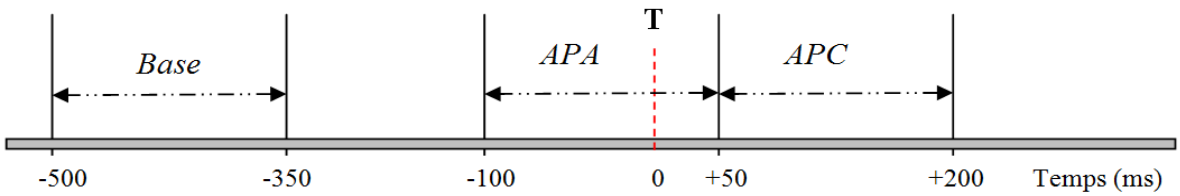


Figure III.2. Schéma du découpage temporel des fenêtres : de base (-500 à -350), des APA (-100 à +50) et des APC (+50 à +200).

APA Ajustement Postural Anticipatoire, APC Ajustement Postural Compensatoire.

- Correction ou quantification (Q) des APA et des APC en utilisant l'intégrale $\int$ de base selon les équations 1 et 2 :

$$Q_{APA} = \int_{-100}^{+50} APA - \int_{-500}^{-350} Base \qquad (1)$$

$$Q_{APC} = \int_{+50}^{+200} APC - \int_{-500}^{-350} Base \qquad (2)$$

- Comparaison inter-essaies et inter-sujets des activations EMG.

Afin de comparer l'indice d'activité EMG entre les différents essais et entre tous les sujets, toutes les intégrales quantifiés ont été normalisées de la manière suivante : pour chaque sujet, et pour chaque muscle séparément, la valeur absolue maximale pour les deux fenêtres (Q_{APA} et Q_{APC}) a été identifiée durant tous les essaies réalisés avec les trois directions (avant, droit & gauche), avec les deux vitesses (VM et VN) et avec les deux placements des mains (MC et MR). Cette valeur est considérées comme 'valeur unité' de référence. Toutes les valeurs Q_{APA} et les valeurs Q_{APC} ont été divisées par cette 'valeur unité'. Les valeurs sont donc incluses entre 1

et -1 dont les valeurs positives correspondent à une activation d'anticipation alors que les valeurs négatives correspondent à une activation d'inhibition (Kanekar et *al.*, 2008).

III.2.4.2. Données issues de la nappe de pression

Un logiciel CONFORMat Research a été utilisé pour enregistrer les sequences de pression sous format ASCII. Tous les films ont été analysés un par un afin d'éliminer les valeurs de pressions qui ne résultent pas de l'assise du sujet mais d'un éventuel pliage de la nappe.

T0 est le moment d'ID-FRM déterminé à l'aide de la vidéo avec le logiciel movie maker qui est un logiciel de montage vidéo (Microsoft ©).

III.2.4.2.1. Distances parcourues par le COP

III.2.4.2.1.1. Distance brute

Le calcul de la distance parcourue par le COP dans l'axe ML et AP a été réalisé pendant une seconde avant T0. Ce calcul permet de déterminer la distance 'brute' de déplacement du COP.

III.2.4.2.1.2. Distance de base

Le calcul de la distance 'de base' a été réalisé au cours de 0,5 s à partir du début de l'acquisition. Durant cette période, le sujet est en position standard, attendant le signal de départ. L'objectif est de déterminer les oscillations qui sont liées uniquement à la position assise sur le FRM.

III.2.4.2.1.3. Distance nette

Le calcul de la distance nette est réalisé par la différence entre la distance brute et la distance de base * 2. L'objectif du calcul de cette distance 'nette' est de déterminer les distances qui sont liées uniquement à la propulsion et au déplacement du FRM par élimination des déplacements ou des oscillations 'de base' ou de repos (liées à la respiration notamment).

III.2.4.2.2. Vitesse nette du COP

Le calcul de la vitesse de déplacement du COP dans l'axe ML et AP a été effectué sur le logiciel Excel (Microsoft ©). Ce calcul a été réalisé au cours des périodes temporelles suivantes : une seconde avant T0 et les 0,5 s à partir de début de l'acquisition.

- La vitesse brute a été calculée durant une seconde avant le T0 : c'est une vitesse moyenne.
- La vitesse de base a été calculée durant une première durée de 0,5 seconde à partir du début de l'aquisition.

- La vitesse nette est la vitesse brute moins la vitesse de base.

Toutes les vitesses ont été exprimées en $cm.s^{-1}$.

III.2.4.2.3. Trajectoire du COP

Afin de déterminer avec précision dans quelle direction le COP se déplace, vers l'avant ou vers l'arrière et vers la gauche ou vers la droite, l'intervalle I en cm, entre deux points P(n) et P(n+t) a été calculé pour chaque instant *t* constant = 100 ms durant les 1000 ms qui précèdent le T0 : un total de 10 périodes (de 1 à 10) a été déterminé. « 1 » est la période entre -1000 et -900 ms. « 10 » est la période entre -100 et T0 ms. T0 est le moment d'ID-FRM. Ce calcul a été réalisé dans l'axe ML x et dans l'axe AP séparément comme suit :

$$I_x = P_{(n+t)} - P_{(n)}$$

$$I_y = P_{(n+t)} - P_{(n)}$$

si $I_x < 0$ *le déplacement est vers la gauche*

si $I_x > 0$ *le déplacement est vers la droite*

si $I_y < 0$ *le déplacement est vers l'arrière*

si $I_y > 0$ *le déplacement est vers l'avant*

III.2.5. Statistiques

Après avoir testé la normalité de la distribution des données par le test de Shapiro, des tests paramétrique (ANOVA mesures répétées et post hoc de Tukey) ainsi que des tests non paramétrique (Kolmogorov-Smirnov (2 conditions) et Kruskal Wallis (plus de 2 conditions) ont été réalisées. Ont été testés l'effet vitesse, l'effet direction et l'effet croisé vitesse*direction. L'ensemble des tests a été réalisé sur le logiciel Statistica 10 (Statsoft ©). Le seuil de probabilité a été fixé à 0,05.

III.3. Résultats

Généralement, par sujet, deux voire trois essais, qui n'ont pas été réalisés conformément aux consignes et donc recommencés, ont été supprimés.

III.3.1. Adaptabilité des paramètres de la composante focale

III.3.1.1. Paramètres temporels des activations musculaires

L'analyse de la variance à mesures répétées (vitesse*direction) a été réalisée pour étudier l'effet de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur les paramètres temporels des activations musculaires. Deux variables dépendantes ont été testées : (i) la durée d'activation de la première bouffée et (ii) le temps d'activation préalable à l'ID-FRM.

III.3.1.1.1. Durée d'activation de la première bouffée

III.3.1.1.1.1. *Effet vitesse*

Pour la condition MC comme pour la condition MR, la durée d'activation de la première bouffée est moins importante pour la vitesse maximale par rapport à la vitesse spontanée pour tous les muscles (Figure III.3. à III.5. et Annexe III.4. à III.8.). Cette différence est significative au niveau des muscles suivant :

- condition MR : DA, PM et le DP des deux côtés,
- condition MC au niveau de DA-D, DA-G, BB-G, PM-D et PM-G (*cf.* Tableau III.1).

III.3.1.1.1.2. *Effet direction*

La direction influence la durée de l'activation de la première bouffée : le test post hoc de Tukey, montre que cette durée est plus importante du côté ipsilatéral au déplacement pour la condition MC : le DP-D montre une activation d'une durée plus longue lors d'un déplacement à droite par rapport à un déplacement vers l'avant ($p<0,001$) ou à gauche ($p<0,001$). Il en est de même pour le DP-G qui s'active d'autant plus longtemps pour aller à gauche que pour un déplacement vers l'avant ($p< 0,001$) ou à droite ($p<0,001$). Le DA-D et le DA-G montre un effet opposé avec une tendance à une durée plus courte du côté ipsilatéral mais sans différence significative. Pour la condition MR, les résultats sont similaires avec une activation de BB-D plus importante que lors d'un déplacement à droite par rapport à un déplacement vers l'avant ($p<0,01$) (*cf.* Tableau III.1).

Variable	Muscle	Effet vitesse	Effet direction	Effet V*D	Remarques
Durée de la bouffée (MR)	DA-D	<0,01	0,45	0,56	Temps à VN >
	DA-G	<0,05	0,61	0,82	Temps à VN >
	BB-D	0,07	0,16	0,31	
	BB-G	0,1	<0,05	0,23	Temps à D >
	PM-D	<0,01	0,94	0,13	Temps à VN >
	PM-G	<0,001	<0,05	0,14	Temps à VN et à D >
	DP-D	<0,01	<0,001	0,88	Temps à VN et à D >
	DP-G	<0,05	<0,01	<0,01	Temps à VN et à G >
Durée de la bouffée (MC)	DA-D	<0,05	<0,05	0,26	Temps à VN et en A >
	DA-G	<0,01	0,17	0,46	Temps à VN >
	BB-D	0,15	0,26	0,46	
	BB-G	<0,001	0,63	0,12	Temps à VN >
	PM-D	<0,05	0,21	0,25	Temps à VN >
	PM-G	<0,01	0,72	0,17	Temps à VN >
	DP-D	0,38	<0,001	0,17	Temps à D >
	DP-G	0,08	<0,001	<0,05	Temps à G >

Tableau III.1. Effet de la vitesse et de la direction du déplacement du sujet en FRM sur la durée de la bouffée des activations musculaires en condition MC et MR.

Les chiffres présentent les valeurs de p, Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, Les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01 et les valeurs en rouges signifient une différence hautement significative à p<0,001.
DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche, MC Mains Cuisses, MR Mains Roues, VN Vitesse Normale, FRM Fauteuil Roulant Manuel.

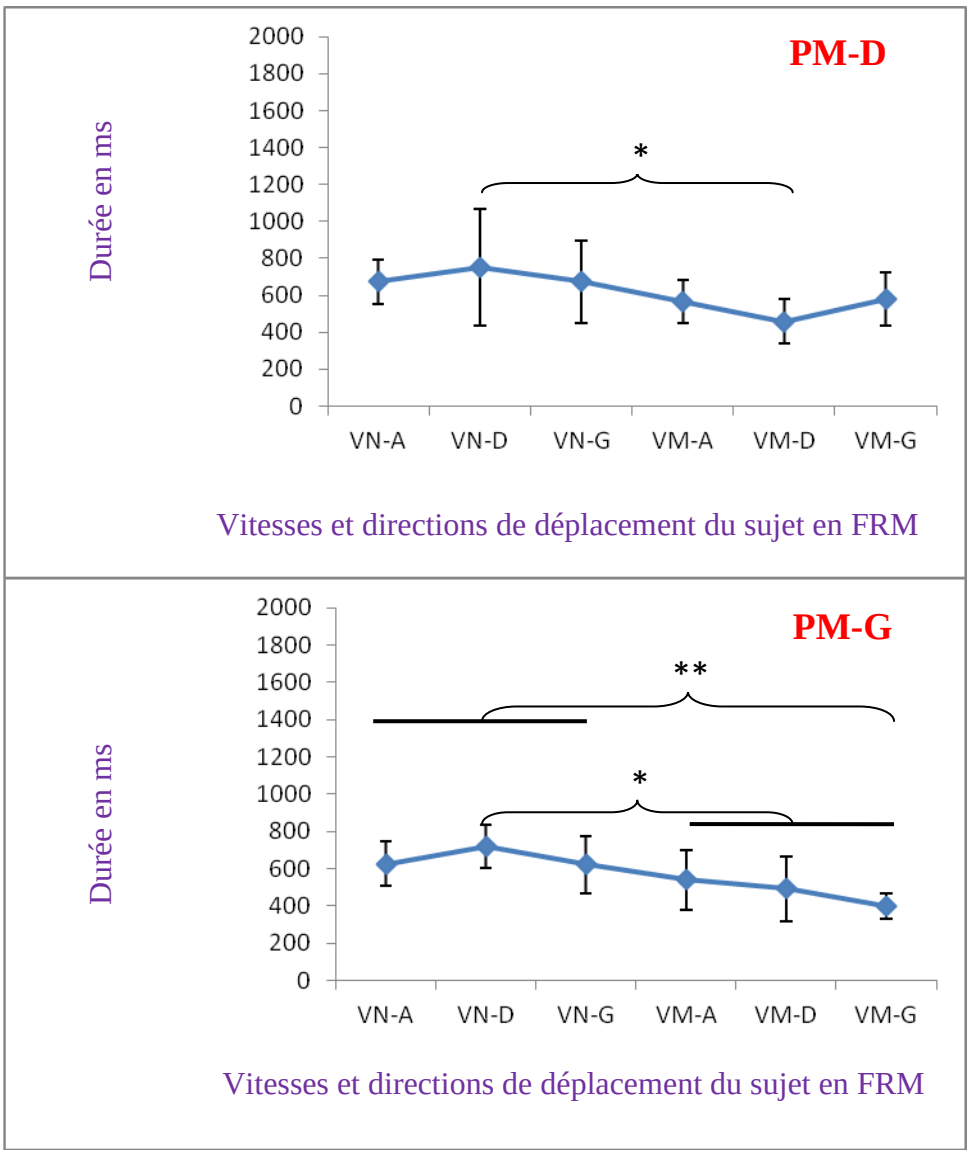


Figure III.3. Durée d'activation de la bouffée en ms, du PM-D et PM-G, condition MR, en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
PM Pectoral Majeur, MR Mains sur les Roues, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01.*

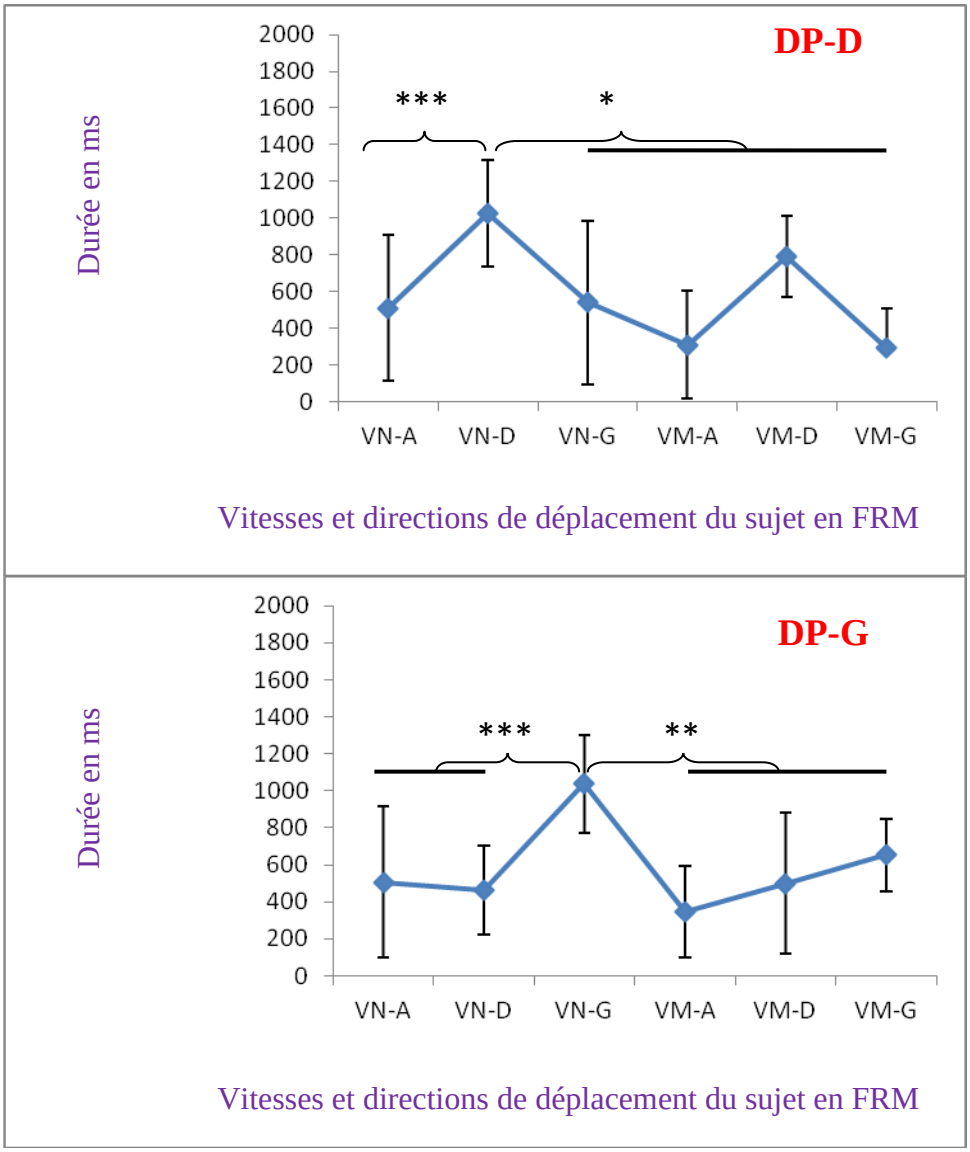


Figure III.4. Durée d'activation de la bouffée en ms, du DP-D et DP-G, condition MR, en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
DP Deltoïde Postérieur, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MR mains roues.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01, *** différence significative avec p<0,001.*

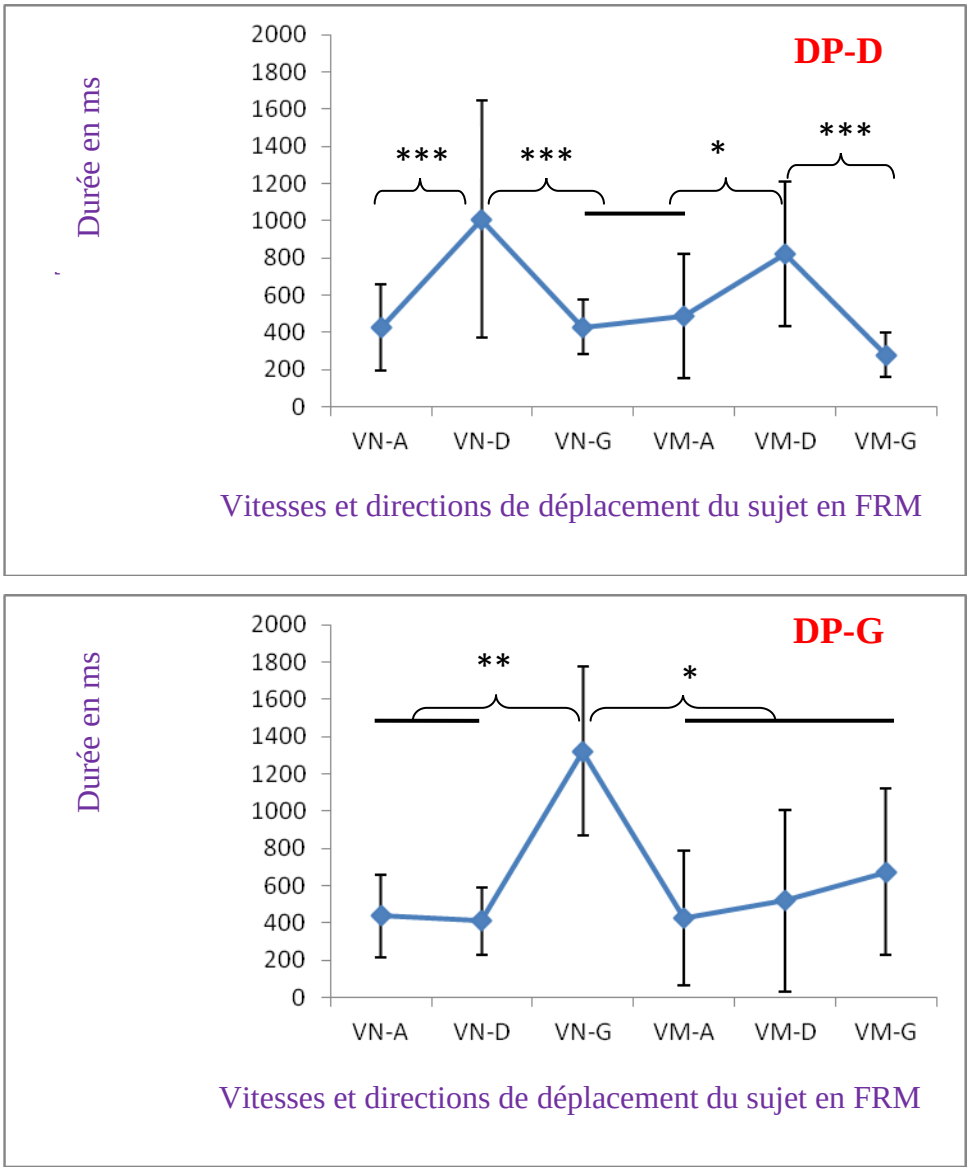


Figure III.5. Durée d'activation de la bouffée en ms, du DP-D et DP-G condition MC, en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
DP Deltoïde Postérieur, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MC Mains Cuisses.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01, *** différence significative avec p<0,001.*

III.3.1.1.2. Temps d'activation préalable

III.3.1.1.2.1. Effet de la vitesse

La vitesse n'a pas d'effet sur le temps d'activation préalable excepté pour :

- Le BB-D (MR) avec une activation plus précoce pour la VN.
- Le PM-G (MC) et le DP-D (MR) avec une activation plus précoce avec VM (*cf.* Tableau III.2).

III.3.1.1.2.2. Effet de la direction

En ce qui concerne l'effet de la direction, une majorité de muscles s'activent ***avant le T0*** (Figure III.6. à III.9. et Annexe III.9. à III.12.). Pour la direction, tous les déplacements vers l'avant sont caractérisés par des activations préalables de tous les muscles (excepté le DP pour la condition MR). Pour les déplacements à droite, avec les deux placements des mains, le DA-D et le PM-D s'activent différemment lors d'un déplacement vers la droite par rapport à un déplacement vers l'avant (p<0,001) ou vers la gauche (p<0,001). Le même phénomène est observé pour le DA-G et le PM-G qui s'activent après le T0 pour un déplacement vers la gauche par rapport à des activations préalables pour aller vers l'avant (p<0,001) ou vers la droite (p<0,001). Le DA et le PM s'activent après le T0 du côté ipsilatéral au déplacement. Le BB ne montre pas de variation d'activation, il est souvent préalable à T0, sauf le BB-G, qui s'active de manière significativement différente avec la direction gauche par rapport à la droite (p<0,01 pour la VN). Le BB-D avec la VM à tendance à s'activer après le T0 pour un déplacement à droite, mais sans différence significative. Finalement le DP, contrairement aux DA et au PM, s'active avant le T0 du côté ipsilatéral : pour la condition MC, mais ces activations sont significativement plus précoces pour le DA-D lors d'un déplacement à droite par rapport à un déplacement vers l'avant (p<0,01) ou vers la gauche (p<0,01) pour la VM. L'activation du DP est différente lors d'un déplacement vers l'avant avec la VM (p<0,025). Pour la condition MC, il s'active uniquement du côté ipsilatéral avant le T0, le DP-D s'active vers -220 ± 121 ms pour aller à droite contre 433 ± 325 ms pour aller vers l'avant p<0,001 et 445 ± 429 ms pour aller à gauche (p<0,001) pour la VN. La même observation est faite pour la VM. Pour le DP-G, comme pour le DP-D, ils sont activés au préalable du côté ipsilatéral avec des différences significatives par rapport à un déplacement vers l'avant quelle que soit la vitesse (VN ou VM avec p<0,001).

Variable	Muscle	Effet vitesse	Effet direction	Effet V*D	Remarques
Temps préalables (MR)	DA-D	0,45	<0,001	<0,01	Plus tardive à D
	DA-G	0,79	<0,001	0,23	Plus tardive à G
	BB-D	<0,05	0,09	0,31	Plus précoce à VN
	BB-G	0,81	<0,01	0,27	Plus tardive à G
	PM-D	0,34	<0,001	0,91	Plus tardive à D
	PM-G	0,81	<0,001	<0,001	Plus tardive à G
	DP-D	<0,05	<0,001	0,057	Plus précoce à VM et à D
	DP-G	0,55	<0,001	0,32	Plus précoce à G
Temps préalables (MC)	DA-D	0,2	<0,001	<0,001	Plus tardive à D
	DA-G	0,09	<0,001	<0,05	Plus tardive à G
	BB-D	0,61	<0,05	0,93	Plus tardive à D
	BB-G	0,34	0,17	0,35	
	PM-D	0,27	<0,001	0,33	Plus tardive à D
	PM-G	<0,05	<0,001	<0,05	Plus précoce à VM & tardive à G
	DP-D	0,25	<0,001	0,84	Plus tardive à D
	DP-G	0,47	<0,01	0,92	Plus tardive à G

Tableau III.2. Effet de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur le temps préalable des activations musculaires condition MC et MR.

Les chiffres présentent les valeurs de p, Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, Les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, Les valeurs en rouges signifient une différence hautement significative à p<0,001.
DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche, MC Mains Cuisses, MR Mains Roues, VM Vitesse Maximale.

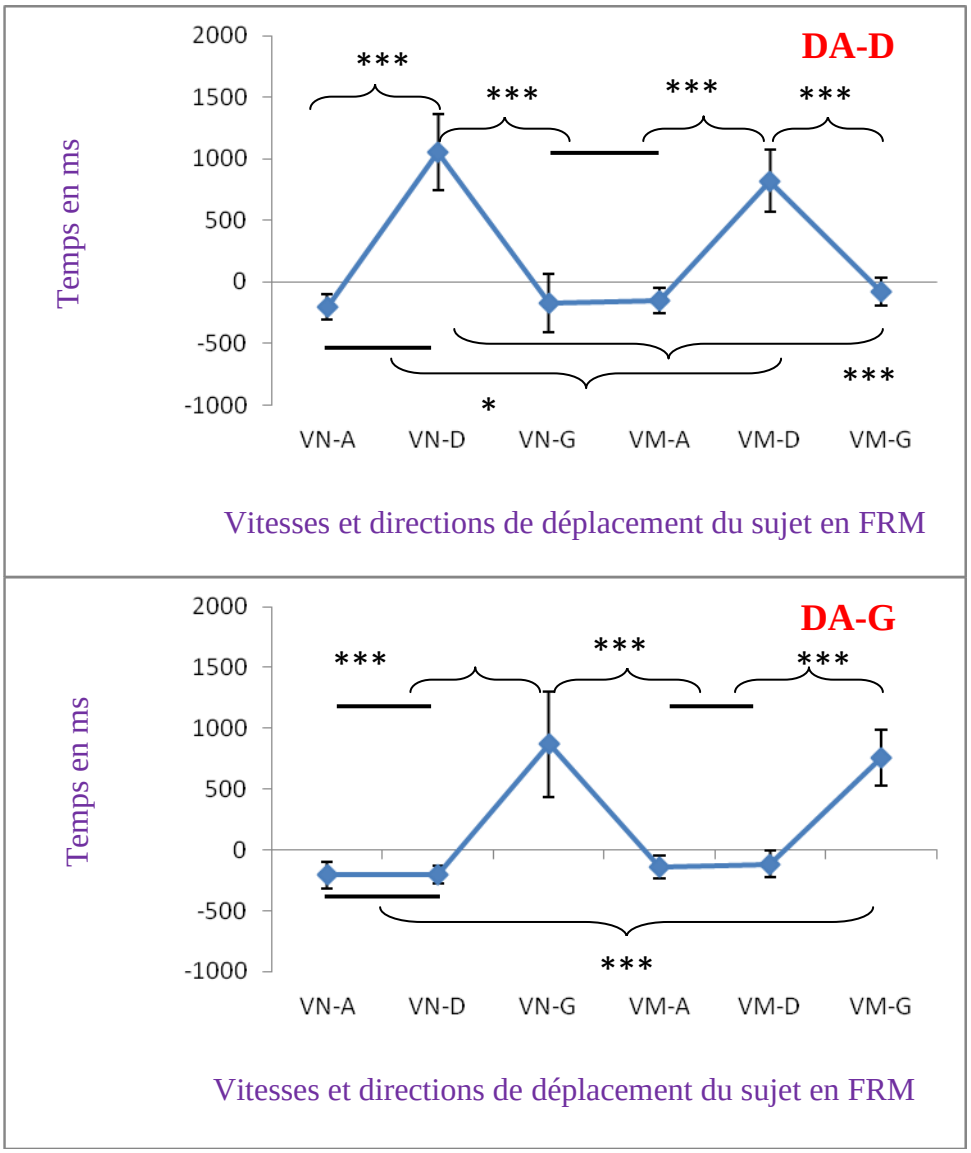


Figure III.6. Temps d'activation préalable en ms, du DA-D et DA-G, condition MR, en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
DA Deltoïde Antérieur, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MR Mains Roues.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01, *** différence significative avec p<0,001.*

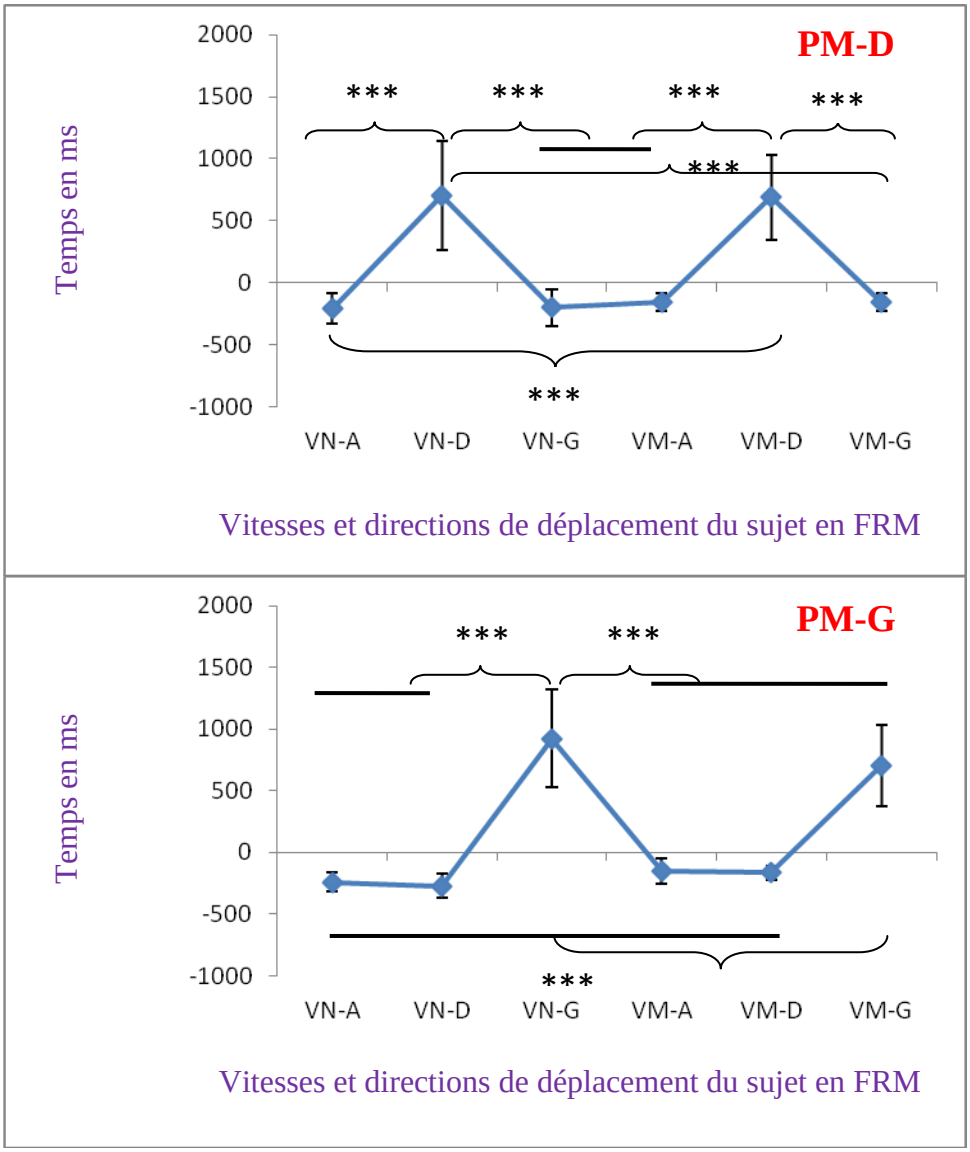


Figure III.7. Temps d'activation préalable en ms, du PM-D et PM-G, condition MR, en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
*PM Pectoral Majeur, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, * différence significative avec p<0,05, MR Mains Roues.*
**** différence significative avec p<0,001.*

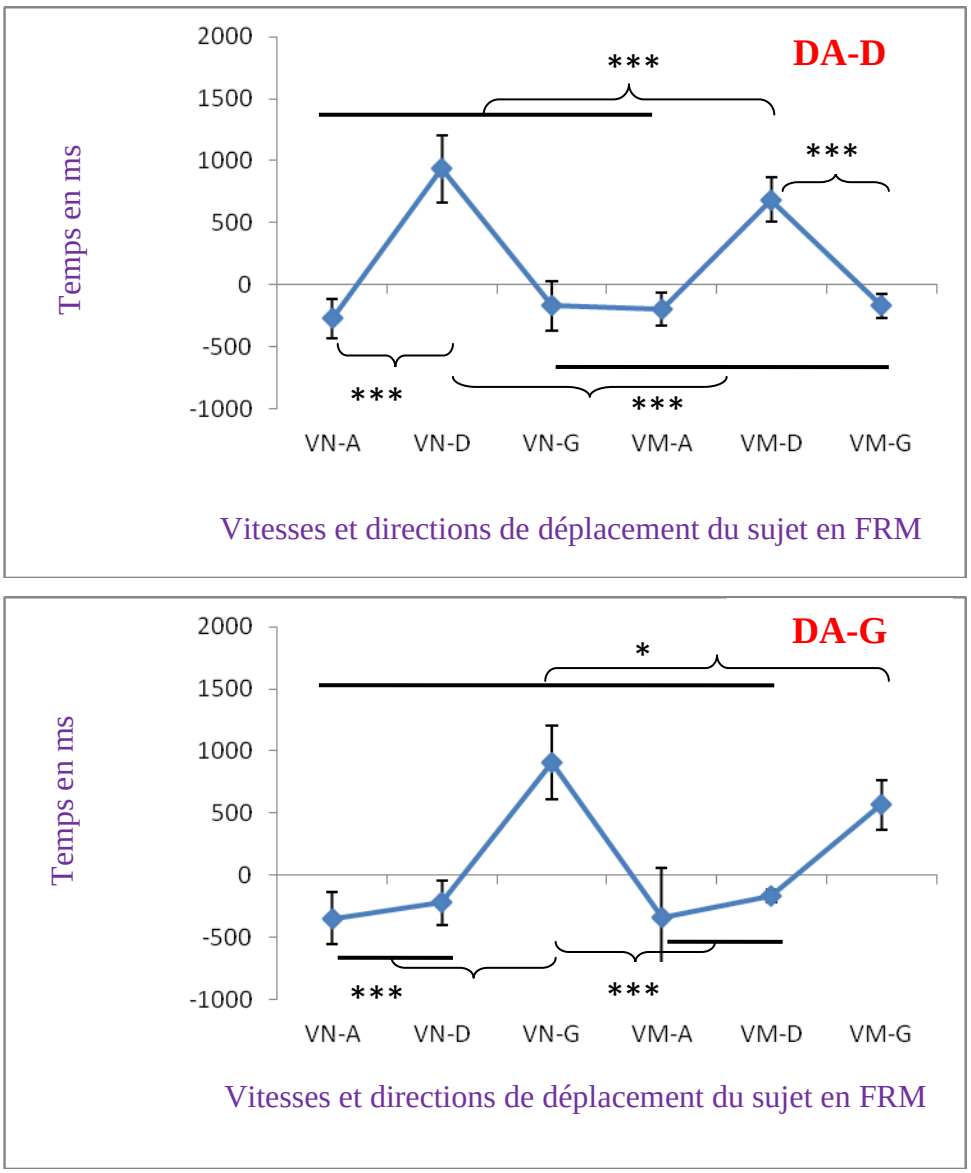


Figure III.8. Temps d'activation préalable en ms, du DA-D et DA-G, condition MC, en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
DA Deltoïde Antérieur, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche MC Mains Cuisses.
** différence significative avec p<0,05, *** différence significative avec p<0,001.*

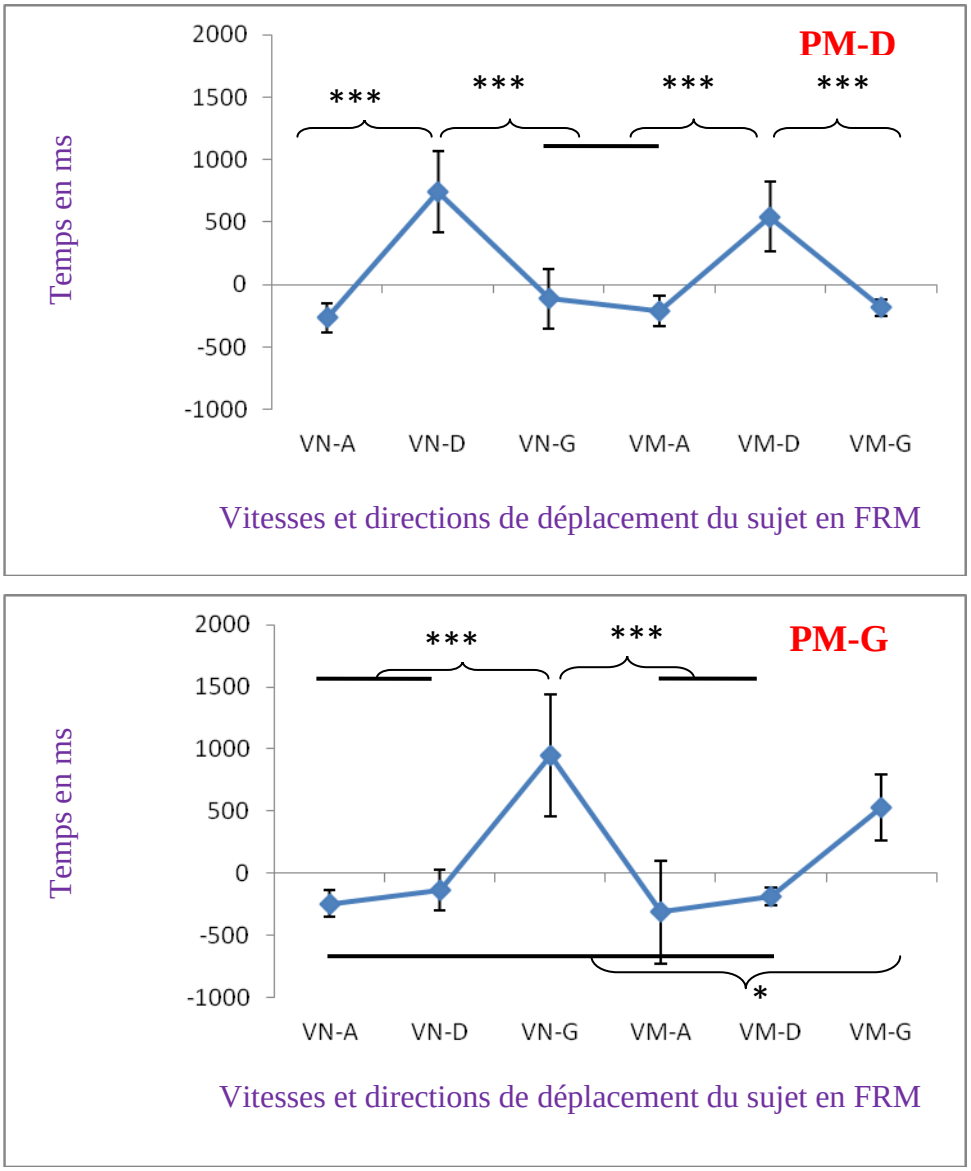


Figure III.9. Temps d'activation préalable en ms, du PM-D et PM-G, condition MC, en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
PM Pectoral Majeur, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MC Mains Cuisses.
** différence significative avec p<0,05, *** différence significative avec p<0,001.*

Deux points essentiels se distinguent en ce qui concerne les paramètres temporels en fonction de la vitesse et la direction du déplacement du sujet en FRM :

- La vitesse influence les durées d'activation de la première bouffée (plus longue avec la VN), par contre il est noté moins d'effet concernant le temps préalable.

- La direction présente des effets variés sur les paramètres temporels : d'une part des durées de bouffées plus longues pour une direction concernant le DP avec une durée moins longue pour le DA. La direction influence l'aspect chronologique des activations musculaires.

III.3.1.2. Intensité relative

L'analyse de la variance à mesures répétées (vitesse*direction) a été réalisée pour étudier l'effet de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur les paramètres d'IR des activations musculaires. Deux variables dépendantes ont été testées : (i) IR de la première bouffée et (ii) IR préalable à ID-FRM. L'IR de la première bouffée est comprise entre l'*onset* et l'*offset* sans tenir compte de T0. L'IR préalable est comprise entre l'*onset* et T0, elle correspond à l'IR utilisée pour initier le déplacement. L'IR préalable est égale à 0 si le muscle est actif après le T0 (*cf.* partie III.2.2.2.1.2).

III.3.1.2.1. De la première bouffée

III.3.1.2.1.1. Effet de la vitesse

L'IR d'activation de la première bouffée est plus importante à VM par rapport à VN pour tous les muscles et toutes les conditions (Figure III.10. et III.11. et Annexe III.13. à III.18.). Ces différences sont significatives en faveur de la VM (*cf.* Tableau III.3).

III.3.1.2.1.2. Effet de la direction

La direction influence également les IR. Cela a surtout été observé au niveau du DA-D et DA-G avec des activations plus importantes côté ipsilatéral**.**

Variable	Muscles	Effet vitesse	Effet direction	Effet V*D	Remarques
IR de la bouffée (MC)	BB-D	<0,01	0,47	0,32	IR > à VM
	BB-G	<0,05	0,13	0,42	IR > à VM
	DP-D	<0,01	0,32	0,88	IR > à VM
	DP-G	<0,01	0,80	0,49	IR > à VM
	DA-D	<0,001	<0,05	0,34	IR > à VM et à D
	DA-G	<0,01	<0,001	0,06	IR > à VM et < à D
	PM-D	<0,001	0,89	0,92	IR > à VM
	PM-G	<0,05	0,27	<0,05	IR > à VM et à D
IR de la bouffée (MR)	BB-D	<0,001	0,52	0,84	IR > à VM
	BB-G	<0,01	0,33	0,23	IR > à VM
	DP-D	<0,001	0,94	0,21	IR > à VM
	DP-G	<0,01	0,46	0,69	IR > à VM
	DA-D	<0,001	0,42	0,24	IR > à VM
	DA-G	<0,001	<0,05	0,32	IR > à VM et à G
	PM-D	<0,01	0,17	0,21	IR > à VM
	PM-G	<0,01	0,66	0,91	IR > à VM

Tableau III.3. Effet de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur les IR d'activation de la bouffée condition MC et MR.

Les chiffres présentent les valeurs de p, Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, Les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, Les valeurs en rouges signifient une différence hautement significative à p<0,001.
DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche, MC Mains Cuisses, MR Mains Roues, VM Vitesse Maximale, IR Intensité Relative.

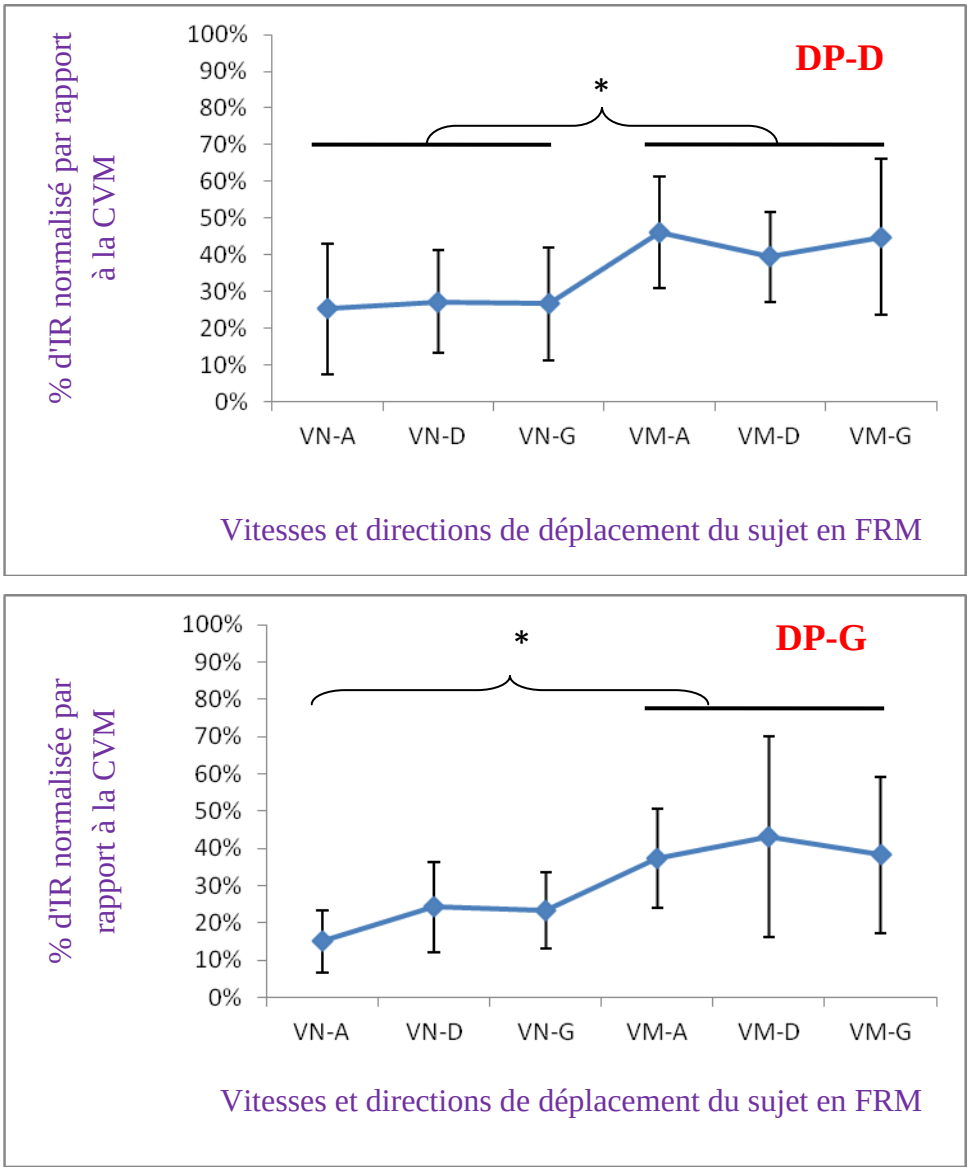


Figure III.10. IR d'activation de DP-D et DP-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM, condition MR.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, DP, Deltoïde Postérieur, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MR Mains Roues.
** différence significative avec $p<0,05$.*

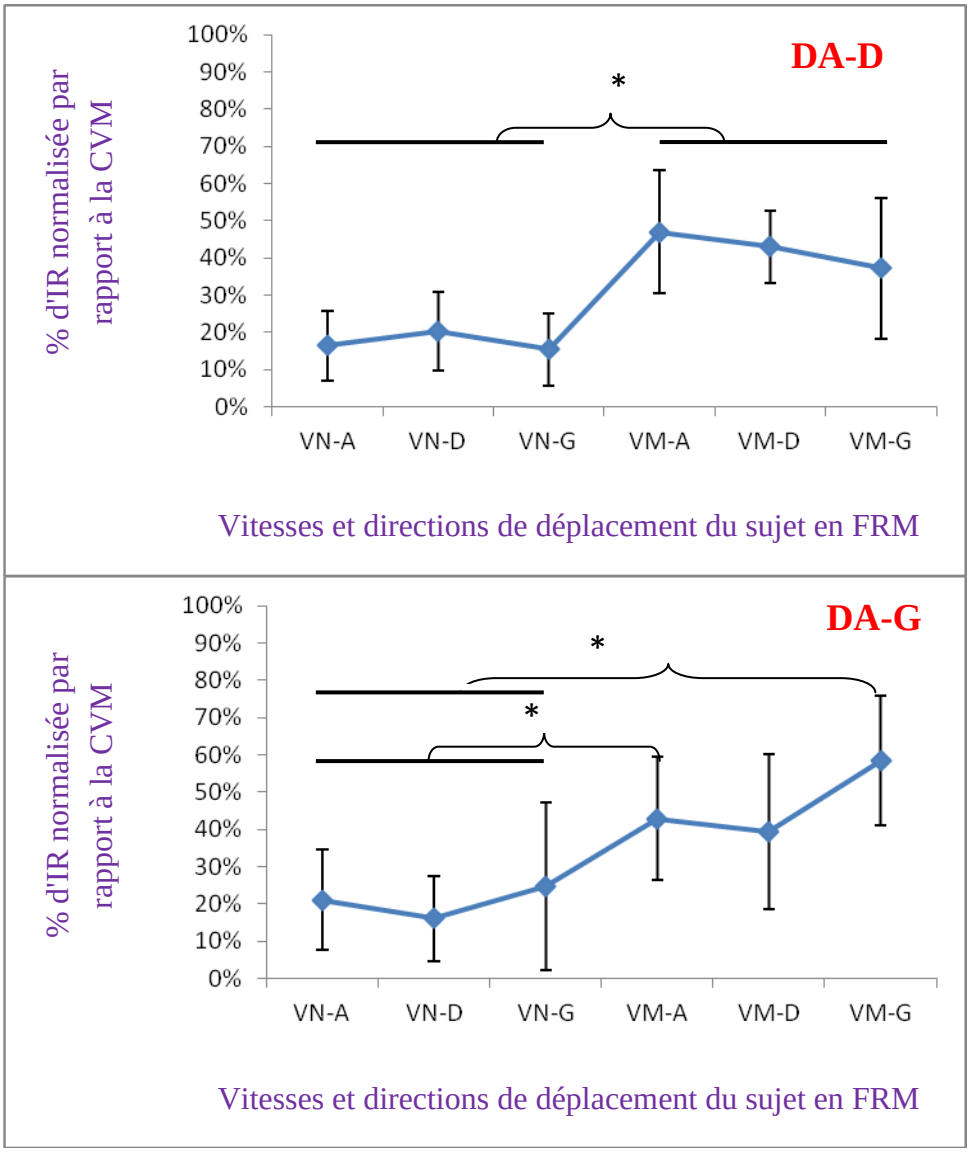


Figure III.11. IR d'activation de DA-D et DA-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM, condition MR.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, DA, Deltoïde Antérieur, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MR Mains Roues.
** différence significative avec $p<0,05$.*

III.3.1.2.2. Intensité relative d'activation préalable

L'IR d'activation préalable est la contraction réalisée avant l'initiation du déplacement du sujet en FRM. Elle est égale à 0 si le muscle n'est pas activé. L'IR des contractions préalables est influencée par la vitesse ainsi que par la direction.

III.3.1.2.2.1. Effet de la vitesse

Concernant la vitesse, l'IR des contractions préalables est plus importante à VM qu'à VN pour tous les muscles et tous les conditions (Figure III.12 à III.14. et Annexe III.19. à III.23.). Ces différences sont significatives pour tous les muscles sauf le PM-G (MC) et le PM-G et le DP-G (MR) (*cf.* Tableau III.4).

III.3.1.2.2.2. Effet de la direction

Concernant la direction, l'IR des contractions préalables est plus importantes pour aller vers l'avant ou vers le côté controlatéral comparé au côté ipsilatéral au niveau du BB, du PM et du DA, excepté pour le DP qui présente une activité plus importante du côté ipsilatéral comparé au côté controlatéral.

Variable	Muscle	Effet vitesse	Effet direction	Effet V*D	Remarques
IR préalables (MC)	BB-D	<0,01	<0,05	0,3	IR > à VM – G & < D
	BB-G	<0,05	<0,01	0,14	IR > à VM – D & G
	DP-D	<0,001	0,28	0,08	IR > à VM
	DP-G	<0,01	<0,05	<0,05	IR > à VM – G
	DA-D	<0,001	0,55	0,35	IR > à VM & A ou G
	DA-G	<0,01	0,34	0,13	IR > à VM
	PM-D	<0,01	0,08	0,05	IR > à VM
	PM-G	0,059	0,09	0,23	IR > à VM
IR préalables (MR)	BB-D	<0,001	<0,05	0,055	IR > à VM – G
	BB-G	<0,01	<0,05	0,33	IR > à VM – D
	DP-D	*p*<0,01*(VN-D, VM-D e t VM-G),*			IR VM – D > G
	DP-G	0,17	<0,001	0,24	IR > à VM - G
	DA-D	<0,01	0,21	0,17	IR > à VM & A ou G
	DA-G	<0,01	0,08	0,8	IR > à VM & A ou D
	PM-D	<0,001	0,60	0,53	IR > à VM & A ou G
	PM-G	0,09	0,72	0,72	

Tableau III.4. Effet de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur les IR d'activations préalables en conditions MC et MR.

Les chiffres présentent les valeurs de p, Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, Les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, Les valeurs en rouges signifient une différence hautement significative à p<0,001.
IR Intensité Relative, FRM Fauteuil Roulant Manuel, DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche, MC Mains Cuisses, MR Mains Roues, VM Vitesse Maximale.

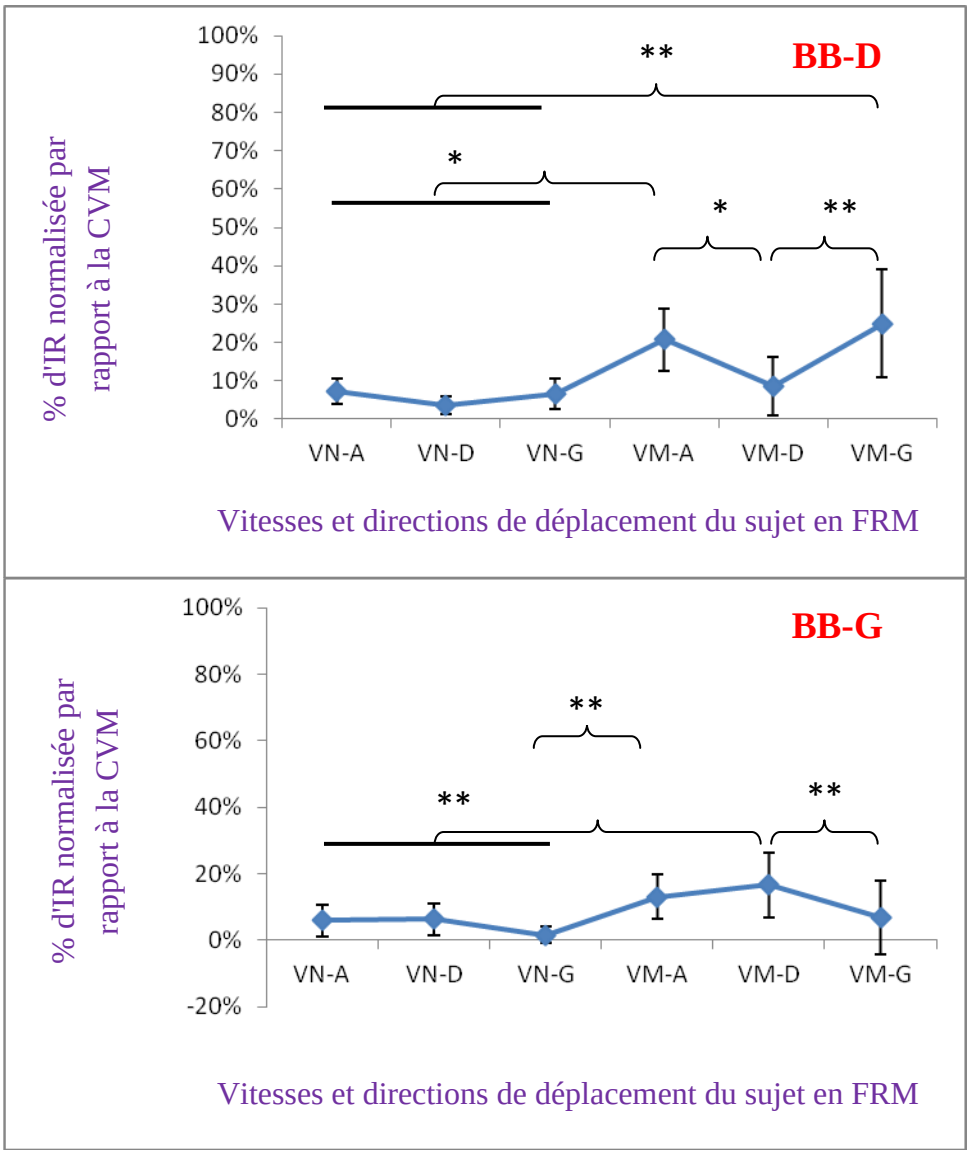


Figure III.12. IR d'activation préalable de BB-D et BB-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM, en condition MR.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, BB Biceps Brachial, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MR Mains Roues.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01,*

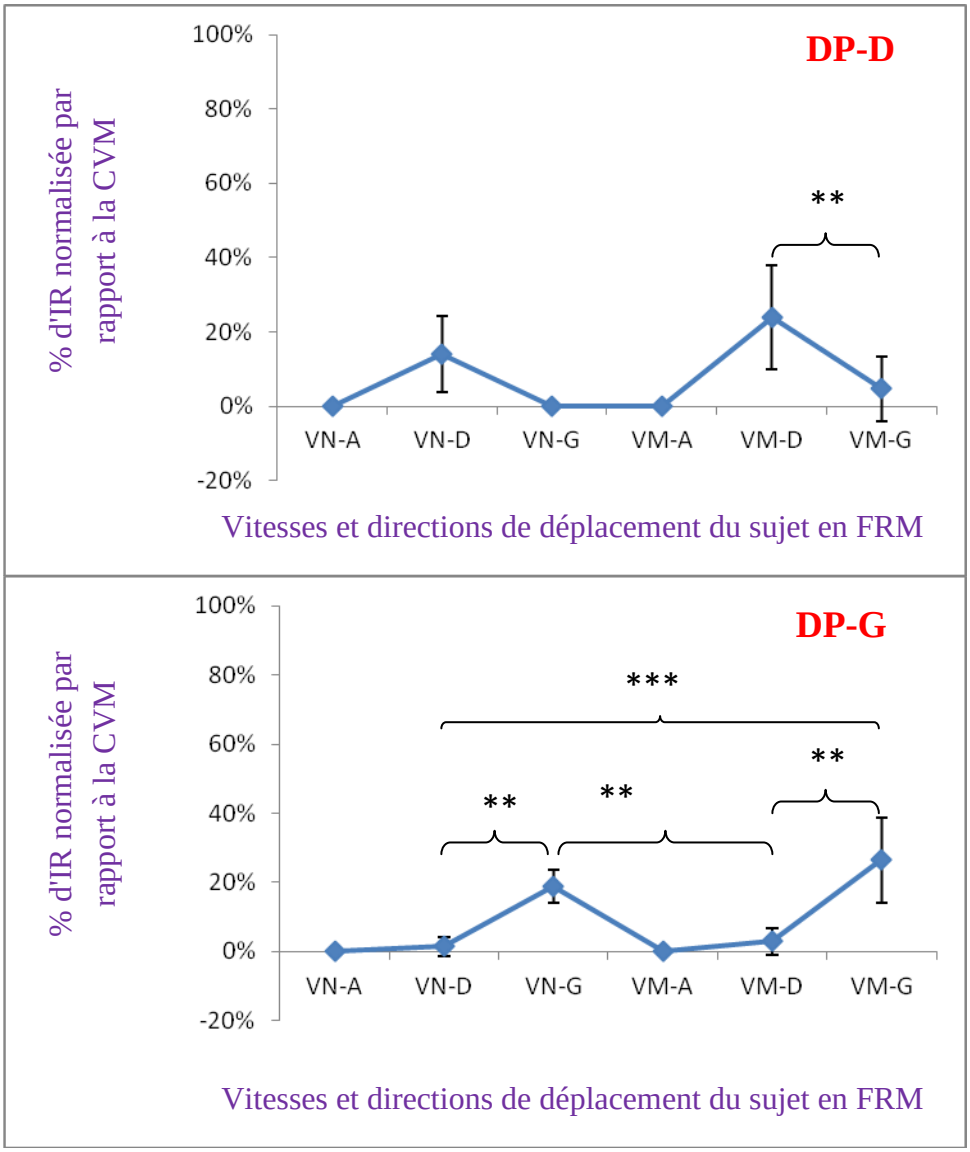


Figure III.13. IR d'activation préalable de DP-D et DP-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM, en condition MR.

IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, DP Deltoïde Postérieur, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MR Mains Roues.
*** différence significative avec p<0,01, *** différence significative avec p<0,001.*

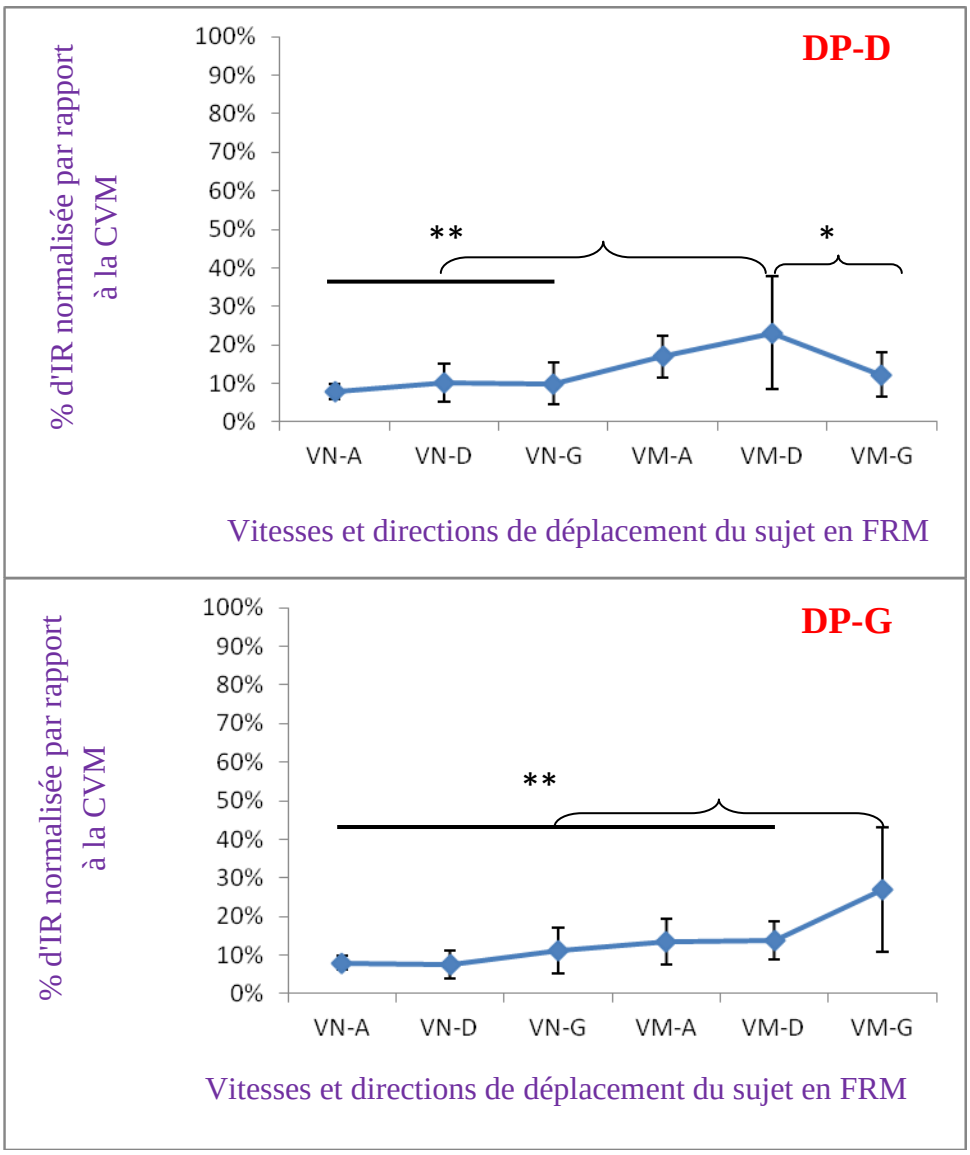


Figure III.14. IR d'activation préalable de DP-D et DP-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM, en condition MC.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions, Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, DP Deltoïde Postérieur, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MC Mains Cuisses.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01.*

Les IR de l'activation de la bouffée ainsi que de l'activation préalable sont caractérisées par :

- Des IR plus importantes à VM que ce soit au préalable ou toute la bouffée.
- Des IR préalables influencées par la direction : excepté le DP où il n'y à plus d'IR pour aller vers l'avant ou vers le côté controlatéral à l'inverse du côté ipsilatéral.

Les parties précédentes ont abordé les données du *CF*, la suite du document sera consacrée aux données de la *CP*, plus précisément les IR d'APA et d'APC.

III.3.3. Adaptabilité des paramètres de la *CP* : les APA et les APC

III.3.3.1. Effet de la vitesse

- **Mains roues**

Comme observé au niveau focal, où les IR d'activations sont plus importantes à VM par rapport à VN, au niveau postural un phénomène similaire est observé avec les IR des APA et des APC qui sont dépendantes de la vitesse (niveau d'activation plus important à VM) (Tableau III.5) :

- pour les APA, cette différence est significative au niveau du OE-D et OE-G, elle est plus importantes à VM par rapport à VN ($p<0,01$),
- pour les APC, la vitesse a davantage influencé les OE-D ($p<0,01$), OE-G ($p<0,025$), GDA-D ($p<0,01$), GDA-G ($p<0,005$), ES-D ($p<0,01$) et ES-G ($p<0,05$).

- **Mains cuisses**

Comme observé pour la condition MR, les IR des APA et des APC sont dépendantes de la vitesse, avec davantage d'IR pour la vitesse maximale (Figure III.16) :

- pour l'IR d'APA, cette différence est significative au niveau des OE-D, OE-G et GDA-D ($p<0,005$, $p<0,025$ et $p<0,05$ respectivement), elle est plus importantes à la VM par rapport à la VN.
- La vitesse influence les IR des APC observées au niveau des OE-D, OE-G, GDA-D et GDA-G ($p<0,001$, $p<0,001$, $p<0,005$ et $p<0,05$ respectivement).

III.3.3.2. Effet de la direction

- **Mains roues**

Le premier résultat à souligner est que les IR des APC sont plus importantes que celles des APA (Figure III.15. et III.16.). Pour OE, les IR sont plus importantes du côté controlatéral

au déplacement, celles-ci sont significativement différentes au niveau de l'OE-D pour aller à gauche par rapport à la droite ou à l'avant (p<0,001) (APA et d'APC). Il en est de même pour l'OE-G, lors d'un déplacement à droite comparé à l'avant durant la période d'APA (p<0,025) ainsi que pour la gauche et l'avant pour les APC (p<0,01). Le GDA-D s'active également avec une IR côté controlatéral plus importante comparée au côté ipsilatéal de déplacement (p<0,025). L'inverse est observé au niveau de l'ES-G, lors des APC, qui s'active davantage du côté ipsilatéral.

- **Mains cuisses**

Pour l'OE, les IR sont plus importantes du côté ipsilateral au déplacement. Celles-ci tendent à être différentes au niveau de l'OE-G pour aller à gauche par rapport à la droite durant la période d'APC sans différence significative. L'inverse est observé au niveau de l'ES qui s'active davantage du côté controlatéral : au niveau de l'ES-D pour la période des APC, l'IR pour un déplacement à gauche est supérieure à l'IR pour un déplacement vers l'avant ou vers la droite.

Variable	Muscle	Effet vitesse	Effet direction	Effet V*D	Remarque
LES APA MC	OE-D	<0,005	0,29	<0,01	IR > à VM & D (côté ipsilatéral)
	OE-G	<0,025	0,68	0,11	IR > à VM
	GDA-D	<0,05	0,16	0,17	IR > VM
	GDA-G	>0,10	0,48	0,70	
	ES-D	>0,10	0,53	0,25	IR > VM - G (côté controlatéral)
	ES-G	>0,10	0,86	0,9	
LES APA MR	OE-D	<0,01	<0,001	<0,001	IR > à VM & G (côté controlatéral)
	OE-G	<0,01	<0,05	<0,01	IR > à VM & D (côté controlatéral)
	GDA-D	>0,1	0,29	0,24	
	GDA-G	>0,1	0,69	0,82	
	ES-D	>0,1	0,1	0,36	
	ES-G	>0,1	0,18	0,09	
LES APC MC	OE-D	<0,001	0,08	<0,001	IR > à VM & D (côté ipsilateral)
	OE-G	<0,001	0,23	<0,01	IR > à VM & G (côté ipsilateral)
	GDA-D	<0,005	0,22	0,06	IR > à VM
	GDA-G	<0,05	0,41	0,22	IR > à VM
	ES-D	<0,10	0,31	0,14	
	ES-G	>0,10	0,68	0,83	
	ES-G	>0,10	0,18	0,09	
LES APC MR	OE-D	<0,01	<0,001	<0,001	IR > à VM & G (côté controlatéral)
	OE-G	<0,025	<0,001	<0,001	IR > à VM & D (côté controlatéral)
	GDA-D	<0,01	<0,05	<0,01	IR > à VM–A & G (côté controlatéral)
	GDA-G	<0,005	0,54	<0,05	Pas de tendance nette
	ES-D	<0,01	0,11	0,065	IR > à VM
	ES-G	<0,05	<0,05	<0,05	IR > à VM & G (côté ipsilateral)

Tableau III.5. Effet de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur les IR des APA et les APC lors des conditions MC et MR.

Les chiffres présentent les valeurs de p, Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, Les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, Les valeurs en rouges signifient une différence hautement significative à p<0,001.
OE Oblique Externe, GDA Grand Droit de l'Abdomen, ES Erecteur Spinal, D Droit, G Gauche, MC Mains Cuisses, MR Mains Roues, VM Vitesse Maximale, IR Intensité Relative, APA Ajustement Postural Anticipatoire, APC Ajustement Postural Compensatoire.

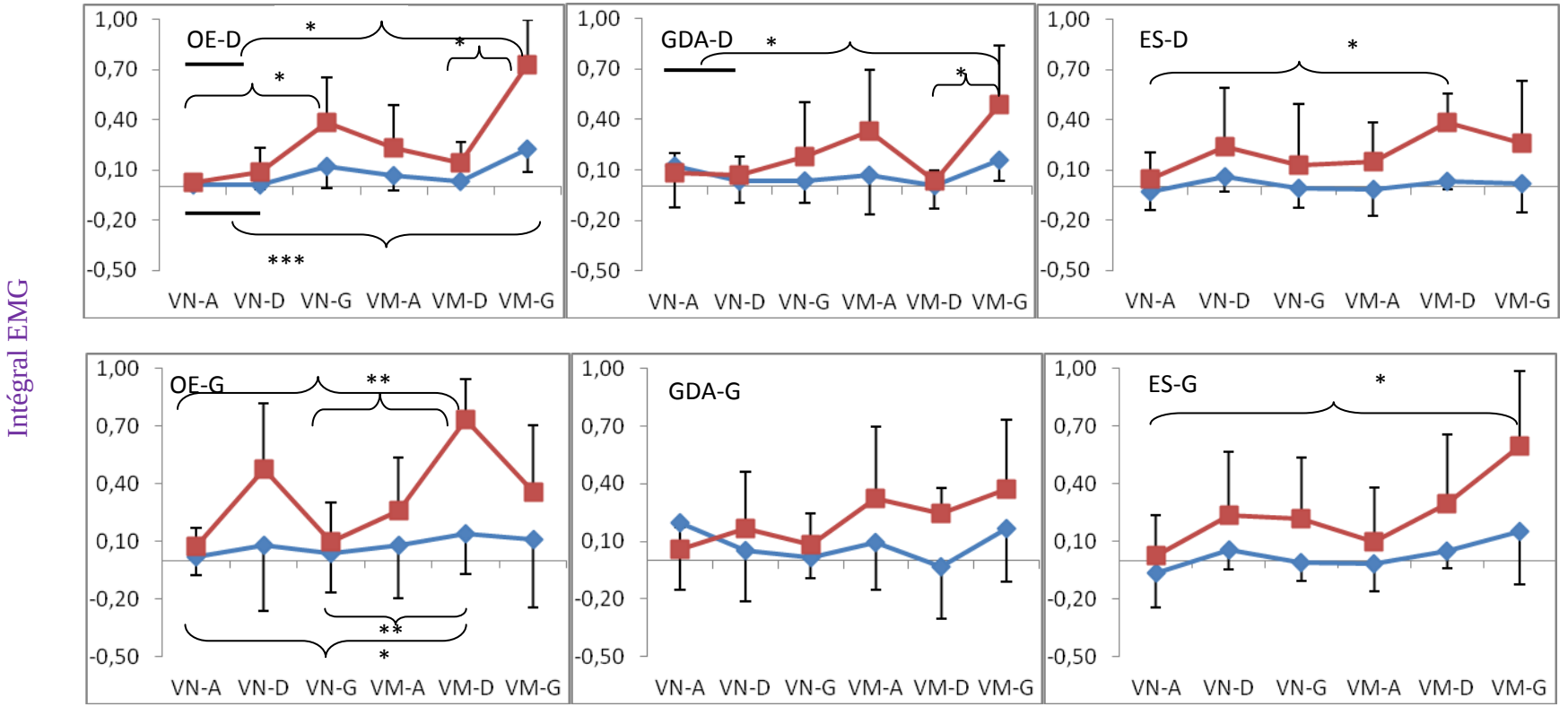


Figure III.15. IR des APA en bleu et des APC en rouge en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM en conditions MR.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions. OE Oblique Externe, GDA Grand Droit de l'Abdomen ES Erecteur Spinal, VN Vitesse Normale VM, Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche. APA Ajustement Postural Anticipatoire, APC Ajustement Postural Compensatoire, FRM Fauteuil Roulant Manuel, MR Mains sur les Roues.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01,* *APA,* *APC.*

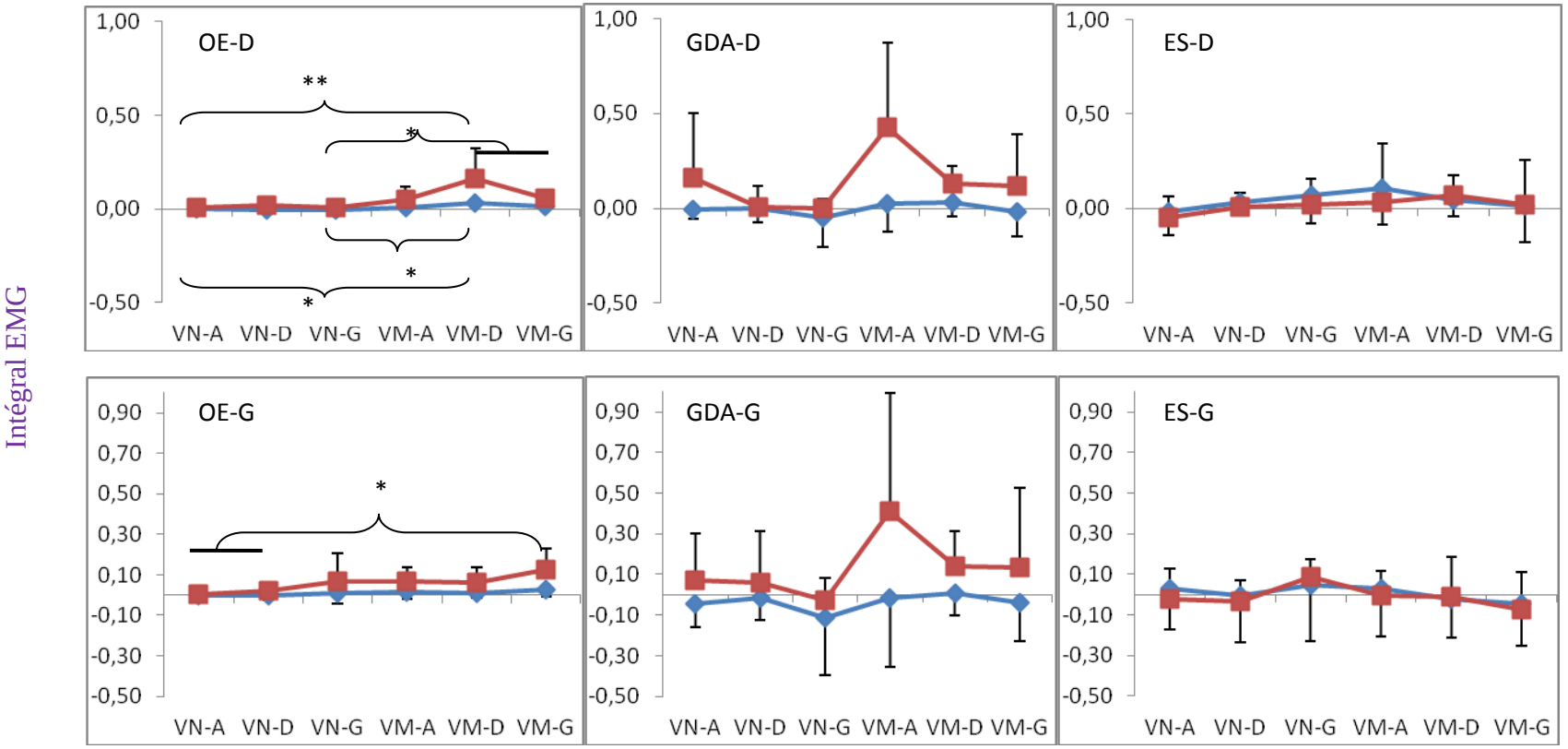


Figure III.16. IR des APA en bleu et des APC en rouge en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM en conditions MC.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions. OE Oblique externe, GDA Grand Droit de l'abdomen ES érecteur spinal, VN Vitesse Normale VM, Vitesse Maximale, itA Avant, D droite, G Gauche, APA Ajustement Postural Anticipatoire, APC Ajustement Postural Compensatoire, FRM Fauteuil Roulant Manuel, MC Mains sur les Cuisses.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01,* *APA,* *APC.*

Les IR des APA et des APC sont plus importantes à VM au niveau de la *CP* comme observé au niveau de la *CF* toutes conditions confondues. En ce qui concerne la direction, les résultats dépendent de la condition initiale de placement des mains : par exemple l'OE est caractérisé par des IR plus importantes du côté controlatéral au déplacement en condition MR par contre des IR plus importantes sont trouvées du côté ipsilatéral en condition MC.

L'ensemble des parties précédentes était focalisé sur les données EMG, la suite du travail sera consacré aux données du COP : vitesse et trajectoire.

III.3.4. Données du COP

III.3.4.1. Vitesse du COP

La vitesse du COP dépend à la fois de la vitesse du FRM et de la direction, avec une vitesse ML pour tourner supérieur vers l'avant, contrairement à la vitesse AP qui est plus importante pour aller vers l'avant que pour tourner (Figure III.17.). Les vitesses ML, AP et 2D sont plus importantes à VM qu'à VN (Tableau III.6).

Type de vitesse	Position des mains	Effet vitesse	Effet direction	Effet V*D	Remarques
2D	MR	<0,05	0,07	0,30	Vitesse à VM et à D >
	MC	<0,001	0,66	0,99	Vitesse à VM >
ML	MR	<0,05	<0,001	0,056	Vitesse à VM à D et à G >
	MC	<0,01	<0,01	0,39	Vitesse à VM et à D >
AP	MR	<0,01	<0,01	0,81	Vitesse à VM et vers l'A >
	MC	<0,001	<0,001	0,08	Vitesse à VM et vers A >

Tableau III.6. Effet de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur la vitesse de déplacement du COP en 2D et dans les axes ML et AP en condition MC et MR.

Les chiffres présentent les valeurs de p. Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, Les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, Les valeurs en rouges signifient une différence hautement significative à p<0,001.
A, Avant, D Droite, G Gauche, COP Centre de Pression, FRM Fauteuil Roulant Manuel, 2D deux dimensions, ML Médio-Latéral, AP AntéroPostérieur, MC Mains sur les Cuisses, MR Mains sur les Roues.

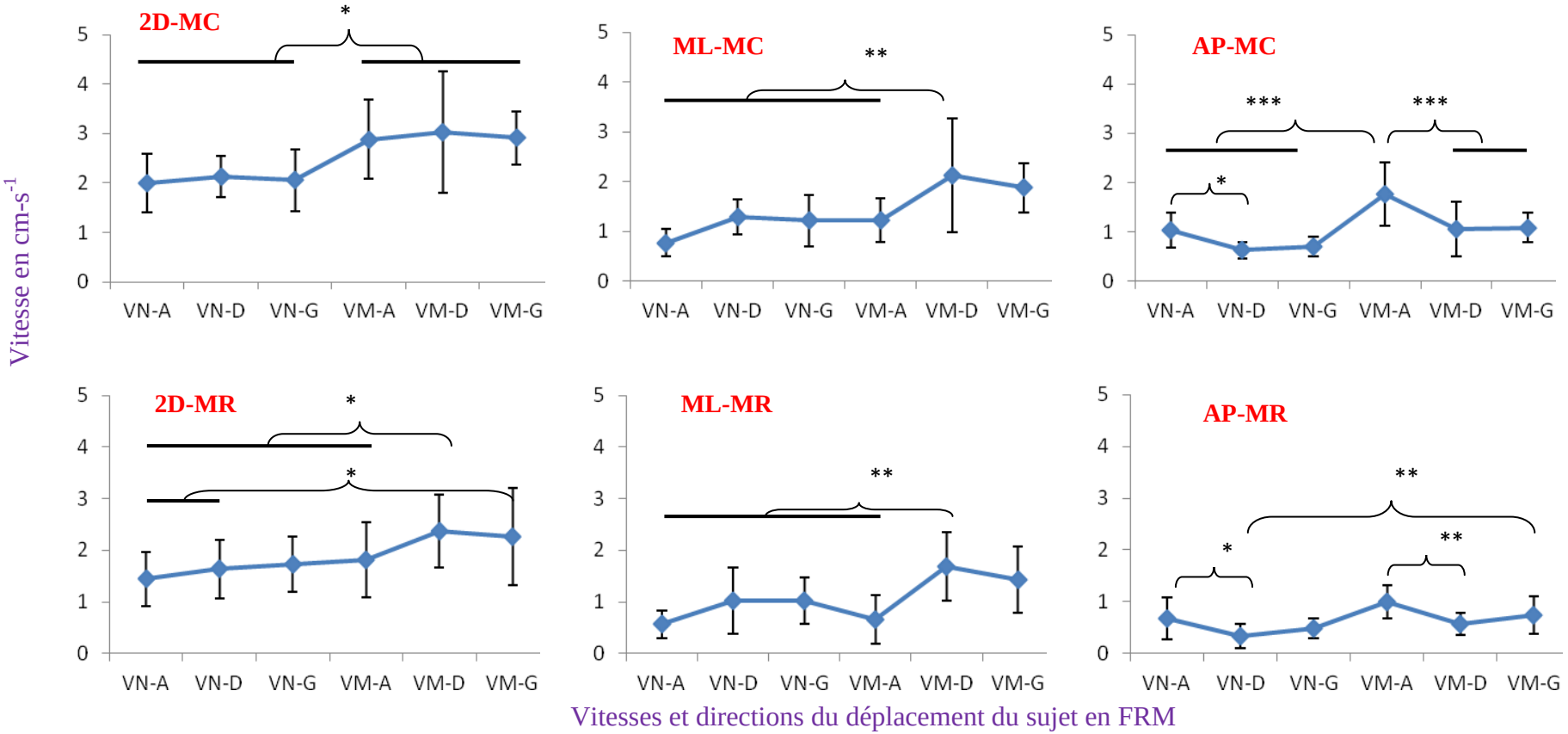


Figure III.17. Vitesse de déplacement de COP dans l'axe AP, ML et en 2D en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM, lors des conditions MR et MC.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions. VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, AP AntéroPostérieur, ML Médio Latéral, 2D deux dimensions, MR Mains Roues, MC Mains Cuisses, FRM Fauteuil Roulant Manuel, COP Centre de Pression .
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01, *** différence significative avec p<0,001.*

Ainsi, une différenciation de la cinématique de déplacement du COP (2D, ML et AP) a été observée à la fois en fonction de la vitesse et de la direction du déplacement du sujet en FRM. La trajectoire de déplacement du COP est influencée par la direction du déplacement du sujet et se retrouve sur différentes périodes temporelles.

III.3.4.2. Trajectoire de COP

La trajectoire de déplacement du COP est influencée par la direction du déplacement du sujet et la période temporelle (Tableau III.7.). Pour se déplacer vers l'avant, des changements de trajectoire sont observés dans l'axe AP alors que pour tourner à droite ou à gauche, c'est au niveau de l'axe ML que les changements sont les plus fréquents (Figure III.18.).

Axe de déplacement	Position des mains	Effet Temps	Effet Direction	Effet T*D	Remarques
ML	MR	<0,001	<0,05	<0,001	D différent de A & G Plus vers la D pour aller à D
	MC	<0,001	<0,01	<0,001	D différent de G
AP	MR	<0,001	0,08	<0,01	Plus vers l'arrière pour aller vers l'A
	MC	<0,001	<0,05	<0,001	D différent de A

Tableau III.7. Effet du temps et de la direction de déplacement du sujet en FRM sur la trajectoire de déplacement du COP dans l'axe ML et AP, lors des conditions MC et MR.

Les chiffres présentent les valeurs de p, *Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, Les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, Les valeurs en rouges signifient une différence hautement significative à p<0,001.*
A, Avant, D Droite, G Gauche, COP Centre de Pression, AP AntéroPostérieur, ML Médio Latéral, FRM Fauteuil Roulant Manuel, MC Mains Cuisses, MR Mains Roues.

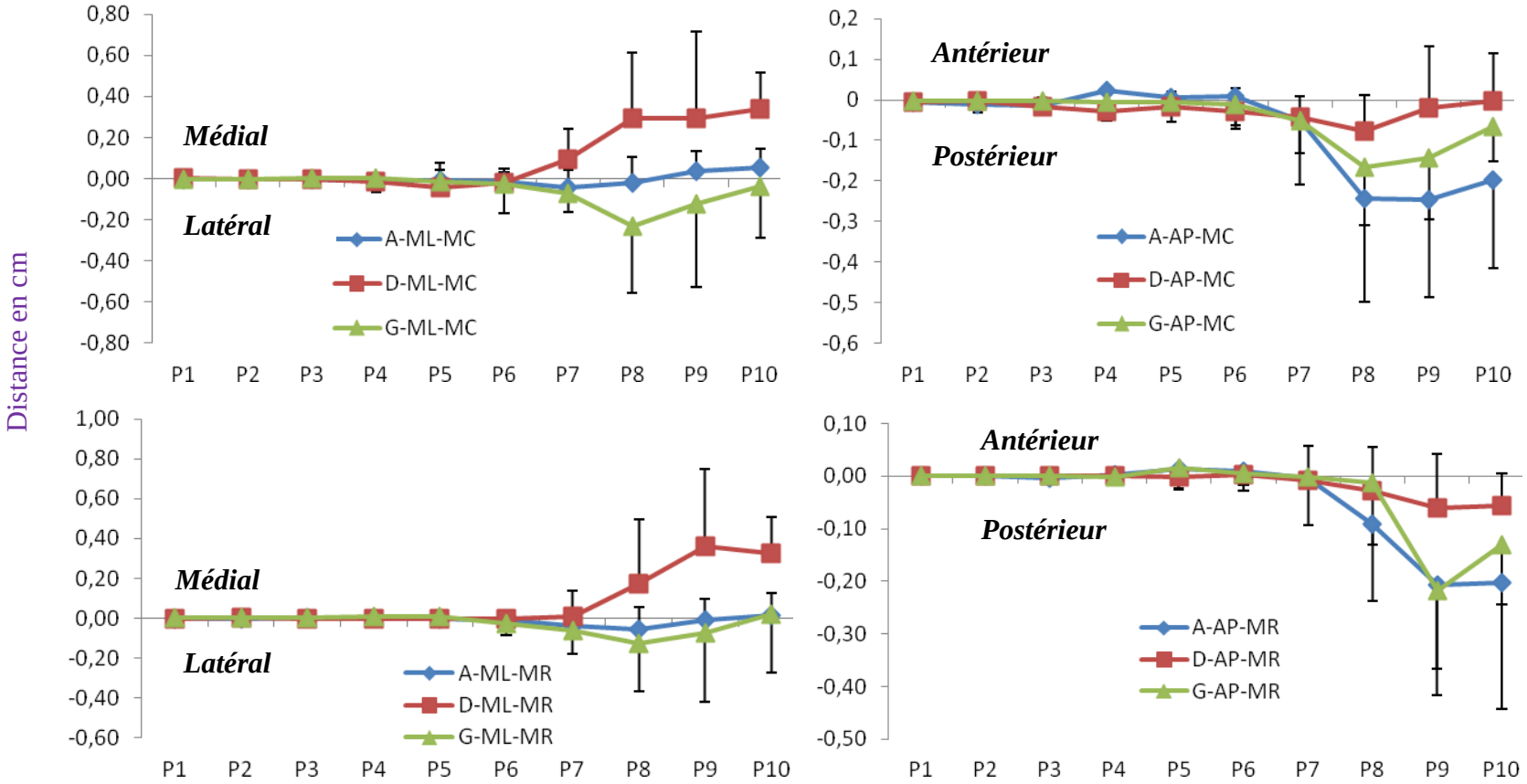


Figure III.18. Trajectoires de déplacement du COP dans l'axe AP et ML, lors des conditions MC et MR, durant la seconde qui précède l'initiation du déplacement du sujet en FRM pour les trois directions. Les fenêtres temporelles présentent 10 intervalles de 100 ms chacun.

A, Avant, D Droite, G Gauche, COP Centre de Pression, AP AntéroPostérieur, ML Médio Latéral, FRM Fauteuil Roulant Manuel, MC Mains Cuisses, MR Mains Roues, P Période.

III.4. Discussion

L'objectif de cette étude est double : i) étudier les patterns musculaires et les vitesses de déplacement du COP lors d'ID-FRM et ii) étudier la coordination bras-tronc par observation des APA et APC. On émet l'hypothèse d'adaptabilité et de spécificité des patterns musculaires et des vitesses de déplacement du COP aux différentes finalités d'ID-FRM en termes de vitesse et de direction du déplacement à venir.

III.4.1. Patterns musculaires

Les durées d'activations sont plus courtes à VM. De plus, les activations musculaires sont liées à la direction de déplacement, qu'elles soient ipsilatérales pour les muscles du côté droit lors d'un déplacement à droite ou controlatérales pour un déplacement à gauche. Par exemple le DP-D se contracte plus longtemps et de manière plus précoce pour aller à droite que pour aller à gauche. De plus, les IR avec la VM sont plus importantes qu'à VN : la VM influence la programmation au niveau central par des durées d'activation plus courtes et plus amples par rapport à VN. Une stratégie d'adaptabilité des temps et des IR d'activation musculaire est utilisée par le SNC au niveau postural comme au niveau focal.

Les données temporelles montrent surtout une spécificité à la vitesse. Une adaptabilité de la durée de la bouffée ainsi que du temps préalable est également observée en fonction des instructions de la vitesse. Cette adaptabilité est connue sous le nom de stratégie d'adaptabilité à la vitesse ou en Anglais "speed-sensitive strategy" (Gottlieb et *al.*, 1989). Avec la VM, la durée de la bouffée est plus courte étant donné que la vitesse de déplacement du sujet en FRM est plus importante et donc nécessite une activation plus explosive qui se traduit par des bouffées d'IR plus importante. Le SNC prend en considération la vitesse du mouvement à venir pour le contrôle de la *CF* comme observé dans la littérature lors du contrôle de la *CP* sur d'autres gestes (Horak et *al.*, 1984 ; Lee et *al.*, 1987 ; Shiratori & Aruin, 2007). La durée de la bouffée et le temps préalable sont aussi influencés par la direction. Pour la direction 'avant', il s'agit de propulsion symétrique alors que pour tourner vers la 'droite' ou la 'gauche', des mouvements différents s'exercent avec les deux mains, par exemple tirer la main courante d'un côté et pousser de l'autre simultanément. La durée de la bouffée dépend des demandes anatomiques et fonctionnelles de chaque direction qui se caractérisent généralement par un placement des mains ainsi que des mouvements spécifiques aux directions. La direction

influence aussi le contrôle de la *CF*, comme observé au niveau postural dans la littérature sur des gestes différents (Aoki, 1991 ; Chabran et *al.*, 1999 ; Shenoy & Aruin, 2007).

L'IR d'activation de la première bouffée ainsi que l'IR d'activation préalable sont plus importantes à VM par rapport à VN pour tous les muscles et toutes les conditions : ces IR sont accordées à la vitesse de déplacement demandées et entraine une augmentation de l'IR de la bouffée en relation avec l'augmentation de la vitesse. Encore une fois, le SNC montre une stratégie d'adaptabilité à la vitesse (Corcos et *al.*, 1989). Les résultats confirment l'idée présentée par Ostry & Feldman (2003) concernant la spécification centrale de la force : cette notion est basée sur une relation systématique entre la force, l'activité EMG et les paramètres du mouvement. Les déplacements avec VM nécessitent plus de force de propulsion et donc des IR plus importantes comparés à VN.

Concernant la fenêtre des APA, elle a été fixée entre -100 et + 50 ms respectant le T. Les 50 ms ont été prises après le T, car les réflexes monosynaptiques les plus rapides peuvent être observés après une perturbation dans un intervalle de temps qui est généralement plus long que 50 ms (Kanekar et *al.*, 2008). La direction de déplacement du sujet en FRM nécessite un mouvement des bras spécifique. Par exemple le déplacement vers l'avant est caractérisé par une propulsion symétrique des deux bras par contre tourner à gauche nécessite plus de propulsion par la main droite (côté controlatérale) que la main gauche (côté ipsilatéral). Et donc les caractéristiques des mouvements des bras influencent la nature de la perturbation induite et une spécification et adaptabilité des APA ainsi que des APC est nécessaire et a été observée. Ici également, les résultats renforcent l'idée de Slijper et *al.* (2002) selon laquelle les APA sont étroitement liées à la direction de la perturbation. Les IR des APA et des APC sont dépendantes de la vitesse, plus d'IR avec la vitesse maximale. Le SNC montre une stratégie de modulation à la vitesse (Shiratori & Aruin, 2007) ou stratégie de sensibilité à la vitesse (Gottlieb et *al.*, 1989 ; Corcos et *al.*, 1989). De plus, elles sont spécifiques à la direction surtout au niveau de l'OE : le SNC adapte les IR en fonction de la vitesse et de la direction à venir. Les résultats montrent que le SNC utilise une stratégie d'adaptabilité des commandes motrices au niveau postural en relation avec la vitesse (Horak *et al.*, 1984 ; Lee et *al.*, 1987 ; Shiratori & Aruin, 2007) et avec la direction de la perturbation (Aoki, 1991 ; Chabran et *al.*, 1999 ; Shenoy & Aruin, 2007).

Pour planifier un déplacement, si l'on prend l'exemple de l'initiation à la marche, Caderby et *al.*, en 2013, posent la question de l'effet d'une charge supplémentaire (15% du poids du corps) sur le contrôle des APA. Ils observent une augmentation de la durée des APA

ainsi que de l'impulsion dans l'axe AP durant la période des APA. Un autre exemple tiré de l'étude de Ito et *al.,* en 2003, (qui s'interroge sur le contrôle des APA lors de l'initiation de la marche avec deux vitesses : rapide et normale) montre une augmentation significatives des IR des APA pour la vitesse la plus rapide. Ces deux exemples soulignent que le SNC utilise une stratégie d'adaptabilité des commandes motrices lors de l'interaction avec un objet simple ou en fonction des paramètres du mouvement comme la vitesse.

III.4.2. Données de COP

La trajectoire de déplacement du COP est influencée par la direction du déplacement du sujet en FRM et par les périodes temporelles : il est suggéré que la trajectoire de déplacement dépend du mouvement du tronc qui se caractérise généralement par une flexion-extension dans l'axe AP pour les déplacements vers l'avant et par un mouvement de rotation pour tourner à droite ou à gauche. De plus le mouvement des bras est également dépendant de la direction ce qui permet de suggérer que la trajectoire de déplacement du COP est influencée par la coordination bras-tronc. Cette coordination bras-tronc a pour objectif de répondre aux contraintes de la tâche et de l'environnement (Ma et *al.*, 2012). Elle est dépendante du placement des mains sur les mains courantes. A ce niveau, chaque sujet a eu la liberté de placement des mains. Cette liberté pourrait influencer les stratégies de propulsion pour initier le déplacement. Nous pouvons faire l'hypothèse que la trajectoire de déplacement est influencée, non seulement par la vitesse et la direction de déplacement du sujet en FRM, mais aussi par la stratégie choisie pour placer les mains sur la main courante ainsi que la manière de propulser le FRM. L'avantage de laisser le sujet libre de placer ces mains est de ne pas se trouver avec une situation imposée et donc inhabituelle. Ainsi, une standardisation du placement des mains pourrait être importante pour mieux comprendre dans quelle mesure le placement des mains sur les mains courantes influence les paramètres de déplacement du COP comme sa trajectoire et sa vitesse.

La vitesse de déplacement du COP est adaptée à la fois à la vitesse et à la direction de déplacement du sujet en FRM. L'augmentation de la vitesse de déplacement du COP avec la condition VM indique que la préparation et l'exécution du mouvement est étroitement liée aux consignes du mouvement ou aux caractéristiques du déplacement à venir comme la vitesse. Cette notion d'effet des consignes a été observée, par exemple, dans l'étude de Caderby et *al.* (2013) concernant l'effet d'une charge additionnelle sur les APA lors de l'initiation de la marche. Le principal résultat montre une augmentation de la durée des APA, de l'impulsion

dans l'axe AP et de la durée de l'initiation de la marche. Non seulement la vitesse, mais également la direction montrent un effet sur les paramètres des APA (Aoki, 1991 ; Chabran et *al.*, 1999 ; Shenoy & Aruin, 2007). Bien que la trajectoire et la vitesse de déplacement du COP n'ont pas été étudiées en termes d'APA et d'APC, il est suggéré que cette résultante suit le même principe ou logique de contrôle de la *CP* et de la CF, c'est-à-dire, une stratégie d'adaptabilité à la vitesse (Gottlieb et *al.*, 1989). La vitesse de déplacement nette a été calculée par rapport à une vitesse de base pour chaque essai séparément. Cette vitesse de base peut être influencée par l'instruction donnée comme la vitesse et la trajectoire annoncée. La différence entre la vitesse brute de déplacement du COP et la vitesse de base donne une vitesse nette liée à la différence entre deux périodes. Ces deux périodes sont i) une période avec la présence de l'instruction et sans mouvement et ii) une période avec la présence de l'instruction et avec mouvement. Ainsi, la vitesse de base pourrait être influencée par la présence de l'instruction. Une mesure de l'activité de base neutre permettrait de mieux préciser les modifications qui sont liées à l'instruction.

Comme observé au niveau musculaire, la vitesse et la direction de déplacement du COP présentent une adaptabilité en fonction de la vitesse et de la trajectoire de déplacement du sujet en FRM.

III.4.3. Discussion générale

La propulsion pour l'ID-FRM nécessite une coordination bras-tronc pour réaliser la tâche, garder un équilibre postural et minimiser les efforts. La coordination bras-tronc joue un rôle dans le succès de la tâche par une organisation spatio-temporelle des patterns musculaires et des cinématiques articulations (Lee et *al.*, 2008). Cette coordination a été observée par l'activation simultanée des muscles des bras, responsables de la propulsion, et des muscles du tronc sous formes d'APA et surtout d'APC. Les APA et les APC observées indiquent l'importance de la contribution du tronc dans la propulsion en FRM (Yang et *al.*, 2006). De plus, cette coordination bras-tronc a montré une flexibilité et une adaptabilité aux finalités du déplacement du sujet en FRM. Les activations musculaires au niveau focal et au niveau postural sont spécifiques à la vitesse et à la direction : le SNC contraint non seulement les IR mais aussi la chronologie ou les paramètres temporels des activations musculaires. Le tronc s'adapte, notamment lors d'un déplacement vers l'avant, à la direction à venir par un balancement dans l'axe AP vérifié par i) des IR des APA et des APC similaires au niveau GDA et ii) des IR et des chronologies d'activation similaires au niveau des muscles de la *CF*.

Par contre, pour tourner à droite ou à gauche, au niveau du GDA et de l'OE, les IR des APA et des APC sont plus importantes du côté controlatéral à la direction de déplacement. Ceci anticipe le mouvement de rotation du tronc vers la direction du déplacement. En parallèle, au niveau focal, les IR du côté controlatéral aux déplacements sont plus importantes que du côté ipsilatéral excepté pour le DP. Cette coordination bras-tronc est observée au niveau de l'interaction du sujet avec l'assise, plus précisément, par observation de la vitesse et de la trajectoire du déplacement du COP. Ces vitesse et trajectoire de déplacement du COP, montre une flexibilité et une adaptabilité à la finalité du déplacement du sujet en FRM.

III.5. Conclusion

Le SNC utilise, chez le sujet sain, un contrôle adaptable et flexible des patterns musculaires au niveau postural et au niveau focal, qui se traduit par une spécificité du déplacement du COP en accord avec la finalité du déplacement à venir en termes de vitesse (VN *vs.* VM), de direction (droite *vs.* gauche *vs.* avant) et dans une moindre mesure de position initiale des mains (MC *vs.* MR). Il est intéressant maintenant de vérifier l'effet de standardisation du placement des mains sur les mains courantes ainsi que de tester ces éléments de contrôle sur une population de sujets présentant une blessure médullaire.

Résumé:
Chez le sujet sain, le SNC utilise une stratégie adaptative des patterns musculaires (délais, durée et intensité relative) qui conduit à des paramètres de déplacement de COP (vitesse et trajectoire) relativement spécifiques à la vitesse et à la direction du déplacement à venir du sujet en FRM.

Chapitre IV

Etude 3

2nde expérimentation

Chapitre IV. Etude 3. 2nde expérimentation

Evolutions des patterns musculaires et des pressions sur l'assise lors de l'initiation du déplacement en FRM chez des sujets blessés médullaires : effet du placement des mains et du niveau d'atteinte médullaire

IV.1. Introduction

Lors de l'exécution d'un mouvement, deux composantes sont contrôlées par le SNC : la *CF* et la *CP* (voir chapitre II). Plusieurs paramètres sont pris en compte pour la programmation du mouvement au niveau central (Ostry & Feldman, 2003) notamment :

- la position des segments les uns par rapport aux autres (debout ou assise par ex),
- la stabilité posturale,
- les surfaces de contact,
- la direction et la vitesse de la perturbation à venir comme conséquence du mouvement à réaliser,
- l'amplitude de l'Action Motrice (AM)
- ou encore le niveau de déficience motrice dans le cas d'une BM par exemple.

Dans ce chapitre, deux paramètres seront plus particulièrement étudiés : i) le placement des mains en relation avec l'amplitude de l'AM et ii) l'effet de la BM.

IV.1.1. Le placement des mains et l'amplitude des mouvements des bras

Le contrôle des patterns musculaires en fonction des amplitudes de l'AM a fait l'objet de l'étude de Shiratori & Aruin en 2007. Elle avait pour objectif de déterminer si les amplitudes de l'AM affectent les APA. Le sujet en position debout doit réaliser un mouvement d'abduction bilatérale de l'épaule pour libérer un objet avec trois amplitudes et à trois vitesses. Les auteurs ont conclu que le SNC sélectionne les paramètres d'une AM pour adapter la réponse motrice à la perturbation de l'équilibre à venir et donc moduler les APA. Lors de l'initiation du déplacement en FRM, plusieurs placements des mains sont possibles en fonction de la finalité du déplacement à effectuer (voir Chapitre I). En fonction du placement et de la finalité du déplacement, la stratégie des mouvements des bras et de la propulsion peut donc être variable ; les patterns des mouvements des bras et des activations musculaires étant liés aux amplitudes finales de l'AM et/ou du déplacement souhaité. Le SNC prend donc en considération ces amplitudes de l'AM pour contrôler les patterns musculaires. Parmi les caractéristiques qui influencent la programmation au niveau central de la *CP*, on trouve la

direction, la vitesse, la stabilité posturale (voir Chapitre I). L'amplitude de l'AM n'a pas montré d'effet sur le contrôle de la *CP* au niveau des APA (Aruin & Shiratori, 2004). Ces auteurs ont fait varier les conditions initiales de positionnement des bras en imposant une même perturbation (libération de charge de 2,2 kg). Les résultats suggèrent que le SNC adapte les APA à la perturbation lorsque les mêmes muscles génèrent des AM d'amplitudes différentes. L'effet de variation d'amplitude de l'AM est limité par les caractéristiques et conditions d'exécution de la tâche.

De tels effets n'ont pas été observés au niveau de la *CP*. Par contre, il est suggéré que des changements existent au niveau de la *CF* pour répondre aux spécificités de la tâche.

IV.1.2. Les mouvements de propulsion en relation avec la blessure médullaire

Après une BM, le sujet se retrouve dans une situation de handicap (perte du contrôle) au niveau des membres supérieurs et/ou inférieurs et le FRM est une solution pour accompagner la locomotion. Le déplacement en FRM sollicite les membres supérieurs et peut être à l'origine de TMS (Curtis et *al.*, 1999).

Entre des sujets valides et des sujets avec BM, le contrôle et la sollicitation musculaire sont différents. Ainsi, par exemple, Harburn & Spaulding, en 1986, comparent neuf sujets (trois sujets sains, trois sujets paraplégiques et trois sujets tétraplégiques). Le principal résultat est la variabilité ou différenciation intra et intergroupe concernant les recrutements des unités motrices : le recrutement a été minime pour les sujets sains, modéré pour les paraplégiques, et souvent maximal pour les sujets tétraplégiques. Le nombre des sujets est limité et ces résultats, même s'ils sont logiques, nécessitent cependant une confirmation avec un nombre plus important de sujets. En outre, non seulement la présence ou l'absence de la BM influence le contrôle des activations musculaires, mais le niveau de la BM a également un effet. Dans l'étude de Schantz et *al.* (1999), quatre sujets paraplégiques ont été comparés à trois sujets tétraplégiques. La cinématique des mouvements et les patterns d'activations musculaires ont été étudiés. Les sujets tétraplégiques sont plus dépendants de la phase de traction. De plus, les vitesses auto-sélectionnées et maximales des sujets tétraplégiques ont été d'environ la moitié des vitesses des sujets paraplégiques. Le niveau de l'atteinte médullaire influence ainsi les patterns des mouvements et les activations musculaires. La force musculaire restante et la paralysie partielle des membres supérieurs suite à l'atteinte, mais aussi la capacité de maintien de l'équilibre du tronc par la sangle abdominale, plus ou moins fonctionnelle selon le niveau d'atteinte, sont des éléments majeurs expliquant ces résultats. Ainsi, plus récemment, l'effet

du niveau de BM a été étudié entre deux groupes, un groupe des paraplégiques et un groupe des tétraplégiques (Kulig et *al.*, 2001). La moyenne de la vitesse de propulsion auto-sélectionnée est plus importante chez les paraplégiques par rapport aux tétraplégiques. L'effet de la BM sur l'activation des muscles de l'épaule a également été étudié par Mulroy et *al.* (2004) toujours chez deux groupes, un groupe de paraplégiques et un groupe de tétraplégiques, similaires aux groupes étudiés par Kulig et *al.* (2001). Pour les sujets tétraplégiques, l'activité du pectoral majeur est significativement plus longue par rapport aux sujets paraplégiques. De plus, l'activité du muscle sous-scapulaire est caractéristique durant le retour aérien des bras chez les sujets paraplégiques et durant la poussée chez les tétraplégiques. Les auteurs concluent que le niveau de BM influence de façon significative les modes de recrutement des muscles de l'épaule au cours de la propulsion en FRM.

Sur la base de ces différences, le mouvement étudié au cours de ce chapitre est la propulsion en FRM à partir de placements des mains différents chez des sujets BM et des sujets sains. Après une comparaison intergroupe, les deux groupes seront étudiés comme une seule population utilisatrice du FRM. Effectivement, la population utilisatrice du FRM est hétérogène (jeunes, personnes âgées, homme, femme, avec ou sans BM, présentant différents niveaux de blessure médullaire, expert, novice, droitier, gaucher). L'observation de la population globale (sains et BM) permettra d'établir les points communs lors d'ID-FRM.

Ainsi, ce chapitre a donc pour objectif de montrer s'il y a i) un effet de placement des mains et ii) un effet de la BM sur les éléments d'anticipation de l'ID-FRM. Il a également pour objectif d'étudier plus généralement les éléments d'anticipation chez les deux populations de sujets (Sains et BM). Les résultats seront abordés dans un premier temps en comparant les sujets blessés médullaires aux sujets sains puis dans un second temps comme une seule et même population d'utilisateurs de FRM.

IV. 2. Méthode

IV.2.1. Population

Sept sujets déficients moteurs, masculins, droitiers ont participé volontairement à l'expérimentation. Les critères d'inclusion sont : i) être atteint d'une BM, ii) se déplacer en FRM depuis au moins deux mois, iii) être droitier. Les critères d'exclusion sont : i) être atteint d'une hémiplégie ou d'une tétraplégie, ii) avoir des douleurs ou des difficultés motrice à réaliser la tâche ou encore des risques importants lors du transfert, iii) faire plus de 110 kg, iv)

être atteint de problèmes psychiques, iv) ne pas suffisamment maitriser le français pour comprendre facilement et rapidement les consignes.

Les moyennes et les écart-types de l'âge, du poids et de la taille sont respectivement de 40 ± 15 ans, 75 ± 17 kg et 178 ± 8 cm (Tableau IV.1). Le score ASIA, la spasticité et le niveau de BM sont présentés dans ce même tableau.

Sujet	**Age** *(an)*	**Taille** *(cm)*	**Poids** *(kg)*	**Expérience du FRM** *(mois)*	**Niveau de BM**	**Spasticité**	**Score ASIA**
S1	33	187	103	2,5	D4	Non	A
S2	74	162	71	48	D9	Oui	A
S3	46	184	75	24	L3-L4	Oui	
S4	36	178	54	192	L1incomplet-L4 complet	Non	
S5	39	176	90	204	D4	Oui	A
S6	28	178	56	24	D6	Non	C
S7	30	179	73	14	D6	Non	C

Tableau IV.1. Caractéristiques des différents sujets BM participants à l'expérimentation.

S Sujet, D dorsal, L Lombaire, FRM Fauteuil Roulant Manuel, BM Blessure Médullaire, ASIA American Spinal Injury Associatio.

IV.2.2. Outils, mesures et variables

IV.2.2.1. Outils

EMG : les électrodes ont été posées bilatéralement sur les muscles suivants : DA, DP, BB et PM. Cette étape a été réalisée par un seul et même expérimentateur (Le même que pour l'étude précédente)précédent en respectant les recommandations de Hermens et *al.* (2000). L'enregistrement des activités musculaires a été réalisé à l'aide d'un système NORAXON WIFI 16 voies à une fréquence de 1500 Hz.

Synchronisation : Elle est assurée par l'envoi d'un trigger (amplitude : 3 volts) sur la nappe de pression, au moment du début de l'acquisition des signaux EMG.

Enregistrement des données : Un ordinateur HP Pavilion dv7 Notebook PC a été utilisé pour l'enregistrement et le traitement des données.

Centre de pression : Un système de mesure des pressions (Tekscan CONFORMat system, 7.20C) a été utilisé pour enregistrer les pressions sur l'assise du FRM. Le système est composé de capteurs de type 5330 (version de la carte 6.5 composée de 32 lignes et 32 colonnes avec un espace entre les lignes ainsi qu'entre les colonnes de 14,73 mm). La surface

des capteurs est de 217,03 mm^2 avec une dimension de 471*471*1,8 mm. La fréquence d'échantillonnage utilisée était de 100 Hz).

Séquences vidéos **:** Une caméra LOGITECH HD C170 pour l'enregistrement vidéo avec une fréquence de capture à 30 Hz.

FRM : Chaque sujet utilise son FRM personnel.

IV.2.2.2. Variables et mesures

Les mêmes variables que celles présentées dans le chapitre III ont été investies en excluant :

- L'IR des APA et des APC. Du fait de la BM, les activités musculaires au niveau des muscles droit de l'abdomen, l'oblique externe et l'érecteur spinal peuvent ne pas être présentes.
- La trajectoire de déplacement du COP dans l'axe AP et ML, en raison de problèmes techniques pour le traitement des données.

IV.2.3. Tâches & Procédures

IV.2.3.1. Tâches

Chaque sujet utilise son FRM personnel et positionne les roues directionnelle en fonction de la direction du déplacement demandée (avant ou gauche) : perpendiculairement à la ligne de départ pour aller vers l'avant et parallèlement pour tourner à gauche. Ensuite, ils reçoivent l'information sur le type de déplacement à effectuer :

Placement des mains (Annexe IV.1) : (1) MC, (2) mains standardisées sur l'apex (MA), (3) mains apposées sur la main courante [(i) croisées pour tourner à gauche (MCR) et (ii) mains à 10h10 pour aller vers l'avant (M10)],

Vitesse : VN ou VM.

Enfin l'enregistrement est initié.

Les déplacements avec MC sont réalisés en premier afin d'éviter un éventuel effet d'imposition du placement des mains sur la propulsion spontanément effectuée par les sujets. Le déplacement est réalisé sur une distance de 5 m. Un total de 9 déplacements différents est réalisé par chacun des sujets. Chaque condition a été répétée deux fois, soit un total de 18 déplacements par sujet (Tableau IV.2).

		Avant	Gauche	VM	VN
Mains Cuisses (MC)		Oui	Oui	*	Oui
Mains APEX (MA)		Oui	Oui	*	Oui
Mains imposées	croisées (MCR)	Non	Oui	Non	Oui
	10h10 (M10)	Oui	Non	Oui	Oui

Tableau IV.2. Les différentes conditions expérimentales.

** oui pour tout droit et non pour la gauche, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale.*

- MC : ((Avant * 2 vitesse) + (Gauche * 1 vitesse [normal])) * 2 répétions = 6
- MA : ((Avant * 2 vitesse) + (Gauche * 1 vitesse [normal])) * 2 répétions = 6
- MCR : 1 direction (Gauche) * 1 vitesse * 2 répétitions = 2
- M10 : 1 direction (Avant) * 2 vitesses * 2 répétitions = 4
- Total des essais : 6 + 6 + 2 + 4 = 18 essais.

Une seconde après le début de l'acquisition (T3), le sujet reçoit verbalement le type de déplacement à effectuer (T2) (le temps de transmission de l'information est de 2 s). Après 3 s, le sujet reçoit un signal verbal "GO" (T1) (le signal dure 65 ms). Le type d'information et le signal GO sont enregistrés sous format MP3 et déclencher simultanément au lancement de l'acquisition (Figure IV.1).

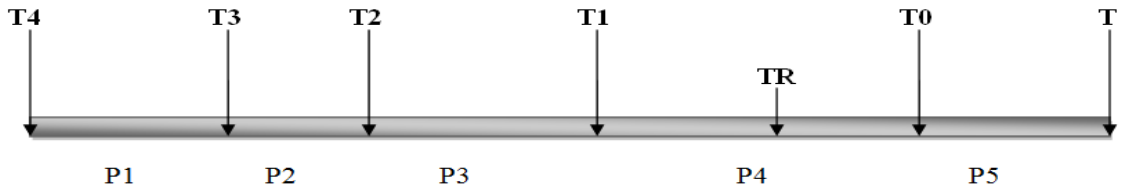


Figure IV.1. Découpage temporel des différentes périodes d'acquisition.

T4 *: préparation du sujet dans la zone de départ et placement convenable de ses mains*
T3 *: début d'acquisition de l'essaie*
T2 *: annonce du type de déplacement à effectuer et placement en conséquence*
T1 *: signal de départ : GO*
TR *: temps de réaction de sujet*
T0 *: initiation du déplacement du sujet en FRM*
T : *fin d'acquisition*
P1 *: de T4 à T3 : période préalable à l'acquisition : préparation du sujet*
P2 *: de T3 à T2 : période préparatoire1 : absence de la tâche*
P3 *: de T2 à T1 : période préparatoire2 : présentation de la tâche*
Le sujet reçoit un des 3 types de déplacement à effectuer :
** Avant, VM*
** Avant, VN*
** Gauche, VM*
P4 *: de T1 à TR : période de réaction, de TR à T0 : début d'exécution.*
P5 *: de T0 à T : déplacement proprement dit du sujet en FRM.*

IV.2.3.2. Procédure

Le sujet est informé de l'ensemble des étapes de l'expérimentation et signe un consentement éclairé. Après avoir réalisé une abrasion de la partie supérieure de l'épiderme à l'aide d'une éponge à face abrasive et nettoyé la peau avec de l'alcool, les électrodes ont été posées bilatéralement sur les muscles mentionnés ci-dessus. Un échauffement standardisé durant 5 min a été effectué par chaque sujet (se déplacer vers l'avant, tourner à droite et tourner à gauche 5 fois dans chaque direction à deux vitesses : normal puis maximale). Des CVM (voir chapitre III.2.3.2) ont alors été réalisées deux fois pour chaque groupe musculaire en maintenant l'effort maximum pendant une durée de 3 s. Les CVM sont utilisées pour déterminer les IR lors de chaque essai. Ensuite l'étalonnage de la nappe de pression a été réalisé pour chaque sujet, avant son premier passage. L'étalonnage consiste à adapter la sensibilité de la nappe en fonction du poids du sujet. Ensuite, l'activité de base est mesurée : une seule mesure de l'activité de base avec la nappe de pression et l'EMG est réalisée pour chaque sujet. Le sujet place ses mains sur l'apex de la main courante, l'enregistrement dure 20 s (Jones et *al.*, 2014).

Enfin et avant d'entamer l'expérimentation proprement dite, le sujet réalise trois passages sans enregistrement pour vérifier le bon fonctionnement de l'acquisition et la compréhension des conditions expérimentales. Les 18 déplacements expérimentaux sont ensuite réalisés dans un ordre contrebalancé. Tout essai qui n'est pas réalisé conformément aux consignes est recommencé.

IV.2.4. Analyse des données

- Données EMG

Le traitement des données réalisé est le même que dans le chapitre III.

- Données COP

La même analyse que dans le chapitre III a été réalisée à l'exception de l'élément suivant : le calcul de la vitesse de base a été réalisé pendant l'enregistrement de l'activité de base durant 20 secondes.

IV.2.5. Statistiques

Après avoir testé la normalité de la distribution des données par le test des Shapiro-Wilk, des tests non paramétriques (ANOVA de Kruskal Wallis, test U de Mann Whitney et test de Kolmogorov Smirnov) ont été réalisés. L'ANOVA de Kruskal Wallis a été utilisée pour

vérifier l'effet du placement des mains (MC, MR, MCR, MA et M10), l'effet de la direction (avant *vs*. droite *vs*. gauche) et l'effet de la vitesse*direction. Le test U de Mann Whitney est utilisé pour la comparaison des deux groupes afin de vérifier l'effet de la BM. Enfin, le test de Kolmogorov Smirnov a été utilisé pour tester l'effet de la vitesse (VN *vs*. VM).

IV.3. Résultats

Généralement, pour chaque sujet, deux voire trois essais qui ne sont pas réalisés conformément aux consignes et bien qu'ayant été recommencés ont été supprimés.

IV.3.1. Effet de la blessure médullaire sur les patterns musculaires et les paramètres de déplacement du COP

Cette partie a pour objectif de comparer le Groupe 1 des sujets sains (G1) avec le Groupe 2 des sujets BM (G2).

IV.3.1.1. Effet de la blessure médullaire sur les patterns musculaires

IV.3.1.1.1. Effet de la blessure médullaire sur les paramètres temporels des activations musculaires

En ce qui concerne le temps préalable, le même résultat a été observé pour tous les muscles et toutes les conditions : des activations plus précoces pour le G1 par rapport au G2 (Figure IV.2). La durée de la bouffée est influencée par la BM : les sujets de G2 utilisent des durées d'activation plus longues que les sujets de G1 (Figure IV.3). Pour toutes conditions confondues au niveau de BB-D, BB-G, DA-D, DA-G, PM-D et PM-G, les durées sont plus longues chez le G2 (p<0,001) (Tableau IV.3).

IV.3.1.1.2. Effet de la blessure médullaire sur les paramètres d'IR des activations musculaires

Les IR préalables de G1 (toutes conditions confondues, condition MC-VN-A, MC-VM-A et MC-VN-G) sont plus importantes que les IR préalables de G2 (Tableau IV.4). Ces différences significatives ont été observées au niveau de tous les muscles dans toutes les conditions confondues (p<0,001), sauf le DP-D avec p<0,01 (Figure IV.4). Les IR de la bouffée sont similaires au niveau de la majorité des muscles sauf les muscles suivants : DP-G, DA-D, PM-G et PM-D (toutes conditions confondues avec p<0,001, p<0,01, p<0,001 et p<0,025 respectivement (Figure IV.5)) avec une IR plus importantes pour le G1 sauf au niveau du PM-G où l'IR est plus importante pour le G2. Aucun effet pour la condition MC-

VN-A. Pour la condition MC-VM-A, c'est au niveau de DA-D et PM-G que les IR sont significativement différentes pour le G1 (p<0,025 et p<0,01 respectivement). Idem pour le DA-G, condition MC-VN-G (p<0,01).

G1 *vs*. G2		**Effet de la BM**				
Variables	Muscles	Toutes conditions confondues	Vitesse et direction MC	Avant et VN-MC	Avant et VM-MC	Gauche et VN-MC
Durée de la bouffée	BB-D	<0,001	<0,001	0,14	<0,01	<0,05
	BB-G	<0,001	<0,01	0,35	<0,001	0,14
	DP-D	0,12	<0,05	<0,05	0,35	0,4
	DP-G	0,08	1	0,21	0,75	<0,05
	DA-D	<0,001	<0,001	<0,05	<0,05	<0,05
	DA-G	<0,001	0,23	<0,05	0,68	0,83
	PM-D	<0,001	<0,05	0,4	0,83	<0,01
	PM-G	<0,001	0,08	0,09	<0,05	0,53
Temps préalable	BB-D	<0,001	0,17	0,35	<0,01	0,83
	BB-G	<0,001	0,17	0,53	<0,05	1
	DP-D	<0,001	<0,001	<0,01	<0,05	<0,05
	DP-G	<0,001	<0,001	<0,05	<0,05	0,14
	DA-D	0,18	0,57	1	0,68	0,75
	DA-G	<0,001	1	0,9	<0,05	0,46
	PM-D	<0,001	<0,001	<0,01	<0,05	<0,05
	PM-G	<0,001	0,08	<0,01	<0,05	0,17

Tableau IV.3. Effet de la BM sur les paramètres temporels des activations musculaires.

G1 groupe des sujets sains, G2 groupes de sujets blessés médullaires, Les chiffres soulignées signifient une différence significative en faveur de G1. Les chiffres présentent les valeurs de p, les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, les valeurs en rouges signifient une différence hautement significative à p<0,001.
DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche, MC Mains Cuisses, BM Blessure Médullaire

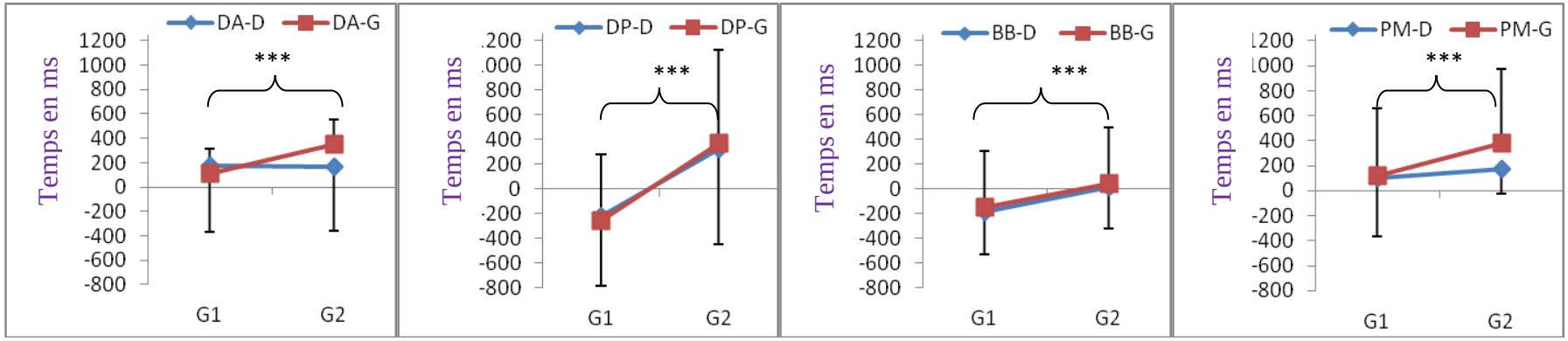


Figure IV.2. Effet de la BM sur les temps d'activation préalable, en ms, chez les deux groupes, toutes conditions confondues.

*DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche, G1 groupe des sujets valides, G2 groupe des sujets avec blessure médullaire, BM Blessure Médullaire , *** différence significative avec p<0,001 pour les deux côté (D & G) sauf DA-D.*

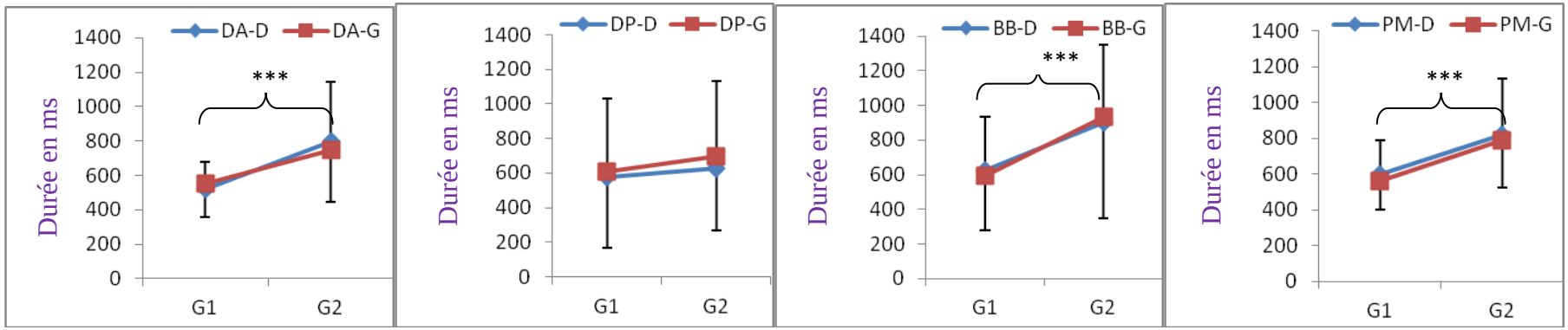


Figure IV.3. Effet de la BM sur les durées d'activation de la bouffée chez les deux groupes toutes conditions confondues.

*DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche, G1 groupe des sujets valides, G2 groupe de sujets avec blessure médullaire, BM Blessure Médullaire , *** différence significative avec p<0,001 pour les deux côté (D & G).*

G1 *vs*. G2		**Effet de la BM**				
Variables	Muscles	Toutes conditions confondues	Vitesse et direction MC	Avant et VN-MC	Avant et VM-MC	Gauche et VN-MC
IR de la bouffée	BB-D	0,2	0,38	0,18	0,61	0,23
	BB-G	0,08	0,93	0,39	0,39	0,95
	DP-D	0,45	0,67	0,77	0,95	0,69
	DP-G	<0,001	0,07	0,61	0,28	0,07
	DA-D	<0,01	<0,05	0,28	<0,05	0,23
	DA-G	0,07	0,056	0,33	0,86	<0,01
	PM-D	<0,05	0,39	0,39	0,15	0,53
	PM-G	<0,001	<0,01	0,23	<0,01	0,07
IR préalable	BB-D	<0,001	<0,001	<0,01	<0,001	<0,01
	BB-G	<0,001	<0,001	<0,01	<0,05	0,39
	DP-D	<0,01	0,31	0,15	0,86	0,95
	DP-G	<0,001	0,22	0,28	0,77	<0,01
	DA-D	<0,001	<0,001	<0,05	<0,001	<0,01
	DA-G	<0,001	<0,01	<0,01	<0,01	0,69
	PM-D	<0,001	<0,001	<0,05	<0,01	<0,01
	PM-G	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	1

Tableau IV.4. Effet de la BM sur les IR d'activations musculaires normalisées par rapport à la CVM chez les deux groupes.

G1 groupe des sujets sains, G2 groupes des sujets blessés médullaires, Les chiffres soulignés signifient une différence significative en faveur de G1. Les chiffres présentent les valeurs de p. Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, les valeurs en rouges signifient une différence hautement significative à p<0,001.
DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche, MC Mains Cuisses, IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, BM Blessure Médullaire.

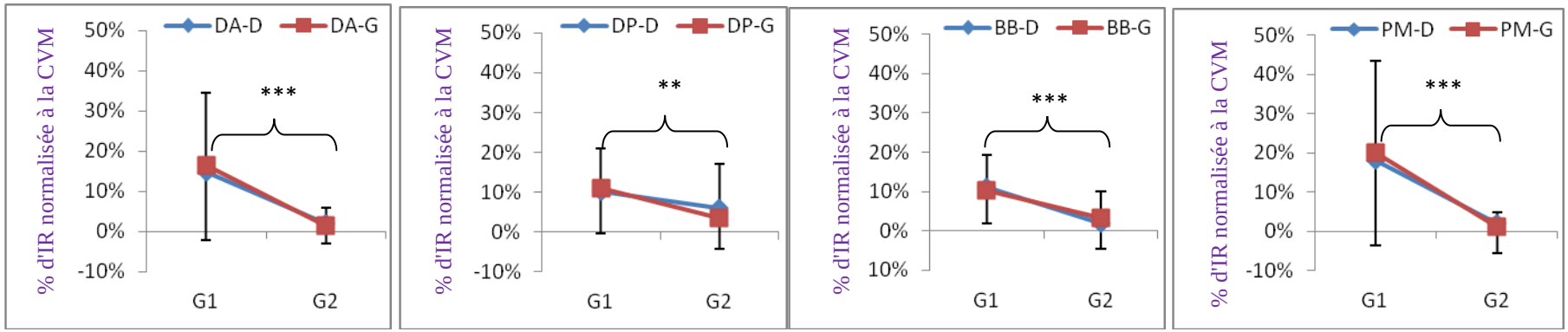


Figure IV.4. Effet de la BM sur les IR d'activations préalables normalisées par rapport à la CVM chez les deux groupes, toutes conditions confondues.

DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche, G1 groupe des sujets valides, G2 groupe des sujets avec blessure médullaire. CVM Contraction Volontaire Maximale. IR Intensité Relative, % pourcentage, BM Blessure Médullaire.
*** différence significative avec p<0,01, *** différence significative avec p<0,001.*

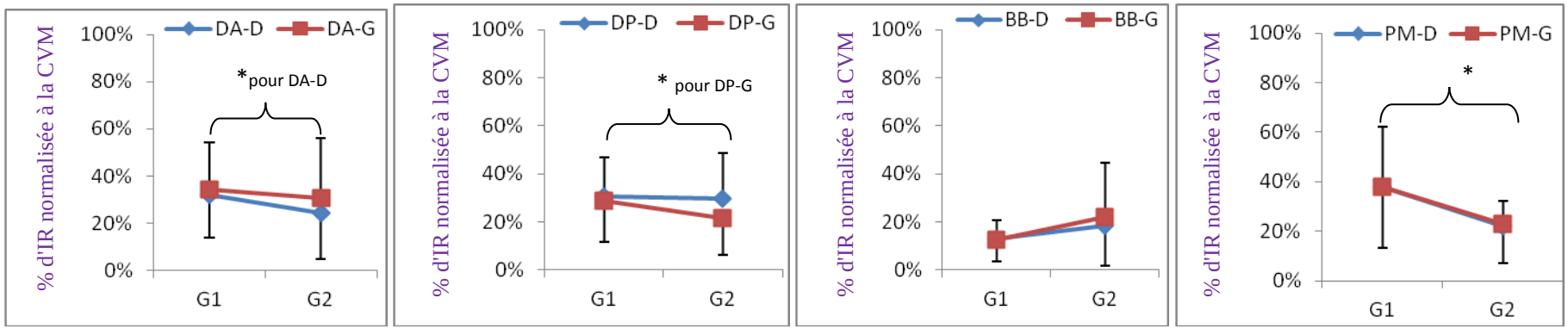


Figure IV.5. Effet de la BM sur les IR d'activation de la bouffée normalisée par rapport à la CVM chez les deux groupes, toutes conditions confondues.

DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche, G1 groupe des sujets valides, G2 groupe des sujets avec blessures médullaires, CVM Contraction Volontaire Maximale, IR Intensité Relative, % pourcentage, BM Blessure Médullaire.
** différence significative avec p<0,05.*

IV.3.1.2. Effet de la blessure médullaire sur les paramètres de déplacement du COP

Aucune différence significative n'a été observée pour la vitesse en 2D que ce soit toutes conditions confondues, MC-VN-A, MC-VM-A ou MC-VN-G avec p=0,68, p=0,46, p=0,14 et p=0,91 respectivement (Tableau IV.5). Il en est de même pour la vitesse ML (p=0,93, p=0,25, p=0,17 et p=0,46). Par contre, des différences ont été observées pour la vitesse AP toutes conditions confondues (Figure IV.6) (p<0,25), condition MC-VN-A (p<0,025) et condition MC-VM-A (p<0,05). Ces différences significatives montrent des vitesses plus importantes chez le G2 par rapport au G1.

G1 *vs.* G2		**Effet de la BM**				
Variables	Direction de déplacement de COP	Toutes conditions confondues	Vitesse et direction MC	Avant et VN-MC	Avant et VM-MC	Gauche et VN-MC
Vitesse de COP	V2D	0,68	0,33	0,46	0,14	0,91
	VML	0,93	<0,05	0,25	0,17	0,46
	VAP	<0,001	<0,05	<0,05	<0,05	0,21

Tableau IV.5. Effet de la BM sur les vitesses de déplacement du COP en 2D, ML et AP.

G1 groupe des sujets sains, G2 groupes des sujets blessés médullaires, Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, les valeurs en rouges signifient une différence hautement significative à p<0,001.
V2D Vitesse en Deux Dimensions, VML Vitesse Médio-Latérale, VAP Vitesse AntéroPostérieure, MC Mains Cuisses, BM Blessure Médullaire.

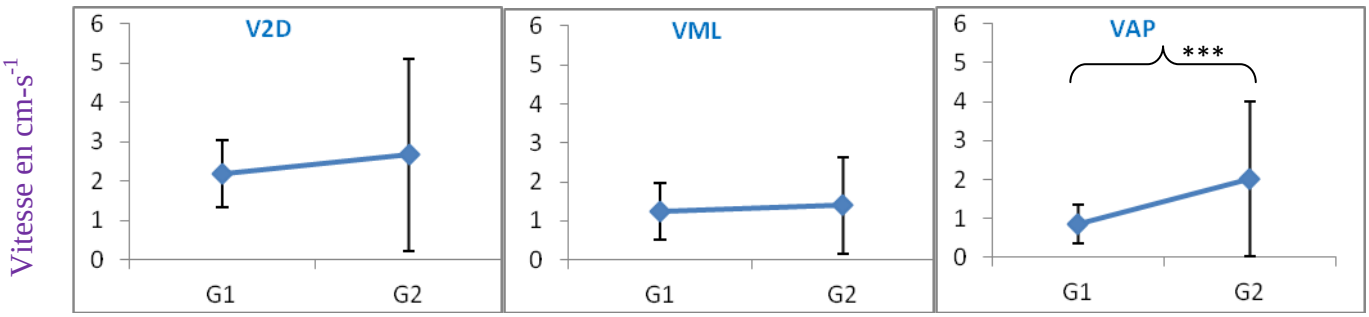


Figure IV.6. Effet de la BM sur les vitesses de déplacement du COP en 2D, ML et AP toutes conditions confondues.

G1 groupe des sujets sains, G2 groupes des sujets blessés médullaires, V2D Vitesse en Deux Dimensions, VML Vitesse Médio-Latérale, VAP Vitesse AntéroPostérieure, BM Blessure Médullaire.
**** différence significative avec p<0,001.*

IV.3.2 Evolutions des patterns musculaires et des vitesses du COP sur les deux populations confondues

IV.3.2.1. Effet du placement des mains

Au niveau des paramètres d'IR : les IR des bouffées ne sont pas influencées par le placement des mains à l'exception de BB-G avec plus d'IR pour la condition MA *vs*. MR (p<0,05) et pour le DP-D avec plus d'IR pour de la condition MR *vs*. MC (p<0,05) (Tableau IV.6 et Figure IV.7). Par contre, le placement des mains a influencé toutes les IR d'activations préalables (p<0,001) (sauf DA-D p<0,01). Généralement la condition MC se caractérise par des IR préalables plus importantes que les autres conditions. Il en est de même pour la condition MR (Tableau IV.7 et Figure IV.8).

	BB-D	BB-G	DA-D	DA-G	PM-D	PM-G	DP-D	DP-G
Effet mains	0,067	<0,05	0,334	0,118	0,228	0,075	<0,05	0,058
MR [a] *vs*. MC [ab]		0,86					<0,05	
MR [a] *vs*. MA [b]		<0,05					0,51	
MR [a] *vs*. MCR [b]		0,42					1,73	
MR [a] *vs*. M10 [b]		1,22					0,68	
MC [ab] *vs*. MA [b]		2,77					1,61	
MC [ab] *vs*. MCR [b]		0,84					0,41	
MC [ab] *vs*. M10 [b]		0,71					1,12	
MA [b] *vs*. MCR [b]		2,35					1,3	
MA [b] *vs*. M10 [b]		1,39					0,21	
MCR [b] *vs*. M10 [b]		1,17					1,06	

Tableau IV.6. Effet du placement des mains sur les IR d'activation des bouffées, normalisées par rapport à la CVM, chez les deux groupes.

La valeur soulignée est en faveur de la 1ere condition, les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.
MR mains roues, MC Mains Cuisses, MA Mains Apex, M10 Mains à 10h10, MCR Mains Croisées.
[a] conditions réalisées par le groupe des sujets sains, [b] conditions réalisées par le groupe des blessés médullaire, [ab] conditions réalisées par les deux groupes, IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale.

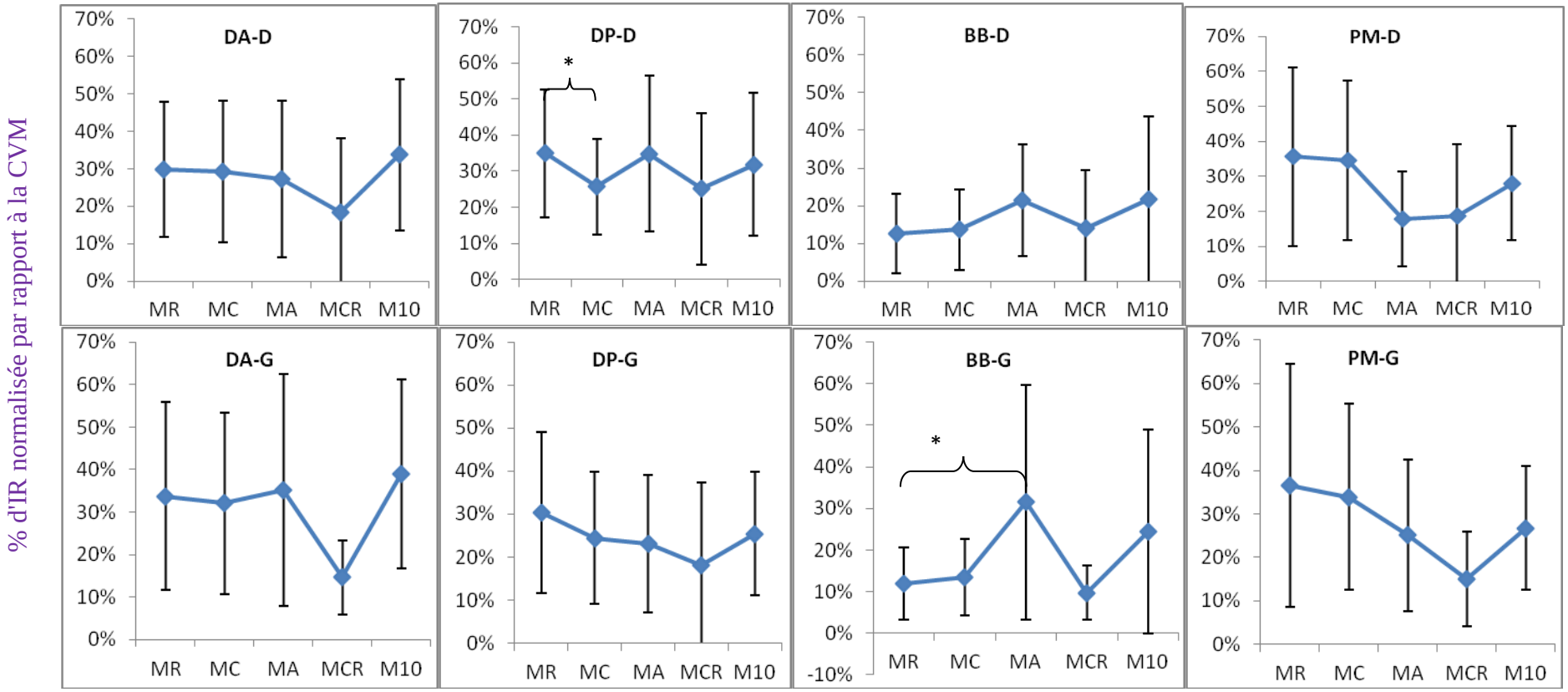


Figure IV.7. Effet du placement des mains sur les IR d'activation des bouffées, normalisées par rapport à la CVM, chez les deux groupes, toutes conditions confondues.

DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche, CVM Contraction Volontaire Maximale, IR Intensité Relative.
MR mains roues, MC Mains Cuisses, MA Mains Apex, M10 Mains à 10h10, MCR Mains CRoisées.
** différence significative avec p<0,05.*

	BB-D	BB-G	DA-D	DA-G	PM-D	PM-G	DP-D	DP-G
Effet mains	<0,001	<0,001	<0,01	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
MR [a] *vs.* MC [ab]	0,6	1	1	1	1	1	<0,001	<0,05
MR [a] *vs.* MA [b]	<0,001	<0,01	<0,05	<0,001	<0,01	<0,01	1	<0,05
MR [a] *vs.* MCR [b]	<0,001	<0,05	0,09	1	0,06	0,08	0,62	0,67
MR [a] *vs.* M10 [b]	<0,001	<0,05	1	<0,01	<0,05	0,06	0,13	0,27
MC [ab] *vs.* MA [b]	<0,001	<0,001	<0,05	<0,01	<0,05	<0,05	<0,001	<0,001
MC [ab] *vs.* MCR [b]	<0,01	<0,01	0,12	1	0,15	0,18	<0,001	<0,05
MC [ab] *vs.* M10 [b]	<0,05	<0,01	1	<0,05	0,11	0,18	<0,001	<0,001
MA [b] *vs.* MCR [b]	1	1	1	0,48	1	1	1	1
MA [b] *vs.* M10 [b]	1	1	1	1	1	1	0,41	1
MCR [b] *vs.* M10 [b]	1	1	1	0,76	1	1	1	1

Tableau IV.7. Effet du placement des mains sur les IR d'activation préalable, normalisées par rapport à la CVM, chez les deux groupes.

Les valeurs soulignées sont en faveur de la 1ere condition, les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, les valeurs en rouges signifient une différence hautement significative à p<0,001.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.
MR mains roues, MC Mains Cuisses, MA Mains Apex, M10 Mains à 10h10, MCR Mains Croisées.
[a] conditions réalisées par le groupe des sujets sains, [b] conditions réalisées par le groupe des blessés médullaires, [ab] conditions réalisées par les deux groupes, CVM Contraction Volontaire Maximale, IR Intensité Relative.

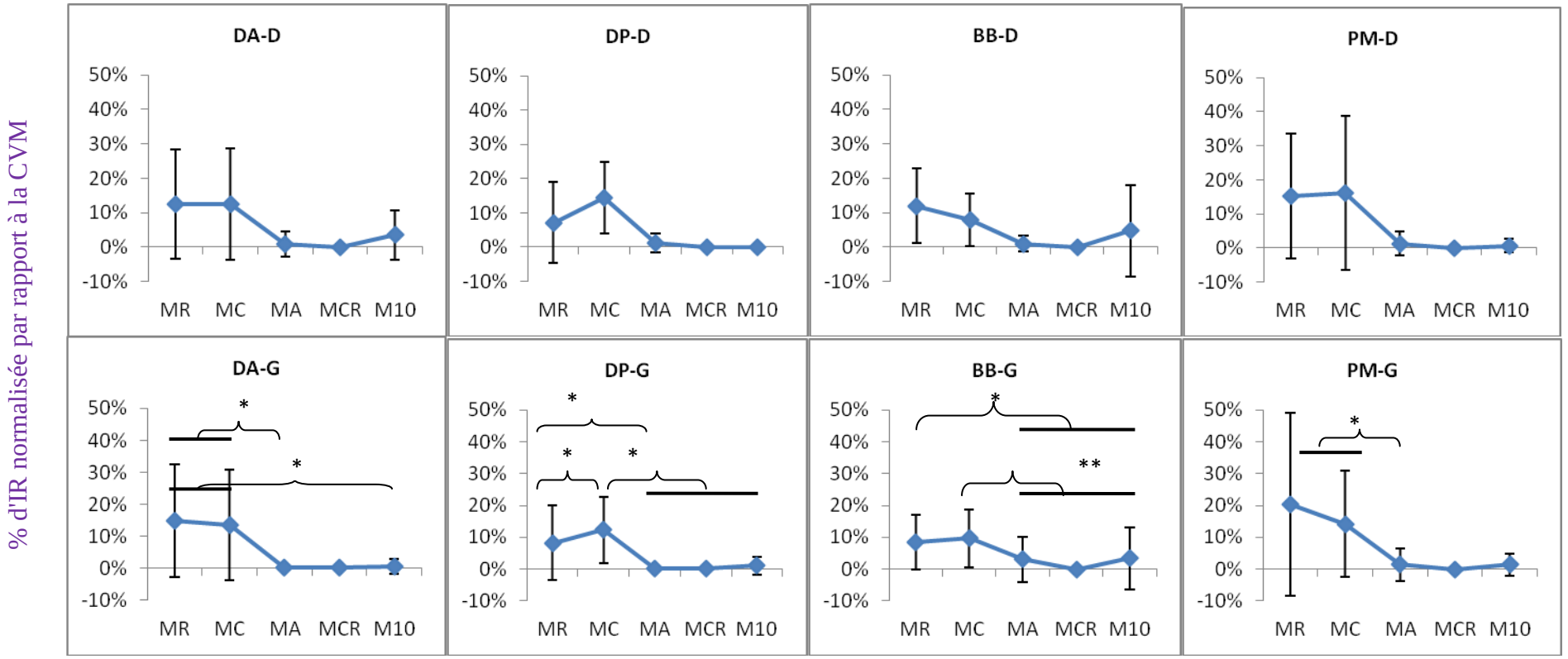


Figure IV.8. Effet du placement des mains sur les IR d'activation préalables, normalisées par rapport à la CVM, chez les deux groupes, toutes conditions confondues.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche, CVM Contraction Volontaire Maximale, IR Intensité Relative.
MR mains roues, MC Mains Cuisses, MA Mains Apex, M10 Mains à 10h10, MCR Mains CRoisées.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01, *** différence significative avec p<0,001.*

Au niveau des paramètres temporels, la durée de la bouffée a été influencée par le placement des mains sauf au niveau du DP (Tableau IV.8). Pour la majorité des muscles cette différence est significative à $p<0,001$ et $p<0,01$ pour le BB-G (Figure IV.9). Les durées de bouffées sont plus longues pour les conditions M10 et MR. Le temps préalable est significativement différent pour tous les muscles ($p<0,001$) excepté pour le PM-D ($p=0,051$) (Tableau IV.9). Ces différences se caractérisent par des activations plus précoces en conditions MC et MR (Figure IV.10).

	BB-D	BB-G	DA-D	DA-G	PM-D	PM-G	DP-D	DP-G
Effet mains	<0,001	<0,01	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,912	0,317
MR [a] *vs.* MC [ab]	1	1	0,33	1	1	1		
MR [a] *vs.* MA [b]	1	1	<0,05	0,55	1	<0,01		
MR [a] *vs.* MCR [b]	0,12	1	1	1	0,11	0,76		
MR [a] *vs.* M10 [b]	<0,001	<0,001	<0,01	<0,01	<0,001	<0,001		
MC [ab] *vs.* MA [b]	1	1	1	0,17	0,99	<0,05		
MC [ab] *vs.* MCR [b]	0,33	1	1	1	0,09	1		
MC [ab] *vs.* M10 [b]	<0,01	<0,01	0,13	<0,01	<0,001	<0,001		
MA [b] *vs.* MCR [b]	0,62	1	0,53	1	1	1		
MA [b] *vs.* M10 [b]	<0,05	<0,05	1	1	0,08	0,13		
MCR [b] *vs.* M10 [b]	1	1	0,09	1	1	0,3		

Tableau IV.8. Effet du placement des mains sur les durées de bouffées des DA, DP, BB, PM à droite et à gauche, chez les deux groupes.

Les valeurs soulignées sont en faveur de la 1ere condition, les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, les valeurs en rouge signifient une différence hautement significative à p<0,001.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.
MR mains roues, MC Mains Cuisses, MA Mains Apex, M10 Mains à 10h10, MCR Mains Croisées.
[a] conditions réalisées par le groupe des sujets sains, [b] conditions réalisées par le groupe des sujets blessés médullaires, [ab] conditions réalisées par les deux groupes.

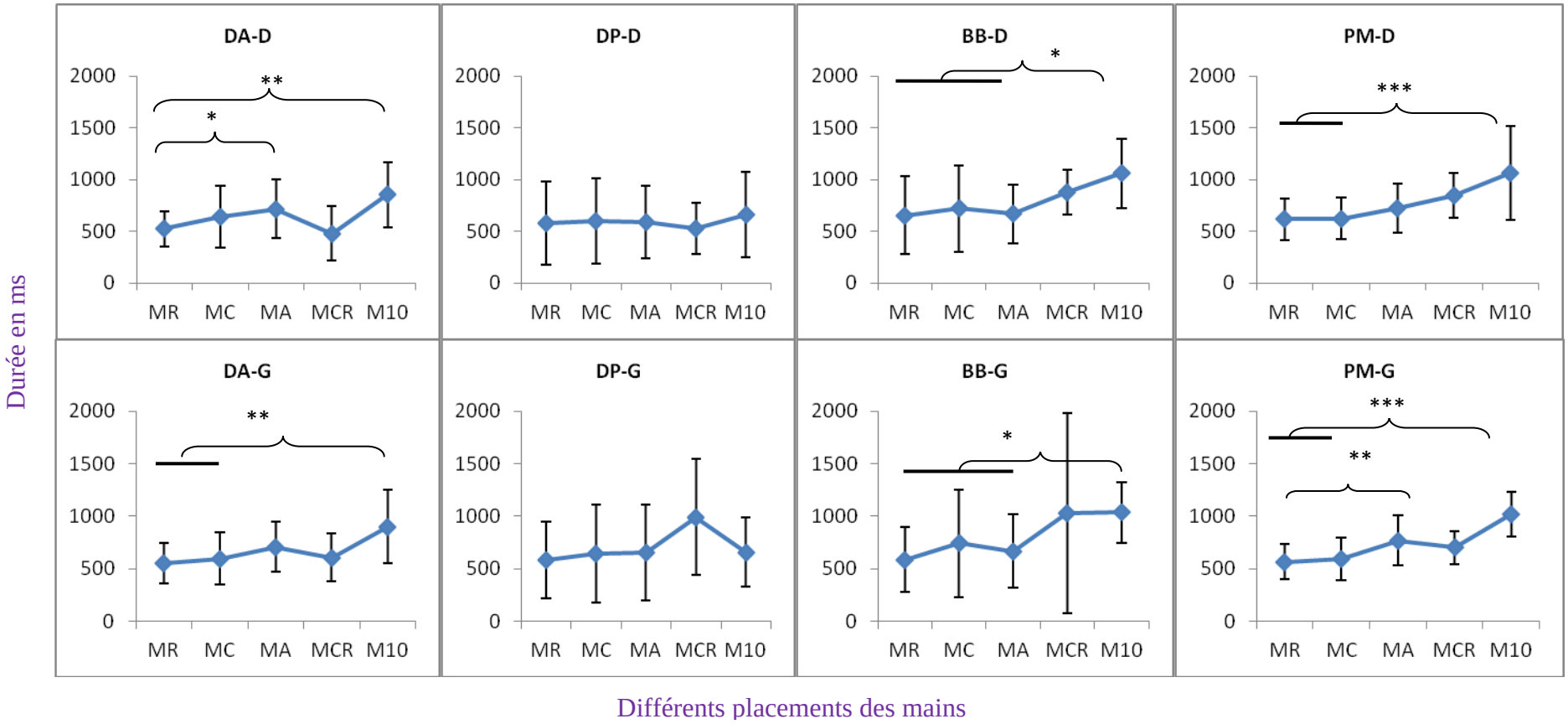


Figure IV.9. Effet de placement des mains sur la durée de la bouffée chez les deux groupes, toutes conditions confondues.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche.
MR mains roues, MC Mains Cuisses, MA Mains Apex, M10 Mains à 10h10, MCR Mains Croisées.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01, *** différence significative avec p<0,001.*

	BB-D	BB-G	DA-D	DA-G	PM-D	PM-G	DP-D	DP-G
Effet mains	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,051	<0,001	<0,01	<0,01
MR [a] *vs.* MC [ab]	1	0,056	1	1		0,1	<0,001	<0,001
MR [a] *vs.* MA [b]	<0,001	<0,01	1	0,12		<0,05	1	0,88
MR [a] *vs.* MCR [b]	<0,01	<0,05	0,16	<0,01		<0,01	0,28	0,1
MR [a] *vs.* M10 [b]	0,09	0,41	1	0,75		0,79	0,09	<0,05
MC [ab] *vs.* MA [b]	<0,001	<0,001	0,08	<0,01		0,19	<0,001	<0,001
MC [ab] *vs.* MCR [b]	<0,001	<0,001	<0,05	<0,001		<0,05	<0,001	<0,001
MC [ab] *vs.* M10 [b]	<0,001	<0,01	0,07	0,13		1	<0,001	<0,001
MA [b] *vs.* MCR [b]	1	1	1	0,82		1	1	0,1
MA [b] *vs.* M10 [b]	1	1	1	1		1	0,99	0,1
MCR [b] *vs.* M10 [b]	1	1	1	0,62		0,67	1	0,1

Tableau IV.9. Effet du placement des mains sur les temps d'activations préalables chez les deux groupes.

Les valeurs soulignées signifient une activation plus précoce en faveur de la 1ere condition.
Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, les valeurs en rouges signifient une différence hautement significative à p<0,001.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.
MR mains roues, MC Mains Cuisses, MA Mains Apex, M10 Mains à 10h10, MCR Mains Croisées.
[a] conditions réalisées par le groupe des sujets sains, [b] conditions réalisées par le groupe des blessés médullaires, [ab] conditions réalisées par les deux groupes.

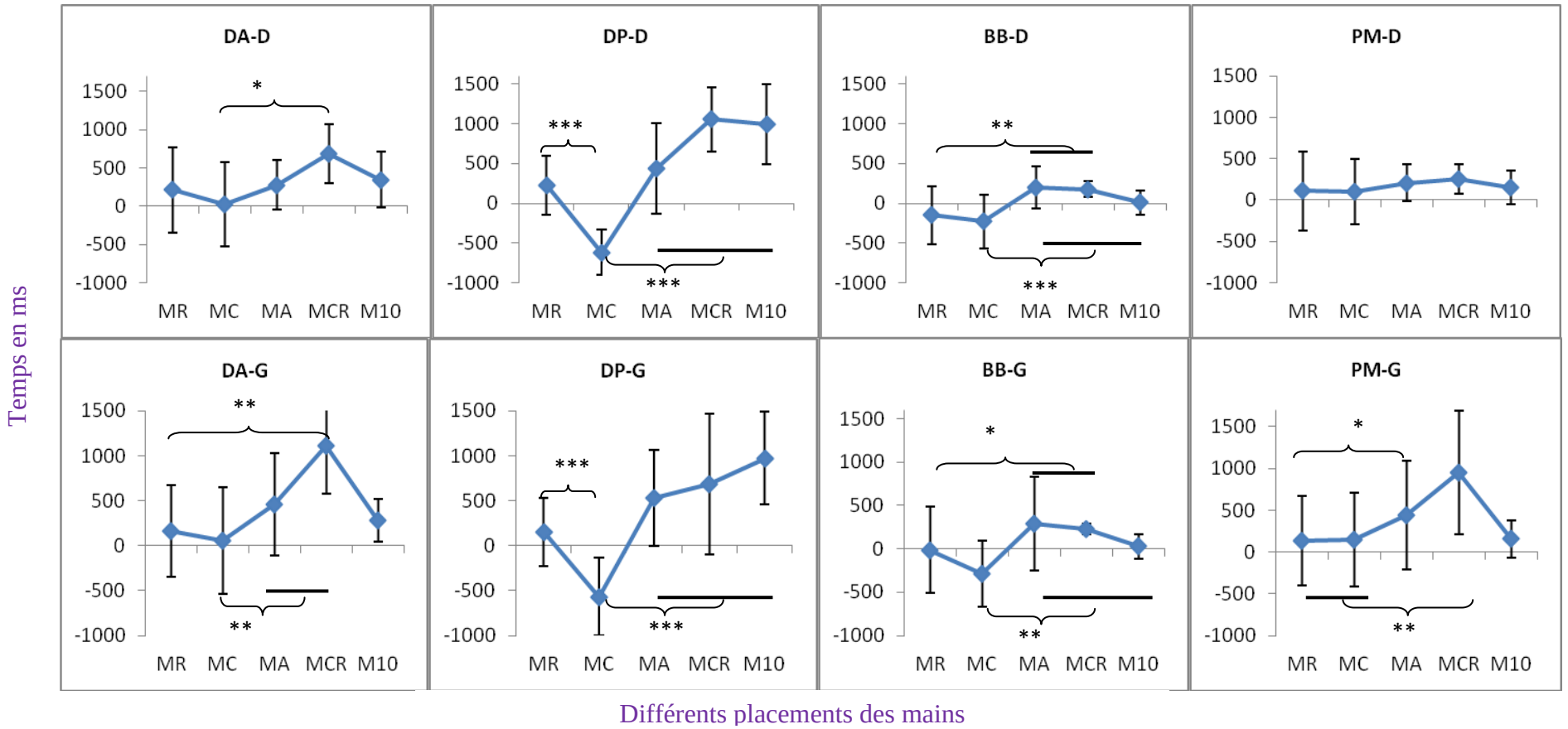


Figure IV.10. Effet de placement des mains sur le temps d'activation préalable chez les deux groupes, toutes conditions confondues.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
DA Deltoïde Antérieur, DP Deltoïde Postérieur, BB Biceps Brachial, PM Pectoral Majeur, D Droit, G Gauche.
MR mains roues, MC Mains Cuisses, MA Mains Apex, M10 Mains à 10h10, MCR Mains CRoisées.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01, *** différence significative avec p<0,001.*

Les vitesses en 2D, ML et AP ont été influencées par le placement des mains (p<0,001, p<0,01 et p<0,001 respectivement) (Tableau IV.10). Ces différences sont caractérisées par des vitesses plus rapides pour la condition MC (Figure IV.11).

	V2D	VML	VAP
Effet mains	<0,001	<0,01	<0,001
MR [a] *vs.* MC [ab]	<0,01	<0,05	<0,001
MR [a] *vs.* MA [b]	1	1	<0,001
MR [a] *vs.* MCR [b]	1	1	1
MR [a] *vs.* M10 [b]	1	1	0,1
MC [ab] *vs.* MA [b]	1	1	1
MC [ab] *vs.* MCR [b]	<0,05	0,18	1
MC [ab] *vs.* M10 [b]	0,19	0,26	1
MA [b] *vs.* MCR [b]	0,55	1	1
MA [b] *vs.* M10 [b]	1	1	1
MCR [b] *vs.* M10 [b]	1	1	1

Tableau IV.10. Effet du placement des mains sur les vitesses de déplacement du COP chez les deux groupes.

Les valeurs soulignées sont en faveur de la 1ere condition.
Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, les valeurs en rouge signifient une différence hautement significative à p<0,001.
2D Vitesse en Deux Dimensions, VML Vitesse Médio-Latérale, VAP Vitesse AntéroPostérieure, MR mains roues, MC Mains Cuisses, MA Mains Apex, M10 Mains à 10h10, MCR Mains Croisées.
[a] conditions réalisées par le groupe des sujets sains, [b] conditions réalisées par le groupe des blessés médullaires, [ab] conditions réalisées par les deux groupes.

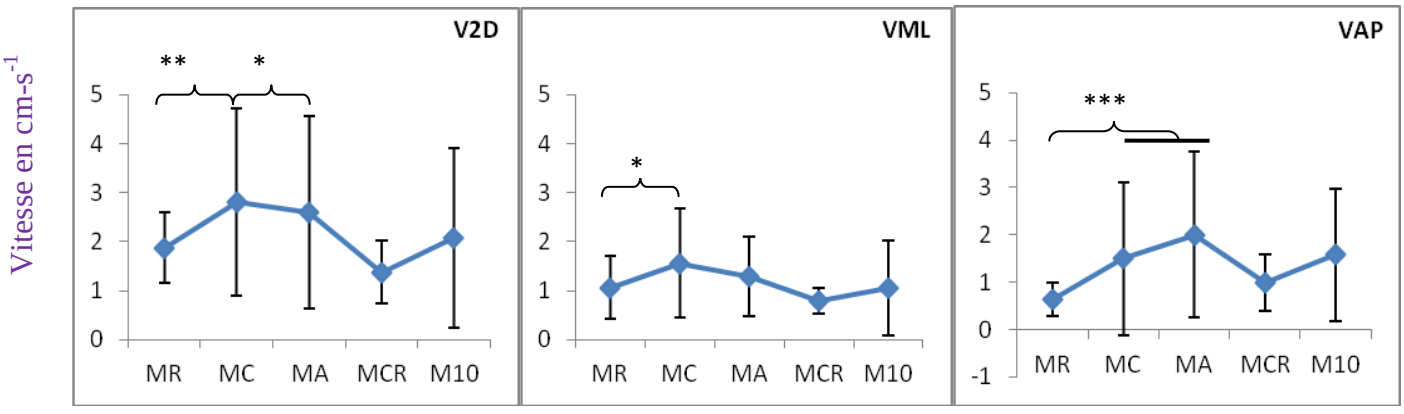


Figure IV.11. Effet du placement des mains sur les vitesses de déplacement du COP en 2D, ML et AP, chez les deux groupes, toutes conditions confondues.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
V2D Vitesse en Deux Dimensions, VML Vitesse Médio-Latérale, VAP Vitesse AntéroPostérieure, MR mains roues, MC Mains Cuisses, MA Mains Apex, M10 Mains à 10h10, MCR Mains Croisées.
** différence significative à p<0,05, ** différence très significative à p<0,01, *** différence hautement significative à p<0,001.*

IV.3.2.2. Effet de la vitesse

La VM se caractérise par des IR de bouffées plus importantes que la VN (p<0,001) (Tableau IV.11), pour tous les muscles. Il en est de même pour les IR préalables (p<0,01).

En ce qui concerne les durées de bouffées, la VN se distingue généralement par des durées plus longues que la VM.

VN *vs*. VM	**BB-D**	**BB-G**	**DA-D**	**DA-G**	**PM-D**	**PM-G**	**DP-D**	**DP-G**
IR de la bouffée	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
IR préalable	<0,001	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01
Durée de la bouffée	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01	<0,001	<0,01	<0,1	<0,05
Temps préalable	<0,01	<0,05	>0,1	<0,1	>0,1	>0,1	>0,1	>0,1

Tableau IV.11. Effet de la vitesse sur les patterns musculaires.

Les valeurs soulignées sont en faveur de la 1ere condition.
Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, les valeurs en rouge signifient une différence hautement significative à p<0,001.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche. PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, IR Intensité Relative.

Les vitesses en 2D, ML, et AP de déplacement du COP sont plus importantes à VM comparées VN avec un p<0,001 (Figure IV.12).

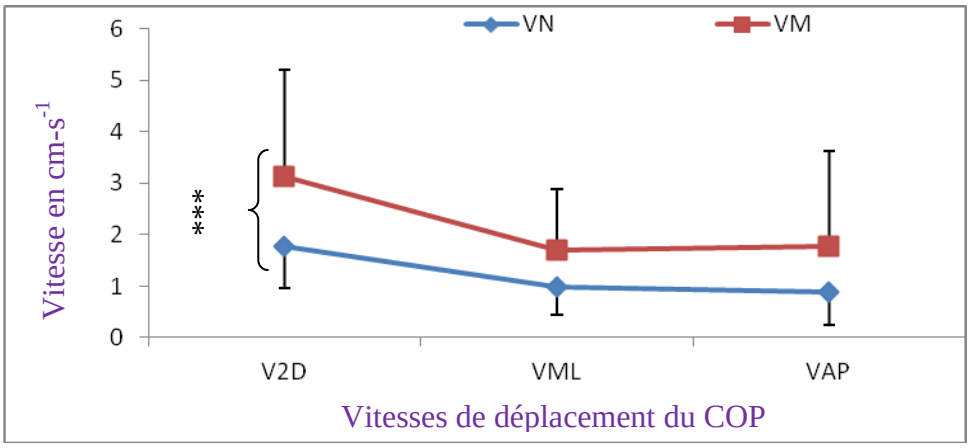


Figure IV.12. Effet de la vitesse sur les vitesses de déplacement du COP en 2D, ML et AP, chez les deux groupes, toutes conditions confondues.

V2D Vitesse en Deux Dimensions, VML Vitesse Médio-Latérale, VAP Vitesse AntéroPostérieure.
**** différences hautement significatives à p<0,001.*

IV.3.2.3. Effet de la direction

L'IR de la bouffée est légèrement influencée par la direction (Tableau IV.12) : au niveau de BB-D (plus d'IR en avant (17 ± 14 %) par rapport à droite (12 ± 12 %) avec $p<0,05$), au niveau de BB-G (plus d'IR en avant (20 ± 19 %) par rapport à gauche (14 ± 15 %) avec $p<0,05$) et au niveau DA-D (plus d'IR pour la droite (35 ± 16 %) par rapport à la gauche (24 ± 18 %) avec $p<0,05$). Par contre, la direction influencé de manière plus importante les IR préalables avec des différences observées au niveau de tous les muscles ($p<0,001$) sauf du BB-D.

En ce qui concerne la durée de la bouffée, excepté pour le BB, tous les muscles sont influencés par la direction ($p<0,001$). Les DA et PM des deux côtés s'activent plus longtemps pour aller vers l'avant par rapport à tourner à droite ou à gauche. Par contre, le DP-D s'active plus longtemps pour aller vers la droite par rapport à l'avant ($p<0,001$) et à gauche ($p<0,05$). De même, le DP-G s'active plus longtemps pour aller vers la gauche par rapport à l'avant ($p<0,001$) et la droite ($p<0,001$).

Les durées préalables sont également significativement différentes au niveau du BB-G ($p<0,025$), du DA et du PM ($p<0,001$) pour les trois directions confondues. La comparaison condition à condition montre que pour le BB-G, des activations plus précoces sont observées avec la direction droite (-248 ± 208 ms) par rapport à la gauche (104 ± 623 ms) ($p<0,05$). Au niveau de DA-D et PM-D, des activations plus précoces sont observées avec la direction avant par rapport à la direction à la droite ($p<0,001$) et la droite par rapport à la gauche ($p<0,001$). Au niveau du DA-G et PM-G, des activations plus précoces sont observées avec la direction avant par rapport à la direction à la gauche ($p<0,001$) et la gauche par rapport à la droite ($p<0,001$).

		BB-D	BB-G	DA-D	DA-G	PM-D	PM-G	DP-D	DP-G
IR de la bouffée	**Effet direction**	<0,025	<0,05	<0,025	0,279	0,227	0,264	0,419	0,212
	A *vs.* D	<0,025	0,27	0,34					
	A *vs.* G	0,23	<0,05	0,23					
	D *vs.* G	0,75	1	<0,05					
IR préalable	**Effet direction**	0,808	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	A *vs.* D		<0,01	<0,001	<0,01	<0,001	<0,01	<0,001	0,35
	A *vs.* G		<0,05	1	<0,001	1	<0,001	1	<0,001
	D *vs.* G		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,41
Durée de la bouffée	**Effet direction**	0,892	0,817	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	A *vs.* D			<0,001	0,08	<0,001	<0,05	<0,001	1
	A *vs.* G			<0,05	<0,001	0,76	<0,001	0,54	<0,001
	D *vs.* G			0,07	0,82	<0,05	1	<0,001	<0,001
Temps préalable	**Effet direction**	0,863	<0,025	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,109	0,065
	A *vs.* D		0,31	<0,001	0,29	<0,001	0,05		
	A *vs.* G		0,28	1	<0,001	1	<0,001		
	D *vs.* G		<0,025	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001		

Tableau IV.12. Effet de la direction sur les patterns musculaires.

Les valeurs soulignées sont en faveur de la 1ere condition.
Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, les valeurs en rouge signifient une différence hautement significative à p<0,001.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche, A Avant , D Droite, G Gauche, IR Intensité Relative.

La direction a également une influence sur les vitesses ML (p<0,05) et AP (p<0,001) de déplacement du COP mais pas la vitesse en 2D (p = 0,526). La vitesse ML est plus importante pour tourner à droite (1,5 ± 0,8 cm.s^{-1}) par rapport à se déplacer vers l'avant (1,2 ± 1,2 cm.s^{-1}) (p<0,05). Concernant la vitesse AP, elle est plus importante pour aller vers l'avant (1,8 ± 1,8 cm.s^{-1}) par rapport à tourner à droite (0,6 ± 0,6 cm.s^{-1}) (p<0,001) ou tourner à gauche (0,9 ± 0,5 cm.s^{-1}) (p<0,01) (Tableau IV.13).

	2D	ML	AP
Effet direction	0,526	<0,05	<0,001
A *vs*. D		<0,05	<0,001
A *vs*. G		0,18	<0,01
D *vs*. G		0,7	0,09

Tableau IV.13. Effet la direction sur les vitesses de déplacement du COP en 2D, ML et AP, chez les deux groupes, toutes conditions confondues.

Les valeurs soulignées sont en faveur de la 1ere condition.
Les valeurs en bleu signifient une différence significative à p<0,05, les valeurs en vert signifient une différence très significative à p<0,01, les valeurs en rouge signifient une différence hautement significative à p<0,001.
V2D Vitesse en Deux Dimensions, VML Vitesse Médio-Latérale, VAP Vitesse AntéroPostérieure, A Avant , D Droite, G Gauche.

IV.4. Discussion

Cette étude a pour objectif de rechercher un éventuel effet du placement des mains et de la BM sur les éléments d'anticipation de l'ID-FRM. Elle a également pour objectif d'étudier plus généralement les éléments d'anticipation chez les deux populations de sujets (sains *vs.* BM). Les résultats seront discutés dans un premier temps en comparant les sujets BM aux sujets sains puis dans un second temps en les considérant comme une seule et même population d'utilisateurs de FRM.

IV.4.1. Effet de la blessure médullaire

La limite principale de ce travail est le faible nombre de sujets BM. Cependant, des différences de stratégies motrices sont observées entre les deux groupes. Le temps d'activation préalable chez les BM est plus tardif par rapport aux sujets sains. Une hypothèse est que les BM utilisent les muscles de l'avant bras pour initier le déplacement : c'est à dire que la période préalable à l'initiation se caractérise par davantage d'activation des muscles de l'avant bras plutôt que par des muscles du bras et de l'épaule. La majorité des études de la littérature s'intéressent à comprendre le rôle des muscles du bras et de l'épaule lors de la propulsion en FRM. Elle ne permet pas de bien comprendre le rôle des muscles de l'avant bras lors de l'ID-FRM et une expérimentation sur ce sujet serait nécessaire. En effet, au regard de l'instabilité du tronc due à la BM, il est suggéré que les BM utilisent plus le contact avec la main courante pour compenser ce rôle du tronc, en comparaison à des sujets sains qui eux vont parfois même utiliser les muscles des membres inférieurs (mouvement parasite ?). Les muscles de l'avant

bras auraient pour rôle, non seulement de maintenir l'équilibre postural en position assise, mais aussi d'initier le déplacement en FRM.

Cette hypothèse expliquerait que la stratégie d'ID-FRM entre les sujets sains et les sujets BM est différente. C'est à dire, que le mode de recrutement musculaire serait également différent, du point de vue chronologique et IR. Mulroy et *al.*, (2004) ont montré que la BM a un effet sur le mode de recrutement musculaire lors de la propulsion en FRM. Le rôle des muscles en relation avec les phases de poussée et de retour aérien des bras est différent en fonction de la BM. Ils montrent, par exemple, que l'activité de la partie sternale du pectoral majeur a une durée d'activation plus importante chez les tétraplégiques C7- C8 par rapports aux autres groupes. Cette activité est logiquement due à un mouvement d'adduction pour la phase de traction et de poussée. Ce mouvement permet non seulement d'initier le déplacement, mais aussi d'assurer l'équilibre du tronc.

La durée de la bouffée est également différente et plus longue chez les BM (Exemple, le DA-D 800 ± 345 ms *vs.* 524 ± 155 ms). Il semble exister une stratégie de propulsion plus ‘étalée dans le temps’, probablement dans le but de répartir la force nécessaire au déplacement sur une période plus longue et éviter ou réduire ainsi un trop grand recrutement de fibres musculaires et donc diminuer l’amplitude du pic d’activité. On obtient alors une activité plus longue avec une amplitude de contraction plus faible, dans le but probable de décaler l’apparition de la fatigue musculaire. L’expertise plus marquée chez les BM que chez les sujets sains se traduirait ainsi par une meilleure répartition de l’effort musculaire dans le temps pour les sujets BM. De plus, les caractéristiques anatomiques et fonctionnelles chez les sujets BM peuvent influencer les durées d'activation de la bouffée : une explication serait que les sujets BM utilisent une stratégie de poussée plus longue. Cette durée plus longue qui conduit à un temps de contact avec les mains courantes plus long chez les BM que chez les sujets sains contribuerait également à maintenir l'équilibre posturale en position assise au regard de la déficience motrice au niveau du tronc. La contribution de ce dernier est moins importante chez les BM par l'absence d’activité de certains muscles en fonction du niveau de la BM.

Les IR de la bouffée sont généralement plus importantes chez les sujets sains et sont à rapprocher d’une vitesse de déplacement plus importante dans la littérature, ainsi qu’au manque d'expertise de propulsion (la vitesse de déplacement du sujet en FRM n'a cependant pas été mesurée au cours de l’expérimentation). Ces résultats sont en désaccord avec l'étude de Harburn & Spaulding en 1986 qui ont observé que les recrutements des unités motrices

sont plus importants chez les sujets handicapés lors des phases de propulsion par rapport aux sujets sains. Il se peut que le niveau d'expertise des sujets BM influence les IR. Effectivement, les sujets sains de l'étude de Harburn & Spaulding en 1986 sont novices dans le maniement du FRM et donc ne maitrisent pas les techniques et les stratégies de bases de la propulsion du FRM. De plus, le nombre des sujets sains (trois) est très limité et ne permet pas de tirer des conclusions avec plus de certitude.

En ce qui concerne les vitesses de déplacement du COP chez les BM, elles sont plus importantes par rapport aux sujets sains surtout dans l'axe AP. Il est suggéré que les vitesses supérieures sont liées à une oscillation plus importante pour maintenir l'équilibre compte tenu des déficits de la sangle abdominale et malgré la stratégie de maintien de la main courante décrite précédemment. Il est aussi possible que les sujets BM utilisent une stratégie d'oscillation dans l'axe AP en permanence pour garder un équilibre postural en position assise à l'instar des stratégies de maintien de l'équilibre sur deux roues en FRM déjà décrit dans la littérature (Bonaparte et *al*., 2001, 2004).

Les résultats de cette étude confirment que les modes de contrôle musculaire sont influencées par la BM (Mulroy et *al.*, 2004). Ce contrôle se caractérise par des durées et des IR d'activations musculaires différentes entre les sujets sains et les sujets avec BM. Ce contrôle différent due à la présence ou non de la BM montre que le SNC prend en considération les habilités motrices et les modifications de capacités fonctionnelles lors du contrôle des patterns musculaires. Autrement dit, le SNC prend en considération non seulement les caractéristiques du mouvement à effectuer (comme la vitesse, la direction, le poids d'un objet...), mais aussi la capacité du sujet à réaliser ce mouvement en fonction du niveau de la déficience motrice (Harburn et *al.*, 1986). Lors de la propulsion en FRM, ce contrôle a été influencé par le niveau de la BM (Kulig et *al.*, 2001). Cette influence, ou effet du niveau de la BM, a également été observée au niveau des paramètres spatio-temporelles : la vitesse moyenne et la distance parcouru par cycle chez des sujets tétraplégiques de niveau C6 ont été plus basses que chez des sujets tétraplégiques de niveau C7, les paraplégies basses (T10-L3) et les paraplégies hautes (T1-T9). Par contre, la cadence, ou le nombre du cycle par minute, semble peu influencée par le niveau de la BM.

IV.4.2. Evolutions des patterns musculaires et des vitesses de COP chez tous les sujets

IV.4.2.1. Effet du placement des mains

Une des limites de ce travail réside dans le fait que quelques placements des mains n'ont pas été réalisés par les deux groupes (MR pour le G2 et MA, M10 et MCR pour le G1) compte tenu du trop grand nombre de conditions expérimentales que cela aurait engendré. En effet, les conséquences temporelles d'une investigation exhaustive de toutes les conditions nous ont obligé à faire des choix, devant la faible disponibilité des sujets et les risques d'un effet fatigue ou d'un effet sur la motivation et l'implication des sujets. La condition MC uniquement a été réalisée par les deux groupes. A ce niveau, des comparaisons entre les deux conditions comme la différence entre MC (deux groupes) et MR (uniquement G1) posent la question de l'effet de la BM en plus de l'effet du placement des mains. La suite des interprétations est ainsi influencée par cet effet groupe qui entre en jeu au niveau de sept comparaisons sur dix.

Les IR préalables sont différentes en fonction du placement des mains, elles semblent dépendre des amplitudes du mouvement induites par le placement initial des mains. Cette différence est la conséquence d'IR plus importantes dans la condition MC et la condition MR. Le placement des mains conduit à des mouvements spécifiques pour initier le déplacement et va notamment influencer le mode de saisie de la main courante. La condition MC se distingue par un mouvement d'attraper des mains courantes (ouverture des mains, 'ciblage' des mains courantes, fermeture des mains ; Vanlandewijck et *al.,* 2001), une traction et ensuite une poussée. Cet enchainement nécessite plus de temps d'exécution et ainsi plus d'IR. La condition MR a été réalisée uniquement par le G1 et donc un effet de la BM peut influencer les résultats. Lors de la propulsion une fois lancé et non pas lors de l'ID-FRM Boninger et *al.,* en 2002 ont identifié quatre techniques de propulsion (voir chapitre I). Le principal résultat observé a été des différences significatives dans les cadences et le temps passé pour chaque phase de propulsion. Cette étude n'a cependant pas réalisé d'EMG ni d'analyse des APA mais les différentes trajectoires de la main décrites conduisent, elles aussi, à des saisies différentes de la main courante qui ont, comme dans notre étude, des répercutions sur les paramètres spatiotemporels. Le mode de saisie de la main courante semble ainsi également influencer les AMA.

Le temps préalable est également influencé par le placement des mains au niveau de tous les muscles excepté le PM-D : des temps précoces sont observés pour la condition MC. Partant des cuisses les mains ont une trajectoire à réaliser plus importante. Ceci est cohérent

avec d'autres travaux de la littérature qui montrent que les mouvements qui présentent plus d'amplitude nécessitent plus de temps d'activation (Boninger et *al.*, 2002). Pour la condition MC, un mouvement d'attaque et de placement des mains sur les mains courantes précède la propulsion alors que pour le reste des conditions les mains sont déjà sur les mains courantes et donc réalisent directement la propulsion.

Concernant le COP, il se déplace avec une vitesse différente en fonction des caractéristiques du placement des mains. Ceci est à mettre en relation avec les conditions MC ainsi que M10 qui présentent des amplitudes de mouvement des bras plus importantes associées à des mouvements de flexion-extension du tronc plus importantes. En partant des cuisses, les mains réalisent un mouvement d'avant en arrière, puis d'arrière en avant pour propulser contrairement à d'autres conditions. Ces changements de directions des segments ainsi que ces amplitudes plus importantes sont probablement à l'origine des vitesses et amplitudes du COP plus importantes pour cette condition.

Les demandes anatomiques et fonctionnelles de chaque mouvement et de chaque placement des mains se caractérisent par des spécificités des patterns musculaires et de vitesse de COP. Le SNC prend en considération non seulement les amplitudes de l'AM comme la vitesse (Shiratori & Aruin, 2007) mais aussi les conditions d'exécution (Ostry & Feldman, 2003) lors de l'initiation de la propulsion en FRM comme c'est le cas sur les autres mouvements étudiés dans les études cités précédemment.

IV.4.2.2. Effet de la vitesse

La VM dépend de la puissance (force * vitesse) de propulsion, ce qui a influencé les IR des bouffées ainsi que les IR préalables : toutes les IR sont plus grandes à VM par rapport à VN. Cette dépendance de la vitesse est connue comme une stratégie de modulation ou d'adaptabilité à la vitesse utilisé par le SNC face à des vitesses variables (Gottlieb et *al.*, 1989 ; Corcos et *al.*, 1989 ; Shiratori & Aruin, 2007). Les résultats actuels montrent que chez des sujets sains comme des BM, le SNC utilise une stratégie de spécification centrale de la force (Ostry & Feldman, 2003). Les vitesses de déplacement du COP sont plus importantes avec la condition VM : la préparation au déplacement se caractérise par des amplitudes d'oscillation plus importante car la perturbation ou le déplacement à venir est plus important. De plus, les patterns musculaires au niveau focal (IR préalables et IR de bouffée) ainsi qu'au niveau postural (APA et surtout APC) ont montré une relation avec la vitesse. Et donc les paramètres de déplacement du COP qui résultent des déplacements des segments suivent la même évolution.

IV.4.2.3. Effet de la direction

Le déplacement vers l'avant présente plus de possibilité pour la flexion/extension du tronc comparé aux déplacements à droite ou à gauche. C'est à dire le COP se déplace plus dans l'axe AP que dans l'axe ML (Levin et *al.*, 2002 ; Duclos et *al.*, 2008). Donc cette condition favorise le déplacement du COP dans l'axe AP ce qui est observé dans notre étude. Par contre, le déplacement à droite ou à gauche favorise la rotation du tronc dans le plan transversal conduisant aux déplacements ML plus importants observés. De plus, les mouvements des bras sont influencés par la direction (*cf.* parties précédentes de la discussion). La chronologie des activations musculaires est influencée par la direction. Par exemple, pour se déplacer vers l'avant, une propulsion symétrique est demandée et une activation simultanée des deux DA a été observée avec un repos au niveau des deux DP. Par contre, pour tourner à gauche, le DP-G s'active et la main gauche tire vers l'arrière la main courante avec une activation du DA-D lors de la poussée par la main droite. Cet exemple montre que la chronologie musculaire est dépendante de la direction. Encore une fois, un enchainement de mouvement des bras et du tronc nécessite une coordination bras-tronc. Les caractéristiques anatomiques et fonctionnelles du mouvement du tronc et des bras sont à l'origine de la sensibilité ou de l'adaptabilité des patterns musculaires et des paramètres de déplacement du COP, à la direction du déplacement du sujet en FRM. La coordination bras-tronc semble donc être dépendante de la direction : le mouvement du tronc s'adapte non seulement à la direction (différence direction avant *vs.* tourner) mais aussi aux mouvements des bras (propulsion symétrique pour aller vers l'avant *vs.* propulsion asymétrique pour tourner). Levin et *al.*, en 2002, ont montré que la propulsion symétrique se caractérise par un mouvement d'arrière en avant des deux bras qui nécessite un mouvement du tronc dans l'axe AP.

Ces éléments indiquent qu'un principe du contrôle moteur est l'adaptabilité aux caractéristiques mécaniques du mouvement à venir comme la position, la vitesse, l'accélération, la direction (Aoki, 1991 ; Chabran et *al.*, 1999 ; Shenoy & Aruin ; 2007 ; Ostry & Feldman, 2003). Ce principe est caractérisé, par exemple, par l'influence de la vitesse sur les patterns musculaires ou le déplacement du COP chez des populations différentes. Mais ce contrôle peut aussi être influencé par les caractéristiques de la population comme la présence ou non de la BM.

IV.4.3. Discussion générale

Le contrôle des patterns musculaires ainsi que les paramètres de déplacement du COP sont influencés par la BM, le placement des mains ainsi que la finalité de déplacement du sujet en FRM en termes de vitesse et de direction.

La BM influence les modes de recrutements musculaires (Harburn et *al.*, 1986 ; Mulroy et *al.*, 2004). Le rôle des muscles étudiés semble différent entre les deux groupes. Ces différences ont été observées par une chronologie d'activation préalable différente ainsi que des durées de bouffées différentes. Les muscles sont activés de manière plus précoce avec une durée de bouffée plus longue chez les sujets sains comparés aux BM. De plus, les IR sont plus importantes chez les sujets sains. La BM limite donc le rôle du tronc et des membres inférieurs dans le maintien de l'équilibre postural en position assise tout comme leur contribution dans la propulsion pour ID-FRM. Le rôle des membres inférieurs dans des mouvements des bras en position assise a effectivement été observé dans l'étude de Le Bozec & Bouisset, 2004. Ces auteurs ont observé des APA au niveau du tibial antérieur, du biceps fémoral, de l'oblique externe et de l'érecteur spinal lors de la tâche de pousser sur une barre dynamométrique. Ce résultat montre que les membres inférieurs ainsi que le tronc participent aux mouvements des bras en position assise. De plus, ils observent que cette contribution du tronc et des membres inférieures est plus importantes en termes d'IR d'APA pour la condition 30% du contact IF par rapport à 100%. La condition 30% présente moins de stabilité posturale. Donc, chez les sujets BM une absence de contribution des membres inférieurs avec des limites au niveau du tronc en fonction du niveau de la BM pourraient influencer les patterns musculaires et les paramètres du COP en comparaison des sujets sains.

Outre la présence ou non de la BM qui différencie les deux groupes en termes de mode de recrutement musculaire, une explication possible aux différences serait que la programmation motrice est distincte due à des routines du contrôle postural différentes entre les deux groupes. Les sujets sains ont effectivement l'habitude de se maintenir debout et donc le SNC possède déjà des stratégies posturales par mobilisation des membres inférieures pour optimiser un équilibre posturale lors des mouvements exécutées par les bras. Par contre, chez les sujets BM, ces stratégies basées sur la participation des membres inférieures est absente. Le SNC doit donc utiliser d'autres stratégies pour maintenir l'équilibre postural. Un effet apprentissage pourrait alors entrer en jeu.

Pour ce qui concerne les activités des membres supérieurs, le mode de recrutement musculaire dépend aussi du placement des mains qui influence les amplitudes des

mouvements des bras. Le placement des mains spécifie effectivement les amplitudes possibles de déplacement des bras. Par exemple pour aller vers l'avant, un placement 10h10 présente plus d'angle de poussée par rapport à un placement MA. Pour tourner à droite ou à gauche, un placement MCR est différent d'un placement MA en terme de technique de propulsion et d'amplitude possible pour chaque bras.

La direction et la vitesse à venir sont donc deux paramètres cruciaux à prendre en considération (Aoki, 1991 ; Gottlieb et *al.* 1989 ; Corcos et *al.*, 1989 ; Chabran et *al.*, 1999 ; Ostry & Feldman, 2003 ; Shenoy & Aruin ; 2007 ; Shiratori & Aruin, 2007). Les patterns musculaires influencent ainsi les paramètres de déplacement du COP : ces paramètres dépendent alors du placement des mains, de la stratégie de propulsion choisie et de la coordination bras-tronc pour satisfaire ou atteindre le but visé.

Malgré les différences intergroupes au niveau des patterns musculaires ainsi que le déplacement du COP, des stratégies communes ont cependant été observées. Ces stratégies se manifestent par des IR plus importantes avec la VM pour atteindre la vitesse de déplacement visé ainsi que des durées de bouffée plus courtes. Aussi, la vitesse de déplacement du COP est plus importante avec la VM. Chez un sujet sains ou un sujet BM, face à un objectif commun, comme se déplacer avec une VM, le contrôle musculaire présente des similitudes, signe de routines transférables d'une condition physiologique à une autre. Ceci pourrait marquer des invariants dans les programmes moteurs utilisés pour répondre à la demande motrice.

IV.5. Conclusion

La propulsion pour ID-FRM perturbe l'équilibre postural et minimiser cette perturbation est cruciale. La BM influence le contrôle des patterns musculaires (chronologie et IR) ainsi que les vitesses de déplacement du COP lors de la propulsion pour ID-FRM. L'absence de la contribution des membres inférieurs, l'expertise ainsi que l'instabilité posturale sont probablement à l'origine de ces différences.

Les patterns musculaires et les vitesses de déplacements du COP chez les deux groupes montrent une spécificité ou adaptabilité en fonction des finalités des déplacements à venir (vitesse et direction) et des conditions d'exécution (placement des mains). Cette adaptabilité n'a cependant pas pu être validée pour toutes les variables et toutes les conditions et beaucoup de précautions dans l'interprétation des résultats est nécessaire compte tenu de la taille des échantillons et des effets intergroupe. Cet ensemble d'éléments de groupe caractérisé par une spécificité aux déplacements laisse envisager une possibilité de

prédictibilité du mouvement à venir, sur la base de l'anticipation individuelle de la vitesse et de la direction des déplacements des sujets en FRM avec ou sans BM. Pour vérifier le niveau de prédictibilité de la vitesse ainsi que de la direction du déplacement en FRM, une analyse multi varié est nécessaire et sera présentée dans le chapitre suivant.

Résumé:

La BM montre un effet clair sur la chronologie et l'IR des activations musculaires ainsi que les vitesses de déplacement du COP qui en résultent lors d'ID-FRM. L'effet de placement des mains est bien réel même s'il n'a pas pu être étudié de manière exhaustive. Une adaptabilité des patterns musculaires et des paramètres de vitesses du COP aux vitesses et directions de déplacement du FRM chez le BM confirment les observations du chapitre III. Le niveau d'adaptabilité de groupe observé est conséquent et pourrait être prédictif des différentes finalités de déplacements du FRM en termes de vitesse et de direction pour chaque individu.

Chapitre V

Etude 4

Analyse MultiVariée et Perspectives

Chapitre V. Etude 4. Analyse multivariée et perspectives

V.1. Introduction

L'analyse univariée pour les sujets sains (*cf.* chapitre 3) a montré deux points essentiels : une adaptabilité ou spécificité des patterns musculaires au niveau focal et au niveau postural ainsi qu'une adaptabilité ou spécificité de la vitesse et de la trajectoire du déplacement du COP à la direction et à la vitesse du déplacement du sujet en FRM que ce soit pour les sujets sains et/ou BM. L'adaptabilité à la vitesse est surtout observée par des IR et des vitesses du COP plus importantes à la VM. Cette adaptabilité est connue dans la littérature comme une stratégie de sensibilité à la vitesse (Gottlieb et *al.*, 1989 ; Corcos et *al.*, 1989). L'adaptabilité à la direction se distingue, quant à elle, par des temps d'activations musculaires ou une chronologie ainsi que par des IR préalables spécifiques en fonction de la direction. Ces résultats sont en accord avec une grande partie de la littérature qui a largement montré l'effet de la direction du mouvement sur le contrôle des patterns musculaires (Aoki, 1991 ; Chabran *et al.*, 1999 ; Shenoy & Aruin, 2007).

L'analyse univariée présentée dans le chapitre précédent, comparant les sujets sains aux sujets BM, montre un effet de la BM sur les patterns musculaires, effet notamment sur la chronologie des contractions lors des phases de poussée et de retour aérien ainsi que de l'intensité moyenne normalisée. Ces derniers éléments sont également retrouvés chez Mulroy et *al.*, en 2004. Un effet sur les vitesses de déplacement du COP est aussi observé (voir IV.4.1 pour plus de détails). Outre la BM, le placement des mains par rapport à la main courante semble lui aussi influencer les patterns musculaires et les paramètres du COP.

La sensibilité à la vitesse ainsi qu'à la direction semble être un caractère dominant du contrôle des patterns musculaires et du COP pour ces deux groupes différents et pour la variété de conditions d'exécution testées. Il est suggéré que la finalité d'un mouvement ou d'un déplacement (vitesse, direction, poids, distance...) nécessite un mode de contrôle, au moins pour partie commun, pour répondre aux exigences de la tâche chez des sujets sains et des sujets BM. Malgré l'importance de l'analyse univariée dans la compréhension de la nature du contrôle de chaque élément chez les deux groupes de sujets, cette analyse ne permet pas la discrimination complète des points communs ou différences entre les deux groupes. Notamment, elle ne permet pas de voir les covariations ou effets combinées des paramètres entre eux.

L'Analyse MultiVariée (AMV) peut permettre une discrimination plus fine entre ces deux groupes et ainsi faire émerger plus facilement ces points communs ou différences entre

les éléments de réponses à une tâche motrice donnée. L'AMV permettra surtout de rechercher et de mettre en avant d'éventuelles interrelations entre les paramètres qui n'ont pas pu être mise en évidence par l'analyse précédente.

En effet, l'AMV permet d'étudier les données multidimensionnelles afin de comprendre des phénomènes physiques complexes comme dans notre cas. L'AMV comprend l'ensemble des méthodes d'analyse statistique qui traitent simultanément plusieurs variables. L'AMV a pour objectif l'étude des interrelations entre plusieurs variables figurant dans une base de données permettant, si possible, de généraliser des conclusions par inférence statistique (Stafford & Bodson 2006). Différentes approches permettent de faire cette analyse parmi elles, une famille d'analyses dites factorielles peuvent être distinguées. Dans ces dernières, trois peuvent être rapidement distinguées : l'Analyse en Composante Principale (ACP), l'Analyse en Composantes Multiples ou ACM et l'Analyse Factorielle de Données Mixtes ou AFDM (Husson et *al.,* 2009). Chacune de ces 3 méthodes d'analyse de données est surtout spécifique à la nature des données étudiées. L'ACP s'utilise sur des données quantitatives, l'ACM sur des données qualitatives et l'AFDM sur des données par nature mixtes. Ces méthodes sont regroupées sous l'appellation Analyse Factorielle Multiple ou AFM. Le principe est d'obtenir une projection sur des plans factoriels pour simplifier la compréhension du phénomène complexe à analyser. On utilise généralement des graphiques interprétables facilement en analysant les axes et données projetées soit sous forme de points soit par des vecteurs.

Dans cette étude d'analyse du mouvement, il y a des individus (sujets sains et pathologiques) pour lesquels des variables quantitatives sont associées à chaque condition expérimentale (signaux EMG et données de nappe de pression). Par conséquent, une ACP est adaptée à ce type de variables puisque s'intéressant aux individus et aux variables de natures quantitatives. Elle devrait permettre de fournir une image simplifiée mais fidèle des distances entre individus grâce à un sous espace qui résume l'ensemble des données sur les axes principaux de projections. Les axes retenus comme fiables par leur poids relatif suffisant (ou inertie) synthétiseront au mieux toutes les variables. La qualité de l'interprétation dépend du pourcentage d'inertie qui démontre des liaisons fortes dans l'ensemble de données initial. De plus, dans cette représentation, il est possible de superposer 2 types de variables : i) les variables illustratives et ii) les variables supplémentaires. Les premières permettent de construire le graphique et les axes, alors que les secondes permettent de donner un sens sans influencer le calcul. L'ACP est "une méthode qui consiste à transformer des variables liées

entre elles ou corrélées en nouvelles variables indépendantes les unes des autres ou non corrélées. Ces nouvelles variables sont appelées "composantes principales", ou axes. Elle permet de diminuer l'information en un nombre de composantes plus limité que le nombre d'origine de variables" (Benzécri & Bellier 1976). L'ACP est considérée comme "la méthode particulièrement puissante pour explorer la structure de telle données, c'est la 'mère' de la plupart des méthodes descriptives multidimensionnelles" (Saporta 2011).

Néanmoins, afin de différencier automatiquement et de façon anticipative le choix de la direction ou de la vitesse à venir dans le cas de l'ID-FRM, plusieurs méthodes de classification permettent d'envisager la prédictibilité d'une décision. Ces méthodes peuvent être supervisées ou non supervisées.

Dans les méthodes de classifications supervisées, il est possible de définir une fonction de décision qui permettra de caractériser une classe représentant un choix de mouvement. Pour se faire, il est possible de découper l'échantillon en 2 bases de données. La première base de données, dite d'apprentissage, permet de concevoir le modèle de prédiction, la seconde permet d'évaluer sa capacité de généralisation c'est-à-dire à fonctionner sur des nouveaux cas (essai non présent dans la base d'apprentissage) ou à être implémenté dans un système automatique.

Ces méthodes sont classiquement utilisées en reconnaissance de formes, catégorisation de texte ou bien encore en diagnostic médical. Les méthodes utilisables sont de différents types, comme les réseaux de neurones, le Support Vector Machine ou SVM, le K plus proche voisin ou Kppv, la FCM (Logique floue), les arbres de décision ou encore la régression logistique.

Cette dernière méthode est une approche peu employée, à notre connaissance, dans le domaine du handicap et des sciences du mouvement humain, mais très prometteuse parce qu'elle permet de créer un modèle de type équation à partir des variables d'entrées facilement utilisables. De plus, cela peut permettre d'expliquer le comportement des variables par rapport aux choix du mouvement, et ce grâce à l'analyse de la complexité du modèle. Elle permet notamment de mieux appréhender l'organisation fonctionnelle des données entrantes en liaison avec le mouvement sortant. L'identification des variables à inclure dans le modèle permet de construire et d'obtenir un modèle stable.

Parmi les différents types de modèles, il existe un modèle de régression logistique polytomique qui permet de séparer plusieurs classes (≥ 2). Lorsque les classes sont très

différentes, ou comportent de potentiels sous classes, il est intéressant de partir d'un nombre de sous classes faibles et éventuellement de réitérer l'opération sur une des classes préalablement identifiée. Cela revient à définir un modèle hiérarchique qui séparera des données contenues dans une classe principale en des données contenues dans 2 autres sous classes secondaires. Dans ce cas on parle de Régression Logistique Binaire (RLB) et le modèle fonctionne alors par simple dichotomie. Cela est plus simple à mettre en œuvre mais, la RLB permet la compréhension des processus à l'origine du le mouvement.

La RLB (Hosmer & Lemeshow, 2000) permet de répondre avec cohérence à une démarche de modélisation / classification pour comprendre les relations entre un événement (modification de signaux) et une décision catégorielle (choix de direction/vitesse par exemple dans notre cas). La sortie d'un tel modèle n'est pas binaire comme le nom du modèle l'indique faussement mais continu de 0 à 1. Les valeurs proches de 0 constitueront une classe et les valeurs proches de 1 une autre classe. Plus la valeur obtenu en sortie est proche des limites plus la décision est « sûre ». En général, un seuil à 0,5 est choisi pour séparer 2 classes. Cette régression est un outil mathématique permettant de concevoir un modèle de prédiction fiable, mais également de mieux comprendre et interpréter des problèmes complexes en apportant une compréhension physique simple entre les entrées (les variables enregistrées) et les sorties (le mouvement à venir). Pour toutes ces raisons la RLB a été choisie comme 2nd approche d'AMV.

L'objectif de ce chapitre est de réaliser une AMV préliminaire par ACP puis RLB afin de définir un modèle de prédiction de la direction et/ou de la vitesse de l'ID-FRM, à partir de l'ensemble des paramètres étudiés précédemment, toutes conditions confondues chez les sujets sains puis chez les sujets BM. L'hypothèse principale étant que la présence d'invariants du mouvement doit permettre de réaliser un modèle unique, toutes conditions confondues, capable de prédire les principales caractéristiques du mouvement à venir chez chaque groupe de sujet. Sur la base des résultats préliminaires obtenus, les perspectives de ce travail seront développées et le chapitre sera clos par une discussion générale.

V.2. Protocole et méthode

L'analyse de données a été réalisée en deux temps. Une ACP a d'abord été menée dans l'objectif de montrer l'existence de relations entre les différentes familles de paramètres étudiés et les grandes caractéristiques du déplacement à venir (Vitesse et direction). Dans un

second temps, une RLB a été réalisée dans l'objectif de modéliser les réponses des sujets à proprement parlé.

V.2.1. Les différentes familles de signaux

Les familles de signaux sont des groupes homogènes de variables issus du même capteur, ayant subis le même type de traitement de données. En effet, devant le grand nombre de paramètres (44 enregistrements EMG + 3 enregistrements de COP) rapporté au nombre de sujets (9 sains et 7 BM) et au nombre de conditions (5 placements des mains + 2 vitesses + 2 directions) une première classification des signaux par familles a été réalisée (Figure V.1).

Cette 1ère classification permettra également de déterminer quelle(s) famille(s) ou grandes catégories de variables EMG *vs.* COP présente(nt) le plus fort contenu informationnel pour prédire le mouvement à venir. Ainsi, ce découpage par nature de variables a conduit à réaliser les 7 familles suivantes :

- Les **IR préalables** au niveau des 4 muscles suivants côté droite et côté gauche: BB, DP, DA, PM.
- Les **IR de la bouffée** au niveau des 4 muscles suivants côté droite et côté gauche : BB, DP, DA, PM.
- Les **temps d'activations préalables** au niveau des 4 muscles suivants côté droite et côté gauche : BB, DP, DA, PM.
- Les **durées d'activations de la bouffée** au niveau des 4 muscles suivants côté droite et côté gauche : BB, DP, DA, PM.
- Les **APA** au niveau des 3 muscles suivants côté droite et côté gauche : OE, GDA, ES.
- Les **APC** au niveau des 3 muscles suivants côté droite et côté gauche : OE, GDA, ES.
- Les **vitesses de déplacement du COP** : V2D ; VML et VAP.

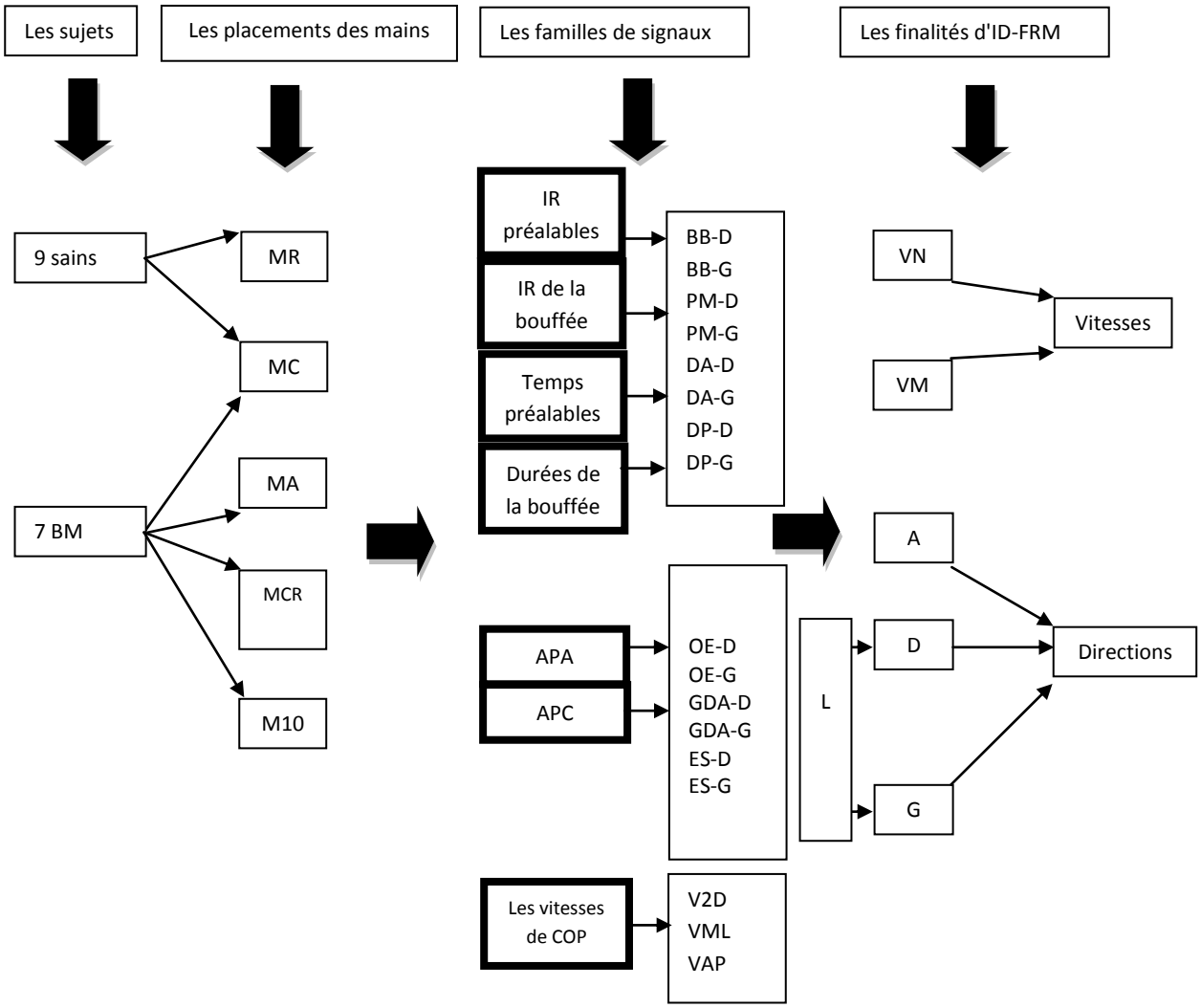


Figure V.1. Les différentes familles de signaux choisies pour l'ensemble des déplacements réalisés par les deux groupes.

BM Blessure Médullaire, COP Centre de Pression, IR Intensité Relative, APA Ajustement Postural Anticipatoire, APC Ajustement Postural Compensatoire, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, L Latérale.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche, OE-D Oblique Externe Droit, OE-G Oblique Externe Gauche, GDA-D Grand Droit de l'Abdomen Droit, GDA-G Grand Droit de l'Abdomen Gauche, ES-D Erecteur Spinal Droit, ES-G Erecteur Spinal Gauche.
MR Mains Roues, MC Mains Cuisses, MA Mains Apex, M10 Mains à 10h10, MCR Mains Croisées. V2D Vitesse en 2 Dimensions, VML Vitesse Médio-Latérale, VAP Vitesse AntéroPostérieure.

V.2.2. Analyse en Composante Principale

Une ACP à partir de chacune des 7 familles de signaux a été réalisé sur le logiciel R et la boite à outils d'interface graphique FactoMineR avec la librairie : library(Rcmdr). C'est un logiciel libre qui permet de faire des analyses et des représentations graphiques de bonne qualité. Les variables indépendantes sont la direction et la vitesse indépendamment et les variables dépendantes chacune des 7 familles (IR préalable, IR de la bouffée, temps préalable, durée de la bouffée, APA, APC et Vitesse de COP). Le seuil de 50% pour la somme des deux premiers axes du premier plan factoriels a été défini comme présentant un 'poids' suffisant pour résumer les variables considérés. Un second seuil de 0,6 de contribution à l'un des deux axes principaux de la vitesse ou de la direction a été retenu (Escofier & Pagès, 2008). Les représentations des plans n'atteignant pas ce seuil sont présentées en annexe dans un souci d'objectivité et pour ne pas alourdir inutilement cette partie. Il est important de rappeler que les vecteurs vitesses et directions sont simplement projetés pour faciliter la lecture mais ne contribuent pas à la réalisation des axes.

V.2.3. Régression Logistique Binaire

La RLB a été réalisée à partir de Matlab et une routine de sélection de variables a été développée spécifiquement pour cette partie. Les variables indépendantes sont la direction ou la vitesse et les variables dépendantes l'ensemble des paramètres étudiés dans les chapitres 3 et 4. Quatre modèles on été développés à partir :

- uniquement des sujets sains ou des sujets pathologiques,
- uniquement pour déterminer la vitesse ou pour déterminer la direction.

La RLB a été réalisée par le principe du pas à pas en forward / backward (ascendant / descendant) telle que décrite par Royston & Sauerbrei (2008). Le modèle va ainsi ajouter successivement les paramètres les plus explicatifs tant que le modèle final est statistiquement significatif au seuil *p* fixé à 0,05. L'avantage d'un modèle pas à pas est sa facilité d'utilisation et qu'il examine systématiquement l'ensemble des variables et des combinaisons de variables. Un modèle de régression logistique produit un résultat probabiliste. Les valeurs sont comprises entre 0 et 1. Ces valeurs limites correspondent aux deux classes définies pour un modèle binaire (Directions : avant A=0, latéral L=1 ; Directions latérales : gauche G=0, droite=1 ; Vitesses : VN=1, VM=0). Les valeurs de sortie du modèle sont continues entre 0 et 1. Les valeurs comprises entre [0 à 0,5] correspondent à la classe 0 et celles comprises entre]0,5 à 1] correspondent à la classe 1. Le modèle qui détermine la direction droite-gauche est ainsi un sous modèle des résultats avant-latéral en ne retenant que la classe latérale (Figure V.2).

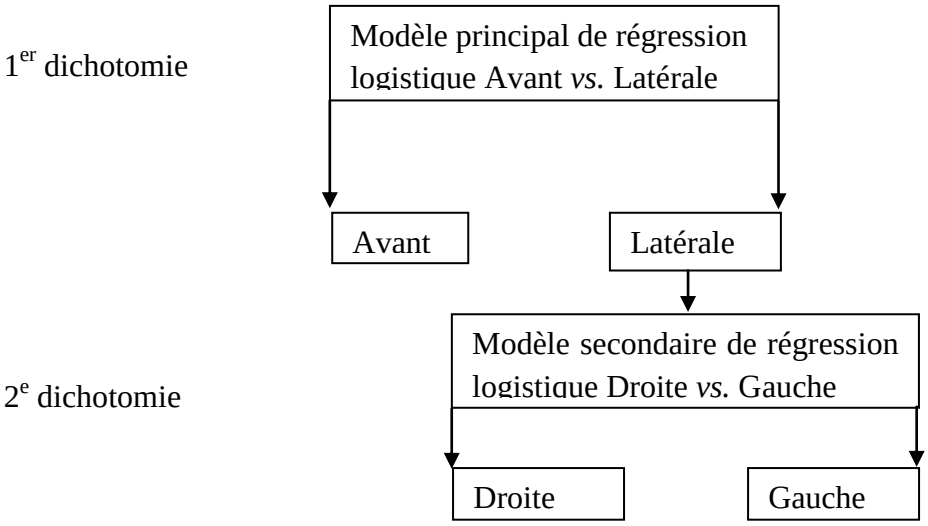


Figure V.2. Modèle hiérarchique des régressions logistiques binaires.

La détermination de la direction est calculée à partir de l'équation suivante :

$$P(direction/x) = \frac{e^{-\beta 0+\beta 1x1+\cdots+\beta xn}}{1 - e^{-\beta 0+\beta 1x1+\cdots+\beta xn}}$$

Les xi sont les variables mesurées, les βi sont les caractéristiques issues du modèle. Leβ0 est l'intercept ou l'ordonnée à l'origine (El Sanharawi & Naudet (2013). La détermination de la vitesse est calculée de la même manière.

Le choix des variables mesurées (xi) est réalisé parmi l'ensemble des variables disponibles suivant une méthode statistique de sélection de variable. La validation du modèle retenu est réalisée par validation croisée en utilisant la méthode one in one out. C'est à dire que l'on crée autant du modèle que d'essais réalisés (apprentissage). Le modèle est testé sur l'essai sorti (généralisation) dans la construction du modèle. Pour plus de détail se référer à Escofier & Pagès (2008).

V.3. Résultats

V.3.1. Analyse en Composante Principale

V.3.1.1. ACP chez les sujets sains

Les 7 ACP mentionnées ci-dessus ont été réalisées sur les deux populations distinctes :

- à partir des **IR préalables**

Concernant la **direction**, les deux axes principaux (Figure V.3) représentent plus de 56% de l'information générale contenue dans les données. La direction dépend principalement de l'axe 2 et correspond essentiellement aux variables DA-G et BB-G en

corrélation négative (Figure V.3) et dans une moindre mesure à PM-G. A l'inverse, d'autres paramètres comme DA-D, BB-D ou PM-D, perpendiculaires à l'axe direction, montrent une indépendance relative à la direction mais un contenu informationnel important sur ce plan et surtout sur l'autre dimension (axe 1), car ayant un vecteur de norme proche de l'unité. Etant très proche l'une de l'autre, elles sont étroitement liées entre elles.

Par contre, même si l'ACP réalisée sur les **vitesses** conduit à un premier plan factoriel d'inertie supérieur à 50% pour cette famille de données, elle ne dépend que peu des IR préalables (Annexe V.1 ; proche de 0,3 et 0,4), aucune variable ayant un vecteur proche de 1 ne se trouve colinéaire avec l'axe de vitesse.

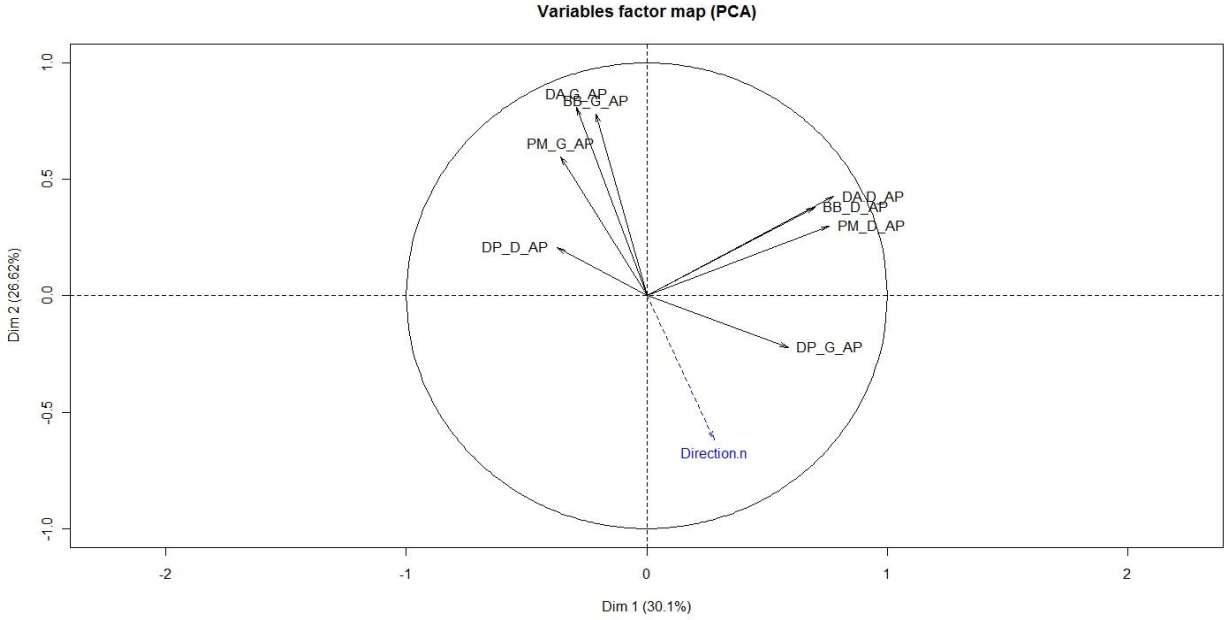


Figure V.3. ACP de la direction à partir des IR préalable chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.

- à partir des **IR de la bouffée**

Les deux axes principaux (Annexe V.2) représentent plus de 58% de l'information générale contenue dans les données. La **direction** n'est pas fortement influencée par les IR de la bouffée (norme du vecteur très inférieur à 0,6). Concernant la **vitesse**, les deux axes principaux (Figure V.4) représentent plus de 58% de l'information générale contenue dans les

données. Le choix de la vitesse montre un effet dans le sens de la vitesse pour l'ensemble des paramètres, mais c'est le DA-G et DA-D qui y contribuent le plus puis BB-D (Figure V.4).

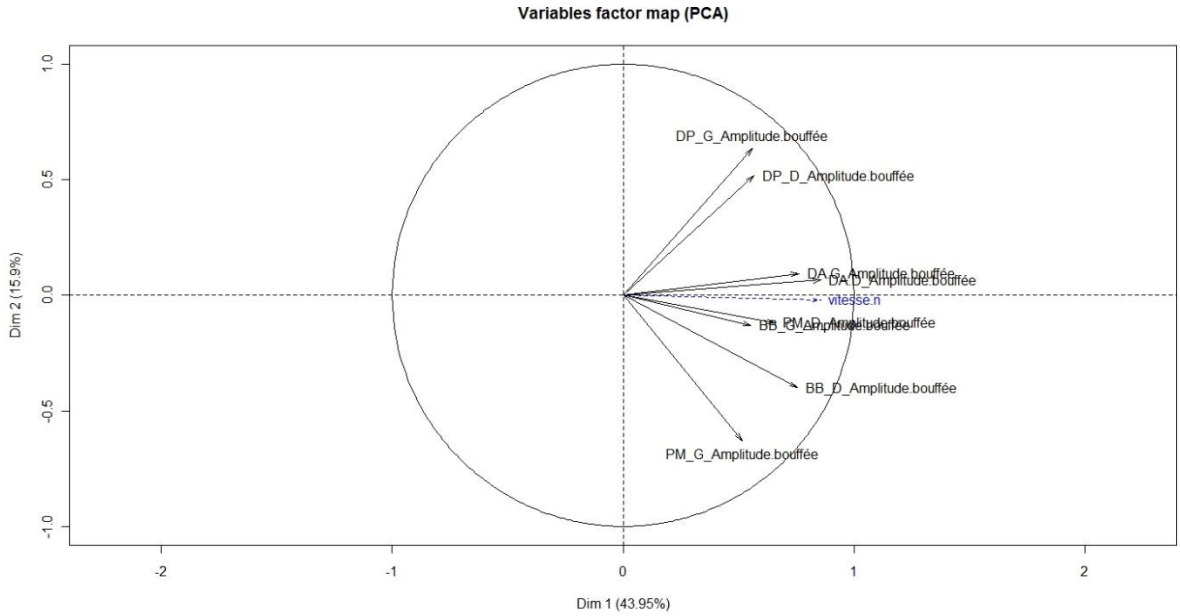


Figure V.4. ACP de la vitesse à partir des IR de la bouffée chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.

- à partir des **temps préalables**

Malgré l'importance du pourcentage d'inertie dans les deux axes pour la **direction** (plus de 62%, Annexe V.3) et pour la **vitesse** (plus de 62%, Annexe V.4), la contribution à la vitesse ainsi qu'à la direction est faible (<0,6). Néanmoins, la direction montre une dépendance aux temps préalable du DA-G et PM-G.

- à partir des **durées de la bouffée**

Les deux axes principaux de la **direction** (Annexe V.5) et de la **vitesse** (Figure V.5) représentent plus de 50% de l'information générale contenue dans les données. La contribution de la direction au plan est cependant très faible. Par contre, **la vitesse** est au-dessus du seuil fixé, dépend principalement de l'axe 1 et correspond aux variables DA et PM droite et gauche en corrélation négative. On constate également que le sens de vecteurs de ces deux paramètres correspond au deuxième axe principal (D vers le haut et G vers le bas).

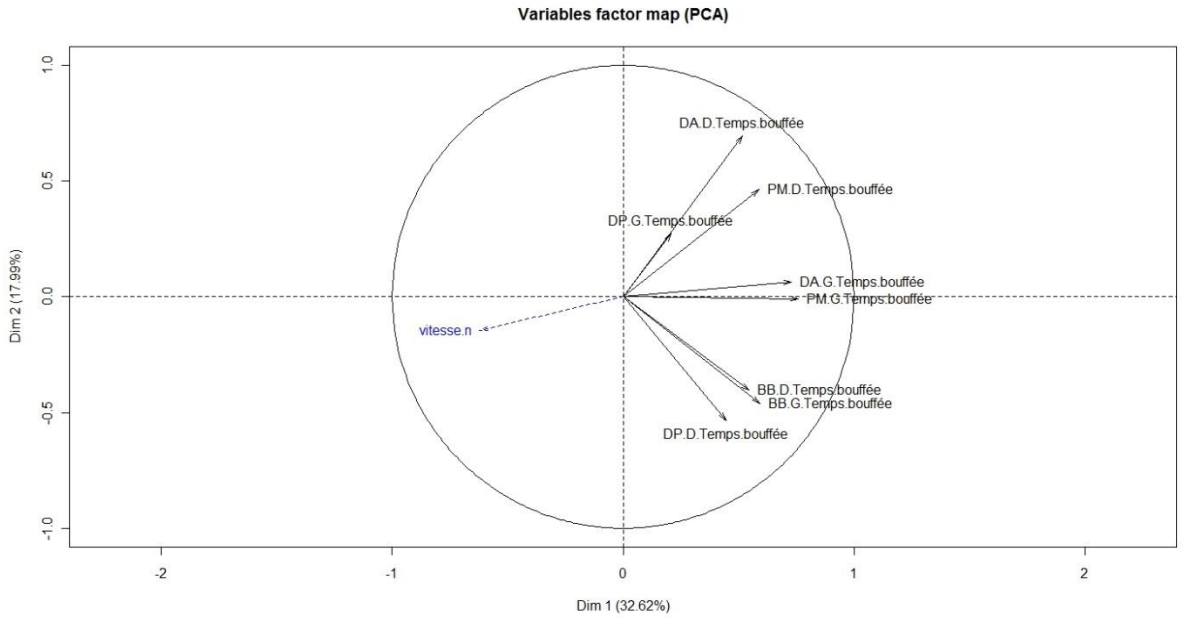


Figure V.5. ACP de la vitesse à partir de la durée de la bouffée chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.

- à partir **des APA**

Les deux axes principaux (Annexe V.6 et V.7) représentent plus de 57% de l'information générale contenue dans les données. Par contre, la **direction** ainsi que la **vitesse** ne présentent qu'une part faible de l'information et ne semblent pas montrer de dépendance aux APA.

- à partir des **APC**

Les deux axes principaux (Annexe V.8 et 9) représentent plus de 62% de l'information générale contenue dans les données. La **direction** ainsi que la **vitesse** présentent une faible contribution et ne montrent pas de dépendance aux APC.

- à partir de la **vitesse du COP**

Les deux axes principaux (Annexe V.10 et 11) représentent plus de 96% de l'information générale contenue dans les données. Cependant, la **direction** ainsi que la **vitesse** présentent une faible contribution et ne montrent pas de dépendance aux vitesses du COP.

V.3.1.2. ACP chez les sujets BM

Cinq des ACP présentées ci-dessus ont été réalisées, les ACP à partir des APA et des APC n'ont pu être réalisées. Les APA et les APC ont été étudiés chez les sujets sains vu la fonctionnalité de toute la musculature. Par contre, chez les sujets BM, la présence de paralysie(s) musculaire(s) dépend du niveau de la BM. Ainsi, pour 5 sujets sur 7 (Lésion au niveau dorsale) des mesures au niveau du ES, OE et GDA n'ont pas été possibles chez les BM. Ainsi les résultats des 5 ACP réalisés sont les suivants :

- à partir des **IR préalables**

Les deux axes principaux (Annexe V.12 et 13) représentent plus de 57% de l'information générale contenue dans les données. Cependant, la direction ainsi que la vitesse présentent une faible contribution et ne montrent pas de dépendance aux IR préalables.

- à partir des **IR de la bouffée**

Les deux axes principaux (Annexe V.14) représentent plus de 68% de l'information générale contenue dans les données. La **direction** n'est pas fortement influencée par les IR de la bouffée. Par contre, la **vitesse**, (Figure V.6) est à la limite du seuil de l'information générale contenue dans les données. Le choix de la vitesse montre un effet dans le sens de la vitesse pour l'ensemble des paramètres, mais c'est le BB et DA, droits comme gauches, qui y contribuent le plus et dans une moindre mesure le PM-G (Figure V.6).

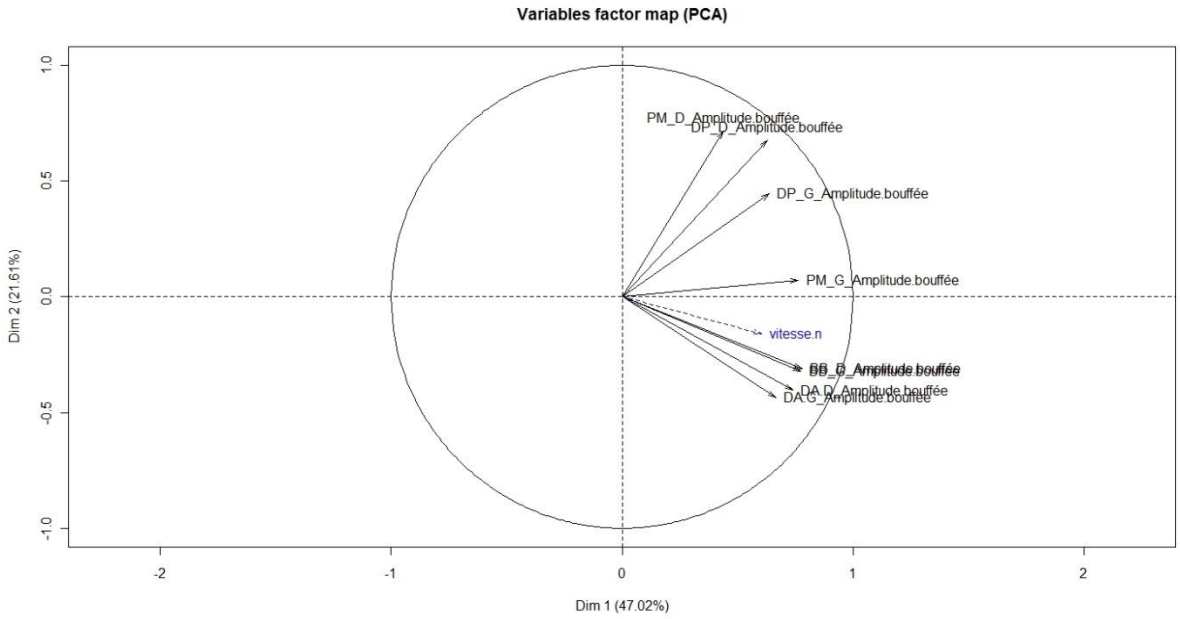


Figure V.6. ACP de la vitesse à partir des IR de la bouffée chez les sujets BM.

ACP Analyse en Composante Principale, BM Blessure Médullaire.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.

- à partir des **temps préalables**

Les deux axes principaux (Annexe V.15 et 16) représentent plus de 68% de l'information générale contenue dans les données. Cependant, la **direction** présente une faible contribution (<0,6) tout comme la **vitesse** (<0,2).

- à partir **des durées de la bouffée**

Les deux axes principaux (Annexe V.17 ; V.18) représentent plus de 60% de l'information générale contenue dans les données pour la **direction** comme pour la **vitesse**. La direction ainsi que la vitesse présentent une faible contribution et ne montrent pas de dépendance aux IR préalables.

- à partir de **la vitesse du COP**

Les deux axes principaux (Annexe V.19 et Figure V.7) représentent plus de 99% de l'information générale contenue dans les données. La contribution de la **direction** est faible. Par contre, **la vitesse** présente une contribution de 0,6 sur le premier axe. La vitesse dépend en grande partie de la VAP et de la V2D.

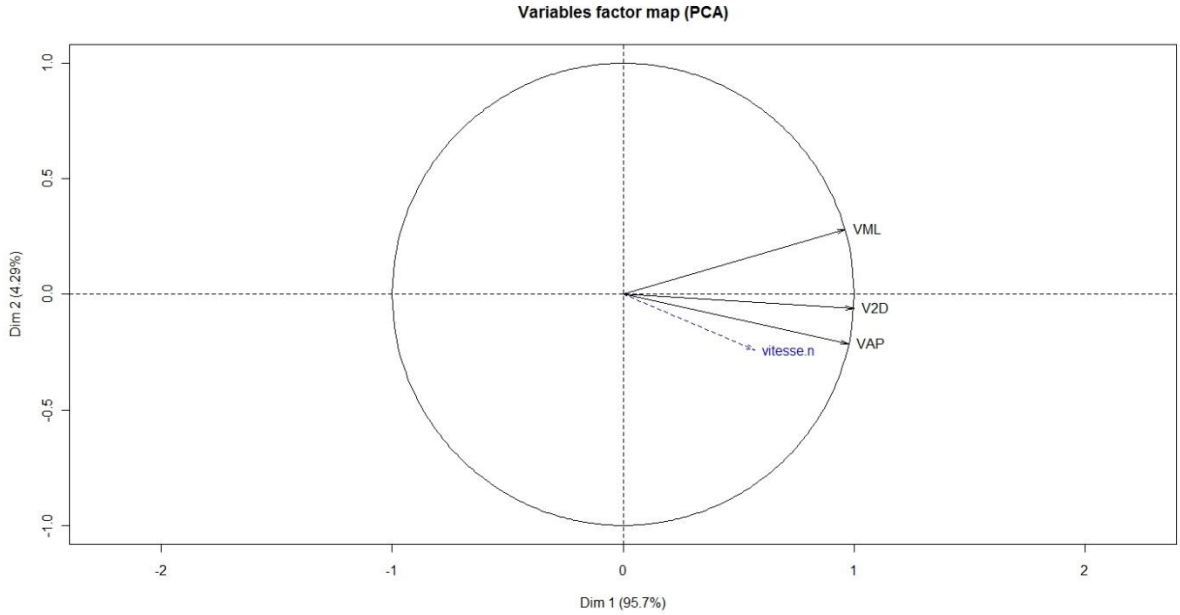


Figure V.7. ACP de la vitesse à partir des vitesses du COP chez les sujets BM.

ACP Analyse en Composante Principale, COP Centre de Pression, BM Blessure Médullaire, VAP Vitesse AntéroPostérieure, V2D Vitesse en Deux Dimensions, VML Vitesse Médio Latérale.

L'ACP montre une différence des variables dépendantes aux poids les plus importants chez les deux groupes. Cette différence est expliquée par l'absence de certaines variables ainsi que par la présence des variables différentes (Tableau V.1) en fonction de la qualité des sujets (sains *vs.* BM).

Famille	Variable indépendante	Variables dépendantes pour les **sujets sains**	Variables dépendantes pour les **sujets BM**
IR préalable	Direction	DA-G, BB-G, PM-G	Non
	Vitesse	Non	Non
IR bouffée	Direction	Non	Non
	Vitesse	DA-D, DA-G, BB-D	DA-D, DA-G, BB-D / BB-G, PM-G
Temps préalable	Direction	DA-G, PM-G	Non
	Vitesse	Non	Non
Durées de la bouffée	Direction	Non	Non
	Vitesse	DA-D, DA-G, PM-G, PM-D	Non
APA	Direction	Non	*
	Vitesse	Non	*
APC	Direction	Non	*
	Vitesse	Non	*
Vitesses du COP	Direction	Non	Non
	Vitesse	Non	VAP, V2D

Tableau V.1. Synthèse des variables dépendantes aux poids les plus importants pour les sujets sains et les sujets BM suite à l'ACP.

** Variable non étudiée, les cases en **bleu** sont communes aux deux populations, en **rouge** uniquement aux sujets sains et en **vert** uniquement aux BM.*
BM Blessure Médullaire, COP Centre de Pression, IR Intensité Relative, APA Ajustement Postural Anticipatoire, APC Ajustement Postural Compensatoire, ACP Analyse en Composante Principale.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, V2D Vitesse en 2 Dimensions, VAP Vitesse AntéroPostérieure.

V.3.2. Régression Logistique Binaire

Le choix de régression étant binaire, il est nécessaire de procéder par étapes successives puisqu'il y a 3 directions * 2 vitesses soit 6 sorties possibles (*cf.* Figure V.2). La présentation des résultats se fera donc selon une première puis une seconde dichotomie pour la direction. La RLB restant facile d'utilisation et d'interprétation malgré un grand nombre de variables, mais aussi parce que l'ACP montre des variables ayant une contribution non négligeable dans plusieurs familles et pour chaque type de variables (EMG comme nappe de pression), le choix s'est porté sur une analyse par type de données (EMG, nappe de pression ou les deux). Trois approches successives par RLB seront donc présentées.

V.3.2.1. Résultats issus de l'étude des sujets sains

V.3.2.1.1. Traitement à partir des signaux EMG

La 1ère dichotomie a pour objectif de montrer s'il est possible de prédire le déplacement sera vers l'avant ou latéral. Le taux de la classification correcte est de 97,9 % avec 2 essais mal classés sur 96 (7 et 77). Les variables de classification sont l'IR préalable du DA-D et le temps préalables du DA-G et du PM-D (Tableau V.2).

Variables	DA-D IRP	DA-G TP	PM-D TP	Intercept β0
P-value	<0,05	<0,0001	<0,001	<0,01

Tableau V.2. Prédiction de la direction avant *vs.* latérale à partir des signaux EMG chez les sujets sains.

IRP Intensité Relative Préalable, TP Temps Préalable.
DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit.

La 2ème dichotomie a pour objectif de prédire si le déplacement sera vers la gauche ou vers la droite. Le taux de la bonne classification est de 100 % (Tableau V.3). Les variables de classification sont l'IR préalable du PM-G et le temps préalable du PM-D.

Variables	PM-G IRP	PM-D TP	Intercept β0
P-value	<0,05	<0,01	<0,01

Tableau V.3. Prédiction de la direction droite *vs.* gauche à partir des signaux EMG chez les sujets sains.

IRP Intensité Relative Préalable, TP Temps Préalable.
PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche.

La 3ème dichotomie a pour objectif de prédire si le déplacement sera avec VN ou VM. Le taux de la bonne classification est de 87,5% avec 12 essais mal classés (84/96) (Tableau V.4). Les variables de classification sont l'IR préalable du BB-D et DP-D, l'IR de la bouffée du DA-D, PM-D et PM-G, la durée de la bouffée du DA-D et les APA du ES-D.

Variables	BB-D IRP	DP-D IRP	DA-D IRB	PM-D IRB	PM-G IRB	DA-D DB	ES-D APA	Intercept β0
P-value	<0,01	<0,05	=0,052	=0,061	<0,01	<0,01	<0,0001	<0,05

Tableau V.4. Prédiction de la vitesse VN *vs.* VM à partir des signaux EMG chez les sujets sains.

IRP Intensité Relative Préalable, IRB Intensité Relative de la Bouffée, TP Temps Préalable, DB Durée de la Bouffée, APA Ajustement Postural Anticipatoire, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale.
BB-D Biceps Brachial Droit, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, ES-D Erecteur Spinal Droit.

V.3.2.1.2. Traitement à partir des signaux de nappe de pression

La 1ère dichotomie a pour objectif de prédire si le déplacement sera vers l'avant ou latérale. Le taux de la bonne classification est de 85,4% (14 essais mal classés sur 96) (Tableau V.5). Les variables de classification sont la VML et la VAP.

Variables	VML	VAP	Intercept β0
P-value	<0,0001	<0,001	=0,92

Tableau V.5. Prédiction de la direction avant *vs.* latéral à partir des signaux de nappe de pression chez les sujets sains.

VML Vitesse Médio-Latérale, VAP Vitesse AntéroPostérieure.

En absence de signe sur les paramètres retenus du COP il n'a pas été possible de réaliser la 2e dichotomie (droite *vs.* gauche).

Pour ce qui concerne la vitesse, la 2ème dichotomie a pour objectif de prédire si le déplacement sera à VN ou VM. Le taux de la bonne classification est de 72,9% (70/96) (Tableau V.6). Les variables de classification sont la VML et la VAP.

Variables	VML	VAP	Intercept β0
P-value	<0,01	<0,01	<0,0001

Tableau V.6. Prédiction de la vitesse VN *vs.* VM à partir des signaux de nappe de pression chez les sujets sains.

VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, VML Vitesse Médio-Latérale, VAP Vitesse AntéroPostérieure.

V.3.2.1.3. Traitement à partir des signaux EMG et nappe de pression

La 1ère dichotomie a pour objectif de prédire si le déplacement sera vers l'avant ou latérale. Le taux de la bonne classification est de 96,9% (3 essais mal classés sur 96 ; Tableau V.7). Les variables de classification sont l'IR préalable du DA-D et les temps préalable des DA-G et PM-D.

Variables	DA-D IRP	DA-G TP	PM-D TP	Intercept β0
P-value	<0,05	<0,0001	<0,001	<0,01

Tableau V.7. Prédiction de la direction avant *vs.* latéral à partir des signaux EMG et nappe de pression chez les sujets sains.

IRP intensité Relative Préalable, TP Temps Préalable.
DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit.

La 2ème dichotomie a pour objectif de prédire si le déplacement sera avec VN ou VM. Le taux de la bonne classification est de 89,6% (86/96 ; Tableau V.8). Les variables de classification sont l'IR préalable du BB-D et DP-D, l'IR de la bouffée du DA-D, PM-D et PM-G, la durée de la bouffé du DA-D et les APA du ES-D.

Variables	BB-D IRP	DP-D IRP	DA-D IRB	PM-D IRB	PM-G IRB	DA-D DB	ES-D APA	Intercept β0
P-value	<0,01	<0,05	=0,052	=0,061	<0,01	<0,01	<0,0001	<0,05

Tableau V.8. Prédiction de la vitesse VN *vs.* VM à partir des signaux EMG et nappe de pression chez les sujets sains.

IRP intensité Relative Préalable, IRB intensité Relative de la Bouffée, DB Durée de la Bouffée, APA Ajustement postural Anticipatoire, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale.
BB-D Biceps Brachial Droit, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, ES-D Erecteur Spinal Droit.

V.3.2.2. Résultats issus de l'étude des sujets BM

V.3.2.2.1. Traitement à partir des signaux EMG

La 1ère dichotomie a pour objectif de prédire si le déplacement sera vers l'avant ou à la gauche (les BM n'ont pas réalisés la direction droite). Le taux de la bonne classification est de 85,7% (9 essais mal classés sur 63 ; Tableau V.9). Les variables de classification sont l'IR

préalable du DA-G, le temps préalables du DA-G, PM-G et DP-D, et les durées de la bouffée des BB-D et BB-G.

Variables	DA-G IRP	DA-G TP	PM-G TP	DP-D TP	BB-D DB	BB-G DB	Intercept β0
P-value	<0,01	<0,001	<0,01	<0,05	<0,01	<0,01	=0,11

Tableau V.9. Prédiction de la direction avant *vs.* gauche à partir des signaux EMG chez les sujets BM.

IRP intensité Relative Préalable, TP Temps Préalable, DB Durée de la Bouffée.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, BM Blessé Médullaire.

La 2ème dichotomie a pour objectif de prédire si le déplacement sera à VN ou VM. Le taux de la bonne classification est de 85,7% (54/63 ; Tableau V.10). Les variables de classification sont l'IR préalable du PM-D, l'IR de la bouffée du DA-G et PM-G, le temps préalable du PM-G et les durées de la bouffé des BB-D et DP-G.

Variables	PM-D IRP	DA-G IRB	PM-G IRB	PM-G TP	BB-D DB	DP-G DB	Intercept β0
P-value	<0,05	<0,0001	<0,001	<0,0001	=0,08	<0,05	<0,001

Tableau V.10. Prédiction de la vitesse VN *vs.* VM à partir des signaux EMG chez les sujets BM.

IRP Intensité Relative Préalable, IRB intensité Relative de la Bouffée, TP Temps Préalable, DB Durée de la Bouffée, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, BM Blessé Médullaire.
BB-D Biceps Brachial Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.

V.3.2.2.2. Traitement à partir des signaux de nappe de pression

La 1ère dichotomie a pour objectif de prédire si le déplacement sera vers l'avant ou à gauche. Le taux de la bonne classification est de 76,2% (15/63 ; Tableau V.11). Les variables de classification sont la VML et la VAP.

Variables	VML	VAP	Intercept β0
P-value	<0,05	<0,01	=0.98

Tableau V.11. Prédiction de la direction avant *vs.* gauche à partir des signaux nappe de pression chez les sujets BM.

VML Vitesse Médio-Latérale, VAP Vitesse AntéroPostérieure, BM Blessé Médullaire.

La 2ème dichotomie a pour objectif de prédire si le déplacement sera avec VN ou VM. Le taux de la bonne classification est de 87,3% (55/63) (Tableau V.12). Les variables de classification sont la V2D.

Variables	V2D	Intercept β0
P-value	<0,001	<0,0001

Tableau V.12. Prédiction de la vitesse VN *vs.* VM à partir des signaux nappe de pression chez les sujets BM.

VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, V2D Vitesse en Deux Dimensions, BM Blessé Médullaire.

V.3.2.2.3. Traitement à partir des signaux EMG et nappe de pression

La 1ère dichotomie a pour objectif de prédire si le déplacement sera vers l'avant ou à gauche. Le taux de la bonne classification est de 84,1% (10/ 63 ; Tableau V.13). Les variables de classification sont l'IR préalable du DA-G, les temps préalables des PM-G, DP-D et du DA-G et les durées de la bouffée des BB-D et BB-G.

Variables	DA-G IRP	DA-G TP	PM-G TP	DP-D TP	BB-D DB	BB-G DB	Intercept β0
P-value	<0,01	<0,001	<0,01	<0,05	<0,01	<0,01	=0,11

Tableau V.13. Prédiction de la direction avant *vs.* gauche à partir des signaux EMG et nappe de pression chez les sujets BM.

IRP Intensité Relative Préalable, TP Temps Préalable, DB Durée de la Bouffée, BM Blessé Médullaire.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit.

La 2ème dichotomie a pour objectif de prédire si le déplacement sera à VN ou VM. Le taux de la bonne classification est de 88,8% (56/63 ; Tableau V.14). Les variables de classification sont l'IR préalable des PM-D et PM-G, l'IR de la bouffée des DA-G et PM-G, le temps préalable et la durée de la bouffée du PM-G.

Variables	PM-D IRP	DA-G IRB	PM-G IRB	PM-G TP	PM-G IRP	PM-G DB	Intercept β0
P-value	<0,01	<0,001	<0,001	<0,01	<0,05	<0,01	<0,0001

Tableau V.14. Prédiction de la vitesse VN *vs.* VM à partir des signaux EMG et nappe de pression chez les sujets BM.

IRP Intensité Relative Préalable, IRB intensité Relative de la Bouffée, TP Temps Préalable, DB Durée de la Bouffée, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, BM Blessé Médullaire.
DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche.

La synthèse des résultats des variables mises en avant par la RLB ci-après permet de bien observer les points communs ainsi que les différences entre les deux groupes en termes de pourcentages et de variables de prédiction (Tableau V.15).

	Sujets sains		Sujets BM	
EMG	**Avant / Latéral 97,9%**	DA-D-IRP ; DA-G-TP ; PM-G-TP	**Avant / Gauche 85,7%**	DA-G-IRP ; DA-G-TP ; PM-G-TP ; DP-D-TP ; BB-D-DB ; BB-G-DB
	Gauche / Droite 100%	PM-G-IRP ; PM-D-TP	**Gauche / Droite**	*
	VN / VM 87,5%	BB-D-IRP ; DP-D-IRP ; DA-D-IRB ; PM-D-IRB ; PM-G-IRB ; DA-D-DB ; ES-D-APA	**VN / VM 85,7%**	PM-D-IRP ; DA-G-IRB ; PM-G-IRB ; PM-G-TP ; BB-D-DB ; DP-G-DB
Nappe de pression	**Avant / Latéral 85,4%**	VML ; VAP	**Avant / Gauche 76,2%**	VML ; VAP
	Gauche / Droite	*	**Gauche / Droite**	*
	VN / VM 72,9%	VML ; VAP	**VN / VM 87,3%**	V2D
EMG + Nappe de pression	**Avant / Latéral 96,9%**	DA-D-IRP ; DA-G-TP ; PM-G-TP	**Avant / Gauche 84,1%**	DA-G-IRP ; DA-G-TP ; PM-G-TP ; DP-D-TP ; BB-D-DB ; BB-G-DB
	Gauche / Droite	*	**Gauche / Droite**	*
	VN / VM 89,6%	BB-D-IRP ; DP-D-IRP ; DA-D-IRB ; PM-D-IRB ; PM-G-IRB ; DA-D-DB ; ES-D-APA	**VN / VM 88,8%**	PM-D-IRP ; DA-G-IRB ; PM-G-IRB ; PM-G-TP ; PM-G-IRP ; PM-G-DB

Tableau V.15. Synthèse des variables prédictives des modèles par RLB chez les sujets sains et les sujets BM.

** Condition non étudiée, en **bleu** les points communs aux deux populations, en **rouge** uniquement aux sujets sains et en **vert** uniquement aux BM.*
BM Blessure Médullaire, APA Ajustement Postural Anticipatoire, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, IRP Intensité Relative Préalable, IRB intensité Relative de la Bouffée, TP Temps Préalable, DB Durée de la Bouffée, V2D Vitesse en 2 Dimensions, VML Vitesse Médio-Latérale, VAP Vitesse AntéroPostérieure.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche, ES-D Erecteur Spinal Droit.

V.4. Discussion et perspectives

L'objectif de ce chapitre est de réaliser une AMV préliminaire par ACP puis RLB afin de définir un modèle de prédiction de la direction et/ou de la vitesse de l'ID-FRM, pour les

sujets sains puis pour les sujets BM, indépendamment de la position initiale des mains. La discussion portera ainsi sur le niveau de présence d'invariants du mouvement et la possibilité de réaliser un modèle unique capable de prédire les principales caractéristiques du mouvement à venir pour chaque groupe.

V.4.1. Discussion des résultats préliminaires

Les résultats issus de l'ACP ainsi que de la RLB, analyse réalisée indépendamment de la position des mains, montrent des variables ***communes*** mais aussi d'autres ***différentes*** entre les deux groupes (sujet sains *vs.* sujet BM ; *cf.* Tableaux 1 et 15 pour une synthèse).

Pour ce qui concerne les variables communes, l'ACP montre essentiellement un comportement commun pour les deux groupes au niveau des IR de la bouffée par rapport à la vitesse pour les muscles DA droite et gauche ainsi que BB-G. L'ACP va dans le sens des résultats observés par l'analyse univariée qui a montré une différence significative ($p<0,001$) pour la majorité des muscles par rapport à la vitesse avec des IR plus importantes pour la VM. Elle permet également de réduire le nombre de variables discriminantes par mise en évidence des covariations. Ce résultat confirme la notion d'adaptabilité à la vitesse encore appelée stratégie de sensibilité à la vitesse (Corcos et *al.*, 1989). L'IR de la bouffée pour un sujet sain comme pour un sujet BM est contrôlée par la même stratégie : adaptée à la vitesse. Ce contrôle adaptable dépend ainsi des caractéristiques externes liées au mouvement comme la vitesse. Dans la littérature, lors de la propulsion en fauteuil, il a été montré un rôle majeur du DA et du BB lors de la phase de traction. Anatomiquement, le BB est un fléchisseur du coude et le DA est un fléchisseur-stabilisateur du l'épaule. Ces deux muscles assurent le contact avec la main courante par une activation importante du DA lors de la phase de poussée (Van der Woude et *al.*, 1989 ; Veeger et *al.*, 1991). La RLB, quant à elle, montre également plusieurs variables communes, plus précisément le temps préalable du DA-G et du PM-G ainsi que la VML et VAP pour la direction et l'IR de la bouffée du PM-G pour la vitesse. Le PM présente une participation ou contraction importante lors de la phase de poussée (Veeger et *al.*, 1991). Anatomiquement, le PM est un adducteur du bras qui assure le contact et la poussée vers l'intérieur avec la main courante. Par sa contraction, il assure ainsi indirectement la stabilité du tronc et pourrait compenser une faiblesse des obliques chez les sujets BM. Cette demande anatomique et fonctionnelle pourrait expliquer la différence observée par l'ACP entre les deux groupes. Le PM est une variable importante pour les BM : ces sujets ont en effet besoins de compenser la faible contribution du tronc, comparée aux sujets sains, par une adduction plus importante conduisant à un temps de contact plus long. Ce temps du contact plus long à

probablement pour rôle de contribuer, lui aussi, à l'équilibre du tronc le plus longtemps possible.

Les VML et VAP sont deux variables utiles pour la prédiction de la direction : le COP se déplace ainsi vers la direction du déplacement de manière anticipée. Le déplacement vers l'avant se caractérise par une VAP > VML par contre le déplacement à droite ou à gauche, inversement, montre une VAP < VML. Biomécaniquement, le COP est particulièrement influencé par les mouvements du segment tronc+tête car il représente un pourcentage du poids de corps important (basculement AP ou rotation ML) et dans une moindre mesure par les mouvements des bras exercés sur la main courante (propulsion simultanée pour se déplacer vers l'avant versus des mouvements croisés ou inversé pour tourner). La nature des forces appliquées sur les mains courantes pourrait également influencer la nature du contact avec l'assise du FRM, mesuré dans cette étude et se retrouver au niveau des vitesses du COP. Concernant le paramètre V2D, très discriminant de la vitesse chez les BM (alors que c'est VM + VAP chez les sujet sains), là encore il est probable que ce soit le contrôle du tronc insuffisant chez les BM qui en soit la cause, celui-ci conduisant à des inclinaisons irrégulières et peu reproductibles mais entrainant au final des vitesses plus importantes (mise en évidence par l'analyse univariée au niveau du VAP). Les points communs entre les deux groupes peuvent être le signe de la puissance de ces variables pour la prédictibilité de la vitesse et/ou la direction du déplacement au regard des 85,4 et 76,2% de bon classement, à elles seuls, respectivement chez les sujets sains et BM pour la direction et 72,9% pour les sujets sains pour la vitesse. Ces résultats renforcent l'hypothèse d'invariants chez ces deux populations. Malgré l'identification de variables communes entre les deux groupes, d'autres variables montrent une spécificité pour chaque groupe et peuvent être considérées comme dépendante des conditions internes du sujet, et vont dès lors, trouver leur explication dans la présence d'une BM, expliquant davantage son effet sur le contrôle postural.

Ces différences ont été observées avec l'ACP comme avec la RLB. Concernant l'ACP, principalement, pour la direction, au niveau de l'IR préalable du DA, BB et PM et du temps préalable du DA, et PM, toutes sont absentes chez les BM. Ces résultats ont été observés au niveau de la main gauche uniquement. Une explication possible serait l'effet de la condition non étudiée qui est le déplacement vers la droite. La main gauche ou les muscles du côté gauche sont davantage sollicités au niveau préalable pour propulser et tourner à droite. Mais l'analyse univariée comparant les deux groupes dans la même condition montre un effet BM. Ces résultats renforcent l'hypothèse d'un contrôle adapté aux capacités motrices et fonctionnelles du sujet. Ces capacités sont très différentes entre les sujets BM et les sujets

sains (*cf.* Chapitre IV). Pour la vitesse, la durée de la bouffée du DA-D, DA-G, PM-G et PM-D est absente chez les BM : une hypothèse est que le comportement des sujets BM est moins homogène vu le niveau différent de la lésion de la moelle épinière (5 sujets au niveau dorsale et 2 sujets au niveau lombaire). Le niveau de la lésion de la moelle épinière a montré dans la littérature son effet significatif sur le contrôle des patterns musculaires (Harburn & Spaulding en 1986 ; Mulroy et *al.*, 2004). Une autre hypothèse serait que les mouvements des sujets sains sont plus reproductibles que ceux des sujets BM, compte tenu de la capacité posturale plus importante, et donc de la facilité à se replacer systématiquement dans une posture initiale plus proche avant chaque initiation, chez les sujets sains, comparé aux sujets BM. Par contre, les VAP et V2D sont absentes chez les sujets sains : au niveau de l'analyse univariée une différence significative a été observée entre les deux groupes. Les vitesses chez les sujets BM sont plus importantes par rapport aux sujets sains. L'atteinte médullaire chez les sujets BM provoque une instabilité du tronc plus importante par rapport aux sujets sains. Ainsi, le SNC adapterait de manière prioritaire les commandes motrices au niveau de la CP, en fonction de la nature de la perturbation à venir. Les APA et les APC sont des "anti-perturbateurs". Mais ils ont également un rôle perturbateur (Bouisset & Do, 2008). Cette logique laisse penser que pour une perturbation déjà plus importante chez les BM, la préparation à un déplacement présente plus de déplacement du COP pour contrecarrer la perturbation liée au déplacement du FRM. Pour mieux éclaircir ce raisonnement, une étude avec des accéléromètres couplés à de l'analyse 3D des mouvements du tronc et des membres supérieurs serait intéressante.

La RLB, de son côté, continue de préciser les niveaux de différences des variables prédictives entre les deux groupes en tenant davantage compte des interrelations entre les paramètres. Concernant la direction : le DA-D-IRP est absent de la modélisation chez les BM, alors que les DA-G-IRP, DP-D-TP, BB-D-DB et le BB-G-DB sont absents chez les sujets sains. Concernant la vitesse, c'est le BB-D-IRP, DP-D-IRP, DA-D-IRB, PM-D-IRB, DA-D-DB, ES-D-APA, VML et la VAP qui sont absents chez les BM, alors que le PM-D-IRP, DA-G-IRB, PM-G-TP, BB-D-DB, DP-G-DB, V2D PM-G-IRP et le PM-G-DB sont absents chez les sujets sains (Tableau V.15). Même s'il a été précédemment montré une base commune entre les deux populations, une stratégie motrice homogène est bien présente pour chacune des deux populations. Ici encore, il est possible que les différences inter-individuelle, plus importante chez les sujets BM, soient à l'origine d'une capacité de prédiction moins importante, même si l'adaptabilité elle, demeure. Il est possible que le niveau d'adaptabilité de certains muscles ne soit pas un élément ayant suffisamment de poids dans les analyses pour envisager leur rôle dans la prédiction du geste à venir. L'adaptabilité des réponses en fonction

des conditions, tant externes qu'internes, entrainant une variabilité dans les réponses, devient, dès lors, incompatible avec la possibilité de prédiction d'un geste à venir avec ce type de méthode. Par contre, un système à base de cas, pourrait être intéressant, si toutefois il y avait un certain nombre de comportements types et non un seul et même comportement relativement uniforme. Une étude spécifique des cas mal classés permettrait de répondre à cette hypothèse. D'un autre côté, une étude comparative plus fine des variables prédictives et des variables adaptables pourrait également permettre une meilleure compréhension de ces deux phénomènes. Cette étude pourrait, par exemple, s'interroger sur la possibilité de déterminer ou de fixer un seuil d'adaptabilité à partir duquel la prédictibilité est systématique.

Un autre effet qui se distingue suite à l'analyse des résultats est l'effet de l'analyse statistique réalisée (ACP *vs.* RLB). Les deux applications ressortent des variables communes ainsi que d'autres différentes. Par exemple, pour la direction et les sujets sains, c'est seulement le temps préalable du DA-G-et du PM-G et l'IR préalable du PM-G qui se répètent. Par contre, pour la vitesse, c'est seulement l'IR de la bouffée du DA-D. Ces variables communes déjà observées par l'analyse univariée montrent leurs puissances d'adaptabilité et de prédictibilité. Une variable peut être considérée comme puissante du fait qu'elle soit présente dans les trois analyses différentes et/ou chez deux populations différentes. Quelle que soit l'analyse statistique ou le sujet, la variable est présente en termes d'adaptabilité et de prédictibilité. Ces variables renforcent l'hypothèse d'invariants chez des sujets différents. Les variables prédictives sont aussi différentes entre directions et vitesses. Avec l'EMG, il a été observé plus de variables pour la vitesse que pour la direction. La sensibilité à la vitesse semble ainsi plus importante que la sensibilité à la direction. Une explication possible résiderait dans une plus grande facilité de contrôle de la vitesse que le contrôle de la direction où par un effet de la position initiale des mains plus spécifique. La demande de vitesse étant maximale ou spontanée, il est possible qu'à vitesse maximale l'absence de 'dosage' de l'effort par le sujet (dans tous les cas le sujet met tout ce qu'il peut au niveau intensité pour être à vitesse maximum) conduise à une reproductibilité du mouvement plus importante. La position initiale des mains, quant à elle, pourrait jouer un rôle en subdivisant les comportements des AMA en autant de sous comportements que de positions initiales des mains lors des changements de direction comme l'analyse univariée tend à le montrer.

Les premiers pourcentages de prédiction confirment l'hypothèse de départ. La prédiction est possible et consiste à discriminer entre les directions d'une part et les vitesses d'autre part. Les paramètres EMG ainsi que ceux issus de la nappe de pression permettent de

prédire la vitesse et la direction de l'ID-FRM dans des proportions très intéressante (toujours supérieur à 72%). Le niveau d'adaptabilité et de spécificité observé par l'analyse univariée est cohérent avec cette capacité prédictive de la vitesse et la direction d'ID-FRM. L'ID-FRM nécessite une propulsion sur les mains courantes et cette propulsion est générée par l'activation des muscles à la condition que les AMA soient suffisamment spécifiques et reproductibles. Cette logique a été utilisée par Wentink et *al.* (2013) lors de l'étude de la faisabilité de la détection de l'intention d'initiation de la marche en temps réel chez des sujets amputés tibiaux. Le principal résultat montre la possibilité de prédire l'initiation à la marche 130 à 260 ms à l'avance. La prédiction a été basée sur les activations préalables à l'initiation de la marche. L'analyse des activités EMG, muscle par muscle, permet de prédire l'initiation du déplacement dans 81 à 95% des essais, selon le muscle considéré. En utilisant accéléromètre ou gyroscope, leur degré de prédiction passe alors à 95%. Dans notre cas, la prédiction de l'ID-FRM a été non seulement étudiée au niveau préalable à un déplacement simple vers l'avant, mais aussi avec une variation de la finalité en termes de vitesse et de direction. Les paramètres étudiés permettent ainsi de prédire beaucoup plus finement l'ID-FRM que dans l'étude de Wentink et *al.* (2013).

Les pourcentages issus de l'analyse multivariée ne sont cependant pas à un niveau de 100%. En règle générale, le pourcentage de prédiction dépend de l'adaptabilité des variables à chaque condition, mais aussi de la répétabilité ou encore de la redondance des variables pour la même condition, c'est à dire la capacité à reproduire le même comportement face à une même finalité de déplacement. Cette notion de répétition d'un même comportement pourrait expliquer les pourcentages plus importants chez les sujets sains comparés aux sujets BM. Les sujets sains présentent en effet plus d'homogénéité dans leur comportement. Néanmoins, l'apparente homogénéité plus faible présente chez les sujets BM peut s'expliquer par la présence de plusieurs niveaux de lésions chez ces sujets (dorsales et lombaires). Le groupe étudié devient dès lors sensiblement moins homogène que le groupe des sujets sains dans ses réponses à la tâche, expliquant en cela des pourcentages plus faibles dans les analyses réalisées. Par ailleurs, la nappe de pression montre un pourcentage plus important pour les BM, montrant un effet plus discriminant dans la prédiction du mouvement à venir, comparé aux sujets sains. L'analyse univariée montre, quant à elle, une VAP plus importante pour les BM par rapport aux sujets sains. Si les sujets sains semblent utiliser une stratégie commune présente principalement à un niveau musculaire, l'absence de contrôle cohérent/reproductible chez les sujets BM introduit plus d'incertitude dans la prédiction. Néanmoins, la résultante des actions déclenchées par le sujet BM a pour conséquence une réponse plus homogène au niveau de l'assise. Cette résultante peut aussi éventuellement, être le reflet d'un niveau

d'expertise plus marquée des sujets atteints de BM conduisant à plus d'expérience dans des déplacement à VM permettant de réaliser, malgré les déficiences, le mouvement avec les même conséquences externes globales matérialisées par des déplacements du COP plus reproductibles. La sollicitation musculaire pourrait aussi être différente entre les deux groupes, tenant compte des possibilités des contractions musculaires des membres inférieures, uniquement possibles chez les sujets sains. Cette variable vitesse de déplacement du COP nécessite donc de plus amples investigations pour en déterminer, avec plus de précision, le rôle suffisant dans la prédiction du geste à venir.

V.4.2. Perspectives

Les perspectives de ce travail sont nombreuses, surtout au niveau du traitement de données multivariées. Seules les perspectives qui nous paraissent les plus prometteuses vont être présentées rapidement. Elles vont être découpées en deux parties, dans un premier temps celles concernant les perspectives en termes d'expérimentations nouvelles ou de traitements complémentaires des données existantes, puis dans un second temps celles concernant les applications possibles de ce travail.

V.4.2.1. Perspectives de traitement de données et d'expérimentations

Au niveau traitement des données, concernant l'ACP comme la RLB il est envisageable de réaliser le même type de traitements mais avec les deux populations confondues dans l'optique de pousser au maximum la recherche d'invariants de l'ID-FRM. De même, il est probable qu'une RLB réalisée uniquement à partir des paramètres préalablement mise en évidence comme ayant un poids important à partir de l'ACP, permette de réduire le 'bruit' causé par les paramètres au contenu informationnel plus faible et améliore ainsi la prédiction.

Plus spécifiquement pour la RLB, il est également envisageable d'optimiser le seuil de séparation des classes (actuellement à 0,5 par défaut), mais qui pourrait être amélioré par itérations successives en modulant à la hausse ou à la baisse ce seuil. Connaissant le résultat du déplacement, il est facile d'apprécier les conséquences de variation de ce seuil et il est ainsi envisageable d'améliorer le taux de classification de quelques pourcents. Ceci permettrait aussi de sélectionner les observations qui sont à la limite de l'une ou de l'autre des classes et d'essayer de mieux comprendre les mauvais classements.

De même, parmi les méthodes et les analyses de prédiction connues et envisageable, l'utilisation de la méthodologie de chaine de Markov (Jedrzejewski 2009) permettrait de

davantage prendre en compte l'enchainement des variables et non les variables indépendamment de leur ordre chronologique d'apparition. Il est probable que le modèle puisse ainsi être amélioré.

Concernant les données issues de la nappe de pression, elles sont actuellement limitées aux vitesses en 2D, ML et AP. Malgré l'utilité évidente de ces 3 vitesses, une amélioration (augmentation) des variables d'entrée issues de la nappe de pression, permettrait probablement d'augmenter le pourcentage de prédiction. Par exemple, il est possible d'ajout le signe de déplacement du COP, c'est à dire, le sens de ce déplacement (ML et AP), le nombre d'oscillations successives ou encore les changements de direction (nombre et moment de survenue notamment). En effet, l'observation visuelle des trajectoires de déplacement du COP chez les sujets sains suggère que le pourcentage de prédiction sera plus important en rajoutant un signe aux vitesses de déplacement du COP. Une autre variable possible sera l'évolution de la somme des pressions exercée sur l'assise. Des observations préliminaires ont montré que la somme des pressions diminue au moment de la propulsion. Cette diminution est due à un transfert des forces sur les mains courantes lors de la poussée qui va libérer le contact avec l'assise. De plus, l'augmentation de la vitesse de déplacement nécessite plus d'IR ou de puissance de propulsion sur les mains courantes et donc plus de libération de l'assise, qui va conduire à une somme des forces moins importante.

Concernant les **possibles protocoles expérimentaux futurs**, même si la campagne de mesures actuelle montre déjà des possibilités de prédiction relativement importante, elle présente également d'autres limites. Le pourcentage de prédiction n'est pas encore de 100 %, il est différent entre les deux populations (sain et BM) ainsi que différent selon les outils de mesures utilisés. Notamment, l'ajout des données de nappe aux données EMG ne permet pas toujours d'améliorer la prédiction voire parfois la diminue. Ceci, renforce l'idée selon laquelle le traitement des données du COP n'est pas assez poussé. Afin d'optimiser le pourcentage de prédiction, trois principaux niveaux d'amélioration en termes de protocoles expérimentaux peuvent être envisagés :

- Etudier l'effet des caractéristiques de la BM par une plus grande diversité de niveau d'atteinte de la population de BM ainsi qu'en termes de nombre de sujets BM. La littérature montre que la présence de la BM (Harburn & Spaulding en 1986) ainsi que le niveau de la BM (Kulig et *al.*, 2001 ; Mulroy et *al.*, 2004) influencent le mode de recrutement musculaire et les paramètres d'exécution du mouvement. Cependant, notre

échantillon est trop faible pour confirmer ou infirmer ce phénomène dans le cas de l'ID-FRM.

- Etudier les éléments d'anticipation d'ID-FRM avec une diversité de mouvement à venir plus importante. L'étude actuelle se limite à deux vitesses et trois directions. Dans les activités de la vie quotidienne, les sujets en FRM réalisent une plus grande variété de déplacements et pour de multiples directions (reculer, faire demi-tour, pour des angles de rotations allant de 0° à 180°). Dans un souci applicatif, d'autres conditions devraient être intégrées dans les protocoles expérimentaux futurs.
- Introduire d'autres outils de mesures comme des accéléromètres ou des gyroscopes. Ces derniers permettent d'étudier plus facilement la cinématique segmentaire en 2D ou 3D ainsi que les paramètres de déplacement du FRM en 2D. La cinématique segmentaire permettrait notamment de mieux comprendre la coordination tête-bras-tronc ainsi que l'interaction homme-FRM, tout comme de pouvoir faire le lien entre l'activité EMG observée et les conséquences de celles-ci sur la cinématique segmentaire. Uniquement à partir de l'EMG, les conséquences cinématique de phénomènes tels que les co-contractions par exemple, sont assez difficile voire impossible à analyser. De plus, toujours dans un souci applicatif, ce type de capteur est plus facilement utilisable comme données d'entrée d'un système motorisé d'aide à la propulsion, comparé aux données EMG, plus délicates à traiter, avec des conditions de pose et d'utilisation plus complexes ainsi qu'un risque d'artéfact plus important.

V.4.2.2. Perspectives applicatives

Les données actuelles ainsi que celles des éventuelles expérimentations à venir pourraient être exploitées pour améliorer l'interaction homme-FRM. Compte tenu des niveaux déjà important de prédiction obtenues (72,9 à 100%), il est maintenant possible d'envisager une assistance motorisée à la l'ID-FRM qui pourrait, par exemple, être sous forme électrique et sans avoir besoin de déclenchement volontaire du sujet. Dans d'autres domaines, des systèmes à base de gyroscope existent déjà. Le plus connu est le transporteur personnel SEGWAY. Ce système avec deux roues et une position verticale debout fonctionne avec un mouvement de balancement avant pour aller vers l'avant, de balancement arrière pour aller vers l'arrière etc… Le sujet doit cependant s'adapter à l'assistance alors qu'à partir de notre approche, il semble envisageable que ce soit le système qui s'adapte au sujet.

Pour cela, on peut également envisager une phase d'apprentissage du système, un peu comme cela existe pour d'autres domaines d'applications tels que pour certains systèmes de reconnaissance vocale. Un autre système à base de gyroscope est le fauteuil roulant GENNY. Ce système en lui-même est piloté par des mouvements du tronc vers la direction souhaité. Ces deux derniers exemples de système motorisé présentent des assistances prédéfinies à l'avance et l'utilisateur doit s'adapter. Les résultats de cette étude laissent entrevoir une nouvelle génération de système d'assistance aux mouvements à venir du sujet en FRM lors de la réalisation naturelle de ses mouvements.

V.5. Conclusion générale

L'interaction Homme-FRM lors de l'ID-FRM a été étudiée dans deux objectifs. Le premier objectif est plus fondamental pour contribuer à mieux comprendre le contrôle du mouvement humain, précisément l'adaptabilité des AMA de ce contrôle face à des finalités diverses d'ID-FRM. Le deuxième objectif est plus applicatif, s'appuyant sur l'étude de la prédictibilité des finalités de déplacements, dans l'optique de déterminer s'il est envisageable de développer une assistance "intelligente" à l'ID-FRM ne nécessitant pas d'adaptation du sujet.

L'ensemble des études (revue systématique et deux expérimentations) montre que le SNC utilise, que ce soit chez le sujet sain ou chez le sujet BM, un contrôle adaptable et flexible des patterns musculaires au niveau postural et au niveau focal, en générant notamment une spécificité du déplacement du COP en accord avec la finalité du déplacement à venir, en termes de vitesse et de direction. Cette adaptabilité se manifeste par une coordination bras-tronc spécifique probablement en lien avec la fonctionnalité de la sangle abdominale. L'analyse univariée précise notamment un effet de vitesse et de direction sur les IR et la chronologie d'activation musculaire ainsi que la vitesse et la trajectoire de déplacement du COP. Néanmoins, cet ensemble de variables a été influencé par la présence de la BM ainsi que le placement des mains sur les mains courantes. L'analyse univariée montre en détails les effets des conditions expérimentales et laisse suggérer une possibilité de prédictibilité de la finalité du déplacement en FRM.

L'AMV permet de vérifier le niveau de prédictibilité de la vitesse ainsi que la direction du déplacement en FRM indépendamment de la position initiale des mains. Une ACP qui a précisé les variables clés de la vitesse et de la direction a été suivie par une RLB. Cette dernière a montré des pourcentages de prédiction importants par famille de variable. Le

pourcentage de prédiction varie entre 72.9% et 89.6% pour la vitesse et entre 76.2% et 100% pour la direction chez les deux groupes de sujet (sains ou BM). Cette prédiction varie parfois entre les deux groupes ainsi qu'en fonction de l'outil de mesure utilisé, EMG et/ou nappe de pression.

L'ensemble des études présentées dans ce travail permet d'envisager d'une part, la présence d'un contrôle adaptatif au mouvement à venir et la possibilité, sur la base de la connaissance des éléments de contrôle et d'autre part, de la mise en œuvre d'une assistance intuitive au déplacement en FRM

Bibliographie

Allison G.T, Morris S.L, & Lay B (2008). Feedforward responses of transversus abdominis are directionally specific and act asymmetrically: implications for core stability theories. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(5), 228-237.

Aoki F (1991). Activity patterns of upper arm muscles in relation to direction of rapid wrist movement in man. *Experimental brain research*, 83(3), 679–682.

Aruin A.S, Forrest W.R, & Latash M.L (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 109(4), 350-359.

Aruin A.S, & Latash M.L (1995). The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental Brain Research*, 106(2), 291-300.

Aruin A.S, & Latash M.L.(1995). Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Experimental Brain Research*, 103(2), 323-332.

Aruin AS, & Shiratori T (2003). Anticipatory postural adjustments while sitting: The effects of different leg supports. *Experimental Brain Research*, 151(1), 46-53.

Aruin AS, & Shiratori T (2004). The effect of the amplitude of motor action on anticipatory postural adjustments. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(4), 455-462.

Bai O, Rathi V, Lin P, Huang D, Battapady H, Fei D.Y, & Hallett M (2011). Prediction of human voluntary movement before it occurs. *Clinical Neurophysiology*, 122(2), 364-372.

Baldissera F, Rota V, & Esposti R (2008). Anticipatory postural adjustments in arm muscles associated with movements of the contralateral limb and their possible role in interlimb coordination. *Experimental Brain Research*, 185(1), 63-74.

Bennis N, Roby-Brami A, Dufosse M, & Bussel B (1996). Anticipatory responses to a self-applied load in normal subjects and hemiparetic patients. *Journal of Physiology-Paris*, 90(1), 27–42.

Benzécri J-P, & Bellier L (1976). L'analyse des données. Paris : Dunod.

Bigongiari A, De Andrade E Souza F, Franciulli P.M, Neto S.E.R, Araujo R.C, & Mochizuki L (2011). Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. *Human Movement Science*, 30(3), 648-657.

Blakemore S.J, & Sirigu A (2003). Action prediction in the cerebellum and in the parietal lobe. *Experimental Brain Research*, 153(2), 239-245.

Bolzoni F, Bruttini C, Esposti R, & Cavallari P (2012). Hand immobilization affects arm and shoulder postural control. *Experimental Brain Research*, 220(1), 63-70.

Bonaparte J.P, Lee Kirby R, & MacLeod D.A (2001). Proactive balance strategy while maintaining a stationary wheelie. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(4), 475-479.

Bonaparte J.P, Kirby R.L, & MacLeod D.A (2004). Learning to perform wheelchair wheelies: comparison of 2 training strategies. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(5), 785-793.

Boninger M.L, Baldwin M, Cooper R.A, Koontz A, & Chan L (2000). Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(5), 608-613.

Boninger M.L, Souza A.L, Cooper R.A, Fitzgerald S.G, Koontz A.M, & Fay B.T (2002). Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(5), 718-723.

Bouisset S, & Do M.C (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 345-362.

Bouisset S, & Le Bozec S (2002). Posturo-Kinetic Capacity and Postural Function. Progress in Motor Control, Volume Two : Structure-function Relations in Voluntary Movements, 2, 25.

Bouisset S, Richardson J, & Zattara (2000). Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? *Neuroscience letters*, 278(3), 153–156.

Bouisset S, Richardson J, Zattara M, (2000). Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value? *Experimental Brain Research*, 132, 79–86.

Caderby T, Dalleau G, Leroyer P, Bonazzi B, Chane-Teng D, & Do MC (2013). Does an additional load modify the Anticipatory Postural Adjustments in gait initiation? *Gait & Posture*, 37(1), 144-146.

Caronni A, & Cavallari P (2008). Anticipatory postural adjustments stabilise the whole upper-limb prior to a gentle index finger tap. *Experimental Brain Research*, 194(1), 59-66.

Castiello U (2003). Understanding other people's actions: Intention and attention. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 29(2), 416-430

Chabran E, Fourment A, Maton B, & Ribreau C (1999). Chronology of upper limb anticipatory postural adjustments associated with voluntary wrist flexions and extensions in humans. *Neuroscience Letters*, 268(1), 13-16.

Clancy E.A, Morin E.L, & Merletti R (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(1), 1-16.

Claudino R, dos Santos E.C, & Santos M.J (2013). Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations. *Clinical Neurophysiology*, 124(8), 1628-1637.

Cooper R.A, Wolf E, Fitzgerald S.G, Boninger M.L, Ulerich R, & Ammer W.A (2003). Seat and footrest shocks and vibrations in manual wheelchairs with and without suspension. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(1), 96-102.

Corcos DM, Gottlieb GL, & Agarwal GC (1989). Organizing principles for single-joint movements. II. A speed-sensitive strategy. *J Neurophysiol* 62, 358–368

Corcos DM, Gottlieb GL, & Agarwal GC (1989). Organizing principles for single-joint movements. II. A speed-sensitive strategy. *Journal of Neurophysiology* 62, 358–368

Cuisinier R, Olivier I, & Nougier V (2005). Effects of foreperiod duration on anticipatory postural adjustments: determination of an optimal preparation in standing and sitting for a raising arm movement. *Brain Research Bulletin*, 66(2), 163–170.

Cuisinier R, Olivier I, & Nougier V (2007). The increased foreperiod duration to attain the neutral optimal preparation from sitting to standing. *Experimental Brain Research*, 180(2), 321-331.

Curtis K.A, Drysdale G.A, Lanza R.D, Kolber M, Vitolo R.S, & West R (1999). Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Archives of physical Medicine and Rehabilitation*, 80(4), 453-457.

De Groot S, Vegter R.J, & van der Woude L.H (2013). Effect of wheelchair mass, tire type and tire pressure on physical strain and wheelchair propulsion technique. *Medical engineering & physics*, 35(10), 1476-1482.

Delval A, Dujardin K, Tard C, Devanne H, Willart S, Bourriez J-L, & Defebvre L (2012). Anticipatory postural adjustments during step initiation: Elicitation by auditory stimulation of differing intensities. *Neuroscience*, 219, 166-174.

Desmurget M, & Sirigu A (2009). A parietal-premotor network for movement intention and motor awareness. *Trends in cognitive sciences*, 13(10), 411-419.

Dickstein R, Shefi S, Marcovitz E, & Villa Y (2004). Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in poststroke hemiparetic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(2), 261-267.

Downs S.H, & Black N (1998). The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *Journal of Epidemiology and Community Health*, 52(6), 377–384.

Dubowsky S.R, Rasmussen J, Sisto S.A, & Langrana N.A (2008). Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces. *Journal of Biomechanics*, 41(14), 2981-2988.

Duclos C, Nadeau S, & Lecours J (2008). Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*.

D.W. Hosmer, S. Lemeshow, Applied Logistic Regression, Second Edition, Wiley, 2000.

Elble R.J, Cousins R, Leffler K, & Hughes L (1996). Gait initiation by patients with lower-half parkinsonism. *Brain*, 119(5), 1705-1716. *Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 29, 416–430.

Escofier B, & Pagès J (2008). Analyses factorielles simples et multiples: objectifs, méthodes et interprétation. Dunod.

El Sanharawi M, & Naudet F (2013). Comprendre la régression logistique. *Journal Français d'Ophtalmologie*, 36(8), 710-715.

Fayad, F., Hanneton, S., Lefevre-Colau, M. M., Poiraudeau, S., Revel, M., & Roby-Brami, A. (2008). The trunk as a part of the kinematic chain for arm elevation in healthy subjects and in patients with frozen shoulder. *Brain Research*, 1191, 107-115.

Flanders M, Daghestani L, Berthoz A, (1999). Reaching beyond reach. *Experimental Brain Research*, 126, 19–30.

Frith CD, & Frith U (2006). How we predict what other people are going to do. *Brain Research*, 1079(1), 36-46.

Galán F, Nuttin M, Lew E, Ferrez P.W, Vanacker G, Philips J, & Millán J.D.R (2008). A brain-actuated wheelchair: asynchronous and non-invasive brain–computer interfaces for continuous control of robots. *Clinical Neurophysiology*, 119(9), 2159-2169.

Gottlieb GL, Corcos DM, & Agarwal GC (1989). Organizing principles for single-joint movements I. A speed-insensitive strategy. *Journal of Neurophysiology*, 62, 342–357

Harburn K.L, & Spaulding S.J (1986). Muscle activity in the spinal cord-injured during wheelchair ambulation. *The American journal of occupational therapy: official publication of the American Occupational Therapy Association*,40(9), 629-636.

Hermens H.J, Freriks B, Disselhorst-Klug C, & Rau G (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.

Horak F.B, Esselman P, Anderson M.E, & Lynch M.K (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *Journal of Neurology Neurosurgery Psychiatry*. 47, 1020–1028.

Hugon M, Massion J, & Wiesendanger M (1982). Anticipatory postural changes induced by active unloading and comparison with passive unloading in man. *Pflügers Archive European Journal of Physiology*, 393(4), 292–296.

Husson F, Lê S & Pagès J (2009). Analyse de données avec R, *Presses Universitaires Rennes*.Hu Y, Mak J, Liu H, & Luk K.D (2007, May). Ecg cancellation for surface electromyography measurement using independent component analysis. In Circuits and Systems, 2007. ISCAS 2007. *IEEE International Symposium on* (pp. 3235-3238). IEEE.

Ito T, Azuma T, & Yamashita N (2003). Anticipatory control in the initiation of a single step under biomechanical constraints in humans. *Neuroscience letters*, 352(3), 207-210.

Jedrzejewski, F. (2009). Chaînes de Markov. In Modèles aléatoires et physique probabiliste (pp. 67-88). *Springer Paris*.

Jones P, Sorinola I, & Strutton PH (2014). Effect of dual tasking on postural responses to rapid lower limb movement while seated on an exercise ball. *Gait & Posture*, 40(2), 297-304.

Kamenetz H.L (1969). A brief history of the wheelchair. *Journal of the History of Medicine and Allied Sciences*, 24, 205-210.

Kanekar N, Santos M.J, & Aruin A.S (2008). Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. *Clinical Neurophysiology*,119(10), 2304-2313.

Kazennikov O.V, & Lipshits M.I (2010). Influence of preliminary information about the mass on anticipatory muscle activity during the catching of a falling object. *Human Physiology*, 36(2), 198-202.

Keele S.W (1968). Movement control in skilled motor performance. *Psychological Bulletin*, 1968, 70, 387-403.

Kloosterman M.G, Eising H, Schaake L, Buurke J.H, & Rietman, J.S (2012). Comparison of shoulder load during power-assisted and purely hand-rim wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, 27(5), 428-435.

Knoblich G, & Flach R (2001). Predicting the effects of actions: Interactions of perception and action. *Psychological Science*, 12, 467–472.

Kornhuber H.H, Deecke L. (1965). Changes in the brain potential in voluntary movements and passive movements in man: readiness potential and reafferent potentials. *Pflugers Arch Gesamte Physiol Menschen Tiere*, 284, 1–17.

Krishnan V, Aruin A.S, & Latash M.L (2011). Two stages and three components of the postural preparation to action. *Experimental Brain Research*, 212(1), 47-63.

Kulig K, Newsam C.J, Mulroy S.J, Rao S, Gronley J.K, Bontrager E.L, & Perry J (2001). The effect of level of spinal cord injury on shoulder joint kinetics during manual wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, 16(9), 744-751.

Lalumiere M, Gagnon D, Hassan J, Desroches G, Zory R & Pradon D (2013). Ascending curbs of progressively higher height increases forward trunk flexion along with upper extremity mechanical and muscular demands in manual wheelchair users with a spinal cord injury. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 23(6), 1434-1445.

Le Bozec S, & Bouisset S (2004). Does postural chain mobility influence muscular control in sitting ramp pushes? *Experimental Brain Research*, 158(4), 427-437.

Le Bozec S, & Bouisset S (2009). Contribution of seat and foot reaction forces to anticipatory postural adjustments (APA) in sitting isometric ramp pushes. *Gait & Posture*, 30(3), 282-287.

Le Bozec S, Bouisset S, & Ribreau C (2008). Postural control in isometric ramp pushes: the role of Consecutive Postural Adjustments (CPAs). *Neuroscience letters*, 448(3), 250-254.

Le Bozec S, Goutal L, & Bouisset S (1997). Ajustements posturaux dynamiques associés au développement de forces isométriques chez des sujets assis. Comptes Rendus de l'Académie des Sciences-Series III-Sciences de la Vie, 320(9), 715–720.

Le Bozec S, Lesne J, & Bouisset S (2001). A sequence of postural muscle excitations precedes and accompanies isometric ramp efforts performed while sitting in human subjects. *Neuroscience Letters*, 303(1), 72-76.

Lee H.M, Bhat A, Scholz J.P, & Galloway J.C (2008). Toy-oriented changes during early arm movements: IV: Shoulder–elbow coordination. *Infant Behavior and Development*, 31(3), 447-469.

Lee K, Eskritt M, Symons LA, & Muir D (1998). Children's use of triadic eye gaze information for ''mind reading''. *Developmental Psychology*, 34, 525–539.

Lee WA, Buchanan TS, & Rogers MW (1987). Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Experimental Brain Research*, 66, 257–270

Lepoutre F-X, Cheze L, Vaslin P, & Ville I (2011). Système d'aide au choix et aux réglages du fauteuil roulant manuel. *IRBM*, 32(2), 148-151.

Levin M.F, Michaelsen S.M, Cirstea C.M, & Roby-Brami A (2002). Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Experimental Brain Research*, 143(2), 171-180.

Lin C.J, Lin P.C, Guo L.Y, & Su F.C (2011). Prediction of applied forces in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 44(3), 455-460.

Louis N (2010). Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à mains courantes: indices d'évaluation ergonomique, Doctoral dissertation, Université du Sud Toulon Var, 219p.

Louis N, & Gorce P (2010). Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration. *Clinical Biomechanics*, 25(9), 879-885.

Ma H.I, Hwang W.J, Wang C.Y, Fang J.J, Leong I.F, & Wang T.Y (2012). Trunk–arm coordination in reaching for moving targets in people with Parkinson's disease: Comparison between virtual and physical reality. *Human Movement Science*, 31(5), 1340-1352.

Massion J, & others (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38(1), 35–56.

McInnes M.D, Kirby R. L & MacLeod D.A (2000). The contribution of vision to wheelie balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(8), 1081-1084.

Moineau B, Boisgontier MP, Barbieri G, & Nougier V (2014). A new method to assess temporal features of gait initiation with a single force plate. *Gait & Posture*, 39(1), 631-633.

Moon Y, Jayaraman C, Hsu I.MK, Rice I.M, HsiaoWecksler E.T, & Sosnoff JJ (2013). Variability of peak shoulder force during wheelchair propulsion in manual wheelchair users with and without shoulder pain. *Clinical Biomechanics*, 28(9), 967-972.

Moore S, Brunt D, Nesbitt ML, & Juarez T (1992). Investigation of evidence for anticipatory postural adjustments in seated subjects who performed a reaching task. *Physical Therapy*, 72(5), 335-343.

Morrow M.M, Rankin J.W, Neptune R.R, & Kaufman K.R (2014). A comparison of static and dynamic optimization muscle force predictions during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 47(14), 3459-3465.

Mulroy, S. J, Farrokhi, S, Newsam, C. J, & Perry, J. (2004). Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 925-934.

Nashner LM (1993). Computerized dynamic posturography. In: Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM (eds) Handbook of balance function testing. Mosby-Year Book, Chicago pp 280–307

Oh S, Hata N, & Hori Y (2008). Integrated motion control of a wheelchair in the longitudinal, lateral, and pitch directions. *Industrial Electronics, IEEE Transactions on*, 55(4), 1855-1862.

Olafsdottir H, Yoshida N, Zatsiorsky V.M, & Latash M.L (2007). Elderly show decreased adjustments of motor synergies in preparation to action. *Clinical Biomechanics*, 22(1), 44-51.

Ostry D.J, & Feldman A.G (2003). A critical evaluation of the force control hypothesis in motor control. *Experimental Brain Research*, 153(3), 275-288.

Ostry D.J, & Feldman A.G (2003). A critical evaluation of the force control hypothesis in motor control. *Experimental Brain Research*, 153(3), 275-288.

Pereira S, Silva C.C, Ferreira S, Silva C, Oliveira N, Santos R, & Correia, M.V (2014). Anticipatory postural adjustments during sitting reach movement in post-stroke subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(1), 165–171

Pierno A.C, Becchio C, Turella L, Tubali F, & Castiello U (2008). Observing social interactions: The effect of gaze. *Social Neuroscience*, 3, 51–59.

Polcyn A.F, Lipsitz L.A, Kerrigan D.C, & Collins J.J (1998). Age-related changes in the initiation of gait: degradation of central mechanisms for momentum generation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(12), 1582-1589.

Ravaud J-F, Lofaso F & Lepoutre F-X (2008). Le fauteuil roulant. *Actes des 21eme entretiens de la fondation Garches*, Editions Frison-roche.

Redfern M.S, Hughes R.E, & Chaffin D.B (1993). High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings. *Clinical Biomechanics*, 8(1), 44-48.

Robertson J.V, & Roby-Brami A (2011). The trunk as a part of the kinematic chain for reaching movements in healthy subjects and hemiparetic patients. *Brain Research*, 1382, 137-146.

Royston P, & Sauerbrei W (2008). Multivariable model-building: a pragmatic approach to regression anaylsis based on fractional polynomials for modelling continuous variables (Vol. 777). *John Wiley & Sons*.

Saling M, Stelmach G.E, Mescheriakov S, Berger M, (1996). Prehension with trunk assisted reaching. *Behavioural Brain Research*, 80, 153–160.

Sanderson D.J, & Sommer HJ (1985). Kinematic features of wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 18(6), 423-429.

Santos MJ, Kanekar N, & Aruin AS (2010). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 388-397

Saporta G (2011). Probabilités, analyse des données et statistique. Editions Technip.

Sartori L, Becchio C, & Castiello U (2011). Cues to intention: the role of movement information. *Cognition*, 119(2), 242-252.

Schantz P, Bjorkman P, Sandberg M, & Andersson E (1999). Movement and muscle activity pattern in wheelchair ambulation by persons with para-and tetraplegia. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 31(2), 67-76.

Scholz J.P, & Latash M-L (1998). A study of a bimanual synergy associated with holding an object. *Human Movement Science*, 17(6), 753–779.

Shenoy S, Aruin A.S (2007). Effect of chair design on feed-forward postural control in sitting. *Motor Control*, 11(4), 309-321.

Shimura K, Yahagi S, & Kasai T (2001). Influence of perturabation induced by anticipated load on human motor regulatory systems. *Perceptual and Motor Skills*, 93(3), 639-647.

Shiratori T & Aruin A (2007). Modulation of anticipatory postural adjustments associated with unloading perturbation: effect of characteristics of a motor action. *Experimental Brain Research*, 178, 206–215

Slijper, H, Latash M.L, & Mordkoff J.T (2002). Anticipatory postural adjustments under simple and choice reaction time conditions. *Brain Research*, 924(2), 184-197.

Stafford J, & Bodson P (2006). L'analyse multivariée avec SPSS. Puq.

Teyssèdre C, Lino F, Zattara M, & Bouisset S (2000). Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. *Experimental Brain Research*, 134(4), 435-440.

Urquhart D.M, Hodges P.W, & Story I.H (2005). Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait & Posture*, 22(4), 295-301.

Van der Fits I.B.M, Klip A.W.J, Van Eykern L.A, & Hadders-Algra, M (1998). Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. *Experimental Brain Research*, 120(2), 202-216.

Van der Woude L.H.V, De Groot S, & Janssen T.W.J (2006). Manual wheelchairs: research and innovation in sports and daily life. *Science & Sports*, 21(4), 226-235.

Van der Woude L-H, Veeger D-J, Rozendal R-H, Sargeant T-J (1989). Seat height in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Vol 26, 31-50.

Vanlandewijck Y, Theisen D, & Daly D (2001). Wheelchair propulsion biomechanics. *Sports Medicine*, 31(5), 339-367.

Weaver H, Vichas D, Strutton P-H, & Sorinola I (2012). The effect of an exercise ball on trunk muscle responses to rapid limb movement. *Gait & Posture*, 35(1), 70-77.

Veeger H-E, van der Woude L-H, Rozendal R-H (1991). Within-cycle characteristics of the wheelchair push in sprinting on a wheelchair ergometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol 23, 264-71.

Wei S.H, Huang S.L, Jiang C.J, & Chiu J.C (2003). Wrist kinematic characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain. *Clinical Biomechanics*, 18(6), S46-S52.

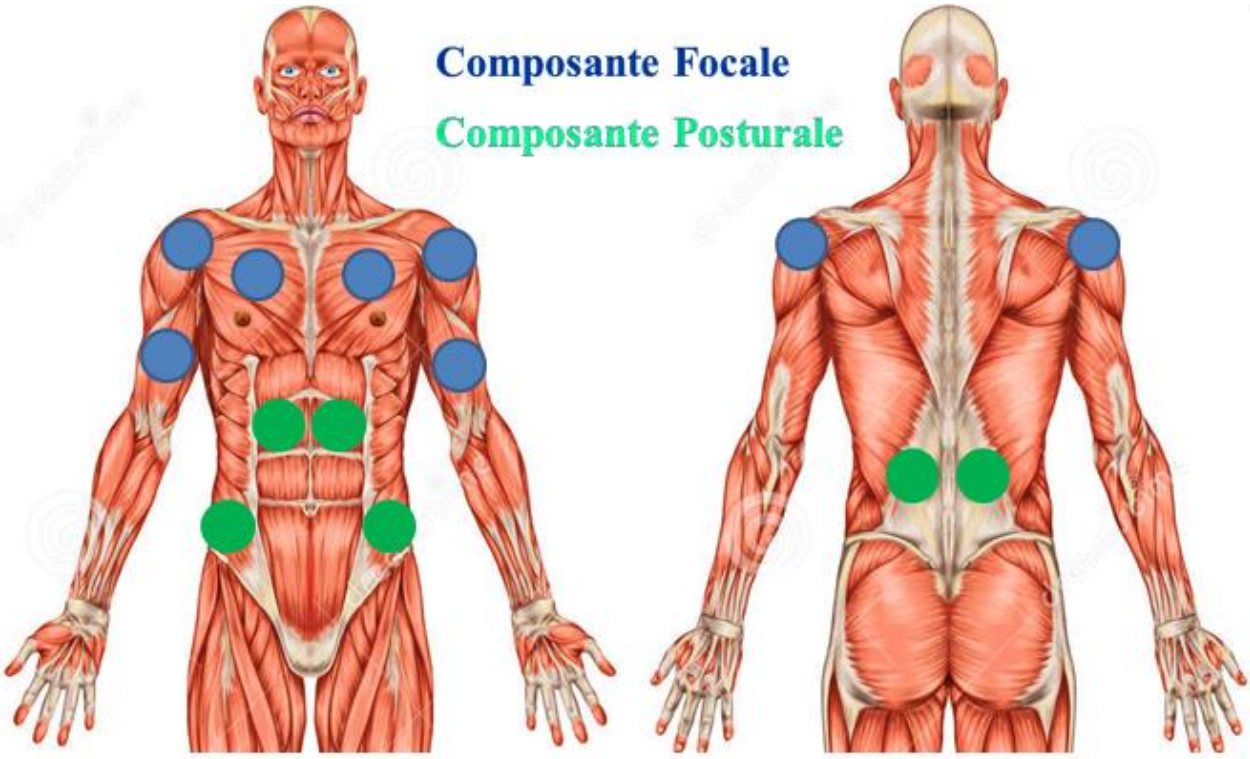
Wentink E.C, Beijen S.I, Hermens H.J, Rietman J.S, & Veltink P.H (2013). Intention detection of gait initiation using EMG and kinematic data. *Gait & Posture*, 37(2), 223-228.

Vignier N, Ravaud J-F, Winance M, Lepoutre F-X, & Ville I (2008). Demographics of wheelchair users in France: results of national community-based handicaps-incapacites-dependance surveys. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40(3), 231-239.

Yang Y.S, Koontz A.M, Triolo R.J, Mercer J.L, & Boninger M.L (2006). Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, 21(10), 1032-1041.f

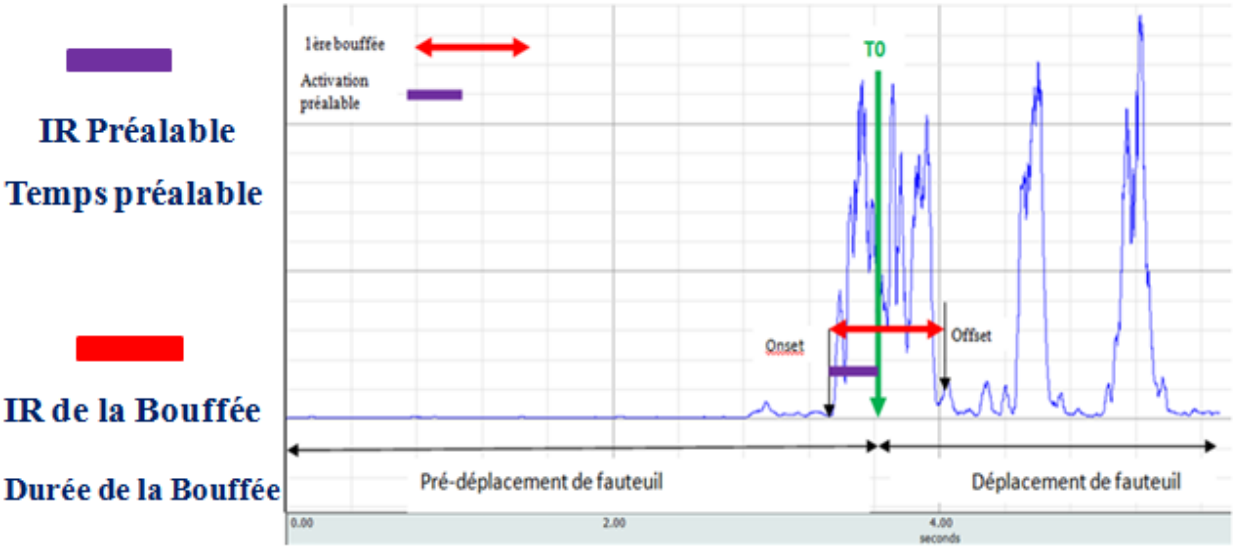
Yiou E (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World Journal of Orthopedics*, 3(6), 75-86.

Annexes



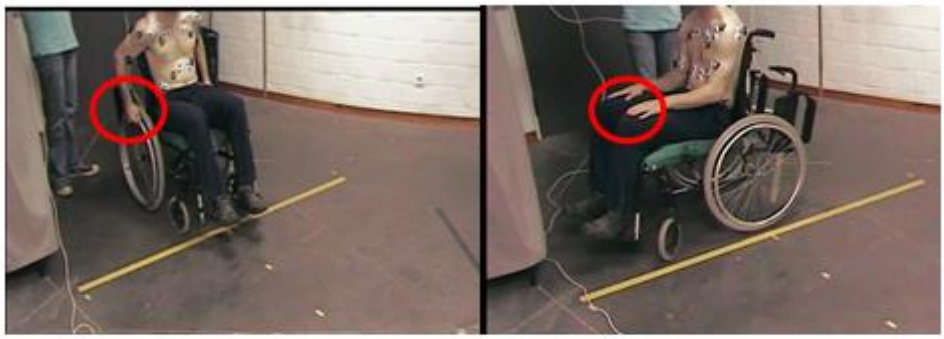
Annexe III.1. Placements des électrodes et muscles étudiés.

En bleu, Biceps Brachial, Pectoral Majeur, Deltoïde Antérieur et Deltoïde Postérieur bilatéralement.
En Vert, Oblique Externe, Grand Droit de l'Abdomen et Erecteur Spinal bilatéralement.



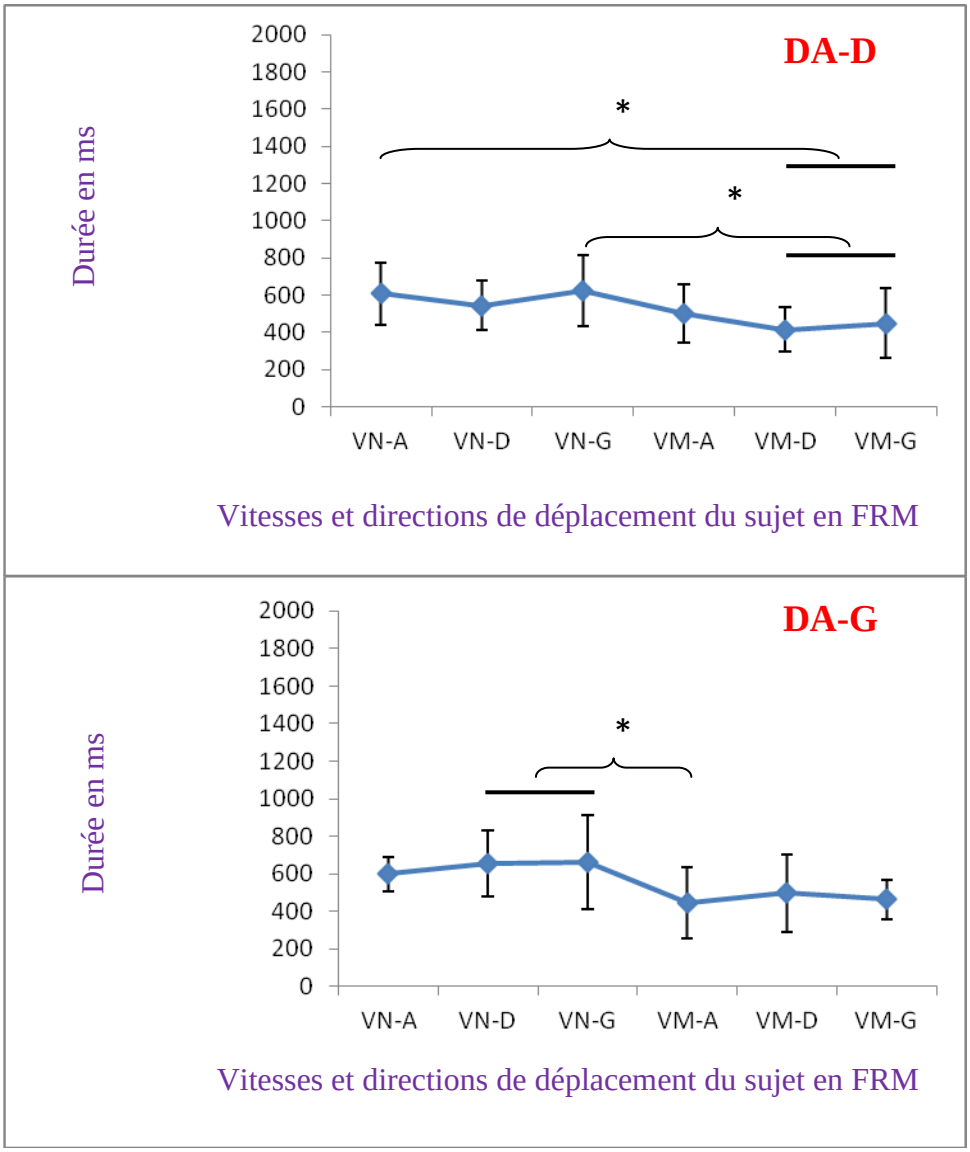
Annexe III.2. Variables mesurées de la composante focale.

IR Intensité Relative, T0 moment d'initiation du déplacement en Fauteuil Roulant Manuel, Onset moment d'activation du muscle, Offset moment de désactivation du muscle.



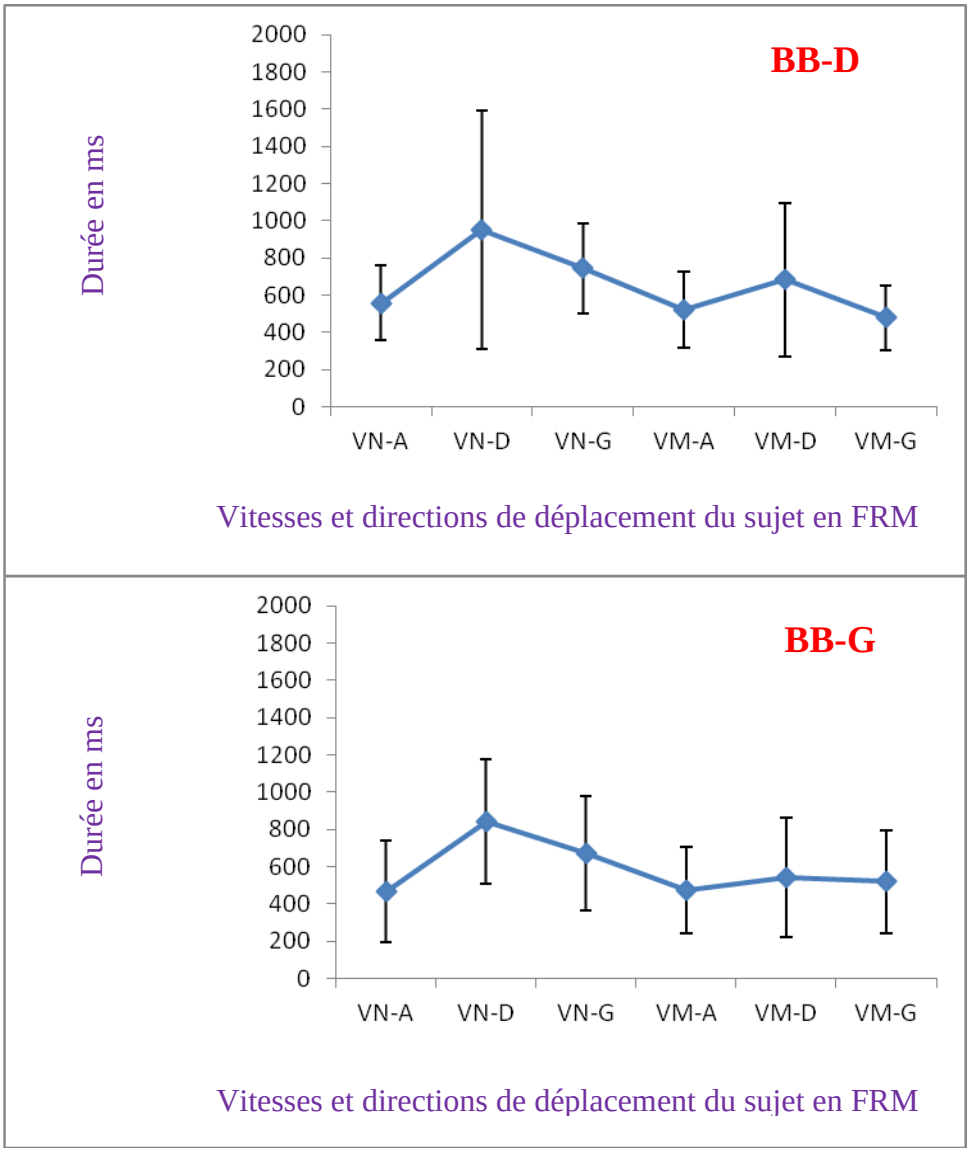
Mains Roues MR Mains Cuisses MC

Annexe III.3. Différents placements des mains pour les sujets sains.



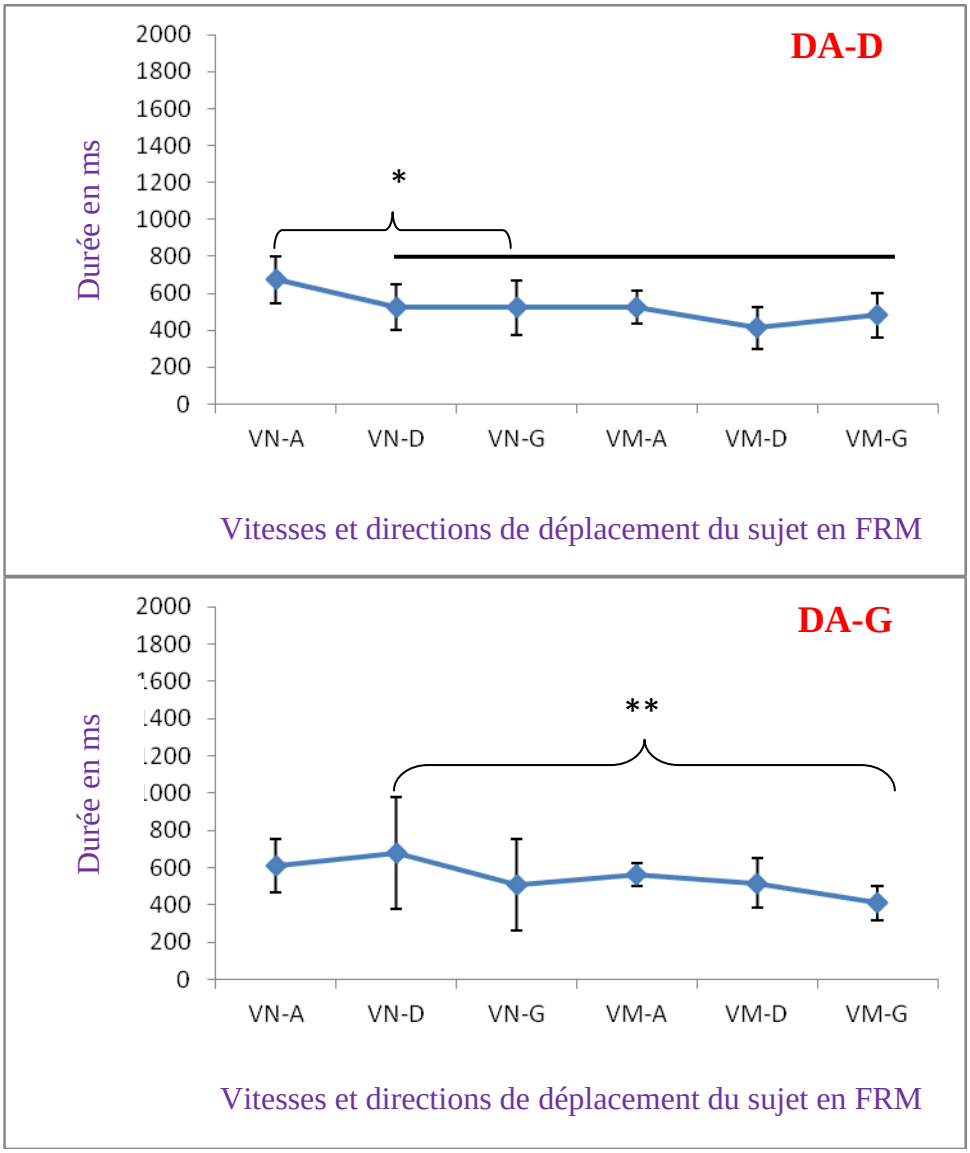
Annexe III.4. Durée d'activation de la bouffée en ms, du DA-D et DA-G condition MR, en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
DA Deltoïde Antérieur, MR Mains sur les Roues, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche.
** différence significative avec $p<0,05$.*



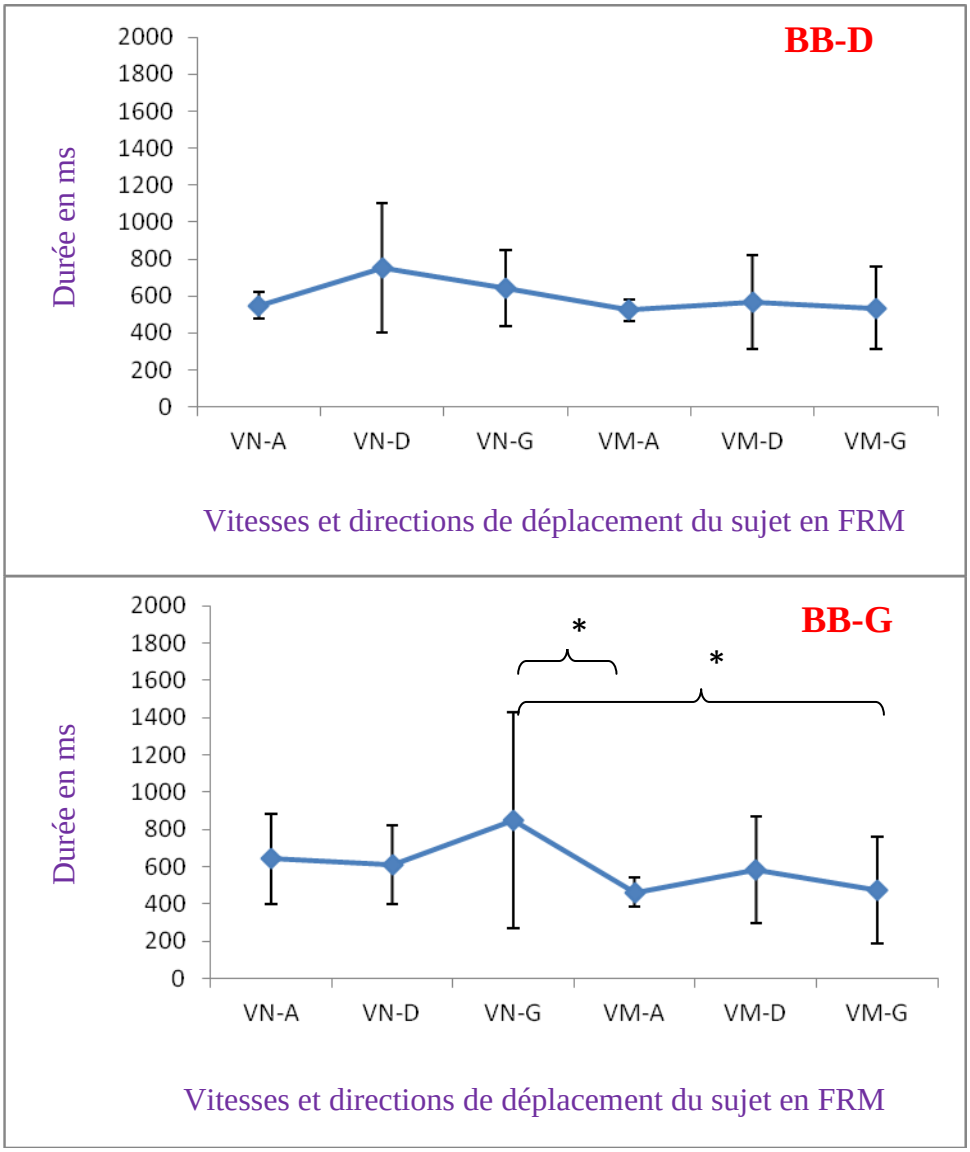
Annexe III.5. Durée d'activation de la bouffée en ms, du BB-D et BB-G, condition MR, en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

BB Biceps Brachial, MR mains sur les roues, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche.



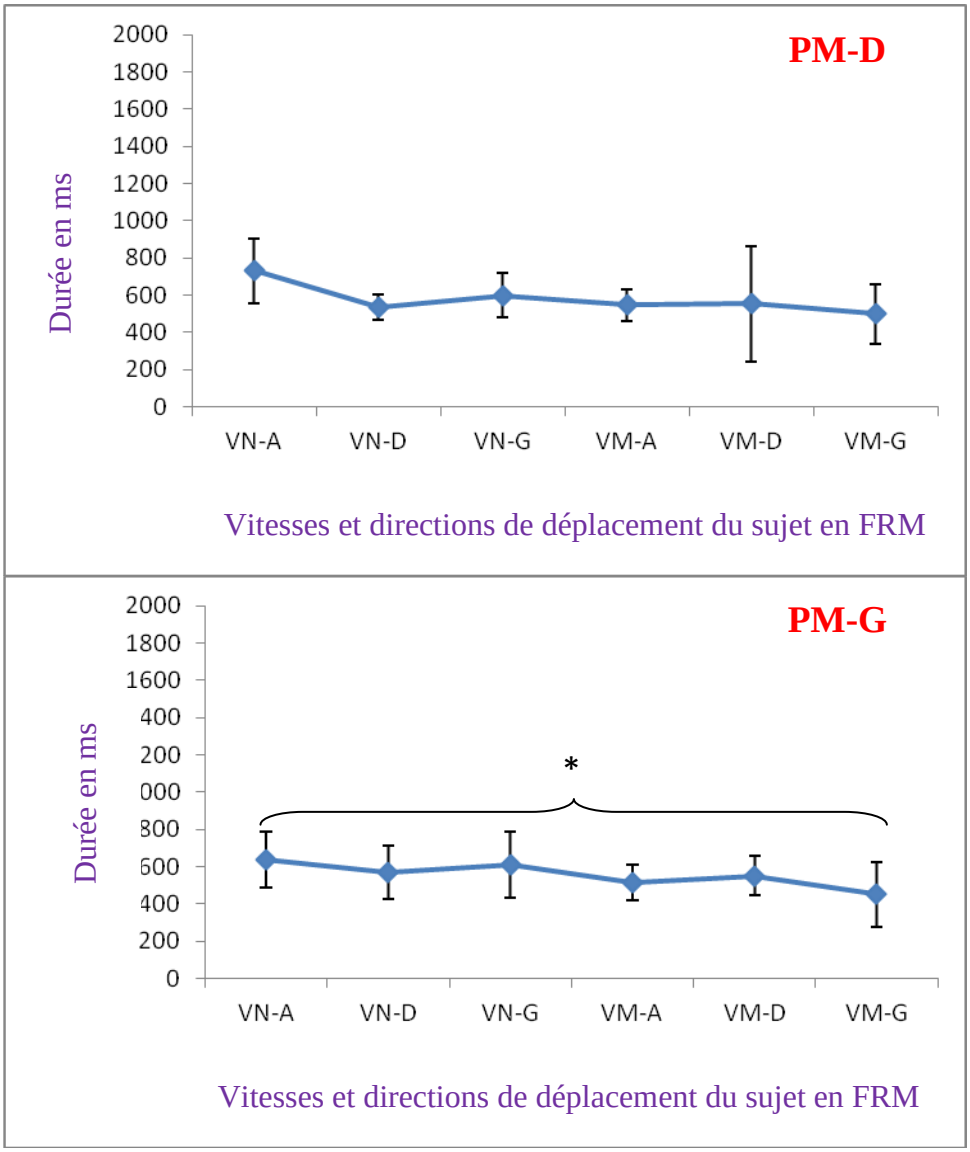
Annexe III.6. Durée d'activation de la bouffée en ms, du DA-D et DA-G, condition MC, en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
DA Deltoïde Antérieur, MC mains sur les cuisses, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01.*



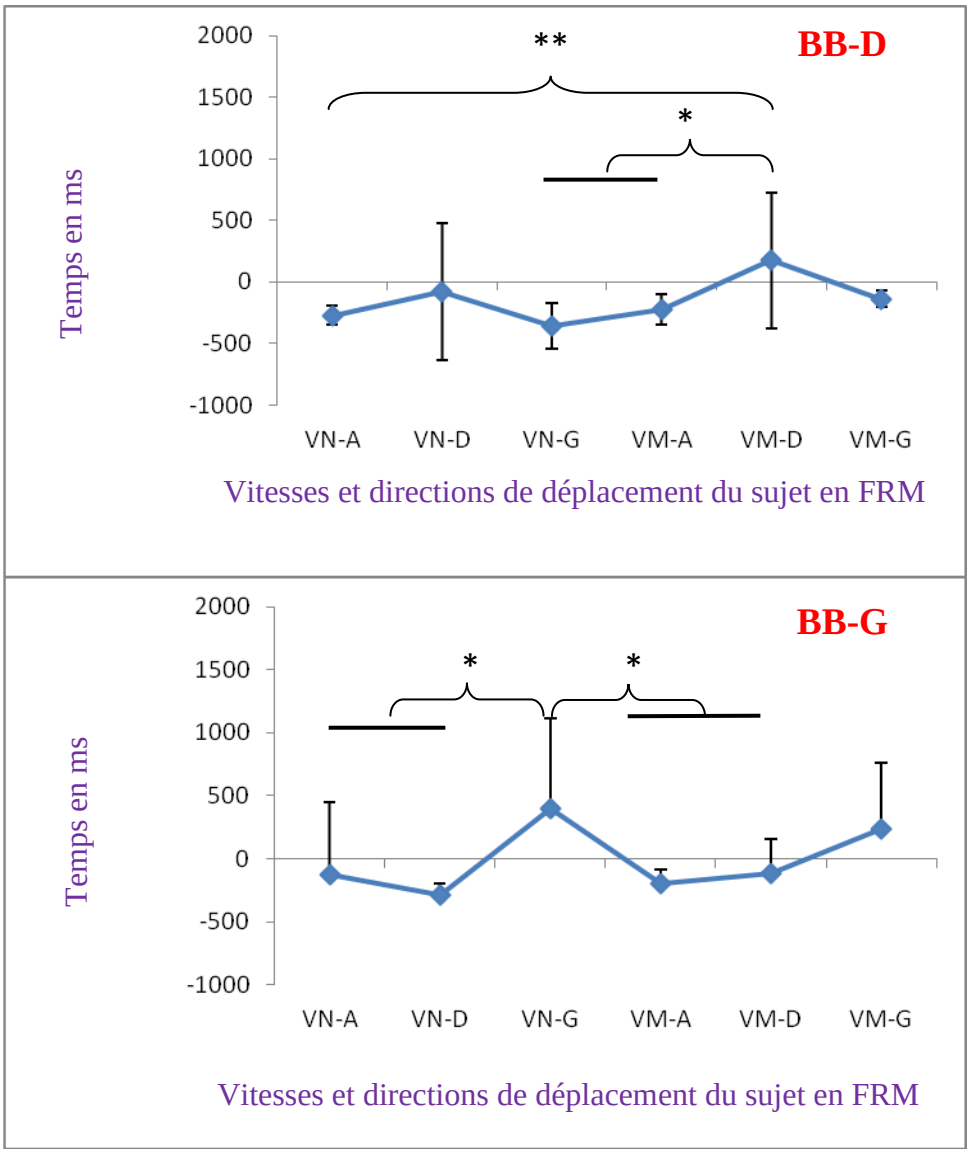
Annexe III.7. Durée d'activation de la bouffée en ms, du BB-D et BB-G, condition MC, en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

BB Biceps Brachial, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche.
** différence significative avec p<0,05, Mains cuisses.*



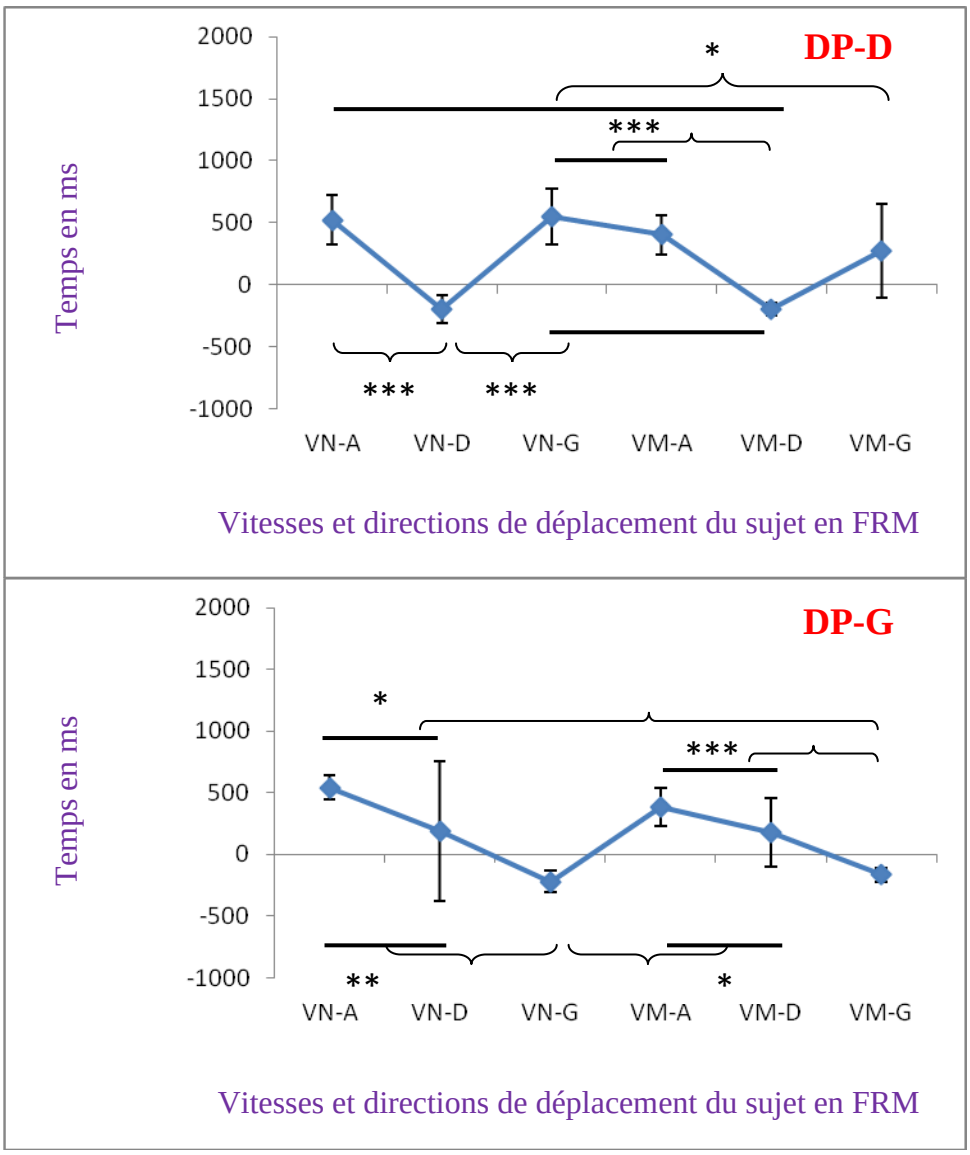
Annexe III.8. Durée d'activation de la bouffée en ms, du PM-D et PM-G, condition MC en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

PM Pectoral Majeur, MC mains sur les cuisses, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche.
** différence significative avec p<0,05.*



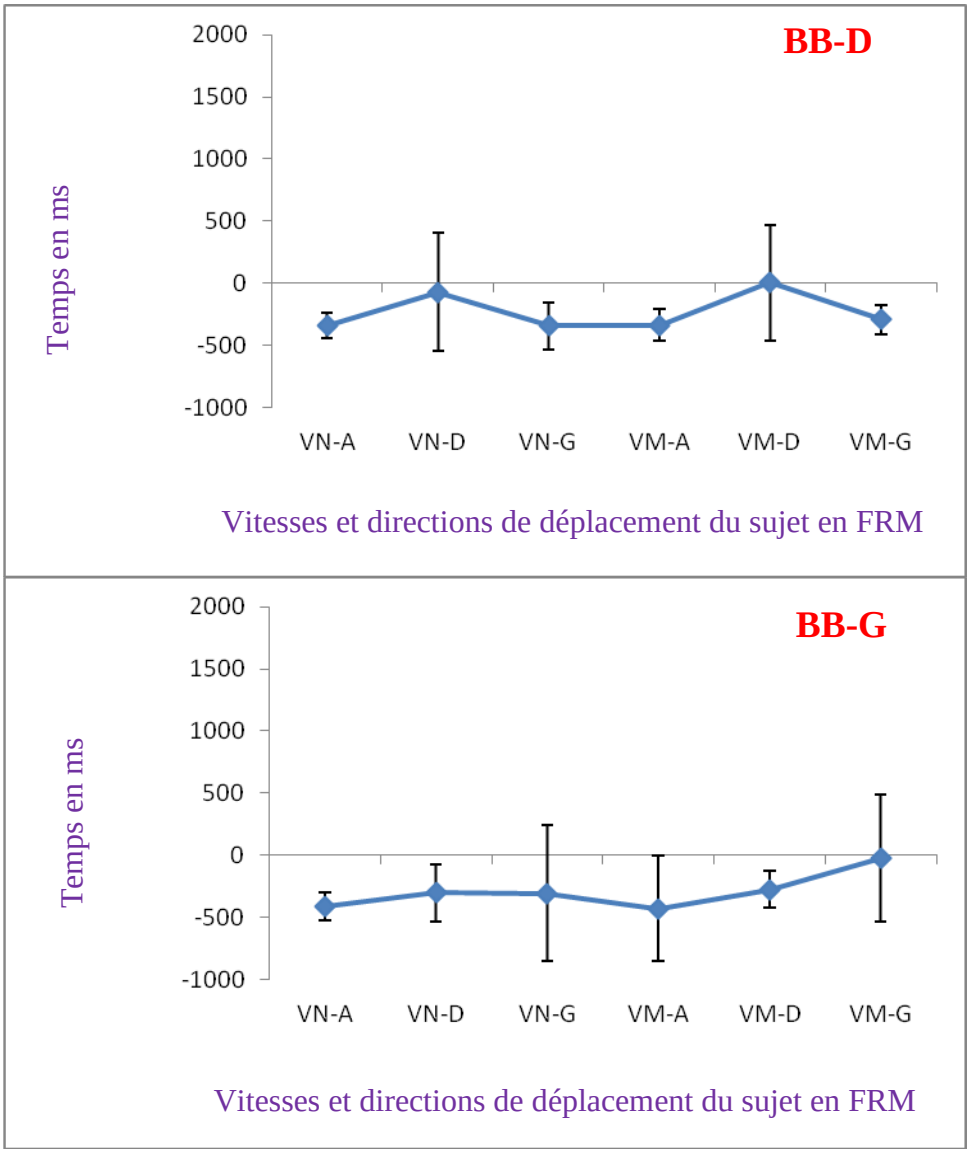
Annexe III.9. Temps d'activation préalable en ms, du BB-D et BB-G, condition MR en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
BB Biceps Brachial, MR mains sur les roues, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MR Mains Roues.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01.*



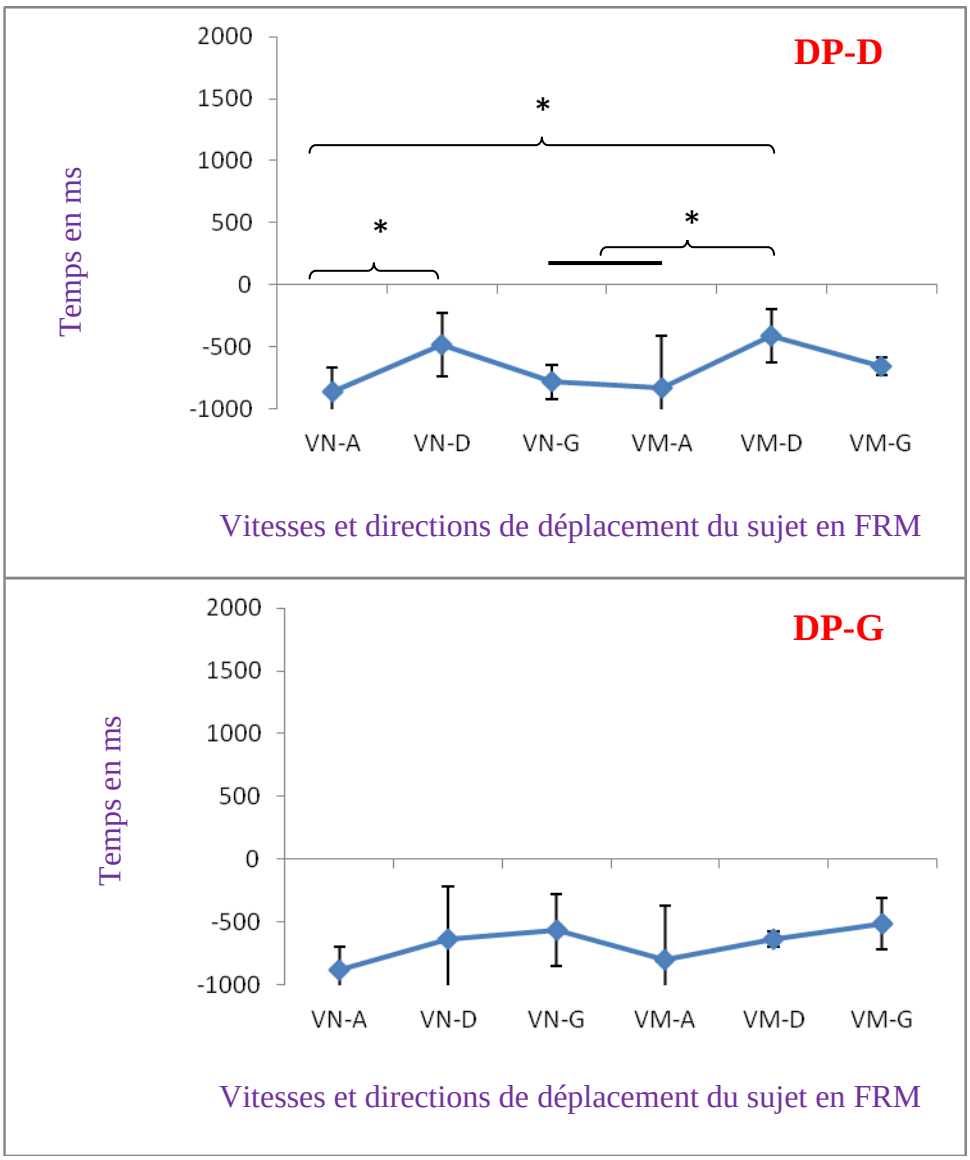
Annexe III.10. Temps d'activation préalable en ms, du DP-D et DP-G, condition MR en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
DP Deltoïde Postérieur, MR mains sur les roues, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01, *** différence significative avec p<0,001.*



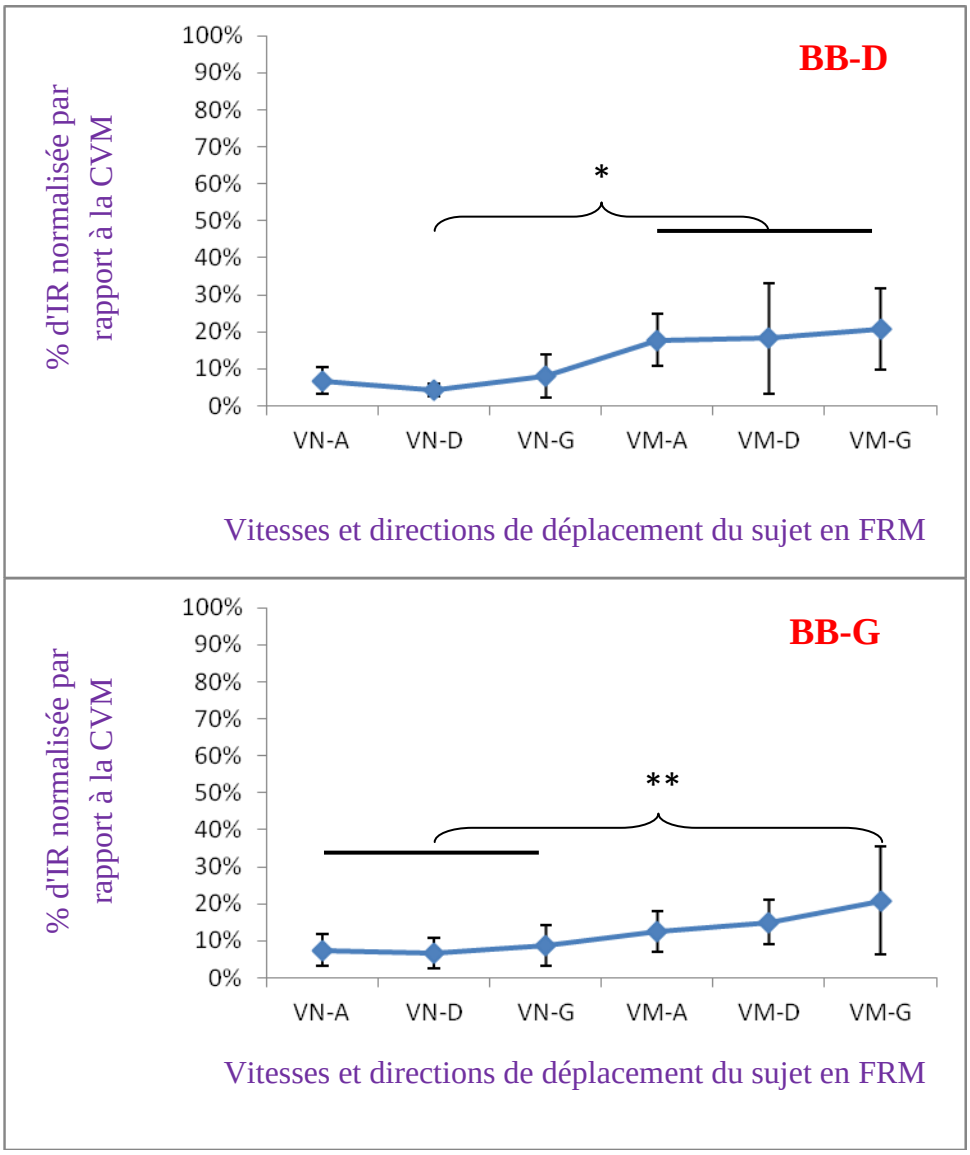
Annexe III.11. Temps d'activation préalable en ms, du BB-D et BB-G, condition MC en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

BB Biceps Brachial, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MC Mains Cuisses.



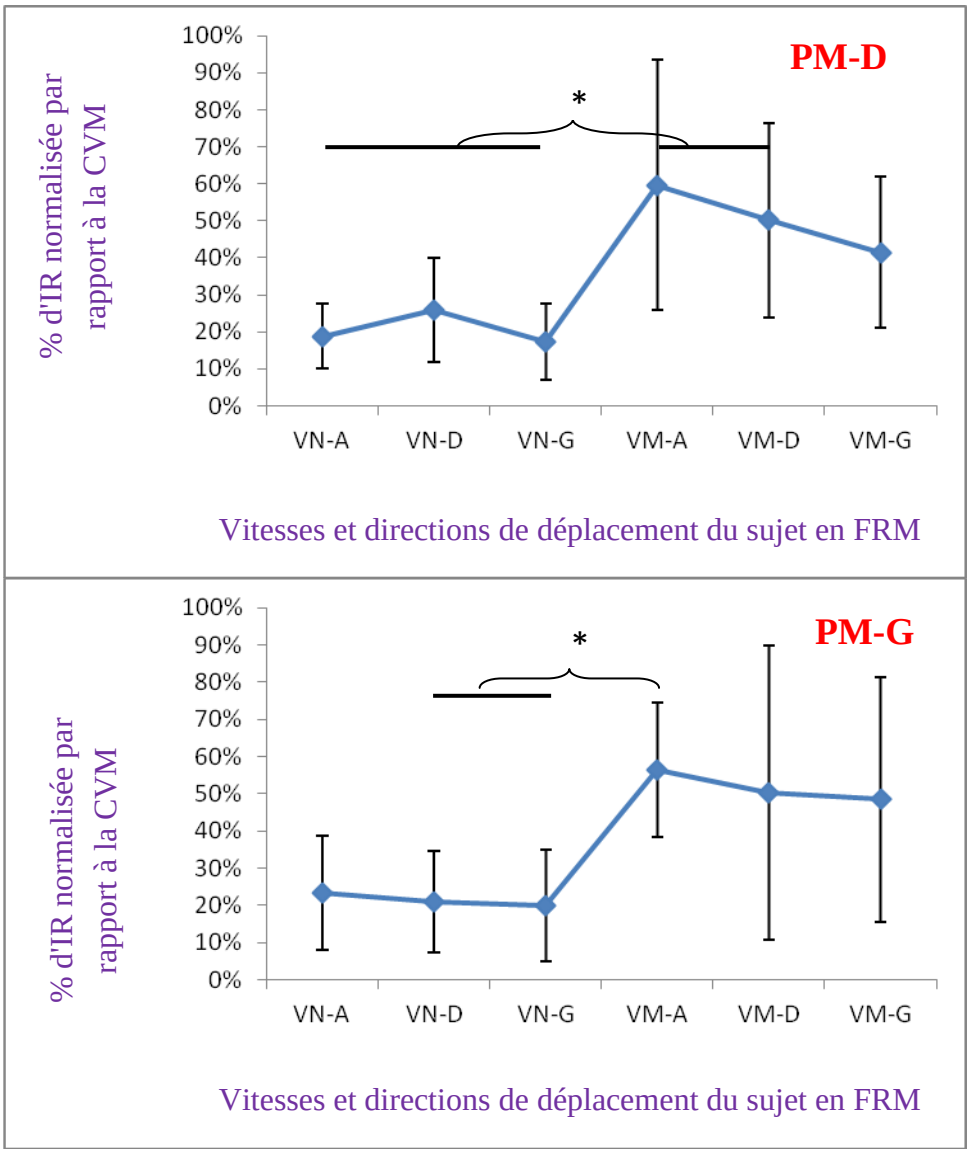
Annexe III.12. Temps d'activation préalable en ms, du DP-D et DP-G, condition MC en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
DP Deltoïde Postérieur, MC mains sur les cuisses, FRM Fauteuil Roulant Manuel, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche.
** différence significative avec $p<0,05$.*



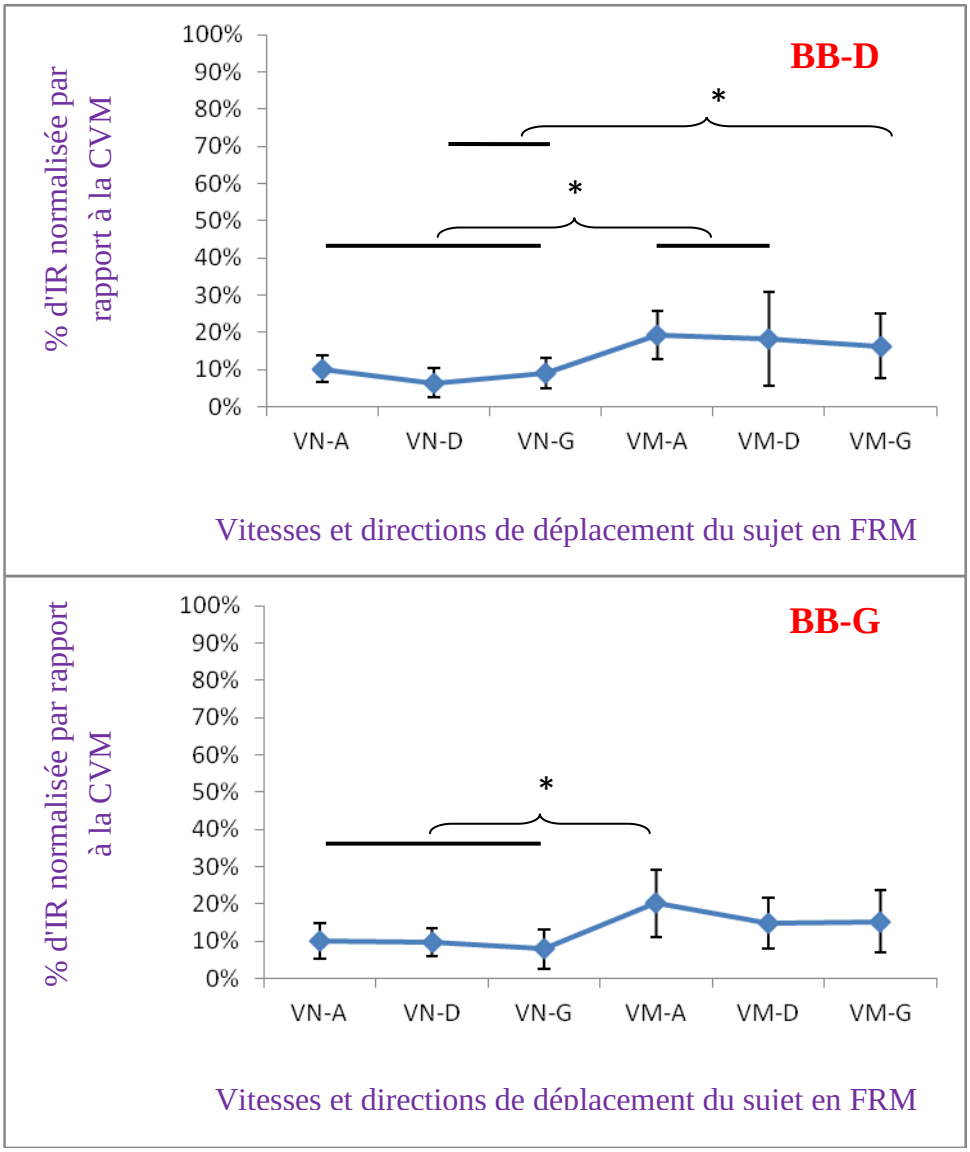
Annexe III.13. IR d'activation de BB-D et BB-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM, condition MR.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, BB Biceps Brachial, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01, MR mains roues.*



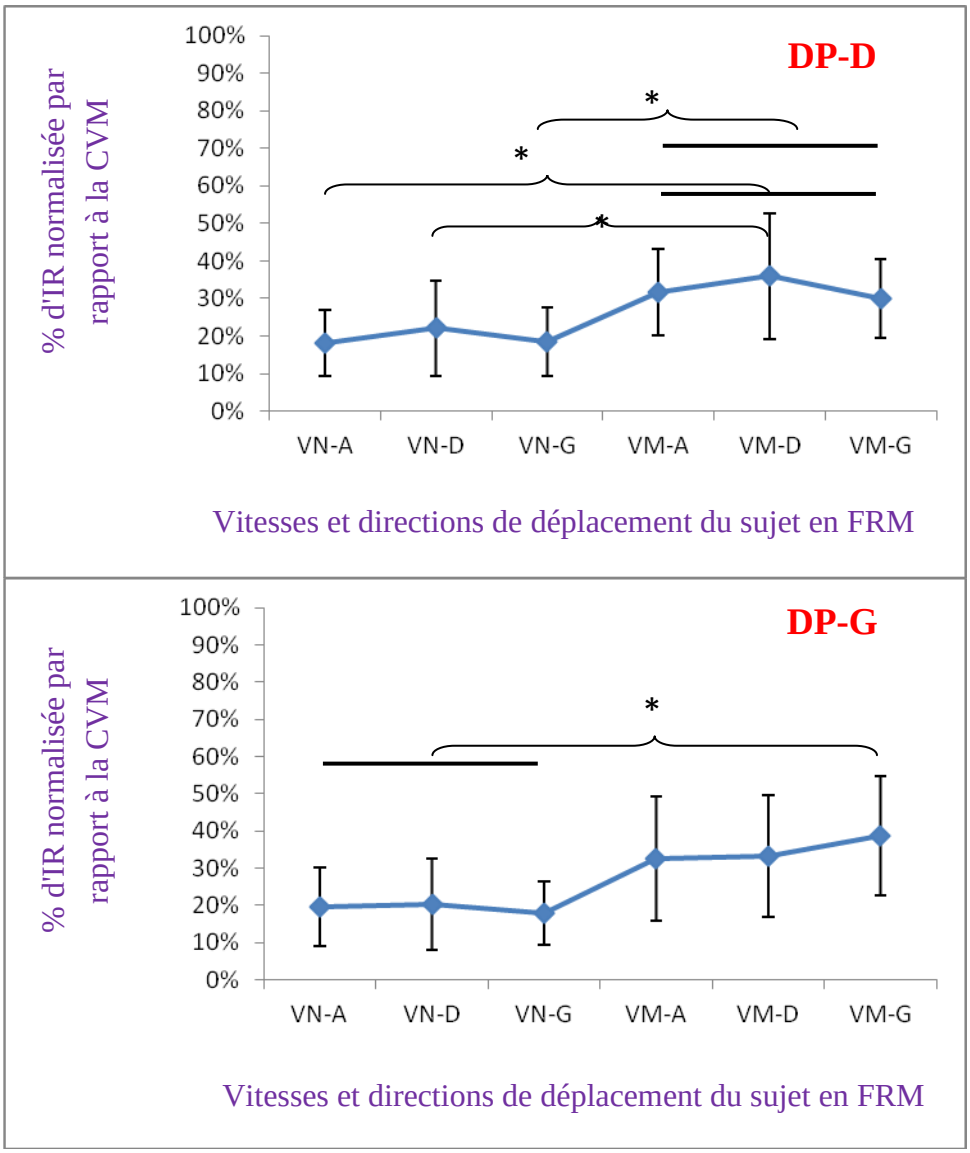
Annexe III.14. IR d'activation de PM-D et PM-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM condition MR.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, PM Pectoral Majeur, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MR mains roues.
** différence significative avec $p<0,05$.*



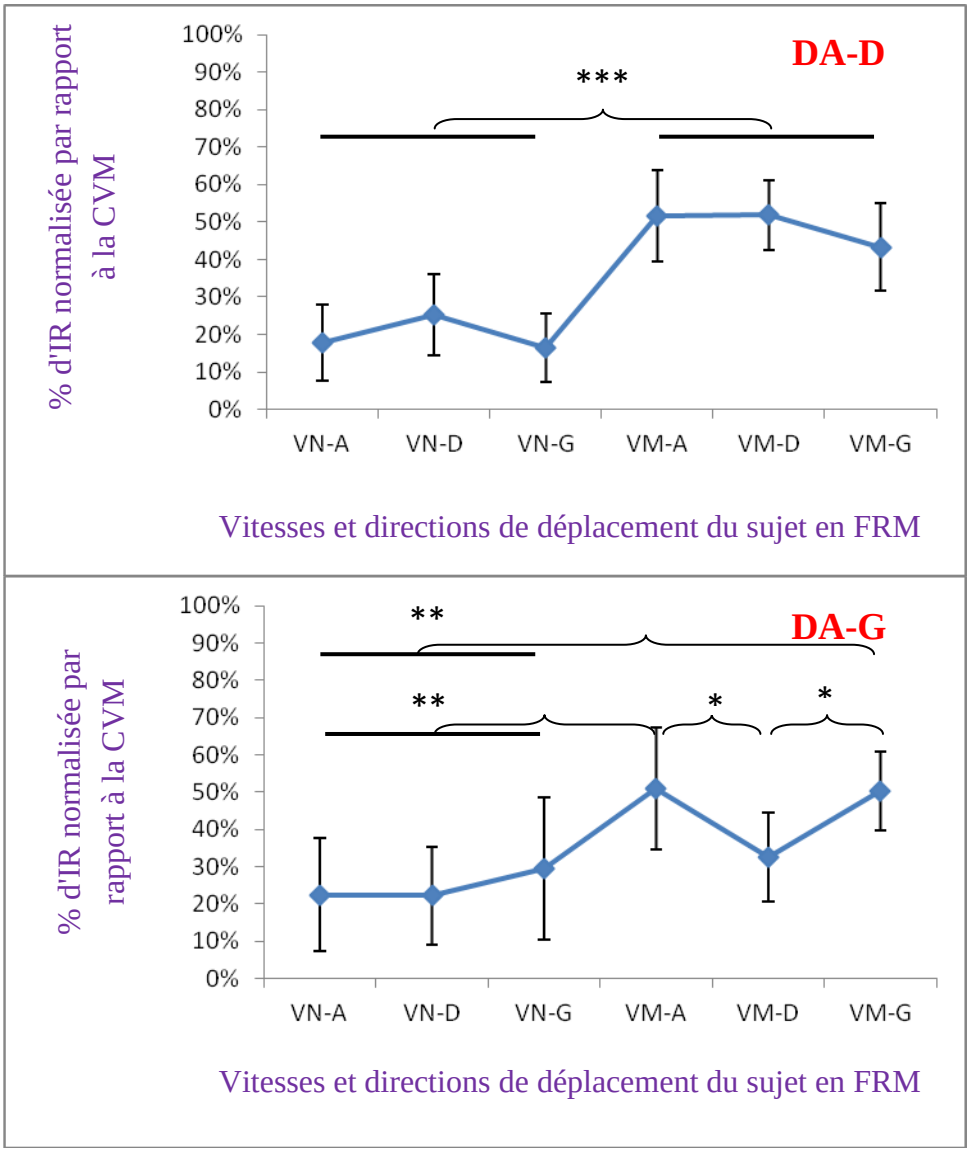
Annexe III.15. IR d'activation de BB-D et BB-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM condition MC.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, BB Biceps Brachial, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MC Mains Cuisses.
** différence significative avec $p<0,05$.*



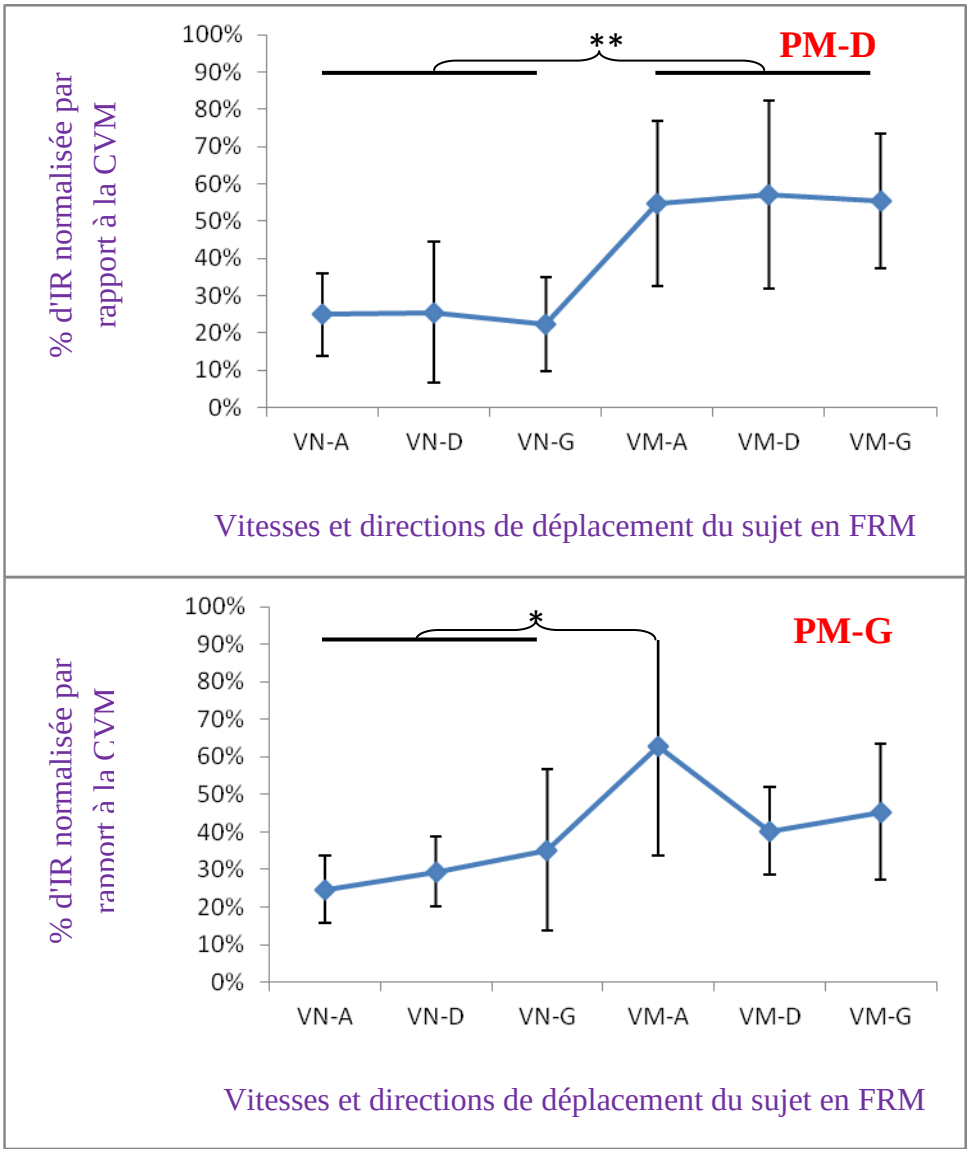
Annexe III.16. IR d'activation de DP-D et DP-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM condition MC.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, DP Deltoïde Postérieur, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MC Mains Cuisses.
** différence significative avec $p<0,05$.*



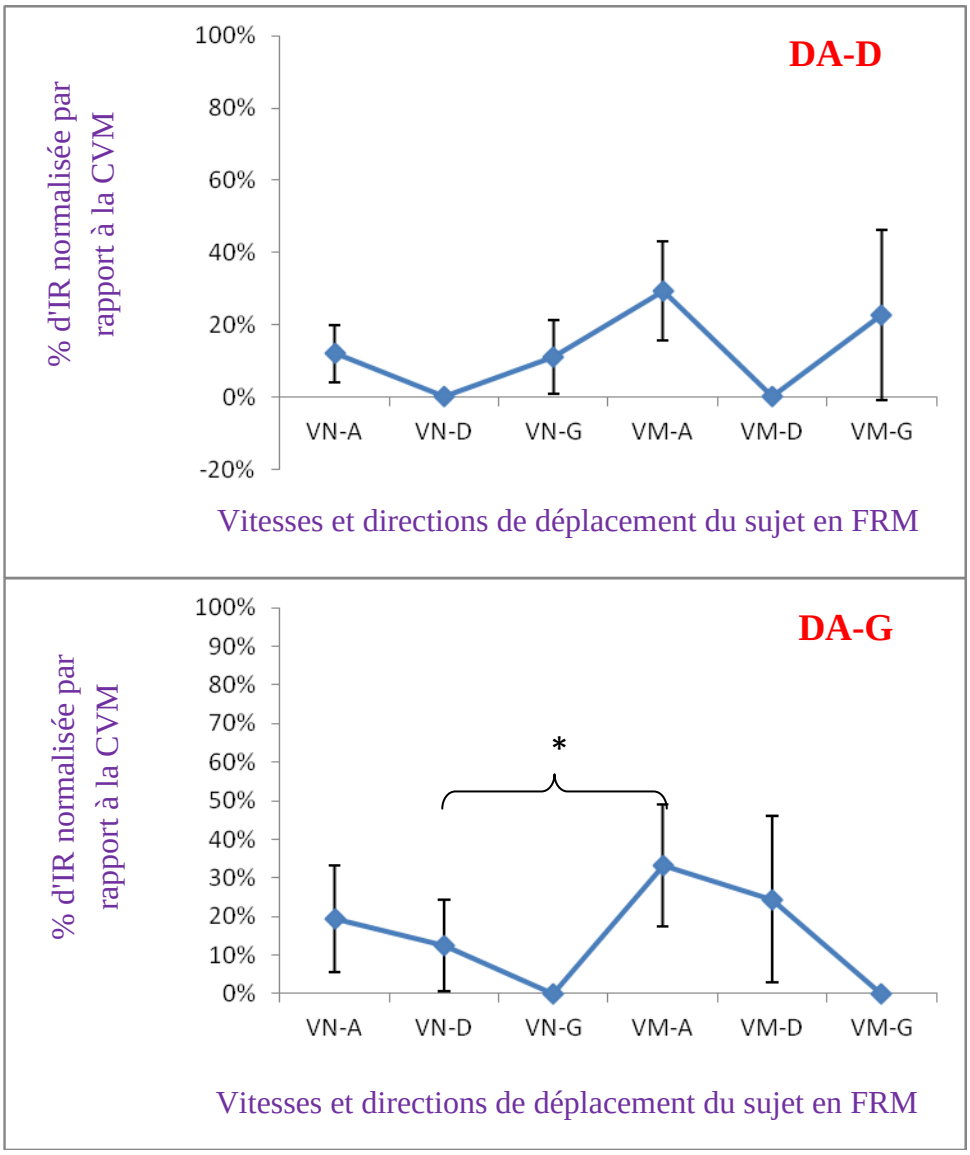
Annexe III.17. IR d'activation de DA-D et DA-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM conditions MC.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, DA Deltoïde Antérieur, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MC Mains Cuisses.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01, *** différence significative avec p<0,001.*



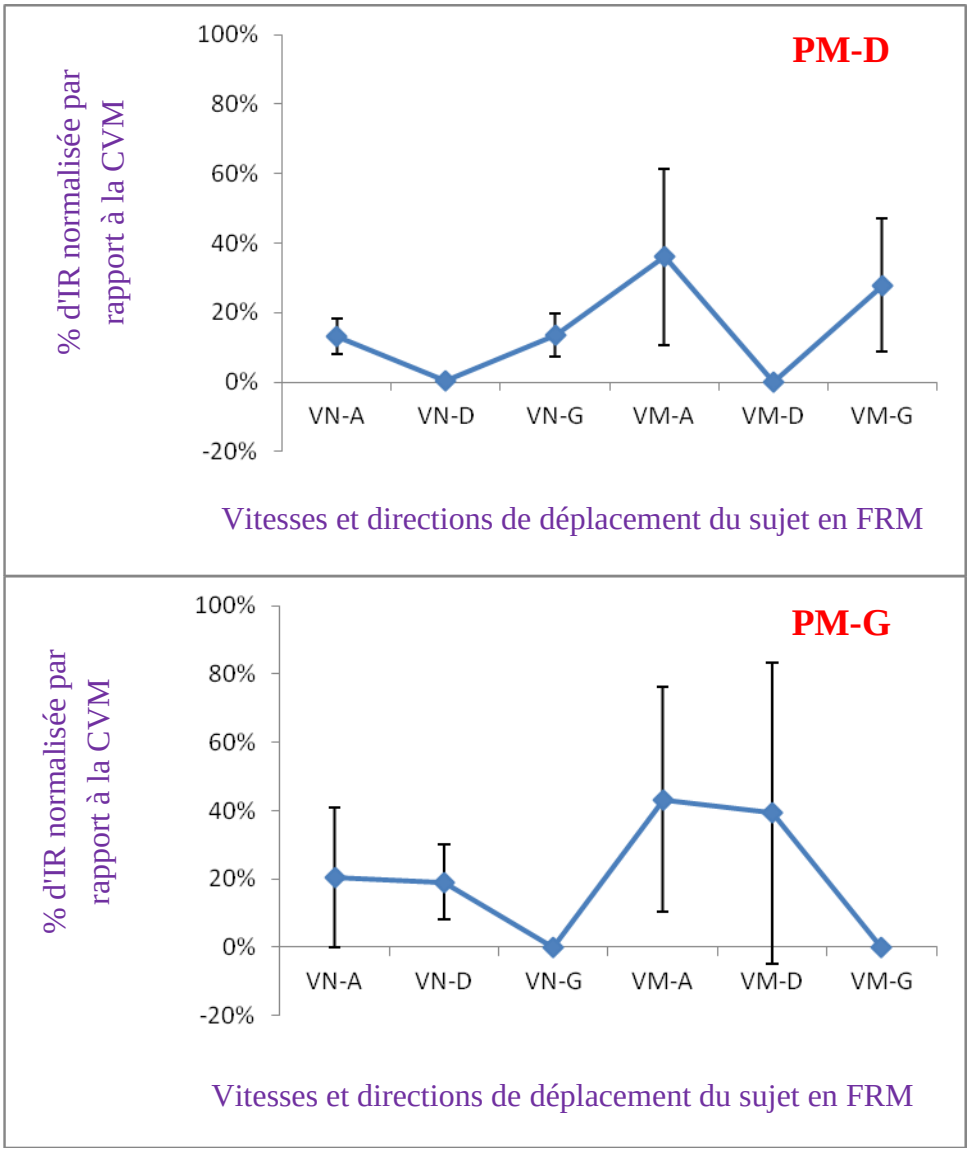
Annexe III.18. IR d'activation de PM-D et PM-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM condition MC.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, PM Pectoral Majeur, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MC Mains Cuisses.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01.*



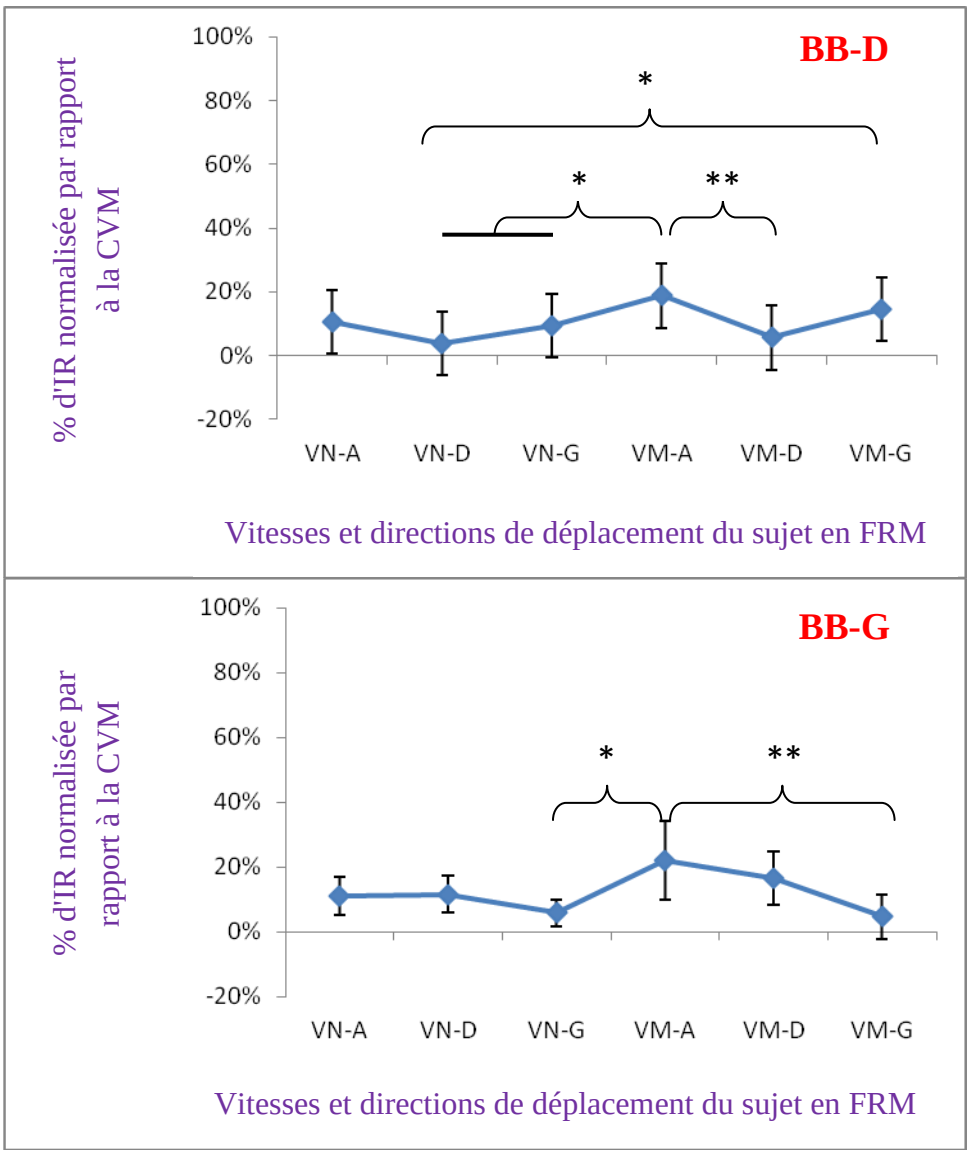
Annexe III.19. IR d'activation préalable de DA-D et DA-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM condition MR.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, DA Deltoïde Antérieur, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MR mains roue.
** différence significative avec $p<0,05$.*



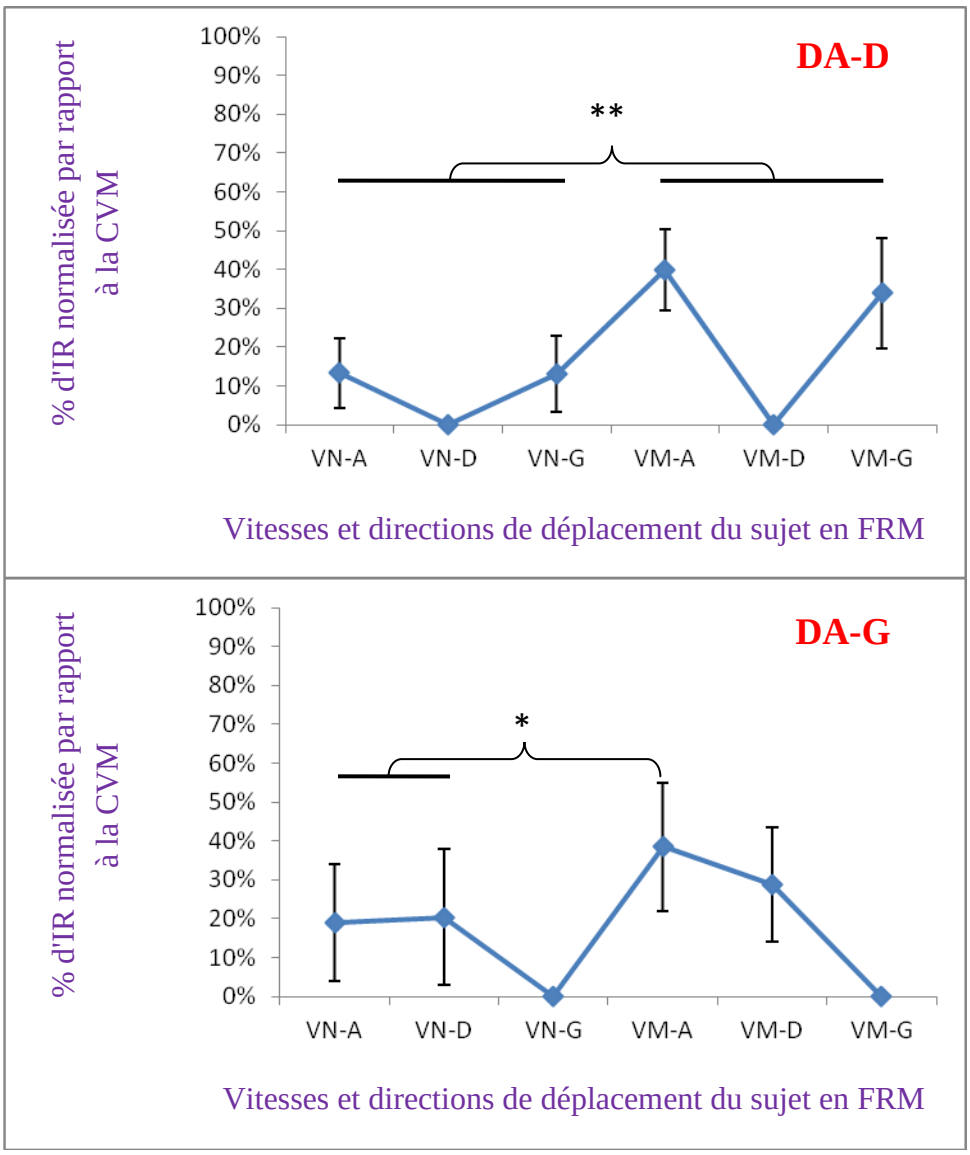
Annexe III.20. IR d'activation préalable de PM-D et PM-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM condition MR.

IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, PM Pectoral Majeur, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MR mains roues.



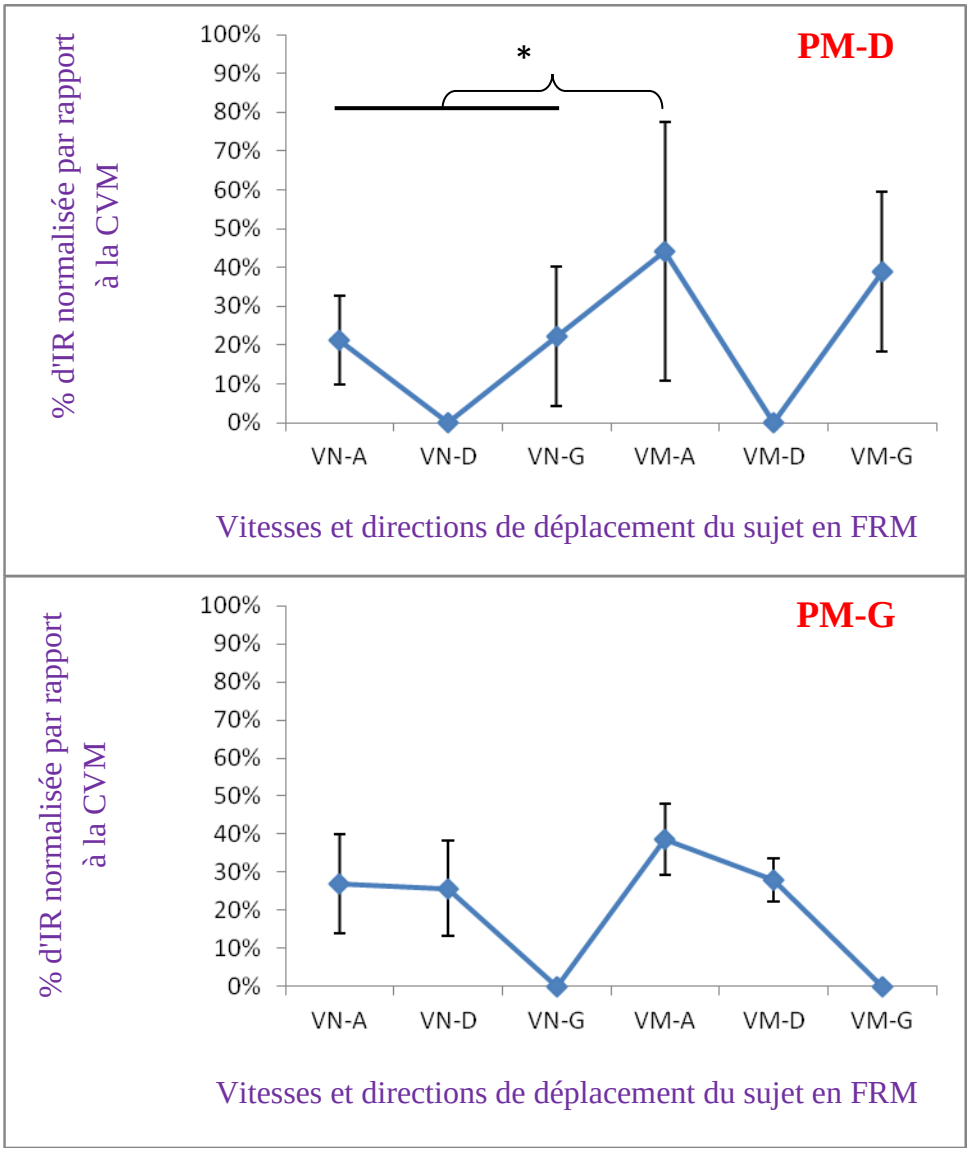
Annexe III.21. IR d'activation préalable de BB-D et BB-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM condition MC.

Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, BB Biceps Brachial, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MC Mains Cuisses.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01.*



Annexe III.22. IR d'activation préalable de DA-D et DA-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM condition MC.

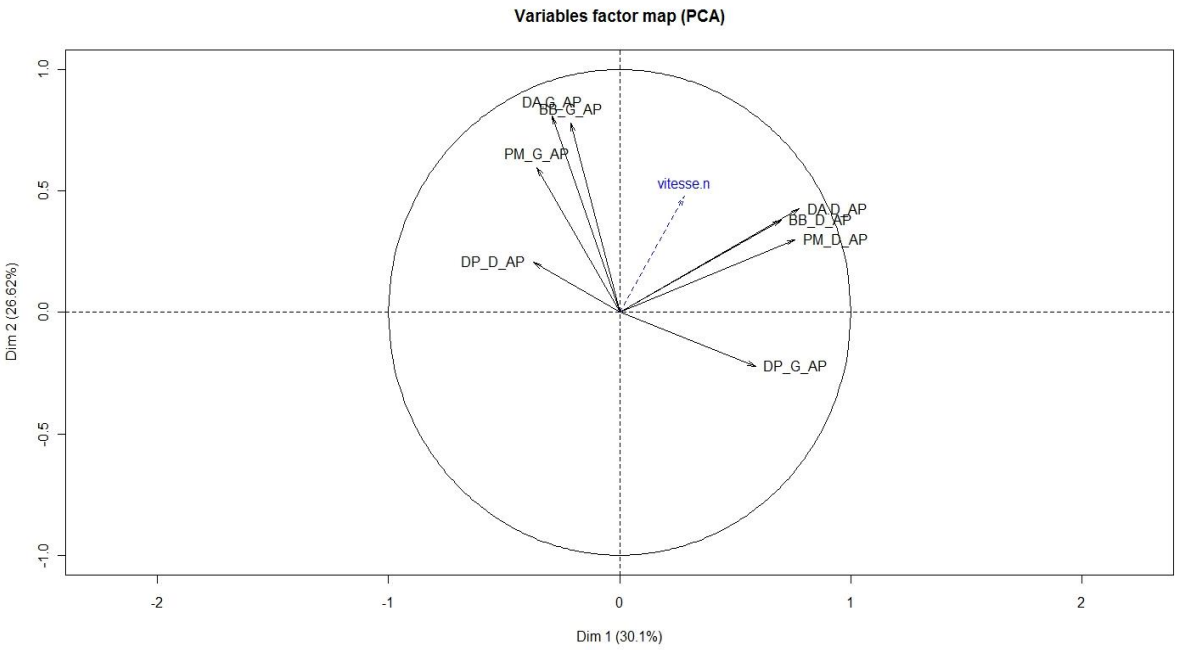
Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, DA Deltoïde Antérieur, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MC Mains Cuisses.
** différence significative avec p<0,05, ** différence significative avec p<0,01.*



Annexe III.23. IR d'activation préalable de PM-D et PM-G normalisées par rapport à la CVM en fonction de la vitesse et de la direction de déplacement du sujet en FRM condition MC.

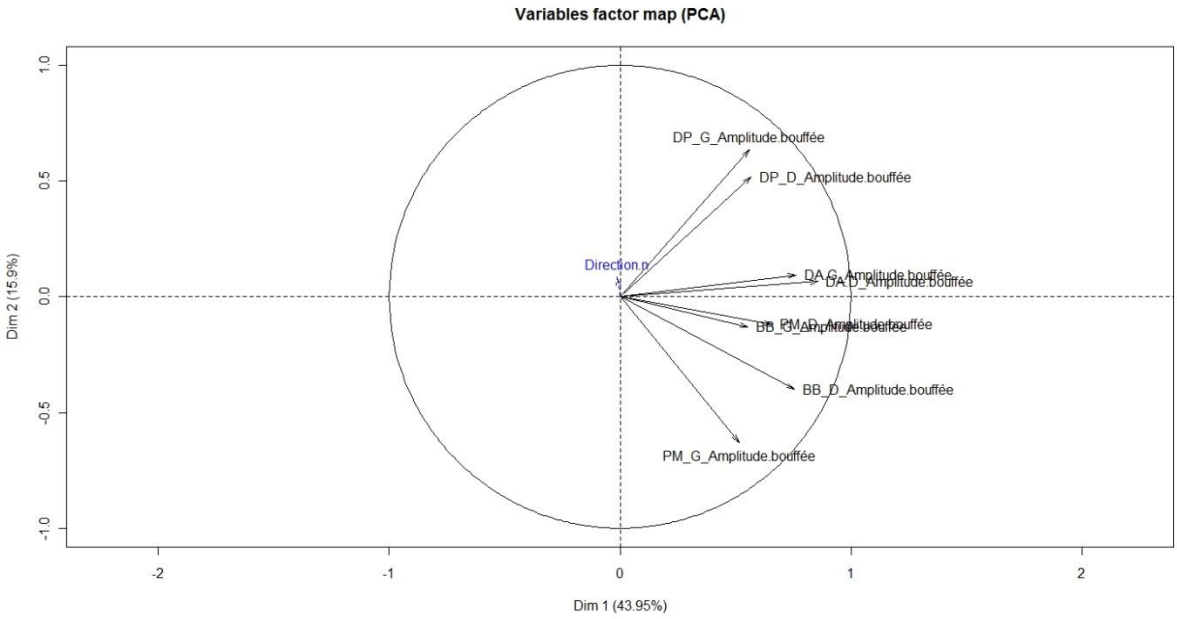
Une accolade signifie une différence entre deux conditions ou entre une condition et un ensemble de conditions. Un trait horizontal signifie cet ensemble de conditions.
IR Intensité Relative, CVM Contraction Volontaire Maximale, FRM Fauteuil Roulant Manuel, PM Pectoral Majeur, VN Vitesse Normale, VM Vitesse Maximale, A Avant, D Droite, G Gauche, MC Mains Cuisses.
** différence significative avec $p<0,05$.*

Annexe IV.1. Différents placements des mains pour les sujets avec blessure médullaire.



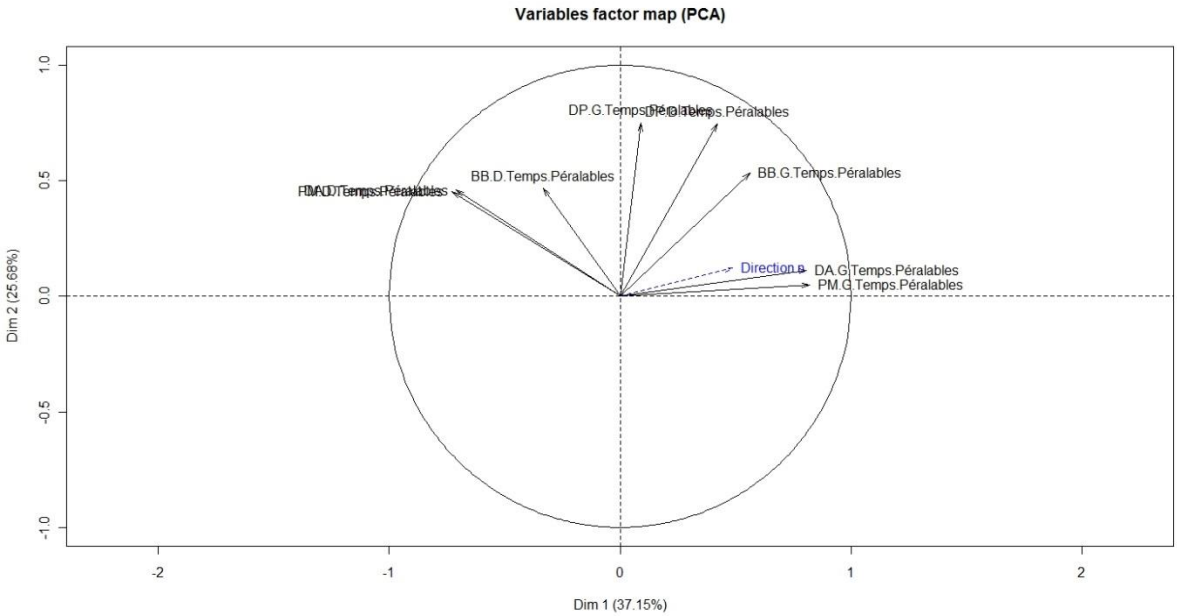
Annexe V.1. ACP de la vitesse à partir des IR préalables chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.



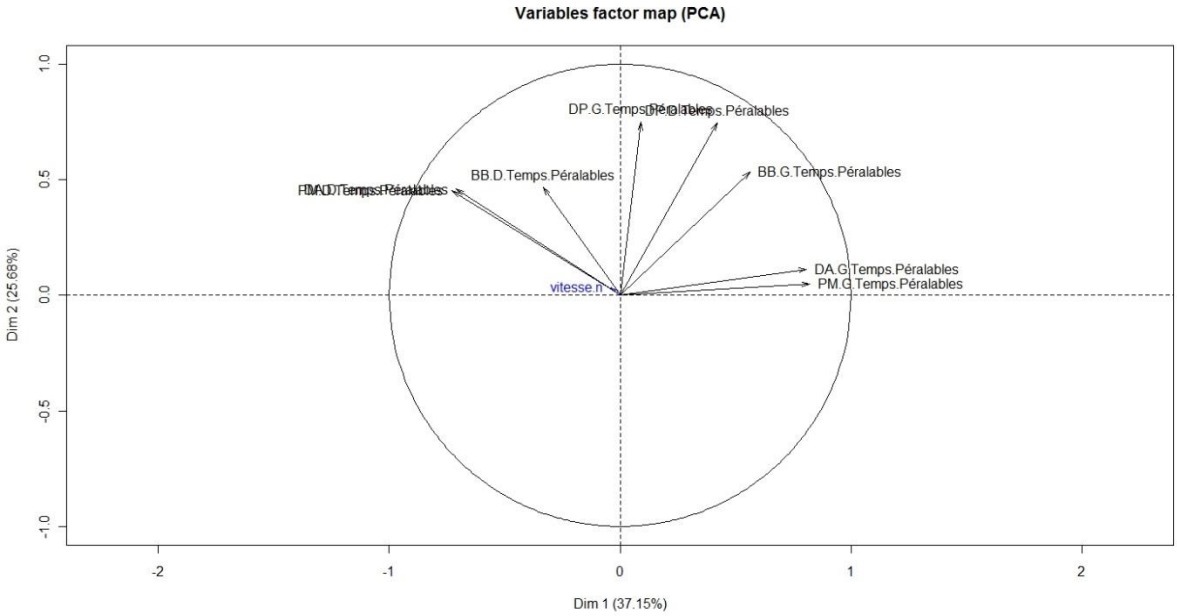
Annexe V.2. ACP de la direction à partir des IR de la bouffée chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.



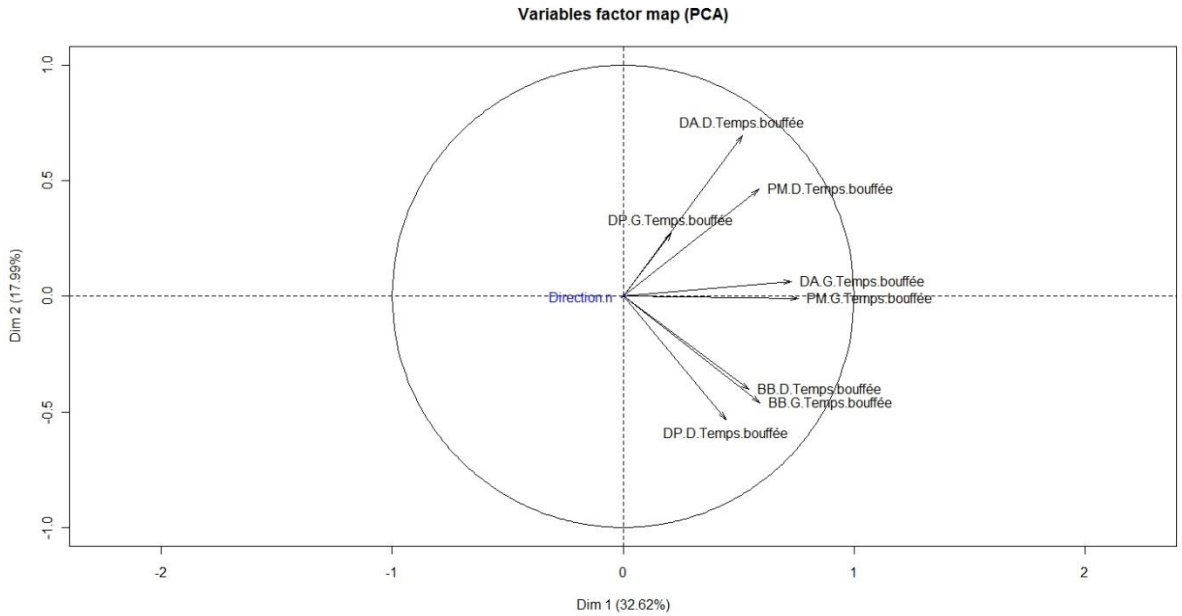
Annexe V.3. ACP de la direction à partir des temps préalables chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.



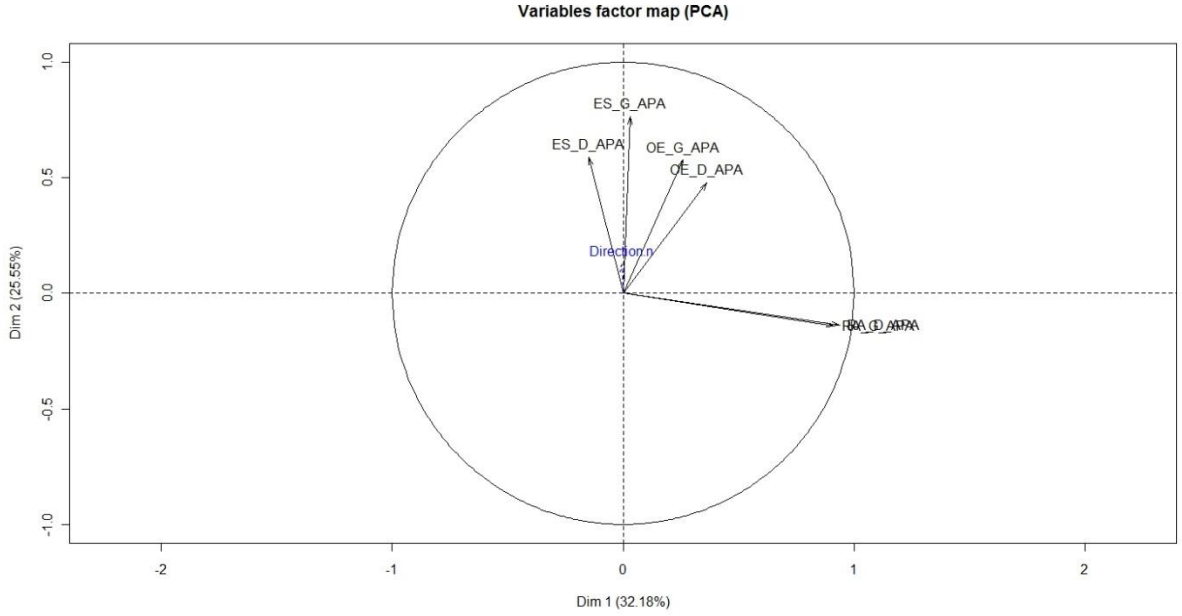
Annexe V.4. ACP de la vitesse à partir des temps préalables chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.



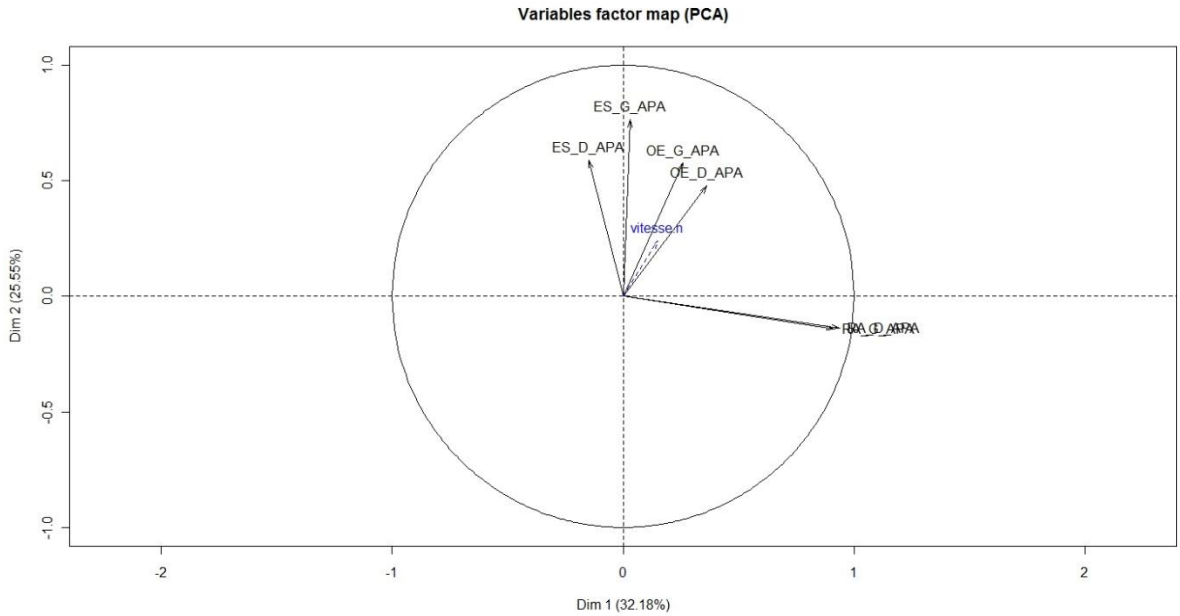
Annexe V.5. ACP de la direction à partir de la durée de la bouffée chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.



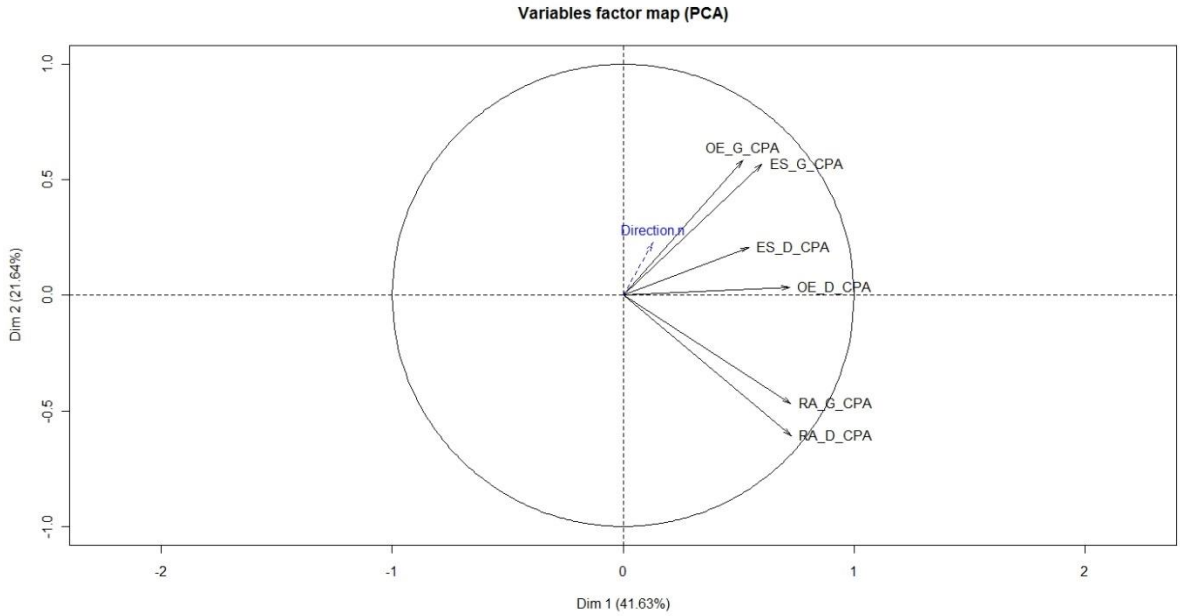
Annexe V.6. ACP de la direction à partir des APA chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale. APA Ajustement Postural Anticipatoire.
ES-D Erecteur Spinal Droit, ES-G Erecteur Spinal Gauche, RA-D Rectus Abdominis Droit, RA-G Rectus Abdominis Gauche, OE-D Oblique Externe Droit, OE-G Oblique Externe Gauche.



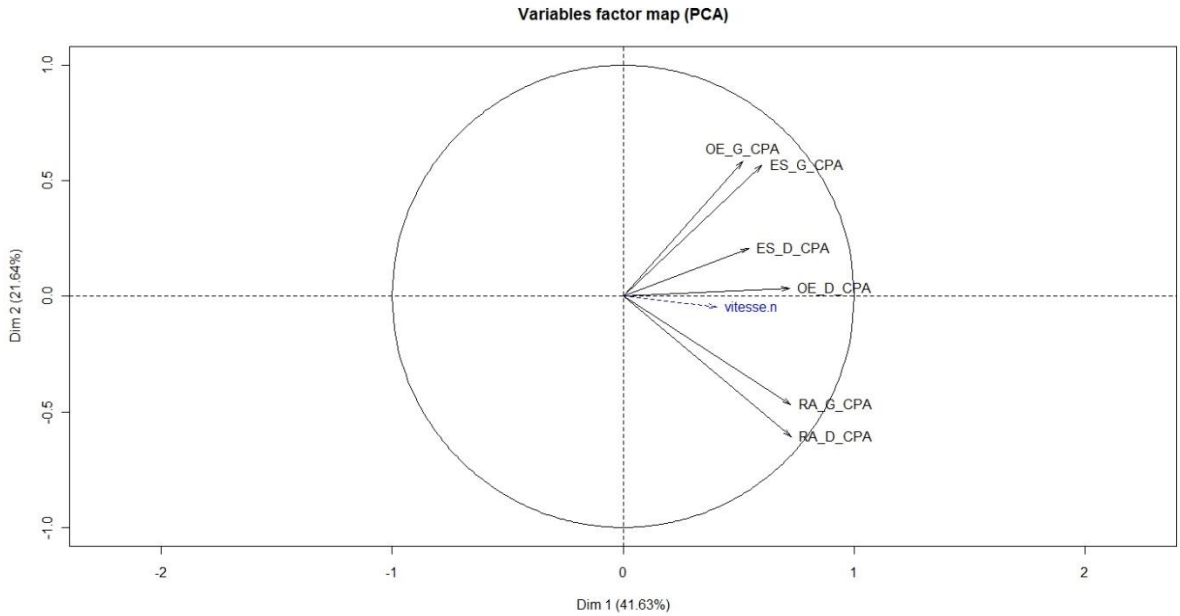
Annexe V.7. ACP de la vitesse à partir des APA chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale. APA Ajustement Postural Anticipatoire.
ES-D Erecteur Spinal Droit, ES-G Erecteur Spinal Gauche, RA-D Rectus Abdominis Droit, RA-G Rectus Abdominis Gauche, OE-D Oblique Externe Droit, OE-G Oblique Externe Gauche.



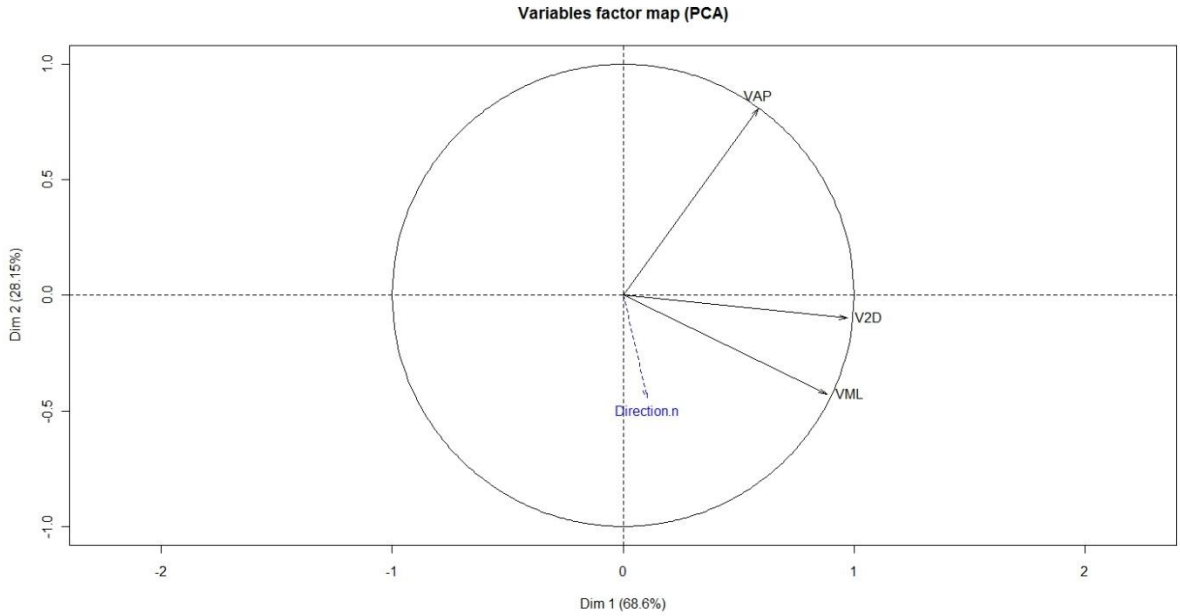
Annexe V.8. ACP de la direction à partir des APC chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale. APC Ajustement Postural Compensatoire.
ES-D Erecteur Spinal Droit, ES-G Erecteur Spinal Gauche, RA-D Rectus Abdominis Droit, RA-G Rectus Abdominis Gauche, OE-D Oblique Externe Droit, OE-G Oblique Externe Gauche.



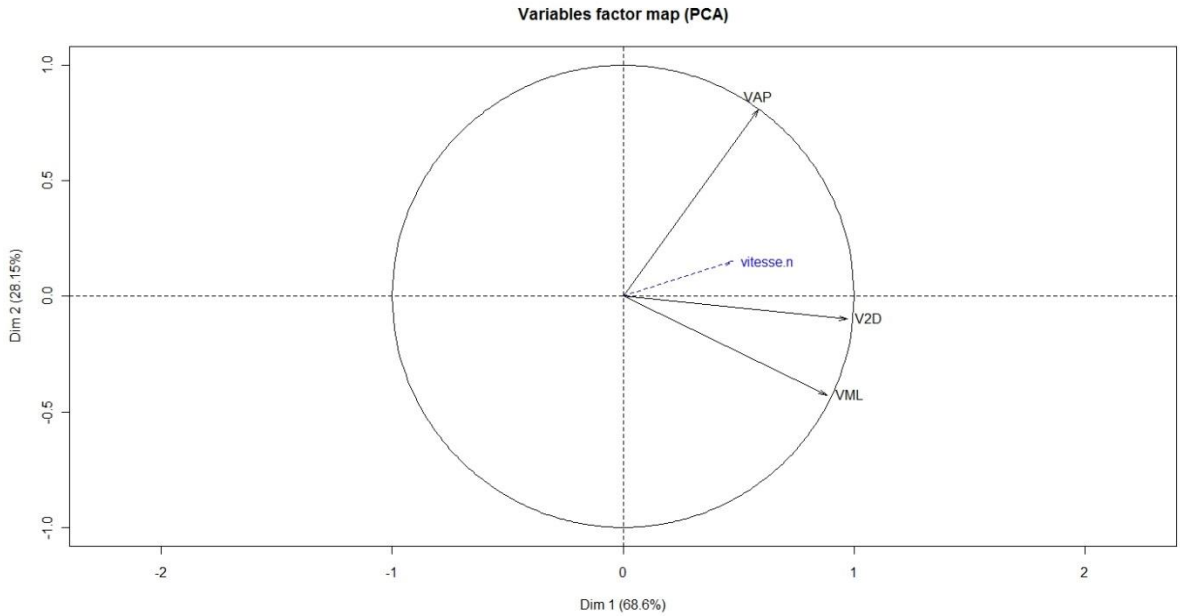
Annexe V.9. ACP de la vitesse à partir des APC chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale. APC Ajustement Postural Compensatoire.
ES-D Erecteur Spinal Droit, ES-G Erecteur Spinal Gauche, RA-D Rectus Abdominis Droit, RA-G Rectus Abdominis Gauche, OE-D Oblique Externe Droit, OE-G Oblique Externe Gauche.



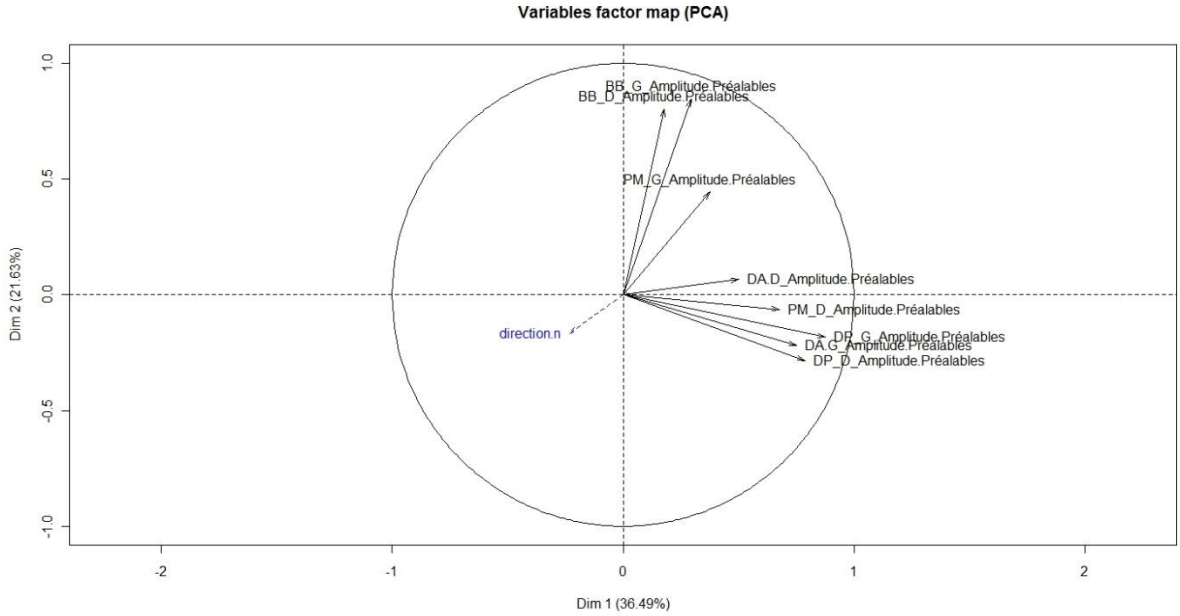
Annexe V.10. ACP de la direction à partir des vitesses du COP chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale, COP Centre de Pression, VAP Vitesse AntéroPostérieure, V2D Vitesse en Deux Dimensions, VML Vitesse Médio Latérale.



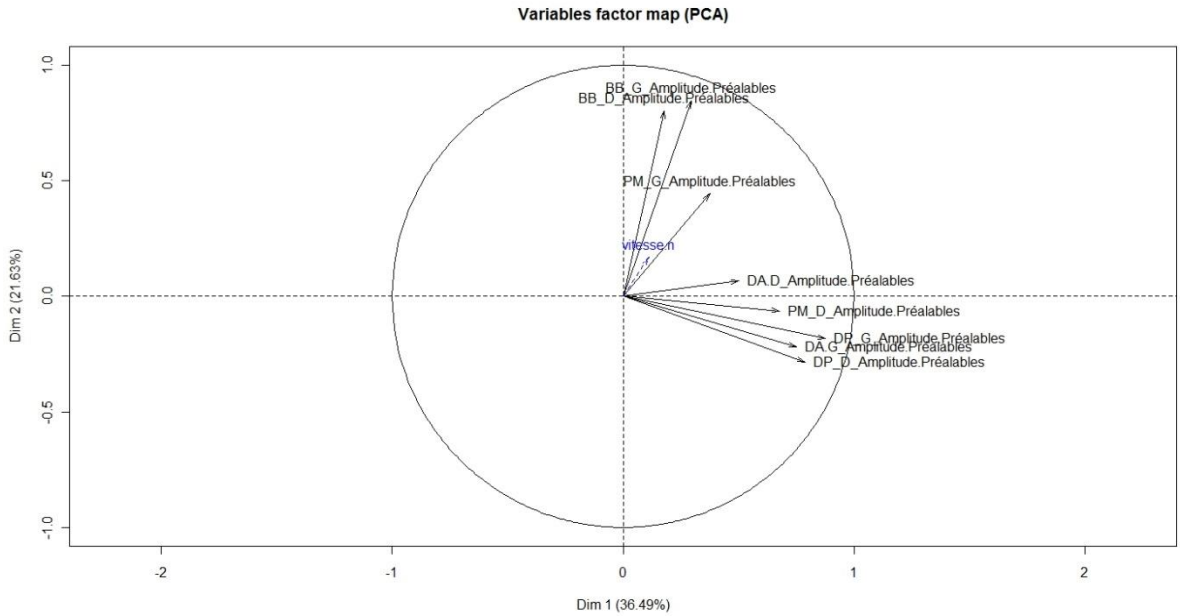
Annexe V.11. ACP de la vitesse à partir des vitesses du COP chez les sujets sains.

ACP Analyse en Composante Principale, COP Centre de Pression, VAP Vitesse AntéroPéstérieure, V2D Vitesse en Deux Dimensions, VML Vitesse Médio Latérale.



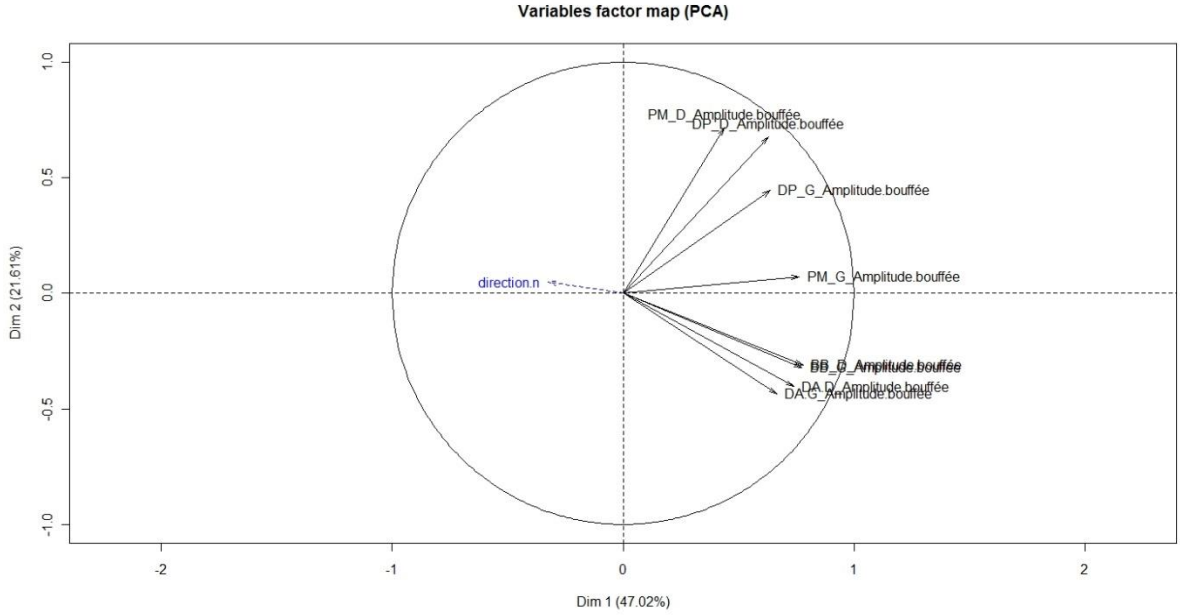
Annexe V.12. ACP de la direction à partir des IR préalable chez les sujets BM.

ACP Analyse en Composante Principale, BM Blessure Médullaire.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.



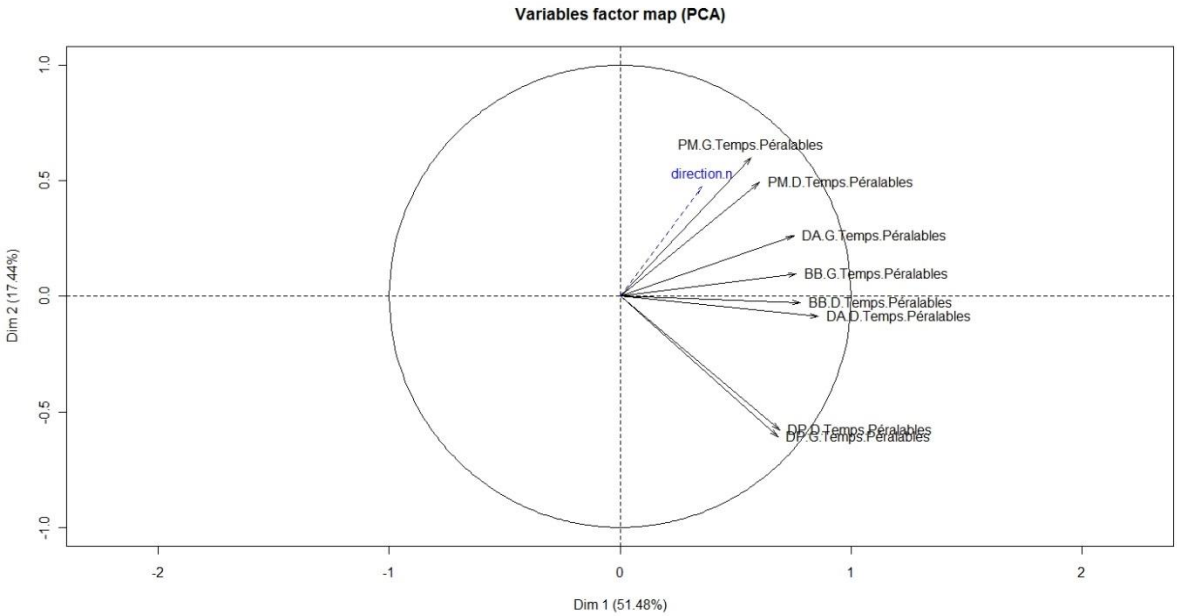
Annexe V.13. ACP de la vitesse à partir des IR préalables chez les sujets BM.

ACP Analyse en Composante Principale, BM Blessure Médullaire.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.



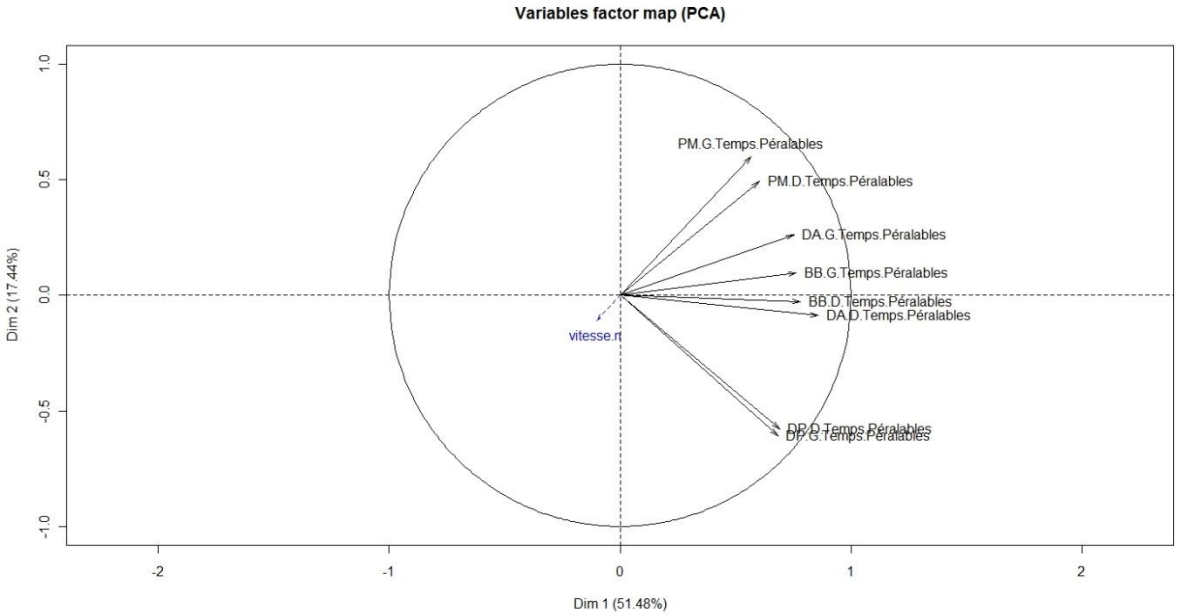
Annexe V.14. ACP de la direction à partir des IR de la bouffée chez les sujets BM.

ACP Analyse en Composante Principale, BM Blessure Médullaire.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.



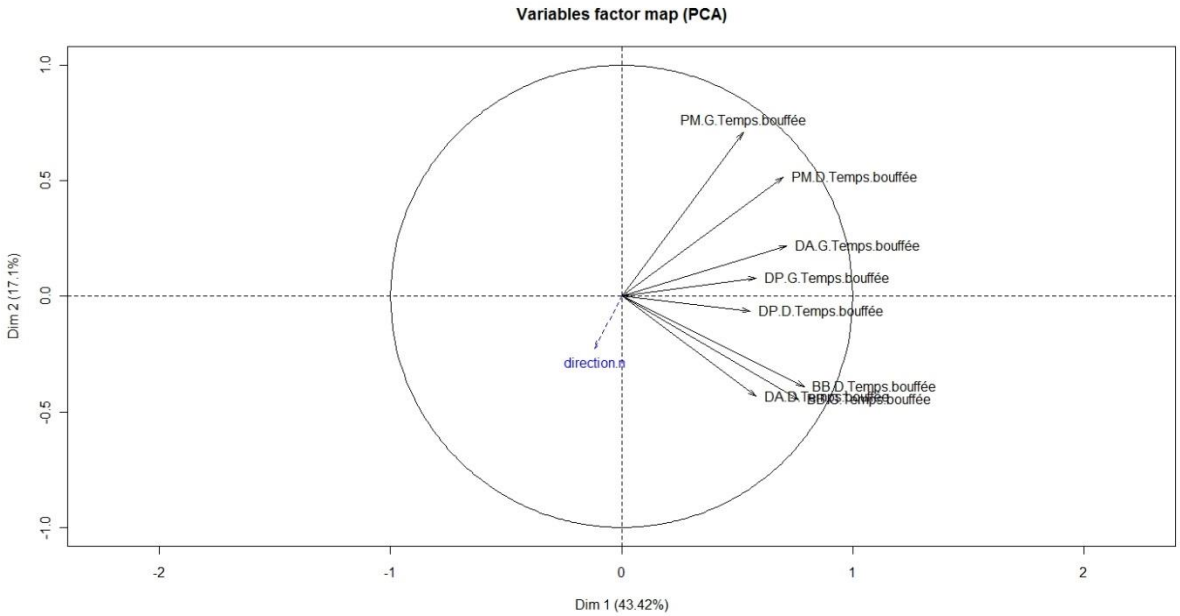
Annexe V.15. ACP de la direction à partir des temps préalables chez les sujets BM.

ACP Analyse en Composante Principale, BM Blessure Médullaire.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.



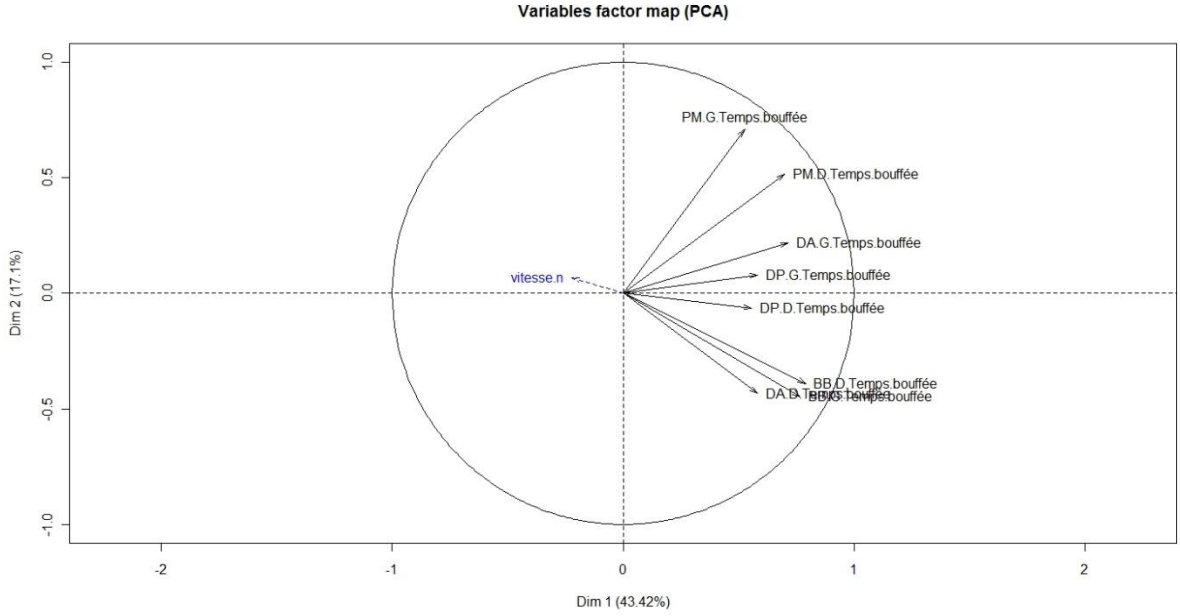
Annexe V.16. ACP de la vitesse à partir des temps préalables chez les sujets BM.

ACP Analyse en Composante Principale, BM Blessure Médullaire.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.



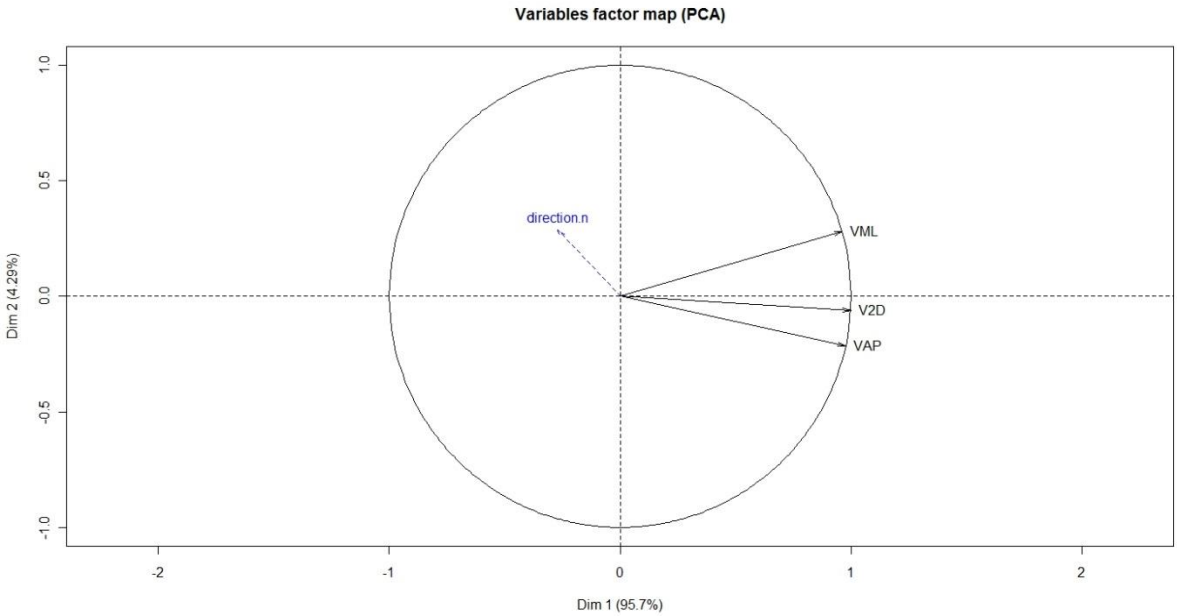
Annexe V.17. ACP de la direction à partir de la durée de la bouffée chez les sujets BM.

ACP Analyse en Composante Principale, BM Blessure Médullaire.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.



Annexe V.18. ACP de la vitesse à partir de la durée de la bouffée chez les sujets BM.

ACP Analyse en Composante Principale, BM Blessure Médullaire.
BB-D Biceps Brachial Droit, BB-G Biceps Brachial Gauche, DA-D Deltoïde Antérieur Droit, DA-G Deltoïde Antérieur Gauche, PM-D Pectoral Majeur Droit, PM-G Pectoral Majeur Gauche, DP-D Deltoïde Postérieur Droit, DP-G Deltoïde Postérieur Gauche.



Annexe V.19. ACP de la direction à partir des vitesses du COP chez les sujets BM.

ACP Analyse en Composante Principale, COP Centre de Pression, BM Blessure Médullaire, VAP Vitesse AntéroPéstérieure, V2D Vitesse en Deux Dimensions, VML Vitesse Médio Latérale.

Analyse biomécanique et électromyographique des éléments d'anticipation de l'initiation du déplacement en FRM

Résumé :

Les Personnes à Mobilité Réduite (PMR) souffrent souvent de limitation au cours de la locomotion. Plusieurs outils sont à leurs dispositions pour les aider et les assister dans leur déplacement, plus particulièrement le Fauteuil Roulant Manuel (FRM) ou électrique. Ces travaux de thèse se focalisent sur les interactions entre le sujet et le FRM afin de déterminer des éléments prédictifs du déplacement à venir dans l'optique d'une aide à la locomotion.

Comprendre l'Interaction Homme-FRM (IHF) est un enjeu actuel afin d'améliorer le déplacement et d'optimiser la performance ainsi que le confort, en minimisant la fatigue et les risques des blessures. Pour contribuer à mieux comprendre voire améliorer cette IHF, un ensemble d'études centrées sur une analyse biomécanique et électromyographique des éléments d'anticipation de l'Initiation du Déplacement en FRM (ID-FRM) a été réalisé au cours de ces travaux de thèse. Cet ensemble d'études porte sur i) les Activités Musculaires Anticipatoires (AMA) en position assise pour interroger la prédictibilité des mouvements au regard de ses paramètres préalables ; ii) l'évolution des patterns musculaires et des pressions sur l'assise lors de l'ID-FRM, pour interroger l'adaptabilité ou la spécificité des paramètres initiaux lors de différents déplacements en FRM chez des sujets valides. ; iii) l'évolutions des patterns musculaires et des pressions sur l'assise lors de l'ID-FRM chez des sujets blessés médullaires et ; iv) l'analyse multi-variée des paramètres de l'ID-FRM.

Le SNC présente des capacités d'adaptabilité importantes au mouvement à venir en ajustant les commandes motrices aux conditions physiologiques globales du sujet. Cette adaptabilité a conduit à des pourcentages importants de prédiction et elle peut être enregistrée au travers d'éléments macroscopiques permettant d'envisager des systèmes d'aide au déplacement, notamment pour les PMR.

Mots clés : FRM, Initiation, Prédiction, Anticipation, APA, EMG, COP, Analyse multivariée, Régression logistique, ACP, Interaction Homme-FRM, Coordination bras-tronc.

Biomechanics and electromyographic analysis of anticipation elements of the manual wheelchair initiation displacement

People with Disabled Mobility (PDM) often suffer from limitation during locomotion. Several tools are at their disposal to help and assist them in their displacement, specifically the electric or the Manual Wheelchair (MW). *This thesis works focuses on the Human-MW-Interaction (H-MW-I) subject to determine elements predictors of forthcoming displacement with a view of aid to locomotion.*

Understanding (H-MW-I) is a current challenge to improve the displacement and optimize the performance as well as comfort, by minimizing fatigue and injury risk . In order to enhance understanding and even improving the (H-MW-I), a set of studies focusing on *Biomechanics and electromyographic analysis of anticipation elements of the Manual Wheelchair Initiation Displacement* (MW-ID) was performed during the thesis works. This set of studies focuses on i) Anticipatory Muscular Activities (AMA) in the sitting position to question the predictability of the movements in relation to its prior parameters; ii) evolution of muscular patterns and pressures on the seat when MW-ID to question the adaptability or specificity of the initial parameters during various displacements using MW in healthy subjects ; iii) evolution of muscular patterns and pressures on the seat when MW-ID in spinal cord injury subjects and; iv) multivariate analysis of the MW-ID parameters.

The CNS presents an important capacity of adaptability to the forthcoming movement by adjusting motor commands to the global physiological condition of the subject. This adaptability has led to significant percentages prediction and it can be saved through macroscopic elements to envisage help systems to displacement for PDM.

Keywords : Wheelchair, Initiation, Prediction, Anticipation, CNS, APA, EMG, COP, Multivariate analysis, logistic regression, ACP, Human-MW-Interaction, Arm-trunk coordination.