



**HAL**  
open science

# Caractérisation biomécanique du transfert latéral chez la personne vivant avec une lésion de la moelle épinière : influence de facteurs environnementaux

Ciska Molenaar

## ► To cite this version:

Ciska Molenaar. Caractérisation biomécanique du transfert latéral chez la personne vivant avec une lésion de la moelle épinière : influence de facteurs environnementaux. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2018. Français. NNT : 2018VALE0032 . tel-01958240

**HAL Id: tel-01958240**

**<https://theses.hal.science/tel-01958240>**

Submitted on 17 Dec 2018

**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.

**Thèse de doctorat**  
**Pour obtenir le grade de Docteur**  
**de l'Université Polytechnique Hauts de France**

Discipline, spécialité selon la liste des spécialités pour lesquelles l'Ecole Doctorale est accréditée :  
Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives, Biomécanique

**Présentée et soutenue par Ciska MOLENAAR**

**Le 07/09/2018, à Valenciennes**

**École doctorale :**

Sciences pour l'Ingénieur (SPI)

**Laboratoire :**

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines (LAMIH)

**Caractérisation biomécanique du transfert latéral  
chez la personne vivant avec une lésion de la moelle épinière :  
influence de facteurs environnementaux**

**JURY**

**Rapporteurs**

Mme L. Chèze, PU, Université Claude Bernard Lyon 1, France

Mme I. Laffont, PU-PH, CHU de Montpellier, France

**Examineurs**

M. X. Wang, DR, IFSTTAR, Bron, France (**Président du jury**)

Mme H. Pillet, MCF-HDR, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers ParisTech, Paris, France

**Co-directeurs de thèse**

M. P. Pudlo, PU, Université Polytechnique Hauts-de-France, Valenciennes, France

M. DH. Gagnon, Professeur agrégé, Université de Montréal, Canada

**Co-encadrant**

M. F. Gabrielli, Docteur, IR, Université de Clermont-Auvergne, Clermont-Ferrand, France

**Membre invité**

M. J-M. Obadia, Directeur innovation sièges. Zodiac Seats France, Issoudun, France



# Remerciements

---

Ce travail achevé, je prends un peu de temps pour revenir sur les trois ans (et demi) passés et remercier les personnes qui ont, de près ou de loin, porté une pierre à l'édifice. Dans un premier temps, ces remerciements s'adressent naturellement à mes encadrants. D'abord, Philippe Pudlo, du début à la fin, tu as cru en moi et m'as rassurée en période de doute. Merci d'avoir été disponible pour avancer, discuter, rediriger et franchir les étapes une à une. Dany Gagnon, merci d'avoir accepté de te joindre à l'encadrement au bout d'un an et demi de thèse, je suis très contente d'avoir réalisé les expérimentations au laboratoire de pathokinésiologie à Montréal! Merci de t'être levé plusieurs fois à 5h du matin pour communiquer par Skype avec la France afin de faire avancer le travail. Merci François Gabrielli, tu étais là du début à la fin également, malgré ton départ de l'Université de Valenciennes à la mi-thèse. J'ai particulièrement apprécié ton aide technique et ta conviction que tout est possible (on envoie bien des sondes sur Mars, il n'y a pas de limite!). Merci particulièrement pour ta disponibilité dans mes moments de panique, pour les conversations existentielles et philosophiques sur la recherche. J'espère qu'on aura l'occasion de renouveler ces dernières.

Après ces acteurs très proches, je remercie également les financeurs de ce travail ; la Direction Générale de l'Aviation Civile et Zodiac Aerospace. Merci particulièrement à Jean-Marc Obadia qui a supervisé les travaux du projet sièges-colibri avec beaucoup d'intérêt, j'ai particulièrement apprécié ta capacité à t'intéresser aux travaux de chaque personne impliquée dans ce projet, à essayer de comprendre.

Je tiens à remercier Laurence Chèze, Isabelle Laffont, Hélène Pillet et Xuguang Wang d'avoir pris du temps pour évaluer ce travail. Vos remarques pertinentes permettront d'approfondir encore l'analyse des données.

Ensuite, j'aimerais adresser un mot de remerciement à tous mes collègues, à commencer par Mathias Blandeau, fidèle collègue de bureau pendant plus de trois ans (même outre atlantique!). Merci pour ta facilité à prendre les choses en main, ton aide à combler mes lacunes en génie mécanique, la création d'outils indispensables.... Merci aussi à Christophe Gillet, tu t'es rendu disponible pour répondre à toute question sur l'analyse de mouvement. Merci Sébastien Leteneur de m'avoir coachée pendant mes années de Master et de m'avoir ouvert la voie vers la thèse. Merci à Françoise Anceaux d'avoir apporté ton expertise dans l'étude d'observation et ton aide dans les traitements statistiques. Merci à Sébastien Paganelli et Bruno Laurent pour votre engagement dans le montage des dispositifs expérimentaux utilisés à Valenciennes. Je remercie tous les collègues pour leur aide, bonne humeur et leurs discussions diverses ; Victoria Spartacus, Emilie Mathieu, Jimmy Lauber, Thomas Laurain, Jérémie Guerra, Anis Toumi, Dimitri Elie, Lydia Habib, Jennifer Bassement, Frédéric Viseux, Sylvain Cremoux, Emilie Simoneau, Thierry Poulain, Marie-Pierre Pacaud, Mélanie Lecq, Isabelle Oliveira, Josephe Broutin, Sylvie Rubens, ....

En plus des collègues de Valenciennes, il y a les collègues que j'ai rencontrés pendant mon séjour à Montréal. Ce séjour était une très belle expérience professionnelle et personnelle. Merci à Martin Vermette pour le temps que tu as consacré à notre projet et aussi pour toutes les sorties organisées (rafting, badminton, soirée jazz, jardinage), j'espère vraiment que nos chemins se recroiseront! Merci à Youssef El Khamlichi pour ton aide dans le montage des outils de mesure, la collecte et le

traitement des données. Merci à Daniel Marineau pour ta disponibilité pendant le montage du dispositif expérimental. Merci à Guillaume Desroches pour le partage et service après-vente de tes codes Matlab! Merci également pour tous les bons moments passés (Québec, Ottawa, brunchs et bières) avec les collègues sur place. Premièrement, Maud Barreau, ça m'a fait tellement plaisir de te rencontrer et j'espère qu'on aura l'occasion de se revoir en France! Je remercie également ; Noémie Duclos, Manuel Escalona, Benoît Emeraux, Larissa Tavares, Carole Miéville, Loyda Jean-Charles, Philippe Gourdou, Michel Goyette, Mathieu Lalumière, Philippe Paquette, ...

Un grand merci également à tous les participants (en France et au Québec), merci de vous être rendus disponibles, sans votre participation, ce travail n'aurait pas existé.

Après tous ces collègues, professionnels respectés, je tiens également à remercier mes amis de m'avoir invitée chez eux ou ailleurs pour me sortir de ma bulle et penser à autre chose le temps d'une soirée ou un week-end! Anita, Anouk, Estelle et Mathieu, Caroline et Cyrille, Karine et Nicolas, Samuel et Lucie.

Merci à Cédric Holin, d'avoir accepté de me laisser du temps pour avancer sur mon travail. Merci d'avoir continué à planifier des petites sorties musicales. Merci d'avoir cuisiné des bons repas. Merci de m'avoir soutenue et secouée en période difficile. Merci.

Last but not least, bedankt papa en mama, voor alle steun die jullie altijd hebben gegeven, zonder jullie aanmoediging had ik dit nooit kunnen bereiken. Bedankt ook Dirk, Alita, Gijs en Rik, het is altijd fijn om tijd met jullie door te brengen!





# Sommaire

---

<b>Remerciements</b> .....	<b>3</b>
<b>Sommaire</b> .....	<b>7</b>
<b>Introduction générale</b> .....	<b>13</b>
<b>Chapitre 1 : Partie bibliographique</b> .....	<b>17</b>
<b>1.1 La lésion de la moelle épinière</b> .....	<b>17</b>
<b>1.2 Le transfert</b> .....	<b>21</b>
1.2.1 Description du transfert latéral.....	22
1.2.2 Déroulement d'un transfert.....	23
1.2.3 Risques liés aux transferts.....	24
1.2.4 Résumé.....	28
<b>1.3 L'analyse du mouvement de transfert</b> .....	<b>29</b>
1.3.1 Découpage du transfert en phases.....	29
1.3.2 Efforts externes.....	31
1.3.3 Positions articulaires.....	33
1.3.4 Efforts articulaires.....	36
1.3.5 Activations musculaires.....	39
1.3.6 Stabilité.....	44
1.3.7 Résumé.....	46
<b>1.4 Influence de l'environnement</b> .....	<b>46</b>
1.4.1 Influence de l'environnement sur le transfert.....	47
1.4.2 Résumé.....	48
<b>1.5 Pré-étude du transfert dans une cabine d'aéronef</b> .....	<b>48</b>
1.5.1 Matériels et méthodes.....	48
1.5.2 Résultats.....	49
1.5.3 Discussion.....	50
1.5.4 Conclusion.....	50
<b>1.6 Conclusion et objectif de recherche</b> .....	<b>51</b>
<b>Chapitre 2 : Matériels et Méthodes</b> .....	<b>53</b>
<b>2.1 Participants</b> .....	<b>53</b>
<b>2.2 Protocole expérimental</b> .....	<b>54</b>
<b>2.3 Dispositif expérimental et outils de mesures</b> .....	<b>57</b>
2.3.1 Dispositif expérimental.....	57
2.3.2 Outils de mesures.....	59
2.3.3 Synchronisation.....	66
<b>2.4 Traitement des données</b> .....	<b>66</b>
2.4.1 Traitement des données cinématiques.....	66
2.4.2 Traitement des données dynamiques.....	69
2.4.3 Traitement des données EMG.....	69

2.4.4 Récapitulatif .....	70
<b>2.5 Données calculées pour l'analyse du mouvement de transfert.....</b>	<b>70</b>
2.5.1 Découpage du transfert en trois phases .....	70
2.5.2 Efforts externes .....	73
2.5.3 Détermination des angles articulaires.....	74
2.5.4 Les efforts articulaires .....	78
2.5.5 Les efforts musculaires.....	80
2.5.6 Détermination de la stabilité dynamique.....	81
2.5.7 Résumé.....	85
<b>2.6 Les statistiques utilisées .....</b>	<b>86</b>
<b>2.7 Conclusion .....</b>	<b>87</b>
<b><i>Chapitre 3 : Risque de développement de troubles musculo-squelettiques .....</i></b>	<b><i>89</i></b>
<b>3.1 Participants.....</b>	<b>89</b>
<b>3.2 Durée du transfert .....</b>	<b>90</b>
<b>3.3 Efforts externes.....</b>	<b>91</b>
3.3.1 Forces résultantes maximales sous les deux mains .....	91
3.3.2 Taux de croissance .....	93
<b>3.4 Angles articulaires.....</b>	<b>94</b>
3.4.1. Extension du poignet.....	95
3.4.2 Angles articulaires de l'épaule.....	97
<b>3.5 Efforts internes .....</b>	<b>102</b>
3.5.1 Forces articulaires à l'épaule .....	102
3.5.2 Couples articulaires à l'épaule.....	109
<b>3.6 Activités musculaires.....</b>	<b>115</b>
3.6.1 Muscle deltoïde antérieur .....	115
3.6.2 Muscle grand pectoral.....	117
3.6.3 Biceps brachial.....	119
3.6.4 Triceps brachial.....	120
<b>3.7 Résumé.....</b>	<b>123</b>
<b>3.8 Conclusion .....</b>	<b>124</b>
<b><i>Chapitre 4 : Stabilité posturale .....</i></b>	<b><i>127</i></b>
<b>4.1 Déplacement du bassin .....</b>	<b>127</b>
4.1.1 Différence de position médio-latérale et antéropostérieure.....	127
4.1.2 Trajectoire du bassin .....	128
4.1.3 Orientation du bassin .....	130
4.1.4 Interprétation .....	130
<b>4.2 La base de support potentielle.....</b>	<b>131</b>
4.2.1 Écartement des mains .....	132
4.2.2 Position des pieds dans le plan transverse .....	133
4.2.3 Position du sacrum .....	134
4.2.4 Surface de la base de support potentielle.....	136

4.2.5 Interprétation .....	137
<b>4.3 Déplacement du centre de masse de l'ensemble tête, tronc, bassin .....</b>	<b>140</b>
4.3.1 Description du déplacement du $COM_{TTB}$ .....	140
4.3.2 Interprétation .....	142
<b>4.4 Vitesse de déplacement du <math>COM_{TTB}</math>.....</b>	<b>144</b>
4.4.1 Vitesse selon les trois axes du repère d'appui.....	144
4.4.2 Vitesse horizontale du $COM_{TTB}$ .....	147
4.4.3 Quantité de mouvement .....	148
4.4.4 Résumé .....	150
<b>4.5 Distance de sécurité .....</b>	<b>151</b>
4.5.1 Description de la distance de sécurité.....	151
4.5.2 Interprétation .....	152
<b>4.6 Temps limite de correction .....</b>	<b>153</b>
4.6.1 Description du temps limite de correction minimal.....	153
4.6.2 Interprétation .....	154
<b>4.7 Discussion générale sur la stabilité posturale .....</b>	<b>155</b>
<b>4.8 Conclusion .....</b>	<b>157</b>
<b><i>Conclusion, limites et perspectives .....</i></b>	<b><i>159</i></b>
Synthèse des résultats .....	160
Limites .....	161
Perspectives .....	162
<b><i>Communications scientifiques .....</i></b>	<b><i>165</i></b>
<b><i>Références bibliographiques .....</i></b>	<b><i>167</i></b>
<b><i>Annexes.....</i></b>	<b><i>175</i></b>
Annexe 1.1 ASIA Impairment Scale.....	175
Annexe 2.1 Caractéristiques des participants.....	176
Annexe 2.2 Formulaire d'informations et de consentement .....	177
Annexe 2.3 Questionnaire réalisé à la fin de l'expérimentation .....	184
Annexe 2.4 Spécifications techniques des capteurs de force .....	185
Annexe 2.5 Points anatomiques et marqueurs utilisés .....	186
Annexe 3.1 Force de réaction résultantes sous les mains .....	188
Annexe 3.2 Angle articulaire du poignet dirigeant .....	190
Annexe 3.3 Angles articulaires des épaules.....	192
Annexe 3.4 Forces articulaires résultantes aux épaules .....	199
Annexe 3.5 Forces articulaires aux épaules.....	202
Annexe 3.6 Couples articulaires résultants aux épaules .....	209

<b>Annexe 3.7 Couples articulaires aux épaules.....</b>	<b>212</b>
<b>Annexe 3.8 Taux d'utilisation musculaire.....</b>	<b>219</b>
<b>Annexe 4.1 Déplacement du bassin .....</b>	<b>228</b>
<b>Annexe 4.2 Bascule antéropostérieure du bassin .....</b>	<b>232</b>
<b>Annexe 4.2 Surface de la base de support potentielle .....</b>	<b>234</b>
<b>Annexe 4.4 Déplacement du <math>COM_{TTB}</math> .....</b>	<b>236</b>
<b>Annexe 4.5 Vitesse du <math>COM_{TTB}</math> selon les trois axes du repère d'appui .....</b>	<b>240</b>
<b>Annexe 4.6 Vitesse horizontale du <math>COM_{TTB}</math> .....</b>	<b>242</b>
<b>Annexe 4.7 Quantité de mouvement du <math>COM_{TTB}</math> .....</b>	<b>244</b>
<b>Annexe 4.8 Distance de sécurité.....</b>	<b>246</b>
<b>Annexe 4.9 Temps limite de correction.....</b>	<b>248</b>





# Introduction générale

---

Ce doctorat a été réalisé au sein du laboratoire d'automatique, de mécanique et d'informatique industrielles et humaines (LAMIH, UMR CNRS 8201) de l'université de Valenciennes. Ce laboratoire est reconnu pour ses recherches sur les thématiques liées aux transport et sécurité, mobilité et handicap. Le présent travail a été réalisé dans le cadre du projet Siège-Colibri, avec le soutien financier de la direction générale de l'aviation civile (DGAC) et l'entreprise Zodiac Seats France. Ce projet, qui rassemble huit partenaires, vise à concevoir le siège d'avion du futur. Le LAMIH a été sollicité pour collaborer au lot 1, ciblant le confort et l'accessibilité, afin d'améliorer le confort en direction des personnes à mobilité réduite.

La convention internationale relative aux droits des personnes handicapées, adoptée par l'Assemblée générale des Nations unies le 13 décembre 2006, demande aux états membres d'assurer l'accès aux transports pour les personnes en situation de handicap (Nations unies, 2006). Les transports aériens n'y échappent pas. Pourtant, les avancées sont loin d'être immédiates compte tenu des nombreux obstacles liés aux normes de sécurité et à l'optimisation des espaces et du poids embarqué. En conséquence, les PMR se plaignent des conditions de voyage en avion (Poria et al., 2010), en particulier du siège d'avion, un des éléments les plus insatisfaisants (Chang and Chen, 2011). Les PMR représentent environ 7% de la population mondiale et cette proportion est en augmentation, entre autres à cause du vieillissement de la population mondiale (World Health Organization, 2011). 56% des passagers à mobilité réduite voyageant avec Air France sont des personnes en fauteuil roulant. Ce travail cible cette population, et plus particulièrement les personnes vivant avec une lésion de la moelle épinière (LMÉ), dépendant d'un fauteuil roulant pour les déplacements de la vie quotidienne. Pour entrer et sortir du siège d'avion, ces personnes réalisent des transferts latéraux. Le transfert est une des activités de la vie quotidienne la plus exigeante et peut être répétée de nombreuses fois par jour. Cette activité exigeante expose les personnes vivant avec une LMÉ à des risques de blessures, comme le développement de troubles musculo-squelettiques et un risque de chute. En conséquence, il existe un intérêt à évaluer comment il est possible de diminuer les risques de blessures, aiguës ou chroniques, pendant le transfert, en offrant une étude la plus exhaustive possible sur le transfert latéral afin d'en comprendre les mécanismes.

Ce travail étudie cette question par une analyse du mouvement de transfert dans différentes configurations environnementales. Les résultats obtenus sont interprétés d'un point de vue clinique et ergonomique, afin de mieux comprendre comment l'humain s'adapte à son environnement pour réussir l'objectif d'une tâche.

Le travail est divisé en quatre chapitres :

- Le premier chapitre présente le cadre théorique et l'état de l'art de l'analyse de mouvement du transfert. La réalisation des transferts latéraux expose les personnes vivant avec une LMÉ à différents risques de blessures, dont le risque de développer des troubles musculo-squelettiques (TMS) et le risque de chute. Très peu d'équipes de recherche se sont intéressées à l'influence que l'environnement construit peut engendrer sur le transfert latéral. Pour aborder cette question, dans ce travail, l'influence de l'utilisation d'un accoudoir sur les stratégies de mouvement du transfert est étudiée.

- Le deuxième chapitre présente les matériels et méthodes mis en place pour la réalisation d'une étude expérimentale pour évaluer l'influence de l'utilisation d'un accoudeur sur le transfert. Différents outils de la biomécanique sont présentés, le système de capture de mouvements, la plateforme de force et l'électromyographie. Les méthodes d'obtention des données expérimentales et les calculs réalisés pour obtenir des indicateurs relatifs aux sollicitations mécaniques, musculaires et à la stabilité sont détaillées.
- Le troisième chapitre présente et discute les résultats de l'étude expérimentale en se focalisant sur le risque de développer des troubles musculo-squelettiques pendant le transfert. Cette analyse aborde les efforts externes, les angles articulaires du poignet et de l'épaule, les efforts articulaires aux épaules et l'activité électrique de quatre muscles des membres supérieurs. Les données analysées sont interprétées dans l'objectif de déterminer si les changements observés sont susceptibles d'influencer le risque de développer des troubles musculo-squelettiques.
- Le dernier chapitre présente et discute les résultats de l'étude expérimentale en se focalisant sur la stabilité posturale dynamique pendant le transfert. Le déplacement et la vitesse du centre de masse sont étudiés par rapport à la base de support. Les changements dans les stratégies de déplacement du centre de masse sont interprétés pour déterminer comment ils peuvent favoriser ou défavoriser dans le cadre du maintien de la stabilité posturale dynamique.

Enfin, une conclusion générale revient sur les principales contributions, et les perspectives proposent des pistes pour de futurs travaux.





# Chapitre 1 : Partie bibliographique

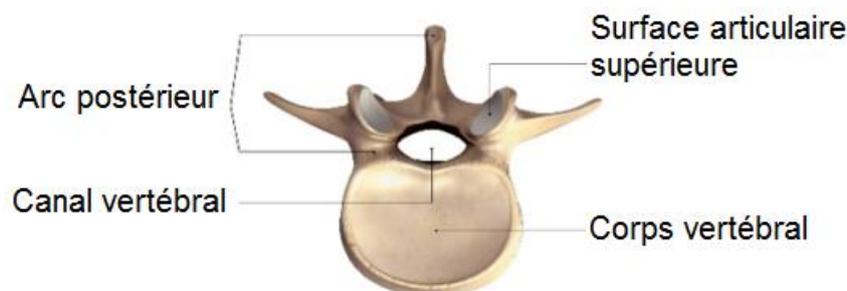
Ce premier chapitre présente la revue de la littérature réalisée dans le cadre du travail de doctorat, il est divisé en six parties. D'abord la lésion de la moelle épinière (LMÉ) est décrite. Une conséquence de la lésion de la moelle épinière est la perte du contrôle volontaire des muscles des membres inférieurs ce qui oblige les personnes vivant avec une LMÉ à utiliser un fauteuil roulant (FR). Cette utilisation du FR sollicite davantage les membres supérieurs pour les activités de la vie quotidienne, dont la réalisation de transferts pour entrer dans et sortir du FR. L'activité du transfert est présentée en détail avec un accent sur les études biomécaniques ayant analysé cette activité hautement exigeante. La réalisation des transferts expose les personnes vivant avec une LMÉ à plusieurs risques de blessure. Le développement des troubles musculo-squelettiques (TMS) et le risque de chute sont abordés particulièrement. L'environnement construit peut être un obstacle ou un facilitateur dans la réalisation des AVQ, une partie de ce chapitre est consacrée aux études ayant analysé l'influence de certaines caractéristiques de l'environnement sur la réalisation du transfert. Une pré-étude a été réalisée pour détecter les particularités de la réalisation d'un transfert dans un environnement aéronautique, les résultats de cette pré-étude sont présentés en fin de ce chapitre. Enfin une conclusion de cette revue de la littérature est faite et les questions de recherche sont annoncées.

## 1.1 La lésion de la moelle épinière

Une LMÉ indique l'atteinte de la moelle épinière au sein du canal vertébral. Le canal vertébral est la cavité présente dans la colonne vertébrale entre la base du crâne et le bas du sacrum. La colonne vertébrale est constituée de 24 vertèbres, des disques intervertébraux et du sacrum. Les 24 vertèbres peuvent être divisées en trois régions distinctes :

1. cervicale constituée de sept vertèbres (appelées C1 à C7)
2. thoracique constituée de douze vertèbres (T1 à T12)
3. lombaire constituée de cinq vertèbres (L1 à L5)

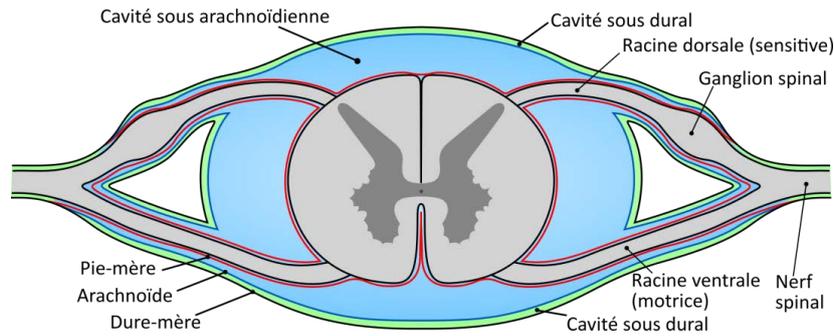
Le sacrum est formé de cinq vertèbres soudées au fil de l'évolution de l'espèce. Chaque vertèbre de la colonne vertébrale est constituée d'un corps vertébral et d'un arc postérieur formant le canal vertébral (**figure 1.1**).



**Figure 1.1.** Vue supérieure d'une vertèbre (<http://chirurgie-dos.com/canal-lombaire-etroit-stenose-foraminale/anatomie-de-colonne-vertebrale-canal-lombaire-etroit-stenose-foraminale/>, consulté le 04/04/2018)

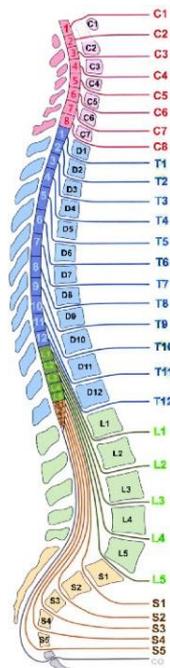
La moelle épinière, logée au sein du canal vertébral, transporte les influx nerveux en provenance et à destination du cerveau. Ces influx nerveux apportent les informations sensorielles émanant des

membres inférieurs, supérieurs et du tronc au cerveau, et en sens inverse, acheminent les commandes motrices initiées par le cerveau vers les membres et le tronc. Par analogie avec la colonne vertébrale, la moelle épinière est constituée de trente segments médullaires superposés, à savoir huit segments cervicaux, douze segments thoraciques, cinq segments lombaires et cinq segments sacraux (Bromley, 2006). À partir de chaque segment médullaire, une paire de racines nerveuses (nerfs) sort de chaque côté de la moelle épinière : une racine dorsale transportant les messages afférents (sensitives) et une racine ventrale transportant les messages efférents (motrices) (**figure 1.2**).



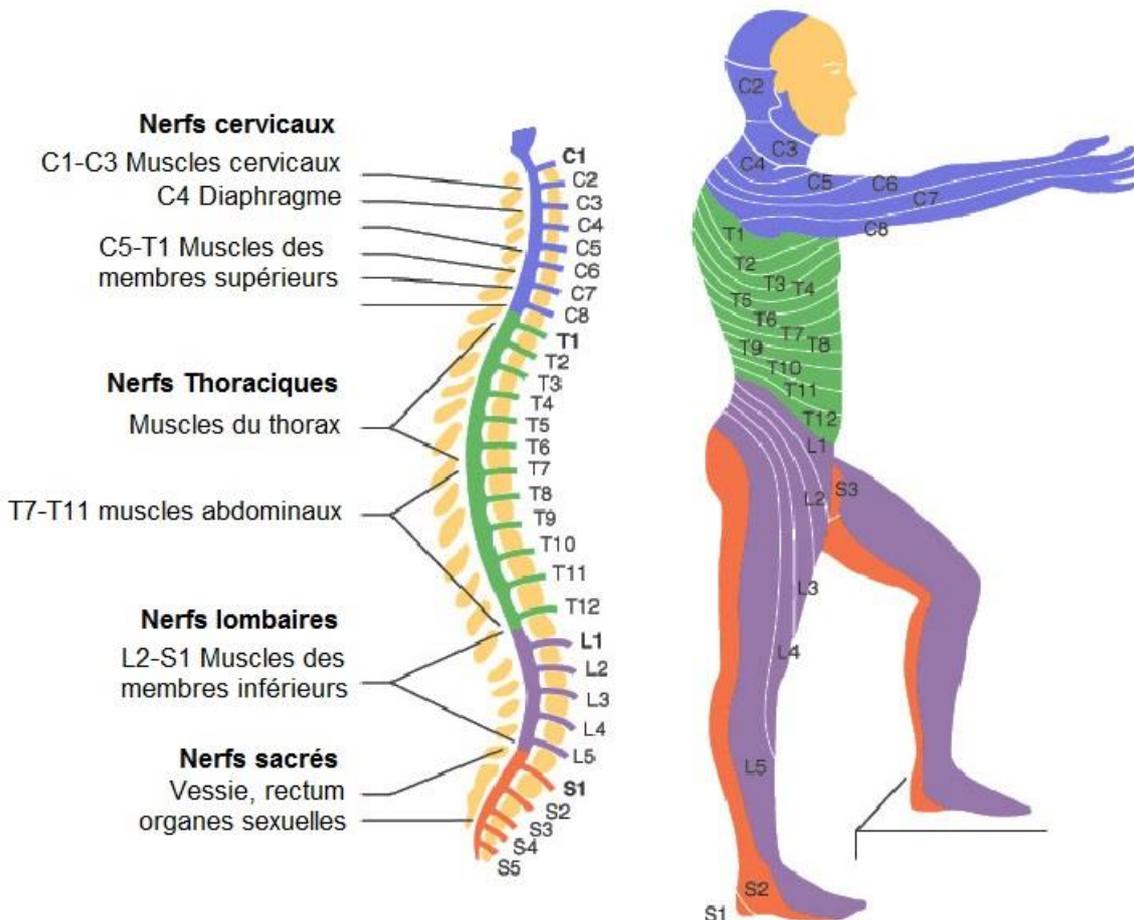
**Figure 1.2.** Coupe transversale de la moelle épinière, une paire de nerfs (les racines nerveuses) sort de chaque côté du segment médullaire (adapté de H. Gray, <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Gray770-en.svg>, consulté le 01/03/2018)

Le segment médullaire prend le nom de la vertèbre en-dessous de laquelle les racines quittent le canal vertébral, sauf dans la partie cervicale. Dans cette partie de la colonne, le segment médullaire prend le nom de la vertèbre au-dessus de laquelle les racines quittent la colonne. En conséquence, le segment médullaire dont les racines sortent entre les vertèbres C7 et T1 reçoit le nom C8, malgré l'inexistence d'une vertèbre de ce nom (**figure 1.3**) (Bromley, 2006).



**Figure 1.3.** La colonne vertébrale englobe la moelle épinière, au niveau de chaque vertèbre sortent les nerfs pour acheminer les influx nerveux entre le cerveau et la périphérie (<http://www.gremmo.net/page60.html>, consulté le 01/03/2018)

Une LMÉ provoque une altération, voire une coupure, du flux nerveux entre le cerveau et la périphérie aboutissant à des troubles sensori-moteurs dans les zones corporelles innervées par la partie de la moelle épinière se situant en-dessous du niveau de la lésion. Le niveau de la LMÉ est déterminé en se référant à la classification neurologique standardisée des lésions de la moelle épinière, ou ASIA Impairment Scale (AIS) (Kirshblum et al., 2011) (**annexe 1.1**). Cette classification se base sur l'atteinte sensori-motrice provoquée par la lésion. Cette dernière est évaluée à l'aide d'un test de la sensibilité de la peau et de la force de muscles spécifiques. Les racines nerveuses sortant de la moelle épinière à chaque niveau de segment médullaire innervent une partie bien particulière de la peau (les dermatomes) et des muscles spécifiques (les myotomes) (**figure 1.4**). L'examineur recherche les dermatomes et les myotomes atteints et ceux intacts pour déterminer à quel niveau la lésion est présente. Le niveau de lésion rapporté concerne le segment médullaire le plus caudal présentant une motricité et une sensibilité intactes (Bromley, 2006). Par exemple, une lésion du niveau C7 correspond à une préservation de la motricité du muscle triceps brachial et de la sensibilité de la peau sur la partie dorsale du membre supérieur, mais présentant une atteinte sensori-motrice dans les territoires innervés par les segments médullaires inférieurs.



**Figure 1.4.** Les myotomes (à gauche) et dermatomes (à droite) innervés par les racines nerveuses des segments médullaires (adapté de <http://thenextstepsci.org.au/wp-content/uploads/2015/10/spinal-cord-injury-levels.jpg>, consulté le 01/03/2018)

Une LMÉ peut provoquer des troubles sensitifs et/ou moteurs dans les territoires innervés en-dessous du niveau de la lésion. Lorsque la lésion provoque une perte totale des fonctions motrices et sensitives, la lésion est complète et classifiée de degrés A sur l'échelle de Frankel modifiée, incluse

dans l' AIS (Kirshblum et al., 2011) (aussi appelée échelle d'anomalie ASIA en France, **Annexe 1.1**). Une classification de degrés B correspond à une perte des fonctions motrices en-dessous du niveau de la lésion avec une préservation partielle ou totale des fonctions sensitives. Les classifications C, D et E indiquent des lésions avec une préservation, au moins partielle, de la motricité et de la sensibilité en-dessous du niveau de la lésion.

Une LMÉ au niveau des segments cervicaux provoque des troubles moteurs et/ou sensitifs des quatre membres et du tronc, aussi appelée tétraplégie. Une paraplégie fait référence à une lésion au niveau des segments thoraciques, lombaires ou sacraux, dans ce cas les parties corporelles atteintes de troubles moteurs et/ou sensitifs varient en fonction du niveau de la lésion. Par exemple, une lésion au niveau des segments sacraux provoque des troubles vésico-sphinctériens isolés, alors qu'une lésion plus haute, au niveau des segments lombaires, provoque des troubles des membres inférieurs, en plus des troubles vésico-sphinctériens. Dernièrement, une lésion des segments thoraciques provoque des troubles du tronc, en plus des troubles précédemment cités.

Pour les lésions au niveau des segments thoraciques, la hauteur de la lésion informe sur la préservation ou non du contrôle des muscles du tronc, particulièrement des muscles abdominaux et dorsaux. Une lésion au niveau T6 ou plus haute (degrés A ou B), aboutit à une perte du contrôle volontaire des muscles abdominaux, et une lésion du niveau T7 à T11 inclus provoque une perte partielle du contrôle des muscles abdominaux (Kendall et al., 2000). La perte du contrôle des muscles abdominaux et dorsaux, partielle ou totale, influence la capacité à maintenir l'équilibre en position assise, mais n'est pas le seul facteur responsable du maintien de l'équilibre en position assise. La capacité à maintenir la position assise peut varier entre deux personnes présentant un niveau et un degré de lésion identique. Afin d'évaluer la capacité fonctionnelle à maintenir le tronc en position assise, il est possible d'utiliser la classification du déficit du tronc, le Trunk Impairment Classification (TIC) (Altmann et al., 2013; Hart et al., 2011). Cette classification attribue un score de 0 à 1,5 en fonction de la capacité à tenir le tronc droit et à réaliser des mouvements du tronc sans aide des membres supérieurs. Un score de 0 indique une incapacité à redresser le tronc et maintenir cette position (**figure 1.5**, gauche). Un score de 0.5 indique une capacité à maintenir une position redressée du tronc, mais une incapacité de mouvoir le tronc dans cette position (**figure 1.5**, centre). Un score de 1 indique que la personne est capable de mouvoir son tronc dans toutes les directions et de revenir à la position de référence (**figure 1.5**, droite). Enfin, le score de 1.5 indique que la personne est capable de mouvoir son bassin volontairement (non illustré par la **figure 1.5**).



**Figure 1.5.** Trois niveaux de capacité de contrôle du tronc selon la classification du déficit du tronc, TIC (IPCH classification manual, 2016)

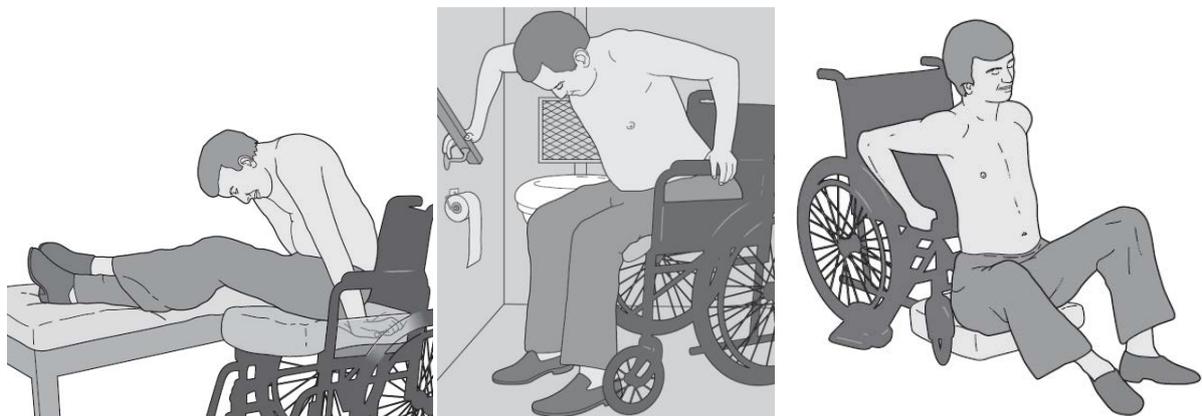
Après une LMÉ, des troubles sensorimoteurs sont présents dans les territoires innervés par les segments médullaires se situant en dessous du niveau de la lésion. Lorsque la lésion se situe au niveau d'un segment thoracique, de degrés A ou B, une perte complète de la motricité des membres inférieurs est présente, associée à une perte partielle ou totale du contrôle des muscles abdominaux et dorsaux. La perte de la motricité des membres inférieurs conduit la personne à utiliser ses membres supérieurs pour compenser cette perte. Plus particulièrement, elle utilise un fauteuil roulant (FR) pour les déplacements de la vie quotidienne. L'utilisation du FR est associée à la réalisation d'activités spécifiques, liées ou non aux déplacements. Par exemple, la montée et la descente de pentes, propulser son FR sur un sol non-régulier ou accidenté, plier et déplier son FR ou réaliser des transferts pour prendre place dans son FR ou en sortir (Kirby et al., 2017). L'aptitude à réaliser ces activités spécifiques ont une importance particulière pour l'autonomie de la personne. Par exemple, l'aptitude à réaliser des transferts détermine le niveau d'indépendance de la personne pour les Activités de la Vie Quotidienne (AVQ) et influence la participation aux activités de loisir et l'intégration sociale (Allison et al., 1995; Bromley, 2006; Koontz et al., 2011a).

La prochaine partie de ce chapitre présente plus en détail l'activité de transfert. Après une introduction générale de cette activité, son déroulement est détaillé par la présentation des différentes phases. Ensuite, plusieurs risques associés aux transferts sont introduits et deux d'entre eux, le risque de développement de troubles musculo-squelettiques et le risque de chute, sont présentés plus amplement.

## 1.2 Le transfert

Un transfert indique le passage d'une assise initiale vers une assise cible principalement à l'aide des membres supérieurs (Debril, 2011). Trois types de transferts peuvent être distingués pour les personnes atteintes d'une LMÉ (Bromley, 2006) :

- (1) le transfert latéral avec les jambes relevées et tendues (**figure 1.6**, gauche)
- (2) le transfert latéral avec les pieds au sol (**figure 1.6**, centre)
- (3) le transfert vertical, par exemple du sol au fauteuil (**figure 1.6**, droite)



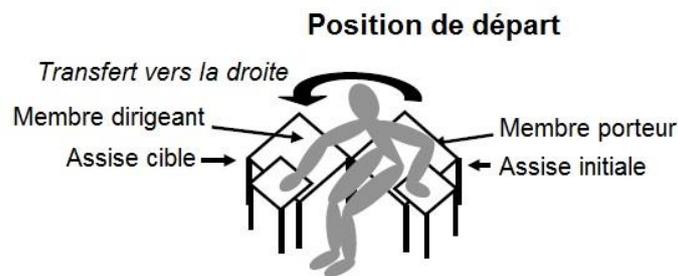
**Figure 1.6.** Trois types de transfert (Bromley, 2006), à gauche ; transfert latéral jambes tendues, au centre ; transfert latéral pieds au sol, à droite ; transfert vertical

Dans ce travail de doctorat le transfert latéral avec les pieds au sol est étudié, puisque c'est le type de transfert généralement utilisé dans le cas du transfert dans un environnement aéronautique. En

dehors de la situation aéronautique, ce transfert avec les pieds au sol est également le plus utilisé dans la vie quotidienne des personnes dépendantes d'un FR (Allison et al., 1995; Koontz et al., 2011a).

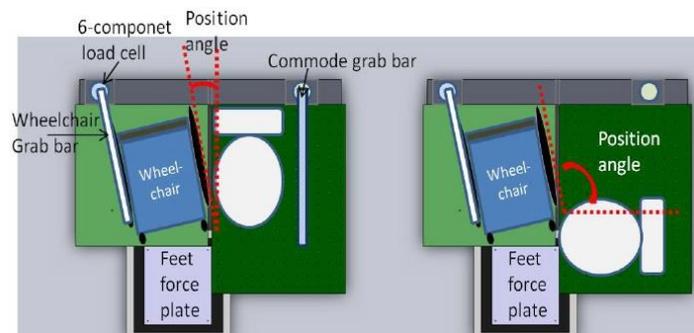
### 1.2.1 Description du transfert latéral

Pendant le transfert latéral avec les pieds au sol, le corps est maintenu en position assise, c'est-à-dire les pieds positionnés au sol et les genoux et les hanches fléchis (**Figure 1.7**). Les deux membres supérieurs sont utilisés pour soulever et déplacer le bassin de l'assise initiale vers l'assise cible. Une main est positionnée sur, ou à proximité de, l'assise cible, appelée la main dirigeante (leading hand), l'autre main est positionnée sur, ou à proximité de, l'assise initiale, appelée main porteuse (trailing hand) (**Figure 1.7**) (Gagnon et al., 2009a).



**Figure 1.7.** Schéma du transfert latéral, les membres supérieurs dirigeant et porteur sont identifiés (adapté de (Gagnon et al., 2009c))

En fonction de la situation dans laquelle le transfert est à réaliser, le sujet peut se positionner de façon parallèle ou perpendiculaire par rapport à l'assise cible (**figure 1.8**) (Tsai and Koontz, 2013). L'angle présent entre l'assise initiale et l'assise cible peut ainsi varier entre 0° et 140° en fonction des préférences de la personne se transférant (Gagnon et al., 2009b; Toro et al., 2013). Un transfert réalisé dans une configuration présentant un angle faible entre les deux assises sera appelé transfert "parallèle" (**figure 1.8**, à gauche), alors qu'un transfert réalisé avec un angle voisinant les 90° sera appelé transfert "en pivot" (**figure 1.8**, à droite).



**Figure 1.8.** Le transfert latéral peut se réaliser sous des angles plus ou moins importants entre les surfaces de transfert, à gauche une situation parallèle et à droite une situation en pivot (Tsai and Koontz, 2013)

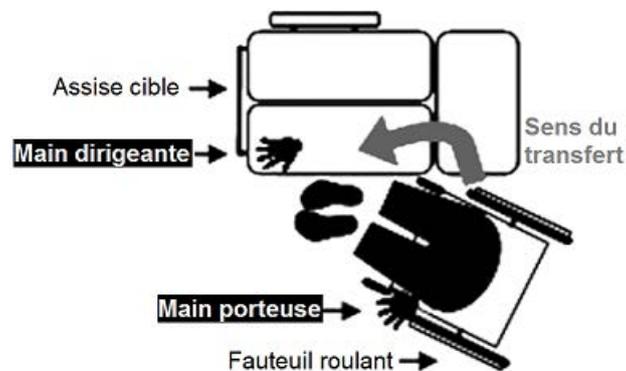
Les personnes atteintes d'une LMÉ ont une préférence pour le transfert en pivot, puisque la distance entre les deux mains est plus réduite (Bromley, 2006). Néanmoins, dans l'environnement aéronautique le transfert est à réaliser de façon parallèle, car un manque d'espace autour de l'assise cible empêche la création d'un angle entre les deux assises (**figure 1.9**).



**Figure 1.9.** Situation de transfert dans une cabine d'avion, la chaise de bord (au centre) est obligatoirement positionnée parallèle au siège d'avion à cause du couloir étroit

### 1.2.2 Déroulement d'un transfert

Avant de procéder au transfert proprement dit, la personne prépare son geste en l'organisant de façon à minimiser les risques de blessures et l'effort nécessaire pour réaliser le transfert (Boninger, 2013). Il s'agit de s'approcher au plus proche de la surface cible, de mettre les freins du FR, d'enlever tout obstacle entre le FR et la surface cible (l'accoudoir par exemple), de poser ses pieds au sol (à moins que les repose-pieds du FR empêchent cette étape), et de s'avancer jusqu'au bord du FR (en s'assurant de ne pas déséquilibrer le FR vers l'avant) (Boninger, 2013; Gagnon et al., 2009a; Koontz et al., 2011a). Les pieds sont positionnés au sol légèrement devant les genoux, ces derniers tendent ainsi vers l'extension, afin d'éviter le dérochement des Membres Inférieurs (MI) lors du transfert (Gagnon et al., 2009a). Concernant les mains, le conseil est de positionner une main sur la surface cible (la main dirigeante), assez éloignée pour permettre au bassin d'atterrir sur la surface cible, et l'autre main au plus près du corps sur la surface initiale (la main porteuse) (Gagnon et al., 2009a) (**figure 1.10**).



**Figure 1.10.** Placement des pieds et des mains lors du transfert en pivot (adapté de (Gagnon et al., 2009b))

Après cette période de préparation, le transfert peut être divisé en trois phases principales (Allison et al., 1995; Debril, 2011; Gagnon et al., 2008a). La phase centrale est la phase de levée, ou la phase dynamique, pendant laquelle le bassin se déplace de l'assise initiale vers l'assise cible. Cette phase de levée est précédée par la phase de pré-levée, pendant laquelle le poids du corps est progressivement déplacé d'un appui sur les fesses vers un appui sur les membres supérieurs (Desroches et al., 2012; Forslund et al., 2007; Perry et al., 1996). Après la phase de levée, suit la phase de post-levée, pendant laquelle le poids du corps est déchargé des membres supérieurs vers le bassin et qu'une position stable est retrouvée (Allison et al., 1995). La phase de levée contient les mouvements les plus amples et les plus rapides (Gagnon et al., 2008d; Perry et al., 1996), alors que la phase de pré-levée est

caractérisée par l'apparition d'une augmentation importante et rapide de la force appliquée aux membres supérieurs. Cette augmentation est parfois associée au développement de troubles musculo-squelettiques (TMS) fréquemment observés chez les personnes atteintes d'une LMÉ (Desroches et al., 2012). Les risques principaux associés à la réalisation de transfert, dont le développement de TMS, sont abordés dans le prochain paragraphe.

### 1.2.3 Risques liés aux transferts

Les transferts font partie des activités les plus exigeantes pour les personnes atteintes d'une LMÉ (Bayley et al., 1987; Gagnon et al., 2008c) et des douleurs sont souvent ressenties pendant les transferts (Dalyan et al., 1999; Pentland and Twomey, 1994). De plus, le nombre de transferts à réaliser par jour peut atteindre 25 (Toro et al., 2013), voire 40 (Desroches et al., 2013a, 2013b), en fonction de la vie des personnes. La réalisation de chaque transfert, ainsi que la répétition d'un nombre important de transfert journalier pendant plusieurs années, exposent les personnes atteintes d'une LMÉ à différents risques de blessures. Premièrement, les personnes s'exposent au développement de TMS, fréquemment observés dans la population des personnes vivant avec une LMÉ (Bayley et al., 1987; Michailidou et al., 2014). Un deuxième risque lié aux transferts concerne le risque de chute (Gavin-Dreschnack et al., 2005; Koontz and Druin, 2009). Dernièrement, des lésions de la peau peuvent survenir à cause des frottements et des chocs associés aux transferts (Boninger, 2013; Bromley, 2006; Koontz and Druin, 2009).

Dans ce travail l'accent est davantage orienté vers le risque de développement de TMS et le risque de chute pendant le transfert. Dans la suite de ce paragraphe, ces deux aspects sont présentés plus en détails, d'abord les TMS, et plus particulièrement le syndrome du canal carpien et le conflit sous-acromial, suivi par le risque de chute.

#### 1.2.3.1 Troubles musculo-squelettiques

Au moins 40% des personnes vivant avec une LMÉ souffrent de douleurs musculo-squelettiques. Celles-ci sont principalement localisées au niveau de l'épaule, ensuite au poignet, et dernièrement au coude (van Drongelen et al., 2005; Hwang et al., 2013; Turner et al., 2001; Pentland and Twomey, 1994). La prévalence de ces douleurs augmente avec le nombre d'années post-lésion, indiquant qu'elles peuvent être la conséquence du déclin physiologique lié à l'âge ou du surmenage chronique dû à la dépendance accrue sur les membres supérieurs pour la performance d'activités fonctionnelles, telle que la propulsion du FR (Adriaansen et al., 2013). En effet, les membres supérieurs sont sollicités de façon importante à cause de l'utilisation du FR, car la fonction principale des membres supérieurs change d'une fonction d'orientation de la main dans l'espace vers une fonction de déplacement du poids de corps (Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005; Nyland et al., 2000).

La grande mobilité du membre supérieur dans l'espace est possible grâce à une liberté de mouvement importante du complexe de l'épaule. Cette liberté de mouvement s'est développée lors de l'évolution de l'espèce au détriment de la stabilité du complexe de l'épaule (Dufour et al., 2017). Le complexe de l'épaule est principalement stabilisé par l'activation coordonnée des muscles thoraco-scapulaires, thoraco-huméraux et scapulo-huméraux. Les structures passives, tels que les os et les ligaments, permettent une stabilisation passive minimale, contrairement à l'articulation de la hanche, par exemple, dans laquelle la tête fémorale est solidement positionnée à l'intérieur de l'acétabulum du bassin (Dufour et al., 2017).

La douleur est l'expression la plus manifeste des maladies regroupées par les TMS, ces derniers peuvent survenir dans toutes les structures corporelles permettant à l'homme de se mouvoir ; les muscles, les tendons, les bourses, les os, les cartilages, les ligaments et les nerfs (Aptel et al., 2011; Luttmann et al., 2004; Siddall and Middleton, 2015). Les mécanismes de développement des TMS chez les personnes atteintes d'une LMÉ sont similaires à celles retrouvées dans la population générales (Widerström-Noga et al., 2009). L'atteinte de ces structures peut survenir quand la charge mécanique lors d'une activité, exprimée via la fréquence, l'intensité et le taux de croissance des forces, est supérieure à la capacité fonctionnelle d'une ou plusieurs structures (Luttmann et al., 2004; National Research Council and Institute of Medicine, 2001). Dans le cas des personnes vivant avec une LMÉ, les TMS peuvent être dus aux sur-sollicitations des membres supérieurs pendant les transferts, l'utilisation du fauteuil roulant, l'utilisation de béquilles ou des postures extrêmes maintenues dans le temps (Siddall and Middleton, 2015).

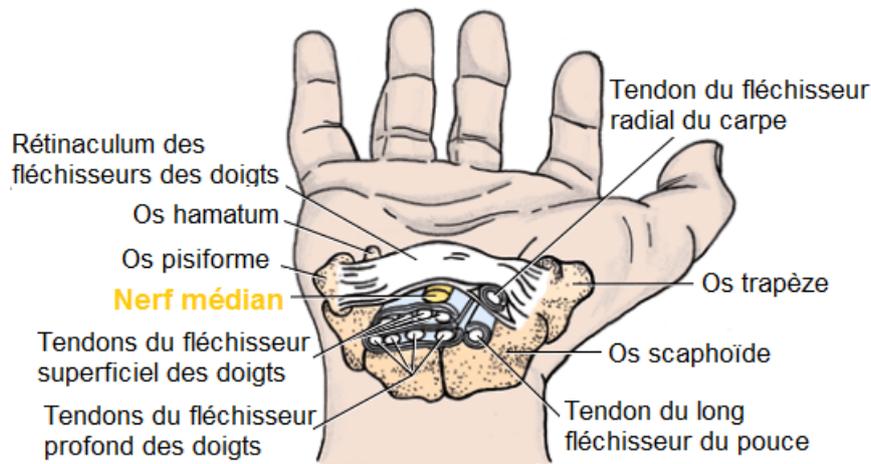
Les facteurs de risques au développement des TMS peuvent être divisés en facteurs individuels (l'âge, le sexe) et environnementaux (Houvet and Obert, 2013). Les facteurs environnementaux sont souvent partagés en facteurs de risques biomécaniques et psychosociaux, ces deux risques sont considérés majeurs dans le développement des TMS (Aptel et al., 2011). Les trois principaux facteurs de risque biomécanique sont parfois appelés la triade classique, ce sont 1) les positions articulaires extrêmes, 2) les efforts rapides et excessifs, et 3) la répétition, (Aptel et al., 2011; Barr and Barbe, 2002; Colombini et al., 2001). Une combinaison de ces facteurs peut augmenter le risque de développement de TMS davantage (Colombini et al., 2001).

Chez les personnes vivant avec une LMÉ, les TMS les plus fréquents sont le syndrome du canal carpien, situé au poignet, et le conflit sous-acromial, situé à l'épaule (Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005). Ces deux pathologies sont présentées ci-dessous.

- ***Syndrome du canal carpien***

Le canal carpien est un passage formé, sur sa partie dorsale, par les os du poignet, le carpe, et sur sa partie palmaire, par une structure fibreuse, le rétinaculum des fléchisseurs des doigts (**figure 1.11**). Ce rétinaculum est destiné à maintenir les tendons des fléchisseurs des doigts à l'intérieur du canal carpien, tel une poulie, lors de mouvements de flexion du poignet. Les tendons des fléchisseurs des doigts et le nerf médian traversent le canal carpien avant d'atteindre la main (**figure 1.11**).

Le syndrome du canal carpien peut apparaître lorsque le nerf médian est comprimé au sein du canal carpien (Barr and Barbe, 2002; Hogaboom et al., 2016; Uchiyama et al., 2010). Ce syndrome provoque des douleurs et des troubles sensorimoteurs dans le territoire d'innervation du nerf (surface palmaire de la moitié radiale de la main et des doigts (pouce, index et majeur)) (Barr and Barbe, 2002; Hogaboom et al., 2016). En conséquence, la sensibilité peut être altérée ou absente dans cette partie de la main, aussi, des pertes de force musculaires peuvent être engendrées, provoquant une maladresse dans les activités de préhension et de manipulation d'objet.



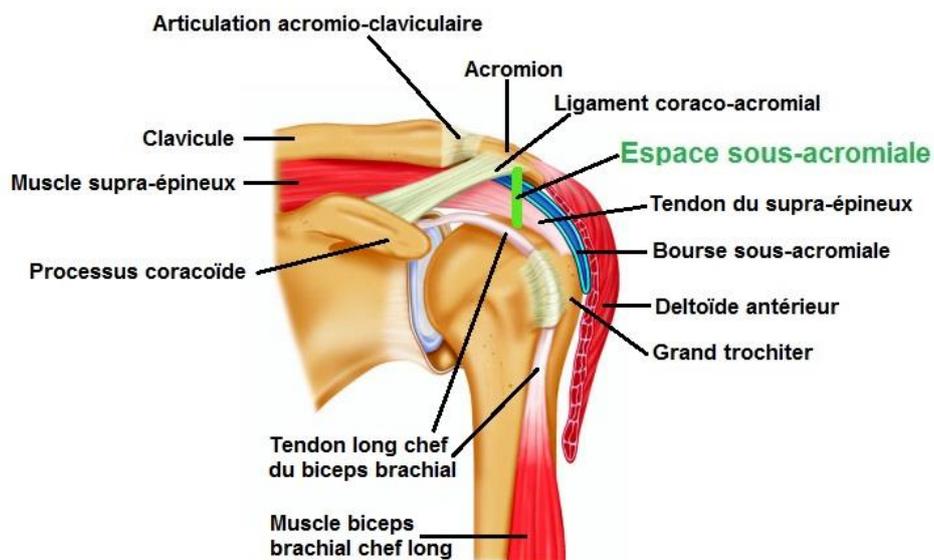
**Figure 1.11** Emplacement du nerf médian au sein du canal carpien, ces structures risquent la compression lors des positions angulaires du poignet s'éloignant de la position neutre. (adapté de <http://epomedicine.com/medical-students/applied-anatomy-of-carpal-tunnel/>, consulté le 22/04/2018)

Les causes du développement du syndrome du canal carpien peuvent être une augmentation de la pression à l'intérieur du canal carpien, une diminution de la capacité des tendons et du nerf à glisser dans le canal pendant des mouvements du poignet ou l'installation d'une inflammation à l'intérieur du canal (Hogaboom et al., 2016). La pression à l'intérieur du canal carpien atteint un seuil nocif (30mmHg) lorsque la position du poignet dépasse 33° d'extension, 50° de flexion, 15° de déviation ulnaire, ou 22° de déviation radiale (Keir et al., 2007). En somme, une position articulaire s'éloignant de la position neutre du poignet (angle ~0° entre la main et l'avant-bras) est associée au risque de développement d'un syndrome du canal carpien (Barr and Barbe, 2002; Keir et al., 2007).

#### ▪ *Conflit sous-acromial*

Au niveau de l'épaule, la combinaison des mouvements en flexion, abduction et rotation interne est décrite comme potentiellement dangereuse, car elle diminue la distance séparant la tête humérale de l'acromion, l'espace sous-acromial, et peut ainsi comprimer les tendons des rotateurs de la coiffe, ou d'autres structures, situées dans cet espace (Brossmann et al., 1996; Flatow et al., 1994; Gagnon et al., 2009a; Michener et al., 2003). Le bord inférieur de l'espace sous-acromial est constitué par la tête humérale et le bord supérieur, le toit, est formé par plusieurs structures, 1) le tiers antérieur sous l'acromion, 2) le ligament coracoacromial et 3) l'articulation acromio-claviculaire (**figure 1.12**).

La distance séparant la tête humérale de l'acromion est faible (< à 1,5cm) et se réduit davantage lors de mouvements de l'humérus (Flatow et al., 1994; Fournier Belley et al., 2017; Lin et al., 2014). Quand l'humérus s'élève (en abduction ou en flexion) le grand trochiter glisse sous l'acromion et diminue ainsi l'espace sous-acromial (Brossmann et al., 1996; Flatow et al., 1994). Lorsque l'humérus est placé en rotation externe pendant l'élévation (en abduction ou en flexion), le grand trochiter évite le contact avec l'acromion en passant derrière celui-ci (Brossmann et al., 1996; Flatow et al., 1994).



**Figure 1.12** Vue frontale de l'articulation de l'épaule indiquant en vert la distance entre la tête humérale et l'acromion, l'espace sous-acromial (Adapté de [https://www.researchgate.net/publication/51877560\\_Study\\_protocol\\_subacromial\\_impingement\\_syndrome\\_The\\_identification\\_of\\_pathophysiologic\\_mechanisms\\_SISTIM/figures?lo=1](https://www.researchgate.net/publication/51877560_Study_protocol_subacromial_impingement_syndrome_The_identification_of_pathophysiologic_mechanisms_SISTIM/figures?lo=1), consulté le 24/03/2018)

Lorsque l'espace sous-acromial est réduit, les structures se situant entre la tête humérale et le bord supérieur de l'espace sous-acromial, peuvent être comprimées, provoquant un conflit sous-acromial (Michener et al., 2003). Les structures pouvant être comprimées concernent les insertions tendineuses des muscles de la coiffe des rotateurs (principalement le tendon du muscle supra-épineux), le tendon du long chef du muscle biceps brachial et la bourse subacromiale. Cette compression peut aboutir à des infections, une dégénération, voire des ruptures de ces structures (Michener et al., 2003). Un angle de flexion ou d'abduction de 60° ou plus réduit l'espace sous-acromial et positionne les tendons du long chef du muscle biceps brachial et du muscle supra-épineux en-dessous de l'acromion, ces tendons risquent ainsi la compression (Brossmann et al., 1996). Une rotation externe de l'humérus évite cette position (Brossmann et al., 1996) et une rotation interne de l'humérus accentue cette position (Brossmann et al., 1996; Flatow et al., 1994).

Fournier Belley et al. (2017) ont analysé la distance entre la tête humérale et l'acromion dans cinq positions associées à la propulsion du FR. Ces auteurs constatent que la position réduisant au plus cette distance est celle en abduction de 45°. Une distance plus élevée est constatée, en faveur des personnes vivant avec une LMÉ comparée aux personnes sans LMÉ, dans la position simulant la fin de la phase de propulsion (en 20° de flexion de l'épaule), indiquant que les personnes vivant avec une LMÉ se sont probablement adaptées pour minimiser les risques de compression sous-acromiale liés à la propulsion du FR (Fournier Belley et al., 2017). Lors d'une activité de soulagement du poids de corps, ou push-up en FR, une réduction de l'espace sous-acromial de 18mm a été constatée chez des personnes vivant avec une LMÉ (Lin et al., 2014). Cette dernière étude montre l'effet potentiellement nocif du support de poids du corps par les membres supérieurs sur l'espace sous-acromial.

### 1.2.3.2 Risque de chute

Environ 30% des personnes vivant avec une LMÉ subissent une chute au cours de l'année, dont environ 50% provoquent des blessures, principalement des fractures (Nelson et al., 2010). Une fracture acquise lors d'une chute est plus fréquente chez les personnes vivant avec une LMÉ

comparée à la population générale (Nelson et al., 2010), ce fait s'explique par la présence courante d'ostéoporose due à l'absence de mise en charge et l'inactivité des membres inférieurs après une LMÉ (Bromley, 2006; Forslund et al., 2017). Les chutes peuvent survenir pendant différentes activités liées à l'usage du FR, par exemple lors de la propulsion de ce dernier ou lors des transferts (Gavin-Dreschnack et al., 2005; Kirby et al., 1994).

Due à la perte du contrôle volontaire des muscles et des troubles sensitifs en-dessous du niveau de la lésion, les personnes vivant avec une LMÉ présentent des difficultés dans le maintien de l'équilibre en position assise et pendant des activités de la vie quotidienne (Jørgensen et al., 2011). L'équilibre est la capacité à contrôler le centre de masse (**COM**) corporelle en relation avec la base de support (Jørgensen et al., 2011; Pollock et al., 2000). Lorsque la relation entre ces deux paramètres est inadéquate, une chute peut se produire. L'état d'équilibre en condition statique peut être déterminé en vérifiant si la projection verticale du centre de masse corporelle (**COM**) se situe à l'intérieur de la base de support (Hof et al., 2005). Par ailleurs, la vitesse et la direction de déplacement du **COM** sont à prendre en compte, car lorsque le **COM** se dirige vers l'extérieur de la base de support, l'état d'équilibre peut être compromis dans un futur proche (Hof et al., 2005). À l'inverse, même si la projection verticale du **COM** se situe en dehors de la base de support, l'équilibre peut être assuré si le **COM** se déplace en direction de la base de support (Bruijn et al., 2013; Hof et al., 2005).

En considérant la position et la vitesse du **COM**, il est possible de calculer le temps restant avant que celui-ci sorte de la base de support, cet indicateur de stabilité est appelé time to contact (TTC), time to boundary (TTB) ou (virtual) time to collision (VTC) en fonction des auteurs (Hasson et al., 2008). Cet indicateur est une prédiction de l'instant de la perte de l'équilibre, car lorsque la projection verticale du **COM** sort de la base de support, l'état d'équilibre du système sera rompu, provoquant une chute, à moins que la surface de la base de support soit modifiée, par exemple en réalisant un pas en avant dans le cas de la position debout.

Lors d'un transfert, la taille et l'emplacement de la base de support évoluent. D'abord définie par la surface de contact entre les fesses et la face postérieure des cuisses avec l'assise, ainsi que l'appui des pieds au sol, la base de support évolue vers une surface définie uniquement par les deux mains et les deux pieds pendant la phase la plus exigeante en termes d'efforts musculaires et de gestion d'équilibre (c'est à dire la phase de levée). À la fin du transfert la base de support est comparable à celle au départ, mais est située sur l'assise cible. Afin de maintenir un état d'équilibre pendant cette activité dynamique, le centre de masse corporelle doit se déplacer en cohérence avec l'évolution de la base de support.

#### 1.2.4 Résumé

Un transfert latéral permet à la personne vivant avec une LMÉ de s'installer dans et de sortir de son FR, une voiture, un lit, etc. Le transfert peut être divisé en trois phases principales ; la phase de pré-levée, la phase de levée et la phase de post-levée. La capacité à pouvoir réaliser un transfert est importante pour ces personnes, car elle détermine son niveau d'indépendance. La réalisation des transferts expose les personnes vivant avec une LMÉ à des risques, dont le développement de TMS et la chute. Les facteurs de risque pour les TMS incluent l'intensité d'une tâche et des positions articulaires extrêmes. Pour éviter une chute le déplacement du **COM** doit être en cohérence avec la base de support, ceci peut être étudié en évaluant la position et la vitesse du **COM** par rapport à la base de support.

Plusieurs études biomécaniques ont analysé les transferts en laboratoire. Dans la prochaine partie sont présentés, les outils et les méthodes utilisés et les résultats obtenus lors des différentes études biomécaniques ayant analysé les transferts.

### 1.3 L'analyse du mouvement de transfert

Cette partie, divisée en six paragraphes, explique comment le mouvement de transfert est analysé par des chercheurs. Chaque paragraphe introduit un outil et/ou méthode utilisé dans l'analyse du mouvement de transfert, suivi par les résultats obtenus. Dans le premier paragraphe, les méthodologies de découpage du transfert sont présentées. Dans le paragraphe suivant, les efforts externes supportés par les membres supérieurs pendant le transfert sont montrés. Ensuite, dans le troisième paragraphe, les outils et les méthodologies pour obtenir les positions articulaires, suivi des mouvements articulaires observés pendant le transfert sont présentés. Le quatrième paragraphe revient sur la méthodologie de dynamique inverse, utilisée pour calculer les forces et les couples articulaires, ces derniers sont ensuite précisés pendant le transfert. La présentation du système d'électromyographie et les résultats des activations musculaires pendant le transfert clôturent la présentation des outils et méthodes utilisés pour quantifier les risques de développer des TMS pendant le transfert. Le dernier paragraphe de cette partie est consacré au calcul de la stabilité dynamique pendant le transfert en lien avec l'évaluation du risque de chute. Les résultats présentés dans cette partie sont principalement issus d'études analysant le transfert en pivot, car les études sur le transfert latéral parallèle sont peu nombreuses.

#### 1.3.1 Découpage du transfert en phases

Ce paragraphe présente différentes méthodes utilisées pour découper le transfert en plusieurs phases : pré-levée, levée et post-levée. Ensuite, la durée de chaque phase et du transfert dans son ensemble sont présentés pour un transfert en pivot et un transfert parallèle.

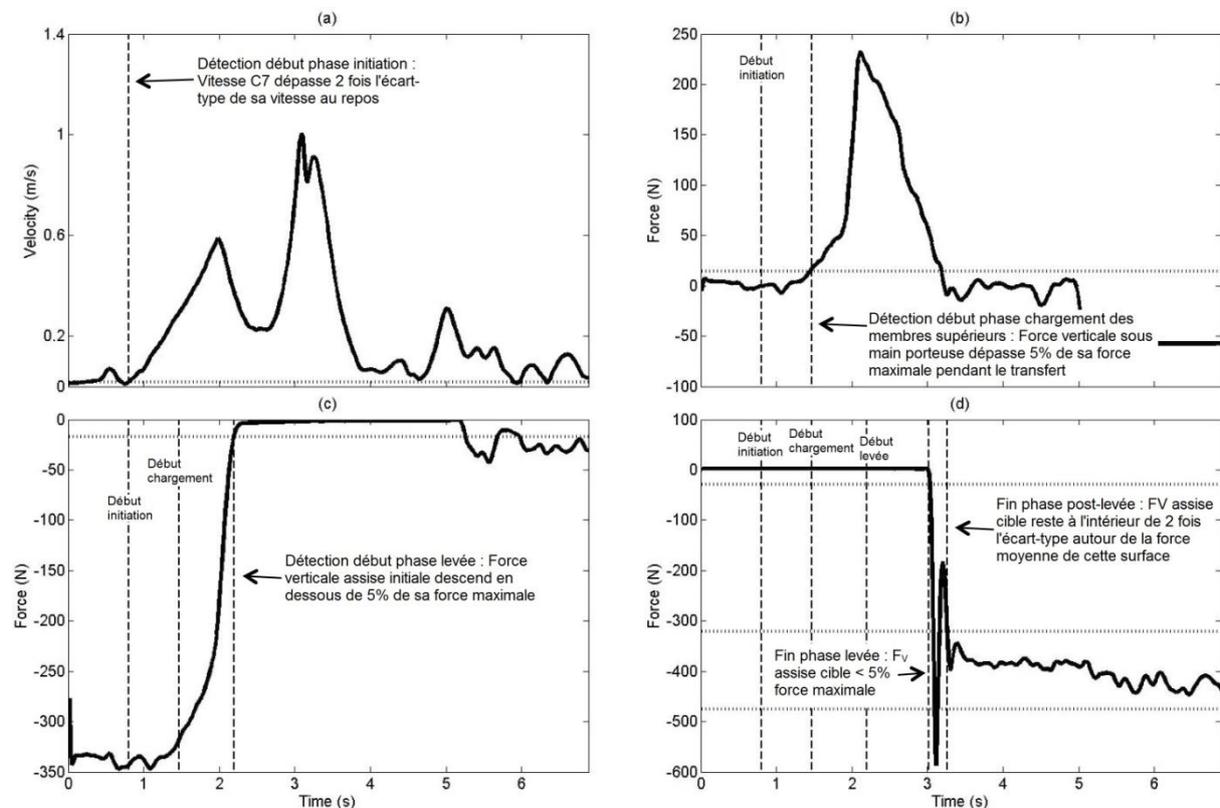
##### 1.3.1.1 Méthodes de découpage

La phase de pré-levée a été déterminée de différentes manières par le passé. Soit par le début d'un mouvement d'extension du coude porteur (Perry et al., 1996), soit par le début du mouvement du tronc (Desroches et al., 2012; Gagnon et al., 2008a; Kankipati et al., 2011) ou encore en considérant une durée relative à la phase de levée (Allison et al., 1995). Dans Desroches et al. (2012), la phase de pré-levée est divisée en deux, d'abord la phase d'initiation du mouvement, suivi de la phase de mise en charge des membres supérieurs. Les auteurs détectent le début de la phase d'initiation dès que la vitesse du marqueur C7 dépasse deux fois l'écart-type de cette vitesse au repos pendant au moins 0,5s (**figure 1.13**, a). Cette phase se termine dès que la force de réaction verticale sous la main porteuse dépasse 5% de la force maximale mesurée sous cette main, pendant au moins 0,5s (Desroches et al., 2012) (**figure 1.13**, b). Ce dernier instant indique également le début de la phase de mise en charge des membres supérieurs, qui se termine par le début de la phase de levée (c'est à dire, le décollement des fesses de l'assise initiale) (Desroches et al., 2012).

La phase de levée du transfert est celle durant laquelle le bassin n'a aucun contact avec les surfaces d'assises initiale et cible (Desroches et al., 2012). Le début et la fin de cette phase sont le plus souvent déterminés grâce à des plateformes de force (PF) en détectant le décollage du bassin de l'assise initiale et l'atterrissage du bassin sur l'assise cible (Desroches et al., 2012; Forslund et al., 2007; Gagnon et al., 2008a; Kankipati et al., 2011). Pour automatiser le processus de détection des

phases de transfert, Desroches et al. (2012) préconisent de déterminer le début de la phase de levée dès que la force de réaction verticale de la surface initiale passe en-dessous de 5% de la force verticale maximale mesurée par cette surface pendant au moins 1s (**figure 1.13**, c). La fin de cette phase est détectée dès que la force de réaction verticale dépasse 5% de la force maximale mesurée sur la surface d'assise cible (**figure 1.13**, d).

La phase post-levée démarre avec la fin de la phase de levée (c'est à dire, à l'atterrissage du bassin) (Desroches et al., 2012; Gagnon et al., 2008a), et se termine dès que le tronc est stabilisé. Ce dernier instant est détecté, soit par la décélération du tronc (marqueur C7) (Gagnon et al., 2008a), soit par la stabilisation de la force verticale sur la surface cible (Desroches et al., 2012), ou encore en considérant une durée relative à la phase de levée (Allison et al., 1995). Dans la méthode proposée par Desroches et al. (2012), la fin de la phase post-levée est détectée dès que la force verticale sur la surface d'assise cible reste à l'intérieur de deux écart-types autour de la force moyenne mesurée sur cette surface (**figure 1.13**, d).



**Figure 1.13.** Découpage automatisé proposé par (Desroches et al., 2012). a) Détection du début de la phase d'initiation (vitesse du marqueur C7), b) Détection du début de la phase de chargement des membres supérieurs (force verticale sous la main porteuse), c) Détection du début de la phase de levée (force verticale sur l'assise initiale), d) Détection de la fin des phases de levée et post-levée (force verticale sur l'assise cible)

### 1.3.1.2 Durée du transfert et des phases du transfert

Le découpage automatisé du transfert a permis de déterminer la durée de chacune des phases lors du transferts en pivot (Desroches et al., 2012). La durée totale de ce transfert est comprise entre 1,5s et 2,5s (**tableau 1.1**) (Desroches et al., 2012; Gagnon et al., 2009a). Au sein du transfert total, la phase de levée occupe 36% de la durée totale du transfert. Les deux phases précédant la phase de levée occupent environ 50% du transfert, soit 37% et 14% pour les phases d'initiation et de mise en

charge des membres supérieurs, respectivement. La phase post-levée est la plus courte au sein du transfert, occupant 13% de la durée totale du transfert (**tableau 1.1**).

**Tableau 1.1.** Durées moyennes des phases du transfert en pivot en seconde (écart-type), la dernière colonne indique la proportion de chaque phase au sein du transfert total (adapté de (Desroches et al., 2012)).

Phases	Transfert 1 Durée en s (écart-type)	Transfert 2 Durée en s (écart-type)	Moyenne Durée en s (écart-type)	Durée relative
Initiation	0.72 (0.35)	0.75 (0.39)	0.74 (0.29)	37%
Chargement des membres supérieurs	0.29 (0.16)	0.27 (0.15)	0.28 (0.13)	14%
Levée	0.72 (0.28)	0.72 (0.24)	0.72 (0.24)	36%
Déchargement des membres supérieurs	0.26 (0.13)	0.27 (0.17)	0.27 (0.14)	13%
<b>Total</b>	<b>1.99</b> (0.59)	<b>2.01</b> (0.61)	<b>2.00</b> (0.49)	<b>100%</b>

Le transfert parallèle est moins étudié dans la littérature scientifique, (Debril, 2011) a rapporté que ce transfert dure plus longtemps que le transfert en pivot avec une durée moyenne de 3,4s (+/- 1,4). Cette différence peut exprimer une difficulté plus importante du transfert parallèle comparé au transfert en pivot ou être due à une méthodologie différente pour définir le début et la fin du geste (Debril, 2011). En effet, dans son étude sur le transfert parallèle, le découpage du transfert n'est pas identique à celui proposé par (Desroches et al., 2012). Les instants pris en compte pour le découpage sont détectés à l'aide de capteurs de forces positionnés sous le bassin et les mains et régis par le dépassement d'un seuil fixe (10N sous les mains et 20N sous le bassin), contrairement à (Desroches et al., 2012), qui utilisent un seuil personnalisé par rapport à chaque transfert.

### 1.3.1.3 Résumé

Le mouvement de transfert peut être divisé en trois phases principales, dont la phase de levée est la phase centrale, précédée par la phase de pré-levée et suivi par la phase post-levée. La phase de pré-levée peut être divisée en phase d'initiation et de chargement des membres supérieurs, cette division est justifiée par la possibilité de cibler isolément la phase dans laquelle l'intensité augmente rapidement aux membres supérieurs. Le découpage du transfert permet de fragmenter le transfert et ainsi d'étudier des paramètres au sein d'une phase en particulier. Il est important de clairement identifier la méthode de découpage utilisée pour permettre la comparaison et l'interprétation des données entre différentes études (Gagnon et al., 2009a).

## 1.3.2 Efforts externes

L'analyse des efforts externes pendant un transfert est un premier indicateur de l'intensité de cette activité. Cette analyse a été réalisée par différents auteurs au moyen de plateformes de force (Forslund et al., 2007; Gagnon et al., 2008b; Tanimoto et al., 2008; Wang et al., 1994). Ce paragraphe présente brièvement ce dispositif de mesure et montre ensuite les résultats des efforts externes observés pendant le transfert.

### 1.3.2.1 Plateforme de force

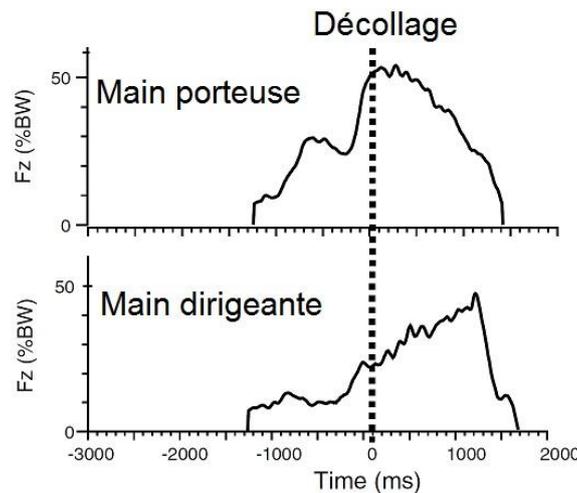
Une plateforme de force (PF) est une structure rigide intégrant un ou plusieurs capteurs de force sous la surface, en fonction du modèle (Winter, 2009). Lorsqu'une force est appliquée à la surface du

capteur, ce dernier est déformé légèrement et cette contrainte est traduite en un signal électrique proportionnel à la force appliquée à la surface du capteur, grâce à un coefficient de calibrage (Allard et al., 2011; Grimshaw and Burden, 2010; Winter, 2009). Les capteurs sont disposés au sein de la PF de façon à permettre la décomposition de la force de réaction en une composante de force verticale ( $F_V$ ) et deux composantes horizontales (antéropostérieur ( $F_{AP}$ ) et médiolatérale ( $F_{ML}$ )) par rapport au repère orthonormé attaché à la PF (Grimshaw and Burden, 2010; Winter, 2009).

### 1.3.2.2 Efforts externes supportés par les membres supérieurs pendant le transfert

Les efforts associés à la réalisation d'un transfert ont été rapportés par plusieurs études. Dans deux études sur le transfert, chaque main du participant est positionnée sur une PF, afin de mesurer les efforts supportés par chaque membre supérieur individuellement (Forslund et al., 2007; Gagnon et al., 2008b). Pour pouvoir comparer les forces mesurées chez les différents participants, les forces obtenues sont normalisées en les divisant par le poids de corps du participant (%PC) (Forslund et al., 2007; Gagnon et al., 2008b).

Pendant le transfert, la  $F_V$  moyenne mesurée sous les mains pendant la phase de levée se situe autour de 30%PC (Forslund et al., 2007; Gagnon et al., 2008b) et peuvent atteindre 50%PC sous chaque main au maximum (Forslund et al., 2007; Gagnon et al., 2008b; Koontz et al., 2011b; Tanimoto et al., 2008). La  $F_V$  maximale est d'abord atteinte sous la main porteuse, autour de l'instant du décollage du bassin, alors que sous la main dirigeante la  $F_V$  maximale est atteinte vers la fin de la phase de levée (**figure 1.14**) (Forslund et al., 2007).



**Figure 1.14** Courbes de  $F_V$  mesurée sous les mains porteuse (en haut) et dirigeante (en bas) d'un participant en fonction du temps (Forslund et al., 2007)

La  $F_V$  moyenne et maximale sous la main porteuse est plus élevée que sous la main dirigeante (Forslund et al., 2007; Gagnon et al., 2008b). En conséquence, ces auteurs conseillent aux personnes vivant avec une LMÉ, présentant des douleurs dans un des deux membres supérieurs, d'utiliser le membre douloureux comme membre dirigeant. Les forces horizontales, appliquées dans le sens antéropostérieur et médio-latéral, restent inférieures à 15%PC (Gagnon et al., 2008b; Koontz et al., 2011a; Tanimoto et al., 2008). Bien qu'aucune équipe de recherche n'ait quantifié le taux de croissance de la force sous les mains, les données présentées laissent supposer que ce taux est aussi plus élevé sous la main porteuse comparativement à la main dirigeante.

### 1.3.2.3 Résumé

L'analyse des forces de réaction présentes sous les deux mains montre que des forces importantes doivent être maîtrisées par les membres supérieurs (jusqu'à 50%PC) et que le membre porteur est plus exposé, atteignant un pic de force autour de l'instant de décollage du bassin. Les forces de réaction importantes mises en évidence illustrent l'intensité de l'activité du transfert et le risque de développement de TMS. Au vu de la revue de la littérature réalisée, aucune équipe n'a quantifié le taux de croissance de la force sous les mains. Ce paramètre paraît d'intérêt dans l'analyse du risque de développement de TMS pendant le transfert, car la vitesse avec laquelle la force est imposée aux membres influence ce risque.

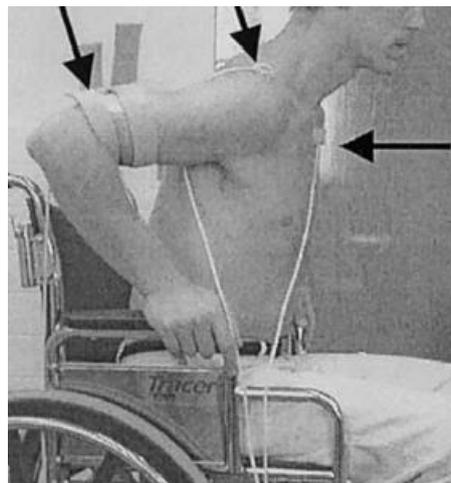
### 1.3.3 Positions articulaires

La détermination des positions articulaires peut permettre de repérer des positions articulaires à risque dans le développement des TMS. Plusieurs études ont calculé les angles articulaires pendant le transfert au moyen d'un système de capture de mouvement. Ces systèmes sont présentés brièvement, ainsi que la méthode d'obtention des angles articulaires, suivi par les angles articulaires du poignet, du coude et de l'épaule pendant le transfert.

#### 1.3.3.1 Systèmes de capture de mouvement

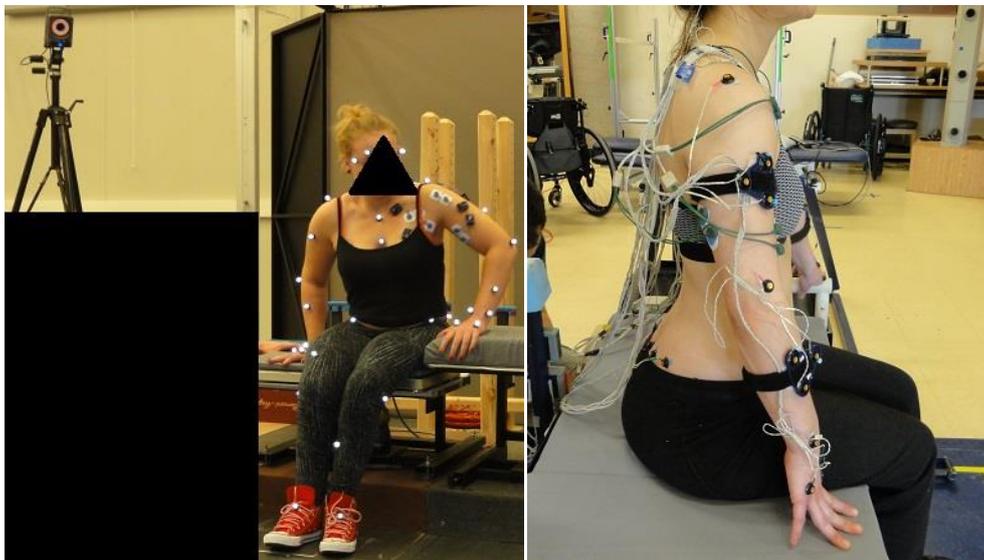
Un système de capture de mouvement est conçu pour obtenir la position et l'orientation de différents segments corporels dans l'espace. Trois types différents de systèmes de capture de mouvement ont été utilisés pour calculer les angles articulaires des membres supérieurs lors de la réalisation de transferts, il s'agit d'un système de capture magnétique (Finley et al., 2005; Nawoczenski et al., 2012), un système à capture optique (Forsslund et al., 2007) et un système à cellules photosensibles (Desroches et al., 2013b; Gagnon et al., 2008d).

Lors de l'utilisation d'un système de capture magnétique chaque segment corporel étudié est équipé d'un seul capteur (**figure 1.15**), une bobine, qui perturbe un champ magnétique créé par une antenne à trois bobines de fils électriques à axes perpendiculaires (Finley et al., 2005). Ce système permet d'obtenir directement la position et l'orientation du segment analysé, mais est légèrement moins précis que les systèmes à capture optique et à cellules photosensibles (Chèze, 2014).



**Figure 1.15** Position de trois capteurs magnétiques dans une étude du transfert (Nawoczenski et al., 2003)

Les systèmes à capture optique et à cellules photosensibles exigent le positionnement d'au moins trois marqueurs non-alignés sur chaque segment à étudier (Chèze, 2014; Winter, 2009). Dans le cas du système à capture optique, il s'agit de marqueurs passifs recouverts d'une surface rétro-réfléchissante (**figure 1.16**, à gauche). Ce système fonctionne avec plusieurs caméras émettant des ondes infrarouges qui sont réfléchies par les marqueurs passifs et ainsi renvoyé vers les caméras qui enregistrent tous les points visibles (Chèze, 2014; Grimshaw and Burden, 2010). Pour calculer les coordonnées de position d'un marqueur en trois dimensions, il est nécessaire que celui-ci soit vu par au moins deux caméras. L'identification des marqueurs se fait a posteriori, permettant l'utilisation d'un nombre de marqueurs illimité en assurant une fréquence d'acquisition allant jusqu'à 2000 Hz (Chèze, 2014). Malgré l'aide apporté par des logiciels spécifiques au système pour faciliter l'identification des marqueurs a posteriori, des inversions de marqueurs demeurent possibles et une vigilance élevée est nécessaire afin d'apporter des modifications le cas échéant.



**Figure 1.16** À gauche système à capture optique avec marqueurs passifs (une caméra est visible en haut à gauche). À droite un système à cellules photosensibles avec marqueurs actifs (une unité de cellules photosensibles est visible en haut à droite)

Le système à cellules photosensibles utilise des marqueurs actifs, c'est à dire, émettant des ondes infrarouges (Grimshaw and Burden, 2010; Winter, 2009). Ces derniers ont le désavantage de nécessiter une alimentation électrique et ainsi une présence de fils sur la personne participante à une étude d'analyse de mouvement (**figure 1.16**, à droite) (Grimshaw and Burden, 2010). Les ondes infrarouges émises par les marqueurs sont enregistrées par trois cellules photosensibles regroupées dans une unité, ou barre (Winter, 2009). L'identification en temps réel des marqueurs actifs par le système à cellules photosensibles facilite le post-traitement. Par contre, le nombre de marqueurs à enregistrer influence la fréquence d'acquisition maximale, si le nombre de marqueurs à enregistrer augmente, la fréquence d'acquisition maximale diminue.

Malgré certains inconvénients présentés pour les systèmes à capture optique et à cellules photosensibles, ces systèmes permettent de calculer les coordonnées des marqueurs avec une très grande précision (Chèze, 2014; Winter, 2009) (erreur < à 1mm (Windolf et al., 2008)). Une fois les coordonnées de position des marqueurs obtenues, des étapes de calculs sont nécessaires pour obtenir la position et l'orientation d'un segment dans les trois dimensions de l'espace (Chèze, 2014).

### **1.3.3.2 Calculs des angles articulaires**

Après l'enregistrement des coordonnées de points spécifiques par un système à capture optique ou à cellules photosensibles, des calculs sont effectués afin de décrire la position et l'orientation des segments corporels dans l'espace. Ceci peut être fait, soit en décrivant la position et l'orientation d'un repère orthonormé direct attaché à un segment, soit en décrivant la position des points proximal et distal d'un segment et l'orientation des axes antéro-postérieur et médio-latéral du segment, à partir des coordonnées de points spécifiques enregistrées (Chèze, 2014). Lorsque la position et l'orientation de deux segments adjacents sont connues, il est possible de calculer les rotations nécessaires pour atteindre la position du segment distal à partir de la position du segment proximal. Ces rotations décrivent les angles articulaires existants entre les deux segments adjacents. Pour réaliser ces calculs avec MATLAB®, il est possible d'utiliser une toolbox disponible en libre accès, la toolbox "3D kinematics and inverse dynamics" développée par Raphael Dumas, docteur en mécanique, directeur de recherche au laboratoire de biomécanique et mécanique des chocs (LBMC) de l'IFSTTAR, Lyon (téléchargeable à cette adresse : <https://fr.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/58021-3d-kinematics-and-inverse-dynamics>).

### **1.3.3.3 Positions articulaires du poignet pendant le transfert**

Lors des transferts en pivot réalisé en laboratoire les mains sont positionnées à plat et les deux poignets se positionnent en extension. La paume de la main prend appui sur une surface horizontale et l'avant-bras est orienté proche de la verticale. L'angle d'extension des poignets se situe en moyenne à 70° pendant la phase de levée (Desroches et al., 2013b) et cet angle peut atteindre 90° au maximum (Gagnon et al., 2008d) lorsque la main est déposée à plat sur les surfaces d'appui. Le poignet subit une amplitude articulaire de 20° (Gagnon et al., 2008d) à 40° (Desroches et al., 2013b) pendant la phase de levée. Ces angles articulaires d'extension du poignet sont proches de l'angle d'extension maximale physiologique, qui atteint 85° d'extension en mobilisation active (Mink et al., 1996). De plus, l'angle d'extension moyen et maximal pendant le transfert dépasse l'angle de 33° identifié comme augmentant la pression au sein du canal carpien (Keir et al., 2007).

### **1.3.3.4 Positions articulaires du coude pendant le transfert**

Le coude est positionné en flexion légère pendant le transfert, avec un angle compris entre 40° et 70° de flexion (Gagnon et al., 2008d) et un angle moyen de 50° de flexion (Desroches et al., 2013b). L'extension complète du coude s'avère non essentielle pour la réussite de transferts. Les angles articulaires du coude rapportés se situent dans le secteur utile de cette articulation, qui se définit entre 45° et 110° (Dufour et al., 2017). En conséquence, le coude ne paraît pas être à haut risque de développement de TMS de par sa position angulaire.

### **1.3.3.5 Positions articulaires de l'épaule pendant le transfert**

Pendant le transfert, l'angle de flexion de l'épaule se situe en moyenne à 12° du côté dirigeant et à 30° du côté porteur (Desroches et al., 2013b). L'amplitude articulaire est plus importante pour l'épaule porteuse, atteignant 60°, contre 25° à l'épaule dirigeante (Desroches et al., 2013b; Gagnon et al., 2008d). Néanmoins, les angles de flexion restent en dessous du seuil de position à éviter lors d'activités liées au travail, fixé à 60° de flexion (Aptel et al., 2011; Brossmann et al., 1996; Colombini et al., 2001).

La position en abduction de l'épaule s'élève en moyenne à 25° et 35° du côté dirigeant et porteur, respectivement (Desroches et al., 2013b), et peut atteindre un angle de 50° maximal pour les deux épaules (Gagnon et al., 2008d). L'épaule dirigeante démarre dans une position en abduction et

l'épaule porteuse dans une position proche de l'alignement avec l'axe vertical du tronc. Pendant la phase de levée, le tronc se dirige vers le membre supérieur dirigeant et s'éloigne du membre supérieur porteur, ainsi s'opère une adduction dans l'épaule dirigeante et une abduction dans l'épaule porteuse (Gagnon et al., 2009a). L'amplitude de ces mouvements atteint 30°-40° (Desroches et al., 2013b; Gagnon et al., 2008d). Comme pour l'angle en flexion, ces angles d'abduction sont inférieurs au seuil fixé à 60° pour éviter le développement de TMS dans un contexte de travail (Aptel et al., 2011; Colombini et al., 2001). Néanmoins, il dépasse 30° d'abduction, angle auquel le grand trochiter se positionne sous l'acromion (Brossmann et al., 1996) et se rapproche de 45°, angle pour lequel la distance entre la tête humérale et l'acromion est la plus réduite dans la propulsion du FR (Fournier Belley et al., 2017).

Concernant la rotation, l'épaule se positionne en rotation interne pendant le transfert, environ 15°-20° en moyenne et une excursion de 20°-25° sont rapportés (Desroches et al., 2013b). Des valeurs maximales de 20° de rotation interne et de 45° de rotation externe ont été relevées dans une étude comparant des personnes vivant avec une LMÉ sans et avec un syndrome de conflit sous-acromial (Finley et al., 2005). Ces auteurs constatent que les personnes présentant un conflit sous-acromial positionnent l'épaule avec une rotation interne moindre que celles qui n'ont pas été diagnostiquées avec ce conflit. Ces données ne sont pas en concordance avec la littérature indiquant qu'une rotation interne de l'épaule favorise le développement d'un conflit sous-acromial, cités plus haut.

#### 1.3.3.6 Résumé

Afin de déterminer si des positions articulaires nocives sont atteintes pendant le transfert latéral, différents systèmes de capture de mouvement ont été utilisés. Ces études ont rapporté des angles articulaires extrêmes au niveau de l'articulation du poignet, en extension, pouvant être la cause du développement d'un syndrome du canal carpien. Les angles articulaires observés au coude sont situés dans le secteur utile de l'articulation et ne semblent pas exposer les personnes vivant avec une LMÉ à un risque accru de développement de TMS pour cette articulation. Quant à l'épaule, une position en rotation interne est rapportée, ainsi qu'une excursion de 30 à 40° d'abduction, cette combinaison pourrait provoquer un rétrécissement de l'espace sous-acromiale.

### 1.3.4 Efforts articulaires

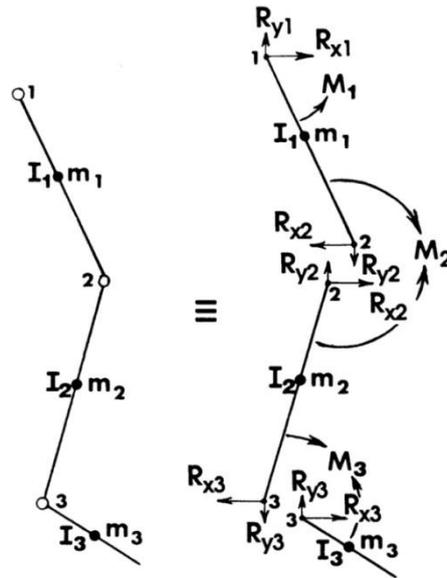
Les efforts externes appliqués aux mains se transmettent à l'intérieur du corps à travers les os, les muscles, les tendons, les ligaments et les articulations. Une méthode utilisée pour estimer les efforts internes au sein des articulations des membres supérieurs pendant le transfert, est la méthode de dynamique inverse (Desroches et al., 2013b; Gagnon et al., 2008c; Kankipati et al., 2014; Koontz et al., 2011a). Ce paragraphe décrit cette méthode et présente ensuite les résultats obtenus par les études ayant utilisé cette méthode.

#### 1.3.4.1 Méthode de dynamique inverse

Cette méthode résume la commande motrice issue du système nerveux central (SNC) en une unité mécanique (*Nm*), représentant le contrôle moteur final mis en place par le SNC pour réaliser un geste (Winter, 2009). La valeur obtenue concerne le couple articulaire net, c'est à dire que la contribution respective des muscles agonistes et antagonistes demeure méconnue lors de co-contractions (Gagnon et al., 2008c; Winter, 2009). Ceci aboutit à une sous-estimation des efforts réellement présents dans l'articulation et confirme la pertinence de l'analyse électromyographique (cf. section suivante). La méthode de dynamique inverse permet également d'estimer la force de réaction

appliquée à l'articulation (exprimée en  $N$ ), cette force sous-estime également la force réellement appliquée à l'articulation, car les forces de compression, générées par la contraction des muscles traversant l'articulation, ne sont pas prises en compte (Winter, 2009).

Pour calculer les forces de réaction et les couples appliqués à chaque articulation d'un membre, ce dernier est modélisé par une chaîne de segments rigides, reliés par des articulations supposées parfaites (Winter, 2009). Cette chaîne est "cassée" au niveau de chaque articulation, afin de décrire un diagramme de corps libres pour chaque segment (Winter, 2009). Sur ce diagramme sont indiqués les forces et les couples appliqués au segment (**figure 1.17**).



**Figure 1.17.** À gauche ; modélisation du membre inférieur en une chaîne de corps rigides articulés. À droite ; le diagramme à corps libres correspondant au membre inférieur (Winter, 2009).

Les forces et les couples appliqués au point proximal du segment sont calculés en utilisant les équations du mouvement de Newton-Euler (Raphaël Dumas et al., 2007). Pour ce faire, il faut être en possession de trois types de données ; 1) la cinématique segmentaire, 2) les paramètres inertiels des segments corporels, et 3) les forces et les couples appliqués au point distal du segment (Raphaël Dumas et al., 2007). Le calcul se fait par itération, à partir du segment le plus distal vers proximal, les forces et les couples considérés au point distal du premier segment de la chaîne (la main dans le cas de l'analyse du transfert) sont ceux mesurés par une plateforme de force (Raphaël Dumas et al., 2007; Winter, 2009).

Quatre méthodes différentes de dynamique inverse ont été utilisées dans la littérature en fonction du formalisme utilisé pour le calcul de la cinématique segmentaire et de la notation des paramètres dynamiques ; 1) calcul de la cinématique basé sur les angles d'Euler et une notation de la dynamique par des vecteurs séparés de force et de couples, 2) calcul de la cinématique basé sur des quaternions et une notation de la dynamique par un torseur mécanique, 3) calcul de la cinématique et notation de la dynamique dans deux matrices homogènes, et 4) calcul de la cinématique et notation de la dynamique basés sur des coordonnées généralisées (Raphaël Dumas et al., 2007). La première méthode est celle la plus utilisée dans les études sur la marche humaine, mais les méthodes basées sur les quaternions/torseur mécanique et les matrices homogènes ont été identifiées comme étant moins impactées par des signaux bruités (Raphaël Dumas et al., 2007). De plus, la cinématique dans

ces deux méthodes est obtenue en évitant des discontinuités (Gimbal-Lock) et les forces et couples sont calculés en une seule étape, là où les vecteurs de force et couples sont calculés en deux étapes distinctes dans la première méthode (Raphaël Dumas et al., 2007). Le choix de la méthode de dynamique inverse a un impact sur les résultats obtenus (les forces et couples articulaires) et pour cette raison, ce choix doit être spécifié explicitement lorsque les résultats de la dynamique inverse sont présentés (Raphaël Dumas et al., 2007). Les quatre méthodes de calculs de dynamique inverse présentées ci-dessus sont incluses dans la toolbox "3D kinematics and inverse dynamics", disponible en libre accès avec MATLAB® (cf. section 1.3.3.2 calcul des angles articulaires).

Afin de rendre les données calculées comparables entre plusieurs participants à une étude avec des morphologies différentes, les données de forces de réaction et des couples articulaires sont généralement normalisées par rapport à la masse du participant (Desroches et al., 2013b; Gagnon et al., 2008c; Winter, 2009). Un autre aspect à prendre en compte est le référentiel dans lequel les forces et les couples sont exprimés. Plusieurs référentiels ont été utilisés, 1) une projection orthogonale sur des axes orthogonaux attachés au segment proximal ou 2) au segment distal, 3) une projection orthogonale sur le système d'axe non-orthogonal de l'articulation étudiée, ou 4) une projection non-orthogonale sur le système d'axe non-orthogonal de l'articulation étudiée (Desroches et al., 2010). Ces différentes façons d'exprimer les forces et les couples ont une influence certaine sur les valeurs rapportées, mais aucun consensus n'existe sur la meilleure façon de faire (Desroches et al., 2010). Dans tous les cas, la méthodologie utilisée doit être annoncée clairement quand ces valeurs sont présentées.

#### 1.3.4.2 Forces et couples articulaires pendant le transfert

Une étude analysant les efforts internes aux articulations des membres supérieurs, rapporte les couples résultants dans les phases de chargement des membres supérieurs et de levée. Le couple résultant représente l'effort global généré par l'articulation pendant le transfert (Desroches et al., 2013b). Le couple résultant maximal pour chaque articulation est plus élevé du côté porteur par rapport au côté dirigeant (Desroches et al., 2013b). Au poignet, les couples résultants sont inférieurs à  $0,5Nm/kg$  et  $0,2Nm/kg$ , du côté porteur et dirigeant respectivement, et au coude ils sont inférieurs à  $0,8Nm/kg$  et  $0,4Nm/kg$ , respectivement (Desroches et al., 2013b). L'épaule est l'articulation la plus sollicitée en considérant le couple résultant, il peut atteindre  $2Nm/kg$  à l'épaule porteuse, c'est deux fois plus élevé que celui observé à l'épaule dirigeante ( $1Nm/kg$  maximal) (Desroches et al., 2013b).

Certains auteurs ont analysé les couples développés autour des axes spécifiques. Au niveau du coude, il s'agit des couples autour de l'axe médio-latéral de cette articulation. Les couples fléchisseur et extenseur observés sont peu élevés ( $< 0,25Nm/kg$ ) (Gagnon et al., 2008c; Kankipati et al., 2014). Il est intéressant de noter qu'il existe un couple fléchisseur, malgré l'idée reçue qu'une action en extension serait prépondérante dans le transfert (Gagnon et al., 2008c). Au niveau de l'épaule, les couples sont principalement fléchisseur et adducteur (Gagnon et al., 2008c; Kankipati et al., 2014). Le couple fléchisseur représente au maximum à  $1,4Nm/kg$  pour les deux épaules, le couple adducteur est plus élevé pour l'épaule dirigeante ( $0,5Nm/kg$ ) que pour l'épaule porteuse (Gagnon et al., 2008c). Le couple rotateur, autant interne qu'externe, est plus élevé au niveau de l'épaule porteuse comparé à l'épaule dirigeante (25-50Nm et 0-10Nm, respectivement pour les épaules porteuse et dirigeante) (Kankipati et al., 2014).

Les articulations ne sont pas seulement exposées aux efforts de rotation, mais également à des efforts linéaires, ces derniers sont analysés par les forces de réaction appliquées aux articulations. Au niveau du coude, ces dernières sont principalement dirigées vers proximal, par rapport à l'axe longitudinal de l'avant-bras, et peuvent atteindre  $3,5N/kg$  à  $4N/kg$  (Gagnon et al., 2008c). Les forces de réaction dans les autres directions (antéro-postérieur et médio-latéral), restent inférieures à  $1N/kg$  (Gagnon et al., 2008c). Mise à part la force médiale, plus élevée au coude dirigeant, les forces de réaction sont semblables quel que soit le rôle joué par le coude pendant le transfert (Gagnon et al., 2008c). Les forces importantes observées en direction proximale peuvent en partie expliquer le développement de TMS au coude, plus particulièrement la compression du nerf ulnaire, alors que les forces médio-latérale et antéropostérieure sont à considérer dans la présence d'instabilité du coude (Gagnon et al., 2008c).

Les forces de réaction mesurées à l'épaule pendant un transfert en pivot sont principalement dirigées vers l'arrière, proximal et médial, par rapport aux axes segmentaires de l'humérus (Gagnon et al., 2008c). Ces forces de réaction maximales peuvent atteindre  $3N/kg$  vers l'arrière et  $1,5N/kg$  vers proximal et médial. Les forces dirigées vers l'arrière sont plus élevées à l'épaule porteuse, contrairement aux forces médiales, plus élevées pour l'épaule dirigeante (Gagnon et al., 2008c). Les forces dirigées vers proximal et en arrière peuvent être délétères pour l'articulation de l'épaule, car elles peuvent provoquer une translation de la tête humérale vers le haut, diminuant ainsi l'espace sous-acromial, ou vers l'arrière, pouvant provoquer une instabilité postérieure, une pathologie capsulo-labrale ou des tendinites des tendons de la coiffe des rotateurs (Gagnon et al., 2008c).

#### 1.3.4.3 Résumé

La méthodologie de dynamique inverse permet d'estimer les efforts appliqués et développés au niveau d'une articulation lors d'un mouvement. Ces efforts calculés sous-estiment les efforts réels, car les contractions musculaires ne sont pas prises en compte dans cette méthode. Plusieurs approches sont possibles pour calculer les efforts articulaires suivant cette méthode, il est important que l'approche utilisée soit clairement énoncée et proche de celle utilisée dans le domaine d'étude, afin de faciliter la compréhension des résultats. Les forces et les couples développés au niveau des articulations des membres supérieurs sont généralement plus élevés au membre porteur, en conséquence, ce membre serait plus exposé au développement des TMS. Les efforts appliqués et développés au niveau de l'épaule sont les plus élevés. Au niveau de l'épaule, les forces de réaction en direction proximale pourraient provoquer une translation de la tête humérale vers le haut et ainsi réduire l'espace sous-acromial mise en cause dans la compression de structures présentes dans cet espace.

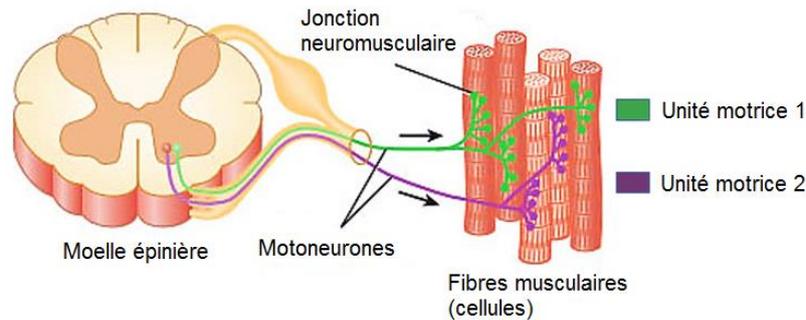
### 1.3.5 Activations musculaires

Pour analyser l'activité électrique des muscles des membres supérieurs et du tronc pendant le transfert, plusieurs équipes de recherche ont réalisé des études d'électromyographie (EMG) (Allison et al., 1995; Desroches et al., 2013a; Gagnon et al., 2009b, 2009c; Perry et al., 1996). Ce paragraphe présente d'abord le fonctionnement de l'électromyographie et synthétise ensuite les résultats des activations musculaires pendant le transfert rapportés dans la littérature.

#### 1.3.5.1 Électromyographie

L'EMG est l'étude de la fonction musculaire à travers la mesure du signal électrique émis par les muscles (Basmajian and De Luca, 1985). Ce signal électrique est produit par la commande motrice,

initiée par le cerveau et envoyée aux muscles en passant par la moelle épinière, où la commande motrice est transmise au motoneurone alpha et acheminée jusqu'au muscle. Le motoneurone alpha se divise en plusieurs ramifications et entre en contact avec les fibres musculaires par la jonction neuromusculaire (Konrad, 2005). L'ensemble d'un motoneurone alpha, son axone, ses ramifications, ses jonctions neuromusculaires et les fibres musculaires, qu'il innerve, est appelé unité motrice (**figure 1.18**). En atteignant la jonction neuromusculaire, la commande motrice provoque un changement de polarisation de la membrane des fibres musculaires et les fibres musculaires se contractent (Konrad, 2005).



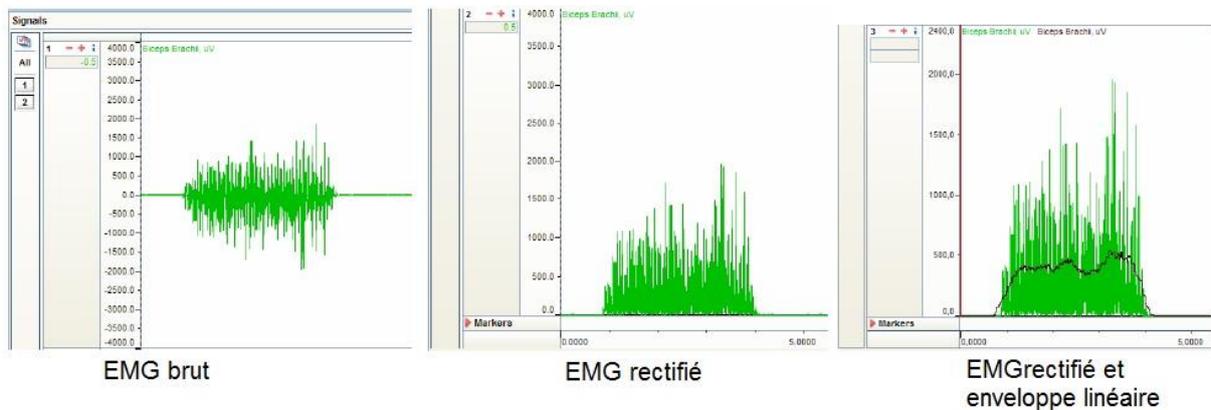
**Figure 1.18.** Unité motrice, un motoneurone prenant sa source dans la moelle épinière innerve plusieurs fibres musculaires à travers les jonctions neuromusculaires (adapté de <http://www.anatomyqa.com/uncategorized/muscle-exam-question-general-anatomy/> consulté le 29/03/2018).

Pendant l'enregistrement de l'EMG, deux électrodes sont utilisées, celles-ci mesurent la différence de potentiel existant entre elles (Konrad, 2005). Cette différence de potentiel mesurée correspond à l'état d'action des fibres musculaires se situant sous le site de l'emplacement des électrodes. Une activité électrique plus élevée peut être due à deux phénomènes, soit plus de motoneurones sont actifs et, en conséquence, plus de fibres musculaires sont activées, soit les motoneurones envoient des stimulations à une fréquence plus élevée et, en conséquence, les fibres musculaires se contractent à une fréquence plus élevée (Konrad, 2005). Il est impossible de distinguer quel phénomène provoque l'augmentation de l'activité musculaire, car le signal mesuré reflète la superposition des dépolarisations de plusieurs unités motrices (Konrad, 2005).

Les électrodes utilisées pendant l'EMG peuvent être de deux types ; 1) des électrodes de surface positionnées sur la surface de la peau au-dessus des muscles, et 2) des électrodes-aiguilles insérées dans les tissus musculaires (Konrad, 2005; Winter, 2009). Les signaux bruts obtenus après un enregistrement permettent seulement des interprétations basiques (muscle actif versus inactif ou plus versus moins actif), afin de pouvoir étudier plus en profondeur les signaux EMG, et les rendre comparables entre différents participants, des traitements des signaux sont réalisés (Konrad, 2005).

Typiquement, le signal EMG oscille autour de zéro (**figure 1.19**, à gauche), ce qui ne permet pas de réaliser des calculs de moyenne et de l'aire sous la courbe EMG. Pour pallier à ceci, le signal EMG est rectifié, c'est à dire que les valeurs négatives sont redressées pour obtenir un signal exclusivement constitué de valeurs positives (**figure 1.19**, au centre) (Konrad, 2005). De plus, le signal EMG brut présente un profil très chaotique avec des pics localement très élevés et non reproductibles d'un essai à un autre, pour remédier à ceci trois techniques existent pour créer une enveloppe linéaire, une fois le signal EMG brut rectifié (Konrad, 2005). Une première technique consiste à calculer la valeur moyenne du signal sur une fenêtre glissante (Konrad, 2005), une deuxième technique consiste

à calculer la moyenne quadratique du signal sur une fenêtre glissante (Basmajian and De Luca, 1985), et une dernière technique consiste à appliquer un filtre passe bas sur la totalité du signal (**figure 1.19**, à droite) (Desroches et al., 2013a; Hug, 2011; Konrad, 2005).



**Figure 1.19.** Traitement du signal EMG, à gauche ; signal EMG brut oscillant autour de zéro, au centre ; signal EMG après rectification, à droite ; création d'un enveloppe linéaire, ligne noire (adapté de (Konrad, 2005))

Le signal électrique mesuré pendant l'EMG dépend des conditions de détection, tel l'état de la peau, la présence d'autres signaux électriques (physiologiques (cross-talk ; l'enregistrement de l'activité électrique des muscles voisins ou de l'innervation du cœur) ou non-physiologiques (réseau électrique)), et l'état géométrique du muscle étudié (longueur instantanée) (Konrad, 2005). L'influence de certains facteurs peut être limitée par une préparation de la peau préalable à l'évaluation (rasage des poils et nettoyage de la peau avec de l'alcool dans la zone où seront posées les électrodes), mais d'autres facteurs ne peuvent être remédiés le jour de l'évaluation (comme l'épaisseur de la peau et les tissus adipeux).

Pour permettre une interprétation des signaux EMG, malgré ces facteurs influençant l'amplitude du signal et les fluctuations du signal d'un participant à un autre, l'amplitude des signaux EMG peut être normalisée. Différentes méthodes de normalisation ont été proposées dans la littérature, dont la plus répandue est la normalisation par rapport au signal électrique émis pendant une contraction maximale volontaire isométrique (CMV) du muscle analysé (Hug, 2011; Konrad, 2005). Ainsi les signaux EMG sont exprimés en pourcentage par rapport à la CMV (%CMV) et peuvent donner une indication du degrés d'activation musculaire (Hug, 2011). Cette procédure oblige de réaliser une CMV, pour chaque muscle étudié, avant l'expérimentation, celle-ci peut devenir long et fatigant pour les participants en fonction du nombre de muscles étudiés. D'autres méthodes de normalisation proposées incluent la normalisation par rapport aux contractions isométriques sous-maximales, la normalisation par rapport au signal EMG maximal ou moyen pendant la tâche effectuée ou la normalisation par rapport à une tâche de référence (Hug, 2011). Ces dernières méthodes sont plus simples à mettre en place et les deux dernières présentent l'avantage de prendre en compte les modifications du signal EMG provoquées par des tâches dynamiques (contrairement aux contractions isométriques). Néanmoins, ces méthodes ne permettent pas d'évaluer le niveau d'activation musculaire imposé par une tâche, seule la méthode de normalisation par la CMV peut être utilisée pour cet objectif.

### 1.3.5.2 Activations musculaires pendant le transfert

L'activité musculaire d'un grand nombre de muscles du membre supérieur et du tronc a été analysée pendant la réalisation du transfert. Ces muscles peuvent être divisés en quatre groupes, à savoir, les

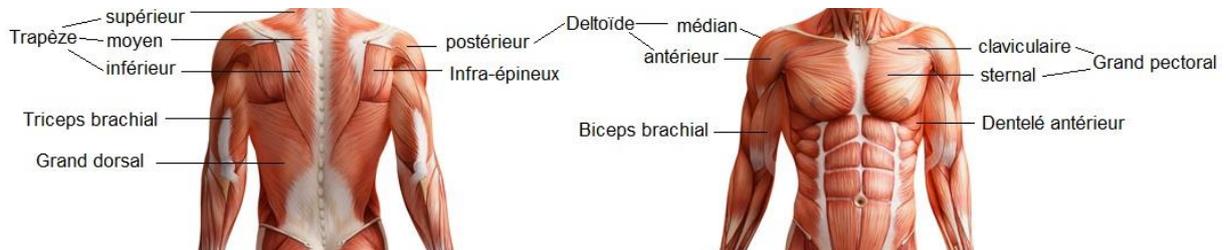
muscles thoraco-scapulaires, thoraco-huméraux, gléno-huméraux et du coude. La fonction des muscles appartenant à ces groupes et leur niveau d'activation pendant le transfert sont présentés ci-dessous.

#### ▪ *Muscles thoraco-huméraux*

Ce sont les muscles originaires du thorax et s'insérant sur l'humérus, ils sont bi-articulaires. Les muscles grand pectoral et grand dorsal appartiennent à ce groupe et ont été analysés lors du transfert (Desroches et al., 2013a; Gagnon et al., 2009c, 2009b; Perry et al., 1996) (**figure 1.20**). Pendant le transfert, le membre supérieur agit en chaîne fermée, lorsque la scapula est stabilisée, la contraction conjointe des muscles thoraco-huméraux permet de soulever le tronc (Perry et al., 1996). Ces muscles ont montré une activation modérée (> à 25%CMV) à élevée (> à 50%CMV) pendant le transfert (Desroches et al., 2013a; Gagnon et al., 2009b; Perry et al., 1996) (**tableau 1.2**).

#### ▪ *Muscles thoraco-scapulaires*

Les muscles thoraco-scapulaires ont comme fonction principale la stabilisation de la scapula par rapport au thorax, ils permettent aussi d'orienter la glène scapulaire de façon à atteindre les amplitudes maximales au niveau du complexe de l'épaule (Dufour et al., 2017). Les muscles thoraco-scapulaires étudiés dans le transfert sont le dentelé antérieur (Finley et al., 2005; Perry et al., 1996) et les trois parties du trapèze (inférieur, moyen et supérieur) (Desroches et al., 2013a; Finley et al., 2005; Gagnon et al., 2009b; Perry et al., 1996) (**figure 1.20**). Le muscle dentelé antérieur montre l'activation la plus élevée, pouvant atteindre une activation médiane de plus de 50%CMV (Perry et al., 1996). Les trois parties du muscle trapèze ont un niveau d'activation relativement basse (< à 25%CMV) (Desroches et al., 2013a; Finley et al., 2005; Perry et al., 1996) (**tableau 1.2**).



**Figure 1.20.** Muscles superficiels du tronc et des membres supérieurs ayant fait l'objet d'une analyse EMG pendant le transfert (adapté de <http://www.themikischool.com/massages/modules-de-formation/anatomie-et-physiologie-module-2.html>, consulté le 08/05/2018)

#### ▪ *Muscles gléno-huméraux*

Ce sont, en profondeur, les muscles de la coiffe (supra-épineux, infra-épineux, subscapulaire et petit rond) et, plus superficiellement, les trois parties du muscle deltoïde (antérieur, médian et postérieur) (**figure 1.20**). Les muscles gléno-huméraux profonds servent à stabiliser et centrer la tête humérale face à la glène scapulaire et les muscles superficiels servent à l'orientation spatiale du membre supérieur (Dufour et al., 2017). Les muscles profonds, analysés par électrodes-aiguilles, montrent une activation faible (< 25%CMV) à modérée (> à 25%CMV et < à 50%CMV) (Perry et al., 1996) (**tableau 1.2**). Au niveau du muscle deltoïde, la partie antérieure est celle la plus sollicitée et atteint un niveau d'activation élevée (> à 50%CMV) (Desroches et al., 2013a; Gagnon et al., 2009b). Cette partie du muscle pourrait renforcer la capsule articulaire sur la surface antérieure de l'articulation gléno-humérale (Perry et al., 1996).

▪ **Muscles du coude**

Les muscles du coude étudiés pendant le transfert sont les muscles biceps brachial et triceps brachial (Desroches et al., 2013a; Finley et al., 2005; Gagnon et al., 2009b, 2009c; Perry et al., 1996). Ces muscles servent principalement à la flexion et l'extension du coude, respectivement, mais puisque ces deux muscles sont bi-articulaires, ils traversent également l'articulation gléno-humérale. En conséquence, le biceps brachial a une fonction de flexion de l'épaule et le triceps brachial une fonction d'extension. Aussi, ces deux muscles peuvent aider à l'adduction de cette articulation (Kendall et al., 2000). Ainsi, plusieurs études ont constaté que le muscle biceps brachial est activé de façon modérée (> 25%CMV et < à 50%CMV), malgré l'absence d'une flexion active du coude (Desroches et al., 2013a; Gagnon et al., 2009b; Perry et al., 1996) (**tableau 1.2**). Le niveau d'activation du muscle triceps brachial est contradictoire dans la littérature, soit faible (Perry et al., 1996), soit modéré (Desroches et al., 2013a), ou encore fort (Gagnon et al., 2009b) (**tableau 1.2**).

**Tableau 1.2.** Niveau d'activité des muscles étudiés pendant la phase de levée du transfert en pivot, en rouge les muscles activés >50%CMV, en orange entre 25 et 50%CMV et en vert <25%CMV

		Côté dirigeant, niveau d'activité (%CMV)				Côté porteur, niveau d'activité (%CMV)			
		Médiane Perry et al., 1996	Maximum Finley et al., 2005	Maximum Gagnon et al., 2009	Instantané Desroches et al., 2013	Médiane Perry et al., 1996	Maximum Finley et al., 2005	Maximum Gagnon et al., 2009	Instantané Desroches et al., 2013
<b>Muscles thoraco-huméraux</b>									
Grand Pectoral	claviculaire			50	25 à 50			40	>50
	sternal	80		60	>50	49		50	25 à 50
Grand dorsal		40		50	25 à 50	25		40	25 à 50
<b>Muscles thoraco-scapulaires</b>									
Dentelé antérieur		47	26			54	43		
Trapèze	supérieur		9		10 à 25		8		25 à 50
	moyen	9				8			
	inférieur		10	50			24	50	
<b>Muscles gléno-huméraux</b>									
Infra-épineux		37				45			
Supra-épineux		12				38			
Sous-scapulaire		19				8			
Deltoïde	antérieur	20	15	50	>50	44	35	90	>50
	médian	3			10 à 25	11			25 à 50
	postérieur	1				1			
<b>Muscles du coude</b>									
Biceps brachial		28	17	25	25 à 50	23	22	25	25 à 50
Triceps brachial		14		70	25 à 50	12		70	25 à 50

Des modifications tissulaires, mises en relation avec le développement de TMS, ont été observées au sein des muscles à partir d'une sollicitation musculaire de 20%CMV (Aptel et al., 2011; Houvet and Obert, 2013). Un grand nombre de muscles, activés pendant le transfert, sont exposés au développement de TMS, car ils sont activés à plus de 20%CMV (**tableau 1.2**).

### 1.3.5.3 Résumé

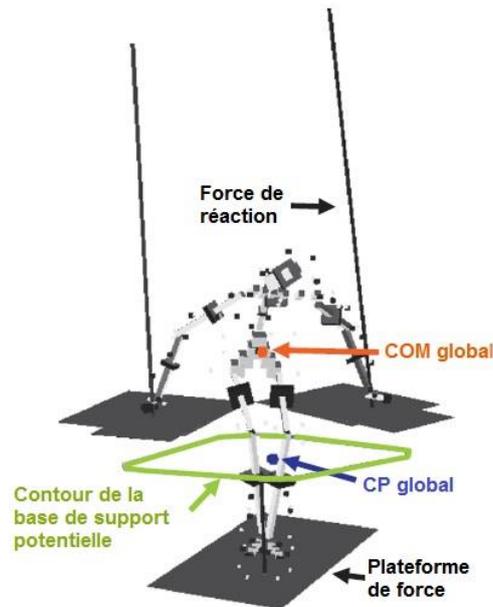
L'EMG désigne l'étude du signal électrique émis par les muscles, correspondant à la commande motrice envoyée par le cerveau aux muscles. Ce signal est normalisé par rapport à la CMV pour obtenir un taux d'activation d'un muscle en pourcentage de sa capacité maximale. Une activation musculaire dépassant 20%CMV est associée au développement de TMS par le biais de modifications tissulaires dans ce cas. Ceci expose de nombreux muscles des membres supérieurs et du tronc au risque de TMS pendant le transfert.

### 1.3.6 Stabilité

Deux études ont analysé l'état de stabilité pendant le transfert en pivot en utilisant une même méthode (Desroches et al., 2013a; Gagnon et al., 2012). Cette méthodologie est l'adaptation d'une méthodologie proposée pour déterminer le contrôle postural dynamique pendant la marche (Duclos et al., 2009; Gagnon et al., 2012). Elle quantifie les forces stabilisantes, nécessaires pour maintenir le centre de pression (**CP**) à l'intérieur de la base de support, et les forces déstabilisantes, nécessaire pour sortir le **CP** de la base de support (Duclos et al., 2009; Gagnon et al., 2012).

Le **CP** global, dans le cas du transfert, est calculé à partir des forces mesurées sous chaque main, le bassin et les pieds, en conséquence, il est situé en dehors des surfaces d'appui (**figure 1.21**, point bleu). La base de support est définie comme le contour incluant les mains, les pieds et le bassin et se situe dans le plan transverse à la hauteur du **CP** (Gagnon et al., 2012). Pendant la phase de levée, quand le bassin n'est plus en contact avec les surfaces d'appui, le bassin continue à faire partie de la base de support. Cette base de support est appelée base de support potentielle, car elle formera à nouveau la base de support quand le bassin rentrera en contact avec l'assise cible, typiquement après l'atterrissage du bassin.

La force stabilisante est calculée en fonction de la vitesse du **COM** et la distance séparant le **CP** de la limite de la base de support dans la direction de déplacement du **COM**. Une vitesse élevée, ou un emplacement du **CP** proche de la limite de la base de support, induit une baisse de la force stabilisante, indiquant que l'état de stabilité est plus précaire.



**Figure 1.21.** Emplacement du centre de pression (point bleu) et contour de la base de support (en vert) dans l'analyse du transfert (adapté de (Gagnon et al., 2012))

Le calcul de la force déstabilisante est basé sur l'emplacement du **CP** par rapport à la limite de la base de support dans la direction de son déplacement, la hauteur du **COM** et l'intensité de la force de réaction (Duclos et al., 2009; Gagnon et al., 2012). L'exclusion de la vitesse du **COM** de ce calcul a été critiquée, car la prise en compte de la vitesse du **COM** est importante dans l'analyse de la stabilité dynamique (Bruijn et al., 2013).

### 1.3.6.1 Contrôle postural pendant le transfert

Seules les deux études, dont la méthodologie est expliquée ci-dessus, ont rapporté des données concernant le contrôle postural pendant le transfert latéral assis en pivot. Une étude montre que les instants les plus délicats dans le contrôle postural du transfert sont les périodes de transition autour du décollage et de l'atterrissage du bassin (Gagnon et al., 2012). Pendant ces périodes, l'aire de la base de support évolue. Autour du décollage l'aire rétrécit, car le bassin avance en direction des mains, alors que lors de l'atterrissage elle augmente, puisque le bassin recule pour atterrir sur l'assise cible. La deuxième étude met en évidence que la position du tronc pendant le transfert a une influence sur l'état de stabilité pendant le transfert (Desroches et al., 2013a). Lorsque le tronc est redressé, la stabilité est diminuée par rapport à une orientation du tronc spontanément choisie ou volontairement plus fléchi. En effet, une orientation du tronc fléchi influence la hauteur du **COM**, étant plus bas lorsque le tronc est fléchi l'état de stabilité est amélioré.

### 1.3.6.2 Résumé

Deux études ont analysé l'état de stabilité pendant le transfert en adaptant une méthodologie rapportée pour étudier l'état de stabilité pendant la marche. Cette méthodologie prend en compte les positions du **CP** et du **COM** par rapport au contour de la base de support potentielle, la vitesse du **COM** et les forces de réaction. Cette méthode a permis de mettre en évidence qu'il existe deux périodes délicates au niveau du maintien de la stabilité, ces périodes sont les périodes de transition autour du décollage et de l'atterrissage du bassin.

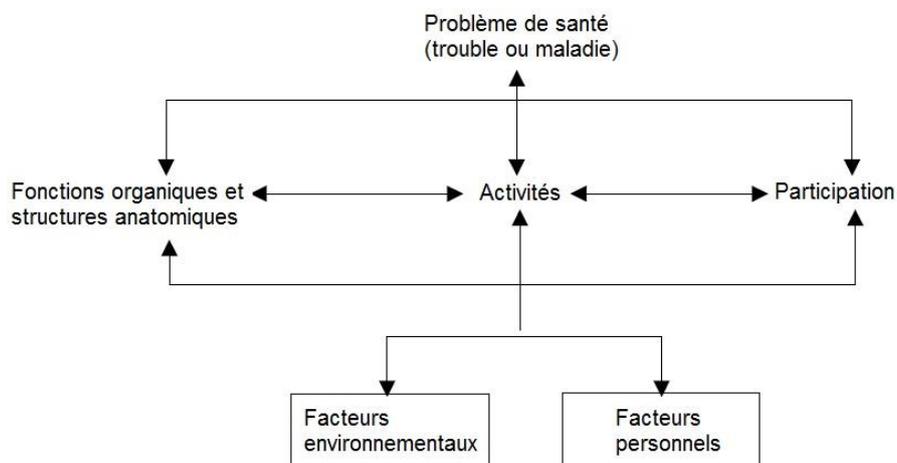
### 1.3.7 Résumé

Cette troisième partie de la partie bibliographique a présenté les outils, les méthodologies et les résultats des études ayant analysé le mouvement de transfert pour quantifier les efforts externes et internes, les positions articulaires et la stabilité pendant le transfert. Les résultats des études biomécaniques du transfert montrent que le transfert présente plusieurs risques de développement de TMS. Premièrement, les membres supérieurs supportent des efforts externes allant jusqu'à 50% du poids de corps. Bien qu'aucune étude n'ait rapporté le taux de croissance des forces, et compte tenu de la durée courte de la phase de chargement des membres supérieurs, il est probable que ces forces externes soient atteintes rapidement. Le poignet est exposé à un risque de développement d'un syndrome du canal carpien, car le poignet est positionné en extension forcée, provoquant une élévation de la pression dans le canal carpien. Au niveau de l'épaule, l'espace sous-acromial risque d'être réduit à cause d'une position en flexion, abduction et rotation interne en combinaison avec une force de réaction articulaire élevée vers proximal. Aussi, des forces articulaires dirigées vers postérieur pourraient favoriser le développement d'une instabilité postérieure de l'épaule. Dernièrement, de nombreux muscles sont sollicités au-delà de 20%CMV, pouvant provoquer des modifications tissulaires musculo-tendineuses. L'analyse du mouvement de transfert a aussi mis en évidence que la stabilité est plus précaire lors des transitions de la base de support, soit autour du décollage et de l'atterrissage du bassin, ceci suggère que le risque de chute dans ces périodes est probablement plus élevé.

La revue de la littérature confirme les risques de TMS et de chute pendant le transfert. Il est intéressant d'étudier comment il serait possible de diminuer ces risques. La prochaine partie aborde le rôle de l'environnement dans la création d'une situation de handicap et pendant le transfert en particulier, afin de déterminer si l'environnement dans lequel le transfert est à réaliser, peut être un paramètre à moduler pour diminuer les risques de blessures pendant le transfert.

## 1.4 Influence de l'environnement

Selon le modèle conceptuel de la classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé, la situation de handicap vécue par une personne est le résultat de l'interaction dynamique entre l'état de santé et des facteurs environnementaux (**figure 1.22**) (World Health Organization, 2011).



**Figure 1.22.** Modèle conceptuel de la classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (World Health Organization, 2001)

Dans ce concept, la LMÉ provoque des limitations dans les activités, comme la marche, mais celles-ci peuvent être compensées par l'adaptation de l'environnement, comme l'utilisation d'un FR. Idéalement, l'adaptation permet à la personne présentant un trouble de santé de participer pleinement à la vie sociale. Néanmoins, l'environnement construit peut présenter des barrières pour les personnes atteintes d'une LMÉ, par exemple lorsque l'accès à un bâtiment est uniquement possible par un escalier. L'environnement peut présenter des barrières, créant une situation de handicap, ou des facilitateurs, permettant de participer aux activités de la vie malgré la présence d'une déficience. En conséquence, la modification de l'environnement peut être un moyen pour améliorer l'état de santé et de prévenir des limitations (World Health Organization, 2011).

#### **1.4.1 Influence de l'environnement sur le transfert**

Dans le cas du transfert, plusieurs études ont analysé l'influence de facteurs environnementaux sur le transfert (Gagnon et al., 2009b, 2009c, 2008d, 2008b; Toro et al., 2013; Tsai and Koontz, 2013). Dans une étude menée sur 120 personnes utilisant un FR pour la majorité de leurs déplacements, des chercheurs ont fait varier plusieurs éléments de l'environnement pour établir les conditions de l'environnement dans lesquelles la plupart des personnes réussissent la réalisation du transfert (Toro et al., 2013). Les éléments variés étaient ; la hauteur de l'assise cible, la distance horizontale entre les assise initiale et cible, et la présence d'une barre d'appui en face de l'assise cible. Ces auteurs ont établi que la hauteur de l'assise cible vers laquelle 95% des personnes peuvent se transférer est située entre 54 et 56cm, ce qui correspond à la hauteur moyenne des FR personnels dans cette étude (55cm). La présence d'une barre d'appui a permis à 20% des participants de l'étude de Toro et al. (2013) d'atteindre une assise cible plus haute que dans la situation sans barre. Dernièrement, une distance horizontale de 9cm entre les assises initiale et cible a pu être vaincue par 95% des participants. Cette étude donne une indication des caractéristiques de certains éléments de l'environnement pouvant convenir à un nombre important d'utilisateurs de FR, mais ne permet pas de déterminer comment la variation de l'environnement influence les risques de blessures.

Pour étudier l'influence d'une modification de l'environnement sur le corps, il est nécessaire de quantifier l'activité de transfert dans différentes conditions expérimentales contrôlées. Ceci a été fait pour deux situations environnementales, à savoir la différence de hauteur entre les assises initiale et cible (Gagnon et al., 2009c, 2008d, 2008b) et l'angle d'approche de l'assise initiale par rapport à l'assise cible (transfert parallèle versus pivot) (Tsai and Koontz, 2013).

L'influence de la différence de hauteur sur la cinématique articulaire (Gagnon et al., 2008d), les efforts externes (Gagnon et al., 2008b) et l'activité musculaire (Gagnon et al., 2009c) a été étudiée. Peu de changements dans le profil cinématique des articulations du poignet, du coude et de l'épaule des membres supérieurs porteur et dirigeant sont mis en évidence. L'angle maximal augmente pour l'extension du coude porteur, l'extension de l'épaule dirigeante et la flexion de l'épaule porteuse, quand l'assise cible est plus élevée. Les forces de réaction sous la main porteuse augmentent lorsque la hauteur de l'assise cible est plus élevée que celle de l'assise initiale. Ces forces de réaction sont déjà plus élevées sous la main porteuse comparée à la main dirigeante et le membre supérieur porteur est davantage contraint pendant le transfert vers une assise plus élevée. Le muscle biceps brachial dirigeant et les muscles deltoïde antérieur et grand pectoral porteur sont plus sollicités lorsque le transfert est réalisé vers une assise cible plus élevée que l'assise initiale.

Quant à l'angle, existant entre les surfaces d'assise initiale et cible, les amplitudes articulaires du poignet et de l'épaule, ainsi que l'angle articulaire en extension du poignet et en flexion de l'épaule, sont plus faibles lors du transfert parallèle comparé au transfert en pivot (Tsai and Koontz, 2013). De plus, le tronc est penché davantage en avant dans la situation de transfert en pivot. Ces auteurs concluent que le choix de l'angle entre les assises initiale et cible est le résultat d'un compromis entre le risque de chute et les contraintes imposées aux articulations. Ces auteurs émettent l'hypothèse que le transfert parallèle augmente les efforts articulaires, puisque le tronc est plus redressé et ceci impose des forces de réaction plus élevées aux épaules. Ces auteurs pensent également que le risque de chute serait plus élevé dans le transfert en pivot, car une plus grande distance est à parcourir par le bassin dans ce transfert (Tsai and Koontz, 2013).

### 1.4.2 Résumé

Une situation de handicap est le résultat de l'interaction dynamique entre l'état de santé d'une personne et des facteurs environnementaux, ainsi, en modifiant l'environnement, une situation de handicap peut apparaître ou disparaître. Quelques études montrent que la modification de l'environnement dans lequel un transfert est à réaliser peut changer la réalisation du transfert, et probablement les conséquences de celui-ci sur les structures corporelles. La présence d'une barre d'appui augmente le taux de réussite du transfert et un transfert vers une assise cible plus élevée augmente la contrainte imposée au membre supérieur porteur. La seule étude ayant analysé l'influence de l'angle d'approche entre les assises initiale et cible, pose l'hypothèse qu'un transfert latéral parallèle impose plus de contraintes sur les articulations de l'épaule, mais que le contrôle postural serait facilité.

Les études s'intéressant à l'influence des facteurs environnementaux sur le transfert, plus particulièrement sur le transfert latéral parallèle, sont très peu nombreuses. Avant de démarrer une étude expérimentale importante, une pré-étude du transfert latéral parallèle en situation écologique est réalisée pour décrire ce geste. Cette étude est présentée dans la partie suivante.

## 1.5 Pré-étude du transfert dans une cabine d'aéronef

La pré-étude du transfert latéral parallèle en situation écologique a été conçue pour observer comment ce transfert est réalisé spontanément dans une cabine d'avion.

### 1.5.1 Matériels et méthodes

Pour cette pré-étude une partie d'une cabine d'avion a été reconstruite à l'aide de trois rangées de sièges d'avion (modèle Z300, Zodiac Seats France) fixées sur un plateau (Molenaar et al., 2016). La surface d'assise du siège d'avion a une largeur de 40cm et se situe à une hauteur de 45cm au-dessus du sol. Une chaise de bord (chaise à roulettes permettant un déplacement dans le couloir de l'avion) est également présente, la surface d'assise de cette chaise a une largeur de 39cm et se situe à 52cm au-dessus du sol. Trois caméras numériques synchronisées sont placées autour de la maquette expérimentale afin de filmer les participants sous trois angles de vue différents (**figure 1.23**).



**Figure 1.23.** Le transfert parallèle réalisé dans une cabine d'avion reconstruite, filmé sous trois angles de vue

Les participants à cette pré-étude, majeurs, doivent être familiarisés avec la réalisation des transferts latéraux et ne pas présenter de lésions cutanées ou de douleurs aux membres supérieurs pouvant être aggravées par la réalisation de plusieurs transferts. Les participants réalisent douze transferts (six allers-retours) à partir de la chaise de bord en direction du siège d'avion cible, situé à gauche, et vice-versa. Les participants sont encouragés à réaliser les transferts le plus naturellement possible. Les vidéos enregistrées sont analysées a posteriori pour décrire comment le transfert latéral est réalisé spontanément dans une situation écologique en avion.

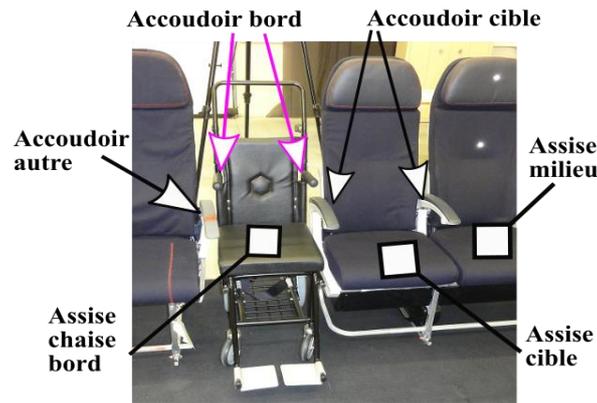
### 1.5.2 Résultats

Deux participants atteints d'une LMÉ, dont les caractéristiques sont résumées dans le **tableau 1.3**, ont été recrutés au sein d'associations sportives locales. Les profils des deux participants, très différents (âge, taille, sexe, lésion complète et incomplète), permettent certainement d'observer des stratégies probablement très différentes, ce qui constitue un avantage dans cette étude observationnelle.

**Tableau 1.3** Caractéristiques descriptives des deux sujets ayant participé à l'étude d'observation

	Age (années)	Masse (kg)	Taille (cm)	Temps post- lésion (années)	Sexe (H/F)	Échelle anomalie ASIA
<b>Participant 1</b>	20	60	165	20	F	C
<b>Participant 2</b>	49	60	185	21	H	A

Pour réaliser les transferts latéraux dans l'environnement aéronautique, les deux participants ont réalisé deux actions principales ; (1) des déplacements du bassin et (2) des déplacements des membres inférieurs. Ces deux actions principales sont réalisées à l'aide des deux membres supérieurs. Pour déplacer le bassin, les participants positionnent leurs mains sur l'environnement proche pour prendre appui sur celles-ci pour soulever le bassin. Dans la situation écologique proposée dans la pré-étude huit surfaces d'appui sont identifiées (**figure 1.24**).



**Figure 1.24.** L'environnement aéronautique dans lequel les transferts sont réalisés, les emplacements potentiels des mains sont précisés

Les deux participants de cette étude ont le plus souvent positionné leurs mains sur les surfaces d'assise, l'accoudoir est utilisé dans seulement 12% des déplacements du bassin. La forme de main utilisée pour prendre appui sur la surface d'appui choisie pendant le déplacement du bassin varie. Au total cinq formes de mains ont été répertoriées pendant les déplacements du bassin (**figure 1.25**) (Molenaar et al., 2016). La forme la plus utilisée a été le poing, suivi par l'enveloppe. La forme à plat, la plus souvent imposée dans les études biomécaniques, est utilisée dans seulement 13% des déplacements de bassin.



**Figure 1.25.** Cinq formes de main spontanément utilisées pour soulever et déplacer le bassin pendant le transfert latéral parallèle en avion

### 1.5.3 Discussion

La pré-étude du transfert latéral parallèle à l'intérieur d'une cabine d'avion, montre que les deux participants utilisent les membres supérieurs pour déplacer le bassin et les membres inférieurs. La forme de main la plus utilisée pour prendre appui sur l'environnement est le poing. La forme à plat est utilisée dans seulement 13% des déplacements de bassin. L'accoudoir disponible, dont l'utilisation est conseillée pour éviter l'extension excessive du poignet (Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005), n'a été utilisé que dans 12% des déplacements de bassin. Il est possible que l'accoudoir proposé ne convienne pas aux participants de cette pré-étude. Plusieurs motivations peuvent avoir influencé le choix de la non-utilisation de l'accoudoir. Une hauteur trop élevée, un manque de confiance dans la robustesse de l'accoudoir ou une position trop éloignée par rapport au bassin peuvent avoir limité l'utilisation de l'accoudoir.

### 1.5.4 Conclusion

Les personnes vivant avec une LMÉ utilisent spontanément une forme de main différente de la main à plat, fréquemment imposée dans les études biomécaniques. L'accoudoir présent dans cette pré-étude a été peu utilisé, indiquant que celui-ci n'a probablement pas satisfait les participants.

## 1.6 Conclusion et objectif de recherche

Les personnes atteintes d'une lésion de la moelle épinière utilisent les membres supérieurs pour les déplacements de la vie quotidienne, dont la propulsion du fauteuil roulant et les transferts pour s'installer dans ou sortir du fauteuil roulant. La capacité à réaliser ces activités liées à l'utilisation du fauteuil roulant détermine l'autonomie de la personne ainsi que son intégration sociale. L'activité du transfert est une activité exigeante pour les personnes vivant avec une lésion de la moelle épinière, qui peut être réalisée de nombreuses fois par jour. Cette combinaison d'intensité et de répétition de cette activité expose les personnes au développement de troubles musculo-squelettiques, dont les facteurs de risque biomécaniques incluent les positions articulaires extrêmes, des forces élevées et la répétitivité d'un geste. Plusieurs études menées sur les transferts en pivot ont mis en évidence des positions angulaires à risque pour le poignet et l'épaule, des forces externes élevées (davantage pour le membre porteur), des efforts internes importants aux deux épaules et des activations musculaires élevées pour un grand nombre de muscles du tronc et des membres supérieurs. La réalisation de transferts présente également un risque de chute. Les périodes autour du décollage et de l'atterrissage du bassin ont été identifiées comme précaires. Les facteurs de l'environnement dans lequel le transfert est à réaliser peuvent modifier les contraintes imposées aux membres supérieurs. Par exemple, la réalisation d'un transfert vers une assise cible plus élevée que l'assise initiale augmente les efforts externes supportés par le membre supérieur porteur. Dans l'environnement d'une cabine d'avion, le transfert est à réaliser de façon parallèle, peu étudié dans la littérature. Une pré-étude du transfert parallèle dans une cabine d'avion reconstruite a montré que la forme de main spontanément utilisée est le plus souvent en poing et que les accoudoirs présents ont été relativement peu utilisés.

L'objectif de recherche principal dans ce travail est d'évaluer l'influence d'une modification de l'environnement sur la réalisation d'une tâche motrice. Plusieurs objectifs secondaires émergent de cet objectif principal :

- Analyser le transfert latéral parallèle de façon exhaustive, afin de générer de la connaissance sur cette activité en complément des connaissances acquises sur le transfert en pivot
- Proposer des hypothèses concernant le contrôle moteur d'une activité identique dans un environnement modifié
- Introduire de nouveaux indicateurs pour analyser le transfert latéral



# Chapitre 2 : Matériels et Méthodes

---

L'objectif principal de ce travail est d'évaluer l'influence d'une modification de l'environnement sur la réalisation d'une tâche motrice. La tâche motrice étudiée est le transfert latéral parallèle et l'environnement est modifié par la présence et la hauteur d'un accoudoir. Une étude expérimentale est mise en place afin de déterminer si l'utilisation et la hauteur d'un accoudoir modifient des indicateurs biomécaniques pendant le transfert.

Ce chapitre présente les matériels et méthodes mis en place pour répondre à l'objectif. Il est divisé en six parties, présentant dans l'ordre : 1. les participants à cette étude, 2. les tâches expérimentales, 3. le dispositif expérimental et les outils de mesures utilisés pour obtenir les données brutes, 4. les traitements appliqués aux données brutes, 5. les calculs réalisés sur les données traitées pour analyser le mouvement de transfert, et 6. les méthodes statistiques retenues.

## 2.1 Participants

Les participants à cette étude sont atteints d'une lésion de la moelle épinière (LMÉ), familiers avec la tâche de transfert et satisfont à plusieurs critères d'inclusion, donnés ci-dessous :

- Avoir 18 ans ou plus
- Avoir un niveau de lésion de la moelle épinière comprise entre C8 et L2, ce qui implique :
  - Une préservation de la motricité des membres supérieurs
  - Une perte de la motricité au niveau des membres inférieurs
- Avoir une perte complète de la motricité en dessous du niveau lésionnel (score A ou B sur l'échelle d'anomalie ASIA)
- Avoir une lésion de la moelle épinière depuis plus d'un an
- Être dépendant d'un fauteuil roulant pour les déplacements de la vie quotidienne
- Être indépendant pour la réalisation des transferts (vers les toilettes, le lit, la voiture)

Lors de la prise de contact avec le participant potentiel la présence de critères d'exclusion est vérifiée, il s'agit des critères suivants :

- Souffrir d'une lésion cutanée (p.e. escarre ou autre perte de l'intégrité de la peau)
- Souffrir de douleurs aux membres supérieurs
- Présenter des troubles neuro-musculaires aux membres supérieurs provoquant une perte de la force musculaire (p.e. atteinte nerveuse périphérique)

Au total, 26 personnes atteintes d'une LMÉ sont recrutées pour participer à cette étude. Avant l'expérimentation le dossier médical du participant est consulté aux archives de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal par un professionnel de santé. Ce dernier relève les informations estimées nécessaires à l'étude. Il concerne les données suivantes :

- La date de naissance
- Le sexe
- La taille
- Le niveau de la lésion médullaire
- Le score sur l'échelle d'anomalie ASIA (A-E)
- La date de survenue de la lésion médullaire
- La cause de la lésion (traumatique ou non)
- La latéralité du participant (gaucher ou droitier)

Parmi ces participants se trouvent huit femmes. Quatorze participants présentent une lésion haute (> T7), sans contrôle des muscles abdominaux, et douze participants une lésion basse (< T6), avec une préservation partielle ou totale du contrôle des muscles abdominaux. Les caractéristiques descriptives de cette population sont présentées dans le **tableau 2.1**, les détails de chaque participant peuvent être retrouvés en annexe (**annexe 2.1**).

**Tableau 2.1** Caractéristiques descriptives des 26 participants

	Age (années)	Masse (kg)	Taille (cm)	Temps post- lésion (années)	Sexe (H/F)	Échelle anomalie ASIA (A/B)
<b>Moyenne</b>	42	73	175	9	18/8	24/2
<b>Ecart-type</b>	12	17	10	9		
<b>Étendu</b>	25-64	46-105	157-191	1-36		

## 2.2 Protocole expérimental

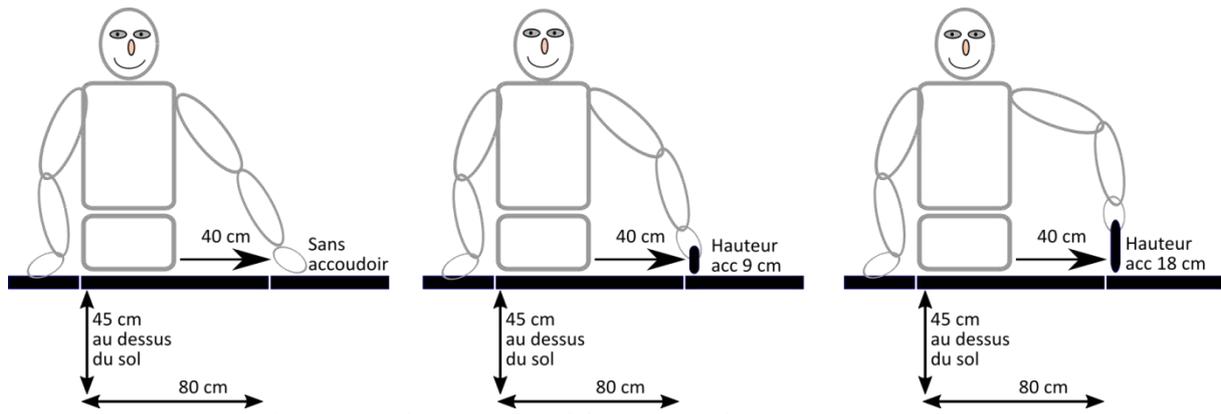
Le protocole expérimental mis en place dans le cadre de ce travail a été approuvé par le Comité d'éthique de la recherche du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR-1083-0515R), l'étude est réalisée au sein du Laboratoire de pathokinésiologie de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal.

### 2.2.1 Conditions expérimentales

L'influence de la présence d'un accoudoir sur le transfert latéral parallèle chez les personnes vivant avec une LMÉ est étudiée au travers de trois conditions expérimentales (**figure 2.1**) :

1. Sans accoudoir
2. Avec un accoudoir côté cible (gauche) à 9cm au-dessus de la surface d'assise
3. Avec un accoudoir côté cible (gauche) à 18cm au-dessus de la surface d'assise

La hauteur de l'accoudoir à 18cm correspond à la hauteur d'un accoudoir actuel dans une cabine d'avion. La condition expérimentale sans accoudoir était celle la plus utilisée dans la pré-étude présentée dans le chapitre 1. La hauteur de l'accoudoir à 9cm a été choisie comme hauteur intermédiaire. Ces conditions expérimentales sont proposées de façon randomisée aux participants, afin de minimiser l'effet de fatigue et d'apprentissage sur les résultats. Les participants réalisent des transferts d'un point de départ situé à droite vers un point d'arrivée situé à gauche de la surface d'assise, en un seul déplacement de bassin (**figure 2.1**).



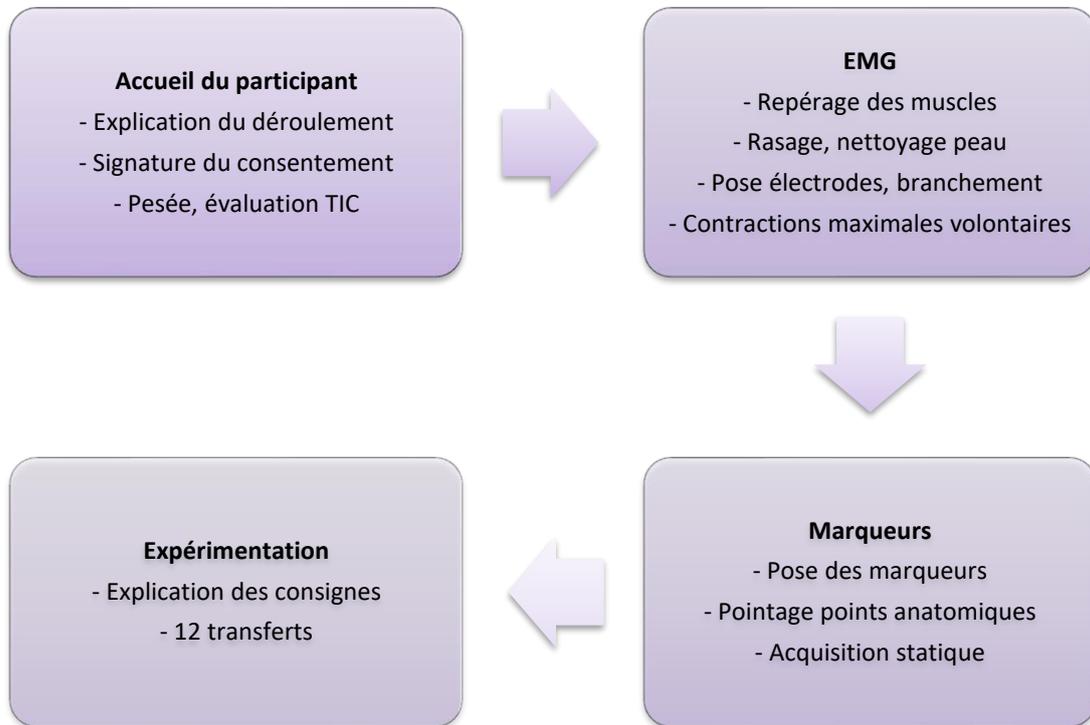
**Figure 2.1.** Schéma explicatif des trois conditions expérimentales

Le transfert réalisé pour revenir au point de départ n'est pas analysé. En conséquence, lors des transferts expérimentaux, le membre supérieur (MS) gauche joue toujours le rôle dirigeant alors que le MS droit joue celui de porteur. Lorsque la condition expérimentale prévoit un accoudoir, celui-ci se situe toujours sur le côté gauche du sujet (côté cible, main dirigeante). Pour chaque condition expérimentale, deux transferts sont réalisés. Le premier transfert sert à familiariser le participant avec la tâche expérimentale et le deuxième transfert est utilisé pour l'analyse.

### 2.2.2 Déroulement de l'expérimentation

La **figure 2.2** indique schématiquement le déroulement de la séance d'expérimentation. Chaque étape de l'expérimentation dure environ 15 minutes. À l'arrivée du participant, le déroulement de la séance d'expérimentation lui est présenté, puis le participant et le chercheur révisent le formulaire de consentement avant que le participant le signe (**annexe 2.2**). Ensuite, quelques données cliniques du participant sont prises. Il s'agit de la masse de la personne (calculée en soustrayant la masse du fauteuil roulant personnel à la masse du participant dans son fauteuil roulant) et le test du contrôle d'équilibre assis "Trunk Impairment Classification" (TIC), présenté dans le chapitre 1 (Hart et al., 2011). Ce test standardisé, facile à réaliser en peu de temps, évalue la capacité fonctionnelle du contrôle du tronc et permet de classer les participants par rapport à celle-ci, en complément de la classification selon le niveau et le degrés de la lésion (AIS et échelle d'anomalie ASIA).

Après le TIC, le participant se remet dans son fauteuil roulant personnel pour l'installation de l'EMG. Pour cet équipement, un kinésithérapeute repère la partie charnue des muscles à enregistrer et la peau est préparée (rasage, nettoyage) avant la pose des électrodes de surface. Une fois équipé, une contraction maximale volontaire est réalisée pour chaque muscle considéré. Ensuite, le positionnement des marqueurs actifs, qui serviront à enregistrer les mouvements, démarre pendant que le participant est encore assis dans son fauteuil roulant personnel. Une remise à zéro des plateformes de force est réalisée juste avant que le participant s'installe sur l'assise du dispositif expérimental. Les derniers marqueurs (sur le bassin) sont positionnés après que le participant ait pris place sur le dispositif expérimental, puis des points anatomiques supplémentaires sont repérés avec un pointeur équipé de marqueurs actifs. Une acquisition statique, qui servira de calibration anatomique, est enfin réalisée pendant laquelle tous les marqueurs doivent être visibles.



**Figure 2.2.** Représentation schématique du déroulement de la séance d'expérimentation

Après ces deux étapes d'équipement, la partie expérimentale commence par l'explication des consignes pour la réalisation des transferts. Il est demandé aux participants de suivre une séquence d'actions bien précise lors des transferts vers la gauche, afin de faciliter le traitement des données. Les participants démarrent le transfert en position assise avec les mains sur les cuisses et regardent droit devant eux. Après un signal verbal, ils positionnent leurs mains sur les surfaces d'appui prévues, ils sont libres de choisir la forme de la main pour prendre appui (main à plat, en poing, en serrant la surface, etc.). Quand l'accoudeur est présent, le participant doit s'en servir pour réaliser le transfert. Le choix est laissé au participant quant au déplacement des membres inférieurs, soit avant, soit après le déplacement du bassin. Par contre, le transfert doit être réalisé en un seul déplacement du bassin du point de départ au point d'arrivée. À la fin du transfert, le participant remet ses mains sur les cuisses.

Après cette explication, deux caméras numériques sont positionnées pour enregistrer les formes de main pendant les transferts. Pendant la séance d'expérimentation, deux transferts par condition expérimentale sont réalisés dans un ordre randomisé. Chaque participant réalise au minimum douze transferts, dont six transferts expérimentaux et six transferts pour revenir au point de départ. Une pause, d'une durée minimale de deux minutes, est respectée avant le changement de configuration (soit tous les deux allers-retours), afin de limiter l'installation d'une fatigue.

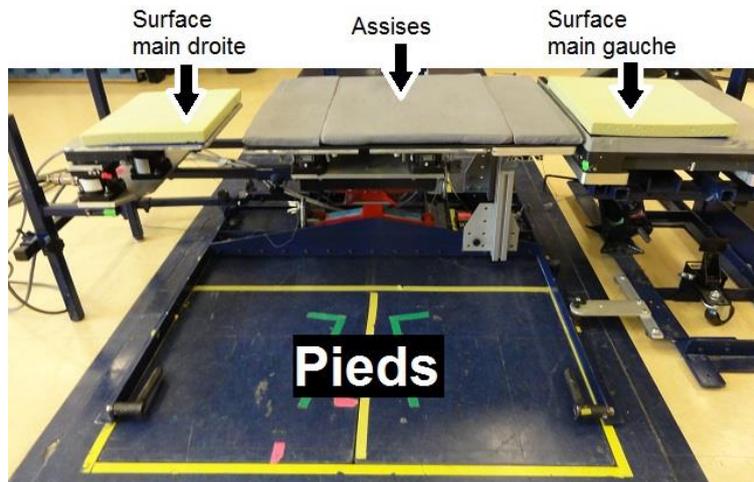
Après la réalisation des transferts, les marqueurs et les électrodes sont retirés de la peau des participants. La peau est nettoyée pour enlever les résidus de gel présents sous les électrodes. Un petit questionnaire sur les ressentis des participants clôt la rencontre (**annexe 2.3**).

## 2.3 Dispositif expérimental et outils de mesures

Dans cette partie, le dispositif expérimental est décrit dans un premier temps. Ensuite, chaque outil de mesure utilisé est présenté, suivi par la méthodologie utilisée pour obtenir les données brutes. Il s'agit de trois types d'outils de mesure ; plusieurs capteurs de force, un système de capture de mouvement, et un système d'électromyographie.

### 2.3.1 Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental est composé de quatre surfaces principales distinctes (**figure 2.3**) : 1. une surface d'assise, 2. une surface d'appui pour la main droite, 3. une surface d'appui pour la main gauche et 4. une surface d'appui pour les pieds au sol.



**Figure 2.3.** Vue frontale du dispositif expérimental dans la configuration sans accoudoir. Les quatre surfaces principales distinctes sont identifiées.

La surface d'assise a une largeur de 80cm, afin de correspondre à deux fois la largeur d'une assise d'avion, et une profondeur de 51cm. Elle est montée sur une structure métallique rigide fixée au sol à l'aide de quatre vis. La surface d'assise se situe à une hauteur de 45cm au-dessus du sol. Cette hauteur correspond à la hauteur de l'assise d'un siège d'avion. Afin d'éviter des blessures à la peau des participants, une mousse fine recouvre la surface d'assise. Cette mousse est enveloppée d'un drap housse pour limiter les forces de frottement entre les vêtements du participant et la surface rugueuse de la mousse.

La surface d'appui pour la main droite a une taille de 30,5cm\*30,5cm. Pour des raisons de compatibilité avec d'autres études en cours, la surface d'appui pour la main droite se situe à une hauteur de 2cm au-dessus de la surface d'assise. Cette surface est recouverte d'une mousse, afin de rendre le contact entre la main du participant et la surface d'appui plus agréable, maintenue en place grâce à un tapis antidérapant.

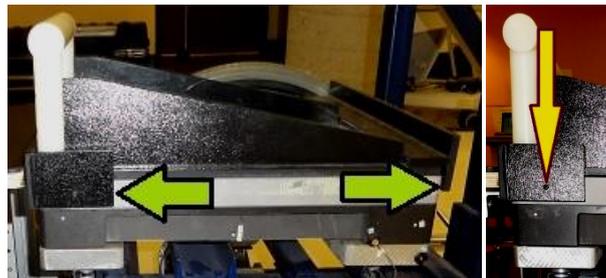
Pour positionner et rigidifier cette structure par rapport à la surface d'assise, quatre barres métalliques sont utilisées. Deux barres, verticales, assurent le contact de cette surface d'appui avec le sol et deux autres barres, horizontales, assurent la connexion avec la surface d'assise. Cette dernière fixation se fait en insérant les deux barres horizontales, de la surface d'appui pour la main droite, dans deux tubes horizontaux, de la surface d'assise (**figure 2.4**).



**Figure 2.4.** La surface d'appui pour la main droite vue de face, deux barres verticales reposent au sol, deux barres horizontales s'insèrent dans deux tubes fixés à la surface d'assise

La surface d'appui pour la main gauche est formée d'une plateforme de force (PF) ayant une profondeur de 50,8cm et une largeur de 46,5cm. Celle-ci est montée sur une structure métallique et peut être réglée en hauteur par un système de cric manuel. La structure métallique est solidarifiée avec la structure de la surface d'assise à l'aide d'un serrage par vis et est également fixée au sol à l'aide de deux vis. En fonction de la condition expérimentale, la hauteur de cette surface est adaptée. Pour la condition sans accoudoir, la hauteur est réglée comme celle de la surface d'appui pour la main droite, soit 2cm au-dessus de la surface d'assise. Lors des transferts avec un accoudoir, la hauteur est réglée de façon à ce que l'accoudoir se situe à 9cm ou à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

Lorsque la condition expérimentale prévoit la présence d'un accoudoir, la PF est recouverte d'un montage rigide contenant l'accoudoir (**figure 2.5**). Ce montage englobe parfaitement cette dernière pour éviter les mouvements horizontaux (et donc la génération de forces de cisaillement) entre le montage et la PF. De même, pour éviter les mouvements verticaux du montage par rapport à la PF trois petites vis permettent de serrer le montage contre la PF (**Figure 2.5**).



**Figure 2.5.** Le montage de l'accoudoir sur la plateforme de force, maintenu en place grâce à une forme enveloppant parfaitement la plateforme de force (flèches vertes) et serré par des vis latérales (flèche jaune)

L'accoudoir sur le montage a une longueur de 31cm et un diamètre de 5cm. Quand le montage est positionné sur la PF, l'accoudoir se situe sur la partie antérieure de la PF et au plus proche de l'assise (**Figure 2.6**). Cette position permet un emplacement de la main devant le bassin, ce qui correspond à l'emplacement privilégié pour la main pendant le transfert.



Figure 2.6. Position de l'accoudoir par rapport à l'assise (vue de face).

Quand la PF n'est pas recouverte du montage avec l'accoudoir, sa surface est recouverte d'une mousse pour garantir un contact agréable entre la main du participant et la surface dure de la PF. Cette mousse est maintenue en place par un tapis antidérapant.

## 2.3.2 Outils de mesures

### 2.3.2.1 Capteurs de force

Les surfaces instrumentées du dispositif expérimental mesurent chacune trois composantes de force (N) et trois couples (Nm) à une fréquence d'acquisition de 600Hz. Les spécifications de chaque capteur sont données en annexe (**annexe 2.4**).

En-dessous de la surface d'assise deux parties se distinguent. Une partie, située du côté droit, instrumentée avec quatre capteurs de force (**figure 2.7**, partie 1) et une partie, à gauche, sans instrumentation. Cette dernière comble l'espace existant entre la partie de la surface d'assise instrumentée et la surface d'appui pour la main gauche, afin de créer une largeur d'assise de 80cm (**figure 2.7**, partie 2)

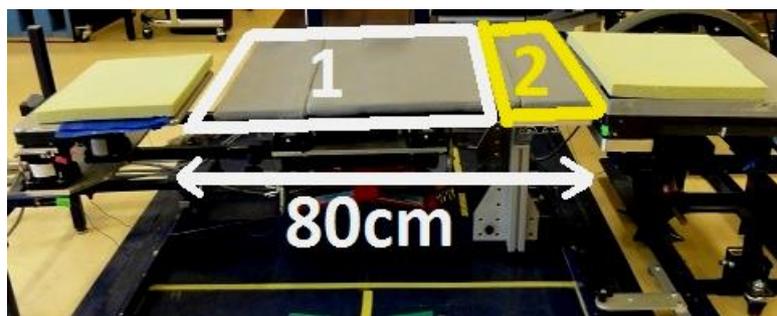
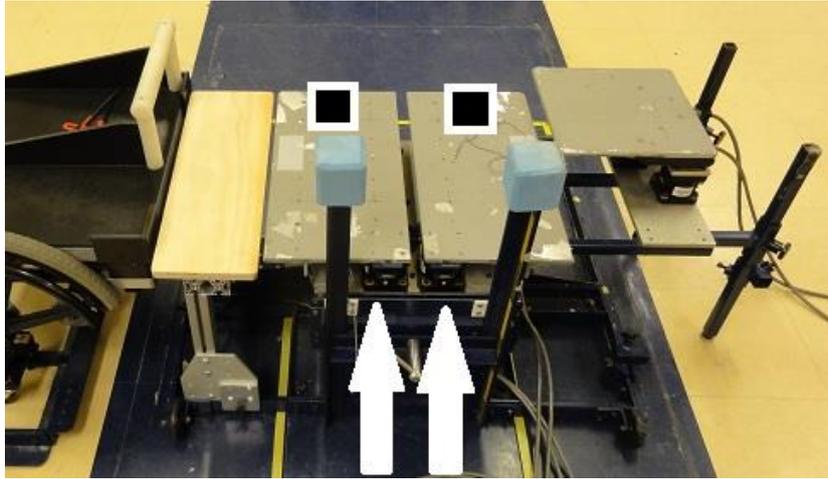


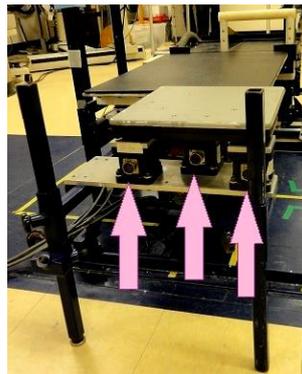
Figure 2.7. Surface d'assise finalisée, sous laquelle se situe une partie instrumentée (1, blanc) et une partie non instrumentée (2, jaune)

La partie instrumentée sous la surface d'assise inclut quatre capteurs de force six axes AMTI, modèle MC3-6-250 (Advanced Mechanical Technology Inc, Newton, MA). Deux plaques métalliques recouvrent chacune deux capteurs de force (un à l'avant et un à l'arrière de la plaque) (**figure 2.8**).



**Figure 2.8.** La partie instrumentée sous la surface d'assise, vue postérieure. Sous chaque plaque métallique se situe deux capteurs de force, un à l'arrière (flèche blanche) et un à l'avant (carrés noirs)

En-dessous de la surface d'appui pour la main droite se situent trois capteurs de force six axes (AMTI, 2 modèles MC3-6-500 et 1 modèle MC3-6-1000) recouverts d'une plaque métallique de 30,5cm\*30,5cm (**figure 2.9**).

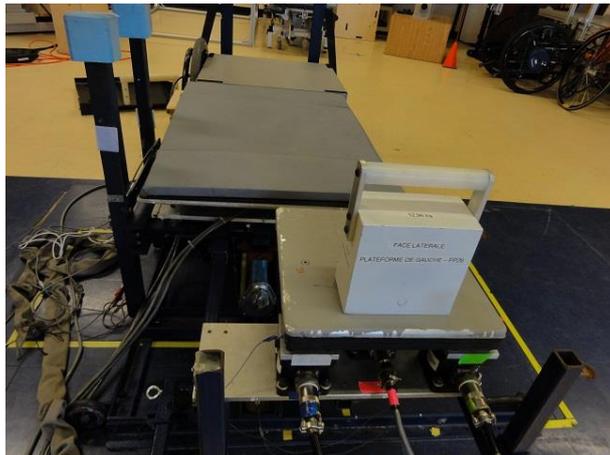


**Figure 2.9.** Les trois capteurs de force situés sous la surface d'appui pour la main droite (cf. flèches rose)

La surface d'appui pour la main gauche consiste en une plateforme de force (PF) (AMTI, modèle OR6-5-1000, profondeur 50,8cm\* largeur 46,5cm).

Enfin, le sol devant les surfaces d'assise est équipé de deux PF (AMTI, modèle OR7-1000, largeur 46,5cm \* profondeur 50,8cm), créant une surface instrumentée totale d'une largeur de 93cm et d'une profondeur de 50,8cm.

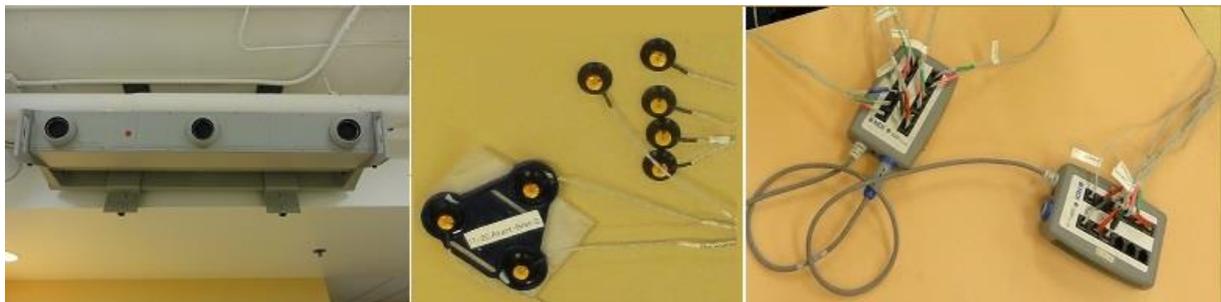
L'évaluation de la précision des mesures de force de ce dispositif a fait l'objet d'une publication (Gagnon et al., 2008a). Pour les forces verticales et horizontales, mesurées séparément pour chaque surface d'appui, les erreurs de mesures statiques (force verticale) et quasi-statiques (forces horizontales) sont inférieures à 2%. Avant chaque séance d'expérimentation, une vérification de la mesure de la force verticale de chaque surface est réalisée afin de s'assurer que le matériel fonctionne correctement. Pour ce faire, une masse est positionnée sur chaque surface d'appui et la mesure de la force verticale sur la surface est vérifiée (**figure 2.10**). Cette étape ne vise pas l'étude de la précision de la mesure, mais la détection de mauvais branchements ou d'autres anomalies graves qui pourraient conduire à des mesures aberrantes.



**Figure 2.10.** Vérification du fonctionnement des capteurs de force utilisés pour ce dispositif expérimental

### 2.3.2.2 Système de capture de mouvement

Au laboratoire de pathokinésiologie, un système Optotrak® modèle 3020 (NDI Technology Inc., Waterloo, Ontario, Canada) est utilisé pour acquérir les données cinématiques. Ce système fonctionne avec des barres de cellules photosensibles (**figure 2.11**, à gauche) enregistrant les ondes infrarouges émises par des marqueurs actifs positionnés sur le participant (**figure 2.11**, au centre). Afin d'émettre des ondes infrarouges les marqueurs actifs doivent être branchés à un boîtier d'alimentation (**figure 2.11**, à droite).



**Figure 2.11.** Système Optotrak®, à gauche ; une barre de cellules photosensibles, au centre ; des marqueurs actifs, à droite ; des boîtiers d'alimentation des marqueurs

#### ▪ Définition du repère global

Les coordonnées des marqueurs actifs sont exprimées par rapport au repère global préalablement défini lors de la calibration du système. Dans cette étude, le repère global est défini de la façon suivante (décrit par rapport au participant) (**figure 2.12**) :

- x) L'axe x, l'axe antéropostérieur, les coordonnées positives vers l'antérieur
- y) L'axe y, l'axe vertical, les coordonnées positives vers le haut
- z) L'axe z, l'axe médio-latéral, les coordonnées positives vers la droite

L'origine de ce repère global et l'orientation des axes x, y et z sont déterminées en réalisant une acquisition du cube de calibration positionné sur un coin d'une des PF au sol (**figure 2.12**). Le cube de calibration est équipé de quatre marqueurs actifs sur ses quatre surfaces latérales.



**Figure 2.12.** À gauche le cube Optotrak® utilisé pour définir le repère global. À droite l'emplacement du cube Optotrak® par rapport au dispositif d'expérimentation, vue de face

L'utilisation de plusieurs barres de cellules photosensibles permet d'augmenter la possibilité de détecter les marqueurs dans l'espace. Dans le cas de cette étude, quatre barres sont positionnées autour du dispositif expérimental, une devant, une derrière, une à gauche et une à droite. Afin de coordonner le travail des quatre barres, une étape de calibration dynamique est réalisée. Dans cette étape, le cube de calibration est bougé dans l'espace où les transferts ont lieu. Puisque l'emplacement de chaque marqueur sur le cube est parfaitement connu, il est possible d'estimer l'erreur de mesure des coordonnées observées pendant la calibration dynamique. L'estimation de l'erreur est notée avant chaque séance d'expérimentation et acceptée quand elle est inférieure à 0.3mm (RMS). Si l'estimation de l'erreur est supérieure à 0.3mm, la calibration dynamique est refaite.

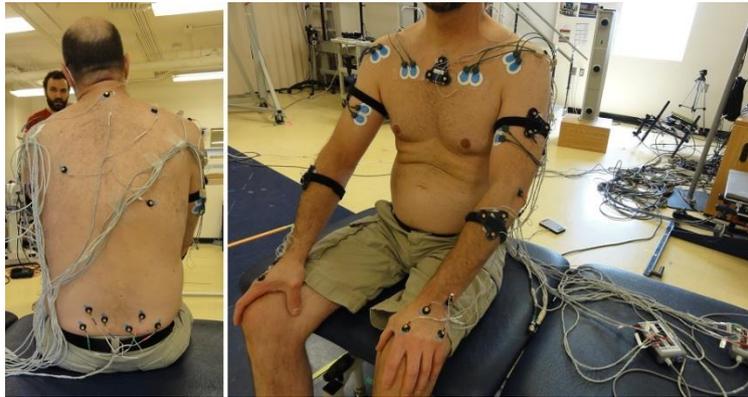
#### ▪ *Modèle biomécanique*

Cette étude s'intéresse aux mouvements du haut du corps et des membres supérieurs. Le modèle biomécanique, utilisé dans l'analyse des données cinématiques, se compose de neuf segments :

- |              |                        |                       |
|--------------|------------------------|-----------------------|
| 1. La tête   | 4. Le bras gauche      | 7. Le bras droit      |
| 2. Le tronc  | 5. L'avant-bras gauche | 8. L'avant-bras droit |
| 3. Le bassin | 6. La main gauche      | 9. La main droite     |

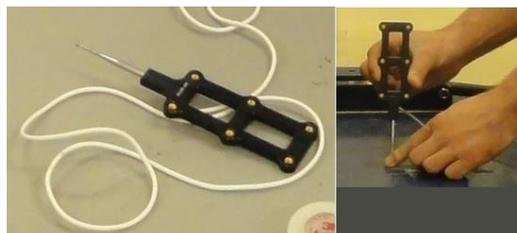
Pour déterminer le déplacement et l'orientation de ces segments dans l'espace, un repère segmentaire est défini pour chacun d'eux, constitué de trois axes, un axe médio-latéral, un axe longitudinal et un axe antéropostérieur. Ces axes sont construits à partir des coordonnées 3D de points anatomiques, elles-mêmes obtenues à partir de l'enregistrement des coordonnées de 39 marqueurs positionnés sur la peau des participants. Les 39 marqueurs utilisés dans cette étude incluent 13 marqueurs anatomiques et 26 marqueurs techniques (**figure 2.13**). Les marqueurs anatomiques sont positionnés directement sur des points anatomiques nécessaires pour l'obtention des axes segmentaires, alors que les marqueurs techniques sont positionnés au milieu du segment. Ces derniers marqueurs servent à augmenter le nombre de marqueurs présents sur un segment afin de suivre les mouvements du segment pendant l'expérimentation et permet d'ajouter, a posteriori, des points anatomiques préalablement repérés par un processus de pointage (expliqué plus bas). Sur les 26 marqueurs techniques, onze sont positionnés individuellement sur un segment corporel (**figure 2.13**, à gauche). Les quinze autres marqueurs techniques sont positionnés en triade avec l'usage de cinq triangles rigides sur lesquels trois marqueurs sont fixés (clusters). Les clusters sont attachés aux membres supérieurs et sur le sternum du participant avec un morceau de ruban auto-agrippant adhésif. Un bracelet élastique est ajouté pour les clusters positionnés sur les segments des

membres supérieurs, afin d'éviter les mouvements entre les clusters et le segment équipé (**figure 2.13**, droite).



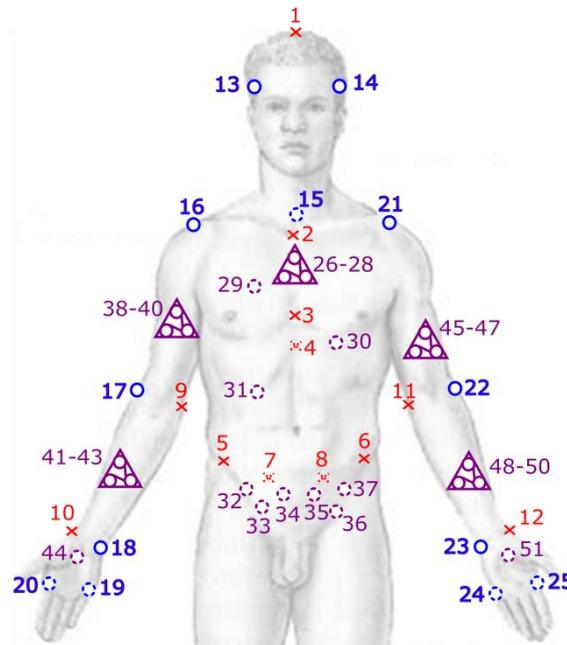
**Figure 2.13.** Vues postérieure et antérieure des marqueurs anatomiques et techniques

Douze points anatomiques nécessaires pour la construction des repères segmentaires ne sont pas repérés par des marqueurs anatomiques, car ils se situent sur des zones corporelles où les marqueurs peuvent facilement se détacher lors du mouvement (p.e. les épicondyles médiales) ou sont sur des zones fréquemment occultées (p.e. les épines iliaques antéro-supérieures). Ces points anatomiques sont repérés par un processus de pointage réalisé après le positionnement des 39 marqueurs sur le participant. Chacun de ces douze points anatomiques est repéré avec un pointeur calibré, équipé de six marqueurs actifs (**figure 2.14**). Lorsqu'un point anatomique est repéré avec le pointeur, les coordonnées de ce point sont obtenues par rapport au repère global et ensuite exprimées par rapport aux marqueurs présents sur le segment auquel appartient le point anatomique. Enfin, ces coordonnées du point anatomique sont exprimées par rapport au repère global à chaque instant des acquisitions expérimentales, grâce à un changement de repère, du repère segmentaire au repère global.



**Figure 2.14.** Le pointeur calibré utilisé pour obtenir les coordonnées de points anatomiques

Les déplacements des marqueurs pendant les acquisitions expérimentales sont enregistrés à une fréquence de 50Hz. La **figure 2.15** montre schématiquement les 39 marqueurs disposés sur le participant. La liste de tous les marqueurs et points anatomiques repérés par pointage est consultable en annexe (**annexe 2.5**).



**Figure 2.15.** L'emplacement des 13 marqueurs anatomiques (cercles bleus), 26 marqueurs techniques (cercles violets) et des 12 points anatomiques repérés par pointage (croix rouges).

### 2.3.2.3 Système d'électromyographie

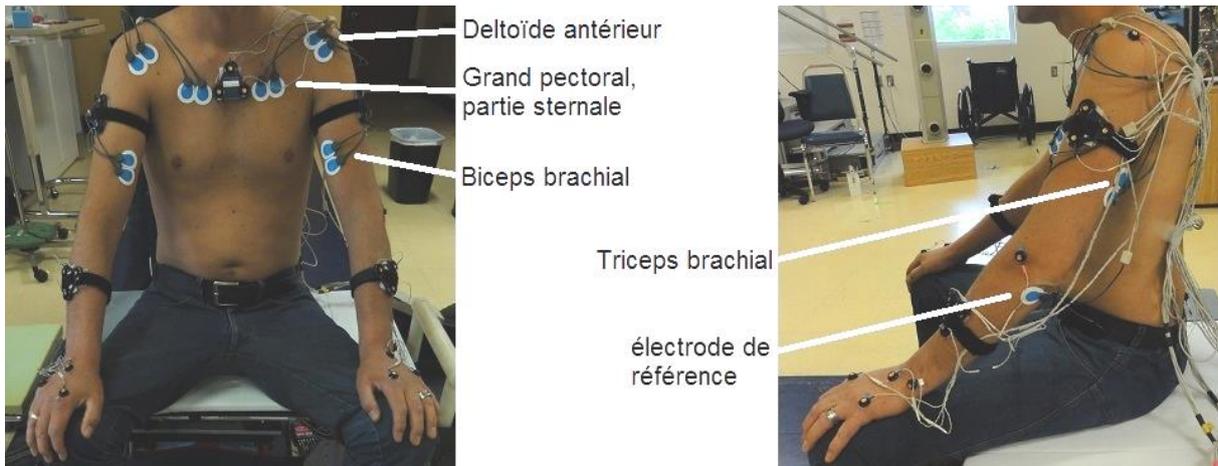
Les activations musculaires des participants sont mesurées avec un système d'électromyographie télémétrique (TeleMyo 900, Noraxon™, Scottsdale, Arizona, USA) (**figure 2.16**). Ce système amplifie les signaux électriques relevés avec un gain de 2000 et applique un filtre basse bande de 10 à 500 Hz au sein du boîtier télémétrique. Ensuite, le signal est envoyé par radiofréquence au récepteur et est transformé en un signal digital à une fréquence de 1200 Hz. Ce dernier constitue le signal brut.



**Figure 2.16.** Système d'EMG télémétrique, TeleMyo900 de Noraxon

Dans ce travail, l'activité musculaire est analysée pour quatre muscles sur chaque membre supérieur, rapportés comme ceux étant les plus sollicités durant les transferts en pivot (Desroches et al., 2013a; Gagnon et al., 2009c; Perry et al., 1996). Il s'agit des muscles suivants (**figure 2.17**) :

1. Deltoïde antérieur
2. Grand pectoral, partie sternale
3. Biceps brachial, chef long
4. Triceps brachial, chef long



**Figure 2.17.** Placement des électrodes sur les muscles étudiés, à gauche : vue de face, à droite : vue de profil

Afin de garantir une bonne conduction électrique, une partie des poils du torse est rasée (si nécessaire et acceptée par le participant) avant d'appliquer un alcool désinfectant sur la partie de la peau sur laquelle les électrodes de surface sont posées (Konrad, 2005). Deux électrodes (silver–silver chloride, AMBU® Blue Sensor M) sont positionnées sur la partie charnue du muscle, parallèle aux fibres musculaires (Konrad, 2005). La distance entre les centres de chaque électrode est environ 2cm (Konrad, 2005). L'électrode de référence (la masse) est positionnée sur l'olécrane gauche.

Une fois que le participant est équipé avec les électrodes, le bon fonctionnement du matériel est vérifié en demandant au participant de faire des mouvements avec le membre supérieur gauche puis le droit. Cette étape permet de détecter si les branchements sont bien réalisés, sans inversion entre les membres supérieurs droit et gauche et entre les muscles étudiés. Ensuite, une acquisition de l'activité musculaire au repos est enregistrée. Pendant cette acquisition, le participant est assis dans son fauteuil roulant personnel et reçoit la consigne de se détendre le plus possible. Après cette acquisition statique, une contraction maximale volontaire (CMV) est réalisée pour chaque muscle, afin d'enregistrer l'activité musculaire maximale ( $EMG_{max}$ ) du participant pour le muscle testé. Ces CMVs sont réalisées avec le kinésithérapeute qui demande au participant de tenir le bras dans une position précise pendant que le thérapeute applique une résistance progressive dans une direction spécifique pendant environ 5 à 7s pour stimuler le muscle ciblé jusqu'à l'effort maximal du participant (**figure 2.18**) (Konrad, 2005). Si le participant a l'impression de ne pas avoir atteint son maximum, la CMV est refaite.



**Figure 2.18.** Exemple de réalisation de contraction maximale volontaire pour le muscle biceps brachial

### 2.3.3 Synchronisation

Toutes les données mesurées sont synchronisées par le système de capture du mouvement, qui dispose d'une application spécifique de synchronisation. Lorsque l'opérateur démarre une acquisition avec ce logiciel, une information est envoyée au logiciel d'acquisition de données analogiques (capteurs de force et EMG) pour démarrer simultanément l'enregistrement. Les données enregistrées par chaque outil sont stockées dans des fichiers séparés. Ainsi, chaque acquisition produit trois fichiers de données, un fichier de données cinématiques, un fichier de données de force de réaction et un fichier de données EMG.

Les caméras numériques, utilisées pour observer les formes de main, ne sont pas synchronisées avec les données biomécaniques, mais sont synchronisées entre elles, grâce à un logiciel développé en interne par François Gabrielli, ingénieur de recherche.

## 2.4 Traitement des données

À l'issue de la séance d'expérimentation, trois types de données brutes sont acquis : 1. des données cinématiques, 2. des données de force de réaction et 3. des données EMG. Avant de calculer des indicateurs biomécaniques, les données brutes doivent être traitées pour permettre leur exploitation. Les données cinématiques sont vérifiées pour détecter des occultations et combler les trajectoires, si nécessaire. Quand toutes les trajectoires sont "pleines", elles sont filtrées et les coordonnées des points anatomiques, repérés par pointage, sont ajoutées au fichier de données cinématiques. Les données dynamiques initialement exprimées dans le repère local de la PF, sont exprimées dans le repère global et les coordonnées de position des centres de pression sur chaque surface sont calculées. Les données EMG sont rectifiées et filtrées avant de créer des enveloppes linéaires. Ces dernières sont ensuite normalisées par rapport à l' $EMG_{max}$  obtenu après les CMV de chaque muscle. Cette partie du manuscrit décrit ces traitements effectués.

### 2.4.1 Traitement des données cinématiques

Lors de l'enregistrement des déplacements des marqueurs par les barres de cellules photosensibles, il est possible que les marqueurs soient cachés sur une durée limitée. Dans le cas de cette étude, plusieurs éléments sont à l'origine de l'occultation de marqueurs, tels la présence de l'accoudoir, les fils reliant les marqueurs à leur boîtier d'alimentation ou les membres du participant passant entre les marqueurs et les caméras. Afin de détecter s'il existe des coupures dans les trajectoires des marqueurs, les trajectoires de chaque marqueur sont vérifiées visuellement. Cette vérification est faite grâce à une interface graphique codée sous Matlab® par Mathias Blandeau, ingénieur mécanique et post-doctorant à l'Université Polytechnique des Hauts-de-France (**figure 2.19**).



**Figure 2.19** Interface graphique utilisée pour vérifier les trajectoires des marqueurs. Les coordonnées selon les axes x, y et z du repère global sont visualisées pour un marqueur à la fois. Les coupures sont indiquées par un carré noir. Dans ce cas, il s'agit du marqueur épicondyle latéral du coude gauche (ellipse violette), la coupure s'étend sur 22 images (ellipse rouge). Les coordonnées sont données en mm.

Cette interface propose également quatre solutions pour combler une coupure dans une trajectoire. Si une coupure de trajectoire est égale ou inférieure à cinq images (soit 0.1s) une reconstruction par spline cubique est acceptée. Si la coupure est supérieure à cinq images, une reconstruction par corps rigide est privilégiée (**figure 2.20**). Ce type de reconstruction nécessite la connaissance des coordonnées de trois marqueurs sur le même segment auquel appartient le marqueur occulté. Ces trois marqueurs sont considérés rigidement liés au segment, ainsi qu'au marqueur occulté. Les coordonnées du marqueur occulté sont calculées au dernier instant avant et au premier instant après la coupure par rapport aux trois marqueurs rigidement liés au même segment que le marqueur occulté. Les coordonnées moyennes de ces deux positions dans le repère du segment sont utilisées pour remplir la trajectoire du marqueur occulté. Les coordonnées du marqueur reconstruit sont ensuite exprimées par rapport au repère global grâce à un changement de repère.



**Figure 2.20.** Reconstruction d'une coupure de trajectoire par corps rigide (ellipse bleue). Marqueur épicondyle latéral gauche (ellipse violette), trou de 22 images (ellipse rouge), les trois marqueurs du cluster sur l'humérus sont utilisés pour reconstruire la trajectoire coupée (ellipse verte)

Quand il reste moins de trois marqueurs visibles sur le segment auquel appartient le marqueur occulté, la trajectoire d'un marqueur proche (et probablement effectuant une trajectoire proche du marqueur occulté) est calquée. Dans ce type de reconstruction un vecteur est calculé allant du marqueur à calquer au marqueur occulté au dernier instant avant l'occultation. Ensuite, la trajectoire est reconstruite en ajoutant les coordonnées du vecteur calculé aux coordonnées du marqueur calqué. Cette dernière technique ne peut pas être efficace sur des coupures longues, car elle ne prend pas en compte les changements d'orientation du segment. En conséquence, cette technique est seulement acceptée quand les coordonnées du marqueur occulté reconstruit au dernier instant de l'occultation sont très proches des coordonnées du marqueur occulté à l'instant de sa réapparition (< 2mm pour chaque coordonnée).

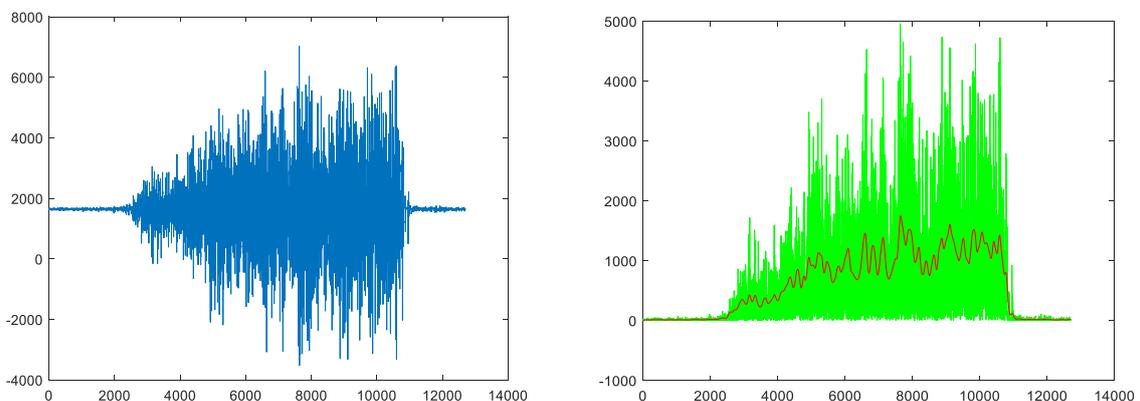
C'est après cette étape de reconstruction, que les coordonnées des douze points anatomiques repérés par pointage sont ajoutées au fichier des données cinématiques. Les coordonnées des points repérés sont connues par rapport aux marqueurs présents sur le segment auquel il appartient. Un changement de repère, du repère attaché aux marqueurs présents sur le segment vers le repère global, permet d'exprimer la position du point anatomique repéré dans le repère global. Dernièrement, les trajectoires des 51 points (39 marqueurs et 12 points repérés) sont filtrées avec un filtre de type Butterworth d'ordre deux en double passe avec une fréquence de coupure de 8Hz. Ce sont ces données brutes qui serviront pour déterminer la position et l'orientation des neuf segments corporels utilisés pour déterminer la cinématique segmentaire et angulaire.

### 2.4.2 Traitement des données dynamiques

Les forces et les couples, acquis par les PF à une fréquence de 600 Hz, sont filtrés avec un filtre de type Butterworth d'ordre deux en double passe avec une fréquence de coupure de 10Hz et sous-échantillonnés à 50Hz, afin de les ramener à la même fréquence que les données cinématiques. Après cette étape, les forces, initialement exprimées dans le repère local propre à chaque capteur de force, sont exprimées dans le repère global à l'aide d'un logiciel développé au sein du laboratoire de pathokinésiologie, codé sous Labview®. C'est aussi à cette étape que les données enregistrées par les trois capteurs de force, positionnés sous la surface d'appui de la main droite et les quatre capteurs de force sous la surface d'assise, sont fusionnées, de manière à produire une unique force pour chaque surface exprimée par rapport au repère global. De plus, les coordonnées de la position du centre de pression sur les deux surfaces d'appui pour les mains, ainsi que celle pour les pieds, sont calculées et exprimées dans le repère global. L'erreur dans la détermination de la position du centre de pression sur chaque surface d'appui est inférieure à 1cm (Gagnon et al., 2008a).

### 2.4.3 Traitement des données EMG

Après vérification visuelle des signaux EMG bruts enregistrés (1200Hz), il s'avère que ceux-ci n'oscillent pas autour de zéro (**figure 2.21**, gauche). Afin de palier à ce décalage, la valeur moyenne de l'activité musculaire au repos est calculée, à partir de l'acquisition EMG au repos, et soustraite au signal brut enregistré pendant les expérimentations. Ensuite, les signaux des CMV et des tâches expérimentales sont filtrés avec un filtre passe haut de type Butterworth d'ordre deux en double passe avec une fréquence de coupure de 30Hz pour atténuer les artéfacts liés à l'activité électrique du cœur (Drake and Callaghan, 2006). Ensuite, les signaux sont rectifiés et à nouveau filtrés avec un filtre passe bas de type Butterworth d'ordre deux en double passe avec une fréquence de coupure de 6Hz, pour créer l'enveloppe linéaire (**figure 2.21**, droite) (Desroches et al., 2013a).



**Figure 2.21.** À gauche : signal EMG brut lors d'une acquisition de contraction volontaire maximale, ce signal n'oscille pas autour de zéro. À droite, le même signal après filtrage passe haut et redressement (bouffée verte) et après filtrage passe bas (ligne rouge).

Après ce filtrage, l' $EMG_{max}$  est établi pour chaque muscle à partir des fichiers CMV. Pour éviter de retenir un pic local en tant que valeur  $EMG_{max}$ , l'activité musculaire moyenne est calculée sur une fenêtre glissante de 0.5s (600 images) sur toute l'acquisition de la CMV. Ensuite la valeur moyenne la plus élevée est retenue comme valeur  $EMG_{max}$  (Desroches et al., 2013a).

### 2.4.4 Récapitulatif

Après l'étape de traitement de données, il existe trois fichiers de données pour chaque acquisition. Un fichier de données cinématiques, contenant les coordonnées de position en trois dimensions de 51 points à la surface du corps du participant, exprimées par rapport au repère global. Un fichier de données dynamiques, contenant trois composantes de force appliquées aux quatre surfaces d'appui exprimées par rapport au repère global. Ce fichier contient également les coordonnées de la position en trois dimensions des centres de pression sur les surfaces d'appui pour les mains et les pieds exprimées dans le repère global. Le troisième fichier, celui des données EMG, contient l'activité musculaire rectifiée et filtrée. En plus, l' $EMG_{max}$  a été déterminée pour chaque muscle.

## 2.5 Données calculées pour l'analyse du mouvement de transfert

À partir des données traitées, plusieurs calculs sont effectués pour procéder à l'analyse du mouvement de transfert. Il s'agit dans un premier temps de découper le transfert en phases distinctes, afin d'isoler la période d'intérêt pour l'analyse de mouvement. Ce découpage servira également à la normalisation temporelle des transferts, le cas échéant. Ensuite, les calculs réalisés pour obtenir les indicateurs de la charge biomécanique du transfert sont présentés. Il s'agit des indicateurs liés aux efforts externes supportés par les membres supérieurs, aux angles articulaires tridimensionnels, aux forces et couples articulaires aux épaules et aux activations musculaires. Une dernière partie de ce chapitre décrit les calculs réalisés et les indicateurs retenus pour analyser la stabilité posturale dynamique du transfert latéral parallèle.

### 2.5.1 Découpage du transfert en trois phases

L'acquisition expérimentale du transfert se déroule de la position de départ, assis sur l'assise initiale avec les mains sur les cuisses (**figure 2.22**), jusqu'à la position finale, assis sur l'assise cible avec les mains sur les cuisses.



**Figure 2.22.** Position de départ du transfert, condition sans accoudoir

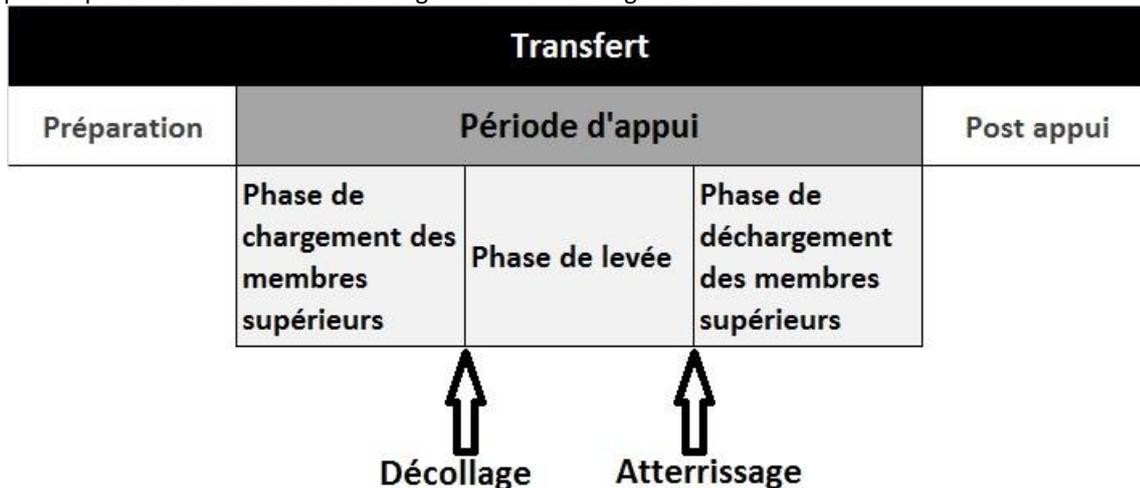
Dans cette étude, la période d'intérêt au sein du transfert concerne la période durant laquelle la personne est en appui sur les membres supérieurs pour soulever et déplacer le bassin. Les mouvements réalisés avant et après cette période (préparation et post appui) ne sont pas considérés dans ce travail (**tableau 2.2**).

La période d'intérêt dans cette étude est appelée période d'appui et est divisée en trois phases distinctes (**tableau 2.2**) ;

1. La phase de chargement des membres supérieurs
2. La phase de levée, pendant laquelle le bassin perd le contact avec la surface d'assise
3. La phase de déchargement des membres supérieurs

La phase de levée se déroule depuis le décollage du bassin de l'assise initiale à l'atterrissage de celui-ci sur l'assise cible. La phase de chargement des membres supérieurs précède la phase de levée et démarre quand les membres supérieurs prennent appui sur les surfaces prévues. Le début de cette phase correspond au début de la période d'appui, alors que la fin de cette phase correspond au début de la phase de levée (décollage du bassin). La phase de déchargement des membres supérieurs suit la phase de levée et démarre quand le bassin atterrit sur l'assise cible (fin de la phase de levée). Cette phase se termine quand les membres supérieurs relâchent l'appui, correspondant à la fin de la période d'appui.

**Tableau 2.2.** Schéma de la division du transfert en trois périodes, la période d'appui est découpée en trois phases par les événements du décollage et de l'atterrissage du bassin

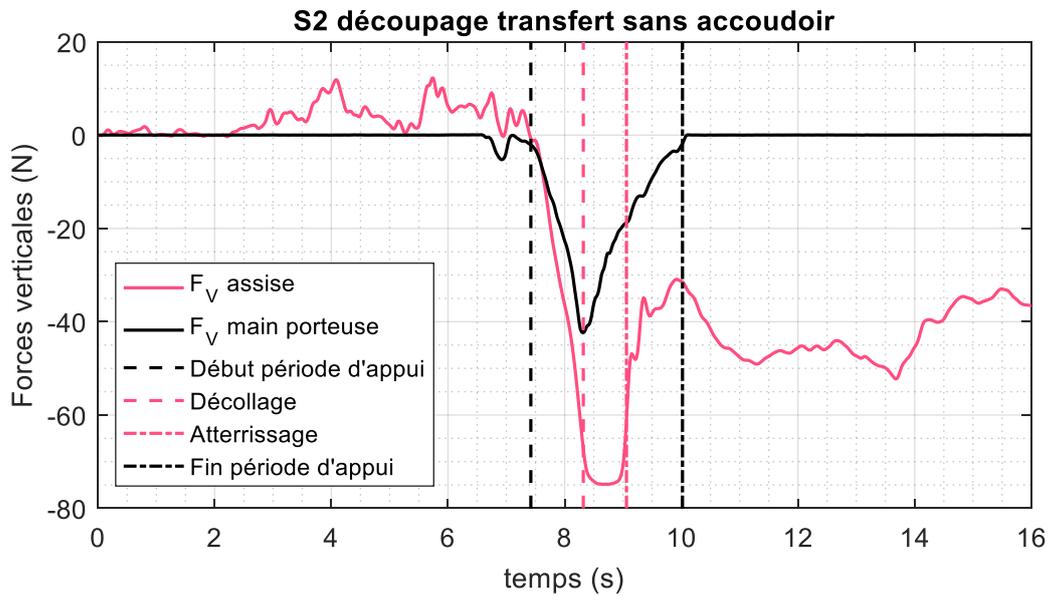


### 2.5.1.1 Procédure de découpage automatisée

La détection de la période d'appui et la division de celle-ci en trois phases sont faites à partir des forces de réaction enregistrées avec les PF. Cette procédure est automatisée avec un programme conçu sous Matlab®, adapté de (Desroches et al., 2012). La période d'appui démarre à l'instant où la force verticale ( $F_v$ ) sous la main porteuse (droite) dépasse 5% de la  $F_v$  maximale mesurée sous cette main pendant cette période pendant au moins 0.5s (**figure 2.23**). Cette durée minimale du dépassement de seuil est instaurée afin d'éviter d'interpréter un bref appui comme le début de la période d'appui. La fin de la période d'appui, est définie à l'instant où la  $F_v$  sous la main porteuse descend en dessous de 5% de la  $F_v$  maximale mesurée sous la main porteuse pendant au moins 0.5s (**figure 2.23**).

La détection des instants de décollage et d'atterrissage du bassin permet de diviser la période d'appui en trois phases. L'instant du décollage est défini à l'instant où la  $F_v$  sous les fesses descend en dessous de 10% de la  $F_v$  maximale mesurée sous les fesses pendant le transfert pendant au moins

0.25s. L'instant de l'atterrissage est défini à l'instant où la  $F_v$  dépasse à nouveau 10% de la  $F_v$  maximale mesurée sous les fesses durant le transfert pendant au moins 0.25s (**figure 2.23**).

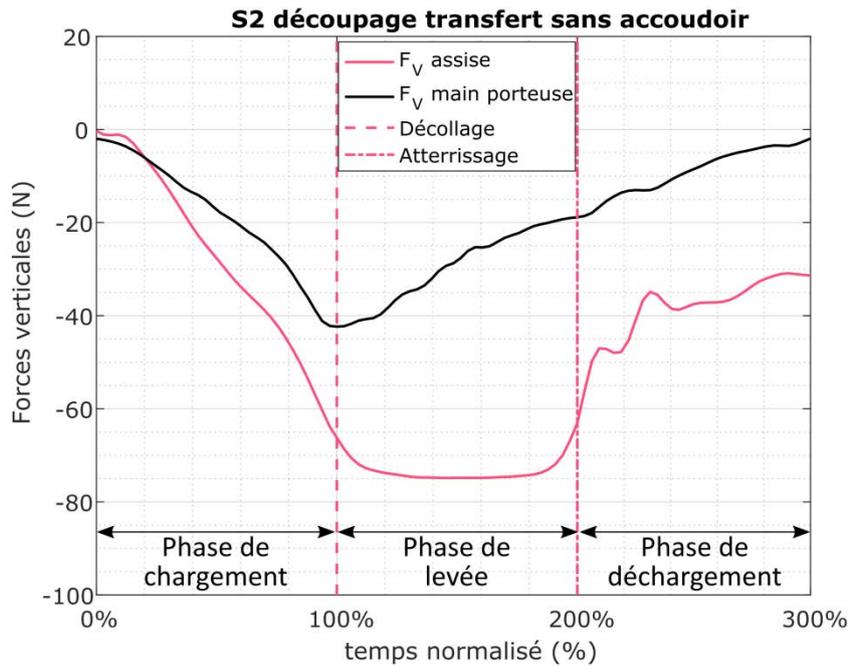


**Figure 2.23.** Courbes de forces verticales sous la main porteuse et la surface d'assise. Les lignes verticales pointillées indiquent les instants déterminant les phases d'intérêt du transfert

Systématiquement, un contrôle visuel du découpage automatique est fait pour vérifier si le découpage est satisfaisant. Lorsque la vérification visuelle montre un décalage entre un instant déterminé automatiquement et l'apparition réelle de cet instant, une correction est faite manuellement. La détermination des instants présentés permet de calculer des indicateurs entre les instants identifiés.

### 2.5.1.2 Normalisation temporelle des phases

Pour des raisons de comparaison, dans les graphiques les données peuvent être normalisées pour les trois phases définies. Dans ce cas, chaque phase est ramenée à 33 données en utilisant une interpolation par spline cubique. Au total, la période d'appui contient 99 données. Pour certains indicateurs, l'instant de leur apparition est rapporté, exprimé en pourcentage de la phase dans laquelle celui-ci apparaît. Afin de montrer dans quelle phase l'instant est apparu, la période d'appui est considérée durer 300% (100% pour chaque phase). Un instant entre 0% à 100% est observé dans la phase de chargement, un instant entre 100% à 200% dans la phase de levée et entre 200% à 300% dans la phase de déchargement (**figure 2.24**).



**Figure 2.24.** Normalisation de l'échelle du temps. La période d'appui est la somme des trois phases, comptant chacune pour 100%. Chaque phase contient 33 données

**Abrégé :** Le transfert réalisé par le participant est découpé a posteriori, la période durant laquelle le participant est en appui sur les membres supérieurs est isolée pour l'analyse de mouvement. Cette période, dite d'appui, est divisée en trois phases ; la phase de chargement des membres supérieurs, la phase de levée et la phase de déchargement des membres supérieurs. Pour des raisons de comparaison, les trois phases sont ramenées à une durée normalisée (33 données, 100%), la période d'appui est la somme des trois phases (99 données, 300%). Un instant d'apparition d'un indicateur est exprimé en pourcentage, de 0% à 100% pour un instant survenu dans la phase de chargement, de 100% à 200% dans la phase de levée et de 200% à 300% dans la phase de déchargement.

### 2.5.2 Efforts externes

Les forces de réaction externes sous les mains dirigeante (gauche) et porteuse (droite) sont analysées séparément. Ces forces sont normalisées par rapport au poids de corps du participant (%PC). Pour chaque main, les forces résultantes ( $F_{RES}$ ) sont déterminées en calculant la norme Euclidienne du vecteur force à chaque instant de mesure entre le début et la fin de la période d'appui. Ensuite, les valeurs maximales sont déterminées ( $F_{RESmax}$ ), ainsi que l'instant d'apparition de cette force maximale pour chaque main, exprimée en pourcentage de la période d'appui (%appui (0% à 300%)) (**figure 2.25**).

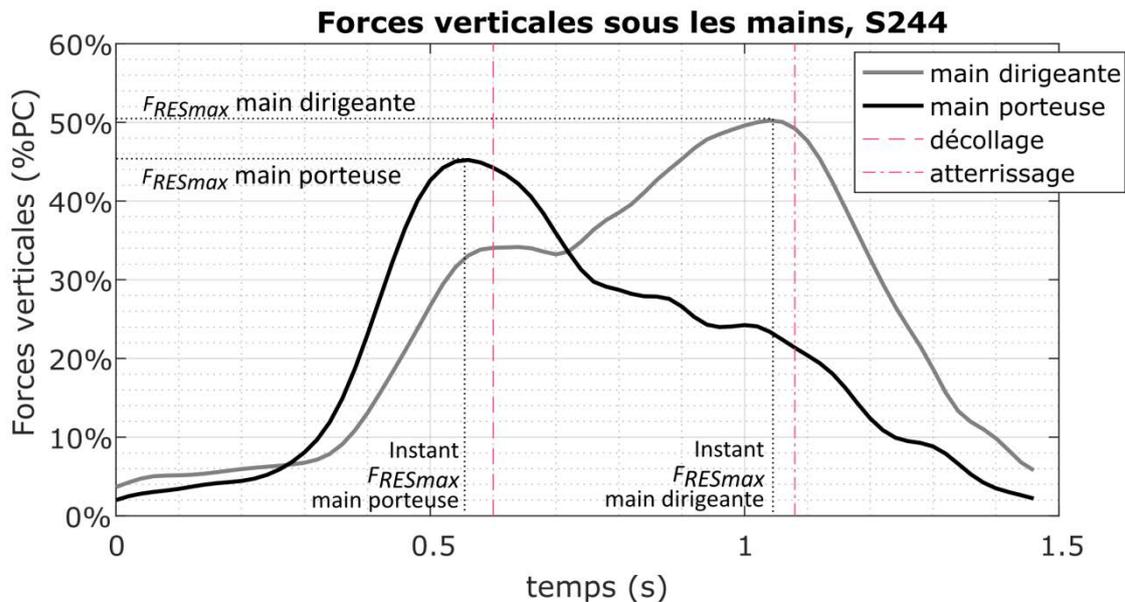


Figure 2.25. Forces résultantes sous les deux mains d'un participant dans la condition sans accouder. Les indicateurs retenus sont indiqués ;  $F_{RESmax}$  et instants d'apparition

Les  $F_{RESmax}$  apparaissent d'abord sous la main porteuse, proche du décollage, et ensuite sous la main dirigeante, proche de l'atterrissage (Forslund et al., 2007). Ces deux instants d'apparition de  $F_{RESmax}$  ( $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$ , respectivement) sont probablement les instants auxquels la charge supportée par les articulations est maximale. Ces instants sont déterminés pour chaque transfert et les angles articulaires et les efforts internes aux épaules sont relevés à ces instants.

Le taux de croissance de la  $F_{RES}$  n'a pas encore fait l'objet d'une analyse biomécanique du transfert auparavant. Afin de proposer une première analyse de ce paramètre, le taux de croissance instantané ( $TCI$ ) de la  $F_{RES}$  de chaque main est calculé. Ceci est fait en déterminant la croissance de la courbe de force entre deux mesures successives du début à la fin de la période de la période d'appui (Koontz et al., 2005) :

$$TCI (N^{-s}) = \frac{(F_{RES}((k + 1)Te) - F_{RES}((k)Te))}{Te}$$

Le  $TCI$  maximal ( $TCI_{max}$ ) est exprimé en Newton par seconde (N/s),  $k$  est l'instant de mesure et  $Te$  est la période d'échantillonnage, soit  $1/50 = 0,02s$ .

**Abrégé :** Les données de forces de réaction sous les mains sont utilisées pour déterminer les  $F_{RESmax}$  sous les deux mains, ainsi que leurs instants d'apparition. Ces instants ( $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$ ) sont retenus afin de déterminer les angles articulaires et les efforts internes aux deux épaules à ces instants, potentiellement les plus nocifs. Une première étude du taux de croissance de la  $F_{RES}$  sous chaque main pendant le transfert est proposée en calculant le taux de croissance instantané maximal ( $TCI_{max}$ ) pour chaque main.

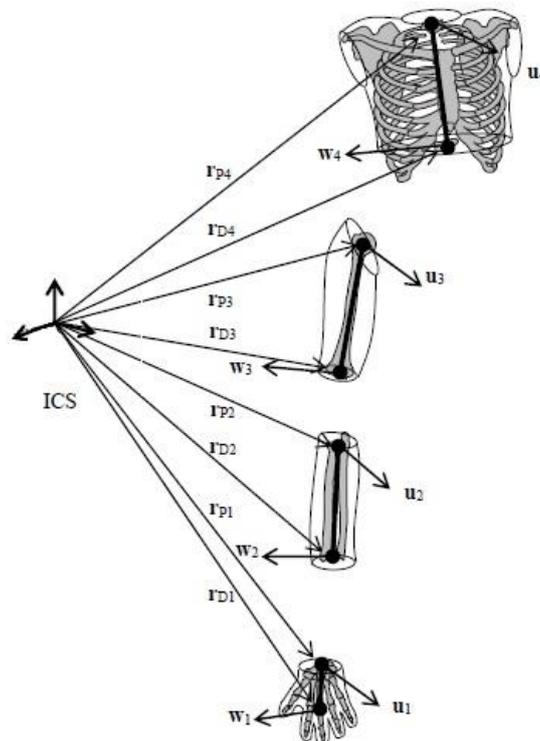
### 2.5.3 Détermination des angles articulaires

Le calcul des angles articulaires des membres supérieurs est réalisé à l'aide de la toolbox Matlab "cinématique 3D et dynamique inverse" mise au point par Raphael Dumas (Directeur de recherche, LBMC-IFSTTAR, Lyon). Cette toolbox permet d'obtenir les angles articulaires dans les trois plans de

l'espace en renseignant les coordonnées généralisées des segments entre lesquels les angles sont à calculer. Les coordonnées généralisées sont des paramètres qui décrivent l'état d'un système par rapport à une configuration de référence. Dans le cadre de l'analyse du mouvement humain, il s'agit de décrire la position et l'orientation d'un segment corporel par rapport à l'origine du repère global.

Les angles articulaires sont obtenus à l'aide de cette toolbox en suivant trois étapes. Dans la première étape, les coordonnées généralisées des segments proximal et distal sont converties en une matrice homogène, générant une matrice homogène par segment. Ensuite, la matrice homogène décrivant la position relative du segment distal par rapport au segment proximal est calculée. Dernièrement, la matrice de rotation, extraite de la matrice homogène, est interprétée suivant une séquence de rotation autour d'axes mobiles, cette séquence est spécifique en fonction de l'articulation étudiée.

Dans cette étude, les angles articulaires du poignet et de l'épaule des deux membres supérieurs sont à calculer, car ces deux articulations sont les plus à risque de développer des TMS (cf. chapitre 1). Afin d'utiliser la toolbox pour faire les calculs des angles articulaires, les coordonnées généralisées des segments de la main, de l'avant-bras, de l'humérus et du thorax doivent être renseignées. Pour chaque segment les coordonnées généralisées nécessitent la définition de quatre vecteurs. Deux de ces vecteurs concernent les coordonnées de position des points proximal ( $r_P$ ) et distal ( $r_D$ ) du segment par rapport à l'origine du repère global. Les deux autres vecteurs concernent les axes unitaires antéropostérieur ( $u$ ) et médio-latéral ( $w$ ) du segment (**figure 2.26**).



**Figure 2.26.** Les quatre vecteurs ou coordonnées généralisées, à renseigner par segment dans la toolbox cinématique 3D et dynamique inverse (adapté de Dumas et al., 2007). ICS désigne le repère global.

Le vecteur unitaire de l'axe antéropostérieur ( $u$ ) est défini tel qu'il pointe vers l'avant et celui de l'axe médio-latéral ( $w$ ) tel qu'il pointe vers la droite. En conséquence, l'axe médio-latéral pointe en

direction latérale (ou radiale) au niveau du membre supérieur droit (porteur) et vers médiale (ou ulnaire) au niveau du membre supérieur gauche (dirigeant). Cette orientation de l'axe médio-latéral a son importance dans l'interprétation des angles obtenus, car les rotations autour des axes antéropostérieur et longitudinal présentent une inversion de signe pour un même mouvement.

Les vecteurs constituant les coordonnées généralisées dans cette étude sont construits à partir des 51 points anatomiques disponibles après les expérimentations. Les points utilisés sont spécifiés dans le **tableau 2.3**. Le point proximal de l'humérus concerne le centre articulaire de l'épaule, obtenu grâce à une équation de régression (R. Dumas et al., 2007a; Reed et al., 1999). Dans cette méthode la position du centre articulaire de l'épaule est obtenue à partir de l'orientation du segment du tronc et la position de l'acromion. L'utilisation d'une équation de régression est privilégiée aux méthodes fonctionnelles pour limiter la fatigue liée aux mouvements supplémentaires nécessaires dans les méthodes fonctionnelles.

**Tableau 2.3** Définition des coordonnées généralisées pour la toolbox cinématique 3D et dynamique inverse

Segment	Coordonnée généralisée	Définition à partir de points anatomiques
1) Main	Vecteur unitaire de l'axe antéropostérieur ( $u_1$ )	Vecteur perpendiculaire au plan formé par le point proximal et les deux têtes métacarpiennes (II et V)
	Point proximal ( $r_{P1}$ )	Point milieu entre les styloïdes radial et ulnaire
	Point distal ( $r_{D1}$ )	Point milieu entre les têtes métacarpiennes II (MC2) et V (MC5)
	Vecteur unitaire de l'axe médio-latéral ( $w_1$ )	Vecteur reliant les têtes des MC2 et MC5, pointant vers MC2 à la main droite (porteuse) et vers MC5 à la main gauche (dirigeante)
2) Avant-bras	Vecteur unitaire de l'axe antéropostérieur ( $u_2$ )	Vecteur perpendiculaire au plan formé par le point proximal et les deux styloïdes (radial et ulnaire)
	Point proximal ( $r_{P2}$ )	Point milieu entre les épicondyles médial et latéral
	Point distal ( $r_{D2}$ )	Point milieu entre les styloïdes radial et ulnaire
	Vecteur unitaire de l'axe médio-latéral ( $w_2$ )	Vecteur reliant les deux styloïdes (radial et ulnaire), pointant vers radial au poignet droit (porteur) et vers ulnaire au poignet gauche (dirigeant)
3) Humérus	Vecteur unitaire de l'axe antéropostérieur ( $u_3$ )	Vecteur perpendiculaire au plan formé par le point proximal et les deux épicondyles (médial et latéral)
	Point proximal ( $r_{P3}$ )	Centre articulaire de l'épaule obtenu par régression
	Point distal ( $r_{D3}$ )	Point milieu entre les épicondyles médial et latéral
	Vecteur unitaire de l'axe médio-latéral ( $w_3$ )	Vecteur reliant les deux épicondyles (médial et latéral), pointant vers radial au coude droit (porteur) et vers ulnaire au coude gauche (dirigeant)
4) Thorax	Vecteur unitaire de l'axe antéropostérieur ( $u_4$ )	Vecteur perpendiculaire aux axes formés par le vecteur du point proximal et distal et le vecteur unitaire de l'axe médio-latéral
	Point proximal ( $r_{P4}$ )	Point milieu entre C7 et le creux suprasternal
	Point distal ( $r_{D4}$ )	Point milieu entre T8 et le processus xyphoïde
	Vecteur unitaire de l'axe médio-latéral ( $w_4$ )	Vecteur perpendiculaire au plan formé par C7, le creux suprasternal et le point distal

Au sein de la toolbox, la construction des axes articulaires suit les recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (ISB). Cette recommandation repose sur l'identification de deux axes attachés aux segments proximal et distal ( $e_1$  et  $e_3$ ) et un troisième axe perpendiculaire à ces deux premiers axes ( $e_2$ ) (Wu and Cavanagh, 1995).

Pour l'épaule, les axes articulaires sont définis comme suit :

$e_1$  : l'axe de flexion/extension correspondant à l'axe médio-latéral du segment proximal ( $w_4$ )

$e_3$  : l'axe de rotation axiale correspondant à l'axe longitudinal du segment distal ( $r_{P3} - r_{D3}$ )

$e_2$  : l'axe flottant d'abduction/adduction perpendiculaire aux deux autres axes

Les angles articulaires sont interprétés selon ces axes en suivant une séquence de rotations successives autour d'axes mobiles (ZX'Y'') d'abord autour de l'axe  $e_1$ , correspondant aux angles de flexion/extension, ensuite autour de l'axe  $e_2$ , correspondant aux angles d'abduction/adduction, et dernièrement autour de l'axe  $e_3$ , correspondant aux angles de rotation interne/externe de l'épaule (Desroches et al., 2013b).

Pour le poignet le système d'axes articulaires est le suivant :

$e_1$  : l'axe de flexion/extension correspondant à l'axe médio-latéral de l'avant-bras ( $w_2$ )

$e_3$  : l'axe de déviation radiale/ulnaire correspondant à l'axe antéropostérieur de la main ( $u_1$ )

$e_2$  : l'axe flottant de rotation axiale perpendiculaire aux deux autres axes

La séquence de rotations successives retenue pour l'articulation du poignet est ZY'X'', soit d'abord l'angle de flexion/extension, suivi par les angles de rotation et finalement les angles de déviation ulnaire/radiale.

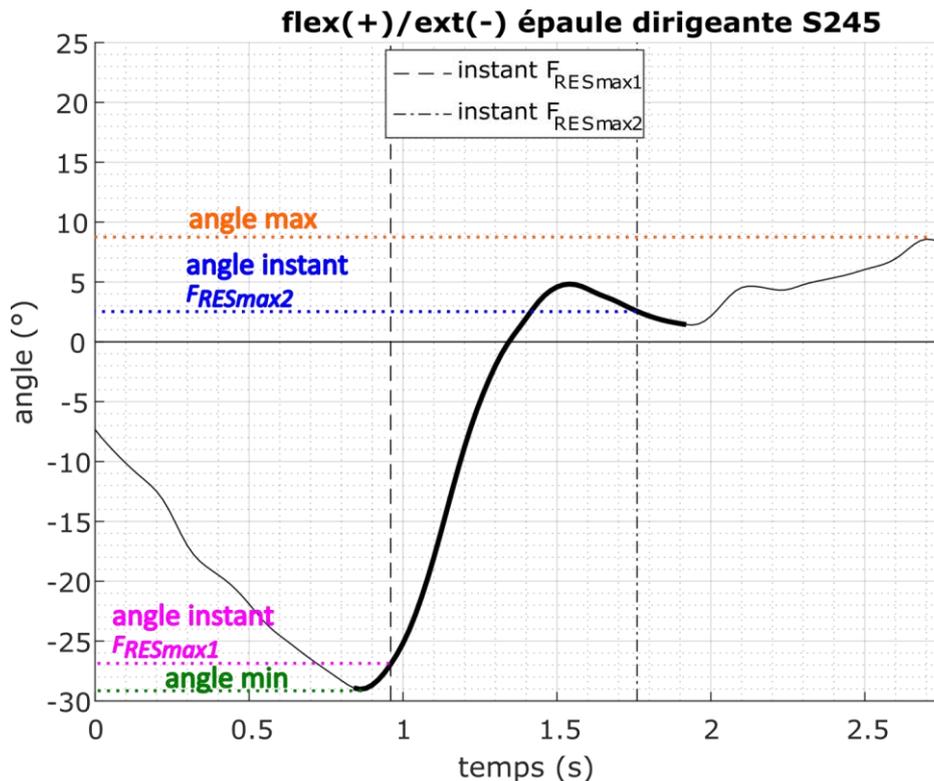
Les angles articulaires obtenus expriment les rotations nécessaires pour atteindre la position du segment distal à partir de la position du segment proximal autour des axes mobiles du repère articulaire.

### 2.5.3.1 Angle articulaire du poignet

Le poignet est exposé au risque de développement d'un syndrome du canal carpien, car cette articulation est positionnée dans un angle en extension forcée pendant la phase de levée. L'analyse de l'angle articulaire du poignet se focalise sur le poignet dirigeant, car c'est de ce côté que l'accoudeur est proposé. La forme de la main dirigeante, utilisée dans la condition sans accoudeur, est obtenue par l'analyse des vidéos numériques. L'angle articulaire moyen du poignet en extension est calculé pendant la phase de levée comme indicateur de risque de développement du syndrome du canal carpien. Un angle négatif indique un angle en extension.

### 2.5.3.1 Angle articulaire des épaules

Au niveau de l'épaule c'est la combinaison d'un angle en flexion, abduction et rotation interne qui est suspecté augmenter le risque de développement de TMS par le rétrécissement de l'espace sous-acromial. Les angles articulaires minimal et maximal, ainsi que ceux présents lorsque les  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  sont atteintes (cf. paragraphe 2.5.2, p.22) sont calculés comme indicateurs du risque de développer des TMS au niveau de l'épaule (**figure 2.27**).



**Figure 2.27.** Illustration des indicateurs retenus pour l'analyse des angles articulaires aux épaules, ici est montré l'angle de flexion/extension de l'épaule d'un participant dans la condition sans accoudoir, la courbe en gras indique la phase de levée

L'angle positif autour de l'axe médio-latéral correspond à un angle de flexion pour les deux épaules. Pour les angles autour de l'axe antéropostérieur, le signe est inversé pour l'épaule porteuse, rendant l'angle en abduction positif. Pour l'angle autour de l'axe longitudinal de l'épaule, le signe est inversé pour l'épaule dirigeante, rendant l'angle en rotation interne positif.

**Abrégé :** Les angles articulaires du poignet et de l'épaule sont calculés à l'aide de la toolbox "cinématique 3D et dynamique inverse". Les coordonnées des 51 points anatomiques disponibles sont utilisées pour définir les coordonnées généralisées, ces dernières servent de données d'entrée à la toolbox. Les axes articulaires du poignet et de l'épaule sont définis selon les recommandations de l'ISB. L'angle d'extension moyen du poignet et les angles extrêmes, ainsi que ceux présents lorsque les  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  sont atteintes, autour des trois axes de l'articulation de l'épaule sont retenus comme indicateurs pour déterminer si la position articulaire est modifiée par le changement de l'environnement.

#### 2.5.4 Les efforts articulaires

Les forces de réaction relevées sous chaque main sont injectées dans les calculs de dynamique inverse réalisés avec la toolbox Matlab "cinématique 3D et dynamique inverse", introduite dans la partie 2.5.3. Cette toolbox demande en entrée, pour réaliser ce calcul, 1. les coordonnées généralisées des segments des membres supérieurs et du tronc (présentées dans le **tableau 2.3**), 2. les coordonnées des centres de pression sur les surfaces d'appui pour les mains et 3. les torseurs mécaniques (forces et couples) relevés sur les surfaces d'appui de la main dirigeante et de la main porteuse. Dans cette étude, les couples appliqués au centre de pression sur les surfaces d'appui sont considérés nulles, comme précédemment proposé (Gagnon et al., 2008c). Toutes ces entrées sont

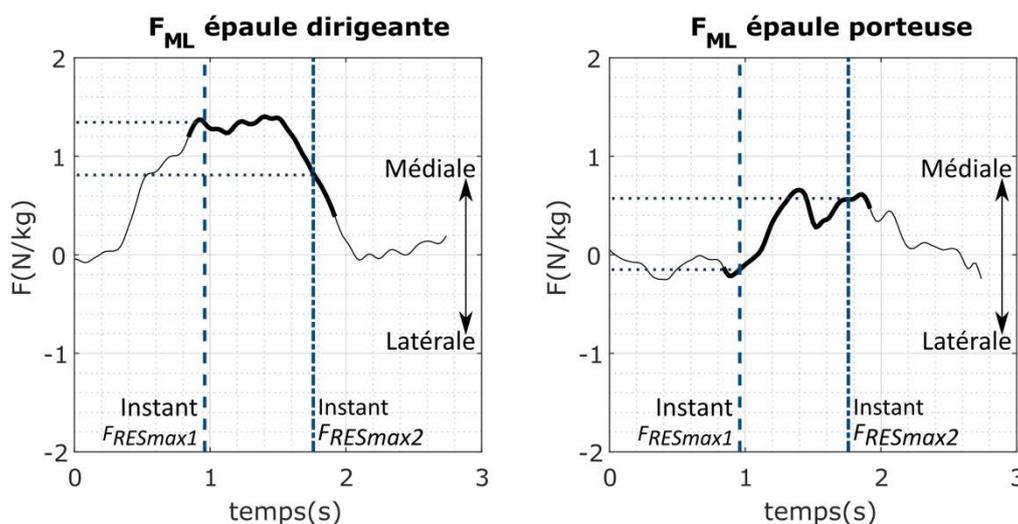
exprimées par rapport au repère global. Une dernière entrée pour le calcul de la dynamique inverse concerne les paramètres inertiels des segments, ceux-ci sont exprimés dans le repère segmentaire. Les paramètres inertiels utilisés pour les mains, les avant-bras et les bras, sont ceux publiés dans (Dumas et al., 2007), et pour le thorax ceux publiés dans (Dumas et al., 2015). Pour calculer la cinématique segmentaire (déplacements, vitesse et accélération linéaire et angulaire), le formalisme des quaternions est utilisé, celui-ci ayant l'avantage de ne pas être sujet aux discontinuités tel le Gimbal-Lock à l'épaule.

Avec les entrées présentées, la toolbox calcule les forces et les couples articulaires pour les trois articulations du membre supérieur, ceux-ci sont exprimés par rapport au repère global. Dans ce travail, seuls les forces et couples articulaires aux épaules sont analysés.

### 2.5.4.1 Forces articulaires à l'épaule

Dans un premier temps, les forces articulaires résultantes aux deux épaules sont déterminées en calculant la norme Euclidienne du vecteur force à chaque instant de mesure entre le début et la fin de la période d'appui. Ensuite, les forces articulaires sont projetées orthogonalement sur les axes du repère segmentaire proximal (le tronc) et normalisées par rapport à la masse totale du participant pour obtenir des valeurs en N/kg. Les indicateurs retenus pour l'analyse du risque de développer des TMS sont la force résultante et les trois composantes de force articulaire aux épaules selon les trois axes du repère segmentaire du tronc présentes lorsque les  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  sont atteintes (**figure 2.28**).

À des fins visuelles, le signe des forces selon l'axe médio-latéral au niveau de l'épaule dirigeante est inversé, afin de rendre les forces médiales positives (**figure 2.28**). Les forces médiales indiquent des forces dirigées en direction du tronc. Selon l'axe antéropostérieur, les forces positives sont dirigées vers antérieur et selon l'axe longitudinal du tronc, les forces positives sont dirigées vers crânial (supérieur).

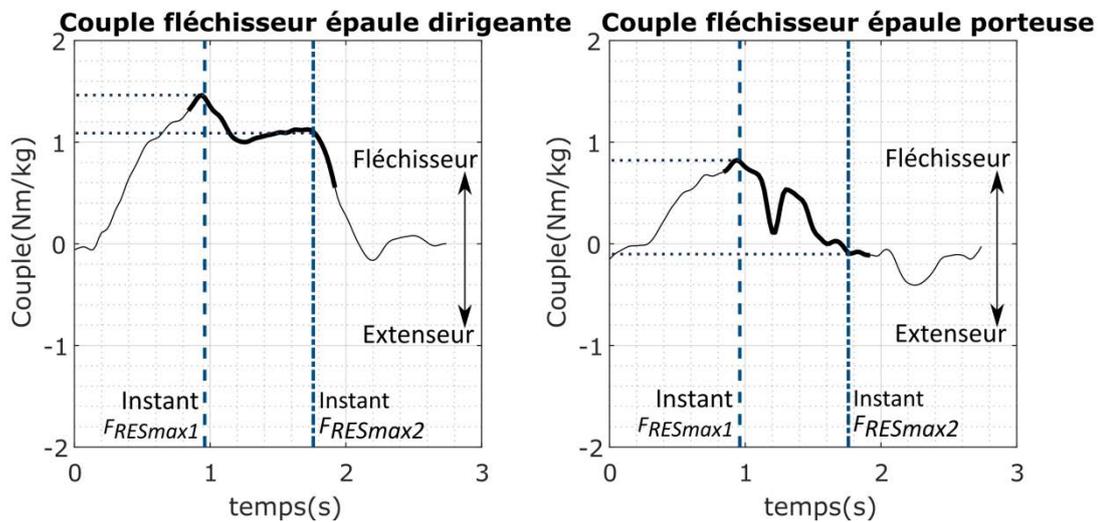


**Figure 2.28.** Forces médio-latérales pendant la période d'appui aux épaules (dirigeante à gauche, porteuse à droite), la phase de levée est en gras. Les lignes verticales indiquent les instants auxquels les  $F_{RESmax}$  sont atteintes et auxquels les forces articulaires sont relevées pour l'analyse de mouvement (pointillées horizontales)

### 2.5.4.2 Couples articulaires à l'épaule

Avant l'interprétation des couples articulaires à l'épaule, ceux-ci sont projetés de façon non-orthogonale sur les axes non-orthogonaux du repère articulaire de l'épaule présenté dans la partie "détermination des angles articulaires" (p. 22). Le couple résultant à chaque épaule est ensuite déterminé en calculant la norme Euclidienne du vecteur couple à chaque instant de mesure entre le début et la fin de la période d'appui. Les trois composantes du couple, ainsi que le couple résultant, sont normalisés par rapport à la masse du participant pour obtenir des valeurs en Nm/kg. Les indicateurs retenus pour l'analyse du risque de TMS sont les composantes du couple articulaire et le couple résultant pour les deux épaules aux instants  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  (figure 2.29).

À des fins visuelles, le signe du couple autour de l'axe antéropostérieur de l'épaule porteuse est inversé pour rendre le couple abducteur positif pour les deux épaules. Pour la même raison, le couple autour de l'axe longitudinal de l'épaule dirigeante est inversé pour rendre le couple rotateur interne positif pour les deux épaules. Le couple autour de l'axe médio-latéral ne nécessite pas d'inversion, le couple positif autour de cet axe indique le couple fléchisseur pour les deux épaules.



**Figure 2.29.** Couples articulaires autour de l'axe médio-latéral de l'articulation de l'épaule d'un participant dans la condition sans accoudeur, les indicateurs retenus aux instants  $F_{RESmax}$  sont indiqués (pointillés horizontaux)

**Abrégé :** Les efforts articulaires aux épaules (forces et couples) sont calculés à l'aide de la toolbox "cinématique 3D et dynamique inverse" développé par R. Dumas (DR LBMC, IFSTTAR, Lyon). Les forces articulaires sont exprimées selon les axes segmentaires du thorax. Les couples articulaires sont projetés de façon non-orthogonale sur les axes articulaires de l'épaule.

### 2.5.5 Les efforts musculaires

Les signaux EMG filtrés sont normalisés par rapport aux CMV, afin de rendre les signaux comparables entre les participants. Pour ce faire, le signal EMG filtré de la tâche ( $EMG_{t\grave{a}che}$ ) est divisé par la valeur de l'activité musculaire maximale ( $EMG_{max}$ ) pour obtenir le taux d'utilisation musculaire ( $TUM$ ) durant toute l'acquisition. Le  $TUM$  est exprimé en pourcentage par rapport à l'activité musculaire maximale du participant.

$$TUM = \left( \frac{EMG_{t\grave{a}che}}{EMG_{max}} \right) \cdot 100\%$$

Enfin, le  $TUM$  obtenu pour chaque muscle, à chaque instant de mesure (1200 Hz) dans chaque acquisition expérimentale est sous-échantillonné à 50 Hz, fréquence d'acquisition des données cinématiques.

Des  $TUMs$  de chaque muscle, deux indicateurs sont calculés ; la valeur maximale observée pendant la période d'appui ( $TUM_{max}$ ), et l'aire sous la courbe du  $TUM$  pendant la période d'appui ( $TUM_{aire}$ ) (figure 2.30, partie grise). L'aire sous la courbe est divisée par la fréquence d'échantillonnage (soit 50) afin d'obtenir une valeur en  $\%EMG_{max}\cdot s$ .

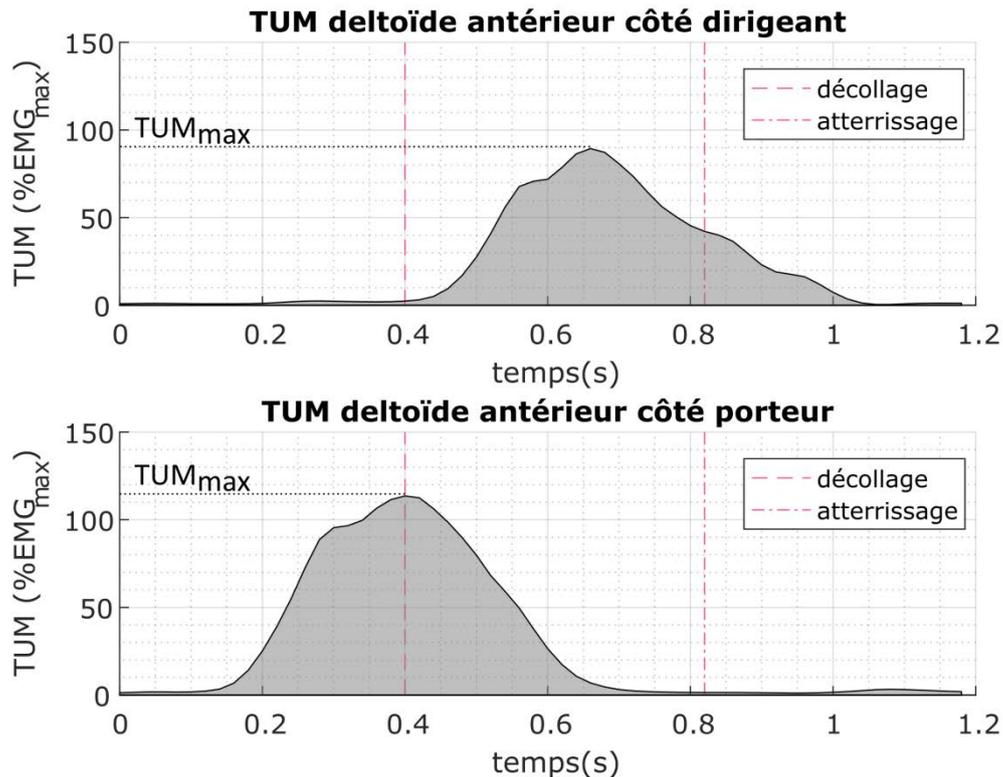


Figure 2.30. Courbes EMG des deux deltoïdes antérieurs d'un participant avec mise en évidence des deux indicateurs retenus ;  $TUM_{max}$  et  $TUM_{aire}$  (zone grise)

### 2.5.6 Détermination de la stabilité dynamique

L'équilibre statique est maintenu lorsque la projection du centre de masse dans le plan horizontal reste à l'intérieur de la base de support. En situation dynamique, la vitesse de déplacement du centre de masse doit également être prise en compte (Brujin et al., 2013). Dans le cas du transfert, le centre de masse est déplacé vers l'avant, en direction de la limite de la base de support formée par les mains et les pieds pendant la phase de levée. Si la projection verticale du centre de masse sort de la base de support vers l'avant la personne atteinte d'une LMÉ risque de perdre l'équilibre, car il n'est pas possible pour elle de modifier la base de support de façon à ramener la projection du centre de masse à nouveau à l'intérieur de la base de support. Les pieds, positionnés devant les genoux et les mains, sont une aide passive à la stabilité dynamique pendant le transfert, alors que les deux mains permettent de contrôler la stabilité volontairement.

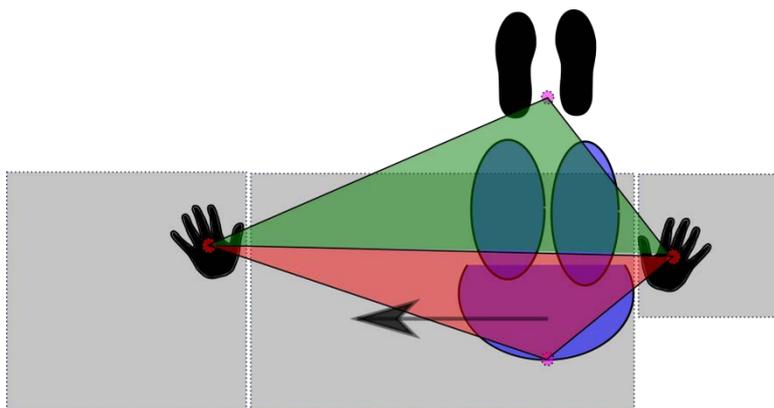
L'analyse de la stabilité dynamique dans cette étude est basée sur plusieurs éléments, d'abord il s'agit de la taille de la base de support choisie par les participants. Ensuite, le déplacement du centre

de masse formé de l'ensemble de la tête, du tronc et du bassin ( $COM_{TTB}$ ) est choisi pour approximer le déplacement du centre de masse global. Le déplacement du  $COM_{TTB}$  est exprimé par rapport à un repère spécifique, le repère d'appui, qui est présenté dans le troisième paragraphe de cette partie. La vitesse de déplacement du  $COM_{TTB}$  est analysée séparément, et sert également pour calculer la distance de sécurité et le temps de correction disponible pour apporter des modifications à la trajectoire et la vitesse du  $COM_{TTB}$ , avant que celui-ci sorte de la base de support. Les calculs réalisés pour obtenir ces paramètres sont présentés dans les paragraphes suivants.

### 2.5.6.1 Base de support

Dans cette étude, la base de support est définie par un quadrilatère formé par la projection de quatre points d'appui dans le plan transverse. Il s'agit des points d'appui 1. de la main dirigeante, 2. de la main porteuse, 3. des pieds et 4. du sacrum. Le point représentant la position de chaque main est celui défini par le point au milieu des marqueurs positionnés sur les têtes métacarpiennes II et V de la main dirigeante et porteuse. Le point représentant l'appui des pieds est celui défini par les coordonnées de position du centre de pression sur les PF au sol et le point d'appui représentant le sacrum est celui défini par les coordonnées de position du marqueur sacrum.

La surface de la base de support donne la taille de la zone dans laquelle le centre de masse peut se déplacer en préservant l'équilibre. Cette base est créée par le contour des quatre points d'appui, soit les positions des mains, des pieds et du sacrum, projetés dans le plan transverse. Pour les mains et les pieds la position moyenne pendant la phase de levée est retenue comme point d'appui, alors que la position du sacrum est déterminée à chaque instant pendant la période d'appui. Lors de la phase de levée, le sacrum n'est pas en appui, mais reste le point postérieur de la base de support, c'est la base de support potentielle (Mullie and Duclos, 2014). La surface de la base de support est calculée à chaque instant de mesure pendant la période d'appui par la somme des surfaces de deux triangles, celui formé par les deux mains et les pieds (**figure 2.31**, triangle vert) et celui formé par les deux mains et le sacrum (**figure 2.31**, triangle rouge). Pour évaluer si la surface de la base de support est modifiée par la présence et la hauteur d'un accoudoir, la surface moyenne est calculée pour chaque phase.



**Figure 2.31.** Schéma de la base de support vu du dessus, la surface est déterminée en calculant la somme des surfaces des deux triangles à chaque instant pendant la période d'appui

### 2.5.6.2 Centre de masse de l'ensemble formé de la tête, du tronc et du bassin

Dans cette étude, les déplacements du centre de masse global sont approximatés par ceux du centre de masse de l'ensemble formé de la tête, du tronc et du bassin ( $COM_{TTB}$ ). La tête, le tronc et le bassin

sont les trois masses principales à déplacer et représentent un peu plus de 50% du poids de corps (51,7% pour les femmes et 54,2% pour les hommes selon le tableau de mise à l'échelle publié par (R. Dumas et al., 2007a)). La position du centre de masse de l'ensemble de ces trois segments est obtenue après trois étapes. D'abord, pour chaque segment un repère orthonormé direct est défini en utilisant les coordonnées de position des points anatomiques sur ces segments (**tableau 2.4**). Ces définitions suivent les recommandations de l'ISB (Wu et al., 2005) pour le tronc et la publication de (R. Dumas et al., 2007a) pour la tête et le bassin. Pour la définition du repère de la tête, il est nécessaire de connaître les coordonnées du centre articulaire cervical (CAC). Celui-ci est calculé à l'aide d'une équation de régression en utilisant le repère du thorax et la position du marqueur **C7** (R. Dumas et al., 2007a; Reed et al., 1999).

**Tableau 2.4.** Définition des axes des repères segmentaires

	Origine du repère	Axe antéropostérieur	Axe vertical	Axe médio-latéral
<b>Tête</b>	Centre articulaire cervical (CAC)	Perpendiculaire aux axes vertical et médio-latéral	CAC vers sommet de la tête	Perpendiculaire au plan CAC, sommet de la tête et milieu des deux tempes
<b>Tronc</b>	Creux Suprasternal (CS)	Perpendiculaire aux axes vertical et médio-latéral	Milieu T8 et Processus Xyphoïde (PX) vers milieu C7 et CS	Perpendiculaire au plan C7, CS et milieu T8 et PX
<b>Bassin</b>	Milieu épines iliaques antéro-supérieures (EIAS) droite et gauche	Perpendiculaire aux axes vertical et médio-latéral	Perpendiculaire au plan EIAS droite, gauche et milieu EI postéro-supérieur droite et gauche	EIAS gauche vers EIAS droite

La masse et la position du centre de masse d'un segment, sont définis en utilisant les facteurs de mise à l'échelle publiés dans (R. Dumas et al., 2007a, 2007b) (**tableau 2.5**). La position du centre de masse segmentaire est exprimée en proportion de sa longueur selon les trois axes du repère segmentaire. Pour les segments tronc et bassin, la définition alternative des paramètres segmentaires est utilisée. Ceci implique pour le tronc que la longueur du segment est déterminée par la distance séparant C7 et le creux suprasternal, alors que pour le bassin la largeur est prise comme référence pour la mise à l'échelle, soit la distance entre les deux épines iliaques antéro-supérieures (ÉIAS). Il est à noter que le segment du tronc correspond au segment thorax auquel est ajouté la partie abdomen (R. Dumas et al., 2007a).

**Tableau 2.5.** Facteurs de mise à l'échelle de masse segmentaire et leur position dans le repère segmentaire

	Masse (% masse total)		Position sur l'axe antéropostérieur (% longueur segmentaire)		Axe vertical (% longueur segmentaire)		Axe médiolatéral (% longueur segmentaire)	
	H	F	Homme	Femme	Homme	Femme	Homme	Femme
<b>Tête</b>	6.7	6.7	2.0	1.6	53.6	57.5	0.1	0.1
<b>Tronc</b>	33.3	30.4	-45.6	-41.1	-112.1	-117.3	-0.8	-1.9
<b>Bassin</b>	14.2	14.6	-33.6	-37.1	-14.9	-5.0	-0.3	0.1

La masse globale des segments tête, tronc et bassin ( $m_{ttb}$ ) est définie en calculant la somme des trois masses individuelles. Les coordonnées de position du  $COM_{TTB}$  sont obtenues par la formule suivante :

$$\overrightarrow{COM_{TTB}} = \frac{(m_{tete} \cdot \overrightarrow{COM_{tete}}) + (m_{tronc} \cdot \overrightarrow{COM_{tronc}}) + (m_{bassin} \cdot \overrightarrow{COM_{bassin}})}{(m_{tete} + m_{tronc} + m_{bassin})}$$

### 2.5.6.3 Repère d'appui

Afin de décrire les déplacements du centre du  $\overrightarrow{COM_{TTB}}$  par rapport à un repère spécifique à la tâche, un repère d'appui est défini. Les trois axes de ce repère sont définis comme suit (figure 2.32) :

1. un axe médio-latéral reliant la main gauche à la main droite, pointant vers la droite
2. un axe vertical correspondant à l'axe vertical du repère global
3. un axe antéropostérieur perpendiculaire à ces deux axes prédéfinis, pointant vers l'avant

Afin de rendre l'axe médio-latéral de ce repère parallèle au sol, l'axe est recalculé par le produit vectoriel des axes vertical et antéropostérieur. Cette dernière étape est particulièrement utile pour la définition de ce repère d'appui dans le cas de transfert avec un accoudoir, où la main gauche est positionnée plus haut que la main droite. Sans correction, l'axe médio-latéral pointerait vers la droite et vers le bas et ne serait pas horizontal.

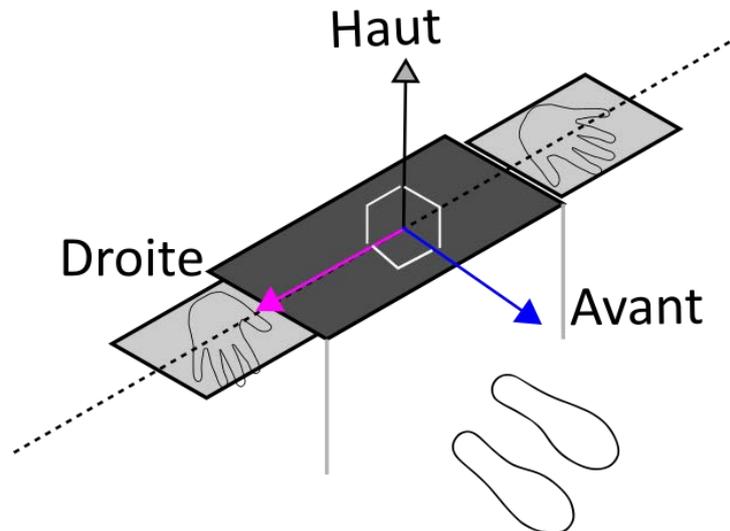


Figure 2.32. Définition du repère d'appui

### 2.5.6.4 Distance de sécurité

La distance de sécurité dans ce travail est définie comme la distance séparant la projection du  $\overrightarrow{COM_{TTB}}$  dans le plan transverse et la limite de la base de support, dans la direction de déplacement du  $\overrightarrow{COM_{TTB}}$ . La direction de déplacement est déterminée à l'aide de la dérivée du déplacement du  $\overrightarrow{COM_{TTB}}$ , correspondant à la vitesse de déplacement. Cette vitesse du  $\overrightarrow{COM_{TTB}}$  est obtenue en calculant le changement de position du  $\overrightarrow{COM_{TTB}}$  entre deux échantillons temporels :

$$\vec{v} = \left( \frac{(\overrightarrow{COM_{TTB}(k+1)Te} - \overrightarrow{COM_{TTB}(k)Te})}{Te} \right)$$

$\vec{v}$  est le vecteur vitesse en m/s,  $\overrightarrow{COM_{TTB}}$  le vecteur de position (3D),  $k$  l'instant de mesure en numéro d'images,  $Te$  la période d'échantillonnage ( $1/50 = 0,02s$ ).

La norme Euclidienne des coordonnées médio-latérale et antéropostérieure est obtenue pour déterminer la vitesse dans le plan horizontal, et ainsi la direction du déplacement. Ensuite, le point d'intersection entre les deux droites suivantes est calculé ; 1. la ligne directrice du vecteur vitesse horizontale et 2. la limite de la base de support. Enfin, la distance entre la projection du  $COM_{TTB}$  dans le plan transverse et le point d'intersection est calculée, c'est la distance de sécurité. Ces calculs sont réalisés à chaque pas de temps durant la période d'appui.

#### 2.5.6.5 Vitesse de déplacement du $COM_{TTB}$

Le calcul de la vitesse du  $COM_{TTB}$  est présenté dans le paragraphe précédent. Une analyse des pics de vitesses des trois composantes, ainsi que la quantité de mouvement est réalisée pour évaluer si ceux-ci sont modifiés en fonction de la présence et de la hauteur de l'accoudoir. La quantité de mouvement pendant la période d'appui est obtenue en multipliant la norme Euclidienne de la vitesse en 3D par la masse du  $COM_{TTB}$ , elle est exprimée en m/s·kg.

#### 2.5.6.6 Temps de correction

Le dernier paramètre analysé dans cette étude de la stabilité dynamique concerne le temps de correction ( $TC$ ). Le  $TC$  correspond au temps disponible avant que la projection du  $COM_{TTB}$  dans le plan transverse rentre en contact avec la limite de la base de support, si celui-ci continue à progresser dans le même sens et à la même vitesse (Hasson et al., 2008). Le  $TC$  est calculé à chaque instant pendant la période d'appui en divisant la distance de sécurité par la vitesse horizontale, il est exprimé en secondes. Les courbes du  $TC$  sont analysées et des minima sont interprétés pour évaluer si la présence et la hauteur de l'accoudoir modifient ce paramètre.

**Abrégé** : Cette dernière partie s'est focalisée sur la description des paramètres retenus pour l'étude de la stabilité dynamique. La stabilité dynamique est étudiée au travers de la base de support choisie par les participants, le déplacement et la vitesse du centre de masse de l'ensemble formé par l'ensemble de la tête, du tronc et du bassin ( $COM_{TTB}$ ), la distance de sécurité et le temps de correction disponible.

#### 2.5.7 Résumé

La cinquième partie de ce chapitre a présenté les calculs réalisés pour obtenir les courbes et les indicateurs retenus pour l'analyse du mouvement. Il s'agit d'abord des forces résultantes maximales ( $F_{RESmax}$ ) externes, les instants auxquels celles-ci apparaissent sont également relevés ( $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$ ). Le taux de croissance de la force verticale instantanée est calculé et sa valeur maximale ( $TCI_{max}$ ) est retenue comme indicateur.

Ensuite, pour l'analyse des angles articulaires, l'angle d'extension moyen du poignet dirigeant pendant la phase de levée est retenu. Pour les deux épaules, les angles maximaux et minimaux selon les trois axes de l'articulation, définis selon les recommandations de l'ISB, sont calculés. Les angles présents aux instants  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  sont également analysés.

Les efforts articulaires sont analysés au niveau des deux épaules. Les forces et les couples articulaires résultants et leurs composantes sont déterminés aux instants  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$ . Les forces articulaires aux épaules sont projetées sur les axes segmentaires du tronc et les couples articulaires sont projetés autour des axes articulaires de l'épaule, définis selon les recommandations de l'ISB.

Pour les activations musculaires, le taux d'utilisation musculaire ( $TUM$ ) est calculé pour chacun des muscles. Le  $TUM$  maximal ( $TUM_{max}$ ) et l'aire sous la courbe du  $TUM$  ( $TUM_{aire}$ ) sont retenus comme indicateurs de la charge musculaire du transfert.

Dernièrement, cinq paramètres sont calculés pour rendre compte de la stabilité dynamique durant le transfert. Il s'agit de la surface de la base de support, le déplacement du centre de masse de l'ensemble formé de la tête, du tronc et du bassin ( $COM_{TTB}$ ) par rapport au repère d'appui, la vitesse de déplacement du  $COM_{TTB}$ , la distance de sécurité et le temps de correction disponible pour apporter des corrections, soit à la trajectoire, soit à la vitesse de déplacement, soit à ces deux éléments, avant que le  $COM_{TTB}$  ne sorte de la base de support.

## 2.6 Les statistiques utilisées

Afin de choisir le test statistique à utiliser pour déterminer s'il existe une différence significative entre les résultats obtenus lors des trois conditions expérimentales, plusieurs étapes sont nécessaires (**figure 2.33**). D'abord, l'existence de données aberrantes est vérifiée par l'analyse de la boîte à moustache des résultats pour chaque indicateur. Une mesure est considérée aberrante si elle se situe à l'extérieur d'une fois et demi l'écart interquartile, au-dessus du troisième quartile ou en-dessous du premier quartile, des données mesurées. Si c'est le cas, et si aucune explication autre qu'une erreur de mesure puisse être attribuée, la valeur est écartée avant de commencer les traitements statistiques. Sinon, la valeur est retenue et la gravité d'aberrance est évaluée.

Si la valeur est qualifiée comme légèrement aberrante, soit située dans une zone entre une fois et demi et trois fois l'écart interquartile au-dessus du troisième quartile ou en-dessous du premier quartile, l'aberrance est ignorée. Dans ce cas, le test de Shapiro-Wilk est réalisé pour déterminer si les données suivent une loi normale. Si tel est le cas ( $p > 0.05$ ), un test d'ANOVA à un facteur avec trois niveaux pour mesures répétées est réalisé (**figure 2.33**). Les trois niveaux concernent les trois conditions expérimentales : 1) sans accoudoir, 2) avec un accoudoir à 9cm, et 3) avec un accoudoir à 18cm. Ce test est interprété après la correction de Greenhouse-Geisser, utilisée si la sphéricité des données n'est pas acquise. Si l'ANOVA indique l'existence d'une différence significative entre les résultats obtenus pendant les trois conditions expérimentales ( $p < 0.05$ ), un test post-hoc avec ajustement de Bonferroni est réalisé pour déterminer entre quelles conditions la différence est présente et s'il s'agit d'une augmentation ou d'une diminution.

Si une valeur aberrante est qualifiée comme extrême, soit dépassant trois fois l'écart interquartile au-dessus du troisième quartile ou en-dessous du premier quartile, l'existence d'une différence entre les résultats obtenus dans les trois conditions expérimentales est analysé avec un test de Friedman (**figure 2.33**). Ce même test est utilisé si les résultats dans au moins une condition ne suivent pas une loi normale (Shapiro-Wilk  $p < 0.05$ ). Si une différence significative est mise en évidence ( $p < 0.05$ ) lors du test de Friedman, trois tests de Wilcoxon sont réalisés en prenant en compte une correction de Bonferroni pour éviter les faux positifs ( $p < 0.05/3 = 0.0167$ ).

Tous les tests statistiques sont réalisés avec le logiciel STATISTICA®.

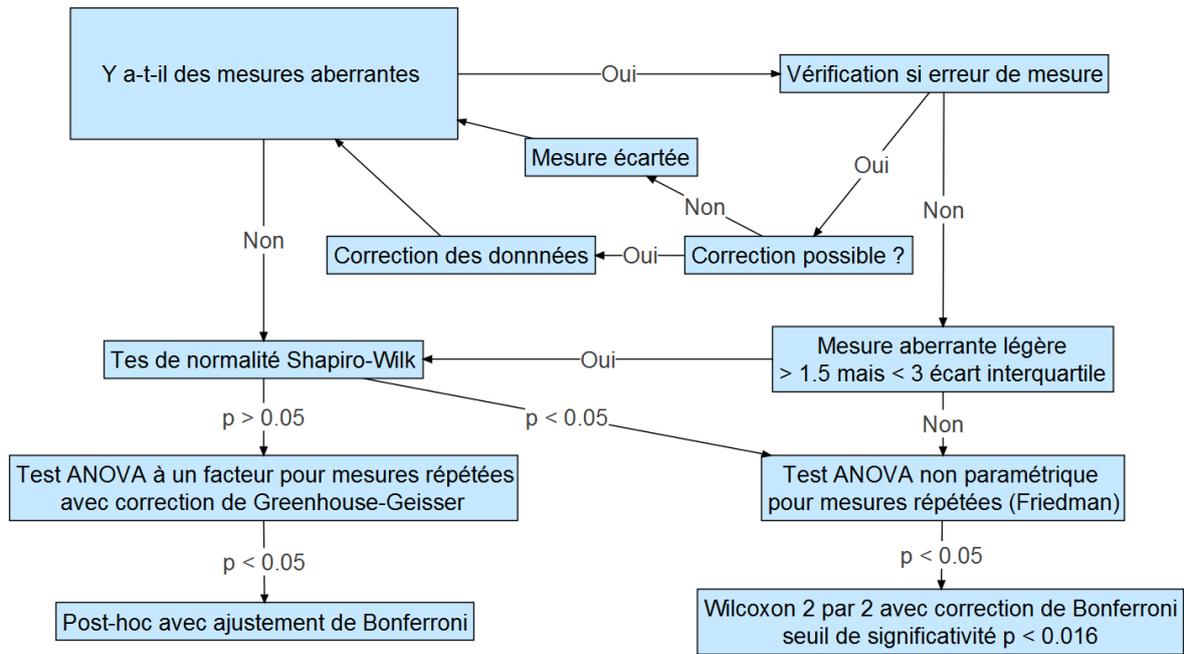


Figure 2.33. Arbre décisionnel pour déterminer le test statistique à mener sur les résultats pour chaque indicateur

## 2.7 Conclusion

Ce chapitre explique la démarche expérimentale mise en place pour étudier l'influence de l'utilisation et la hauteur d'un accoudoir sur l'exigence imposée à une personne qui se transfère. L'exigence est quantifiée à travers plusieurs indicateurs obtenus via un dispositif expérimental construit sur mesure, présenté dans ce chapitre. Trois fichiers de données brutes sont obtenus pour chaque transfert expérimental à l'aide des trois outils de mesure utilisés ; un système de capture de mouvement, plusieurs capteurs de force et un système d'électromyographie. Les données brutes enregistrées par ces outils sont traitées individuellement et ensuite des calculs sont réalisés pour obtenir les indicateurs.

Les indicateurs retenus incluent ; 1) la force de réaction résultante maximale sous chaque mains, 2) le taux de croissance maximal de la force résultante, 3) l'angle articulaire moyen de l'extension du poignet dirigeant, 4) les angles maximaux autour des trois axes de l'articulation de l'épaule, ainsi que les angles, 5) les forces et 6) les couples articulaires des épaules présents lorsque les forces externes sont maximales, 7) le taux d'utilisation musculaire (TUM) maximal et 8) l'aire sous la courbe du TUM sont étudiés pour les muscles deltoïde antérieur, grand pectoral, biceps brachial et triceps brachial des deux membres supérieurs, 9) la surface de la base de support potentielle, 10) le déplacement du centre de masse de l'ensemble formé de la tête, du tronc et du bassin ( $COM_{TTB}$ ) par rapport au repère d'appui, 11) la vitesse de déplacement du  $COM_{TTB}$ , 12) la distance de sécurité, et 13) le temps de correction disponible pour apporter des corrections à la trajectoire et/ou de la vitesse de déplacement, avant que le  $COM_{TTB}$  ne sorte de la base de support.

Pour chaque indicateur, une valeur est obtenue par participant et par condition expérimentale. Pour comparer les exigences de chaque condition expérimentale, des tests statistiques (non-) paramétriques sont utilisés.



# Chapitre 3 : Risque de développement de troubles musculo-squelettiques

Ce chapitre présente et discute les résultats de l'étude sur l'influence de l'utilisation et la hauteur de l'accoudeur sur le risque de développer des troubles musculo-squelettiques (TMS). Les douleurs musculo-squelettiques sont fréquemment observées chez les personnes atteintes d'une LMÉ et sont probablement liées à la sollicitation importante des membres supérieurs due aux activités réalisées avec le fauteuil roulant (cf. chapitre 1.2.3). La charge mécanique des transferts a fait l'objet de plusieurs études biomécaniques (cf. chapitre 1.3), mais très peu d'études se sont questionnées au sujet de l'influence qu'a l'environnement construit sur la sollicitation des membres supérieurs pendant le transfert (cf. chapitre 1.4).

Ce chapitre propose d'évaluer comment l'utilisation d'un accoudeur modifie des paramètres biomécaniques pendant le transfert, il est divisé en sept parties. Après la présentation des participants et la durée du transfert et de ses phases, les forces externes pendant le transfert latéral parallèle sont présentées. Dans la quatrième partie, les angles articulaires du poignet et de l'épaule sont présentés, puis, dans la cinquième partie les efforts internes au niveau de l'articulation de l'épaule et enfin dans la sixième partie les activités musculaires sont présentées. La septième partie propose une discussion de tous ces résultats afin de conclure sur la question posée ; est-ce que l'utilisation et la hauteur d'un accoudeur du côté cible influence le risque de développer des TMS pendant le transfert latéral parallèle ?

## 3.1 Participants

Des vingt-six participants recrutés pour cette étude (cf. chapitre 2.1), trois femmes et dix-sept hommes ont réussi à réaliser le transfert latéral parallèle en un seul déplacement du bassin. Ils sont tous atteints d'une LMÉ complète, dont un participant avait une sensibilité préservée (**tableau 3.1**). Les niveaux neurologiques de la LMÉ varient entre T3 et T11 : plus précisément, neuf participants présentent une lésion haute (proximal à T7 ; sans contrôle des muscles abdominaux) et onze une lésion basse (distal à T6 ; conservant au moins une partie du contrôle des muscles abdominaux). Les caractéristiques détaillées de chaque participant peuvent être retrouvées en **annexe 2.1**.

**Tableau 3.1.** Résumé des caractéristiques des participants

	Age (années)	Masse (kg)	Taille (cm)	Temps post- lésion (années)	Sexe (H/F)	Échelle anomalie ASIA (A/B)
<b>Moyenne</b>	43	77	177	10	17/3	19/1
<b>Écart-type</b>	12	17	9	9		
<b>Étendue</b>	25-64	51-105	163-191	1-36		

Dans ce chapitre et le prochain, présentant les résultats des expérimentations, seuls ces vingt participants sont inclus. Pour ces deux chapitres, les couleurs orange et bleue sont associées au membre supérieur dirigeant (gauche) et porteur (droit), respectivement. Lorsque des tests non paramétriques sont utilisés pour l'analyse statistique, ceci est indiqué par l'ajout d'un exposant après le texte par la mention <sup>NP</sup>. Dans les tableaux, les résultats statistiquement différents sont indiqués

avec une lettre minuscule en superscript, avec la légende explicative suivante, qui permet de préciser les différences réelles :

- a. Différence entre la condition sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm
- b. Différence entre la condition sans accoudoir et avec un accoudoir à 18cm
- c. Différence entre les conditions avec un accoudoir à 9cm et à 18cm

### 3.2 Durée du transfert

Tous les transferts réalisés par les participants sont divisés en trois grandes périodes ; la préparation, la période d'appui et la stabilisation (cf. chapitre 2.5.1, **tableau 2.2**). Dans cette étude, seule la période d'appui est analysée et est divisée en trois phases ; la phase de chargement des membres supérieurs, la phase de levée et la phase de déchargement des membres supérieurs. Cette partie du chapitre donne les durées pour la période d'appui dans son ensemble et pour chaque phase individuellement.

Le **tableau 3.2** ci-dessous montre tous les résultats concernant les durées étudiées pour le transfert. La durée de la période d'appui est comparable dans les trois conditions expérimentales, la durée est de 1850ms (1430 à 2680), 1750ms (1280 à 2250) et 1590ms (1320 à 2400) dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement. Par contre, au sein de la période d'appui, la durée des trois phases évolue en fonction de la condition expérimentale. La durée de la phase de chargement des membres supérieurs est plus longue dans la condition sans accoudoir comparée aux conditions avec un accoudoir à 9cm et à 18cm. Au contraire, la durée de la phase de levée est plus courte dans la condition sans accoudoir comparée aux conditions avec un accoudoir à 9cm et à 18cm. Enfin, la durée de la phase de déchargement est plus longue dans la condition sans accoudoir comparée aux conditions avec un accoudoir à 9cm et à 18cm.

**Tableau 3.2.** Durées de la période d'appui et des trois phases la constituant dans les trois conditions expérimentales (n = 20) (médiane (1er à 3ème quartile), moyenne (+/- écart-type)).

Durée (ms)				Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm			
Durée période d'appui <sup>NP</sup>	1850 (1430 à 2680)	1750 (1280 à 2250)	1590 (1320 à 2400)	$p = 0.0869$		
Durée phase chargement <sup>NP</sup>	650 <sup>a,b</sup> (390 à 1030)	500 <sup>a</sup> (400 à 720)	480 <sup>b</sup> (390 à 650)	$p = 0.0053$	$p = 0.0112$	$p = 0.3133$
Durée phase levée <sup>NP</sup>	520 <sup>a,b</sup> (420 à 720)	630 <sup>a</sup> (530 à 1040)	700 <sup>b</sup> (580 à 970)	$p = 0.0013$	$p = 0.0017$	$p = 0.1165$
Durée phase déchargement	631 <sup>a,b</sup> (+/- 283)	479 <sup>a</sup> (+/- 239)	441 <sup>b</sup> (+/- 219)	$p = 0.0299$	$p = 0.0049$	$p = 1$

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

**Conclusion :** Cette première partie met en évidence des changements dans l'organisation temporelle du transfert entre les transferts réalisés sans ou avec un accoudoir. Lorsqu'un accoudoir est utilisé, la durée des phases de chargement et de déchargement des membres supérieurs diminue, alors que la

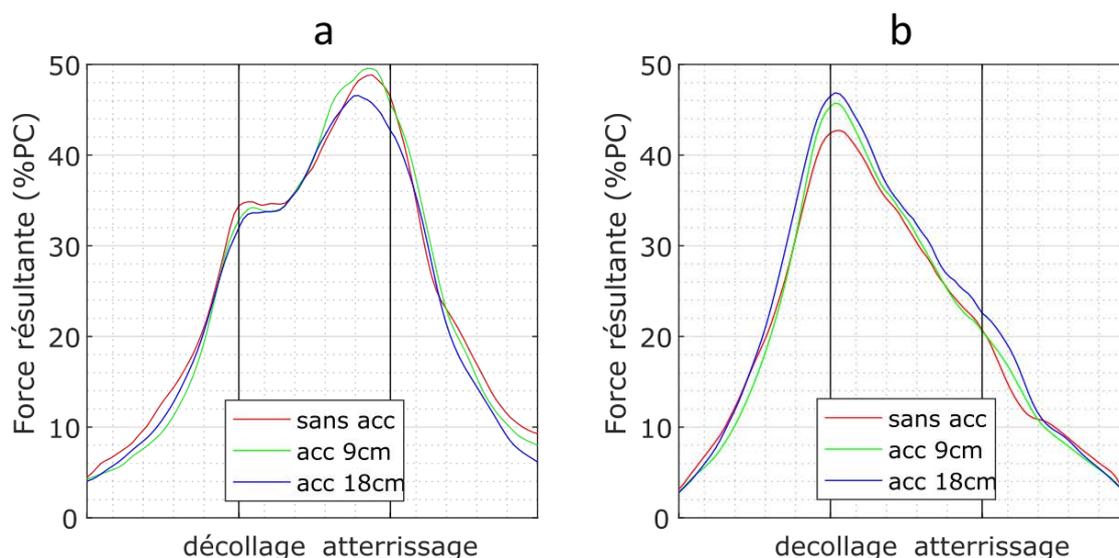
durée de la phase de levée augmente. Au total, la durée de la période d'appui demeure comparable dans les trois conditions. Une durée plus longue de la phase de levée apporte plus de temps aux participants pour déplacer le bassin en direction de l'assise cible, ainsi la vitesse de mouvement peut être réduite, ceci permet potentiellement d'améliorer le contrôle de la stabilité posturale. Néanmoins, une phase de levée plus longue nécessite aussi le support du poids du corps sur une durée prolongée, sollicitant ainsi les muscles et les articulations plus longtemps. Ce chapitre abordera davantage ces éléments en vérifiant si la sollicitation des membres supérieurs est modifiée par l'utilisation et la hauteur d'un accoudoir.

### 3.3 Efforts externes

Les TMS résultent entre autres d'une charge mécanique supérieure à la capacité fonctionnelle d'une ou plusieurs structures anatomiques (cf. chapitre 1.2.3.1). Un premier indicateur de la charge mécanique pendant le transfert est la force de réaction entre la main et la surface d'appui. Lors d'un transfert en pivot vers une assise cible plus élevée que l'assise initiale, la force de réaction sous la main porteuse augmente et celle sous la main dirigeante diminue, par rapport à ces forces présentes sous ces mains lors du transfert vers une assise cible de même hauteur (Gagnon et al., 2008b). Lors du transfert vers une surface cible plus élevée, la main dirigeante est positionnée à une hauteur plus élevée, comme c'est le cas quand le transfert se réalise avec un accoudoir du côté cible. Pour cette raison, il est attendu que la force de réaction augmente sous la main porteuse et diminue sous la main dirigeante, lorsqu'un accoudoir est présent du côté cible, par rapport à la condition sans accoudoir.

#### 3.3.1 Forces résultantes maximales sous les deux mains

La force résultante maximale arrive d'abord sous la main porteuse ( $F_{RESmax1}$ ) autour du décollage (**figure 3.1a**), puis sous la main dirigeante ( $F_{RESmax2}$ ), un peu avant l'atterrissage (**figure 3.1b**). Cette chronologie a également été relevée dans le transfert en pivot (cf. chapitre 1.3.2.2). Les valeurs des  $F_{RESmax}$  atteintes sont proches de la moitié du poids du corps (PC). Les courbes individuelles de chaque participant sont consultables en annexe (**annexe 3.1a et 3.1b**).



**Figure 3.1.** Force résultante sous les mains pendant la période d'appui dans les trois conditions expérimentales, moyenne du groupe (n = 20). (a) Sous la main dirigeante, (b) sous la main porteuse. (Courbes individuelles : annexe 3.1a et 3.1b)

### 3.3.1.1 Force maximale résultante sous la main porteuse

La  $F_{RESmax1}$  sous la main porteuse est plus basse dans la condition sans accoudoir (44%PC (+/-5)), comparée aux conditions avec un accoudoir à 9cm (47%PC (+/-4),  $p = 0.0007$ ) et à 18cm (48%PC (+/-3),  $p < 0.0001$ ) (**tableau 3.3**). La  $F_{RESmax1}$  sous la main porteuse est comparable dans les conditions avec un accoudoir à 9cm et à 18cm ( $p = 0.3187$ ). Ces résultats sont en cohérence avec ce qui était attendu et confirment que la  $F_{RESmax}$  augmente sous la main porteuse lorsque la main dirigeante est positionnée sur une surface plus élevée que la main porteuse.

### 3.3.1.2 Force maximale résultante sous la main dirigeante

Sous la main dirigeante, la  $F_{RESmax2}$  est plus élevée dans la condition sans accoudoir (51%PC (+/-6)), comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm (49%PC (+/-5),  $p = 0.0142$ ) tel qu'attendu (**tableau 3.3**). En plus, les résultats montrent que la  $F_{RESmax2}$  est également plus élevée dans la condition avec un accoudoir à 9cm (52%PC (+/-5)) par rapport à la condition avec un accoudoir à 18cm ( $p = 0.0049$ ). Par ailleurs, la  $F_{RESmax2}$  demeure comparable dans les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm ( $p = 1$ ). Ces résultats indiquent que la  $F_{RESmax2}$  diminue seulement lorsque la main dirigeante est positionnée à une hauteur relativement élevée (18cm plus haut que la main porteuse), alors qu'elle reste comparable lorsque la main dirigeante est positionnée à une hauteur plus basse (< à 10cm au-dessus de la main porteuse).

### 3.3.1.3 Instant d'apparition des $F_{RESmax}$ sous les deux mains

La  $F_{RESmax1}$  sous la main porteuse est atteinte quasi-immédiatement après le décollage dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.2291$ ). Cet instant est atteint à 103% (+/-10), 102% (+/-7) et 105% (+/-8) de la durée relative totale du transfert, dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement. (cf. chapitre 2.5.1.2 pour la normalisation temporelle du transfert).

La  $F_{RESmax2}$  sous la main dirigeante est atteinte quelque peu avant la fin de la phase de levée dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.2687$ ). Cet instant est atteint à 190% (+/-12), 184% (+/-13), et 187% (+/-13) de la durée relative totale du transfert, dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement.

### 3.3.1.4 Comparaison des forces résultantes maximales sous les deux mains

Contrairement à ce qui est rapporté sur le transfert en pivot, la  $F_{RESmax2}$  sous la main dirigeante s'avère plus importante que la  $F_{RESmax1}$  sous la main porteuse. Ce constat est confirmé par un test statistique (ANOVA pour mesures répétées à deux facteurs (rôle \*  $F_{RESmax}$ )) dans les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm ( $p < 0.0001$  pour les deux conditions). Dans la condition avec un accoudoir à 18cm, les deux mains supportent des  $F_{RESmax}$  comparables ( $p = 0.70$ ).

### 3.3.1.5 Interprétation

Ce paragraphe montre que les  $F_{RESmax}$  sous les deux mains atteignent presque la moitié du poids du corps. Par contre, les différences constatées à travers les conditions expérimentales demeurent relativement faibles (< à 5%PC) et pourraient se situer à l'intérieur d'une marge d'erreur de mesure, surtout considérant la variabilité dans la performance des transferts. Cependant, considérant le nombre d'essais expérimentaux (c'est à dire un essai par condition), il s'avère impossible de quantifier avec précision cette erreur. Toutefois, une charge supplémentaire, même faible, pourrait être délétère à long terme, surtout lorsqu'elle est répétée de nombreuses fois, tel le transfert assis.

### 3.3.2 Taux de croissance

Un deuxième élément analysé, pour rendre compte du risque de développer des TMS aux membres supérieurs lors du transfert, est le taux de croissance. Le taux de croissance pendant le transfert n'a pas encore fait l'objet d'études biomécaniques. Il est attendu que le taux de croissance pour le membre porteur augmente quand un accoudoir est présent, car lorsqu'un accoudoir est utilisé, la  $F_{RESmax1}$  augmente sous la main porteuse et la durée de la phase de chargement des membres supérieurs est plus courte.

Le taux de croissance instantanée ( $TCI$ ) de la force résultante est calculé à chaque instant de mesure entre le début et la fin de la période d'appui et seul le taux le plus élevé ( $TCI_{max}$ ) est retenu pour l'analyse. Le  $TCI_{max}$  est atteint pendant la phase de chargement des membres supérieurs pour la main porteuse. Pour la main dirigeante, ceci est également le cas dans la plupart des transferts (49/60 transferts analysés). Puisque le  $TCI_{max}$  est obtenu pour la totalité de la période d'appui, cet indicateur est parfois atteint plus proche de l'atterrissage (11/60 transferts analysés) pour le membre dirigeant.

#### 3.3.2.1 Taux de croissance maximal au membre dirigeant

Pour le membre supérieur dirigeant, le  $TCI_{max}$  demeure comparable entre la condition sans accoudoir (1059 N/s (841 à 1714)) et les conditions avec un accoudoir à 9cm (1156 N/s (917 à 1814), ( $p = 0.9405^{NP}$ ) et à 18cm (1053 N/s (645 à 1349),  $p = 0.0187^{NP}$ ) (**tableau 3.3**). Le  $TCI_{max}$  est plus élevé dans la condition avec un accoudoir à 9cm, comparé à la condition avec un accoudoir à 18cm ( $p = 0.0022^{NP}$ ).

#### 3.3.2.2 Taux de croissance maximal au membre porteur

Pour le membre supérieur porteur, le  $TCI_{max}$  est comparable dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.1572^{NP}$ ) et atteint 1043 N/s (783 à 1680), 1394 N/s (1074 à 1857) et 1442 N/s (963 à 1935) dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement (**tableau 3.3**).

**Tableau 3.3.** Statistiques des résultats de l'analyse des efforts externes sur les deux membres ( $n = 20$ ) (moyenne (+/- écart-type), médiane (1er à 3ème quartile))

	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
$F_{RESmax2}$ membre dirigeant (%PC)	51 <sup>b</sup> (+/-6)	52 <sup>c</sup> (+/-5)	49 <sup>b,c</sup> (+/-5)	$p = 1$	$p = 0.0142$	$p = 0.0049$
$TCI_{max}$ membre dirigeant (N/s) <sup>NP</sup>	1059 (841 à 1714)	1156 <sup>c</sup> (917 à 1814)	1053 <sup>c</sup> (645 à 1349)	$p = 0.9405$	$p = 0.0187$	$p = 0.0022$
$F_{RESmax1}$ membre porteur (%PC)	44 <sup>a,b</sup> (+/-5)	47 <sup>a</sup> (+/-4)	48 <sup>b</sup> (+/-3)	$p = 0.0007$	$p < 0.0001$	$p = 0.3187$
$TCI_{max}$ membre porteur (N/s) <sup>NP</sup>	1043 (783 à 1680)	1394 (1074 à 1857)	1442 (963 à 1935)		$p = 0.1572$	

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

#### 3.3.2.3 Interprétation

Cette étude est la première à rapporter le taux de croissance de la force résultante pendant le transfert latéral. Le  $TCI_{max}$  montre une grande variabilité, cette variabilité est aussi observée dans

l'étude du taux de croissance lors de la propulsion en fauteuil roulant (FR) (Koontz et al., 2005). Le  $TCl_{max}$  observé dans la présente étude est supérieur au  $TCl_{max}$  rapporté pour la propulsion du FR en phase stabilisée (608N/s (+/-134) et équivalent au  $TCl_{max}$  pendant le démarrage de la propulsion du FR (1058N/s (+/-1101)) (Koontz et al., 2005).

Au niveau du membre dirigeant, le  $TCl_{max}$  diminue avec l'utilisation d'un accoudoir à 18cm, ceci est cohérent avec la diminution de la  $F_{RESmax2}$  sous la main dirigeante dans cette condition. Au niveau du membre porteur, le  $TCl_{max}$  augmente, mais cette augmentation n'est pas confirmée par le test statistique. Il était attendu que le  $TCl_{max}$  augmente pour le membre porteur, car la  $F_{RESmax1}$  augmente et la durée de la phase de chargement des membres supérieurs diminue dans les conditions avec un accoudoir par rapport à la condition sans accoudoir. Il est possible que le  $TCl_{max}$  demeure comparable dans les trois conditions expérimentales pour le membre porteur si la croissance de la  $F_{RES}$  est plus régulière. Afin de déterminer si ceci est le cas, une analyse des courbes du taux de croissance pourrait être réalisée. Ce résultat semble montrer que l'utilisation d'un accoudoir pourrait atténuer le  $TCl$  pour le membre porteur, malgré une  $F_{RESmax}$  plus élevée.

**Conclusion :** La  $F_{RESmax1}$ , sous la main porteuse, est atteinte quelque peu après le décollage et la  $F_{RESmax2}$ , sous la main dirigeante, quelque peu avant l'atterrissage. La  $F_{RESmax1}$  augmente légèrement lorsqu'un accoudoir est utilisé, mais reste comparable lors du changement de la hauteur de cet accoudoir. La  $F_{RESmax2}$  diminue lorsqu'un accoudoir à 18cm est utilisé. Un accoudoir bas (<10cm) ne permet pas de diminuer la  $F_{RESmax2}$  de façon significative. Les différences constatées sont faibles (< à 5%PC), mais peuvent avoir une importance, surtout dans le cadre des transferts qui sont répétés de nombreuses fois par jour et restent nécessaires tout au long de la vie, afin de maintenir l'autonomie des personnes vivant avec une LMÉ.

Le  $TCl_{max}$  atteint des valeurs du même ordre que le  $TCl_{max}$  rapporté pour le démarrage de la propulsion du FR. Le  $TCl_{max}$  est semblable dans les trois conditions expérimentales pour le membre porteur, malgré le changement dans le pic des forces résultantes, montrant potentiellement que l'utilisation d'un accoudoir peut atténuer le  $TCl$ . Le  $TCl_{max}$  est le plus bas dans la condition avec un accoudoir à 18cm pour le membre dirigeant, probablement provoqué par la  $F_{RESmax2}$  moins élevée dans cette condition.

### 3.4 Angles articulaires

Dans le cadre de l'analyse du risque de développement de TMS, cette partie du chapitre présente les résultats des angles articulaires uniquement pour les poignets et les épaules, deux articulations à risque élevé de développer des TMS (cf. chapitre 1.2.3.1). Au niveau du poignet, l'extension est rapportée comme potentiellement dangereuse, étant proche des limites d'amplitudes physiologiques pendant le transfert (cf. chapitre 1.3.3.3). Au niveau de l'épaule, c'est la combinaison des mouvements de flexion, abduction et de rotation interne qui est typiquement associée au risque de développement de TMS, entre autres via un rétrécissement de l'espace sous-acromial (cf. chapitre 1.2.3.1). Cette partie du chapitre présente d'abord les formes des mains utilisées et l'angle d'extension du poignet dirigeant, ensuite, le deuxième paragraphe donne les résultats des angles articulaires pour les trois degrés de liberté de l'épaule.

### 3.4.1. Extension du poignet

Dans cette étude, les participants ont choisi la forme des mains pour prendre appui sur les surfaces instrumentées, contrairement aux études antérieures qui ont demandé aux participants d'opter obligatoirement pour une technique d'appui avec les mains à plat. En fait, la forme de main spontanément choisie par les participants a souvent été différente de la main à plat (cf. chapitre 1.5.2). Cette partie présente d'abord les formes de main utilisées par les participants. Ensuite, elle compare l'angle d'extension moyen pendant la phase de levée pour les trois conditions expérimentales pour le poignet dirigeant (côté où l'accoudoir est présent), afin de déterminer si l'utilisation d'un accoudoir modifie l'angle d'extension du poignet comparé à celui choisi spontanément.

#### 3.4.1.1. Forme de main

Pour prendre en compte l'influence de la forme de la main choisie sur l'angle d'extension du poignet, les vidéos numériques prises lors des expérimentations sont analysées. Cinq formes de main différentes sont utilisées par les participants sur une surface plate (**tableau 3.4**, cf. **figure 1.25** chapitre 1.2.5 pour les formes de main). Lorsque la condition expérimentale prévoyait un accoudoir, ce dernier devait obligatoirement être saisi avec la main dirigeante pour réaliser le transfert.

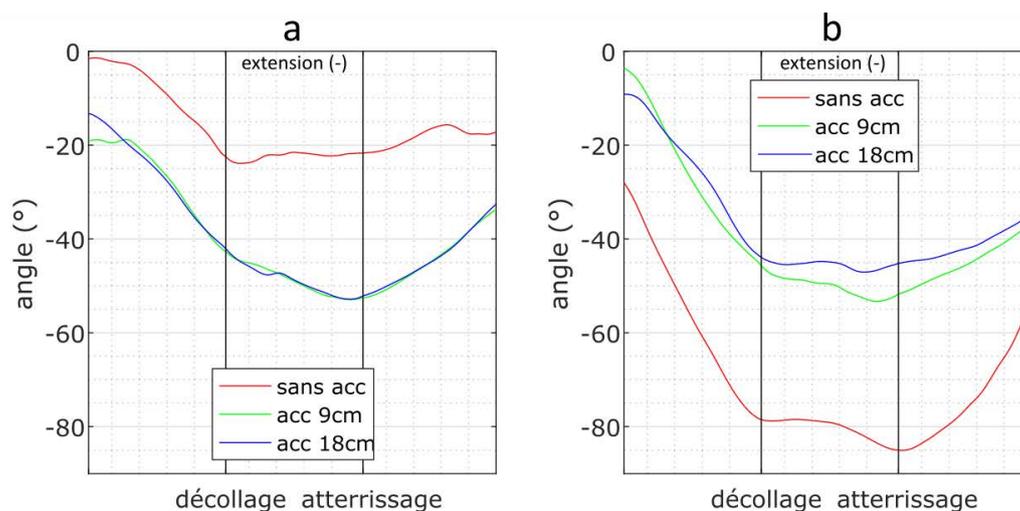
**Tableau 3.4.** Utilisation des formes de main pendant le transfert dans les trois conditions expérimentales (n = 20)

	Main dirigeante			Main porteuse		
	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm
<b>Poing</b>	50%			70%	65%	60%
<b>Semi-poing</b>	10%			5%	10%	15%
<b>Toit</b>	15%			10%	20%	15%
<b>Plat</b>	10%			5%	0%	0%
<b>Enveloppe</b>	15%			10%	5%	10%
<b>Serre accoudoir</b>		100%	100%			

Les formes de main "poing", "semi-poing" et "toit" positionnent le poignet dans un angle d'extension faible, proche de la position neutre (0°). Alors que les formes "plat" et "enveloppe" positionne le poignet dans un angle d'extension qui s'approche de la limite physiologique (85° à 90°). En fonction de la forme utilisée par la main dirigeante dans la condition sans accoudoir, les vingt participants sont divisés en deux groupes. Un groupe (n = 15) contient les participants qui utilisent une forme de main à poignet élevé (poing, semi-poing et toit), l'autre groupe (n = 5) contient les participants qui utilisent une forme de main à poignet bas (plat et enveloppe).

#### 3.4.1.2 Angle d'extension moyen du poignet dirigeant pendant la phase de levée

Le poignet dirigeant se situe en extension pendant toute la phase de levée et évolue peu (~10°) pour les deux groupes de participants (**figure 3.2**, **annexe 3.2**). En conséquence, l'angle moyen est calculé pendant la phase de levée comme indicateur de la position du poignet pendant le transfert.



**Figure 3.2.** Courbes moyennes pour l'extension du poignet dirigeant pendant la période d'appui dans les trois conditions expérimentales. **(a)** Angle d'extension du groupe de participants utilisant une forme de main à poignet élevé ( $n = 15$ ), **(b)** angle d'extension du groupe de participants utilisant une forme de main à poignet bas ( $n = 5$ ). (Courbes individuelles : **annexe 3.2**)

Pour le groupe qui utilise une forme de main à poignet élevé ( $n = 15$ ), l'angle d'extension moyen est plus élevé dans la condition sans accoudoir ( $22^\circ$  (+/- 13)), comparé aux conditions avec un accoudoir à 9cm ( $49^\circ$  (+/- 11),  $p < 0.0001$ ) et à 18cm ( $49^\circ$  (+/- 9),  $p < 0.0001$ ) (**tableau 3.5**). L'angle d'extension moyen est comparable dans les conditions avec un accoudoir à 9cm et à 18cm ( $p = 1$ ).

Dans le groupe qui utilise une forme de main à poignet bas ( $n = 5$ ), l'angle d'extension a tendance à diminuer lorsqu'un accoudoir est utilisé, il s'élève à  $83^\circ$  (72 à 88) dans la condition sans accoudoir et à  $53^\circ$  (45 à 63) et  $50^\circ$  (45 à 55) dans les conditions avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement (**tableau 3.5**). Cette tendance n'est pas confirmée par le test statistique ( $p > 0.0167$ ).

**Tableau 3.5.** Angle d'extension du poignet dirigeant. Les participants sont séparés en deux groupes ; un groupe utilisant une forme de main à poignet élevé ( $n = 15$ ) (moyenne (+/- écart type)) et un groupe utilisant une forme à poignet bas ( $n = 5$ ) (médiane (1er à 3ème quartile))

Angle (°)	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
	Extension poignet dirigeant élevé	22 <sup>a,b</sup> (+/- 13)	49 <sup>a</sup> (+/- 11)	49 <sup>b</sup> (+/- 9)	$p < 0.0001$	$p < 0.0001$
Extension poignet dirigeant bas <sup>NP</sup>	83 (72 à 88)	53 (45 à 63)	50 (45 à 55)	$p = 0.0431$	$p = 0.0431$	$p = 0.2249$

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

### 3.4.1.3 Interprétation

Les résultats de l'analyse de l'angle d'extension du poignet dirigeant montrent que la présence de l'accoudoir amène les participants à utiliser un même angle d'extension ( $\sim 50^\circ$ ). Cet angle dépasse  $33^\circ$  d'extension, identifié comme produisant une augmentation de la pression dans le canal carpien (cf. chapitre 1.5.2). Les formes de main à poignet élevé aboutissent à un angle d'extension du poignet

moins élevé que lorsqu'un accoudoir est utilisé et reste même en-dessous de l'angle de 33° supposé être nocif pour l'articulation. Les angles d'extension retrouvés dans cette étude pour les participants qui utilisent une forme de main à poignet bas sont en cohérence avec ceux retrouvés dans la littérature (85-90°) (cf. chapitre 1.3.3.3).

La majorité des participants ont choisi une forme de main à poignet élevé dans la condition sans accoudoir, montrant que les participants ont spontanément opté pour une position de poignet avec un angle d'extension faible. Néanmoins, un quart des participants ont utilisé une forme de main à poignet bas, provoquant une position en extension maximale forcée. Il est à noter que trois participants (sur les cinq participants dans le groupe utilisant une forme à poignet bas) ont choisi une forme de main en enveloppe, dans laquelle les articulations métacarpo- et interphalangiennes sont fléchies. Ceci relâche la tension musculo-tendineuse des muscles fléchisseurs des doigts (poly-articulaires), car ceux-ci sont détendus sur leur partie traversant la face palmaire de la main. La forme de main en enveloppe permet ainsi de minimiser la pression au sein du canal carpien, malgré une position en extension maximale forcée.

L'utilisation d'une forme de main à poignet élevé permet d'allonger quelque peu la longueur utile des membres supérieurs. Ceci permettrait de soulever le bassin avec plus d'aisance, car le ratio longueur des membres supérieurs par rapport à la longueur du tronc augmente. Il est possible que les personnes qui choisissent une forme de main à poignet bas ont un ratio longueur des membres supérieurs / longueur du tronc plus grand que ceux qui choisissent une forme de main à poignet élevé. Ainsi, les participants qui utilisent une forme de main à poignet bas ont une aisance comparable aux participants qui utilisent une forme de main à poignet élevé. Malheureusement, dans la présente étude la longueur du tronc n'a pas été mesurée, une vérification de cette hypothèse ne peut être réalisée.

Une autre explication de l'utilisation d'une forme de main à poignet bas, malgré l'angle d'extension élevée, est que ces formes de main (plat, enveloppe) permettraient d'améliorer le contrôle postural. Une forme de main à poignet bas maintiendrait le centre de masse plus proche de la surface d'appui. Une telle position du centre de masse, plus basse, peut améliorer l'état de stabilité, la forme de main à poignet bas constitue ainsi une possibilité de moduler l'état de stabilité. De plus, la surface de contact entre la main et la surface d'appui est augmentée lorsque la main est positionnée à plat ou en enveloppe, augmentant ainsi les informations sensorielles pouvant être relevées par la main. Ceci peut avoir un effet positif sur la capacité de la personne à contrôler la stabilité posturale.

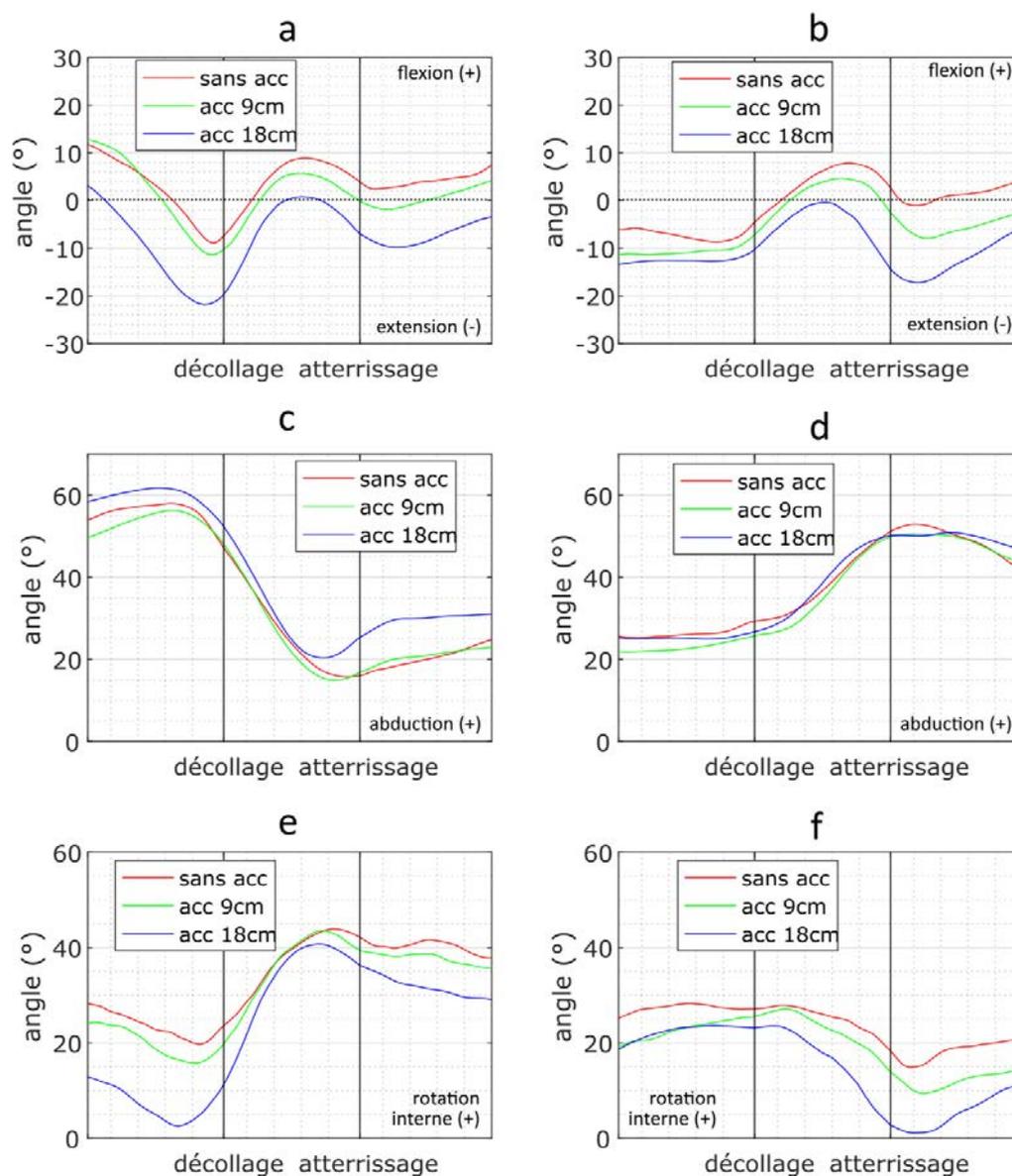
Toutes ces hypothèses indiquent l'intérêt de développer des études spécifiques, afin de mieux comprendre le rôle de la main lors du transfert.

### 3.4.2 Angles articulaires de l'épaule

La deuxième articulation à haut risque de développer des TMS est celle de l'épaule. Plus particulièrement la combinaison d'une position en flexion, abduction et rotation interne est soupçonnée de favoriser le développement de TMS à l'épaule. Ce paragraphe est divisé en trois parties, d'abord les mouvements réalisés selon les trois axes de l'articulation de l'épaule sont décrits. Ensuite, les angles articulaires extrêmes, ainsi que ceux observés lorsque les  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  sont atteintes, sont comparés pour les trois conditions expérimentales. Enfin, les résultats sont interprétés et discutés.

### 3.4.2.1 Description des mouvements des épaules dirigeante et porteuse

La **figure 3.3a-f** montre les courbes des angles articulaires aux deux épaules pendant la période d'appui, dans les trois conditions expérimentales.



**Figure 3.3.** Courbes moyennes ( $n = 20$ ) des angles articulaires des épaules selon ses trois axes pendant la période d'appui dans les trois conditions expérimentales : (a) flexion (+) / extension (-) épaule dirigeante, (b) flexion (+) / extension (-) épaule porteuse, (c) abduction (+) / adduction (-) épaule dirigeante, (d) abduction (+) / adduction (-) épaule porteuse, (e) rotation interne (+) / externe (-) épaule dirigeante, (f) rotation interne (+) / externe (-) épaule porteuse (Courbes individuelles : **annexe 3.3a-f**)

Les deux épaules réalisent une flexion dans la première moitié de la phase de levée et une extension dans la deuxième moitié de cette phase (**figure 3.3a-b**). Les angles maximaux de flexion et d'extension restent inférieurs à 60°, rapporté comme potentiellement nocif (**figure 3.3a-b, annexe 3.3a-b**). Les mouvements d'abduction et d'adduction sont inversés pour les deux épaules. Pendant la phase de levée, l'épaule dirigeante réalise une adduction et l'épaule porteuse une abduction (**figure 3.3c-d**). Les deux épaules se situent en abduction tout au long de la période d'appui, l'angle maximal d'abduction peut atteindre, et dépasser légèrement, 60° dans les deux épaules (**annexe 3.3c-d**). Pour l'épaule dirigeante, l'angle d'abduction maximal est atteint proche de l'instant du décollage, et pour l'épaule porteuse, l'angle d'abduction maximal est atteint proche de l'instant de l'atterrissage. Quant aux rotations, les épaules se situent le plus souvent en rotation interne (**figure 3.3e-f, annexe 3.3e-f**). Pendant la phase de levée, l'épaule dirigeante réalise une rotation interne, alors que l'épaule porteuse réalise une rotation externe.

### 3.4.2.2 Comparaison des angles articulaires des épaules

Afin de déterminer si les mouvements des épaules sont influencés par l'utilisation et la hauteur d'un accoudoir, l'analyse des angles articulaires des épaules se porte sur les angles articulaires maximaux et ceux présents lorsque les  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  sont atteintes. Ces dernières sont pertinentes, car elles correspondent aux angles articulaires spécifiques lorsque la sollicitation des membres supérieurs est maximale.

#### ▪ *Angles maximaux à l'épaule dirigeante*

Les différences moyennes pour les angles maximaux à l'épaule dirigeante restent le plus souvent inférieures à 10° (**tableau 3.6**). Ces différences sont susceptibles d'être situées à l'intérieur de la marge d'erreur de mesure (Engdahl and Gates, 2018). Toutefois, l'angle maximal d'extension est plus petit dans les conditions sans accoudoir (-10° (+/- 13)) et avec un accoudoir à 9cm (-13° (+/-13)), comparé à la condition avec un accoudoir à 18cm (-23° (+/- 11),  $p < 0.0001$ ). Aussi, l'angle minimal de rotation interne est plus grand dans la condition sans accoudoir (23° (+/- 19)) comparé à celui dans la condition avec un accoudoir à 18cm (11° (+/- 21),  $p < 0.0001$ ). Cette analyse montre que l'angle maximal d'extension de l'épaule dirigeante augmente et celui de rotation interne diminue dans la condition avec un accoudoir à 18cm comparée à la condition sans accoudoir.

#### ▪ *Angle à l'instant $F_{RESmax1}$ autour du décollage à l'épaule dirigeante*

Lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte sous la main porteuse, l'épaule dirigeante se rapproche de la position neutre pour les rotations dans la condition avec un accoudoir à 18cm (15° (+/- 20)), comparée à la condition sans accoudoir (25° (+/- 18),  $p < 0.0001$ ) (**tableau 3.6**). Pour les autres degrés de liberté, les différences observées restent inférieures au seuil minimal défini (10°).

#### ▪ *Angle à l'instant $F_{RESmax2}$ autour de l'atterrissage à l'épaule dirigeante*

Lorsque la  $F_{RESmax2}$  est atteinte sous la main dirigeante, l'épaule dirigeante se situe dans une position comparable dans les trois conditions expérimentales (**tableau 3.6**). Malgré la mise en évidence de différences significatives, les différences moyennes restent inférieures à 10°.

**Tableau 3.6.** Angles articulaires de l'épaule dirigeante (angle en °) dans les trois conditions expérimentales (moyenne (+/- écart-type), médiane (1<sup>er</sup> à 3<sup>ème</sup> quartile)) (n = 20).

Angle (°)		Épaule dirigeante			Statistiques		
		Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
Flexion/extension	Flexion maximale	10 <sup>a,b</sup> (+/- 8)	7 <sup>a,c</sup> (+/- 9)	2 <sup>b,c</sup> (+/- 8)	p = 0.006	p < 0.0001	p < 0.0001
	Extension maximale	-10 <sup>b</sup> (+/- 13)	-13 <sup>c</sup> (+/- 13)	-23 <sup>b,c</sup> (+/- 11)	p = 0.31	<b>p &lt; 0.0001</b>	<b>p &lt; 0.0001</b>
	Position à l'instant $F_{RESmax1}^{NP}$	-4 <sup>a,b</sup> (-15 à 2)	-4 <sup>a,c</sup> (-22 à -1)	-13 <sup>b,c</sup> (-26 à -10)	p = 0.0057	p < 0.0001	p = 0.0002
	Position à l'instant $F_{RESmax2}$	5 <sup>a,b</sup> (+/-6)	3 <sup>a,c</sup> (+/-8)	-4 <sup>b,c</sup> (+/-8)	p = 0.0125	p < 0.0001	p < 0.0001
Ab/adduction	Abduction maximale	60 (+/- 7)	57 <sup>c</sup> (+/- 8)	63 <sup>c</sup> (+/- 7)	p = 0.09	p = 0.1	p = 0.0002
	Position à l'instant $F_{RESmax1}$	46 <sup>b</sup> (+/-8)	48 <sup>c</sup> (+/- 8)	51 <sup>b,c</sup> (+/-8)	p = 1	p = 0.0031	p = 0.0395
	Position à l'instant $F_{RESmax2}$	16 <sup>b</sup> (+/-8)	15 <sup>c</sup> (+/-7)	22 <sup>b,c</sup> (+/-6)	p = 1	p < 0.0001	p < 0.0001
Rotation	Rotation interne maximale	45 <sup>b</sup> (+/- 19)	46 <sup>c</sup> (+/- 17)	43 <sup>b,c</sup> (+/- 20)	p = 1	p = 0.028	p = 0.007
	Rotation interne minimale	23 <sup>b</sup> (+/- 19)	20 <sup>c</sup> (+/- 18)	11 <sup>b,c</sup> (+/- 21)	p = 0.09	<b>p &lt; 0.0001</b>	p < 0.0001
	Position à l'instant $F_{RESmax1}$	25 <sup>a,b</sup> (+/-18)	21 <sup>a,c</sup> (+/-17)	14 <sup>b,c</sup> (+/-19)	p = 0.0132	<b>p &lt; 0.0001</b>	p = 0.0002
	Position à l'instant $F_{RESmax2}^{NP}$	45 <sup>b</sup> (37 à 53)	44 (38 à 49)	44 <sup>b</sup> (30 à 47)	p = 0.1672	p = 0.0019	p = 0.0304

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

**En rouge**, les différences moyennes dépassant 10°

(Une valeur **p en gras** indique une différence significative et une différence moyenne supérieure à 10° entre les conditions expérimentales)

▪ **Angles maximaux à l'épaule porteuse**

Au niveau de l'épaule porteuse, seul l'angle minimal de rotation interne atteint une différence moyenne supérieure à 10° (**tableau 3.7**). L'angle de rotation interne de l'épaule porteuse est plus grand dans les conditions sans accoudoir (17° (+/-17)) et avec un accoudoir à 9cm (12° (+/-17)), comparé à cet angle dans la condition avec un accoudoir à 18cm (2° (+/-17), p < 0.0001).

▪ **Angles à l'instant  $F_{RESmax1}$  autour du décollage à l'épaule porteuse**

Lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte sous la main porteuse, les angles articulaires selon les trois axes du repère articulaire de l'épaule porteuse sont comparables dans les trois conditions expérimentales (p > 0.05 ou différences moyennes < 10°) (**tableau 3.7**).

▪ **Angles à l'instant  $F_{RESmax2}$  autour de l'atterrissage à l'épaule porteuse**

Lorsque la  $F_{RESmax2}$  est atteinte sous la main dirigeante, l'angle d'extension à l'épaule porteuse est plus petit dans la condition sans accoudoir (5° (+/- 18)), comparé à la condition avec un accoudoir à 18cm

(-9° (+/- 18),  $p < 0.0001$ ) (**tableau 3.7**). En même temps, l'épaule porteuse présente un angle de rotation interne plus grand dans les conditions sans accoudoir (20° (+/- 17)) et avec un accoudoir à 9cm (17° (+/-18)), comparé à la condition avec un accoudoir à 18cm (7° (+/- 17)),  $p < 0.0001$ ).

**Tableau 3.7.** Positions articulaires de l'épaule porteuse (angle en °) dans les trois conditions expérimentales (moyenne (+/- écart-type), médiane (1<sup>er</sup> à 3<sup>ème</sup> quartile)) (n = 20).

Angle (°)		Épaule porteuse			Statistiques		
		Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
Flexion/extension	Flexion maximale <sup>NP</sup>	11 <sup>b</sup> (-3 à 22)	8 <sup>c</sup> (-8 à 17)	2 <sup>b,c</sup> (-11 à 10)	p = 0.08	p = 0.0005	p = 0.0001
	Extension maximale	-11 <sup>b</sup> (+/- 8)	-13 <sup>c</sup> (+/- 9)	-16 <sup>b,c</sup> (+/- 8)	p = 0.3	p = 0.0003	p = 0.03
	Position à l'instant $F_{RESmax1}$	-4 <sup>a,b</sup> (+/-9)	-7 <sup>b,c</sup> (+/-10)	-9 <sup>b,c</sup> (+/-9)	p = 0.0281	p < 0.0001	p = 0.0221
	Position à l'instant $F_{RESmax2}$	5 <sup>b</sup> (+/-18)	2 <sup>c</sup> (+/-16)	-9 <sup>b,c</sup> (+/-18)	p = 0.4360	<b>p &lt; 0.0001</b>	<b>p &lt; 0.0001</b>
Ab/adduction	Abduction maximale	55 <sup>a</sup> (+/- 9)	52 <sup>a</sup> (+/- 10)	53 (+/- 10)	p = 0.03	p = 0.62	p = 0.53
	Position à l'instant $F_{RESmax1}$	29 <sup>a</sup> (+/-6)	26 <sup>a</sup> (+/-6)	27 (+/-7)	p = 0.0024	p = 0.0786	p = 0.5762
	Position à l'instant $F_{RESmax2}$	49 (+/-9)	47 (+/-10)	49 (+/-11)		p = 0.1674	
Rotation	Rotation interne maximale	30 <sup>b</sup> (+/- 16)	29 <sup>c</sup> (+/- 17)	25 <sup>b,c</sup> (+/- 15)	p = 1	p = 0.0014	p = 0.0055
	Rotation interne minimale	17 <sup>b</sup> (+/- 17)	12 <sup>c</sup> (+/- 17)	2 <sup>b,c</sup> (+/- 17)	p = 0.088	<b>p &lt; 0.0001</b>	<b>p &lt; 0.0001</b>
	Position à l'instant $F_{RESmax1}$	27 <sup>b</sup> (+/-16)	26 (+/-16)	24 <sup>b</sup> (+/-16)	p = 0.8736	p = 0.0043	p = 0.0698
	Position à l'instant $F_{RESmax2}$	20 <sup>b</sup> (+/-17)	17 <sup>c</sup> (+/-18)	7 <sup>b,c</sup> (+/-17)	p = 0.3940	<b>p &lt; 0.0001</b>	<b>p &lt; 0.0001</b>

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

**En rouge**, les différences moyennes dépassant 10°

(Une valeur **p en gras** indique une différence significative et une différence moyenne supérieure à 10° entre les conditions expérimentales)

### 3.4.2.3 Interprétation

Cette partie montre que pendant le transfert latéral parallèle, l'angle de flexion/extension des deux épaules reste inférieur à 60°, sachant qu'un dépassement de l'angle de 60° de flexion est considéré défavorable dans le cadre du développement d'un conflit sous-acromial. Par contre, l'angle d'abduction des deux épaules peut atteindre, et légèrement dépasser, cet angle de 60°, rétrécissant potentiellement l'espace sous-acromial (cf. chapitre 1.2.3.1). Aussi, les deux épaules se situent le plus souvent en rotation interne, alors qu'un angle de rotation externe serait favorable dans le cadre de la prévention du conflit sous-acromial (cf. chapitre 1.2.3.1).

Lorsque les  $F_{RESmax}$  sont atteintes, les angles articulaires d'abduction sont inférieurs à 60°, ce qui indique que quand la sollicitation des membres supérieurs est maximale, l'angle d'abduction est tel qu'il ne présente pas un risque important au conflit sous-acromial. À l'épaule dirigeante, l'angle d'abduction maximal et l'angle d'abduction présents lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte, sont comparables dans les trois conditions expérimentales. Pourtant, la position de la main dirigeante en hauteur, aurait pu provoquer un angle d'abduction plus grand dans la condition avec un accoudoir, car l'abduction de l'épaule permet de lever la main. Les participants ont, a priori, préféré maintenir l'angle d'abduction comparable, car un angle d'abduction plus grand aurait allongé le bras de levier de la force verticale appliquée à l'épaule, obligeant la génération d'un couple adducteur plus grand.

Pour lever la main dirigeante plus haut, sans augmenter l'angle d'abduction au niveau de l'épaule dirigeante, les participants ont modifié l'angle de flexion/extension (plus vers l'extension) et de rotation (plus vers rotation externe) de l'épaule dirigeante dans la condition avec un accoudoir. À partir de cette position de départ modifiée, le pattern des courbes des angles articulaires pendant la période d'appui demeure comparable dans les trois conditions expérimentales (**figure 3.3**).

**Conclusion :** Le pattern des courbes d'angles articulaires des deux épaules demeure semblable dans les trois conditions expérimentales avec un léger décalage vers un angle plus en extension et en rotation interne pour les deux épaules lors de l'utilisation d'un accoudoir. La position des deux épaules semble légèrement avantagée lorsqu'un accoudoir est utilisé, car l'utilisation d'un accoudoir positionne les épaules dans une rotation interne moins importante. L'angle de flexion/extension reste proche de la position neutre dans les trois conditions expérimentales. L'angle d'abduction peut atteindre un angle proche de 60°, angle au-dessus duquel le risque de développer un conflit sous-acromial est accru. Il est à noter que lorsque les  $F_{RESmax}$  sont atteintes, l'angle d'abduction est inférieur à 60°.

### 3.5 Efforts internes

Cette partie présente les efforts internes appliqués à l'articulation de l'épaule, soit les forces et les couples articulaires nécessaires pour générer le mouvement, résister aux efforts externes et maintenir l'intégrité de l'articulation. Elle est divisée en deux sous-parties, d'abord les forces de réaction articulaire sont présentées, suivi par les couples articulaires. Chaque sous-partie montre d'abord la résultante comme indicateur d'effort global. Ensuite, ces efforts sont projetés sur trois axes : les forces articulaires sont projetées sur les trois axes du repère segmentaire attaché au thorax, alors que les couples articulaires sont exprimés selon les trois axes du repère articulaire de l'épaule. Il est important de rappeler que les forces et couples articulaires calculés sont ceux existant entre l'humérus et le thorax, ignorant les mouvements scapulo-thoraciques.

#### 3.5.1 Forces articulaires à l'épaule

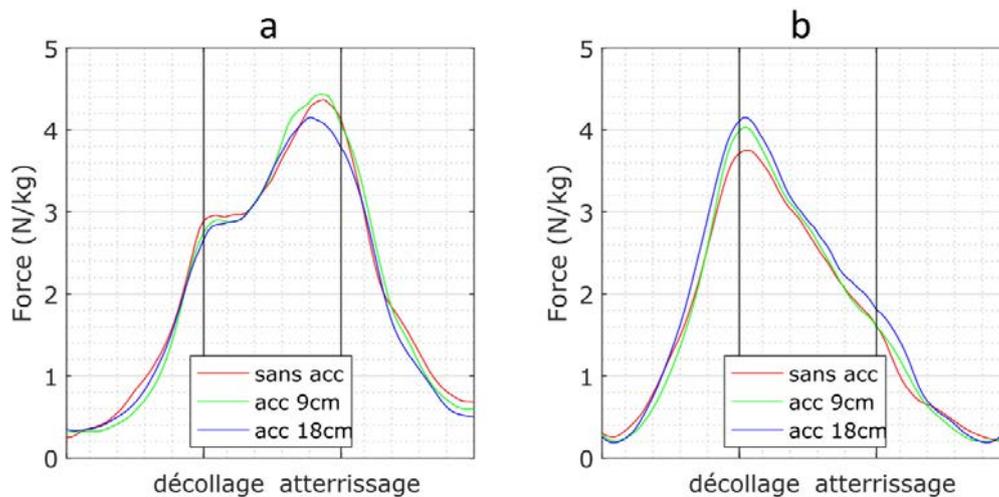
Les forces articulaires au niveau de l'épaule, obtenues par la méthodologie de dynamique inverse, correspondent aux forces exercées à l'articulation pour garantir l'intégrité de l'articulation de l'épaule. Cette dernière est l'une des articulations la plus mobile et la plus instable du corps humain. Ceci est principalement dû à la faible congruence et concordance des surfaces articulaires. La surface articulaire de la glène est petite et relativement plate, alors que la surface articulaire de la tête humérale est environ trois fois plus grande et concave (Dufour et al., 2017). Ces caractéristiques des surfaces articulaires favorisent des mouvements en roulement-glissement. Des translations de la tête

humérale sont possibles, mêmes nécessaires, pour le bon fonctionnement de la cinématique articulaire. Par contre, les forces articulaires appliquées à l'épaule sont susceptibles d'influencer cette cinématique au sein de l'articulation, favorisant des glissements non-physiologiques, si ces forces articulaires ne sont pas suffisamment contrôlées.

Cette sous-partie décrit d'abord les forces articulaires résultantes aux deux épaules et montre ensuite les résultats relatifs aux forces articulaires résultantes obtenues pour les conditions expérimentales lorsque les  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  sont atteintes. Après, la projection des forces articulaires sur les trois axes du repère du thorax est décrite et ensuite ces composantes de force articulaire sont comparées lorsque les  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  sont atteintes dans les conditions expérimentales. Enfin, les résultats de cette sous-partie sont interprétés et discutés.

### 3.5.1.1 Forces résultantes aux épaules

Les forces résultantes aux épaules donnent une indication globale des forces auxquelles l'articulation doit résister afin de ne pas se désaxer. Ces forces articulaires montrent un pattern ressemblant à celui des forces résultantes externes (cf. partie 3.3.1 de ce chapitre) (**figure 3.4a-b**). Néanmoins, l'amplitude est légèrement inférieure à celle des forces externes, explicable par le fait que les masses de la main, de l'avant-bras et du bras ne sont pas transmises à l'épaule.



**Figure 3.4.** Forces résultantes aux épaules : (a) dirigeante, et (b) porteuse, dans les trois conditions expérimentales, moyenne du groupe (n = 20). (Courbes individuelles : annexe 3.4a et b)

#### ▪ Forces résultantes aux épaules lorsque la $F_{RESmax1}$ est atteinte

Lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte, la force résultante à l'épaule dirigeante est comparable dans les trois conditions expérimentales (**tableau 3.8**). Par contre, à l'épaule porteuse, la force résultante est moins élevée dans la condition sans accoudeur (3.9N/kg (+/-0.4)) comparée aux conditions avec un accoudeur à 9cm (4.1N/kg (+/-0.4),  $p = 0.0012$ ) et à 18cm (4.2N/kg (+/-0.3),  $p < 0.0001$ ). Cette force est comparable dans les conditions avec un accoudeur à 9cm et à 18cm ( $p = 0.1974$ ).

#### ▪ Forces résultantes aux épaules lorsque la $F_{RESmax2}$ est atteinte

Lorsque la  $F_{RESmax2}$  est atteinte, la force résultante à l'épaule dirigeante dans la condition sans accoudeur (4.6N/kg (+/-0.5)) est comparable aux conditions avec un accoudeur à 9cm (4.7N/kg (+/-0.5),  $p < 0.9908$ ) et à 18cm (4.4N/kg (+/-0.5),  $p = 0.0610$ ). Par contre, la force résultante à l'épaule dirigeante est plus élevée dans la condition avec un accoudeur à 9cm comparée à la condition avec un

accoudoir à 18cm ( $p = 0.0047$ ). Les forces résultantes à l'épaule porteuse sont comparables dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.2530$ ) (**tableau 3.8**).

**Tableau 3.8.** Résultats statistiques des forces résultantes aux épaules dirigeante (orange) et porteuse (bleu) lorsque les  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  sont atteintes. Moyenne (+/- écart-type), médiane (1er à 3ème quartile).

Force (N/kg)				Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm			
$F_{res}$ épaule dirigeante $F_{RESmax1}$	3.0 (+/-0.3)	2.9 (+/-0.3)	2.8 (+/-0.3)	$p = 0.1873$	$p = 0.0520$	$p = 1$
$F_{res}$ épaule dirigeante $F_{RESmax2}$	4.6 (+/-0.5)	4.7 <sup>c</sup> (+/-0.5)	4.4 <sup>c</sup> (+/-0.5)	$p = 0.9908$	$p = 0.0610$	$p = 0.0047$
$F_{res}$ épaule porteuse $F_{RESmax1}$	3.9 <sup>a,b</sup> (+/- 0.4)	4.1 <sup>a</sup> (+/-0.4)	4.2 <sup>b</sup> (+/-0.3)	$p = 0.0012$	$p < 0.0001$	$p = 0.1974$
$F_{res}$ épaule porteuse $F_{RESmax2}$	1.8 (+/-0.3)	1.9 (+/-0.5)	2.0 (+/-0.5)		$p = 0.2530$	

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

#### ▪ **Interprétation**

Lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte, la force résultante à l'épaule porteuse est plus élevée dans la condition avec un accoudoir (à 9cm et à 18cm), comparée à la condition sans accoudoir, suivant ainsi la même tendance que pour la  $F_{RESmax1}$  externe (cf. partie 3.3.1.1 de ce chapitre). Lorsque la  $F_{RESmax2}$  est atteinte, la force résultante à l'épaule dirigeante est moins élevée dans la condition avec un accoudoir à 18cm, comparée à la condition avec un accoudoir à 9cm. Les changements de force résultante aux épaules observés lorsque les  $F_{RESmax}$  sont atteintes sont du même ordre que ceux observés pour les efforts externes, confirmant la transmission des efforts externes à l'épaule. Les prochains paragraphes analysent les forces à l'épaule selon les trois axes définis pour le repère du tronc pour évaluer comment la force résultante se répartit au sein de l'épaule.

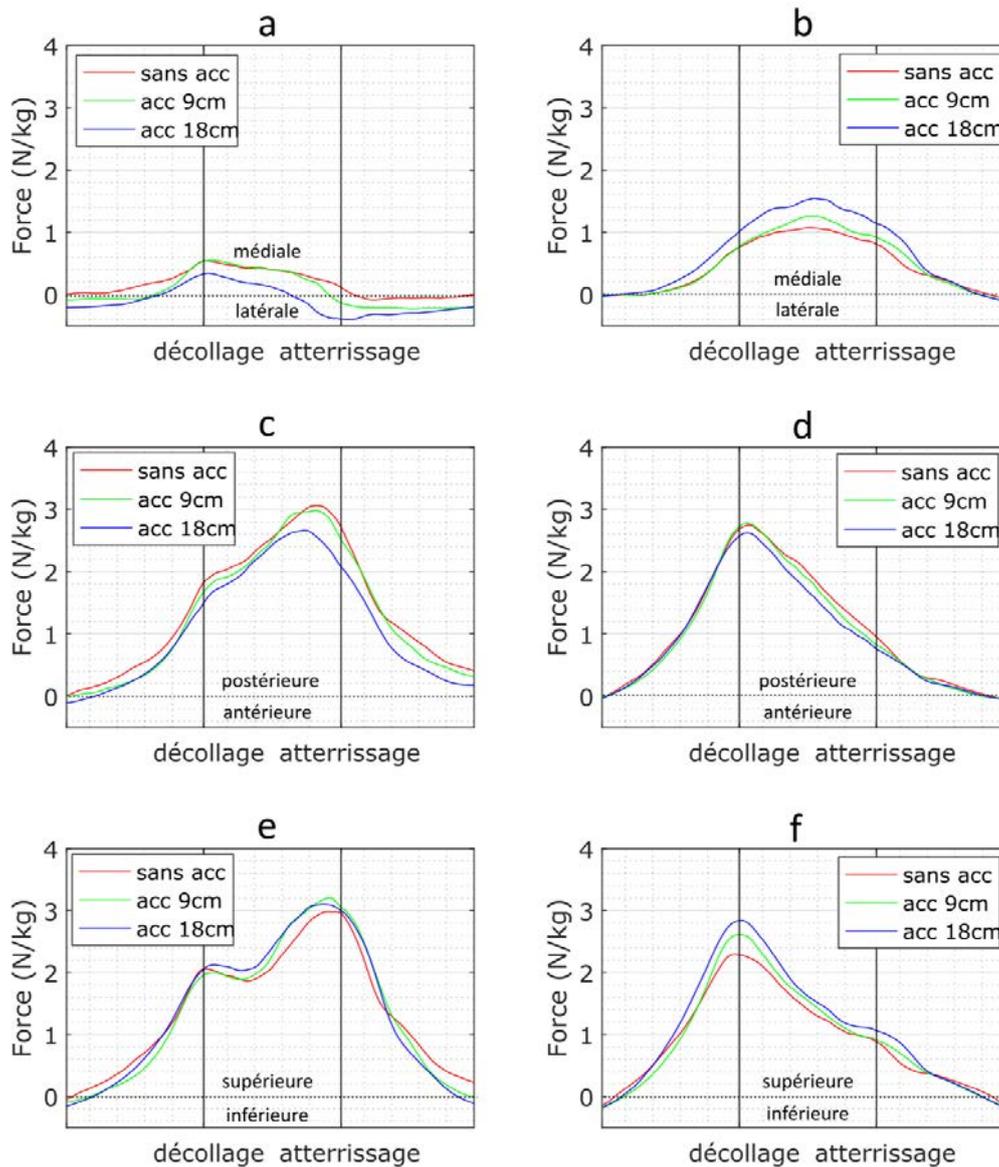
#### 3.5.1.2 Composantes de forces articulaires aux épaules

Pour évaluer l'effet potentiel de la force de réaction à l'épaule, la force appliquée à chaque épaule est décomposée selon les trois axes orthogonaux du segment du thorax. Une force médiale indique une force dirigée vers le thorax, soit une force rapprochant la tête humérale du thorax. Une force latérale indique qu'une force est nécessaire pour maintenir la tête humérale proche du thorax (pouvant être fournie par les muscles péri-articulaires ou les ligaments par exemple). Les forces antéropostérieures aux épaules sont susceptibles de provoquer une translation de la tête humérale vers l'avant ou vers l'arrière par rapport au thorax. Quant aux forces inféro-supérieures, celles-ci sont susceptibles de provoquer une translation de la tête humérale en direction caudale ou crâniale, respectivement.

#### ▪ **Description des composantes de forces articulaires aux épaules**

La **figure 3.5a-f** montre les courbes des forces articulaires pendant la période d'appui selon les trois axes du repère de l'épaule pour les deux épaules dans les trois conditions expérimentales. La force selon l'axe médio-latéral du tronc pendant la période d'appui est principalement dirigée vers médiale, en direction du tronc, dans les deux épaules (**figure 3.5a-b**). Néanmoins, à l'épaule

dirigeante, il existe des forces latérales, plus particulièrement à la fin de la période d'appui (**figure 3.5a**). La force selon l'axe antéro-postérieure du tronc est principalement dirigée vers postérieure (**figure 3.5c-d**). La force selon l'axe inféro-supérieure du tronc est principalement dirigée vers crânial aux deux épaules, (**figure 3.5e-f**). Cette dernière force est susceptible de provoquer des translations de la tête humérale vers crânial, en direction de l'acromion, pouvant rétrécir l'espace sous-acromial (Gagnon et al., 2008c). Les forces maximales, et leur direction, observées dans la présente étude correspondent à celles rapportées dans la littérature (Gagnon et al., 2008c; Kankipati et al., 2014; Koontz et al., 2011a).



**Figure 3.5.** Courbes moyennes (n = 20) des forces articulaires aux épaules selon les axes segmentaires du thorax dans les trois conditions expérimentales, moyenne du groupe (n = 20) : **a** et **b** : forces médiale (+) / latérale (-) (**a**) épaule dirigeante, (**b**) épaule porteuse, **c** et **d** : forces postérieure (+) / antérieure (-) (**c**) épaule dirigeante, (**d**) épaule porteuse, **e** et **f** : forces supérieure (+) / inférieure (-) (**e**) épaule dirigeante, (**f**) épaule porteuse (Courbes individuelles : **annexe 3.5a-f**)

Le **tableau 3.9** montre les résultats des forces articulaires selon les trois axes du repère de l'épaule.

▪ **Comparaison des forces articulaires aux épaules lorsque  $F_{RESmax1}$  est atteinte**

Le **tableau 3.9** montre les résultats des forces articulaires selon les trois axes du repère de l'épaule. Lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte, la force médiale à l'épaule dirigeante est plus élevée dans les conditions sans accoudoir (0.6N/kg (+/- 0.4)) et avec un accoudoir à 9cm (0.6N/kg (+/- 0.4)) comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm (0.3N/kg (+/- 0.3),  $p = 0.0005$  et  $p = 0.0018$ , respectivement). À l'épaule porteuse, la force médiale est plus basse dans les conditions sans accoudoir (0.8N/kg (+/-0.5)) et avec un accoudoir à 9cm (0.8N/kg (+/-0.4)), comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm (1.1N/kg (+/-0.5),  $p = 0.0003$  et  $p = 0.0001$ , respectivement).

Lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte, la force postérieure à l'épaule dirigeante est plus élevée dans la condition sans accoudoir (1.9N/kg (+/-0.4)), comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm (1.6N/kg (+/-0.5),  $p = 0.0048$ ). Dernièrement, la force supérieure à l'épaule porteuse est plus basse dans la condition sans accoudoir (2.4N/kg (+/-0.6)), comparé aux conditions avec un accoudoir à 9cm (2.7N/kg (+/-0.6),  $p = 0.0005$ ) et à 18cm (2.9N/kg (+/-0.6),  $p < 0.0001$ ). Cette force supérieure est également plus basse dans la condition avec un accoudoir à 9cm comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm ( $p = 0.0090$ ).

**Tableau 3.9.** Résultats statistiques des forces articulaires aux épaules dirigeante et porteuse lorsque les  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  sont atteintes. Moyenne (+/- écart-type).

Force (N/kg)		Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm	
Médio-lat (méd (+))	Épaule dirigeante instant $F_{RESmax1}$	0.6 <sup>b</sup> (+/-0.4)	0.6 <sup>c</sup> (+/-0.4)	0.3 <sup>b,c</sup> (+/-0.3)	$p = 1$	$p = 0.0005$	$p = 0.0018$	
	Épaule dirigeante $F_{RESmax2}$	0.2 <sup>b</sup> (+/-0.7)	0.1 <sup>c</sup> (+/-0.5)	-0.2 <sup>b,c</sup> (+/-0.5)	$p = 0.5197$	$p < 0.0001$	$p < 0.0001$	
	Épaule porteuse $F_{RESmax1}$	0.8 <sup>b</sup> (+/-0.5)	0.8 <sup>c</sup> (+/-0.4)	1.1 <sup>b,c</sup> (+/-0.5)	$p = 1$	$p = 0.0003$	$p = 0.0001$	
	Épaule porteuse $F_{RESmax2}$	0.9 <sup>b</sup> (+/-0.4)	1.0 <sup>c</sup> (+/-0.4)	1.2 <sup>b,c</sup> (+/-0.4)	$p = 1$	$p = 0.0042$	$p = 0.0352$	
	Ant/post (post (+))	Épaule dirigeante $F_{RESmax1}$	1.9 <sup>b</sup> (+/-0.4)	1.8 (+/-0.6)	1.6 <sup>b</sup> (+/-0.5)	$p = 0.2603$	$p = 0.0048$	$p = 0.3287$
		Épaule dirigeante $F_{RESmax2}$	3.1 <sup>b</sup> (+/-0.7)	3.1 <sup>c</sup> (+/-0.8)	2.7 <sup>b,c</sup> (+/-0.8)	$p = 1$	$p < 0.0001$	$p = 0.0002$
Épaule porteuse $F_{RESmax1}$		2.8 (+/-0.7)	2.8 (+/-0.9)	2.6 (+/-0.9)		$p = 0.1554$		
Épaule porteuse $F_{RESmax2}$		1.2 (+/-0.4)	1.1 (+/-0.5)	1.0 (+/-0.5)		$p = 0.1061$		
Inf/sup (sup (+))	Épaule dirigeante $F_{RESmax1}$	2.1 (+/-0.6)	2.0 (+/-0.5)	2.2 (+/-0.5)		$p = 0.1436$		
	Épaule dirigeante $F_{RESmax2}$	3.2 (+/-0.7)	3.4 (+/-0.7)	3.3 (+/-0.6)		$p = 0.2078$		
	Épaule porteuse $F_{RESmax1}$	2.4 <sup>a,b</sup> (+/-0.5)	2.7 <sup>a,c</sup> (+/-0.6)	2.9 <sup>b,c</sup> (+/-0.6)	$p = 0.0005$	$p < 0.0001$	$p = 0.0090$	
	Épaule porteuse $F_{RESmax2}$	1.0 (+/-0.4)	1.0 (+/-0.4)	1.1 (+/-0.4)		$p = 0.1111$		

▪ **Comparaison des forces articulaires aux épaules lorsque  $F_{RESmax2}$  est atteinte**

Lorsque la  $F_{RESmax2}$  est atteinte, la force médiale à l'épaule dirigeante est plus élevée dans les conditions sans accoudoir (0.2N/kg (+/- 0.7)) et avec un accoudoir à 9cm (0.1N/kg (+/- 0.5)) comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm (-0.2N/kg (+/- 0.5),  $p < 0.0001$  et  $p < 0.0001$ , respectivement). Alors que la force médiale à l'épaule porteuse est plus basse dans les conditions sans accoudoir (0.9N/kg (+/-0.4)) et avec un accoudoir à 9cm (1.0N/kg (+/-0.4)) comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm (1.2N/kg (+/-0.4),  $p = 0.0042$  et  $p = 0.0352$ , respectivement). De plus, la force postérieure est plus élevée dans les conditions sans accoudoir (3.1N/kg (+/-0.7)) et avec un accoudoir à 9cm (3.1N/kg (+/-0.8)) comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm (2.7N/kg (+/-0.8),  $p < 0.0001$  et  $p = 0.0002$ , respectivement).

▪ **Interprétation**

Les forces de réaction au niveau des épaules pendant le transfert latéral parallèle observées dans la présente étude, correspondent à celles retrouvées dans la littérature du transfert en pivot (cf. chapitre 1.3.4.2). Les différences observées pour les forces articulaires résultantes entre les trois conditions expérimentales suivent celles observées pour les forces résultantes externes. C'est à dire, quand un accoudoir à 18cm est utilisé, les efforts internes augmentent pour l'épaule porteuse et en même temps elles diminuent pour l'épaule dirigeante.

Mise à part pour la force inféro-supérieure à l'épaule porteuse lorsque  $F_{RESmax1}$  est atteinte, les efforts internes sont comparables dans les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm.

Les forces à l'épaule porteuse selon l'axe médio-latéral du thorax sont dirigées vers la médiale lorsque les  $F_{RESmax}$  sont atteintes. Cette force médiale à l'épaule porteuse est plus élevée quand un accoudoir à 18cm est utilisé. Les forces médiales calculées à l'épaule sont transmises au thorax via les articulations gléno-humérale, acromio-claviculaire et sterno-costoclaviculaire. Les forces médiales plus élevées peuvent être délétères, car elles peuvent augmenter la pression aux surfaces articulaires des articulations citées. L'articulation acromio-claviculaire est plus particulièrement sensible au développement d'une arthrose, puisque l'articulation acromio-claviculaire est une articulation plane, non congruente et non concordante, avec des surfaces articulaires de taille faible (3cm<sup>2</sup>) (Dufour et al., 2017). La stabilité de cette articulation est principalement assurée par des structures passives, aucun muscle court ne traverse l'articulation pour assurer une stabilité active. L'orientation de la surface articulaire sur l'acromion est vers crâniale et médiale, en conséquence, lors d'une exposition à des forces médiales, l'acromion a tendance à glisser en-dessous de la clavicule (Mink et al., 1996).

Lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte, la force supérieure augmente en même temps avec la force médiale au niveau de l'épaule porteuse lorsqu'un accoudoir à 18cm est présent. La force en direction supérieure pourrait provoquer une translation de la tête humérale en direction de l'espace sous-acromial, et rétrécir celui-ci. En conséquence, des structures situées entre la tête humérale et l'acromion, par exemple le tendon du muscle supra-épineux, la bourse sous-acromiale ou le tendon du long chef du muscle biceps brachial, pourraient se trouver comprimés, ainsi provoquant un conflit sous-acromial.

Quant à l'épaule dirigeante, dans la condition avec un accoudoir à 18cm, lorsque la  $F_{RESmax2}$  est atteinte, une force latérale est relevée. Cette force latérale peut être la conséquence d'une traction sur l'accoudoir, permettant possiblement de stabiliser le tronc à la fin de la phase de levée. Néanmoins, ces forces dans la direction latérale peuvent placer les structures musculo-squelettiques

sous tension et déstabiliser quelque peu l'articulation de l'épaule via une traction considérant sa faible concordance et congruence. En l'absence d'une force opposée à cette traction, l'articulation peut être plus vulnérable face aux forces antéropostérieures et inféro-supérieures, puisque si la force de coaptation est trop faible, des forces de cisaillement peuvent être générées au sein de l'articulation et faire glisser la tête humérale sur la surface articulaire de la glène scapulaire.

À l'épaule dirigeante, la force postérieure diminue lorsque  $F_{RESmax2}$  est atteinte, mais reste conséquente (en moyenne 2.7N/kg). Il est possible que l'utilisation d'un accoudoir, à une hauteur élevée, déstabilise l'articulation de l'épaule, éventuellement aggravant l'impact de la présence de forces importantes en direction postérieure et supérieure (2.7N/kg et 3.3N/kg, respectivement). Ces forces pourront avoir comme conséquence des mouvements de translation de la tête humérale. Une translation de la tête humérale en direction crâniale pourrait réduire l'espace sous-acromial et comprimer les structures que celui-ci contient. Une translation en direction postérieure peut solliciter la capsule articulaire sur son versant postérieur et créer à long terme éventuellement une instabilité passive de l'articulation, augmentant la sollicitation des structures musculaires afin d'assurer la stabilité articulaire.

Cette étude ignore la position de la scapula compte tenu de la complexité de l'obtention de celle-ci à l'aide d'un système de capture de mouvement. L'analyse des forces articulaires présentées dans ce travail correspondent aux forces nécessaires entre la tête humérale et le thorax pour éviter la dislocation des deux segments. En position anatomique, la glène scapulaire est orientée presque verticalement et tournée d'environ 45° vers ventral (Mink et al., 1996). Lors du transfert en pivot, les mouvements de la scapula ont été analysés dans deux études (Finley et al., 2005; Nawoczinski et al., 2012). Ces études indiquent que l'orientation maximale de la scapula vers l'avant pour les deux côtés atteint 45° et l'orientation maximale vers crânial atteint 15° du côté porteur et 25° du côté dirigeant. Ces informations permettent de nuancer l'interprétation des forces articulaires proposée.

Les différences moyennes observées au niveau des forces articulaires ne dépassent jamais la variabilité inter-sujet (écart-type) dans cette étude. Montrant que globalement les différences observées pour les forces articulaires entre les conditions expérimentales restent modérées. Néanmoins, ces différences sont souvent supérieures à 10% des forces observées, ce qui est relativement important. Puisque, l'activité du transfert est répétée de nombreuses fois par jour, et ce tout au long de la vie, une différence modérée ponctuelle n'est pas forcément perçue par la personne qui se transfère, mais peut avoir des conséquences sur le long terme. Dans ce cadre, il est à conseiller de réaliser le plus souvent possible des transferts avec les mains positionnées à une hauteur égale, afin d'éviter d'augmenter les forces articulaires au niveau de l'épaule porteuse. Néanmoins, la réalisation du transfert avec les deux mains positionnées à une hauteur égale, mais plus élevée par rapport aux assises initiale et cible, n'a jamais été étudiée.

**Conclusion** : Les forces articulaires résultantes présentent des modifications du même ordre que celles observées dans les efforts externes, soit une augmentation des forces à l'épaule porteuse et une diminution à l'épaule dirigeante dans les conditions avec un accoudoir. L'augmentation des forces articulaires à l'épaule porteuse est provoquée par une augmentation des forces médiales et supérieures. Ces modifications peuvent exposer l'articulation de l'épaule porteuse à un plus grand risque de développer une arthrose au niveau de l'articulation acromio-claviculaire et un conflit sous-acromial. La diminution des forces résultantes à l'épaule dirigeante est provoquée par la diminution

des forces médiales et postérieures. La diminution des forces médiales peut rendre l'articulation de l'épaule plus instable, car les forces de coaptation (forces médiales) peuvent minimiser les forces de cisaillement (translations de la tête humérale). Les forces supérieures et postérieures sont importantes à l'épaule dirigeante ( $> 2,5\text{N/kg}$ ), exposant l'articulation de l'épaule dirigeante à un risque élevé de développer un conflit sous-acromial et une instabilité postérieure de l'épaule.

### 3.5.2 Couples articulaires à l'épaule

Les couples articulaires aux épaules rendent compte des efforts de rotation que les épaules développent pour réaliser le transfert. Dans un premier temps, le couple articulaire résultant est présenté, suivi par l'expression de ce couple autour des trois axes du repère articulaire de l'épaule.

#### 3.5.2.1 Couple articulaire résultant

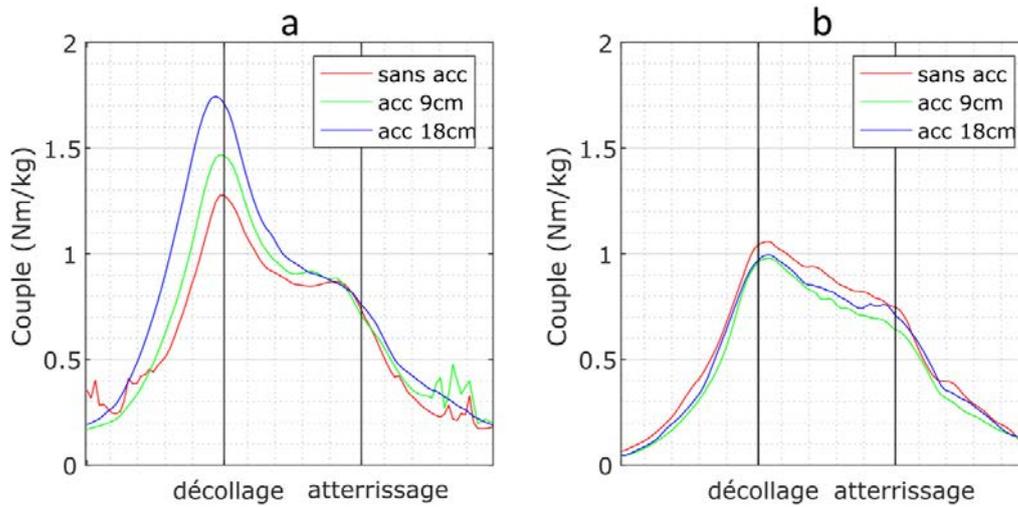
Le couple résultant à l'épaule donne une indication de l'effort global développé par l'articulation pour générer le mouvement et maintenir l'équilibre (éviter l'effondrement).

- *Description des couples résultants aux deux épaules*

Contrairement à la  $F_{RESmax}$  sous la main dirigeante et les forces articulaires maximales à l'épaule dirigeante, le couple articulaire résultant maximal à l'épaule dirigeante est atteint autour du décollage (**figure 3.6a, annexe 3.6a**). Ceci pourrait être expliqué par le fait qu'au début de la période d'appui, le corps doit être mis en mouvement grâce aux efforts internes (les contractions musculaires). Vers la fin de la phase de levée, le corps est déjà en mouvement et les efforts internes servent davantage à contrôler le mouvement et non plus à le créer. De plus, le bras de levier de la force est probablement plus important autour du décollage, car l'épaule se situe dans une position d'abduction, alors que vers l'atterrissage l'épaule est positionnée proche d'une position neutre, produisant un bras de levier plus réduit.

Au niveau de l'épaule porteuse, le couple résultant diminue moins rapidement après le décollage comparé à la force articulaire résultante à l'épaule porteuse, pouvant aussi être expliqué par l'existence d'un bras de levier plus important proche de l'atterrissage, car l'épaule porteuse se situe dans une position d'abduction à la fin de la phase de levée (**figure 3.6b, annexe 3.6b**).

Les grandeurs des couples résultants, autour de  $1\text{Nm/kg}$  à  $1.5\text{Nm/kg}$ , paraissent cohérents avec la littérature disponible sur le transfert en pivot (Desroches et al., 2013b). Néanmoins, dans cette étude, l'épaule dirigeante subit un couple résultant plus grand que l'épaule porteuse, contrairement à ce qui est rapporté dans la littérature s'étant intéressée aux transferts en pivot. Cette inversion de la répartition de l'effort était déjà observée pour les efforts externes appliqués aux membres supérieurs (cf. partie 3.3.1 de ce chapitre).



**Figure 3.6.** Couples articulaires résultants aux épaules (a) dirigeante et (b) porteuse dans les trois conditions expérimentales, moyenne du groupe (n = 20) (Courbes individuelles : annexe 3.6a et b)

▪ **Comparaison des couples résultants dans les trois conditions**

Lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte, le couple articulaire résultant à l'épaule dirigeante est plus faible dans la condition sans accoudoir (1.3Nm/kg (+/-0.4)) comparé aux conditions avec un accoudoir à 9cm (1.5Nm/kg (+/-0.5),  $p = 0.0133$ ) et à 18cm (1.7Nm/kg (+/-0.5),  $p < 0.0001$ ). Ce couple est également plus faible dans la condition avec un accoudoir à 9cm comparé à la condition avec un accoudoir à 18cm ( $p = 0.0247$ ) (tableau 3.10).

Les couples résultants sont comparables dans les trois conditions expérimentales, à l'épaule dirigeante lorsque la  $F_{RESmax2}$  est atteinte et à l'épaule porteuse lorsque que les  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  sont atteintes (tableau 3.10).

**Tableau 3.10.** Couples articulaires résultants aux instants  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  pour les deux épaules et les trois conditions expérimentales. Moyenne (+/- écart type), médiane (1<sup>er</sup> à 3<sup>eme</sup> quartile), n = 20.

Couple (Nm/kg)	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
				à 9cm	à 18cm	à 18cm
Épaule dirigeante instant $F_{RESmax1}$	1.3 <sup>a,b</sup> (+/-0.4)	1.5 <sup>a,c</sup> (+/-0.5)	1.7 <sup>b,c</sup> (+/-0.5)	<b>p = 0.0133</b>	<b>p &lt; 0.0001</b>	<b>p = 0.0247</b>
Épaule dirigeante instant $F_{RESmax2}$	0.9 (+/-0.2)	0.9 (+/-0.3)	0.9 (+/-0.3)		p = 0.7914	
Épaule porteuse instant $F_{RESmax1}^{NP}$	1.0 (0.9 à 1.3)	1.1 (0.8 à 1.2)	1.0 (0.8 à 1.1)		p = 0.0743	
Épaule porteuse instant $F_{RESmax2}^{NP}$	0.6 (0.3 à 0.8)	0.5 (0.3 à 0.8)	0.6 (0.3 à 0.9)		p = 0.8607	

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

#### ▪ *Interprétation*

La seule modification observée du couple résultant est une augmentation de ce couple à l'épaule dirigeante lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte quand un accoudoir est utilisé. L'analyse des angles articulaires a mis en évidence que l'épaule dirigeante à cet instant se positionne plus en extension et moins en rotation interne lorsqu'un accoudoir est utilisé (cf. partie 3.4.2.2.2 de ce chapitre). Il est alors probable que ce soit cette position qui conduise à l'augmentation du couple résultant dans les conditions avec un accoudoir. En conséquence, la projection du couple résultant sur les axes articulaires de l'épaule doit montrer des couples plus importants en flexion et en rotation interne à l'épaule dirigeante lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte. C'est l'objet de l'analyse des résultats dans le paragraphe suivant.

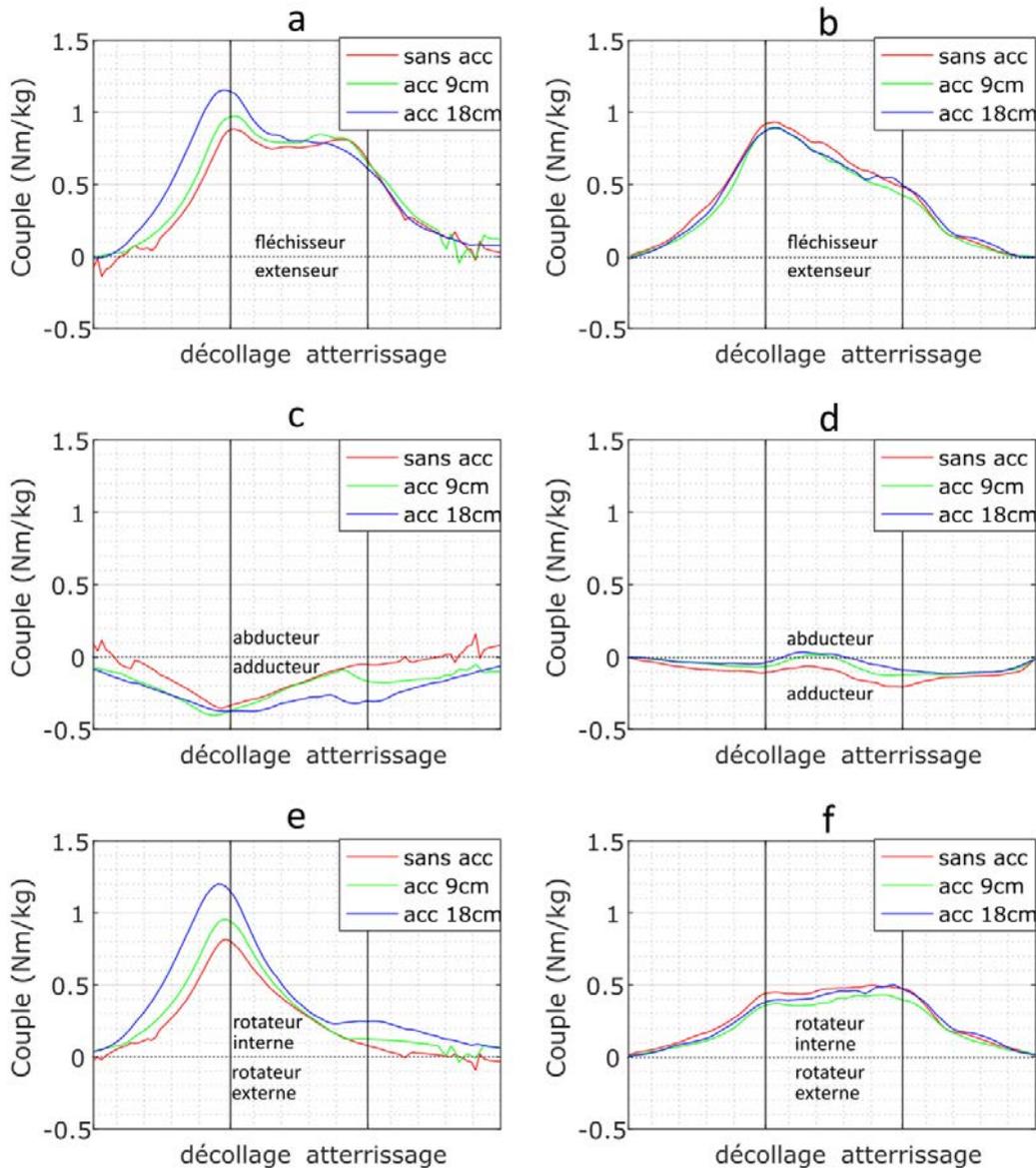
#### 3.5.2.2 Projection des couples selon les axes articulaires de l'épaule

La projection du vecteur couple est faite selon les axes non orthogonaux du repère articulaire de l'épaule. De cette façon, les axes selon lesquelles les couples sont exprimés sont les mêmes que ceux autour desquelles la cinématique de l'épaule est exprimée.

#### ▪ *Description des couples articulaires autour des axes articulaires de l'épaule*

En observant les couples articulaires aux deux épaules autour des trois axes de leur repère articulaire (**figure 3.7 a-f**), il apparaît que ceux-ci sont les plus importants autour de l'axe médio-latéral (couple fléchisseur) pour les deux épaules (**figure 3.7 a et b**), ainsi que, pour l'épaule dirigeante, autour de l'axe longitudinal de l'humérus (couple rotateur interne) (**figure 3.7 e**). Les couples articulaires paraissent moins élevés autour de l'axe antéropostérieur (couple adducteur) pour les deux épaules (**figure 3.7 c et d**) ainsi que pour l'épaule porteuse autour de l'axe longitudinal (couple rotateur interne) (**figure 3.7 f**).

Le couple fléchisseur est légèrement inférieur à celui rapporté dans la littérature du transfert en pivot (autour de 1.5Nm/kg) (Gagnon et al., 2008c). Les couples adducteurs observés pour les deux épaules sont en accord avec ceux retrouvés dans la littérature du transfert en pivot et sont légèrement plus élevés dans l'épaule dirigeante, par rapport à l'épaule porteuse, comme observé dans le transfert en pivot (Gagnon et al., 2008c). Kankipati et al. (2014), ont mesuré un couple adducteur de 50Nm (correspondant à 0.7Nm/kg pour une personne de 75kg) et un couple rotateur interne compris entre 50Nm et 75Nm, ces couples correspondent globalement aux couples rotateurs internes observés dans la présente étude.



**Figure 3.7.** Couples articulaires aux épaules selon les trois axes articulaires dans les trois conditions expérimentales, moyenne du groupe (n = 20). **a** et **b** : couple fléchisseur (+) / extenseur (-) ; **(a)** épaule dirigeante, **(b)** épaule porteuse, **c** et **d** : couple abducteur (+) / adducteur (-) ; **(c)** épaule dirigeante, **(d)** épaule porteuse, **e** et **f** : couple rotateur interne (+) / externe (-) ; **(e)** épaule dirigeante, **(f)** épaule porteuse. (Courbes individuelles : **annexe 3.7a-f**)

▪ **Comparaison des couples articulaires dans les trois conditions expérimentales**

Les différences observées pour les couples articulaires des deux épaules dans les trois conditions expérimentales sont faibles (**tableau 3.11**). L'augmentation du couple résultant à l'épaule dirigeante, constatée dans la condition avec un accoudoir à 18cm, est retrouvée autour de l'axe médio-latéral de l'épaule dirigeante. Lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte, le couple fléchisseur à l'épaule dirigeante est plus faible dans les conditions sans accoudoir (0.9Nm/kg (+/-0.4) et avec un accoudoir à 9cm (1.0Nm/kg (+/-0.5)) comparé à la condition avec un accoudoir à 18cm (1.1Nm/kg (+/-0.5),  $p = 0.0006$  et  $p = 0.0448$ , respectivement). En même temps, le couple rotateur interne à l'épaule dirigeante est plus faible dans les conditions sans accoudoir (0.8Nm/kg (+/-0.3)) et avec un accoudoir à 9cm (0.9Nm/kg (+/-0.4)) comparé à la condition avec un accoudoir à 18cm (1.1Nm/kg (+/-0.4),  $p < 0.0001$  et  $p =$

0.0095, respectivement). Ces constats sont en accord avec la position articulaire de l'épaule lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte, soit plus en extension et moins en rotation interne dans la condition avec un accoudoir à 18cm, comparée à la condition sans accoudoir.

Lorsque la  $F_{RESmax2}$  est atteinte, le couple adducteur à l'épaule dirigeante est plus faible dans les conditions sans accoudoir (0.0Nm/kg (+/-0.2)) et avec un accoudoir à 9cm (-0.1Nm/kg (+/-0.2)), comparé à la condition avec un accoudoir à 18cm (-0.3Nm/kg (+/-0.2),  $p < 0.0001$  et  $p = 0.0003$ , respectivement). Ce résultat montre que les participants ont pu utiliser l'accoudoir autour de l'atterrissage pour stabiliser le tronc, ils ont pu tirer sur l'accoudoir pour redresser le tronc.

Au niveau de l'épaule porteuse, les différences significatives mises en évidence sont très faibles (0.1Nm/kg). Il est peu probable que ces différences aient une conséquence cliniquement importante et ne sont pas abordées ici.

**Tableau 3.11.** Résultats statistiques pour les couples articulaires aux épaules dans les trois conditions expérimentales lorsque les  $F_{RESmax1}$  et  $F_{RESmax2}$  sont atteintes. Moyenne (+/- écart-type), médiane (1<sup>er</sup> à 3<sup>ème</sup> quartile) n = 20.

Couple(Nm/kg)		Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
Flex/ext (flex (+))	Épaule dirigeante instant $F_{RESmax1}$	0.9 <sup>b</sup> (+/-0.4)	1.0 <sup>c</sup> (+/-0.5)	1.1 <sup>b,c</sup> (+/-0.5)	p = 0.3741	p = 0.0006	p = 0.0448
	Épaule dirigeante instant $F_{RESmax2}$	0.8 (+/-0.2)	0.8 (+/-0.2)	0.8 (+/-0.3)			
	Épaule porteuse instant $F_{RESmax1}^{NP}$	0.9 (0.8 à 1.2)	0.9 (0.7 à 1.1)	0.9 (0.7 à 0.9)	p = 0.3867		
	Épaule porteuse instant $F_{RESmax2}^{NP}$	0.6 (+/-0.4)	0.5 (+/-0.3)	0.6 (+/-0.3)	p = 0.4162		
Ab/Ad (Ab (+))	Épaule dirigeante instant $F_{RESmax1}$	-0.3 (+/-0.2)	-0.4 (+/-0.2)	-0.4 (+/-0.2)	p = 0.1504		
	Épaule dirigeante instant $F_{RESmax2}$	0.0 <sup>b</sup> (+/-0.2)	-0.1 <sup>c</sup> (+/-0.2)	-0.3 <sup>b,c</sup> (+/-0.2)	p = 0.6349	p < 0.0001	p = 0.0003
	Épaule porteuse instant $F_{RESmax1}^{NP}$	-0.1 (-0.2 à 0.0)	-0.1 (-0.1 à 0.0)	0.0 (-0.1 à 0.1)	p = 0.0579		
	Épaule porteuse instant $F_{RESmax2}^{NP}$	-0.2 (-0.3 à -0.1)	-0.1 (-0.2 à 0.0)	-0.1 (-0.1 à 0.0)	p = 0.0276	p = 0.0251	p = 0.4781
RI/RE (RI (+))	Épaule dirigeante instant $F_{RESmax1}$	0.8 <sup>a,b</sup> (+/-0.3)	0.9 <sup>a,c</sup> (+/-0.4)	1.1 <sup>b,c</sup> (+/-0.4)	p = 0.0146	p < 0.0001	p = 0.0095
	Épaule dirigeante instant $F_{RESmax2}$	0.1 <sup>b</sup> (+/-0.2)	0.1 <sup>c</sup> (+/-0.2)	0.2 <sup>b,c</sup> (+/-0.2)	p = 0.8095	p = 0.0001	p = 0.0030
	Épaule porteuse instant $F_{RESmax1}^{NP}$	0.4 <sup>a,b</sup> (0.3 à 0.5)	0.3 <sup>a</sup> (0.3 à 0.5)	0.3 <sup>b</sup> (0.2 à 0.5)	p = 0.0022	p = 0.0124	p = 0.3905
	Épaule porteuse instant $F_{RESmax2}^{NP}$	0.5 (0.3 à 0.7)	0.3 (0.2 à 0.7)	0.5 (0.3 à 0.8)	p = 0.2466		

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

### ▪ *Interprétation*

La présence de l'accoudeur modifie quelque peu les couples articulaires aux deux épaules. L'augmentation du couple articulaire à l'épaule dirigeante, dans la condition avec un accoudeur à 18cm, est probablement liée à la position plus en extension et moins en rotation interne de l'épaule dirigeante lorsque la  $F_{RESmax1}$  est atteinte. Ces résultats indiquent que l'épaule dirigeante doit générer plus de force autour de l'instant du décollage, il est possible que cet effort supplémentaire soit retrouvé dans l'analyse des activations musculaire, c'est l'objet de la partie suivante de ce chapitre.

Le couple résultant observé dans cette étude a une magnitude comparable à celui retrouvé dans la littérature du transfert en pivot (Desroches et al., 2013b). Néanmoins, le couple résultant dans la présente étude est plus important au niveau de l'épaule dirigeante, contrairement à ce qui est constaté pour le transfert en pivot. Dans le transfert en pivot, c'est à l'épaule porteuse que le couple résultant est plus élevé, comparé à l'épaule dirigeante. Aussi, les efforts externes sont plus importants sous la main porteuse pendant le transfert en pivot, alors que dans la présente étude les efforts externes maximaux sont observés sous la main dirigeante. Il semblerait que le transfert latéral parallèle est plus contraignant pour le membre dirigeant que le transfert en pivot et que le transfert en pivot est plus contraignant pour le membre porteur. Lors du transfert en pivot, le membre porteur est utilisé comme pivot, autour duquel le corps pivote. Lors du transfert latéral parallèle, un transfert du poids corporel du membre porteur vers le membre dirigeant a lieu plus tôt dans la période d'appui.

Les résultats des couples articulaires ont été obtenus en utilisant uniquement les forces externes mesurées par les plateformes de force. Néanmoins, quand un accoudeur est présent, il est possible que les participants appliquent des couples à la plateforme de force, si tel est le cas, ceux-ci ne sont pas pris en compte dans le calcul de la dynamique inverse. Peut-être que cette méthodologie a influencé le fait que peu de différences sont constatées entre la condition sans accoudeur et les conditions avec un accoudeur. Le temps et le budget disponibles pour cette étude n'ont pas permis de développer un code de calcul intégrant les couples appliqués par les participants et il est difficile à prédire si la négligence des couples appliqués à la plateforme de force a influencé le calcul des couples articulaires à l'épaule de façon importante.

**Conclusion** : La force articulaire résultante est plus importante à l'épaule porteuse et moins importante à l'épaule dirigeante quand un accoudeur à 18cm est utilisé. À l'épaule porteuse, cette force plus importante est retrouvée en direction médiale et supérieure. Les forces médiales peuvent augmenter l'instabilité de l'articulation acromio-claviculaire et potentiellement être la cause du développement d'une arthrose de cette articulation. Les forces supérieures pourraient provoquer une translation de la tête humérale vers crânial, associée à un rétrécissement de l'espace sous-acromial et le développement d'un conflit sous-acromial.

La force résultante plus basse à l'épaule dirigeante dans la condition avec un accoudeur à 18cm a son origine dans la force articulaire postérieure, qui est diminuée dans cette condition. Aussi, la force selon l'axe médio-latérale dans cette condition est diminuée et parfois dirigée vers latérale, indiquant que sans contraction musculaire de coaptation, la tête humérale s'éloignerait du tronc. Cette force de dé-coaptation pourrait augmenter le défi de la stabilité articulaire de l'épaule, car les translations de la tête dans ce cas ne sont pas freinées par des forces de contact entre les surfaces articulaires gléno-humérales.

Un couple fléchisseur plus important est constaté à l'épaule dirigeante autour du décollage, quand un accoudoir à 18cm est présent. Dans ce cas, l'épaule dirigeante se trouve en position d'abduction, légèrement en extension et en rotation interne. Ce couple articulaire fléchisseur plus important pourrait augmenter l'activation musculaire des muscles fléchisseurs de l'épaule, tels que les muscles deltoïde antérieur et biceps brachial. La partie suivante évalue les activations musculaires et peut apporter une réponse à cette hypothèse.

## 3.6 Activités musculaires

Cette dernière partie présente les résultats obtenus en lien avec l'activation musculaire dans le cadre de l'étude de l'influence de l'utilisation et de la hauteur d'un accoudoir sur le risque de développer des TMS. Une activation musculaire à partir de 20% de la contraction maximale volontaire (CMV) peut provoquer des modifications tissulaires et aboutir à des TMS (cf. chapitre 1.3.5.2). Cette partie du chapitre présente les taux d'utilisation musculaire (TUM) des quatre muscles étudiés sur chaque membre supérieur : le deltoïde antérieur, le chef sternal du grand pectoral, le biceps brachial et le triceps brachial. Pour chaque muscle le TUM maximal ( $TUM_{max}$ ) et l'aire sous la courbe du TUM ( $TUM_{aire}$ ) sont comparés pour les trois conditions expérimentales.

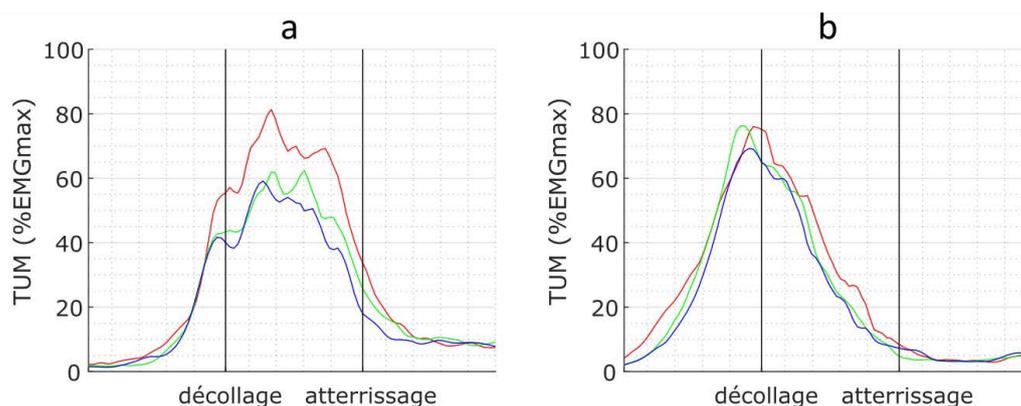
### 3.6.1 Muscle deltoïde antérieur

L'épaule effectue une flexion dans la première moitié de la phase de levée, suivi par une extension dans la deuxième moitié de cette phase (cf. partie 3.4.2 de ce chapitre). En plus, le couple fléchisseur aux deux épaules est présent pendant toute la phase de levée et ce couple est celui qui est le plus élevé (autour de 1Nm/kg), comparé aux couple adducteur et rotateur. En conséquence, les muscles fléchisseurs de l'épaule (dont le muscle deltoïde antérieur) se contractent de façon concentrique dans la première moitié de la période d'appui, puis de façon excentrique dans la deuxième moitié de la période d'appui.

Il est attendu que l'amplitude de l'activité électrique du muscle deltoïde antérieur pendant la phase de levée soit plus élevée dans la première moitié de la phase de levée comparée à la deuxième moitié, puisqu'une activation musculaire excentrique nécessite une activation musculaire moindre en développant une force identique (Lieber and Bodine-Fowler, 1993). Il est également attendu que le muscle deltoïde antérieur du membre porteur atteigne un pic d'activation avant le deltoïde antérieur dirigeant, tel que constaté pour le transfert en pivot et en accord avec la chronologie de l'atteinte des  $F_{RESmax}$  externes.

#### 3.6.1.1 Description du taux d'utilisation musculaire du muscle deltoïde antérieur

Les muscles deltoïdes antérieurs, dirigeant et porteur, atteignent un TUM élevé, allant parfois même au-delà de 100%EMG<sub>max</sub> (**figure 3.8a-b, annexe 3.8a-b**). Le muscle deltoïde antérieur porteur atteint un maximum autour de l'instant du décollage, alors qu'un maximum pour le membre dirigeant est atteint au milieu de la phase de levée. Un pic de force résultante sous la main porteuse est atteint globalement à l'instant du décollage, alors que sous la main dirigeante celui-ci est atteint autour de l'instant de l'atterrissage. Compte tenu le délai électromécanique entre la commande motrice et la contraction des fibres musculaires d'environ 60ms (Cavanagh and Komi, 1979; Veeger et al., 1991), l'activation des muscles deltoïdes antérieurs semble coïncider avec l'application des forces externes maximales.



**Figure 3.8.** Courbes du taux d'utilisation musculaire des muscles deltoïde antérieur (a) dirigeant et (b) porteur dans les trois conditions expérimentales, moyenne du groupe (n = 20) (Courbes individuelles : annexe 3.8a-b)

### 3.6.1.2 Comparaison de l'activation maximale du muscle deltoïde antérieur

L'activation maximale du muscle deltoïde antérieur dirigeant est plus élevée dans la condition sans accoudoir (97%EMG<sub>max</sub> (+/- 49)) comparée aux conditions avec un accoudoir à 9cm (77%EMG<sub>max</sub> (+/- 35), p = 0.0032) et à 18cm (73%EMG<sub>max</sub> (+/- 37), p = 0.0004) (tableau 3.15).

Au membre porteur l'activation maximale du muscle deltoïde antérieur est comparable dans les trois conditions expérimentales (p = 0.1793). Le TUM<sub>max</sub> atteint 90%EMG<sub>max</sub> (+/- 43), 87%EMG<sub>max</sub> (+/- 51) et 79%EMG<sub>max</sub> (+/- 45) dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement (tableau 3.15).

### 3.6.1.3 Aire sous la courbe du muscle deltoïde antérieur

Les aires sous la courbe du TUM des muscles deltoïdes antérieurs dirigeant et porteur sont comparables dans les trois conditions expérimentales (p = 0.0966 et p = 0.5220<sup>NP</sup>, respectivement) (tableau 3.15).

**Tableau 3.15.** TUM<sub>max</sub> et TUM<sub>aire</sub> du muscle deltoïde antérieur des membres dirigeant et porteur dans les trois conditions expérimentales (moyenne (+/- écart-type), médiane (1er quartile à 3ème quartile))

	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
<b>TUM<sub>max</sub> (%EMG<sub>max</sub>) dirigeant</b>	97 <sup>a,b</sup> (+/- 49)	77 <sup>a</sup> (+/- 35)	73 <sup>b</sup> (+/- 37)	<b>p = 0.0032</b>	<b>p = 0.0004</b>	p = 1
<b>TUM<sub>aire</sub> (%EMG<sub>max</sub>·s) dirigeant</b>	58 (+/- 36)	52 (+/- 34)	47 (+/- 28)			
<b>TUM<sub>max</sub> (%EMG<sub>max</sub>) Porteur</b>	90 (+/- 43)	87 (+/- 51)	79 (+/- 45)		p = 0.1793	
<b>TUM<sub>aire</sub> (%EMG<sub>max</sub>·s) porteur<sup>NP</sup></b>	38 (28 à 72)	36 (20 à 69)	36 (17 à 67)		p = 0.5220	

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

### 3.6.1.4 Interprétation

Le muscle deltoïde antérieur dirigeant est le plus sollicité dans la condition sans accoudoir. Il est possible qu'une diminution de la sollicitation de ce muscle dans les conditions avec un accoudoir soit en lien avec une position de l'épaule plus en extension dans ces conditions. Cette position allonge

légèrement le muscle deltoïde antérieur qui est positionné devant la tête humérale. Cet allongement du muscle provoquerait une tension musculaire plus élevée par la mise sous tension des structures passives du muscle, la tension active peut ainsi être moindre pour atteindre le même niveau de tension que lorsque le muscle se situe dans une position plus détendue.

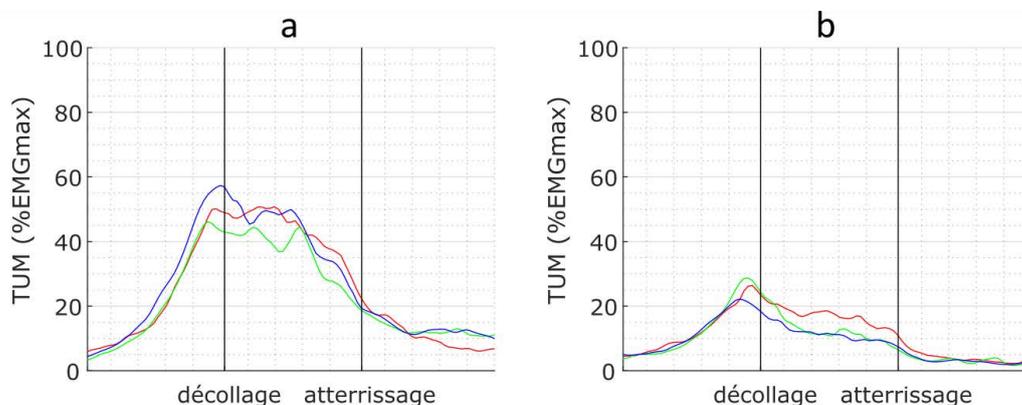
Malgré le constat d'une activation maximale plus basse dans les conditions avec un accoudoir, la sollicitation globale du muscle reste comparable dans les trois conditions expérimentales. Ceci pourrait être la conséquence du fait que le  $TUM_{aire}$  prend en compte la durée de la contraction. La **figure 3.8** montre que le muscle deltoïde antérieur est actif pendant toute la phase de levée. Cette phase de levée a une durée plus longue dans les conditions avec un accoudoir (cf. partie 3.2 de ce chapitre). Ainsi, même si la sollicitation maximale est plus basse dans les conditions avec un accoudoir, la sollicitation globale reste comparable. La présence de l'accoudoir permettrait probablement de diminuer la sollicitation maximale en maintenant un effort global semblable.

### 3.6.2 Muscle grand pectoral

Il est attendu que le TUM augmente pour le muscle grand pectoral dirigeant lorsqu'un accoudoir est présent. Ce dernier peut apporter une meilleure prise pour la main dirigeante, permettant d'utiliser le membre dirigeant pour tirer le tronc en direction de la cible par un mouvement d'adduction concentrique. Pour le muscle grand pectoral porteur une légère augmentation peut avoir lieu dans la condition avec un accoudoir à 18cm, ainsi, le muscle aide davantage à supporter le poids du corps contre la pesanteur.

#### 3.6.2.1 Description du taux d'utilisation musculaire du muscle grand pectoral

Le muscle grand pectoral dirigeant est plus sollicité que celui du côté porteur (**figure 3.9a-b**). Du côté dirigeant, le muscle grand pectoral s'active plus tôt dans la phase de chargement des membres supérieurs que le muscle deltoïde antérieur. L'activation maximale du muscle grand pectoral dirigeant intervient autour du décollage, largement avant que la  $F_{RESmax2}$  soit atteinte sous la main dirigeante. Ceci indique probablement que ce muscle est prioritairement utilisé pour initier le mouvement du tronc en direction du membre dirigeant (adduction concentrique) et moins pour supporter le poids du corps. Du côté porteur, une abduction a lieu à l'épaule, ceci peut être à l'origine du TUM moins élevé observé. Lors de l'abduction de l'épaule porteuse, le muscle grand pectoral est activé par une contraction excentrique, cette dernière nécessite un recrutement de fibres musculaires moindre qu'une contraction concentrique pour une même force développée (Lieber and Bodine-Fowler, 1993).



**Figure 3.9.** Courbes du taux d'utilisation musculaire des muscles grand pectoral (a) dirigeant et (b) porteur, dans les trois conditions expérimentales, moyenne du groupe (n = 20) (Courbes individuelles : **annexe 3.9a-b**)

### 3.6.2.2 Comparaison de l'activation maximale du muscle grand pectoral

L'activation maximale du grand pectoral dirigeant est comparable entre la condition sans accoudoir (61%EMG<sub>max</sub> (42 à 81)) et les conditions avec un accoudoir à 9cm (50%EMG<sub>max</sub> (35 à 76),  $p = 0.0930^{NP}$ ) et à 18cm (71%EMG<sub>max</sub> (45 à 84),  $p = 0.2043^{NP}$ ). Par contre, l'activation maximale du muscle grand pectoral dirigeant est plus faible dans la condition avec un accoudoir à 9cm comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm ( $p = 0.0010^{NP}$ ).

L'activation maximale du grand pectoral porteur est comparable dans les trois conditions expérimentales (**tableau 3.16**).

### 3.6.2.3 Comparaison de l'aire sous la courbe du muscle grand pectoral

L'aire sous la courbe du TUM du muscle grand pectoral dirigeant est comparable dans la condition sans accoudoir (49%EMG<sub>max</sub>\*s (+/- 28)) et les conditions avec un accoudoir à 9cm 44%EMG<sub>max</sub>\*s (+/- 23),  $p = 0.3732$ ) et à 18cm (52%EMG<sub>max</sub>\*s (+/- 26),  $p = 1$ ). L'aire sous la courbe du TUM du muscle grand pectoral dirigeant est plus petite dans la condition avec un accoudoir à 9cm comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm ( $p = 0.0449$ ) (**tableau 3.16**).

L'aire sous la courbe TUM du muscle grand pectoral porteur est plus grande dans la condition sans accoudoir (23%EMG<sub>max</sub>\*s (+/- 16)) comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm (17%EMG<sub>max</sub>\*s (+/- 11),  $p = 0.0141$ ). Le **TUM<sub>aire</sub>** pour ce muscle est comparable dans les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm (20%EMG<sub>max</sub>\*s (+/- 14),  $p = 0.1765$ ) et dans les conditions avec un accoudoir à 9cm et à 18cm ( $p = 0.5149$ ) (**tableau 3.16**).

**Tableau 3.16.** **TUM<sub>max</sub>** et **TUM<sub>aire</sub>** du muscle grand pectoral des membres dirigeant et porteur dans les trois conditions expérimentales (moyenne (+/- écart-type), médiane (1er quartile à 3ème quartile))

	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
<b>TUM<sub>max</sub> (%EMG<sub>max</sub>) dirigeant<sup>NP</sup></b>	61 (42 à 81)	50 <sup>c</sup> (35 à 76)	71 <sup>c</sup> (45 à 84)	$p = 0.0930$	$p = 0.2043$	$p = 0.0010$
<b>TUM<sub>aire</sub> (%EMG<sub>max</sub>*s) dirigeant</b>	49 (+/- 28)	44 <sup>c</sup> (+/- 23)	52 <sup>c</sup> (+/- 26)	$p = 0.3732$	$p = 1$	$p = 0.0449$
<b>TUM<sub>max</sub> (%EMG<sub>max</sub>) porteur</b>	31 (+/- 18)	32 (+/- 22)	26 (+/- 16)		$p = 0.0618$	
<b>TUM<sub>aire</sub> (%EMG<sub>max</sub>*s) porteur</b>	23 <sup>b</sup> (+/- 16)	20 (+/- 14)	17 <sup>b</sup> (+/- 11)	$p = 0.1765$	$p = 0.0141$	$p = 0.5149$

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

### 3.6.2.4 Interprétation

Pour le membre porteur, la **TUM<sub>aire</sub>** est plus élevée dans la condition sans accoudoir comparé à la condition avec un accoudoir à 18cm. Ce résultat est inattendu, mais est probablement lié au fait que la durée des phases évolue avec l'utilisation d'un accoudoir. Le TUM du muscle grand pectoral porteur atteint son maximum dans la phase de chargement des membres supérieurs. Cette phase est plus longue dans la condition sans accoudoir, comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm. Cette durée plus longue peut contribuer à une plus grande **TUM<sub>aire</sub>** dans la condition sans accoudoir, car la **TUM<sub>aire</sub>** intègre la notion de la durée. Aussi, le **TUM<sub>max</sub>** est comparable dans les trois conditions

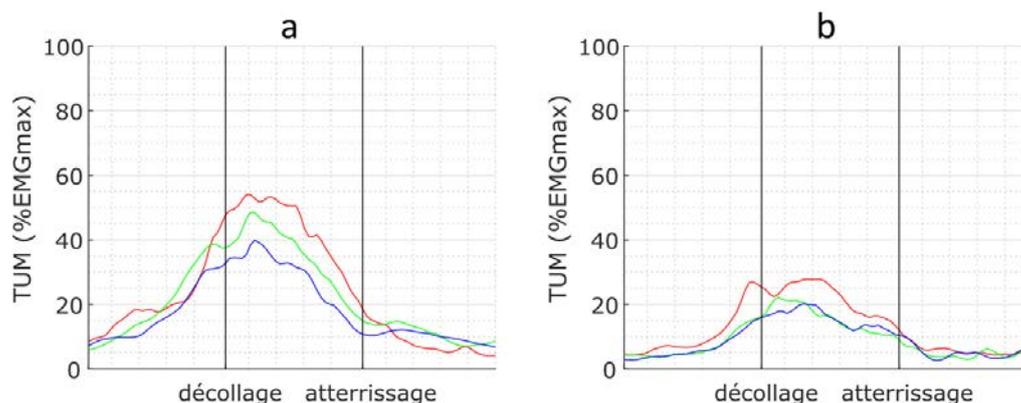
expérimentales pour le muscle grand pectoral porteur, indiquant que le muscle n'est pas sollicité avec plus d'intensité.

### 3.6.3 Biceps brachial

Dans la condition avec un accoudoir à 18cm, les épaules se situent plus en extension, rallongeant les muscles biceps brachiaux sur sa portion traversant l'épaule. En plus, le couple fléchisseur est plus important dans la condition avec un accoudoir à 18cm et le muscle deltoïde antérieur n'a pas montré d'augmentation de son activité dans la condition avec un accoudoir à 18cm. Il est possible que le muscle biceps brachial prenne en charge la génération d'un couple fléchisseur plus important dans la condition avec un accoudoir à 18cm.

#### 3.6.3.1 Description du taux d'utilisation musculaire du muscle biceps brachial

Le muscle biceps brachial est plus sollicité du côté dirigeant par rapport au porteur (**figure 3.10a-b**). Ceci pourrait indiquer que le muscle biceps est sollicité dans sa fonction d'aide à l'adduction. Le muscle biceps brachial dirigeant est également sollicité en même temps avec le muscle deltoïde antérieur et peut aider à la flexion de l'épaule, comme rapporté dans des études antérieures (Perry et al., 1996).



**Figure 3.10.** Courbes du taux d'utilisation musculaire des muscle biceps brachiaux (a) dirigeant et (b) porteur, dans les trois conditions expérimentales, moyenne du groupe (n = 20). (Courbes individuelles : annexe 3.10a-b)

#### 3.6.3.2 Comparaison de l'activation maximale du muscle biceps brachial

L'activation maximale du muscle biceps brachial dirigeant est plus élevée dans les conditions sans accoudoir ( $58\%EMG_{max}$  (27 à 69)) et avec un accoudoir à 9cm ( $47\%EMG_{max}$  (27 à 52)), comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm ( $40\%EMG_{max}$  (21 à 53),  $p = 0.0008^{NP}$  et  $p = 0.0028^{NP}$ , respectivement). Le  $TUM_{max}$  est comparable dans les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm ( $p = 0.0366^{NP}$ ).

Au membre porteur, l'activation maximale du muscle biceps brachial est comparable dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.1165^{NP}$ ) (**tableau 3.17**).

#### 3.6.3.3 Aire sous la courbe du muscle biceps brachial

L'aire sous la courbe TUM du muscle biceps brachial dirigeant est plus grande dans la condition sans accoudoir ( $40\%EMG_{max}\cdot s$  (16 à 60)), comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm ( $28\%EMG_{max}\cdot s$  (15 à 45),  $p = 0.0013^{NP}$ ). L'aire sous cette courbe est comparable entre la condition avec un accoudoir à 9cm ( $32\%EMG_{max}\cdot s$  (18 à 47)) et les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 18cm ( $p = 0.0793^{NP}$  et  $p = 0.0228^{NP}$ , respectivement).

La  $TUM_{aire}$  du muscle biceps brachial porteur est la plus grande dans la condition sans accoudoir ( $18\%EMG_{max}\cdot s$  (10 à 33)), comparée aux conditions avec un accoudoir à 9cm ( $15\%EMG_{max}\cdot s$  (9 à 25)),  $p = 0.0015$ ) et à 18cm ( $14\%EMG_{max}\cdot s$  (7 à 23)),  $p = 0.0100$ ) (**tableau 3.17**).

**Tableau 3.17.**  $TUM_{max}$  et  $TUM_{aire}$  du muscle biceps brachial des membres dirigeant et porteur dans les trois conditions expérimentales médiane (1er quartile à 3ème quartile))

	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
$TUM_{max}$ (% $EMG_{max}$ ) dirigeant <sup>NP</sup>	58 <sup>b</sup> (27 à 69)	47 <sup>c</sup> (27 à 52)	40 <sup>b,c</sup> (21 à 53)	$p = 0.0366$	$p = 0.0008$	$p = 0.0028$
$TUM_{aire}$ (% $EMG_{max}\cdot s$ ) dirigeant <sup>NP</sup>	40 <sup>b</sup> (16 à 60)	32 (18 à 47)	28 <sup>b</sup> (15 à 45)	$p = 0.0793$	$p = 0.0013$	$p = 0.0228$
$TUM_{max}$ (% $EMG_{max}$ ) porteur <sup>NP</sup>	22 (16 à 46)	18 (15 à 38)	20 (9 à 38)		$p = 0.1165$	
$TUM_{aire}$ (% $EMG_{max}\cdot s$ ) porteur <sup>NP</sup>	18 <sup>a,b</sup> (10 à 33)	15 <sup>a</sup> (9 à 25)	14 <sup>b</sup> (7 à 23)	$p = 0.0015$	$p = 0.0100$	$p = 0.6012$

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

### 3.6.3.4 Interprétation

Le  $TUM_{max}$  du muscle biceps brachial dirigeant est le plus élevé dans la condition sans accoudoir, ceci est également constaté pour la  $TUM_{aire}$  du membre porteur. Pour le muscle biceps brachial dirigeant, le changement de position de l'épaule peut être à l'origine du changement de l'activation musculaire. L'épaule dirigeante se situe dans une position plus en extension lors de la condition avec un accoudoir à 18cm, augmentant ainsi la tension au sein du muscle. Cette tension passive plus importante a peut-être permis une contraction active moins importante dans cette condition.

Au niveau du membre porteur les positions du coude et de l'épaule sont comparables dans les trois conditions et ne peuvent expliquer la diminution du  $TUM_{aire}$  du muscle biceps brachial porteur dans les conditions avec un accoudoir. En plus, la sollicitation du muscle biceps brachial est plus importante pendant la phase de levée, phase la plus longue dans la condition avec un accoudoir, ce qui aurait pu augmenter le  $TUM_{aire}$ , au contraire de ce qui est observé. La différence observée dans la  $TUM_{aire}$  du muscle biceps brachial porteur est faible et probablement sans influence physiologique.

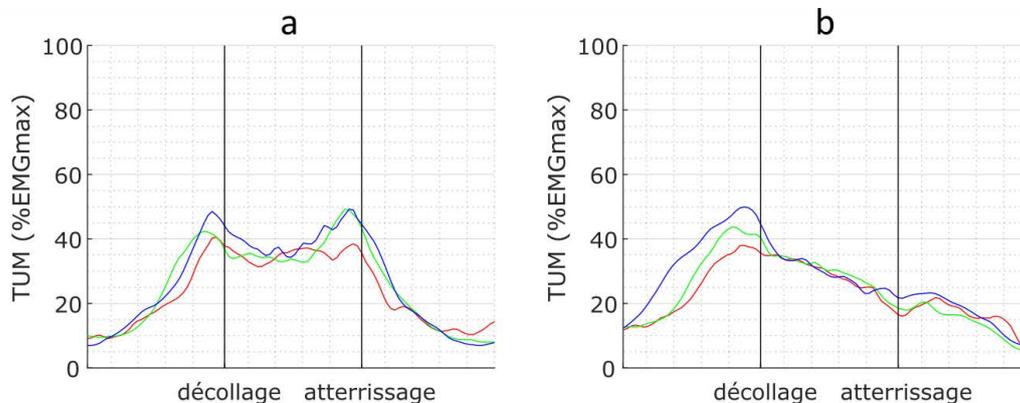
### 3.6.4 Triceps brachial

Il est attendu que le muscle triceps brachial soit plus sollicité du côté dirigeant dans les conditions avec un accoudoir, car dans cette condition, il peut jouer un rôle plus important dans le soulèvement du tronc via une extension du coude concentrique alors que l'alignement du tronc demeure quasi-vertical. Le fait que le coude dirigeant soit positionné plus en flexion lorsqu'un accoudoir est présent, favoriserait également le recrutement musculaire du muscle triceps brachial. Ce recrutement se ferait dans la première moitié du transfert avec une contraction concentrique, connue pour développer une activation électrique plus élevée, lors du développement d'une force identique, comparée à une contraction isométrique. Dans la deuxième moitié du transfert, le muscle triceps brachial peut freiner la descente du bassin en réalisant une contraction excentrique. En conséquence, l'activité musculaire mesurée par l'EMG pourrait être moindre dans cette période. Les forces externes appliquées au membre porteur sont plus importantes lorsqu'un accoudoir est

présent, ceci pourrait avoir comme effet d'augmenter l'activation du muscle triceps brachial, car ce muscle a un rôle important dans le maintien d'une position érigée du membre supérieur contre la pesanteur.

### 3.6.4.1 Description du taux d'utilisation musculaire du muscle triceps brachial

L'activation du muscle triceps brachial dirigeant est étalée sur une période plus longue que pour ce muscle du côté porteur (**figure 3.11a-b**). Ce constat peut s'expliquer par le fait que le membre dirigeant supporte des forces externes plus élevées autour de l'atterrissage du bassin. Le muscle triceps brachial dirigeant semble jouer un rôle dans le freinage de la descente du bassin, afin de contrôler l'atterrissage de ce dernier sur l'assise cible. Les deux muscles triceps brachiaux montrent un pic autour du décollage. Pour le membre porteur, c'est l'instant auquel les forces externes sont les plus élevées. Pour le membre dirigeant, les forces externes augmentent également en début de la période d'appui, le pic d'activation du muscle triceps brachial à cet instant peut donc être en lien avec l'augmentation des forces externes.



**Figure 3.11.** Courbes du taux d'utilisation musculaire des muscles triceps brachiaux (a) dirigeant et (b) porteur, dans les trois conditions expérimentales, moyenne du groupe (n = 20) (Courbes individuelles : annexe 3.11a-b)

### 3.6.4.2 Comparaison de l'activation maximale du muscle triceps brachial

Pour le muscle triceps brachial dirigeant, le  $TUM_{max}$  est plus faible dans la condition sans accoudoir ( $53\%EMG_{max}$  (+/- 22)), comparé aux conditions avec un accoudoir à 9cm ( $66\%EMG_{max}$  (+/- 36),  $p = 0.0019$ ) et à 18cm ( $63\%EMG_{max}$  (+/-25),  $p = 0.0152$ ), il demeure comparable dans les conditions avec un accoudoir à 9cm et à 18cm ( $p = 1$ ).

Pour le muscle triceps brachial porteur, le  $TUM_{max}$  dans la condition sans accoudoir ( $40\%EMG_{max}$  (24 à 58)) est plus faible comparé à la condition avec un accoudoir à 18cm ( $50\%EMG_{max}$  (34 à 66),  $p = 0.0111^{NP}$ ) et comparable au  $TUM_{max}$  dans la condition avec un accoudoir à 9cm ( $49\%EMG_{max}$  (28 à 70),  $p = 0.0569^{NP}$ ). Le  $TUM_{max}$  de ce muscle est comparable dans la condition avec un accoudoir à 9cm comparé à la condition avec un accoudoir à 18cm ( $p = 0.5755^{NP}$ ).

### 3.6.4.3 Comparaison de l'aire sous la courbe du muscle triceps brachial

Les aires sous la courbe du TUM des muscles triceps brachiaux dirigeant et porteur sont comparables dans les trois conditions ( $p = 0.1653^{NP}$  et  $p = 0.2865^{NP}$ , respectivement pour le membre dirigeant et porteur) (**tableau 3.18**).

**Tableau 3.18.**  $TUM_{max}$  et  $TUM_{aire}$  du muscle triceps brachial des membres dirigeant et porteur dans les trois conditions expérimentales (moyenne (+/- écart-type), médiane (1er quartile à 3ème quartile))

	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
$TUM_{max}$ (%EMG <sub>max</sub> ) dirigeant	53 <sup>a,b</sup> (+/- 22)	66 <sup>a</sup> (+/- 36)	63 <sup>b</sup> (+/- 25)	<b>p = 0.0019</b>	<b>p = 0.0152</b>	p = 1
$TUM_{aire}$ (%EMG <sub>max</sub> s) dirigeant <sup>NP</sup>	40 (32 à 55)	45 (34 à 60)	51 (33 à 58)			
$TUM_{max}$ (%EMG <sub>max</sub> ) porteur <sup>NP</sup>	40 <sup>b</sup> (24 à 58)	49 (28 à 70)	50 <sup>b</sup> (34 à 66)	p = 0.0569	<b>p = 0.0111</b>	p = 0.5755
$TUM_{aire}$ (%EMG <sub>max</sub> s) porteur <sup>NP</sup>	34 (23 à 63)	37 (24 à 53)	40 (30 à 56)			

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

### 3.6.4.4 Interprétation

Le  $TUM_{max}$  du muscle triceps brachial dirigeant est plus élevé dans les conditions avec un accoudoir, indiquant que ce muscle est plus sollicité dans ce cas. Cette activation plus élevée peut-être la conséquence d'une position du coude plus en flexion dans ces conditions, rallongeant le muscle triceps brachial qui traverse cette articulation sur sa face postérieure. Cette longueur supplémentaire peut augmenter l'efficacité de la contraction musculaire.

Il est intéressant de noter que le muscle triceps brachial dirigeant présente un pic d'activation vers la fin de la phase de levée. Cette activation peut montrer que ce muscle est utilisé pour contrôler la descente du bassin vers l'assise cible, afin d'assurer un atterrissage plus en douceur et ainsi protéger la peau sous les ischions et le sacrum.

Le  $TUM_{max}$  du muscle triceps brachial porteur est plus élevé dans la condition avec un accoudoir à 18cm, ceci peut être la conséquence de la résistance supplémentaire nécessaire dans cette condition pour maintenir le coude étendu contre la pesanteur et contrôler la descente du bassin sur l'assise cible à la fin du transfert.

**Conclusion :** Cette partie a présenté les résultats de l'analyse des signaux EMG pendant le transfert. Elle montre que les muscles étudiés sont le plus actifs proche du décollage. Seul le muscle triceps brachial dirigeant montre un pic d'activation vers la fin de la phase de levée, indiquant que le muscle triceps brachial est probablement utilisé durant la descente du bassin pour lutter contre un atterrissage trop brusque.

Mise à part les deux muscles biceps brachiaux et le muscle deltoïde antérieur dirigeant, tous les muscles s'activent et atteignent un pic avant le décollage du bassin, indiquant que ces derniers jouent un rôle dans la génération du mouvement de transfert.

L'utilisation d'un accoudoir augmente l'activation maximale des deux triceps brachiaux, mais diminue l'activation maximale des muscles biceps brachial dirigeant et deltoïde antérieur dirigeant. Cette redistribution de l'activité musculaire des fléchisseurs d'épaule vers les extenseurs du coude, peut permettre aux personnes vivant avec une LMÉ de varier les activations musculaires et ainsi de minimiser les risques de développer des TMS.

### 3.7 Résumé

Ce chapitre a montré les résultats obtenus dans le cadre de l'analyse du risque de développer des TMS lors du transfert latéral parallèle. Malgré une durée de la période d'appui du transfert comparable dans les trois conditions expérimentales, la durée des trois phases du transfert évolue avec l'utilisation d'un accoudoir. La durée des phases de chargement et de déchargement des membres supérieur est plus courte et celle de la phase de levée plus longue dans les conditions avec un accoudoir. La durée plus longue de la phase de levée donne potentiellement plus de temps au bassin pour se déplacer en direction de l'assise cible, mais implique également que les membres supérieurs supportent le poids corporel pendant une durée plus longue.

Il est constaté que les efforts externes maximaux sont atteints d'abord sous la main porteuse, proche de l'instant de décollage du bassin, puis sous la main dirigeante quelque peu avant l'atterrissage du bassin. Cette chronologie correspond à celle observée dans les transferts en pivot (Forsslund et al., 2007; Gagnon et al., 2008b). Par contre, dans le transfert latéral parallèle, la force résultante maximale sous la main dirigeante est plus élevée que celle sous la main porteuse, contrairement à ce qui est observée dans le transfert en pivot (Forsslund et al., 2007; Gagnon et al., 2008b). Lorsqu'un accoudoir à 18cm est utilisé, les forces résultantes maximales présentes entre les mains et les surfaces d'appui se sont équilibrées. Cette équilibration est la conséquence d'une augmentation des forces résultantes maximales sous la main porteuse et une diminution de ces forces sous la main dirigeante pendant la période d'appui du transfert latéral parallèle.

Les formes de la main dirigeante choisies par les participants dans la condition sans accoudoir sont le plus souvent des formes avec un poignet élevé (poing, semi-poing ou toit). Cette forme a l'avantage de positionner le poignet dans un angle d'extension plus proche de la position neutre (0° d'extension) que les formes de main à poignet bas (plat ou enveloppe). En plus, les formes à poignet élevé permettent d'optimiser le ratio longueur des membres supérieur par rapport à la longueur du tronc, potentiellement avantageux pour soulever le bassin davantage. Néanmoins, ces positions à poignet élevé peuvent peut-être augmenter le défi du maintien de la stabilité posturale, car le centre de masse est plus élevé, ceci provoque potentiellement un défi supplémentaire au maintien de la stabilité posturale. De plus, les formes de main à poignet bas permettent de prendre contact avec la surface d'appui avec toute la paume de la main, ceci peut augmenter le nombre et la qualité des informations sensorielles pour détecter l'état de stabilité instantané.

Les angles articulaires aux épaules ont été légèrement modifiés avec l'utilisation d'un accoudoir. Un angle plus en extension et moins en rotation interne est constaté pour les deux épaules lorsqu'un accoudoir est utilisé. Un angle se rapprochant de la position neutre (0° de rotation) pourrait être avantageux dans la prévention des TMS, car une telle position peut minimiser le placement des tendons des muscles supra-épineux et biceps brachial sous l'acromion, diminuant ainsi le risque d'un conflit sous-acromial.

Les forces articulaires résultantes à l'épaule sont légèrement modifiées en accord avec les modifications observées dans les forces résultantes sous les mains, soit une augmentation à l'épaule porteuse et une diminution à l'épaule dirigeante quand un accoudoir à 18cm est utilisé. La diminution de la force résultante à l'épaule dirigeante est provoquée par une diminution des forces articulaires médiale et postérieure. Une force latérale est même observée à l'épaule dirigeante

proche de l'atterrissage, fragilisant potentiellement la stabilité de l'épaule en diminuant les forces de coaptation de l'épaule.

Au niveau de l'épaule porteuse, une augmentation des forces médiale et supérieure sont observées avec l'utilisation de l'accoudoir à 18cm. Cette augmentation peut être nocive pour l'articulation de l'épaule en créant des forces de contact au niveau des surfaces articulaires plus importantes en combinaison avec une translation de la tête humérale en direction crâniale, rétrécissant l'espace sous-acromial.

Les couples articulaires sont peu modifiés par la présence de l'accoudoir, les différences observées demeurent inférieures à 0.2Nm/kg.

L'analyse des activations musculaires indiquent de légères modifications avec une augmentation de l'activation des muscles triceps brachiaux dirigeant et porteur et une diminution au niveau des muscles biceps brachiaux et deltoïdes antérieurs. Une sollicitation plus importante des muscles triceps brachiaux est potentiellement avantageuse, car ces muscles sont généralement bien développés chez les personnes vivant avec une LMÉ. De plus, une redistribution des efforts musculaires des fléchisseurs de l'épaule (muscles biceps brachiaux et deltoïdes antérieurs) vers les extenseurs du coude (muscles triceps brachiaux) permettent aux personnes vivant avec une LMÉ de varier la sollicitation des muscles et ceci peut minimiser les risques de développer des TMS. Dans ce cas, l'utilisation d'un accoudoir (et la non-utilisation d'un accoudoir) ne doit pas être systématique. La présence d'un accoudoir dans les lieux où des transferts sont attendus offre le choix à la personne qui se transfère d'utiliser ou non l'accoudoir.

### 3.8 Conclusion

Les résultats de cette étude montrent des modifications légères de la charge mécanique subie pendant le transfert latéral parallèle. L'utilisation d'un accoudoir à 18cm permet d'augmenter l'activation des muscles triceps brachiaux et de positionner l'articulation de l'épaule avec un angle de rotation plus proche de l'angle neutre. Par contre, la force résultante maximale sous la main porteuse est augmentée dans la condition avec un accoudoir à 18cm et cette augmentation est transmise à l'épaule. Au niveau de l'épaule porteuse, des forces médiales et supérieures augmentent en utilisant un accoudoir, ce qui pourrait exposer cette articulation à un risque de conflit sous acromial plus important. Au niveau de l'épaule dirigeante, les forces résultantes maximales diminuent quand un accoudoir à 18cm est utilisé, ce qui aboutit à une diminution des forces médiale et postérieure dans l'articulation de l'épaule dirigeante. Des forces latérales sont présentes juste avant l'atterrissage, ce qui pourrait rendre l'articulation de l'épaule dirigeante plus instable. La présence d'un accoudoir peut favoriser l'utilisation du muscle triceps brachial pour soulever le tronc plus aisément, mais un accoudoir à une hauteur élevée peut exposer l'épaule porteuse à un risque de développer des TMS plus élevé. Probablement, un accoudoir à une hauteur inférieure à 18cm constitue un bon compromis entre l'aide technique au transfert et la prévention des risques de développement de TMS. Dans tous les cas il paraît intéressant pour les personnes qui se transfèrent de varier les techniques de transfert, la présence d'un accoudoir peut laisser le choix à la personne de l'utilisation ou non de l'accoudoir et ainsi de varier les mouvements de transfert.





# Chapitre 4 : Stabilité posturale

---

Ce chapitre, présente et discute les résultats obtenus dans le cadre de l'étude de la stabilité posturale dynamique pendant le transfert. La stabilité posturale pendant le transfert est importante pour prévenir une chute qui peut conduire à des conséquences graves, telles que des fractures et des lésions cutanées. Lors du questionnaire réalisé à la fin de l'expérimentation (**annexe 2.3**), sept participants témoignent que l'accoudeur leur apporte un meilleur contrôle et plus de confiance. Un objectif secondaire de cette étude est de déterminer si une amélioration de la stabilité posturale dynamique peut être à l'origine de ce sentiment.

Un transfert en pivot vers une surface cible plus élevée ne modifie pas la stabilité posturale dynamique, comparé à un transfert vers une surface cible de même hauteur que l'assise initiale (Gagnon et al., 2012). Gagnon et al. (2012) ont étudié la stabilité posturale dynamique par le calcul des forces stabilisantes et déstabilisantes (cf. chapitre 1.3.6). Dans le cadre de cette étude, une approche basée sur des données cinématiques est proposée (cf. chapitre 2.5.6). L'objectif, en plus de la détermination de l'état de stabilité dynamique, est d'étudier les stratégies motrices sous-jacentes à l'état de stabilité et leurs éventuelles modifications suite à l'usage d'un accoudeur.

Ce chapitre présente un ensemble de paramètres en lien avec la stabilité posturale dynamique. Dans un premier temps le déplacement du bassin est détaillé, comme l'objectif du transfert est de déplacer cette partie corporelle de l'assise initiale vers l'assise cible. Ensuite, quatre éléments importants de la stabilité posturale dynamique sont présentés pour mieux comprendre comment ces éléments l'affectent. Il s'agit de la base de support et les déplacements, la vitesse et la quantité de mouvement du centre de masse de l'ensemble formé de la tête, du tronc et du bassin ( $COM_{TTB}$ ). Enfin, deux indicateurs globaux de stabilité sont calculés, permettant de juger de l'état de stabilité posturale, la distance de sécurité et le temps limite de correction ( $TLC$ ).

## 4.1 Déplacement du bassin

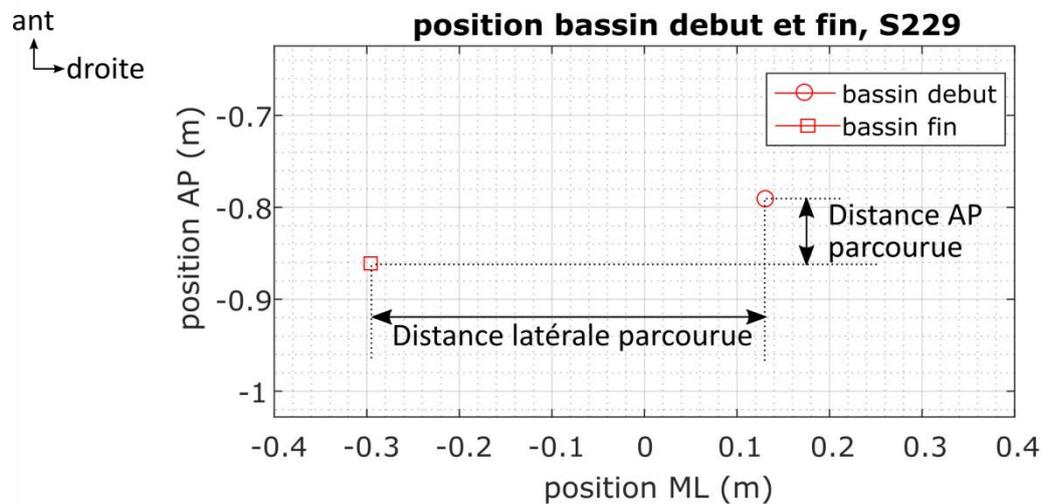
La consigne donnée aux participants était de déplacer le bassin, en un seul déplacement du côté initial (à droite) vers le côté cible (à gauche). Cette première partie évalue si la consigne, unique pour les trois conditions expérimentales, aboutit à un déplacement de bassin comparable. Cette évaluation est réalisée par la détermination des différences entre la position du centre de masse du bassin au début et à la fin de la période d'appui selon l'axe médio-latéral et antéropostérieure, ainsi que la hauteur maximale atteinte et la longueur de la trajectoire.

### 4.1.1 Différence de position médio-latérale et antéropostérieure

Les positions du centre de masse du bassin au début et à la fin de la période d'appui sont déterminées pour chaque participant et pour chaque condition expérimentale (**figure 4.1**). La distance latérale parcourue est comparable dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.33$ ), elle est en moyenne de 38cm (+/-4cm), 39cm (+/-4cm) et 39cm (+/-3cm) pour les conditions sans accoudeur, avec un accoudeur à 9cm et à 18cm, respectivement.

Il est attendu que la position antéropostérieure du bassin dans le repère global soit semblable au début et à la fin de la période d'appui, puisque l'assise cible est parallèle à l'assise initiale. Pour

vérifier ceci, la distance entre ces deux positions selon l'axe antéropostérieur est calculée (**figure 4.1**) L'écart absolu retrouvé entre ces positions est comparable dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.0743^{NP}$ ), il est de 1cm (1cm à 3cm), 1cm (1cm à 3cm) et 3cm (1cm à 3cm) dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm respectivement.



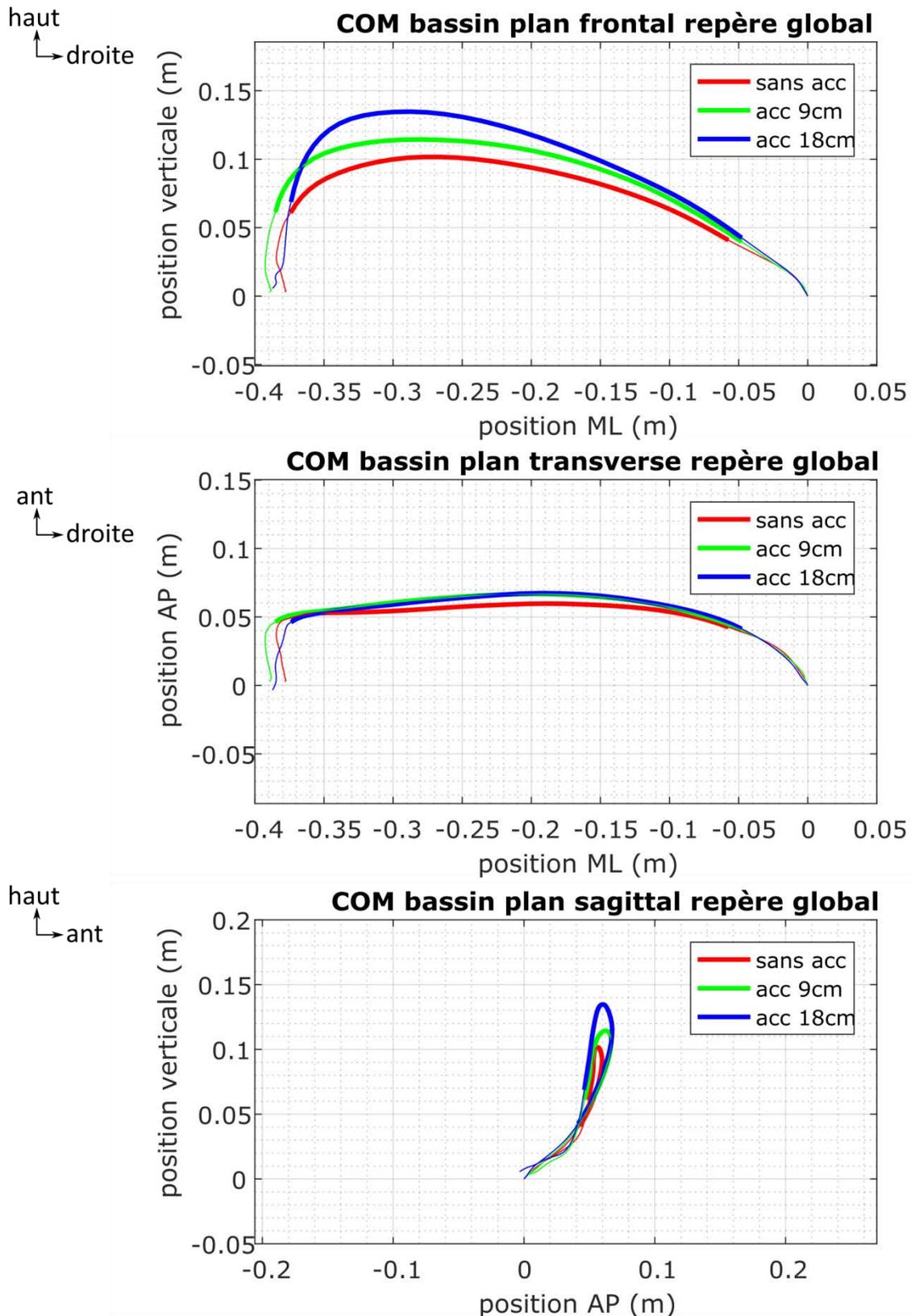
**Figure 4.1.** Position du centre de masse du bassin au début (O) et à la fin (□) de la période d'appui dans le plan transverse du repère global d'un participant (S229) qui a parcouru la plus grande distance selon l'axe antéropostérieur (7cm) dans la condition sans accoudoir

Ce premier paragraphe montre que les participants ont déplacé le bassin sur une distance latérale et antéropostérieure comparable pour les trois conditions expérimentales. Ceci confirme le respect de la consigne de déplacement latéral parallèle. Le paragraphe suivant présente la trajectoire empruntée par le bassin pour atteindre sa position finale.

#### 4.1.2 Trajectoire du bassin

La **figure 4.2** montre la trajectoire du bassin dans les trois plans du repère global. Pour atteindre sa position finale, le bassin s'élève, s'avance et se déplace latéralement. La hauteur maximale atteinte par le centre de masse du bassin par rapport à sa position au début de la période d'appui, est plus élevée, quand un accoudoir est présent ( $p < 0.00001$ ). Le bassin atteint sa hauteur la plus élevée dans la condition avec un accoudoir à 18cm (14cm (+/-3)). Celle-ci est plus haute que dans la condition avec un accoudoir à 9cm (12cm (+/-3),  $p = 0.0041$ ). La hauteur maximale la moins élevée apparaît dans la condition sans accoudoir (10cm (+/-3)), celle-ci est plus basse par rapport aux deux conditions avec un accoudoir ( $p = 0.0041$ ).

Puisque le bassin est levé plus haut, il est attendu que la longueur de la trajectoire à parcourir augmente également. En effet, la longueur de la trajectoire du bassin a tendance à augmenter avec la présence de l'accoudoir, mais cette augmentation n'est pas significativement différente dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.055$ ). La longueur atteint 57cm (+/-7cm), 58cm (+/-9cm) et 60cm (+/-8cm) dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement.



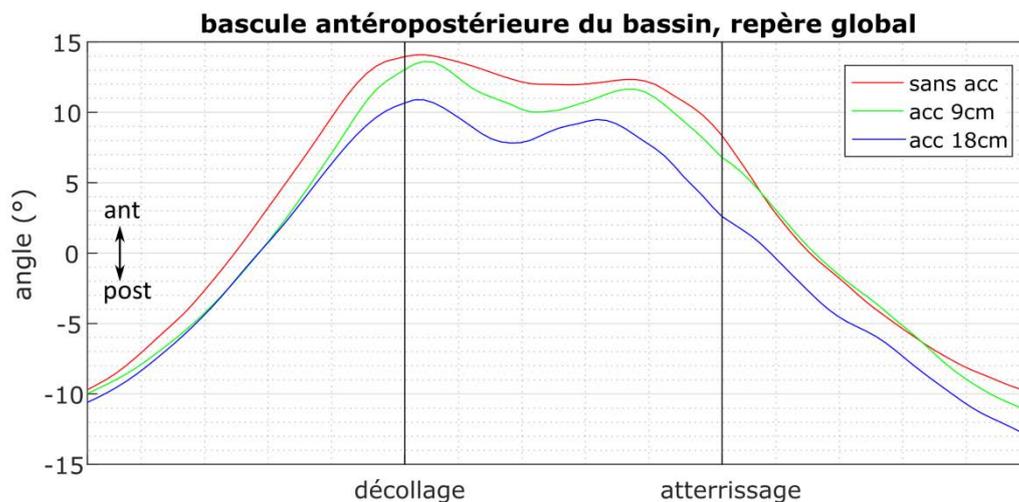
**Figure 4.2.** Déplacement du centre de masse du bassin, moyenne du groupe (n = 20), pour les trois conditions expérimentales dans les trois plans du repère global. Les courbes sont présentées par rapport à leur position au début de la période d'appui, la trajectoire en gras indique la phase de levée.  
 (Courbes individuelles : annexe 4.1 a-c)

Ce deuxième paragraphe montre que le bassin se déplace dans les trois plans de l'espace pour atteindre sa position finale, parallèle à sa position de départ. Le bassin se lève plus haut lorsqu'un accoudoir est présent, la longueur de la trajectoire a tendance à augmenter également.

Étonnamment, le bassin semble se déplacer vers l'avant dans la phase de chargement des membres supérieurs et en arrière dans la phase de déchargement des membres supérieurs, alors que le bassin n'est pas soulevé (**figure 4.2**, au centre et en bas). Ces déplacements du centre de masse du bassin peuvent être dus, soit à un glissement du bassin vers l'avant et vers l'arrière dans les phases de chargement et de déchargement, respectivement, soit par une bascule du bassin vers l'avant (antéversion) et vers l'arrière (rétroversion), respectivement. Le paragraphe suivant présente l'orientation du bassin durant le transfert, afin de préciser ces suppositions.

#### 4.1.3 Orientation du bassin

L'orientation du bassin est étudiée par rapport au repère global. La **figure 4.3** montre la bascule antéropostérieure du bassin autour de l'axe médio-latéral du repère global. Cette figure met en évidence que le bassin est initialement positionné en rétroversion et qu'il bascule en antéversion pendant la phase de chargement des membres supérieurs. Pendant la phase de levée le bassin garde une orientation légèrement en antéversion, par rapport à la verticale. Le bassin bascule à nouveau en rétroversion pendant la phase de déchargement des membres supérieurs. La **figure 4.3** montre également une tendance à une antéversion plus importante dans la condition sans accoudoir.



**Figure 4.3.** Bascule du bassin autour de l'axe médio-latéral du repère global, moyenne du groupe (n = 20) dans les trois conditions d'accoudoir (courbes individuelles : **annexe 4.2**)

#### 4.1.4 Interprétation

Cette partie a présenté le déplacement du bassin pendant la période d'appui du transfert selon les trois axes du repère global. Il est mis en évidence que les participants ont parcouru une distance latérale comparable dans les trois conditions expérimentales. Ceci confirme le respect de la consigne et que la distance latérale atteinte n'est pas modifiée par l'utilisation d'un accoudoir. Par contre, la trajectoire du bassin, empruntée pour atteindre la position finale, est légèrement modifiée avec les conditions expérimentales, celle-ci se fait plus en hauteur. Pendant la phase de chargement et de déchargement, le bassin bascule en antéversion et en rétroversion, respectivement, ce qui provoque l'avancement et le recul du centre de masse du bassin observé dans ces phases.

Le changement de stratégie motrice vers une trajectoire plus élevée du centre de masse du bassin indique un effort supplémentaire réalisé par les participants, car la masse du bassin est soulevée sur une distance verticale plus grande. Cet effort supplémentaire n'est pas ressenti par les participants à cette étude, trois participants ont même dit lors du questionnaire réalisé à la fin de l'expérimentation que le transfert avec un accoudoir est plus facile et coûte moins d'effort. Ceci indique que l'énergie supplémentaire dépensée pour soulever le bassin est économisée ailleurs.

La hauteur plus élevée atteinte lors des conditions avec un accoudoir peut également constituer un risque plus élevé au développement de lésions cutanées. La masse du bassin élevée plus haut, a une énergie potentielle de pesanteur plus élevée, si la descente du bassin n'est pas suffisamment contrôlée, elle peut provoquer un atterrissage plus fort et exposer la peau sous les fesses à des lésions. Par contre, la trajectoire de descente du bassin, semble être plus verticale dans la condition avec un accoudoir à 18cm, ce qui pourrait limiter les forces de cisaillement à l'instant de l'atterrissage. Ces dernières sont particulièrement mises en cause dans le développement d'escarres (Koontz and Druin, 2009).

Les modifications constatées pour la trajectoire du bassin peuvent indiquer des changements sur les trajectoires du tronc et de la tête. Ces deux autres segments du haut du corps représentent des masses importantes à déplacer par les membres supérieurs pendant le transfert. C'est pourquoi, il est d'intérêt d'élargir l'évaluation à la partie du haut de corps à déplacer (la tête, le tronc et le bassin).

**Conclusion** : L'objectif de cette première partie était de décrire le déplacement du bassin. Les distances latérale et antéropostérieure parcourues par le bassin sont comparables dans les trois conditions d'accoudoir, confirmant le respect des consignes du transfert latéral parallèle. Néanmoins, la trajectoire pour atteindre la position finale est modifiée par la condition avec accoudoir. Une hauteur plus élevée est atteinte par le bassin dans les conditions avec accoudoir. Mécaniquement, cette hauteur plus élevée nécessite un travail mécanique plus important, mais cet effort supplémentaire n'est pas ressenti par les participants, indiquant qu'une économie d'effort ailleurs est possible. La hauteur plus élevée du bassin pourrait accroître le risque de lésion cutanée, car si la descente du bassin n'est pas suffisamment contrôlée, l'impact avec l'assise cible sera plus fort.

## 4.2 La base de support potentielle

Pour déplacer le bassin de l'assise initiale vers l'assise cible, le centre de masse globale doit rester à l'intérieur de la base de support. Lors du transfert, la base de support est formée par les projections verticales des appuis des mains, des pieds et du bassin pendant les phases de chargement et de déchargement des membres supérieurs. Pendant la phase de levée, la base de support est réduite aux projections verticales des appuis des mains et des pieds, car le bassin n'est plus en appui sur l'assise. Toutefois, le bassin devient à nouveau le point d'appui à l'atterrissage ou en cas de perte d'équilibre postérieur, c'est pourquoi il est décidé d'inclure le bassin dans la base de support tout au long de la période d'appui, et de l'appeler base de support potentielle.

La base de support potentielle dans la présente étude est définie par les projections verticales des positions des mains, des pieds et du sacrum. Cette méthode simplifie le calcul de la surface de la base de support et est estimée suffisante pour détecter des modifications de la surface de la base de

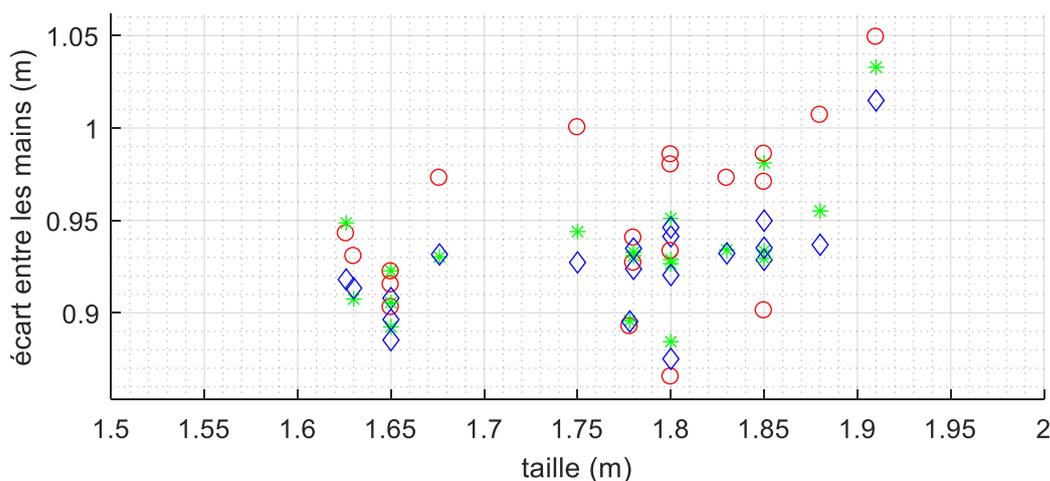
support potentielle. Dans cette partie, les projections verticales des positions de mains, de pieds et de sacrum, ainsi que la surface de la base de support sont successivement présentées.

#### 4.2.1 Écartement des mains

L'écartement de la main dirigeante régit l'espace disponible pour l'atterrissage du bassin. Dans la présente étude, la seule consigne concernant le placement des mains était de les positionner sur les PF à l'extérieur de l'assise (largeur 80cm). Le positionnement des mains pourrait dépendre de plusieurs facteurs, dont l'anthropométrie, particulièrement la longueur des membres supérieurs et du tronc, et la distance à parcourir. Si le positionnement des mains dépend de la distance à parcourir par le bassin, l'écart entre les mains devrait rester comparable dans les trois conditions expérimentales, alors que, si le positionnement des mains dépend de la longueur des membres supérieurs, les personnes plus grandes positionneraient leurs mains probablement avec un écartement plus grand que les personnes plus petites. Ces deux hypothèses sont évaluées ci-dessous.

Pour évaluer l'écart entre les deux mains, la position moyenne de chaque main pendant la phase de levée est calculée et l'écart entre ces deux positions selon l'axe médio-latéral du repère d'appui est calculé. L'écart entre les mains est plus petit dans la condition avec un accoudoir à 18cm (93cm (91 à 94)), comparé aux conditions sans accoudoir (94cm (92 à 98),  $p = 0.0028^{NP}$ ) et avec un accoudoir à 9cm (93cm (92 à 95),  $p = 0.0090^{NP}$ ). L'écart est semblable dans les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm ( $p = 0.0400^{NP}$ ).

La relation entre la taille du participant et l'écartement des mains est donnée par le coefficient de corrélation de rang de Spearman ( $r_s$ ). Le coefficient est calculé pour les trois conditions expérimentales séparément, une correction de Bonferroni est appliquée pour déterminer le seuil de significativité, il est fixé à  $p = 0.05 / 3 = 0.0167$ . Il existe une corrélation positive entre la taille et l'écart entre les mains dans la condition avec un accoudoir à 18cm ( $r_s = 0.69$ ,  $p = 0.0007$ ), mais cette corrélation est absente dans les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm ( $r_s = 0.42$ ,  $p = 0.0603$  et  $r_s = 0.51$ ,  $p = 0.0210$ , respectivement). La **figure 4.4** montre l'écart entre les mains en fonction de la taille des participants.



**Figure 4.4.** Écart entre les mains en fonction de la taille du participant dans les trois conditions expérimentales (○ = sans accoudoir, \* = accoudoir à 9cm, ◇ = accoudoir à 18cm)

Ce paragraphe montre que l'écart entre les mains est d'environ 93cm dans les trois conditions expérimentales. Cet écart semble faiblement corrélé à la taille des participants, mais probablement, la distance à atteindre est un facteur plus important dans le choix de l'écart entre les mains.

## 4.2.2 Position des pieds dans le plan transverse

Dans cette étude, les participants ont librement choisi la position de leurs pieds. Malgré l'absence de contrôle volontaire des membres inférieurs, la position des pieds influence le contrôle postural de manière passive. Il est possible que lors du transfert parallèle les pieds soient déplacés en direction de la cible avant la période d'appui, pour faciliter le déplacement du bassin en direction de la cible. Au début de la période d'appui un tel positionnement peut faciliter le déplacement vers la cible et à la fin de la période d'appui ceci peut limiter le freinage du déplacement provoqué par la traction des membres inférieurs. Aussi au niveau de la stabilité, ce positionnement peut élargir la base de support selon l'axe antéropostérieur lorsque la projection du centre de masse se situe au milieu des deux mains, ainsi apportant un état de stabilité plus grand pendant la phase de levée. Comme pour l'écart entre les mains, un lien est recherché entre la taille du participant et la distance séparant, selon l'axe antéropostérieur, les pieds et la ligne reliant les deux mains. Possiblement, les personnes plus grandes positionnent leurs pieds plus en avant que les personnes plus petites. Ce paragraphe présente la position des pieds selon les axes médio-latéral et antéropostérieur pour évaluer ces deux hypothèses.

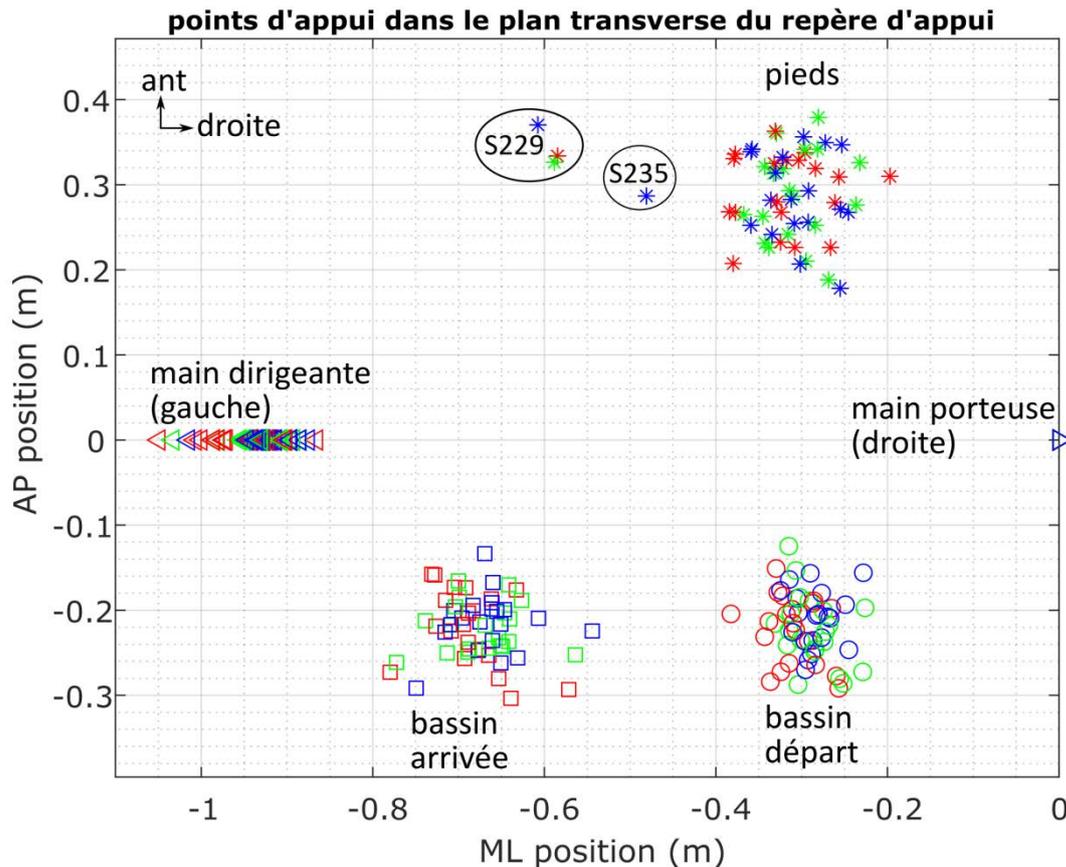
### 4.2.2.1 Position des pieds selon l'axe médio-latérale

Selon l'axe médio-latéral, les pieds sont le plus souvent alignés avec l'emplacement du centre de masse du bassin au début de la période d'appui (**figure 4.5**). L'analyse des vidéos numériques a montré qu'un seul participant (S229) a déplacé les membres inférieurs en direction de la cible avant le déplacement du bassin. Ce participant a opté pour cette stratégie dans chaque condition expérimentale, un autre participant (S235) a utilisé cette stratégie seulement dans la condition avec un accoudoir à 18cm (**figure 4.5**). Au contraire, tous les autres participants (et le participant S235 dans les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm) ont ramené les membres inférieurs en direction de la cible après le déplacement du bassin réalisé.

En moyenne, selon l'axe médio-latéral du repère d'appui, les pieds se situent à 1cm (+/-5cm), 2cm (+/-4cm) et 3cm (+/-5cm) plus en direction de la cible par rapport à la position du centre de masse du bassin au début de la période d'appui dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement ( $n = 19$ , S229 exclu), ceci est comparable dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.15$ ). Un test statistique non paramétrique ( $n = 20$ ) confirme que la position médio-latérale des pieds par rapport au bassin, pour les 20 participants, est comparable dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.45$ ).

### 4.2.2.2 Position des pieds selon l'axe antéropostérieure

Les pieds sont positionnés à 29cm (+/-5cm), 28cm (+/-5cm) et 29cm (+/-5cm) devant la ligne reliant les deux mains dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement. Cette distance selon l'axe antéropostérieur est semblable dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.7$ ). Le coefficient de corrélation de rang de Spearman montre que cette distance n'est pas corrélée à la taille de la personne ( $r_s = 0.41$ ,  $p = 0.08$  sans accoudoir,  $r_s = 0.42$ ,  $p = 0.06$  avec accoudoir à 9cm et  $r_s = 0.47$ ,  $p = 0.04$  avec un accoudoir à 18cm).



**Figure 4.5.** Positions des pieds (\*) et le centre de masse du bassin au départ (o) et à la fin (□) de la période d'appui, par rapport à la ligne reliant les deux mains dirigeante (<) et porteuse (>), pour tous les participants dans toutes les conditions (**en rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm)

Ce paragraphe montre que les pieds sont spontanément positionnés alignés avec le bassin au départ et ramenés en direction de la cible après le déplacement du bassin. Les pieds se situent à environ 30cm devant la ligne reliant les deux mains, indépendamment de l'utilisation d'un accoudoir ou de la taille des participants. Ces résultats semblent indiquer que, mise à part un participant, le positionnement des pieds ne semble pas être un élément de préoccupation dans le transfert, ceci malgré l'apport que celui-ci pourrait procurer, tant au niveau du travail mécanique (le positionnement des pieds peut aider à diriger le déplacement du bassin (Gagnon et al., 2009a)) qu'au niveau de la stabilité (en agrandissant la base de support). Il est possible que l'absence de retour sensoriel des membres inférieurs diminue la reconnaissance de la capacité des membres inférieurs à aider pendant le transfert.

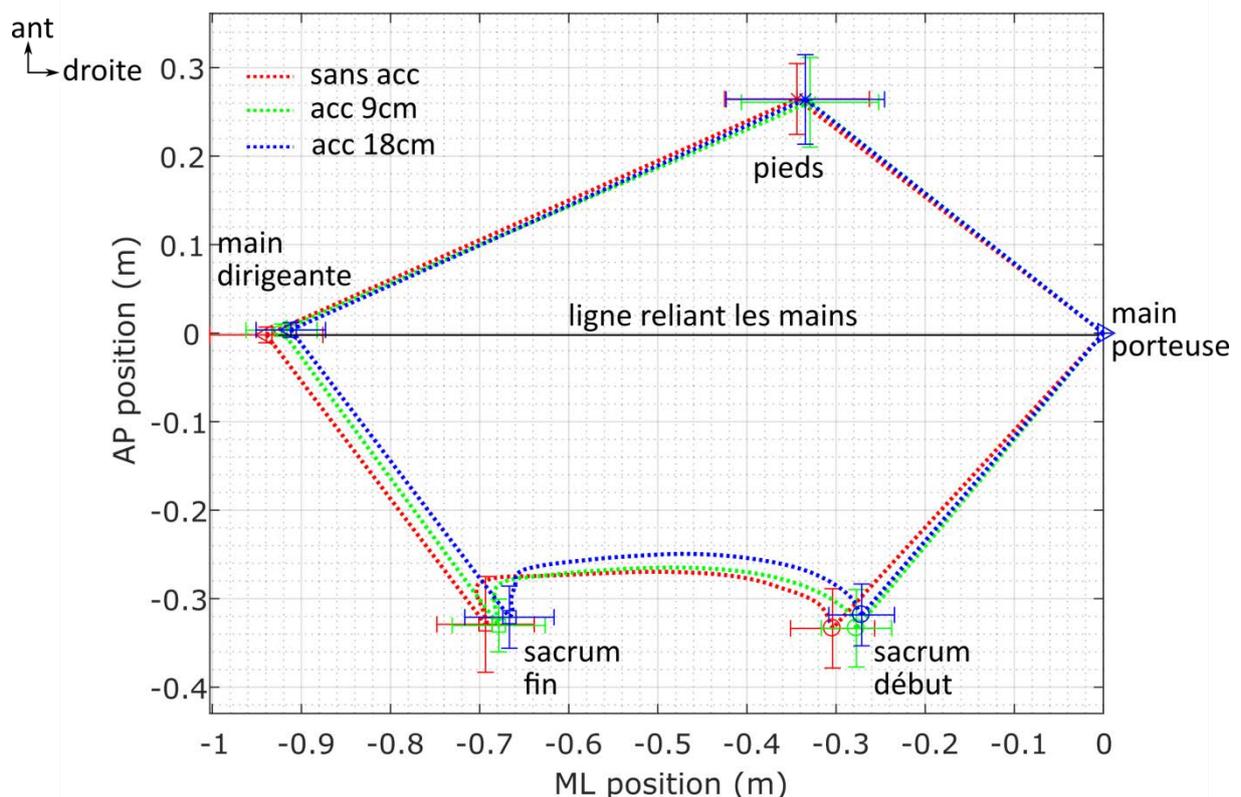
#### 4.2.3 Position du sacrum

La limite postérieure de la base de support potentielle choisie dans cette étude est la projection verticale de la position du sacrum à chaque instant pendant la phase de levée. Comme constaté pour le bassin, il est attendu que la distance minimale entre le sacrum et la ligne reliant les deux mains soit comparable dans les trois conditions expérimentales. Cette distance minimale déterminera la surface de la base de support potentielle la plus petite. Ce paragraphe présente les positions du sacrum au début et à la fin de la période d'appui, ainsi que la distance minimale entre le sacrum et la ligne

reliant les deux mains, afin de finaliser la description des projections verticales des quatre points d'appui formant la base de support potentielle.

La position du sacrum au début de la période d'appui se situe à 33cm (+/-4), 33cm (+/-4) et 32cm (+/-3) derrière la ligne reliant les deux mains dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement. À la fin de la période d'appui le sacrum se situe à 33cm (+/-5cm), 33cm (+/-3cm) et 32cm (+/-4cm) derrière la ligne reliant les deux mains dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement. Ces positions du sacrum sont comparables dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.054$  et  $p = 0.472$  pour la position au départ et à la fin, respectivement).

La distance minimale entre le sacrum et la ligne reliant les deux mains est de 25cm (+/-3) dans la condition avec un accoudoir à 18cm (**figure 4.6**). Cette distance est inférieure à celles observées dans les conditions sans accoudoir (26cm (+/-4cm),  $p = 0.0080$ ) et avec un accoudoir à 9cm (26cm (+/-5cm),  $p = 0.0351$ ). Cette distance est comparable dans les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm ( $p = 1$ ). Les distances rapportées ne sont pas corrélées à la taille des participants ( $r_s < à 0.5$  et  $p > à 0.05$ ).



**Figure 4.6.** Projection verticale des positions des mains, des pieds et du sacrum (moyenne et barres d'erreurs correspondant à l'écart-type). Les lignes pointillées matérialisent les limites de la base de support potentielle, moyenne du groupe (n=20)

Ce paragraphe montre, qu'au début et à la fin de la période d'appui, la projection verticale de la position du sacrum se situe à environ 33cm derrière la ligne reliant les deux mains. Le sacrum s'avance pendant la phase de levée au plus à une distance d'environ 25cm derrière la ligne reliant les

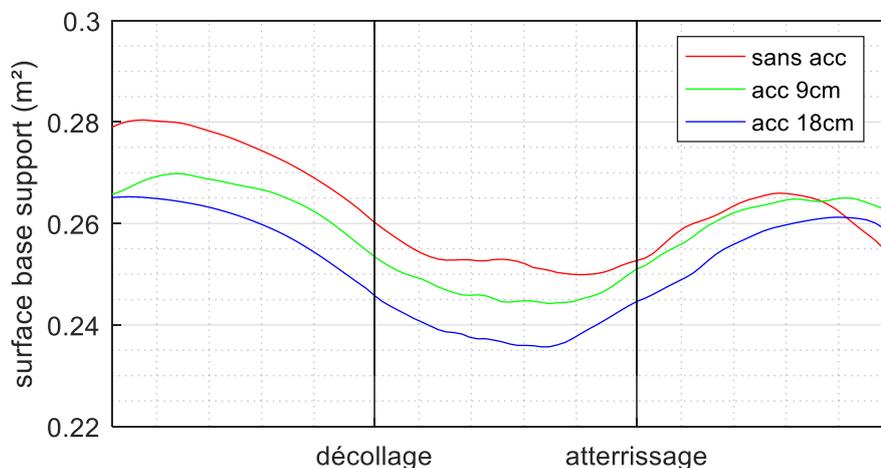
deux mains, cette distance est plus petite dans la condition avec un accoudoir à 18cm. Ce dernier constat est contraire aux attentes, car la distance antérieure maximale atteinte par le centre de masse du bassin est comparable dans les trois conditions, il était attendu que ce serait le cas aussi pour le sacrum. Probablement, la combinaison de déplacement linéaire et de bascule du bassin provoque ce changement dans le déplacement du sacrum par rapport à celui du centre de masse du bassin. Dans la condition sans accoudoir, le bassin a une tendance à être plus en antéversion (**figure 4.3**), en même temps le bassin a tendance à se déplacer moins en avant, en somme, le sacrum reste plus postérieur dans cette condition. Ceci pourrait augmenter quelque peu la taille de la surface de la base de support potentielle dans la condition sans accoudoir.

#### 4.2.4 Surface de la base de support potentielle

La surface de la base de support potentielle évolue au cours de la période d'appui, en même temps que le sacrum se déplace. Pour cette raison, la surface moyenne de la base de support potentielle est calculée séparément pour les phases de chargement des membres supérieurs, de levée et de déchargement des membres supérieurs. Il est possible que la surface de la base de support soit plus grande dans la condition sans accoudoir, car l'écartement des mains est légèrement plus élevé et le bassin s'est légèrement moins avancé dans cette condition.

##### 4.2.4.1 Évolution de la surface de la base de support potentielle

Dans les trois conditions expérimentales, la surface de la base de support diminue du début de la période d'appui jusqu'au milieu de la phase de levée (**figure 4.7, annexe 4.3**). Ceci est cohérent avec le déplacement du sacrum, celui-ci avance et provoque un rétrécissement de la base de support potentielle pendant la phase de levée.



**Figure 4.7.** Surface de la base de support pendant les trois phases de la période d'appui dans les trois conditions expérimentales, moyenne du groupe (n = 20). (Courbes individuelles : **annexe 4.3**)

Pendant la phase de chargement des membres supérieurs, la surface de la base de support s'avère plus petite dans les conditions avec un accoudoir à 9cm (2650cm<sup>2</sup> (+/-256)) et à 18cm (2589cm<sup>2</sup> (+/-252)), comparée à la condition sans accoudoir (2739cm<sup>2</sup> (+/-240)), p = 0.0439 et p = 0.0003, respectivement).

Dans la phase de levée, seule la surface de la base de support potentielle dans la condition avec un accoudoir à 18cm (2393cm<sup>2</sup> (+/-307)) est plus petite que celle dans la condition sans accoudoir (2528cm<sup>2</sup> (+/-255), p = 0.0004).

Dans la phase de déchargement des membres supérieurs, la surface de la base de support est comparable dans les trois conditions expérimentales (p = 0.3456) (**tableau 4.1**).

**Tableau 4.1.** Surface de la base de support (moyenne (n = 20) +/- écart-type) pendant les trois phases de la période d'appui dans les trois conditions.

	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
Surface moyenne phase de chargement (cm <sup>2</sup> )	2739 <sup>a,b</sup> +/- 240	2650 <sup>a</sup> +/- 256	2589 <sup>b</sup> +/- 252	<b>p = 0.0436</b>	<b>p = 0.0003</b>	p = 0.2693
Surface moyenne dans la phase de levée (cm <sup>2</sup> )	2528 <sup>b</sup> +/- 255	2471 +/- 301	2393 <sup>b</sup> +/- 307	p = 0.2350	<b>p = 0.0004</b>	p = 0.0624
Surface moyenne phase de déchargement (cm <sup>2</sup> )	2608 +/- 317	2610 +/- 283	2557 +/- 288		p = 0.3456	

<sup>a</sup> : différence entre les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm

<sup>b</sup> : différence entre les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 18cm

Ce paragraphe montre que la surface de la base de support est modifiée légèrement par l'utilisation d'un accoudoir. La surface est légèrement plus grande dans les phases de chargement des membres supérieurs et de levée quand le transfert est réalisé sans accoudoir. Ce résultat était attendu, car les mains sont légèrement plus écartées dans cette condition et le sacrum s'est avancé moins en direction de la ligne reliant les deux mains.

#### 4.2.5 Interprétation

Cette partie a décrit les caractéristiques (projections verticales des quatre points d'appui et la surface) de la base de support potentielle mise en place par les participants pour réaliser les transferts.

La surface de la base de support potentielle observée dans cette étude, est légèrement inférieure à celle rapportée dans la littérature. Lors du transfert en pivot, une surface moyenne de 0.4m<sup>2</sup> (Gagnon et al., 2012) et une surface maximale comprise entre 0.41m<sup>2</sup> et 0.44m<sup>2</sup> (Desroches et al., 2013a) sont rapportées, contre une surface moyenne comprise entre 0.25m<sup>2</sup> et 0.27m<sup>2</sup> dans cette étude. Cette différence est probablement due aux méthodes utilisées pour déterminer la base de support potentielle et pour calculer la surface. Dans les deux études citées, le contour des projections verticales de la surface occupée par les pieds, les mains et le bassin a été utilisé pour définir la base de support potentielle. Dans la présente étude, seul le contour de la projection verticale des quatre points d'appui a déterminé la base de support. Cette dernière méthode proposée sous-estime la surface totale de la base de support potentielle, mais permet néanmoins la comparaison des différentes conditions expérimentales, visée dans cette étude.

Lorsque la main dirigeante est surélevée à 18cm, la surface de la base de support potentielle diminue légèrement par rapport à la condition sans accoudoir. Dans la condition avec un accoudoir à 9cm il

existe également une tendance à la diminution de la surface de la base de support potentielle. Un tel changement n'est pas observé dans l'étude du transfert en pivot en direction d'une assise cible plus élevée (Gagnon et al., 2012). Dans ce type de transfert, la main dirigeante est également surélevée, mais ce positionnement n'a pas influencé la surface de la base de support potentielle. Dans l'étude citée, l'assise cible se situait à 10cm au-dessus de l'assise initiale, ce qui est proche de la hauteur d'accouoir à 9cm de la présente étude. Cette condition expérimentale montre une tendance à diminuer la surface de la base de support potentielle, mais cette tendance n'est pas confirmée par un test statistique.

Dans la présente étude, les projections verticales des quatre points d'appui sont rapportées, permettant d'expliquer comment la surface de la base de support est modifiée. Il s'avère que l'écart entre les mains est plus grand et le sacrum s'avance moins en direction de la ligne reliant les mains dans la condition sans accouoir.

L'écart entre les deux mains est légèrement plus petit dans la condition avec un accouoir à 18cm, comparée aux deux autres conditions. Cette différence peut être expliquée par la liberté de positionner les deux mains dans la condition sans accouoir, alors que dans la condition avec un accouoir à 18cm, la main dirigeante était positionnée sur l'accouoir à un écartement fixe par rapport à l'assise. La différence d'écartement des mains entre les deux conditions avec un accouoir est étonnante, car les mêmes contraintes de positionnement étaient présentes pour ces conditions.

Il était attendu que l'écart entre les mains soit lié à la taille du participant, plus particulièrement dans la condition sans accouoir, quand les deux mains pouvaient être positionnées librement. Cette étude montre qu'il existe un lien faible entre l'écartement des deux mains et la taille du participant, mais seulement dans la condition avec un accouoir à 18cm. Probablement, les contraintes liées aux placements des mains sur des PF n'a pas permis aux participants de choisir l'écartement des mains en fonction de leur préférence. Il est possible que la taille de la personne ne soit pas un critère prépondérant dans le choix de l'écart entre les mains, mais que d'autres critères ont plus d'influence, comme la distance à parcourir par le bassin. Ceci indique que la tâche à réaliser a influencé le positionnement des mains et que les participants n'ont pas pu choisir un écartement adapté à leur morphologie.

Un écartement plus grand, impose également plus de contraintes au niveau des épaules, car le bras de levier entre la main et l'épaule augmente. Ceci oblige la personne se transférant à générer plus de couple au niveau des épaules dans la condition sans accouoir. Dans ce cadre, il aurait été intéressant de calculer la distance absolue entre la main et l'épaule. Cette distance pourrait être plus petite dans les conditions avec un accouoir et pourrait diminuer les couples à générer au niveau de l'épaule. Dans cette étude, six participants (cinq femmes et un homme (cf. **annexe 2.1**)) n'ont pas réussi à réaliser le transfert en un seul mouvement de bassin. Ils n'ont peut-être pas été capables de s'adapter à la tâche demandée, car l'écartement des bras nécessaire exigeait des couples trop importants à générer au niveau des épaules.

Quasiment tous les participants ont laissé les pieds positionnés devant le bassin au départ du transfert et les ont déplacés après le déplacement du bassin. Seul un participant a déplacé les pieds avant le déplacement du bassin dans les trois conditions expérimentales. Un déplacement des pieds en direction de la cible aurait peut-être pu faciliter le déplacement du bassin, car ce dernier serait "attiré" en direction de la cible au début de la période d'appui et moins freiné à la fin de cette

période. Il est possible que le positionnement des pieds ne soit pas une préoccupation pour les participants à cause de la perte de retour sensoriel des membres inférieurs et l'incapacité de ces derniers à participer activement au contrôle postural. Il est d'ailleurs probable que la base de support ne s'étende pas jusqu'à la projection verticale de la position des pieds. C'est à dire, la base de support fonctionnelle peut être drastiquement moins importante que la base de support potentielle considérée dans cette étude. Afin de mieux comprendre les exigences du contrôle postural dynamique pendant le transfert, une meilleure connaissance de la base de support fonctionnelle est nécessaire.

Généralement, il est conseillé aux personnes atteintes d'une LME de positionner les pieds légèrement en avant par rapport aux genoux (flexion  $\sim 80^\circ$ , tendant vers l'extension) afin d'éviter le dérobement des membres inférieurs pendant le transfert (Gagnon et al., 2009a). Si les pieds sont positionnés devant les genoux par les participants, il serait probable que la distance entre les pieds et la ligne reliant les deux mains soit corrélée de façon positive avec la taille du participant. Une telle corrélation n'a pas été retrouvée dans cette étude. Par contre, la position des pieds peut être plus avancée que les genoux, car malheureusement, dans la présente étude, les membres inférieurs n'étaient pas équipés de marqueurs rendant la vérification impossible.

La distance entre la ligne reliant les deux mains et le sacrum au début et à la fin de la période d'appui est comparable dans les trois conditions. Quant au minimum de cette distance, elle est légèrement diminuée dans la condition avec un accoudoir à 18cm comparée à la condition sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm. C'est probablement à cause de cette position plus avancée du sacrum dans la condition avec un accoudoir à 18cm que la surface de la base de support potentielle dans la phase de levée est plus petite, comparée à la condition sans accoudoir. En plus, les mains sont plus écartées dans la condition sans accoudoir. En somme, la surface de la base de support potentielle est légèrement plus grande dans la condition sans accoudoir. Ceci pourrait avoir une conséquence positive sur l'état de stabilité dans cette condition, en considérant qu'une base de support plus grande apporte une stabilité plus grande. Par contre, l'écartement des mains peut avoir une conséquence négative sur l'effort à fournir pour soulever le haut du corps, car le bras de levier entre le point d'appui et le tronc augmente. Ce constat pourrait expliquer pourquoi certains participants n'ont pas pu réaliser le transfert en un seul mouvement, la tâche les obligeait d'écartier les mains d'environ 90cm, cet écartement des bras peut augmenter le couple à générer au niveau de l'épaule. Si le participant n'est pas capable de fournir ce couple, le transfert devient impossible.

**Conclusion** : Les points d'appui choisis par les participants sont peu modifiés par l'utilisation d'un accoudoir. Les mains sont légèrement moins écartées quand un accoudoir à 18cm est utilisé et le sacrum s'avance légèrement plus en avant dans cette condition. Ceci provoque une base de support légèrement plus petite lorsqu'un accoudoir à 18cm est utilisé. Les positions des mains, des pieds et du sacrum ne sont pas corrélées à la taille de la personne, mais probablement plus liées à la tâche demandée et à l'environnement dans lequel le transfert est à réaliser. Néanmoins, il reste possible que la taille soit un facteur facilitant le transfert, tout comme la capacité à générer des couples aux articulations pour réaliser les mouvements.

### 4.3 Déplacement du centre de masse de l'ensemble tête, tronc, bassin

Le contrôle postural désigne la capacité à réguler le déplacement du centre de masse en lien avec la base de support (Pollock et al., 2000). La base de support potentielle pendant le transfert latéral parallèle a été introduite dans la partie précédente, celle-ci est légèrement plus grande dans la condition sans accoudoir. Cette troisième partie présente le déplacement du centre de masse de l'ensemble formé de la tête, du tronc et du bassin ( $COM_{TTB}$ ) pour mieux comprendre comment celui-ci se déplace. Les modifications de la trajectoire du centre de masse du bassin laissent supposer que la trajectoire du  $COM_{TTB}$  peut être modifiée. La trajectoire du  $COM_{TTB}$  est montrée dans les trois plans du repère d'appui et ensuite les positions maximales antérieure et verticale, ainsi que les positions médio-latérales à différents instants de la période d'appui, sont comparées pour les trois conditions expérimentales pour décrire les déplacements du  $COM_{TTB}$ .

#### 4.3.1 Description du déplacement du $COM_{TTB}$

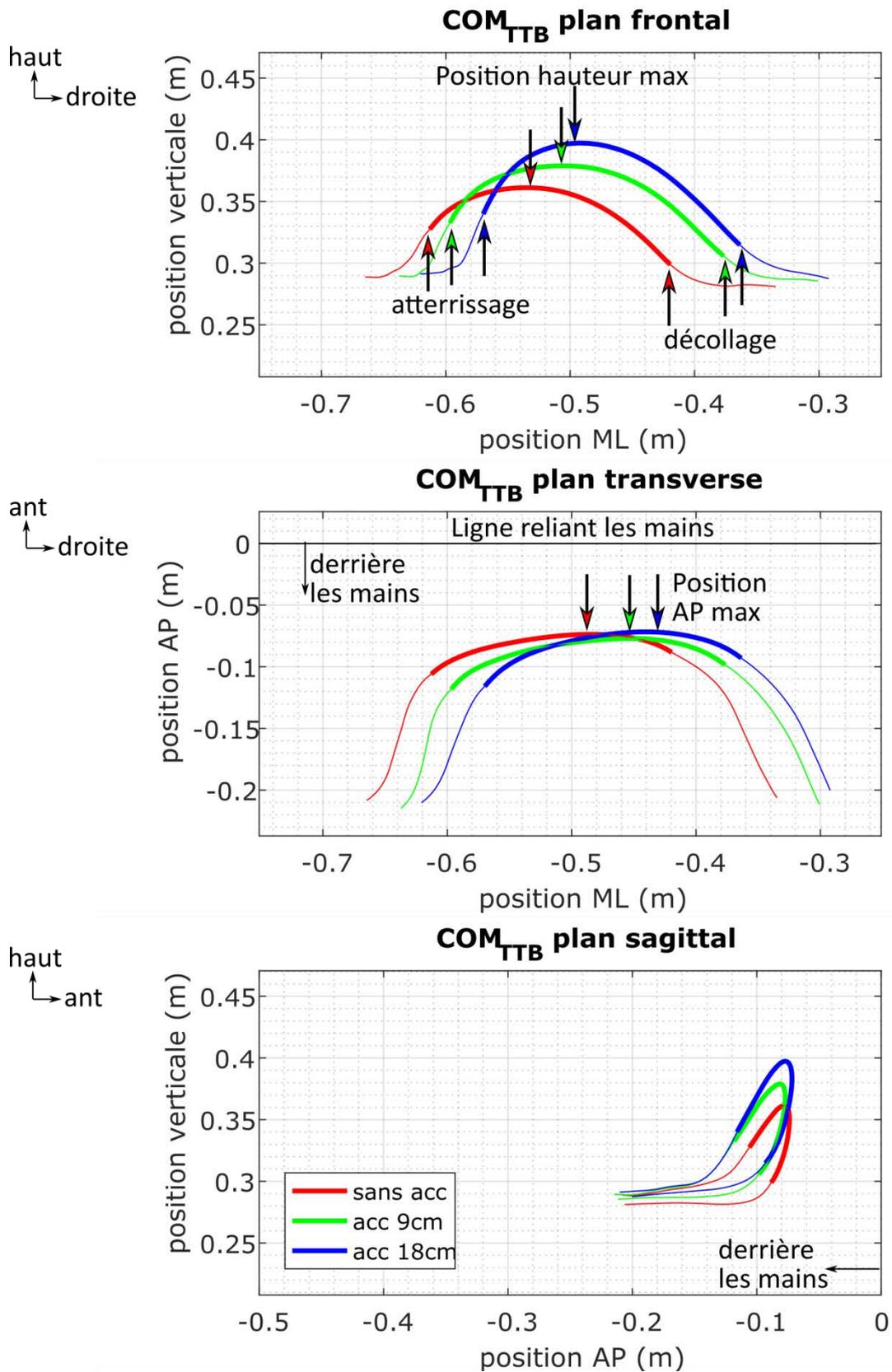
La **figure 4.8** montre la trajectoire du  $COM_{TTB}$  dans les trois plans du repère d'appui. Comme pour le bassin, le  $COM_{TTB}$  se lève plus haut dans la condition avec un accoudoir et d'autant plus quand l'accoudoir se situe à 18cm (**figure 4.8**, en haut et en bas). Sur l'axe antéropostérieur, le  $COM_{TTB}$  présente une excursion plus grande que celle du centre de masse du bassin, et semble comparable pour les trois conditions expérimentales (**figure 4.8**, au centre et en bas). Selon l'axe médio-latéral, la trajectoire du  $COM_{TTB}$  semble être décalée en direction de la cible dans la condition sans accoudoir (**figure 4.8**, en haut et au centre). Ces trois observations sont analysées à l'aide d'un test statistique pour déterminer si des différences existent pour les trois conditions expérimentales.

##### 4.3.1.1 Position antérieure maximale du $COM_{TTB}$

La position du  $COM_{TTB}$  selon l'axe antéropostérieure paraît intéressant à étudier, car un dépassement de la ligne reliant les mains par le  $COM_{TTB}$  peut compromettre l'équilibre. L'absence de contrôle musculaire des membres inférieurs rend la réorientation du  $COM_{TTB}$  difficile, voire impossible. La position antéropostérieure maximale est semblable dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.5590$ ), celle-ci reste 7cm (+/-3cm), 8cm (+/-2cm) et 7cm (+/-2cm) derrière la ligne reliant les deux mains dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement (**figure 4.8**, au centre et en bas). Le  $COM_{TTB}$  est resté derrière la ligne reliant les deux mains pour tous les participants (**annexe 4.4 b et c**).

##### 4.3.1.2 Hauteur maximale atteinte par le $COM_{TTB}$

La hauteur du  $COM_{TTB}$  est étudiée, car une masse se situant plus haut peut être déséquilibrée plus facilement qu'une masse à une hauteur proche de la base de support. La hauteur maximale atteinte par le  $COM_{TTB}$  augmente avec l'utilisation et la hauteur de l'accoudoir ( $p < 0.0001$ ). La hauteur atteinte est respectivement de 36cm (+/-3cm), 38cm (+/-3cm) et 40cm (+/-3cm) plus haut que la main droite (origine du repère d'appui).



**Figure 4.8** Courbes moyennes du déplacement du  $COM_{TTB}$  ( $n = 20$ ), dans trois plans du repère d'appui et trois conditions. En gras le déplacement pendant la phase de levée (courbes individuelles : annexe 4.4 a-c)

### 4.3.1.3 Position latérale du $COM_{TTB}$

L'analyse visuelle des courbes de déplacement du  $COM_{TTB}$  montre un décalage du  $COM_{TTB}$  dans la direction de la cible tout au long de la période d'appui. Pour déterminer si la position médio-latérale est décalée plus en direction de la cible dans la condition sans accoudoir, cette position est relevée à quatre instants pendant le transfert, au décollage, aux instants de l'atteinte des positions antéropostérieure et verticale maximale et à l'atterrissage (**figure 4.8**, en haut et au centre). À chacun de ces instants, le  $COM_{TTB}$  est décalé en direction de la cible dans la condition sans accoudoir, comparée aux conditions avec un accoudoir (**tableau 4.2**). À l'instant de l'atteinte de la position verticale maximale et à l'atterrissage, la position médio-latérale est également plus déplacée en direction de la cible dans la condition avec un accoudoir à 9cm, comparée à la condition avec un accoudoir à 18cm (**tableau 4.2**).

**Tableau 4.2.** Projections verticales des positions médio-latérales du  $COM_{TTB}$  à plusieurs instants pendant le transfert (moyenne (écart-type) et médiane (1er à 3ème quartiles) )

Position (cm)	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 9cm	Sans accoudoir vs accoudoir à 18cm	Accoudoir à 9cm vs accoudoir à 18cm
				$p < 0.0001$	$p < 0.0001$	$p = 0.1561$
Position ML au décollage	42 <sup>a,b</sup> (+/- 5)	38 <sup>a</sup> (+/- 4)	36 <sup>b</sup> (+/- 4)	$p < 0.0001$	$p < 0.0001$	$p = 0.1561$
Position ML lorsque la position AP est max	49 <sup>a,b</sup> (+/- 4)	45 <sup>a</sup> (+/- 5)	44 <sup>b</sup> (+/- 5)	$p = 0.0002$	$p < 0.0001$	$p = 0.3552$
Position ML lorsque la position verticale est max <sup>NP</sup>	55 <sup>a,b</sup> (52 à 56)	51 <sup>a,c</sup> (49 à 54)	49 <sup>b,c</sup> (48 à 51)	$p = 0.0072$	$p < 0.0001$	$p = 0.0137$
Position ML à l'atterrissage <sup>NP</sup>	62 <sup>a,b</sup> (60 à 65)	61 <sup>a,c</sup> (59 à 63)	58 <sup>b,c</sup> (55 à 60)	$p = 0.0152$	$p = 0.0001$	$p = 0.0003$

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

<sup>a</sup> : différence entre les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm

<sup>b</sup> : différence entre les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 18cm

<sup>c</sup> : différence entre les conditions avec un accoudoir à 9cm et à 18cm

### 4.3.2 Interprétation

L'analyse de la trajectoire du  $COM_{TTB}$  montre que le  $COM_{TTB}$  s'élève plus dans la condition avec un accoudoir, et ce d'autant plus que l'accoudoir est élevé. Dans la condition sans accoudoir, la position médio-latérale du  $COM_{TTB}$  est située plus en direction de la cible dès l'instant de décollage, jusqu'à l'atterrissage. Cette position amène le  $COM_{TTB}$  potentiellement plus en direction de la limite de la base de support potentielle et pourra indiquer un état de stabilité moindre dans cette condition. Par contre, la projection verticale de la position antéropostérieure maximale atteinte est comparable dans les trois conditions expérimentales et elle reste située derrière la ligne reliant les mains.

Afin de maintenir l'équilibre pendant le transfert, le centre de masse doit être déplacé en accord avec la base de support potentielle, présentée dans la partie 4.2. Aucune étude scientifique n'a rapporté les déplacements du centre de masse pendant le transfert latéral. Dans la présente étude, le centre de masse de l'ensemble formé de la tête, du tronc et du bassin ( $COM_{TTB}$ ), comptant pour plus de 50% de la masse globale (R. Dumas et al., 2007a) représente le déplacement du centre de masse global. Le  $COM_{TTB}$  se déplace dans les trois plans de l'espace, principalement en direction de la

cible, selon l'axe médio-latéral, mais également selon les axes antéropostérieur et vertical. Les déplacements du centre de masse global suivent probablement une trajectoire proche du  $COM_{TTB}$ , mais puisque les membres inférieurs n'étaient pas équipés de marqueurs cinématiques, cette hypothèse ne peut pas être vérifiée.

La position antérieure maximale du  $COM_{TTB}$  reste systématiquement derrière la ligne reliant les deux mains dans les trois conditions expérimentales. Cette observation montre l'importance de la ligne reliant les deux mains dans le contrôle postural pendant le transfert. En effet, les participants présentent tous une perte de la motricité volontaire des membres inférieurs, en conséquence, si le centre de masse dépasse la ligne reliant les deux mains, les membres inférieurs ne pourront pas générer la force nécessaire pour rediriger le centre de masse vers l'arrière et éviter une chute vers l'avant. Les pieds supportent en moyenne 20% du poids de corps (Gagnon et al., 2008b), ce qui correspond à environ la moitié du poids des membres inférieurs (comptant pour 36,6% et 40,2% du poids de corps chez les hommes et les femmes, respectivement (R. Dumas et al., 2007a)). Ceci laisse penser que le contact des pieds au sol permet de supporter une partie de la masse des membres inférieurs, et ainsi de décharger les membres supérieurs d'une partie de la masse corporelle, mais que le contrôle postural de la masse restante est assuré par les membres supérieurs. Il serait intéressant d'étudier si le centre de masse global reste également derrière la ligne reliant les deux mains ou si les participants s'autorisent à dépasser cette ligne. Si le  $COM_{TTB}$  reste derrière la ligne reliant les deux mains l'importance de cette ligne sera confirmée.

Selon l'axe vertical, le  $COM_{TTB}$  atteint une position maximale plus élevée dans les conditions avec un accoudoir, comparée à la condition sans accoudoir. Cette position plus élevée est du même ordre (environ +2cm par condition) que celle observée pour le centre de masse du bassin. Il est assez étonnant qu'une telle stratégie soit choisie par les participants, car d'un point de vue mécanique cette hauteur impose plus de contraintes. Par exemple, la plus grande élévation du  $COM_{TTB}$  réduit le ratio entre cette hauteur et la surface de la base de support potentielle (qui d'ailleurs est légèrement plus réduite dans les conditions avec un accoudoir). De plus, la plus grande élévation devrait coûter plus de travail mécanique. Dernièrement, l'énergie potentielle augmente, ce qui peut avoir des conséquences négatives pour la peau sous les fesses, si la descente n'est pas suffisamment freinée.

Si l'état de stabilité du  $COM_{TTB}$  est modélisé comme une pendule inverse dans le plan sagittal (le  $COM_{TTB}$  se situant à une hauteur  $h$  relié à la projection sagittale des mains), la plus grande élévation du  $COM_{TTB}$  restreint les débattements du centre de masse autorisés par rapport à l'ancrage du pendule. Or, il est observé que le  $COM_{TTB}$  reste systématiquement derrière la ligne reliant les deux mains, en conséquence, la hauteur supplémentaire du  $COM_{TTB}$  dans les conditions avec un accoudoir pourraient rendre le passage au-dessus des mains (ancrage du pendule) plus difficile. Si les participants sont capables de ressentir une difficulté accrue à basculer par-dessus des mains, ce sens peut être à l'origine du sentiment d'un meilleur contrôle ou une meilleure confiance évoqué par les participants dans les conditions avec un accoudoir.

Dans cette étude, la hauteur du  $COM_{TTB}$  est rapportée par rapport à la hauteur de la main droite, alors que dans les conditions avec un accoudoir, la main gauche se situe à 9cm ou 18cm au-dessus de la hauteur de la main droite. Ceci diminue la distance verticale entre le  $COM_{TTB}$  et la main gauche, permettant peut-être aux participants de mieux contrôler les déplacements du  $COM_{TTB}$ . En plus, cette distance plus petite diminuerait probablement les couples à générer pour exercer une action sur le

déplacement du  $COM_{TTB}$ . Ces deux conséquences pourraient avoir apporté un sentiment de meilleur contrôle et plus de facilité à réaliser un transfert avec un accoudoir.

Il est constaté que le  $COM_{TTB}$  est décalé en direction de la cible tout au long de la phase de levée dans la condition sans accoudoir. Ce décalage est probablement dû au fait que le tronc et la tête sont penchés plus en direction de la cible dans cette condition. Lorsqu'un accoudoir est présent, la personne n'est pas obligée de se pencher sur le côté pour attraper et prendre appui avec la main dirigeante. L'analyse de l'orientation du tronc montre qu'à l'instant du décollage, celui-ci se situe en moyenne à  $1^\circ$  (+/-7) de flexion latérale en direction de la cible dans la condition sans accoudoir et que cet angle est de  $2^\circ$  (+/-8) et  $5^\circ$  (+/-7) en direction opposée à la cible dans les conditions avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement. En plus, le tronc est légèrement plus penché en avant dans la condition sans accoudoir ( $43^\circ$  (+/-10)) comparée aux conditions avec un accoudoir ( $41^\circ$  (+/-13) et  $38^\circ$  (+/-13) avec un accoudoir à 9cm et 18cm, respectivement). En combinaison avec une légère rotation en direction de la cible (environ  $3^\circ$ ) cette orientation peut expliquer le décalage du  $COM_{TTB}$  en direction de la cible.

L'analyse des durées des phases de transfert (cf. chapitre 3.1) a montré que la durée de la phase de levée est plus longue dans les conditions avec un accoudoir comparé à la condition sans accoudoir. Il est possible que le passage par une trajectoire plus élevée rallonge quelque peu la durée de la phase de levée si la vitesse de déplacement reste comparable. Dans ce cas, l'atteinte d'une position plus élevée permettrait de donner plus de temps à la personne pour se déplacer en direction de la cible. La vitesse de déplacement du  $COM_{TTB}$  sera présentée dans la partie suivante.

**Conclusion** : Cette troisième partie a présenté la trajectoire du  $COM_{TTB}$  dans les trois plans de l'espace du repère d'appui. Il s'avère que le  $COM_{TTB}$  est soulevé plus haut et se déplace moins en direction de la cible dans les conditions avec un accoudoir comparé à la condition sans accoudoir. Une élévation supplémentaire du  $COM_{TTB}$  a un coût mécanique, mais pourrait peut-être restreindre l'effort nécessaire pour maintenir le  $COM_{TTB}$  derrière la ligne reliant les mains. Le décalage du  $COM_{TTB}$  en direction de la cible dans la condition sans accoudoir pourrait fragiliser l'état de stabilité, car il amène le  $COM_{TTB}$  plus en direction de la limite de la base de support potentielle.

Cette partie a abordé la position du  $COM_{TTB}$  par rapport au repère d'appui, pour mieux comprendre la stabilité posturale dynamique du transfert il est important de prendre en compte la vitesse de déplacement du  $COM_{TTB}$ , c'est l'objet de la partie suivante.

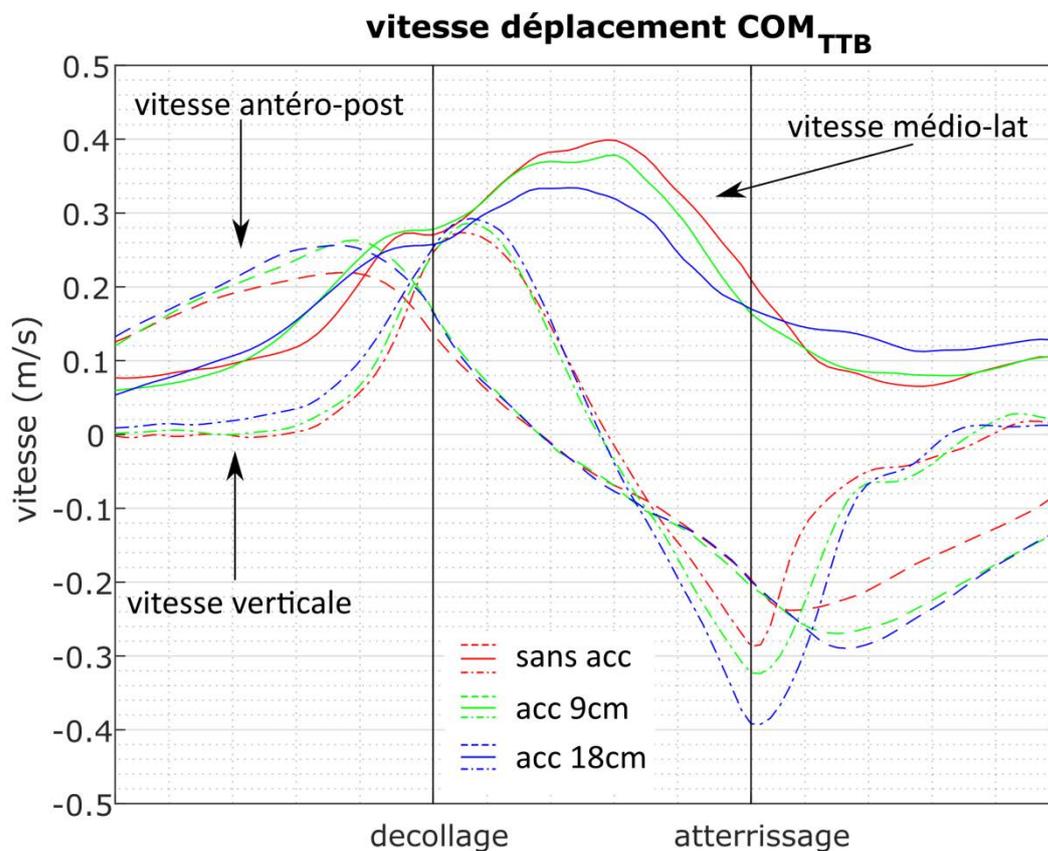
## 4.4 Vitesse de déplacement du $COM_{TTB}$

Le transfert latéral est une activité dynamique, ceci implique que la connaissance de la position instantanée du  $COM_{TTB}$  n'est pas suffisante pour juger l'état de stabilité de la personne. Il est important de prendre en compte la vitesse de déplacement du  $COM_{TTB}$ , c'est l'objet de cette partie. Les trois composantes du vecteur vitesse sont présentées, ainsi que la vitesse dans le plan transverse. Cette dernière est susceptible d'amener le  $COM_{TTB}$  en direction de la limite de la base de support, et si elle est trop élevée, elle risque de fragiliser l'équilibre.

### 4.4.1 Vitesse selon les trois axes du repère d'appui

Compte tenu du déplacement du  $COM_{TTB}$  dans les trois plans de l'espace, ce premier paragraphe présente les vitesses selon les trois axes du repère d'appui.

La **figure 4.12** montre une chronologie des pics de vitesse. D'abord un pic de vitesse antérieure est atteint avant le décollage, suivi par un pic de vitesse verticale (vers le haut) quelque peu après le décollage. La vitesse verticale pourrait jouer un rôle dans la réorientation du  $COM_{TTB}$  initialement dirigé vers l'avant, la croissance de la vitesse verticale pourrait freiner le déplacement antérieur du  $COM_{TTB}$  et le rediriger progressivement vers l'arrière. Après le pic de vitesse verticale, la vitesse latérale (en direction de la cible) atteint son maximum environ en même temps que la position verticale maximale est atteinte (vitesse verticale proche de zéro). Ensuite, le  $COM_{TTB}$  commence sa descente et gagne en vitesse verticale jusqu'à atteindre un pic à l'instant de l'atterrissage, quand le bassin rentre en contact avec l'assise cible et freine brusquement la vitesse de descente. Enfin, la vitesse postérieure atteint un pic après l'atterrissage, correspondant au repositionnement du  $COM_{TTB}$  au-dessus du bassin. Pour déterminer si l'utilisation et la hauteur de l'accoudoir modifient la vitesse de déplacement, la magnitude des cinq pics présentés est étudiée.



**Figure 4.12.** Vitesse de déplacement du  $COM_{TTB}$  (moyennes du groupe,  $n = 20$ ) selon les trois axes du repère d'appui dans les trois conditions expérimentales. Une vitesse positive indique un déplacement vers le haut, l'avant et la cible (gauche) (Courbes individuelles : **annexe 4.5**)

#### 4.4.1.1 Vitesses antérieure et postérieure maximale

La vitesse antérieure maximale atteint 0.25m/s (+/-0.08), 0.28m/s (+/-0.06) et 0.27m/s (+/-0.08) dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement. Ces pics de vitesse sont comparables pour les trois conditions ( $p = 0.0714$ ), c'est également le cas pour les pics de vitesse postérieure du  $COM_{TTB}$  après l'atterrissage ( $p = 0.3140$ ).

#### 4.4.1.2 Vitesse latérale maximale

Pour la vitesse latérale maximale (en direction de la cible), il apparaît que celle-ci est moindre dans la condition avec un accoudoir à 18cm (0.39m/s (0.35-0.42)), par rapport aux conditions sans accoudoir (0.41m/s (0.39-0.47),  $p = 0.0015^{NP}$ ) et avec un accoudoir à 9cm (0.41m/s (0.38-0.49),  $p = 0.0025^{NP}$ ). Ce pic de vitesse est comparable pour les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm ( $p = 0.8228^{NP}$ ).

#### 4.4.1.3 Vitesse verticale maximale

La vitesse verticale maximale (vers le haut) est comparable dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.2582$ ), elle atteint 0.30m/s (+/-0.08), 0.31m/s (+/-0.09) et 0.32m/s (+/-0.09) dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement.

Quant à la vitesse verticale minimale (en descente), une augmentation de celle-ci est constatée dans la condition avec un accoudoir à 18cm (0.45m/s (0.30 à 0.57)), comparée aux conditions sans accoudoir (0.32m/s (0.22 à 0.44),  $p = 0.0002^{NP}$ ) et avec un accoudoir à 9cm (0.33m/s (0.23 à 0.51),  $p = 0.0009^{NP}$ ). Ce pic de vitesse a tendance à être plus élevée dans la condition avec un accoudoir à 9cm, comparée à la condition sans accoudoir, mais cette différence n'est pas confirmée statistiquement ( $p = 0.0522^{NP}$ ).

#### 4.4.1.4 Interprétation

La vitesse latérale (en direction de la cible) pendant la phase de levée est moins élevée dans la condition avec un accoudoir à 18cm. L'analyse de la durée des trois phases de la période d'appui à travers les conditions a montré une durée plus longue de la phase de levée dans la condition avec un accoudoir à 18cm (chapitre 3.2). Aussi, le  $COM_{TTB}$  est soulevé plus haut dans les conditions avec un accoudoir (chapitre 4.3). L'élévation du  $COM_{TTB}$  plus haut, donne potentiellement plus de temps au bassin pour le déplacement en direction de la cible avant que le  $COM_{TTB}$  redescende à sa hauteur de départ. Ce temps supplémentaire a pu être utilisé pour déplacer le bassin plus lentement en direction de la cible. Un déplacement plus lent peut être plus facile à ajuster en cas de besoin, car des modifications de la trajectoire nécessiteraient moins d'effort.

Dans la condition sans accoudoir, le bassin est soulevé moins haut, mais il est déplacé plus rapidement. La génération d'un déplacement plus rapide en direction de la cible nécessite plus d'effort (soit la génération d'une force plus grande pendant une durée identique, soit une force identique sur une durée plus longue). La durée de la phase de chargement des membres supérieurs est en effet plus longue dans la condition sans accoudoir (cf. chapitre 3.2), cette adaptation peut être nécessaire afin de générer un déplacement latéral plus rapide pour atteindre la cible avant que le bassin n'atterrisse.

Il est possible que l'énergie dépensée pour les deux stratégies motrices présentées (1.  $COM_{TTB}$  monte plus, vitesse de déplacement diminue, 2.  $COM_{TTB}$  monte moins, déplacement plus rapide) soit comparable. Dans la première stratégie, plus d'énergie est utilisée pour soulever la masse corporelle, le déplacement latéral peut se faire plus lentement (ceci est moins énergivore). Dans la deuxième stratégie, plus d'énergie est dépensée pour générer de la vitesse, car le bassin ne peut pas être soulevé suffisamment haut pour se déplacer plus lentement. Une analyse plus fine des forces de réaction appliquées (magnitude et durée) aux surfaces d'appui pourrait augmenter la compréhension de ces hypothèses.

Le pic de vitesse antérieure n'est pas modifié par la condition expérimentale. Un maintien de la magnitude du pic de vitesse antéropostérieure est également constaté lors du passage assis-debout (PAD), malgré une contrainte à réaliser le PAD plus rapidement (Pai et al., 1994). Ces auteurs expliquent que la vitesse antéropostérieure n'est pas augmentée dans le cas d'un PAD plus rapide, car une augmentation de cette vitesse rendrait le PAD instable. De plus, lorsqu'il est demandé de réaliser un pas en avant directement après le PAD, la vitesse antéropostérieure est augmentée (Pai and Lee, 1994). Une vitesse trop élevée vers l'avant lors du PAD provoquerait une chute vers l'avant, voulue dans le cas où un pas en avant est désiré, mais non voulue si l'objectif est une terminaison en position debout stable. Il est probable qu'une même stratégie de contrôle soit nécessaire dans le cas du transfert, une augmentation de la vitesse antérieure pourra provoquer une chute vers l'avant ou en tout cas dérégler l'organisation spatiotemporelle du transfert.

La vitesse verticale minimale s'est avérée plus importante dans la condition avec un accoudoir à 18cm. Ce pic de vitesse est atteint à l'instant de l'atterrissage et est certainement dû à l'impact du bassin sur l'assise cible. Ceci implique que dans la condition avec un accoudoir à 18cm, le bassin rentre probablement en contact avec l'assise cible avec un impact plus important. Cette observation est à prendre en compte dans le cadre de la prévention des lésions cutanées, car cet impact plus important peut avoir des conséquences négatives sur l'état de la peau. Un développement de lésion à ce niveau est un effet très négatif pour les personnes vivant avec une LMÉ, car dû aux troubles sensitifs celle-ci peut rester parfois inaperçu avant qu'elle dégénère. Une fois que le processus est trop évolué, celui-ci peut restreindre drastiquement la mobilité de la personne, car la station assise peut être compromise et le risque d'infection est également sérieux.

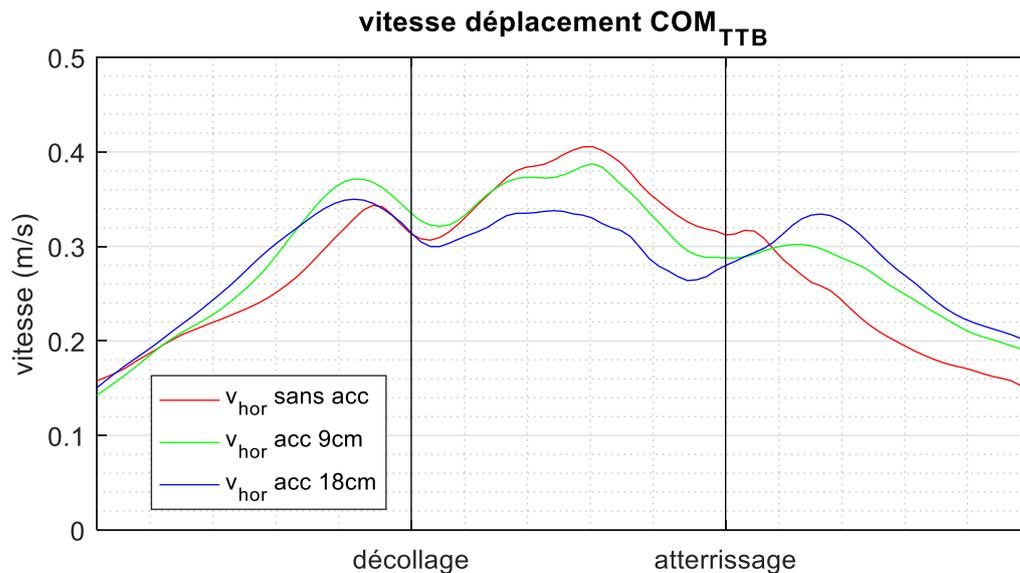
La prévention des lésions cutanées est en dehors du champ de cette étude, mais il apparaît intéressant d'étudier ce paramètre dans des études futures. Typiquement, dans cette étude des profils de vitesses différentes sont observées, avec des participants présentant des pics de vitesse verticale importantes ( $>0.5\text{m/s}$ ) à l'instant de l'atterrissage et d'autres participants qui semblent contrôler davantage la descente du bassin (**annexe 4.5**). Malheureusement, dans cette étude la PF n'était pas positionnée pour pouvoir analyser les impacts d'atterrissage, une telle étude pourrait être intéressante pour mieux évaluer le risque de lésions cutanées pendant le transfert, ainsi que d'identifier des stratégies différentes (prudentes ou non) avec plus de précision.

#### 4.4.2 Vitesse horizontale du $COM_{TTB}$

La vitesse dans le plan transverse a la capacité de pousser le  $COM_{TTB}$  en dehors de la base de support potentielle quand elle est trop élevée à un instant où le  $COM_{TTB}$  est proche de la limite de la base de support potentielle. L'intensité de la vitesse dans le plan transverse est calculée par la norme des vitesses antéropostérieure et médio-latérale.

##### 4.4.2.1 Description de la vitesse horizontale

Les profils de vitesse horizontales dans les trois conditions expérimentales montrent des différences, particulièrement dans les phases de levée et de déchargement des membres supérieurs (**figure 4.11**). Pendant la phase de levée, la vitesse horizontale diminue avec l'utilisation d'un accoudoir, alors que dans la phase de déchargement cette vitesse augmente. Le pic de vitesse horizontale est calculé dans chaque phase de la période d'appui pour évaluer l'influence de l'utilisation d'un accoudoir sur la vitesse horizontale.



**Figure 4.11.** Vitesse de déplacement horizontale du  $COM_{TTB}$  moyenne du groupe ( $n = 20$ ) dans les trois conditions expérimentales (Courbes individuelles : annexe 4.6).

Pendant la phase de chargement des membres supérieurs, la vitesse horizontale maximale est comparable dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.6563$ ). Elle atteint  $0.37\text{m/s}$  ( $\pm 0.12$ ),  $0.38\text{m/s}$  ( $\pm 0.1$ ) et  $0.37\text{m/s}$  ( $\pm 0.09$ ), dans les conditions sans accoudeur, avec un accoudeur à  $9\text{cm}$  et à  $18\text{cm}$ , respectivement.

Pendant la phase de levée, la vitesse horizontale maximale est plus basse dans la condition avec un accoudeur à  $18\text{cm}$  ( $0.4\text{m/s}$   $\pm 0.06$ ), comparée aux conditions sans accoudeur ( $0.45\text{m/s}$   $\pm 0.09$ ,  $p = 0.0067$ ) et avec un accoudeur à  $9\text{cm}$  ( $0.44\text{m/s}$   $\pm 0.09$ ,  $p = 0.0107$ ).

Dans la phase de déchargement, la vitesse maximale est semblable ( $p = 0.1125$ ), elle s'élève à  $0.34\text{m/s}$  ( $\pm 0.09$ ),  $0.33\text{m/s}$  ( $\pm 0.09$ ) et  $0.37\text{m/s}$  ( $\pm 0.08$ ) dans les trois conditions, respectivement. La tendance d'une augmentation de la vitesse horizontale sur les courbes (figure 4.11), n'est pas confirmée par le test statistique.

#### 4.4.2.2 Interprétation

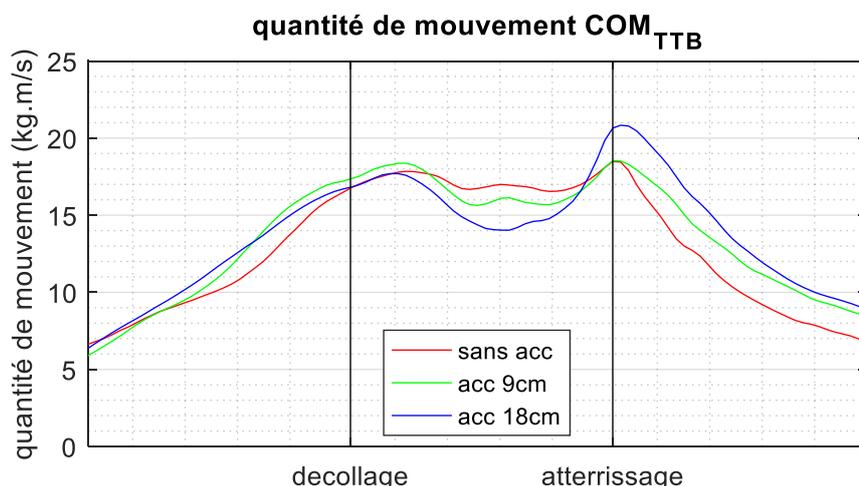
La vitesse horizontale a la capacité à sortir le  $COM_{TTB}$  de la base de support potentielle. Le paragraphe 4.3.1.3 de ce chapitre montre que le  $COM_{TTB}$  est décalé en direction de la cible dans la condition sans accoudeur. Ce paragraphe 4.4.2 montre que la vitesse latérale dans cette condition est plus élevée par rapport à la condition avec un accoudeur à  $18\text{cm}$ . Ces deux observations peuvent indiquer que l'état de stabilité est plus précaire dans la condition sans accoudeur. De plus, une augmentation de la vitesse horizontale peut avoir un effet négatif sur l'état de stabilité de la personne, car la trajectoire d'une masse se déplaçant à une vitesse plus élevée est plus difficile à ajuster, quand nécessaire. Aussi, cette vitesse plus élevée dans la condition sans accoudeur nécessite une dépense énergétique plus élevée pour être atteinte.

#### 4.4.3 Quantité de mouvement

L'analyse de la quantité de mouvement prend en compte la vitesse de déplacement de la masse du  $COM_{TTB}$  dans son ensemble et représente ce qui est à contrôler par le participant.

#### 4.4.2.1 Description de la quantité de mouvement pendant la période d'appui

La quantité de mouvement générée pendant la période d'appui du transfert montre deux pics, un premier quelque peu après le décollage et un deuxième à l'instant de l'atterrissage (**figure 4.13**). Le premier semble coïncider avec l'instant auquel la vitesse verticale est maximale, alors que le deuxième coïncide avec la vitesse verticale minimale. Au milieu de la phase de levée, une baisse de la quantité de mouvement est constatée, cette baisse est plus marquée dans la condition avec un accoudoir à 18cm (**figure 4.13**).



**Figure 4.13.** Quantité de mouvement du  $COM_{TTB}$  durant le transfert dans les trois conditions expérimentales, moyenne du groupe (n = 20) (courbes individuelles : **annexe 4.7**)

Les pics de quantité de mouvement sont comparables dans les trois conditions expérimentales. Le premier pic atteint 20kg.m/s (+/-7), 20kg.m/s (+/-7) et 19kg.m/s (+/-6) dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et avec un accoudoir à 18cm, respectivement ( $p = 0.3962$ ). Le deuxième pic atteint 19kg.m/s (14 à 26), 17kg.m/s (15 à 25) et 21kg.m/s (15 à 28) dans les trois conditions respectivement ( $p = 0.1572^{NP}$ ).

La quantité de mouvement minimale au sein de la phase de levée est moins élevée dans la condition avec un accoudoir à 18cm (12 kg.m/s (+/-5)), comparée aux conditions sans accoudoir (14kg.m/s (+/-6),  $p = 0.0044$ ) et avec un accoudoir à 9cm (13kg.m/s (+/-5),  $p = 0.1979$ ). La quantité de mouvement pendant la phase de levée est comparable dans les conditions sans accoudoir et avec un accoudoir à 9cm ( $p = 0.3962$ ).

#### 4.4.3.2 Interprétation

La quantité de mouvement est comparable dans les trois conditions expérimentales jusqu'à son premier pic, quelque peu après le décollage. Au sein de la phase de levée, la quantité de mouvement diminue, cette diminution est plus importante quand un accoudoir à 18cm est utilisé. Ceci correspond à la vitesse latérale moins élevée dans cette condition. Le pic de quantité de mouvement à l'instant de l'atterrissage a tendance à augmenter dans la condition avec un accoudoir à 18cm. Cette observation est cohérente avec l'amplification de la vitesse verticale dans cette condition à cet instant. Toutefois, il est à noter que le pic de quantité de mouvement à l'instant de l'atterrissage n'est pas présent chez tous les participants, indiquant que certains participants contrôlent l'atterrissage d'avantage (**annexe 4.7**).

#### 4.4.4 Résumé

Cette quatrième partie du chapitre présente la vitesse du  $COM_{TTB}$  sous plusieurs angles, montrant ainsi des modifications de la vitesse de déplacement du  $COM_{TTB}$ . Premièrement, il est observé que la chronologie des trois composantes du vecteur vitesse n'est pas modifiée par les conditions expérimentales. L'atteinte du pic de vitesse suit le même pattern dans les trois conditions, dans l'ordre les pics de vitesses suivants sont atteints ; 1) antérieure, 2) verticale (vers le haut), 3) latérale (en direction de la cible), 4) verticale (en descente) et 5) postérieure. Deux modifications de l'intensité de vitesse sont observées dans la condition avec un accoudoir à 18cm comparé à la condition sans accoudoir ; la vitesse latérale (en direction de la cible) est moins élevée et la vitesse verticale (en descente) plus élevée.

Le pic de vitesse antérieure est comparable dans les trois conditions expérimentales. Il existe probablement une vitesse maximale à ne pas dépasser pour assurer la stabilité posturale. Si le  $COM_{TTB}$  se déplace plus vite que cette vitesse maximale autorisée vers l'avant, il risque de dépasser la ligne reliant les mains, provoquant probablement une chute, alors qu'un déplacement en arrière est souhaité pour s'asseoir sur l'assise cible.

Le pic de vitesse latérale (en direction de la cible) diminue lorsqu'un accoudoir à 18cm est utilisé. Cette diminution de la vitesse latérale, aboutit à une vitesse horizontale plus basse. Cette diminution de vitesse horizontale pourrait augmenter l'état de stabilité dynamique, car une distance égale entre la projection verticale du  $COM_{TTB}$  et la limite de la base de support potentielle augmente le temps disponible pour effectuer des modifications à la trajectoire du  $COM_{TTB}$ . De plus, la quantité de mouvement minimale diminuée dans la condition avec un accoudoir à 18cm, ceci diminue l'effort nécessaire pour réorienter la trajectoire du  $COM_{TTB}$  si nécessaire.

Après le milieu de la phase de levée, la quantité de mouvement augmente et présente un pic à l'instant de l'atterrissage. Ce pic est certainement dû à l'augmentation de la vitesse verticale (en descente), à cause de la descente du bassin. Dans la condition avec un accoudoir à 18cm, cette vitesse est plus grande comparée à la condition sans accoudoir. Cette vitesse plus élevée est certainement due à la plus grande énergie potentielle de pesanteur acquise par la hauteur plus élevée du bassin et du  $COM_{TTB}$ . Cet aspect est à considérer dans le cadre de la prévention des escarres, car un atterrissage plus fort pourrait abimer la peau sous les fesses. Une telle lésion peut avoir des conséquences sévères pour les personnes vivant avec une LMÉ.

**Conclusion** : La vitesse horizontale du  $COM_{TTB}$  diminue quand un accoudoir à 18cm est utilisé, dû à la diminution de la vitesse latérale en direction de la cible. Cette diminution de la vitesse latérale est probablement autorisée puisque le bassin est soulevé davantage dans cette condition, ainsi laissant plus de temps pour le déplacement. La vitesse verticale minimale est plus importante dans la condition avec un accoudoir à 18cm, probablement dû à la hauteur maximale plus élevée dans cette condition. Cette vitesse en descente plus élevée pourrait être délétère pour l'état cutané des personnes vivant avec une LMÉ. Des études conçues pour évaluer le risque de lésion cutanée en lien avec l'impact de l'atterrissage du transfert seront nécessaires pour mieux évaluer ce risque.

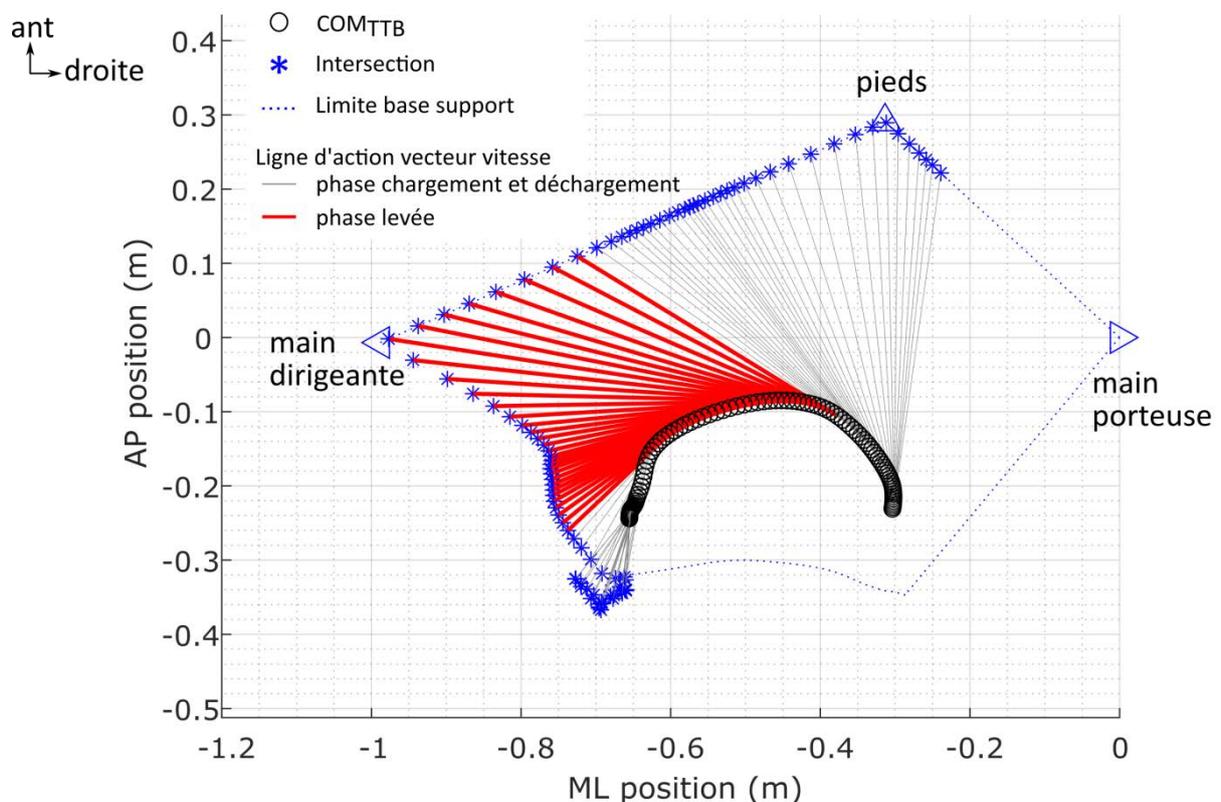
## 4.5 Distance de sécurité

Les parties précédentes ont présenté la base de support, le déplacement du  $COM_{TTB}$  et sa vitesse par rapport au repère d'appui. Cette cinquième partie du chapitre aborde un premier indicateur de la stabilité, la distance de sécurité, soit la distance entre la projection verticale du  $COM_{TTB}$  et la limite de la base de support potentielle dans la direction du déplacement du  $COM_{TTB}$ . Cette distance est un indicateur intermédiaire, calculé pour déterminer le temps limite de correction (*TLC*, cf. partie suivante).

La surface de la base de support et la trajectoire du  $COM_{TTB}$  sont légèrement modifiées par la condition expérimentale (cf. partie 4.2 et 4.3, respectivement). Dans la condition sans accouder, l'écart entre les mains est plus grand, le sacrum s'avance moins en direction de la ligne reliant les deux mains et le  $COM_{TTB}$  est positionné plus en direction de la cible tout au long de la période d'appui. Cette dernière modification pourrait diminuer la distance de sécurité dans la condition sans accouder, mais en même temps, les modifications de la base de support potentielle (écart entre les mains plus grand et sacrum moins avancé) pourraient compenser cette diminution.

### 4.5.1 Description de la distance de sécurité

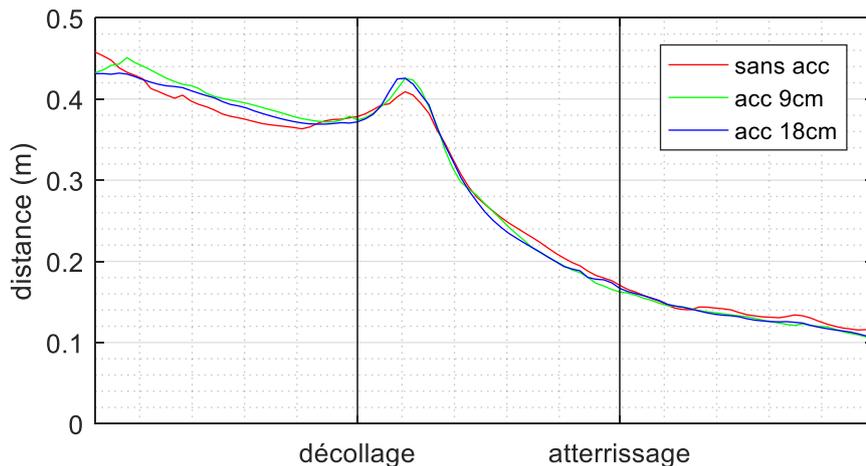
Pendant la phase de chargement, quand le  $COM_{TTB}$  se déplace vers l'avant, la ligne d'action du vecteur vitesse horizontale rentre en contact avec la limite de la base de support proche des pieds (**figure 4.9**). Pendant la phase de levée, le  $COM_{TTB}$  se dirige progressivement plus latéralement (en direction de la cible) et vers le milieu de cette phase il commence à se diriger vers l'arrière (**figure 4.9**, en rouge). Dans la phase de déchargement des membres supérieurs, le  $COM_{TTB}$  se déplace principalement vers l'arrière, jusqu'à ce que la personne retrouve une position assise redressée.



**Figure 4.9.** Illustration des intersections entre la ligne d'action du vecteur vitesse horizontale du  $COM_{TTB}$  et la limite de la base de support potentielle d'un participant (S232) dans la condition sans accouder

Les périodes les plus délicates au niveau de l'équilibre pendant le transfert sont celles autour du décollage et de l'atterrissage (cf. paragraphe 1.3.6.1). Pour analyser l'influence de l'utilisation et de la hauteur de l'accoudoir sur la stabilité, la distance de sécurité minimale à ces deux périodes est déterminée.

Autour du décollage la distance de sécurité atteint une valeur minimale, suivi après le décollage, d'un maximum, ensuite la distance de sécurité décroît jusqu'à la fin de la période d'appui (**figure 4.10, annexe 4.8**).



**Figure 4.10.** Distance de sécurité pendant les trois phases de la période d'appui, moyenne du groupe (n = 20) dans les trois conditions expérimentales (courbes individuelles : **annexe 4.8**)

La distance de sécurité minimale autour du décollage est comparable dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.1460$ ), elle s'élève à 34cm (+/-5), 35cm (+/-6) et 35cm (+/-5) dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement.

La distance de sécurité minimale autour de l'atterrissage est également semblable dans les trois conditions expérimentales ( $p = 0.2466^{NP}$ ), atteignant 10cm (8 à 10cm), 10cm (8 à 11cm) et 10cm (8 à 12cm) dans les conditions sans accoudoir, avec un accoudoir à 9cm et à 18cm, respectivement.

#### 4.5.2 Interprétation

Cette partie a montré que la distance de sécurité atteint un minimum au voisinage de l'instant de décollage (période de transition) et à la fin de la phase de déchargement des membres supérieurs. Les périodes de transition, autour du décollage et de l'atterrissage, ont été désignées comme plus fragiles sur le point de la stabilité dynamique (Gagnon et al., 2012). Ceci est également constaté dans cette étude, par une distance de sécurité plus petite autour de ces instants.

La distance de sécurité diminue depuis le début de la période d'appui, jusqu'à la fin de celle-ci. Quelque peu après le décollage, la distance de sécurité augmente, cette augmentation est en lien avec le changement de la direction du déplacement du  $COM_{TTB}$ , qui migre d'une direction antérieure vers une direction latérale. Avant le décollage, le  $COM_{TTB}$  se dirige principalement vers l'avant et la ligne d'action du vecteur de la vitesse horizontale rentre en contact avec la limite de la base de support proche des pieds, après le décollage, le  $COM_{TTB}$  continue d'avancer légèrement et se déplace principalement latéralement en direction de la cible. À cet instant, le  $COM_{TTB}$  se situe à une distance

éloignée de la main dirigeante, proche de laquelle la ligne d'action du vecteur de la vitesse horizontale du  $COM_{TTB}$  rentre en contact avec la limite de la base de support potentielle. Pendant la phase de levée, le  $COM_{TTB}$  se rapproche de la main dirigeante et, en conséquence, la distance de sécurité diminue rapidement. La distance de sécurité continue de diminuer après l'atterrissage pendant le redressement du tronc. Le redressement du tronc ramène le  $COM_{TTB}$  en arrière, en conséquence, la ligne d'action du vecteur de la vitesse horizontale rentre en contact avec la limite de la base de support proche du sacrum, plus le tronc est redressé, plus la position du  $COM_{TTB}$  est proche du sacrum et plus la distance de sécurité est petite.

Il était attendu que la distance de sécurité soit plus petite dans la condition sans accoudoir, car le  $COM_{TTB}$  est décalé en direction de la cible, soit vers la main dirigeante, diminuant hypothétiquement la distance de sécurité. Le fait que la distance de sécurité ne soit pas modifiée par la condition expérimentale pourrait indiquer que le plus grand écartement des mains dans la condition sans accoudoir compense cette diminution de distance de sécurité. Il est aussi possible que la direction du déplacement du  $COM_{TTB}$  soit légèrement modifiée, si le déplacement va plus en direction de la cible au départ, la ligne d'action du vecteur vitesse horizontale rentrera en contact avec la base de support plus proche de la main dirigeante. Ainsi, la distance de sécurité est plus élevée, car la main dirigeante est le point le plus éloignée du  $COM_{TTB}$  pendant le transfert.

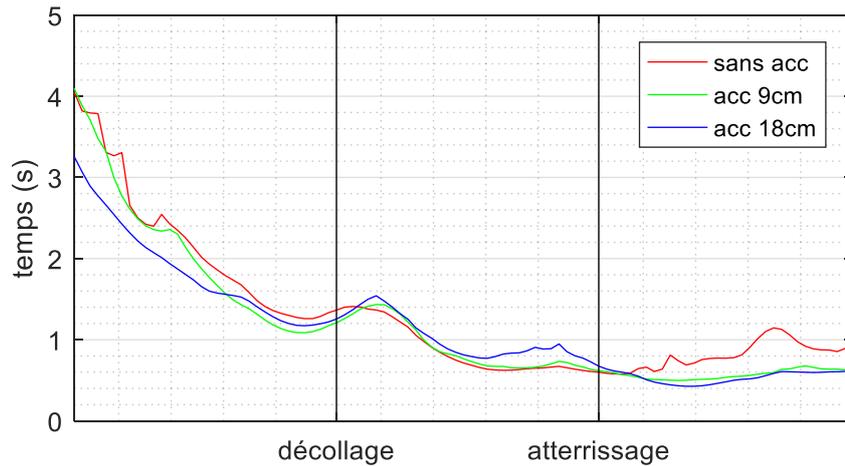
**Conclusion :** La distance de sécurité pendant le transfert latéral parallèle atteint un minimum autour du décollage et après l'atterrissage. Les modifications apportées par les conditions expérimentales à la base de support et la trajectoire du  $COM_{TTB}$  n'ont pas provoqué de modifications de la distance de sécurité.

## 4.6 Temps limite de correction

Le temps limite de correction ( $TLC$ ), correspond au temps disponible pour apporter des modifications à la trajectoire du  $COM_{TTB}$  avant que celle-ci sorte de la base de support. Ce temps dépend de la distance de sécurité et de la vitesse horizontale instantanée du  $COM_{TTB}$ .

### 4.6.1 Description du temps limite de correction minimal

Le  $TLC$  est le plus faible dans la phase de déchargement des membres supérieurs (**figure 4.14**). Pour analyser l'influence de l'utilisation et de la hauteur de l'accoudoir, le  $TLC$  minimal ( $TLC_{min}$ ) est déterminé pour chaque phase de la période d'appui. Compte tenu la diminution de la vitesse horizontale du  $COM_{TTB}$  pendant la phase de levée, et une distance de sécurité comparable dans les trois conditions expérimentales, il est possible que le  $TLC_{min}$  soit plus élevé dans cette phase pour la condition avec un accoudoir à 18cm.



**Figure 4.14.** Temps limite de correction dans les trois conditions expérimentales, moyennes du groupe (n = 20).  
(courbes individuelles : **annexe 4.9**)

Les  $TLC_{min}$  dans les trois phases de la période d'appui sont comparables dans les trois conditions expérimentales (**tableau 4.3**).

**Tableau 4.3.** Temps limite de correction minimale (moyenne (+/- écart-type) ou médiane (1er quartile à 3ème quartile)) (n = 20).

Temps (ms)	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm	Accoudoir à 18cm	Sans accoudoir	Sans accoudoir	Accoudoir à 9cm
				vs accoudoir à 9cm	vs accoudoir à 18cm	vs accoudoir à 18cm
$TLC_{min}$ phase de chargement <sup>NP</sup>	1025 (816 à 1304)	955 (815 à 1135)	1017 (818 à 1248)		$p = 0.4493$	
$TLC_{min}$ phase de levée	532 (+/- 137)	519 (+/- 143)	578 (+/- 185)		$p = 0.1850$	
$TLC_{min}$ phase de déchargement <sup>NP</sup>	405 (374 à 477)	430 (317 à 490)	347 (310 à 429)		$p = 0.2466$	

<sup>NP</sup> : test non paramétrique utilisé

#### 4.6.2 Interprétation

Le temps disponible pour apporter des modifications au déplacement du  $COM_{TTB}$  (position, vitesse) est supérieur à 1s jusqu'à la moitié de la phase de levée. La première moitié de la période d'appui correspond à la période dans laquelle les pics de vitesse antérieure et latérale (en direction de la cible) sont constatées. Après cet instant, le temps de correction demeure extrêmement limité (entre 0,5s et 1s) jusqu'à la fin de la période d'appui. Durant cette deuxième moitié de la période d'appui, la vitesse latérale (en direction de la cible) diminue et le  $COM_{TTB}$  se déplace en arrière. C'est dans la phase de déchargement des membres supérieurs que le  $TLC$  est le plus faible, pouvant descendre en-dessous de 0,5s. En même temps, vers la fin de la période d'appui, la vitesse est moindre, ce qui autorise probablement un  $TLC$  plus court.

Malgré la diminution de la vitesse horizontale du  $COM_{TTB}$  dans la condition avec un accoudoir à 18cm, le  $TLC_{min}$  reste comparable dans les trois conditions expérimentales. Probablement, la diminution de la vitesse horizontale du  $COM_{TTB}$  n'est pas suffisante pour augmenter le  $TLC$ . La

différence moyenne de la vitesse horizontale se situe entre -0.09 à 0.01m/s (intervalle de confiance 95%). Il est possible que les participants autorisent une certaine liberté dans la vitesse et la position du  $COM_{TTB}$ , tout en assurant un  $TLC$  relativement constant. Dans ce cas, c'est l'état de stabilité globale qui est contrôlée et cet état peut être atteint avec des combinaisons de position et de vitesse et de base de support différents.

Dans cette étude, seul le  $TLC_{min}$  est calculé, puisque c'est la valeur minimale qui indique l'état d'équilibre le plus précaire. Néanmoins, il est possible que des modifications aient pu être retrouvées sur d'autres indicateurs dérivés du  $TLC$ . Par exemple, le calcul du contrôle du  $TLC$  par l'observation du nombre de pics ou de variations (augmentation, diminution) au cours de la période d'appui. Il est aussi possible que l'indicateur choisi ne soit pas suffisamment sensible pour détecter des modifications légères de l'état de stabilité posturale dynamique pendant le transfert latéral parallèle.

**Conclusion** : Cette dernière partie montre que le temps limite de correction disponible pour apporter des modifications à la trajectoire du  $COM_{TTB}$  avant qu'elle rentre en contact avec la limite de la base de support, est comparable dans les trois conditions expérimentales.

## 4.7 Discussion générale sur la stabilité posturale

Ce chapitre montre les résultats obtenus dans le cadre de l'étude du contrôle postural pendant le transfert chez les personnes vivant avec une LMÉ. Pour cette étude, les déplacements de la projection verticale du centre de masse formé de la tête, du tronc et du bassin ( $COM_{TTB}$ ) pendant le transfert ont été analysés, par rapport à une base de support potentielle, formée par le contour de la projection verticale des quatre points d'appui, à savoir, les mains gauche et droite, les pieds et le sacrum.

L'objectif de cette étude était de déterminer si l'utilisation et la hauteur d'un accoudoir pouvaient améliorer la stabilité posturale dynamique pendant la réalisation d'un transfert latéral parallèle. Malgré des modifications de la base de support, la trajectoire du  $COM_{TTB}$  et la vitesse de celui-ci en direction de la cible, aucune modification de la distance de sécurité minimale et le temps de correction minimal ( $TLC_{min}$ ) n'est retrouvée.

Le fait que les deux indicateurs de la stabilité posturale dynamique choisis dans cette étude (la distance de sécurité et le  $TLC$ ) ne montrent pas de modifications peut avoir plusieurs causes. Une première raison pour laquelle ces indicateurs ne montrent pas de différence peut être qu'ils ne permettent pas de détecter des changements faibles, ou que les valeurs minimales ne sont pas les valeurs représentant le mieux l'état de stabilité de la personne. Une autre raison pour laquelle ces indicateurs ne montrent pas de différences peut être que ces deux indicateurs sont directement contrôlés par la personne, ainsi autorisant une certaine liberté dans le mouvement (trajectoire et vitesse du centre de masse) tant que le  $TLC$  reste dans une certaine zone.

Malgré l'absence d'effet de l'utilisation de l'accoudoir sur les deux indicateurs de stabilité, des éléments sous-jacents à ces indicateurs montrent des modifications. L'analyse de la trajectoire du  $COM_{TTB}$  a mis en évidence que le  $COM_{TTB}$  se lève plus haut dans les conditions avec un accoudoir. Cette hauteur supplémentaire a permis aux participants de se déplacer plus lentement en direction de la cible. Cette vitesse réduite a l'avantage de nécessiter moins d'effort pour être générée et aussi

moins d'effort pour être ajustée en cas de besoin. Cette diminution de vitesse pourrait expliquer partiellement le sentiment d'un contrôle amélioré.

Une autre hypothèse proposée à l'issu de ce travail est que la personne se transfère avec une dépense énergétique comparable, quel que soit l'environnement dans lequel le transfert est à réaliser. Lorsqu'un accoudoir est présent, les participants ont soulevé le bassin (et le **COM<sub>TTB</sub>**) davantage, ceci augmente le travail mécanique à générer (déplacement d'une masse sur une distance verticale plus importante). Par contre, la vitesse de déplacement latéral diminue dans ces conditions, ce qui permet d'économiser de l'énergie, car une force moins importante ou appliquée moins longtemps suffisent pour atteindre une vitesse moindre. Le fait que la durée de la phase de chargement des membres supérieurs est en effet moins longue dans la condition avec un accoudoir indique que cette hypothèse est plausible. Une analyse plus détaillée des forces de réaction peut apporter une vérification de cette hypothèse.

La base de support potentielle a montré de faibles adaptations avec l'utilisation ou non de l'accoudoir (écartement plus grand et avancée du sacrum moindre dans la condition sans accoudoir). Dans cette étude, la base de support potentielle est formée par un quadrilatère décrit par quatre points d'appui ; la main dirigeante, la main porteuse, les pieds et le sacrum. L'importance du contact des pieds avec le sol a été soulignée dans la littérature. Environ 20% de la masse corporelle est supporté par les pieds et si les pieds sont positionnés légèrement devant les genoux (tendant vers l'extension des genoux) lors de la phase de levée, le bassin est légèrement dirigé en arrière par une extension des genoux provoquée par la pesanteur. Les travaux présentés dans ce doctorat montrent que le **COM<sub>TTB</sub>** n'a jamais dépassé la ligne reliant les mains, ceci indique que la base de support considéré par les participants n'atteint pas la surface prise en compte dans ce travail. La base de support fonctionnelle (dans le sens : effectivement utilisé par les personnes) est probablement beaucoup plus réduite. L'utilisation d'une base de support fonctionnelle, incluant seulement trois points d'appui (les mains dirigeante et porteuse et le sacrum) dans le futur pourrait mieux refléter les défis du contrôle postural dynamique pendant le transfert. Dans un premier temps il serait intéressant de déterminer si le centre de masse globale reste également derrière la ligne reliant les deux mains, confirmant ainsi l'importance de la ligne reliant les deux mains.

Malheureusement, dans cette étude les membres inférieurs n'étaient pas équipés de marqueurs cinématiques, pour cette raison la position des membres inférieurs et du centre de masse globale n'ont pas pu être analysés.

La vitesse verticale en descente est augmentée dans la conditions avec un accoudoir à 18cm, certainement dû à une hauteur plus élevée du bassin et du **COM<sub>TTB</sub>** dans cette condition. L'énergie potentielle acquise dans ce cas est libérée pendant la descente. Un pic de vitesse apparaît à l'instant de l'atterrissage, indiquant un impact du bassin avec l'assise cible. Cet impact peut avoir des conséquences graves pour l'état cutané des personnes vivant avec une LMÉ. Le pic de vitesse à l'instant de l'atterrissage n'est pas augmenté pour tous les participants dans la condition avec un accoudoir et la variation dans la magnitude de ce pic de vitesse est grande (l'écart interquartile atteint la valeur du bord inférieur de cet écart). Ces constats indiquent l'existence de deux groupes de participants, un groupe étant plus prudent, contrôlant la descente, et un autre groupe qui se laisserait tomber sur l'assise cible. Ces aspects seront d'intérêt à prendre en compte dans des études conçues pour étudier le risque de développement d'escarre.

## 4.8 Conclusion

Ce chapitre montre que les deux indicateurs de stabilité posturale choisis (distance de sécurité et temps limite de correction) ne sont pas modifiés par l'utilisation d'un accoudoir. Par contre, le centre de masse est soulevé plus haut et la vitesse horizontale est diminuée dans la condition avec un accoudoir à 18cm. La diminution de la vitesse en direction de la cible peut procurer un sentiment de meilleur contrôle, car si un ajustement de la trajectoire est nécessaire en cours du mouvement celui-ci sera plus facile à réaliser. Aussi, cette diminution de vitesse demande moins d'énergie pour être générée, compensant ainsi le travail mécanique supplémentaire livré pour soulever la masse corporelle davantage. Le centre de masse formé de la tête, le tronc et le bassin est resté toujours derrière la ligne reliant les mains. Ceci indique que les participants se sont fiés à leurs membres supérieurs pour contrôler le centre de masse. Il est probable que la base de support potentielle calculée dans cette étude dépasse largement la base de support fonctionnelle effectivement considérée par les personnes vivant avec une LMÉ. La présence d'un pic de vitesse verticale à l'instant de l'atterrissage montre un impact du bassin avec l'assise cible. Ce pic est plus important dans les conditions avec un accoudoir, provoqué par la hauteur du centre de masse plus élevée. Ces aspects sont à prendre en compte dans le cadre de la prévention d'escarre pour les personnes vivant avec une LMÉ.



# Conclusion, limites et perspectives

---

Ce doctorat a été réalisé dans le cadre d'un projet industriel visant à concevoir le siège d'avion du futur qui se devra d'être à la fois confortable et facilement accessible au plus grand nombre de personnes, incluant les personnes qui utilisent un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion, telles les personnes vivant avec une lésion de la moelle épinière (LMÉ). Ces derniers doivent concilier deux impératifs clés pour s'installer et sortir d'un siège : déplacer le corps via des stratégies de mouvements et des efforts musculaires aux membres supérieurs et prévenir les pertes d'équilibre, voire des chutes. À cet effet, des études biomécaniques du transfert latéral en pivot ont mis en évidence les risques de développer des troubles musculo-squelettiques (TMS) aux membres supérieurs et de chuter pendant cette activité. Étonnamment, il existe très peu de connaissances sur le transfert latéral parallèle (nécessaire pour s'installer dans un siège d'avion) et sur la façon dont l'environnement influence la réalisation du transfert. Afin de déterminer si une modification de l'environnement dans lequel le transfert est à réaliser peut influencer la performance du transfert, une analyse biomécanique du transfert latéral parallèle a été réalisée.

Cette analyse biomécanique s'est focalisée sur l'influence de l'utilisation et de la hauteur d'un accoudoir sur 1) la charge mécanique aux membres supérieurs et 2) la stabilité posturale dynamique. Ces deux éléments sont analysés dans l'objectif de déterminer si l'utilisation d'un accoudoir modifie le risque de développer des TMS et le risque de chute, respectivement.

Vingt-six participants vivant avec une LMÉ complète depuis au moins un an ont été recrutés. Ils ont réalisé six transferts latéraux parallèles vers la gauche dans trois conditions expérimentales ; 1. sans accoudoir, 2. avec un accoudoir à 9cm au-dessus et à gauche de la surface d'assise, et 3. avec un accoudoir à 18cm au-dessus et à gauche de la surface d'assise. Les déplacements de neuf segments rigides définissant le haut du corps ont été enregistrés à l'aide d'un système de capture de mouvement, les forces de réaction sous les mains et les fesses ont été enregistrées à l'aide de plateformes de forces et l'activité électromyographique de surface de quatre muscles a été enregistrée sur chaque membre supérieur.

Seule la période pendant laquelle le participant est en appui sur les deux membres supérieurs, soit la période d'appui, a été analysée, étant donné que pendant cette période les membres supérieurs supportent la quasi-totalité de la masse corporelle et, en conséquence, cette période s'avère fort exigeante. La période d'appui est divisée en trois phases ; 1) de chargement des membres supérieurs, 2) de levée, et 3) de déchargement des membres supérieurs. L'angle d'extension du poignet dirigeant moyen pendant la phase de levée a été analysé pour déterminer si l'utilisation d'un accoudoir permet de favoriser cet angle dans le cadre du risque de développer un syndrome du canal carpien. Les angles articulaires selon les trois axes de l'articulation de l'épaule (maximaux et lorsque les forces de réaction résultantes sont atteintes) ont été calculés pour les deux épaules pour déterminer si l'utilisation d'un accoudoir permet de positionner l'épaule plus favorablement dans le cadre du développement d'un conflit sous-acromial. L'intensité des forces de réaction résultantes sous les mains a permis d'évaluer la charge mécanique globale du transfert. Les forces (résultantes et projetées sur les trois axes du segment thorax) et les couples (résultants et projetés autour des trois axes de l'articulation de l'épaule) sont analysés pour évaluer le risque de développer des TMS à l'épaule (principalement un conflit sous-acromial). L'activité électrique de chaque muscle enregistrée

(deltoïde antérieur, grand pectoral, biceps brachial, triceps brachial) a été normalisée par rapport à son activité électrique maximale pour obtenir le taux d'utilisation musculaire (TUM) pendant la période d'appui du transfert. Le TUM maximal et l'aire sous la courbe du TUM (indicateur de travail musculaire) ont été analysés pour déterminer si ceux-ci sont modifiés par l'utilisation d'un accoudoir.

La stabilité posturale dynamique pendant la période d'appui du transfert a été analysée par la surface de la base de support potentielle (quadrilatère formé de la projection verticale des positions des deux mains, des pieds et du sacrum), le déplacement et la vitesse du centre de masse formé de la tête, du tronc et du bassin ( $COM_{TTB}$ ), la distance de sécurité (distance séparant le  $COM_{TTB}$  de la limite de la base de support, dans le sens du déplacement) et le temps limite de correction ( $TLC$ ) (temps disponible avant que le  $COM_{TTB}$  atteigne la limite de la base de support potentielle).

Cette conclusion générale synthétise les principaux résultats, ensuite, sont abordées les principales limites de cette étude et enfin, des perspectives sont formulées pour de futurs travaux.

## Synthèse des résultats

La présente étude met en évidence que lors du transfert latéral parallèle, le membre supérieur dirigeant est plus sollicité que le membre supérieur porteur, contrairement à ce qui est observé pour le transfert latéral en pivot, pendant lequel le membre supérieur porteur est plus sollicité que le membre dirigeant. Ce résultat indique que la réalisation des transferts latéraux parallèle et en pivot diffère quelque peu et que les personnes qui se transfèrent doivent être capables de s'adapter aux exigences que l'environnement physique leur impose pour être autonomes dans la vie quotidienne.

Quand la main est positionnée sur une surface plane, la forme de main choisie varie d'une personne à une autre. Les formes de main à poignet élevé sont privilégiées (environ 75% des personnes) par rapport à des formes à poignet bas (environ 25% des personnes). Les formes à poignet élevé ont l'avantage de positionner le poignet avec un angle d'extension faible (environ 20°), alors que les formes à poignet bas, positionnent le poignet avec un angle d'extension proche de la limite physiologique (environ 80°) alors que d'importantes forces transitent par le poignet. Lorsqu'un accoudoir est utilisé, le poignet est positionné avec un angle d'extension d'environ 50°, ceci est plus élevé que l'angle présent lorsqu'une forme de main à poignet élevé et supérieure à l'angle de 33° rapporté comme nocif dans le cadre du développement d'un syndrome du canal carpien. Toutefois, l'utilisation d'un accoudoir permet de diminuer la tension musculo-tendineuse par le raccourcissement des muscles des fléchisseurs des doigts, comparé à une forme de main à plat.

L'élévation de la main dirigeante modifie très peu les angles articulaires des épaules et, en conséquence, les forces et les couples articulaires. En plus, le pattern des angles, des forces et des couples articulaires pendant la période d'appui sont comparables dans les trois conditions expérimentales. Cette observation pourrait indiquer que les participants ont recherché à atteindre un même changement d'angle articulaire pour chaque transfert, peu importe la position des points d'appui.

La position de la main dirigeante plus élevée que la main porteuse redistribue les efforts externes et internes du membre dirigeant vers le membre porteur. Ceci pourrait augmenter le risque de développer des TMS (principalement un conflit sous-acromial) au membre porteur et diminuer ce risque au membre dirigeant. Une redistribution de l'activité musculaire des fléchisseurs des épaules

vers les extenseurs du coude a également été observée. Ces redistributions des efforts externes, internes et des activations musculaires avec l'utilisation d'un accoudoir montrent la possibilité pour les personnes se transférant à varier les stratégies motrices, la variation des mouvements peut être utilisée comme moyen de prévention dans le cadre du risque de développer des TMS.

Lorsqu'un accoudoir est utilisé, la durée de la phase de levée augmente et celle des phases de chargement et de déchargement diminue. Le temps supplémentaire disponible dans la phase de levée a permis de déplacer le bassin plus lentement en direction de l'assise cible. Cette diminution de la vitesse peut être un avantage pour les personnes qui se transfèrent, car une correction à la trajectoire du centre de masse coûterait moins d'effort. Ce fait pourrait procurer un sentiment d'une meilleure maîtrise de la situation, sentiment évoqué par certains participants.

En somme, les différentes configurations dans lesquelles le transfert est réalisé exigent une capacité aux personnes vivant avec une LMÉ de s'adapter, mais en même temps permettent de varier quelque peu les stratégies motrices, ce qui peut être favorable dans le cadre de la prévention des TMS. L'utilisation de l'accoudoir semble augmenter le sentiment de maîtrise de la stabilité posturale, sans présenter de danger supplémentaire au niveau du risque de développer des TMS. L'utilisation d'un accoudoir paraît une aide technique importante lors des transferts latéraux pour les personnes vivant avec une LMÉ.

## Limites

Cette étude a permis de mieux comprendre comment l'utilisation d'un accoudoir influence la réalisation d'un transfert latéral parallèle par des personnes vivant avec une LMÉ. Néanmoins, ils existent certaines limites à cette étude.

Premièrement, les résultats sont basés sur un échantillon de vingt participants vivant avec une LMÉ complète d'un niveau lésionnel thoracique et ayant réussi à réaliser le transfert latéral parallèle en un seul déplacement du bassin. Les fonctions sensori-motrices des deux membres supérieurs sont préservées chez tous les participants et ces résultats ne peuvent pas être étendus à des personnes vivant avec un LMÉ d'un niveau lésionnel cervical, car chez ces dernières des déficiences sensorimotrices aux membres supérieurs sont présentes. La perte de contrôle de la motricité des membres inférieurs chez les participants de cette étude, les obligent à se fier exclusivement sur les membres supérieurs pour déplacer le bassin et les membres inférieurs en direction de l'assise cible, en conséquence, les résultats ne peuvent pas être étendus à une population dépendant d'un fauteuil roulant mais ayant conservé une motricité partielle des membres inférieurs (par exemple dans le cas d'une LMÉ incomplète, un accident vasculaire cérébral ou une amputation de membre inférieur).

Six participants à cette étude n'ont pas réussi à déplacer le bassin en un seul déplacement du bassin jusqu'à l'assise cible et ont été exclus de l'analyse des résultats. L'exclusion a été faite, puisqu'il était très difficile de désigner une période d'appui pour ces participants. Néanmoins, ces personnes se transfèrent en autonomie dans des situations diverses dans la vie quotidienne. Afin de minimiser l'hétérogénéité des performances, les stratégies motrices mises en place par ces participants n'ont pas été étudiées dans la présente étude. Ceci souligne les contraintes liées aux études biomécaniques menées en laboratoire dont la validité écologique s'avère parfois menacée. Ce choix a été fait pour se focaliser sur une seule modification (l'utilisation d'un accoudoir) et maîtriser les autres éléments environnementaux. Aussi, la présence d'un dossier, par exemple, aurait généré la

visibilité des marqueurs utilisés pour obtenir les données cinématiques. Afin d'améliorer l'immersion des participants dans un environnement plus proche de celui rencontré dans la vie quotidienne, des outils de mesures moins encombrants et moins contraignants pourraient être utilisés (par exemple EMG sans fil, centrales inertielles).

Une autre limite à cette étude est que les couples potentiellement générés par la main du participant sur l'accoudoir ne sont pas pris en compte dans le calcul de la dynamique inverse pour obtenir les efforts articulaires. Généralement, lors de l'appui de la main sur une surface plane, les couples selon les axes médio-latéral et antéropostérieur sont considérés nuls. Dans la présente étude, cette considération est également faite, alors qu'il est en théorie possible pour les participants d'exercer des couples sur la plateforme de force dans les conditions avec un accoudoir. Compte tenu du temps et du budget alloués à ce projet, il n'était pas possible de développer des algorithmes de traitements spécifiques pour prendre en compte ces couples éventuels.

Les résultats dans cette étude sont basés sur la réalisation d'un seul transfert par participant et par condition expérimentale. Même si, l'observation des courbes des trois conditions expérimentales de chaque participant montre une certaine ressemblance entre elles, il est impossible de déterminer comment l'erreur de mesure a influencé l'interprétation des résultats. Afin de quantifier l'étendue de l'erreur de mesure, idéalement, il aurait fallu réaliser entre deux et cinq transferts dans chaque condition pour déterminer la variabilité naturelle intra-sujet. Ensuite, un seuil de différence minimale détectable pourrait être établi et toutes les différences observées entre les conditions ne dépassant pas ce seuil, seraient considérées comme non pertinentes. L'évaluation de la cinématique articulaire n'est pas une technique exacte, particulièrement au niveau du membre supérieur et encore davantage au niveau des rotations de l'épaule. Des erreurs de mesures de positions des marqueurs faibles (< à 1mm) peuvent être amplifiées pendant le calcul des angles articulaires. Dans la littérature, quelques études se sont intéressées à cette problématique et ont défini un seuil de différence minimale détectable pour des données cinématiques du membre supérieur (soit 10°), par contre, aucun seuil de ce type ne semble être rapporté pour les données de forces et de couples articulaires et des données d'électromyographie.

Dans cette étude, seuls deux transferts par condition ont été réalisés (un transfert de familiarisation et un transfert expérimental) afin de limiter l'installation de la fatigue chez les participants. La réalisation d'une étude préliminaire avec un nombre de participants réduits aurait pu être faite pour définir les seuils de la différence minimale détectable lors des transferts latéraux. La définition de la grandeur de l'effet (effect size) aurait pu augmenter la visibilité de l'ampleur des différences observées, mais la présence de nombreuses données ne suivant pas une loi normale n'a pas permis de mentionner systématiquement cet indicateur.

## Perspectives

Dans la présente étude vingt participants, sur les vingt-six recrutés, ont réussi à déplacer le bassin en un seul mouvement en direction de la cible, située à 40cm sur la gauche. Les six autres participants n'ont pas réussi à atteindre l'assise cible en un seul déplacement, mais ont eu besoin de deux, ou même plusieurs déplacements de bassin. Cinq de ces participants étaient des femmes et seules trois femmes ont réussi à se transférer en un seul déplacement de bassin. Ceci suggère que le sexe pourrait avoir une influence sur la capacité à réaliser des transferts en un seul déplacement de

bassin. Sous-jacent au sexe, il y a probablement un lien avec la force musculaire et la capacité à générer les couples nécessaires pour réussir le transfert. Il sera intéressant d'étudier ces aspects de lien entre les caractéristiques personnels et la capacité à réaliser les transferts dans une multitude de situations présentes dans la vie quotidienne. Ceci permettra de mieux détecter les personnes en phase de rééducation pouvant être en difficulté d'acquérir les compétences à se transférer en autonomie et de construire des programmes de rééducation plus ciblés pour atteindre cette autonomie pour les transferts.

Cette étude a mis en évidence que la projection verticale du  $COM_{TTB}$  reste derrière la ligne reliant les mains. Il est probable que la projection verticale du centre de masse global reste également derrière cette ligne, mais malheureusement ceci ne peut pas être vérifié dans cette étude, car l'absence de marqueurs cinématiques sur les membres inférieurs ne permet pas d'obtenir la position du centre de masse global. Pour mieux comprendre comment le centre de masse global est contrôlé, des études biomécaniques des déplacements et de la vitesse du centre de masse global doivent être réalisées. En incluant l'analyse des forces appliquées par les mains sur les surfaces d'appui, il serait possible d'analyser également comment le centre de masse global est mis en mouvement par les forces de réaction sous les mains. L'analyse de la cinématique des membres inférieurs pourra confirmer si les personnes vivant avec une LMÉ optimisent le positionnement des pieds, en les positionnant légèrement devant les genoux (tendant vers une extension des genoux) et l'analyse des forces de cisaillement (antéropostérieurs) sous les pieds peut déterminer si le contact des pieds au sol permet de diriger les genoux, et en conséquence le bassin, vers l'arrière. Dans ce cas, une force de réaction vers l'avant doit être observée dans la phase de levée sous les pieds.

Toutefois, les membres supérieurs jouent un rôle prépondérant dans le contrôle postural dynamique pendant le transfert latéral, puisque la personne vivant avec une LMÉ (au niveau thoracique) a une perception préservée des informations sensorielles des membres supérieurs. Le rôle de la forme de la main dans le contrôle postural n'a pas encore été étudié. La forme de la main permet de moduler le ratio longueur des membres supérieurs / longueur du tronc. Une forme de main à poignet élevé permet d'augmenter le ratio longueur des membres supérieurs / longueur du tronc, ce ratio favorable permet de soulever la masse corporelle potentiellement plus haut ce qui pourrait améliorer le sentiment de contrôle de la stabilité (tel discuté ci-dessus). D'un autre côté, l'utilisation de la paume de la main en tant qu'appui (comme est le cas quand une forme de main à poignet bas est utilisé) pourrait favoriser la prise d'information sensorielle et aussi la génération de couple au niveau du poignet, ce qui peut améliorer le contrôle postural.

Dernièrement, cette étude a montré que lorsqu'un accoudoir est utilisé, le bassin et le  $COM_{TTB}$  sont levés plus haut et en conséquence, ils ont acquis une vitesse verticale plus importante à l'atterrissage. Cette vitesse plus importante pourrait être délétère pour les personnes vivant avec une LMÉ, car l'impact entre le bassin et l'assise cible peut être plus grand et provoquer des lésions cutanées. La présente étude n'a pas pu rapporter les forces d'impact à l'atterrissage, à cause de l'absence de capteurs de force sous une partie de l'assise cible. L'étude des forces d'impact à l'atterrissage est d'intérêt, car la prévention des lésions cutanées, particulièrement sous les ischions et le sacrum sont vitales pour les personnes vivant avec une LMÉ.



# Communications scientifiques

---

Ce travail de doctorat a fait l'objet des communications suivantes

## Revue internationale avec comité de lecture

C. Molenaar, F. Gabrielli, M. Blandeau, P. Pudlo (2016). **Hand Use during the Lift Phase of Parallel Sitting Transfers of Two Spinal Cord Injured Subjects**. *Modelling, Measurement and Control C. 77(2)*, p. 145-154

F. Gabrielli, C. Molenaar, M. Blandeau, P. Pudlo (2016). **Impact of Spatial Hindrance on Sit-to-Stand and Exit Strategies of Low Mobility Passengers**. *Modelling, Measurement and Control C. 77(2)*, p. 120-129

## Conférence nationale avec actes et comité de lecture

M. Blandeau, C. Molenaar, V. Estrada-Manzo, TM. Guerra, P. Pudlo, F. Gabrielli (2016). **Stabilité assise chez les personnes avec lésion médullaire**. *Neurophysiologie Clinique 46(4-5)*, p. 247

C. Molenaar, F. Gabrielli, P. Pudlo (2015). **The influence of spatial barriers on the ingress/egress movement toward an aircraft seat for persons with reduced mobility: a preliminary study**. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 18(1)*, p. 2002-2003

## Conférences internationales, présentations orales

C. Molenaar, M. Blandeau, F. Gabrielli, DH. Gagnon, P. Pudlo (2018). **Does the presence of an armrest modify upper extremity muscle activations during lateral sitting transfers in people living with spinal cord injury?**\_12<sup>th</sup> International Society of Physical and Rehabilitation Medicine World Congress, Paris

C. Molenaar, F. Gabrielli, M. Blandeau, DH. Gagnon, P. Pudlo (2017). **Influence of surface firmness on hand shape during sitting transfers in individuals with spinal cord injury**. Congress of the European Society of Biomechanics (ESB), Sevilla

C. Molenaar, F. Gabrielli, M. Blandeau, P. Pudlo (2016). **Hand use during sitting transfers of two paraplegic subjects**. Congress of the European Society of Biomechanics (ESB), Lyon

## Conférences internationales, présentation poster

C. Molenaar, M. Blandeau, F. Gabrielli, DH. Gagnon, P. Pudlo (2018). **Using an armrest when performing lateral sitting transfers influences mediolateral reaction forces underneath hands in people with spinal cord injury**. 8<sup>th</sup> World Congress of Biomechanics, Dublin

## Conférences nationales, présentation poster

C. Molenaar, M. Blandeau, F. Gabrielli, P. Pudlo, DH. Gagnon (2017). **Inventaire des formes de main lors de transferts assis chez des personnes vivant avec une lésion de la moelle épinière**. 2<sup>e</sup> congrès Québécois de recherche en adaptation-réadaptation



# Références bibliographiques

---

- Adriaansen, J., Post, M., Groot, S., Asbeck, F., Stolwijk-Swüste, J., Tepper, M., Lindeman, E., 2013. Secondary health conditions in persons with spinal cord injury: A longitudinal study from one to five years post-discharge. *Journal of Rehabilitation Medicine* 45, 1016–1022. <https://doi.org/10.2340/16501977-1207>
- Allard, P., Dalleau, G., Begon, M., Blanchi, J.-P., 2011. *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*, 3ème. ed. Fides éducation, Québec, Canada.
- Allison, G., Singer, K., Marshall, R., 1995. Muscle activation patterns during transfers in individuals with spinal cord injury. *Australian Journal of Physiotherapy* 41, 169–176. [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60427-X](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60427-X)
- Altmann, V.C., Groen, B.E., Van Limbeek, J., Vanlandewijck, Y.C., Keijsers, N.L.W., 2013. Reliability of the revised wheelchair rugby trunk impairment classification system. *Spinal Cord* 51, 913–918.
- Aptel, M., Cail, F., Aublet-Cuvelier, A., 2011. *Les troubles musculo-squelettiques du membre supérieur (TMS-MS) guide pour les préventeurs*.
- Barr, A.E., Barbe, M.F., 2002. Pathophysiological Tissue Changes Associated With Repetitive Movement: A Review of the Evidence. *Phys Ther* 82, 173–187.
- Basmajian, J., De Luca, C., 1985. *Muscle alive Their Function Revealed by Electromyography*. Williams Wilkins.
- Bayley, J.C., Cochran, T.P., Sledge, C.B., 1987. The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am* 69, 676–678.
- Boninger, M.L., 2013. Safe Transfer Technique. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 94, 2579–2580. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.04.007>
- Bromley, I., 2006. *Tetraplegia and paraplegia: a guide for physiotherapists*. Churchill Livingstone, Edinburgh; New York.
- Brossmann, J., Preidler, K.W., Pedowitz, R.A., White, L.M., Trudell, D., Resnick, D., 1996. Shoulder impingement syndrome: influence of shoulder position on rotator cuff impingement—an anatomic study. *AJR. American journal of roentgenology* 167, 1511–1515.
- Bruijn, S.M., Meijer, O.G., Beek, P.J., Van Dieën, J.H., 2013. Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *Journal of the Royal Society Interface* 10, 20120999.
- Cavanagh, P.R., Komi, P.V., 1979. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 42, 159–163.
- Chang, Y.-C., Chen, C.-F., 2011. Identifying mobility service needs for disabled air passengers. *Tourism Manage.* 32, 1214–1217. <https://doi.org/10.1016/j.tourman.2010.11.001>
- Chèze, L., 2014. *Analyse cinématique du mouvement humain*. ISTE Editions, London.
- Colombini, D., Occhipinti, E., Delleman, N., Fallentin, N., Kilbom, A., Grieco, A., 2001. *Exposure assessment of upper limb repetitive movements: a consensus document*. London and New York: Taylor & Francis.
- Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005. Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury. *J Spinal Cord Med* 28, 434–470.
- Dalyan, M., Cardenas, D.D., Gerard, B., 1999. Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord* 37, 191–195.
- Debril, J.-F., 2011. *Debril\_2011\_THESE\_TransfertLat.pdf*.
- Desroches, G., Chèze, L., Dumas, R., 2010. Expression of joint moment in the joint coordinate system. *J Biomech Eng* 132, 114503. <https://doi.org/10.1115/1.4002537>
- Desroches, G., Gagnon, D., Nadeau, S., Popovic, M., 2013a. Magnitude of forward trunk flexion influences upper limb muscular efforts and dynamic postural stability requirements during

- sitting pivot transfers in individuals with spinal cord injury. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 23, 1325–1333. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.09.003>
- Desroches, G., Gagnon, D., Nadeau, S., Popovic, M.R., 2013b. Effects of sensorimotor trunk impairments on trunk and upper limb joint kinematics and kinetics during sitting pivot transfers in individuals with a spinal cord injury. *Clinical Biomechanics* 28, 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.11.001>
- Desroches, G., Vermette, M., Gourdou, P., Gagnon, D., 2012. Development of an automated method to detect sitting pivot transfer phases using biomechanical variables: toward a standardized method. *J. NeuroEng. Rehabil.* 9, 7. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-7>
- Drake, J.D.M., Callaghan, J.P., 2006. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16, 175–187. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.07.003>
- Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S., Delisle, A., Gravel, D., Brouwer, B., Corriveau, H., 2009. Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *Journal of Biomechanics* 42, 379–382. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.007>
- Dufour, M., Pillu, M., Del Valle Acedo, S., Langlois, K., 2017. *Biomécanique fonctionnelle, Membres - Tête - Tronc*, 2ème édition. ed. Elsevier Masson.
- Dumas, R., Chèze, L., Verriest, J.-P., 2007a. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* 40, 543–553. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.013>
- Dumas, R., Chèze, L., Verriest, J.-P., 2007b. Corrigendum to “Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters.” *Journal of Biomechanics* 40, 543–553. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.013>
- Dumas, R., Nicol, E., Chèze, L., 2007. Influence of the 3D Inverse Dynamic Method on the Joint Forces and Moments During Gait. *Journal of Biomechanical Engineering* 129, 786–790.
- Dumas, R., Robert, T., Chèze, L., Verriest, J.-P., 2015. Thorax and abdomen body segment inertial parameters adjusted from McConville et al. and Young et al. *International Biomechanics* 2, 113–118.
- Engdahl, S.M., Gates, D.H., 2018. Reliability of upper limb and trunk joint angles in healthy adults during activities of daily living. *Gait & Posture* 60, 41–47. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.001>
- Finley, M.A., McQuade, K.J., Rodgers, M.M., 2005. Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clinical Biomechanics* 20, 32–40. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.06.011>
- Flatow, E.L., Soslowky, L.J., Ticker, J.B., Pawluk, R.J., Hepler, M., Ark, J., Mow, V.C., Bigliani, L.U., 1994. Excursion of the rotator cuff under the acromion: patterns of subacromial contact. *The American journal of sports medicine* 22, 779–788.
- Forslund, E., Jørgensen, V., Franzén, E., Opheim, A., Seiger, , Ståhle, A., Hultling, C., Stanghelle, J., Roaldsen, K., Wahman, K., 2017. High incidence of falls and fall-related injuries in wheelchair users with spinal cord injury: A prospective study of risk indicators. *Journal of Rehabilitation Medicine* 49, 144–151. <https://doi.org/10.2340/16501977-2177>
- Forslund, E.B., Granstrom, A., Levi, R., Westgren, N., Hirschfeld, H., 2007. Transfer from table to wheelchair in men and women with spinal cord injury: coordination of body movement and arm forces. *Spinal Cord* 45, 41–48. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101935>
- Fournier Belley, A., Gagnon, D.H., Routhier, F., Roy, J.-S., 2017. Ultrasonographic Measures of the Acromiohumeral Distance and Supraspinatus Tendon Thickness in Manual Wheelchair Users With Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 98, 517–524. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.06.018>
- Gagnon, D., Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S., Danakas, M., 2012. Measuring dynamic stability requirements during sitting pivot transfers using stabilizing and destabilizing forces in

- individuals with complete motor paraplegia. *J. Biomech.* 45, 1554–1558.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.018>
- Gagnon, D., Koontz, A., Mulroy, S.J., Nawoczenski, D.A., Butler-Forslund, E., Granstrom, A., Nadeau, S., Boninger, M., 2009a. Biomechanics of sitting pivot transfers among individuals with a spinal cord injury: a review of the current knowledge. *Topics in spinal cord injury rehabilitation* 15, 33–58.
- Gagnon, D., Koontz, A.M., Brindle, E., Boninger, M.L., Cooper, R.A., 2009b. Does upper-limb muscular demand differ between preferred and nonpreferred sitting pivot transfer directions in individuals with a spinal cord injury? *J. Rehabil. Res. Dev.* 46, 1099–1108.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Desiardins, P., Noreau, L., 2008a. Biomechanical assessment of sitting pivot transfer tasks using a newly developed instrumented transfer system among long-term wheelchair users. *J. Biomech.* 41, 1104–1110.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.11.021>
- Gagnon, D., Nadeau, S., Noreau, L., Dehail, P., Gravel, D., 2008b. Quantification of reaction forces during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *J. Rehabil. Med.* 40, 468–476. <https://doi.org/10.2340/16501977-0192>
- Gagnon, D., Nadeau, S., Noreau, L., Dehail, P., Piotte, F., 2008c. Comparison of peak shoulder and elbow mechanical loads during weight-relief lifts and sitting pivot transfers among manual wheelchair users with spinal cord injury. *J. Rehabil. Res. Dev.* 45, 863–873.  
<https://doi.org/10.1682/JRRD.2007.11.0189>
- Gagnon, D., Nadeau, S., Noreau, L., Eng, J.J., Gravel, D., 2009c. Electromyographic patterns of upper extremity muscles during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 19, 509–520. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.12.005>
- Gagnon, D., Nadeau, S., Noreau, L., Eng, J.J., Gravel, D., 2008d. Trunk and upper extremity kinematics during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Clin. Biomech.* 23, 279–290. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.09.017>
- Gavin-Dreschnack, D., Nelson, A., Fitzgerald, S., Harrow, J., Sanchez-Anguiano, A., Ahmed, S., Powell-Cope, G., 2005. Wheelchair-related falls current evidence and directions for improved quality care. *Journal of Nursing Care Quality* 119–127.
- Grimshaw, P., Burden, A., 2010. *Biomécanique du sport et de l'exercice*, 1er ed, Sciences et pratiques du sport. de boeck, Bruxelles.
- Hart, A., Altmann, V., Ungerer, G., Stodler, J., 2011. *IWRF Classification Manual*.
- Hasson, C.J., Van Emmerik, R.E.A., Caldwell, G.E., 2008. Predicting dynamic postural instability using center of mass time-to-contact information. *Journal of Biomechanics* 41, 2121–2129.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.04.031>
- Hof, A.L., Gazendam, M.G.J., Sinke, W.E., 2005. The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics* 38, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025>
- Hogaboom, N.S., Diehl, J.A., Oyster, M.L., Koontz, A.M., Boninger, M.L., 2016. Ultrasonographic Median Nerve Changes After Repeated Wheelchair Transfers in Persons With Paraplegia: Relationship With Subject Characteristics and Transfer Skills. *PM&R* 8, 305–313.  
<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.08.001>
- Houvet, P., Obert, L., 2013. Upper limb cumulative trauma disorders for the orthopaedic surgeon. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 99, S104–S114.  
<https://doi.org/10.1016/j.otsr.2012.12.007>
- Hug, F., 2011. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21, 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.08.009>
- Jørgensen, V., Elfving, B., Opheim, A., 2011. Assessment of unsupported sitting in patients with spinal cord injury. *Spinal cord* 49, 838.
- Kankipati, P., Boninger, M.L., Gagnon, D., Cooper, R.A., Koontz, A.M., 2014. Upper limb joint kinetics of three sitting pivot wheelchair transfer techniques in individuals with spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine* 38, 485–497.  
<https://doi.org/10.1179/2045772314Y.0000000258>

- Kankipati, P., Koontz, A., Vega, Alejandra, Lin, Yen-Sheng, 2011. Phase identification of sitting pivot wheelchair transfers. Presented at the American Society of Biomechanics Annual Meeting.
- Keir, P.J., Bach, J.M., Hudes, M., Rempel, D.M., 2007. Guidelines for Wrist Posture Based on Carpal Tunnel Pressure Thresholds. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 49, 88–99. <https://doi.org/10.1518/001872007779598127>
- Kendall, F.P., McCreary, E.K., Provance, P.G., 2000. *Spieren: Tests en functies*, 5th ed. Bohn Stafleu van Loghum.
- Kirby, R.L., Ackroyd-Stolarz, S.A., Brown, M.G., Kirkland, S.A., McLeod, D.A., 1994. kirby\_1994\_APMR\_FallsWCU.pdf. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 73.
- Kirby, R.L., Smith, C., Parker, K., McAllister, M., Boyce, J., Rushton, P., W., Routhier, F., Best, K.L., Mortenson, B., Brandt, A., 2017. Guide du Programme d'habiletés en fauteuil roulant.
- Kirshblum, S.C., Burns, S.P., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Graves, D.E., Jha, A., Johansen, M., Jones, L., Krassioukov, A., Mulcahey, M.J., 2011. International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). *J Spinal Cord Med* 34, 535–546.
- Konrad, P., 2005. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography 1, 30–35.
- Koontz, A., Druin, E., 2009. CHAPTER EIGHT - Transfer Techniques, in: Sliwinski, S.A.S.D.M. (Ed.), *Spinal Cord Injuries*. Mosby, Saint Louis, pp. 185–209.
- Koontz, A.M., Cooper, R.A., Boninger, M.L., Yang, Y., Impink, B.G., van der Woude, L.H.V., 2005. A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* 42, 447. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2004.08.0106>
- Koontz, A.M., Kankipati, P., Lin, Y.-S., Cooper, R.A., Boninger, M.L., 2011a. Upper limb kinetic analysis of three sitting pivot wheelchair transfer techniques. *Clin. Biomech.* 26, 923–929. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.05.005>
- Koontz, A.M., Lin, Y.-S., Kankipati, P., Boninger, M.L., Cooper, R.A., 2011b. Development of custom measurement system for biomechanical evaluation of independent wheelchair transfers. *J. Rehabil. Res. Dev.* 48, 1015–1028. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2010.09.0169>
- Lieber, R.L., Bodine-Fowler, S.C., 1993. Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. *Physical Therapy* 73, 844–856.
- Lin, Y.-S., Boninger, M., Worobey, L., Farrokhi, S., Koontz, A., 2014. Effects of Repetitive Shoulder Activity on the Subacromial Space in Manual Wheelchair Users. *BioMed Research International* 2014, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2014/583951>
- Luttmann, A., Jäger, M., Griefhan, B., Caffier, G., Liebers, F., Steinberg, U., 2004. La prévention des troubles musculo-squelettiques sur le lieu de travail.
- Michailidou, C., Marston, L., De Souza, L.H., Sutherland, I., 2014. A systematic review of the prevalence of musculoskeletal pain, back and low back pain in people with spinal cord injury. *Disabil. Rehabil.* 36, 705–715. <https://doi.org/10.3109/09638288.2013.808708>
- Michener, L.A., McClure, P.W., Karduna, A.R., 2003. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics* 18, 369–379. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00047-0](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00047-0)
- Mink, A.J.F., ter Veer, H.J., Vorselaars, J.A.C.T., 1996. *Extremiteiten, functie-onderzoek en manuele therapie*, 7de herziene druk. ed. Bohn Stafleu van Loghum, Houten/Diegem.
- Molenaar, C., Gabrielli, F., Blandeau, M., Pudlo, P., 2016. Hand Use during the Lift Phase of Parallel Sitting Transfers of Two Spinal Cord Injured Subjects. *Modelling, Measurement and Control, Series C. Chemistry, Geology, Environment and Bioengineering* 77, 145–154.
- Mullie, Y., Duclos, C., 2014. Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals. *Gait & Posture* 40, 610–615. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.008>
- National Research Council, Institute of Medicine, 2001. *Musculoskeletal Disorders and the Workplace: Low Back and Upper Extremities*. National Academies Press, Washington, D.C. <https://doi.org/10.17226/10032>

- Nations unies, 2006. UN Convention on the Rights of Persons with Disabilities.
- Nawoczinski, D.A., Clobes, S.M., Gore, S.L., Neu, J.L., Olsen, J.E., Borstad, J.D., Ludewig, P.M., 2003. Three-dimensional shoulder kinematics during a pressure relief technique and wheelchair transfer. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84, 1293–1300. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(03\)00260-0](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(03)00260-0)
- Nawoczinski, D.A., Riek, L.M., Greco, L., Staiti, K., Ludewig, P.M., 2012. Effect of Shoulder Pain on Shoulder Kinematics During Weight-Bearing Tasks in Persons With Spinal Cord Injury. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 93, 1421–1430. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.02.034>
- Nelson, A.L., Groer, S., Palacios, P., Mitchell, D., Sabharwal, S., Kirby, R.L., Gavin-Dreschnack, D., Powell-Cope, G., 2010. Wheelchair-Related Falls in Veterans With Spinal Cord Injury Residing in the Community: A Prospective Cohort Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 91, 1166–1173. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.05.008>
- Nyland, J., Quigley, P., Huang, C., Lloyd, J., Harrow, J., Nelson, A., 2000. Preserving transfer independence among individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord* 38, 649–657. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101070>
- Pai, Y.C., Lee, W.A., 1994. Effect of a terminal constraint on control of balance during sit-to-stand. *J Mot Behav* 26, 247–256. <https://doi.org/10.1080/00222895.1994.9941680>
- Pai, Y.-C., Naughton, B., Chang, R., Rogers, M., 1994. Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. *Gait & Posture* 2, 109–116. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90100-7](https://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90100-7)
- Pentland, W.E., Twomey, L.T., 1994. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part I. *Paraplegia* 32, 211–218. <https://doi.org/10.1038/sc.1994.40>
- Perry, J., Gronley, J.K., Newsam, C.J., Reyes, M.L., Mulroy, S.J., 1996. Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 77, 350–355. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90083-0](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90083-0)
- Pollock, A.S., Durward, B.R., Rowe, P.J., Paul, J.P., 2000. What is balance? *Clinical rehabilitation* 14, 402–406.
- Poria, Y., Reichel, A., Brandt, Y., 2010. The Flight Experiences of People with Disabilities: An Exploratory Study. *J. Travel Res.* 49, 216–227. <https://doi.org/10.1177/0047287509336477>
- Reed, M.P., Manary, M.A., Schneider, L.W., 1999. Methods for measuring and representing automobile occupant posture. SAE Technical Paper.
- Siddall, P.J., Middleton, J.W., 2015. Spinal cord injury-induced pain: mechanisms and treatments. *Pain management* 5, 493–507.
- Tanimoto, Y., Nanba, K., Tokuhira, A., Ukida, H., Yamamoto, H., 2008. Measurement System of Transfer Motion for Patients With Spinal Cord Injuries. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 57, 213–219. <https://doi.org/10.1109/TIM.2007.909501>
- Toro, M.L., Koontz, A.M., Cooper, R.A., 2013. The Impact of Transfer Setup on the Performance of Independent Wheelchair Transfers. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 55, 567–580. <https://doi.org/10.1177/0018720812460549>
- Tsai, C.-Y., Koontz, A.M., 2013. The effect of wheelchair orientation on upper limb biomechanics for a commode transfer. Presented at the RESNA annual conference.
- Uchiyama, S., Itsubo, T., Nakamura, K., Kato, H., Yasutomi, T., Momose, T., 2010. Current concepts of carpal tunnel syndrome: pathophysiology, treatment, and evaluation. *Journal of Orthopaedic Science* 15, 1–13. <https://doi.org/10.1007/s00776-009-1416-x>
- van Drongelen, S., de Groot, S., Veeger, H.E.J., Angenot, E.L.D., Dallmeijer, A.J., Post, M.W.M., van der Woude, L.H.V., 2005. Upper extremity musculoskeletal pain during and after rehabilitation in wheelchair-using persons with a spinal cord injury. *Spinal Cord* 44, 152–159. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101826>
- Veeger, H.E.J., Van Der Woude, L.H.V., Rozendal, R.H., 1991. Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Journal of electromyography and kinesiology* 1, 270–280.

- Wang, Y.T., Kim, C.K., Ford, H.T., Ford, H.T., 1994. Reaction force and emg analyses of wheelchair transfers. *Perceptual and Motor Skills* 79, 763–766. <https://doi.org/10.2466/pms.1994.79.2.763>
- Widerström-Noga, E.G., Finnerup, N.B., Siddall, P.J., 2009. Biopsychosocial perspective on a mechanisms-based approach to assessment and treatment of pain following spinal cord injury. *Journal of rehabilitation research and development* 46, 1.
- Windolf, M., Götzen, N., Morlock, M., 2008. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems—exemplified on the Vicon-460 system. *Journal of Biomechanics* 41, 2776–2780. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.024>
- Winter, D.A., 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th ed. ed. Wiley, Hoboken, N.J.
- World Health Organization, 2011. *World report on disability*. World Health Organization, Geneva, Switzerland.
- World Health Organization (Ed.), 2001. *Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé: CIF*. Genève.
- Wu, G., Cavanagh, P.R., 1995. ISB Recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics* 28, 1257–1261.
- Wu, G., Van Der Helm, F.C., Veeger, H.E.J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics* 38, 981–992.





# Annexes

## Annexe 1.1 ASIA Impairment Scale

L'ASIA Impairment Scale (AIS) est utilisé pour déterminer le niveau de la lésion de la moelle épinière. Le niveau de la lésion est obtenu pour les deux côtés du corps (gauche et droit) et pour les fonctions motrices et sensorielles. Pour plus d'informations (Kirshblum et al., 2011).

<b>Évaluation motrice</b>		<b>Score ASIA</b>		Identité du patient	
	<b>D</b>	<b>G</b>	Date de l'examen		
C2			_ _ _ _ _ _ _ _ _		
C3					
C4					
C5					
C6					
C7					
C8					
T1					
T2					
T3					
T4					
T5					
T6					
T7					
T8					
T9					
T10					
T11					
T12					
L1					
L2					
L3					
L4					
L5					
S1					
S2					
S3					
S4-5					

			<b>Niveau neurologique*</b>			
			Sensitif	droite	gauche	gauche
			Moteur	droite	gauche	gauche
*Segment le plus caudal ayant une fonction normale						
<b>Lésion médullaire**</b> : Complète ou Incomplète						
** Caractère incomplet défini par une motricité ou une sensibilité du territoire S4-S5						
<b>Échelle d'anomalie ASIA</b> : A B C D E						
A = complète : aucune motricité ou sensibilité dans le territoire S4-S5						
B = incomplète : la sensibilité mais pas la motricité est préservée au-dessous du niveau lésionnel, en particulier dans le territoire S4-S5						
C = incomplète : la motricité est préservée au-dessous du niveau lésionnel et plus de la moitié des muscles testés au-dessous de ce niveau a un score < 3						
D = incomplète : la motricité est préservée au-dessous du niveau lésionnel et au moins la moitié des muscles testés au-dessous du niveau a un score ≥ 3						
E = normale : la sensibilité et la motricité sont normales						
				Sensitif	droite	gauche
				Moteur	droite	gauche
*** Extension caudale des segments partiellement int...és						
<b>Syndrome clinique</b> :						
Centromédullaire <input type="checkbox"/>						
Brown-Sequard <input type="checkbox"/>						
Moelle antérieure <input type="checkbox"/>						
Cône terminal <input type="checkbox"/>						

<b>Évaluation sensitive</b>			
<b>Toucher</b>		<b>Piqûre</b>	
	<b>D</b>	<b>G</b>	
C2			
C3			
C4			
C5			
C6			
C7			
C8			
T1			
T2			
T3			
T4			
T5			
T6			
T7			
T8			
T9			
T10			
T11			
T12			
L1			
L2			
L3			
L4			
L5			
S1			
S2			
S3			
S4-5			

			<b>Score «toucher»</b> : /112		<b>Score «piqûre»</b> : /112		<b>Sensibilité anale</b> : oui/non	
<p>0 = absente                  1 = diminuée                  2 = normale                  NT, non testable</p>								

## Annexe 2.1 Caractéristiques des participants

Vingt-six participants sont recrutés pour participer à cette étude expérimentale. Les caractéristiques de tous les participants sont résumées dans le tableau ci-dessous. Six participants n'ont pas réussi à réaliser le transfert en un seul déplacement du bassin, ils ont été exclus de l'analyse de résultats, ces participants apparaissent en gris clair en bas du tableau.

Sujet	ID	Âge (ans)	Sexe	Masse (kg)	Taille (cm)	Niveau neurologique	Échelle d'anomalie ASIA	TIC	Âge lésion (ans)
1	S228	28	H	59,9	177,8	T4	A	0	4
2	S229	30	H	76,2	178	T6	A	0	6
3	S231	38	H	63	165	T9	A	0,5	7
4	S232	64	H	94,8	185	T10	A	0,5	9
5	S235	38	H	70,7	180	T10	A	0,5	11
6	S236	25	H	53,5	167,6	T8	B	0,5	9
7	S238	59	H	89,4	175	T5	A	0,5	5
8	S239	31	F	54,8	162,6	T6	A	0,5	1
9	S240	44	H	105	180	T10	A	0,5	4
10	S241	32	F	50,6	165	T11	A	0,5	9
11	S244	62	H	74,2	188	T2	A	0	36
12	S245	33	H	79,6	191	T6	A	0	9
13	S246	31	F	57,5	163	T8	A	0,5	2
14	S248	56	H	86,3	180	T3	A	0,5	31
15	S251	52	H	100	180	T11	A	0,5	2
16	S253	40	H	96,5	178	T5	A	0,5	12
17	S254	43	H	71,9	165	T7	A	0,5	10
18	S256	41	H	94,5	185	T10	A	0,5	6
19	S258	56	H	68,3	183	T6	A	0	7
20	S261	50	H	87,9	185	T10	A	0,5	6
21	S225	28	F	58,5	162,6	T6	A	0,5	3
22	S230	26	F	51,7	157,5	T10	B	0,5	2
23	S233	40	F	72,1	168	T4	A	0	5
24	S234	52	F	59,5	162	T4	A	0	4
25	S243	53	F	46,5	170	C7	A	0	28
26	S259	36	H	73,1	187	T6	A	0,5	9

## **Annexe 2.2 Formulaire d'informations et de consentement**

Les expérimentations pour l'étude du transfert latéral parallèle sont menées au laboratoire de pathokinésiologie au sein de l'institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal. Le protocole expérimental a été approuvé par le Comité d'éthique de la recherche du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain. Avant d'accepter de participer à l'expérimentation, les participants ont été informés de son déroulement en détail, via le formulaire d'informations ci-dessous. En complément de la tâche expérimentale du transfert latéral, une tâche expérimentale de perturbation de la stabilité assise est réalisée. Si les conditions de l'expérimentation sont acceptées par le participant, le consentement sur le dernier page du formulaire d'informations est signé le jour de l'expérimentation.

### **1. TITRE DU PROJET**

Analyse des stratégies de mouvements lors des transferts latéraux et des perturbations posturales en position assise chez des personnes utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion : Une étude pilote auprès de personnes vivant avec une lésion de la moelle épinière

### **2. RESPONSABLES DU PROJET**

Dany Gagnon, pht, PhD

Professeur agrégé

École de réadaptation ([www.readap.umontreal.ca](http://www.readap.umontreal.ca))

Faculté de médecine | Université de Montréal

Chercheur régulier

Laboratoire de pathokinésiologie ([www.pathokin.ca](http://www.pathokin.ca))

Initiative pour le développement de nouvelles technologies et pratiques en réadaptation (INSPIRE)

Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation ([www.crir.ca](http://www.crir.ca))

Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal | CIUSSS Centre-Est-de-l'île-de-Montréal

Téléphone : 514-343-6111 poste 26382

Courriel : [dany.gagnon.2@umontreal.ca](mailto:dany.gagnon.2@umontreal.ca)

### **3. COLLABORATEURS**

Ciska Molenaar

Étudiante au doctorat

Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et de l'Informatique industrielles et Humaines, Unité

Mixte de Recherche 8201 Centre National de Recherche Scientifique,

Courriel : [ciska.molenaar@univ-valenciennes.fr](mailto:ciska.molenaar@univ-valenciennes.fr)

Mathias Blandeau

Étudiant au doctorat

Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et de l'Informatique industrielles et Humaines, Unité

Mixte de Recherche 8201 Centre National de Recherche Scientifique,

Courriel : [mathias.blandeau@univ-valenciennes.fr](mailto:mathias.blandeau@univ-valenciennes.fr)

Philippe Pudlo, Ing, PhD  
Professeur  
Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis  
Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et de l'Informatique industrielles et Humaines, Unité Mixte de Recherche 8201 Centre National de Recherche Scientifique,  
Courriel : philippe.pudlo@univ-valenciennes.fr

#### **4. ORGANISME SUBVENTIONNAIRE**

Ce projet de recherche est financé en partie par la Direction Générale de l'Aviation Civile (DGAC) en France.

#### **5. PRÉAMBULE**

Nous vous invitons à participer à un projet de recherche visant à mieux comprendre les stratégies de mouvements lors des transferts latéraux et des perturbations posturales en position assise. Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements présentés dans ce formulaire.

Le présent formulaire de consentement vous explique le but, les procédures, les avantages, les risques et les inconvénients de cette étude, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin.

Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles aux chercheurs et aux autres membres du personnel affectés au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

#### **6. DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS**

L'autonomie lors des transferts et le contrôle de l'équilibre assis sont des indicateurs importants de la capacité fonctionnelle et de la pleine réalisation des habitudes de vie chez les personnes utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion. Par conséquent, l'atteinte d'un niveau d'autonomie maximal lors des transferts et d'une capacité d'équilibre optimal en position assise constituent des objectifs fondamentaux du processus de réadaptation. Il est maintenant reconnu que la capacité à transférer est multifactorielle et que la sévérité des déficiences sensorimotrices, à elle seule, ne peut prédire la performance lors des transferts et des perturbations posturales chez ces personnes. En pratique, les personnes utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion s'assurent toujours de protéger leur équilibre lors des transferts afin d'éviter les chutes et les blessures. De plus, elles adaptent généralement la technique de transfert (c.-à-d. stratégies de mouvements) en fonction des contraintes liées à l'environnement physique immédiat telles la hauteur et la fermeté de l'assise du siège vers lequel le transfert est complété. Par exemple, il arrive que l'environnement physique permette uniquement la performance d'un transfert latéral comme en prenant l'avion. Étonnamment, peu d'études se sont intéressées aux transferts latéraux et aux effets des différents environnements physiques sur leur performance à ce jour. De plus, peu d'études ont quantifié l'équilibre dynamique 'réactif' en position assise et aucune étude ne s'est intéressée au lien entre ce dernier et la performance lors de transferts latéraux.

L'objectif général de ce projet est d'évaluer les stratégies de mouvements lors des transferts latéraux et des perturbations posturales en position assise chez des personnes utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion. Spécifiquement, une analyse biomécanique détaillée permettra d'enregistrer les mouvements et l'activité musculaire lors de transferts latéraux vers un siège fixé à différentes hauteurs et équipé de différents coussins (Tâche expérimentale #1) et de perturbations posturales (Tâche expérimentale #2).

## 7. NATURE DE LA PARTICIPATION

Votre participation à ce projet consiste en une seule séance d'évaluation qui aura lieu au Laboratoire de pathokinésiologie du Centre de recherche en réadaptation du grand Montréal situé à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (4ème étage). La séance d'évaluation devrait durer un maximum de 2,5 heures.

Après l'évaluation de votre condition via des questionnaires sur votre état de santé et des tests cliniques (ex. ; sensibilité, force, spasticité, flexibilité et mobilité du tronc, des bras et des jambes), vous serez invité à compléter deux tâches expérimentales. En fait, vous pourrez choisir de compléter les deux tâches expérimentales proposées ou uniquement l'une de ces deux tâches expérimentales:

### **Tâche expérimentale 1** : Transferts latéraux (1.5 heure)

Vous devrez réaliser un minimum de 15 transferts latéraux en position assise avec les pieds en appui au sol entre deux sièges dont les assises surfaces seront réglées à la même hauteur. Cependant, trois différentes hauteurs seront testées pour la main qui est en appui sur ou proche du siège vers lequel le transfert est complété : 1) aucun appui bras, 2) appui bras à 8 cm de hauteur et 3) appui bras à environ 15 cm de hauteur. Les transferts latéraux seront réalisés sur une surface d'assise coussinée qui s'apparente à celle d'un siège d'avion. Les différents transferts latéraux seront réalisés dans un ordre établi au hasard.

Je participerai à cette partie du projet :

Non

Oui

### **Tâche expérimentale 2** : Perturbations posturales (1 heure)

Vous devrez maintenir votre équilibre en position assise après avoir reçu une poussée vers l'avant de faible intensité appliquée entre vos omoplates dans le dos. Ces poussées seront appliquées alors que vos jambes seront placées dans trois positions différentes : 1) genoux fléchis et pieds en appui au sol, 2) genoux allongés et jambes en appui sur un bloc surélevé de 20 cm et 3) genoux allongés et jambes en appui sur un bloc surélevé de 40 cm.

Je participerai cette partie du projet :

Non

Oui

Avant de compléter les tâches expérimentales, nous collerons à l'aide de ruban adhésif environ 40 marqueurs sur différentes parties de votre corps (c.-à-d. pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc, tête, bras, avant-bras et mains). Les déplacements de ces marqueurs seront enregistrés avec des caméras spéciales afin d'arriver à modéliser les mouvements réalisés avec des programmes informatiques

spéciaux. En parallèle, nous collerons 8 paires d'électrodes passives autour de vos bras afin d'enregistrer l'activité de quatre muscles liés aux membres supérieurs dominant et non-dominant. Pour chacun de ces muscles, une contraction maximale volontaire sera complétée avant la performance des tâches expérimentales afin de quantifier les efforts générés. Finalement, des plateformes de forces intégrées dans les sièges et sous les mains et les pieds permettront de mesurer les forces de réaction au sol pendant les tâches expérimentales.

## **8. AVANTAGES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION**

Vous ne retirerez personnellement pas d'avantage à participer à cette étude. Toutefois, vous contribuerez à l'avancement des connaissances en lien avec la performance des transferts et le contrôle de l'équilibre dynamique en position assise.

## **9. RISQUES ET INCONVÉNIENTS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION**

### *Risques*

Le risque de perte d'équilibre lors de l'exécution des transferts latéraux et des perturbations posturales en position assise ne peut être complètement éliminé. Afin de limiter les risques de chutes, un minimum d'une personne sera toujours à vos côtés afin d'assurer votre sécurité pendant les tâches expérimentales.

### *Inconvénients*

La pose de marqueurs réfléchissants et d'électrodes passives pourrait nécessiter le rasage de poils sur les surfaces de peau où ils seront placés. Dans ce cas, les règles d'hygiène les plus strictes seront mises en place. En parallèle, il se pourrait que la peau où les marqueurs/électrodes sont placés devienne irritée suite à l'usage de produits adhésifs. Dans un tel cas, une lotion calmante sera appliquée sur votre peau à la fin du projet. Si l'irritation persiste au-delà de 48 heures, vous devrez aviser le responsable du projet. En fonction de la situation, ce dernier vous recommandera de consulter une ressource appropriée.

Les efforts demandés lors de l'évaluation en laboratoire pourraient aussi entraîner une certaine fatigue musculaire localisée aux membres supérieurs. À cet effet, des pauses pourront vous être accordées pour que vous réalisiez les tâches expérimentales afin d'éviter l'installation de la fatigue. Cette dernière devrait rapidement s'estomper une fois la collecte de données terminée. En parallèle, il est aussi possible que vous ressentiez des raideurs ou douleurs musculaires aux membres supérieurs, particulièrement aux épaules, après la séance expérimentale. Si ces raideurs ou douleurs persistent plus de 48 heures à la suite de la séance expérimentale, vous devrez aviser le responsable du projet. En fonction de la situation, ce dernier vous recommandera de consulter une ressource appropriée.

## **10. ACCÈS AUX RÉSULTATS À LA FIN DE LA RECHERCHE**

À votre demande, une fois la présente étude terminée, vous aurez la possibilité d'obtenir un sommaire des résultats généraux découlant de ce projet.

### **11. ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL**

Vous autorisez l'équipe de recherche à consulter votre dossier de réadaptation à l'IRGLM afin d'y colliger ou valider certaines informations en lien avec votre lésion de la moelle épinière (ex. : type de chirurgie de fixation pour la ou les vertèbres fracturées) et nécessaires à la réalisation du projet de recherche.

### **12. CONFIDENTIALITÉ**

Tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés afin d'assurer leur confidentialité. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier de recherche pourrait être consulté par une personne mandatée par le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR ou par la Direction de l'éthique et de la qualité du ministère de la Santé et des Services sociaux du Québec, qui adhère à une politique de stricte confidentialité. Les données de recherche colligées sur papier seront conservées sous clé dans une filière du Laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. Les données de recherche colligées via informatique seront archivées sur une section protégée et à accès limitée pour la recherche sur le serveur informatique de l'IRGLM pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. L'ensemble des données sera détruite 5 ans après la fin du projet. En cas de présentation de résultats ou de publication liée à cette recherche, rien ne pourra permettre de vous identifier.

### **13. ENREGISTREMENT VIDÉO ET / OU PRISE DE PHOTOGRAPHIES**

Afin de compléter l'analyse des stratégies de mouvements lors des transferts latéraux et des perturbations posturales en position assise, vous serez enregistré à l'aide d'une caméra numérique de façon continue lors de la performance de ces tâches expérimentales. Avec votre permission, nous aimerions pouvoir utiliser une ou des portions de l'enregistrement vidéo à des fins de formation et/ou de présentations scientifiques. Il n'est cependant pas nécessaire de consentir à ce volet pour participer au présent projet. Si vous refusez, les enregistrements vous concernant seront détruits à la fin de l'analyse des données du projet dans le respect de votre confidentialité.

Nous autorisez-vous à utiliser une ou des portion(s) de l'enregistrement vidéo à des fins de formations ou de présentations scientifiques et à les conserver avec vos données de recherche?

Oui

Non

### **14. PARTICIPATION VOLONTAIRE ET DROIT DE RETRAIT**

Vous êtes libre d'accepter ou de refuser de participer à ce projet de recherche. Vous pouvez vous retirer de cette étude à n'importe quel moment, sans avoir à donner de raison, ni à subir de préjudice de quelque nature que ce soit. Vous avez simplement à aviser la personne ressource de l'équipe de recherche, et ce, par simple avis verbal. En cas de retrait de votre part, les documents audiovisuels et écrits vous concernant seront détruits, à votre demande.

## 15. ÉTUDES ULTÉRIEURES

Il se peut que les résultats obtenus à la suite de cette étude donnent lieu à une autre recherche. Dans cette éventualité, autorisez-vous le responsable de ce projet à vous contacter à nouveau et à vous demander si vous souhaitez participer à cette nouvelle recherche ?

non

oui pour une durée d'un an \*

oui pour une durée de deux ans \*

oui pour une durée de trois ans \*

\* Notez que si vous cochez l'une des trois dernières cases, vos coordonnées personnelles seront conservées par le chercheur principal pour la période à laquelle vous avez consenti.

## 16. RESPONSABILITÉ DE L'ÉQUIPE DE RECHERCHE

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs ou l'établissement de leurs responsabilités civiles et professionnelles.

## 17. INDEMNITÉ COMPENSATOIRE

Pour les participants qui compléteront les tâches expérimentales #1 et #2 lors de l'évaluation en laboratoire, un montant total de 75.00\$ vous sera remis en contrepartie des contraintes et des inconvénients découlant de votre participation à cette évaluation. Pour les participants qui ne compléteront pas les deux tâches expérimentales, le montant sera ajusté en fonction des tâches complétées : 45.00\$ pour les transferts latéraux ou 35.00\$ pour les perturbations posturales.

Notez que le stationnement sera gratuit lors de votre séance d'évaluation si vous utilisez le stationnement payant situé devant le Pavillon Gingras de l'IRGLM. Toutefois, vous devrez apporter votre coupon de stationnement afin que l'un des responsables du projet puisse y apposer sa signature et informer la personne qui gère la guérite du stationnement payant.

## 18. PERSONNES-RESSOURCES

Si vous avez des questions concernant le projet de recherche, si vous souhaitez vous retirer de l'étude ou si vous voulez faire part à l'équipe de recherche d'un incident, vous pouvez contacter : Monsieur Dany Gagnon, pht, Ph.D. en sciences biomédicales (réadaptation), responsable du projet, Laboratoire de pathokinésiologie de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, au (514) 340-2111 poste 2260 ou par courriel à l'adresse : dany.gagnon.2@umontreal.ca

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-9565 poste 3795 ou par courriel à l'adresse suivante: anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca

Pour ces questions, vous pouvez aussi contacter avec Madame Céline Roy, commissaire local aux plaintes et à la qualité des services CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal au (514) 593-3600 ou par courriel à l'adresse suivante : commissaireauxplaintes@cjm-iu.qc.ca

## 19. CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques et les inconvénients auxquels je m'expose tel que présenté dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à mes questions. Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

NOM DU PARTICIPANT

SIGNATURE

Fait à Montréal, le \_\_\_\_\_, 20\_\_\_\_

## 20. ENGAGEMENT DU CHERCHEUR OU DE SON REPRÉSENTANT

Je, soussigné (e), \_\_\_\_\_, certifie

(a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;

(b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;

(c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;

(d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

\_\_\_\_\_  
Signature du responsable du projet ou de son représentant

Fait à Montréal, le \_\_\_\_\_, 20\_\_\_\_

### Annexe 2.3 Questionnaire réalisé à la fin de l'expérimentation

Un questionnaire a été réalisé à la fin de l'expérimentation du transfert latéral parallèle, afin de recueillir l'avis subjectif des participants sur les différentes conditions expérimentales utilisées. Les différentes conditions expérimentales incluent 1) le transfert sans accoudoir, 2) avec un accoudoir situé à gauche et à 9cm au dessus de la surface d'assise et 3) avec un accoudoir situé à gauche et à 18cm au dessus de la surface d'assise.

1. Préférence avec ou sans accoudoir ?  
 Avec accoudoir       Sans accoudoir
2. Préférence avec un accoudoir à 9 ou 18 cm ?  
 9 cm                       18 cm
3. Préférence pour un accoudoir ou 2 ?  
 1                               2
4. Si qu'un accoudoir est disponible de quel côté est il situé de préférence ?  
 Initial       Cible       Dominant       Non-Dom       Droite       Gauche

Selon vous, quelles caractéristiques sont les plus importantes pour un accoudoir ?

- \_\_\_ **La hauteur** de l'accoudoir par rapport à la surface d'assise
- \_\_\_ **La distance d'écartement** de l'accoudoir par rapport à l'interligne des deux assises
- \_\_\_ **L'orientation** de l'accoudoir
- \_\_\_ La longueur de l'accoudoir
- \_\_\_ L'immobilité de l'accoudoir (pas de mouvement dans aucun sens)
- \_\_\_ La confiance que l'accoudoir vous inspire pour supporter votre poids
- \_\_\_ La forme de l'accoudoir (carré, rond, platte, fine, épaisse ...),
- \_\_\_ La texture de l'accoudoir (rugeux, lisse, éponge...)
- \_\_\_ Autre ...

Qu'apporte un accoudoir, qu'est-ce qu'il permet de faire, par rapport à la situation sans accoudoir ? (tirer, stabiliser,...)

Est-ce qu'un accoudoir est souhaité en toute circonstance ou alors existe-t-il une meilleure aide (traction hauteur) ?

## Annexe 2.4 Spécifications techniques des capteurs de force

Le dispositif expérimental construit pour l'expérimentation est équipé de quatre surfaces instrumentées (voire **figure**) ; 1) la surface d'assise, constituée de quatre capteurs de force, 2) la surface d'appui pour la main droite, constituée de trois capteurs de force, 3) la surface d'appui pour la main gauche, constituée d'une plateforme de force, et 4) la surface d'appui pour les pieds, constituée de deux plateformes de force.

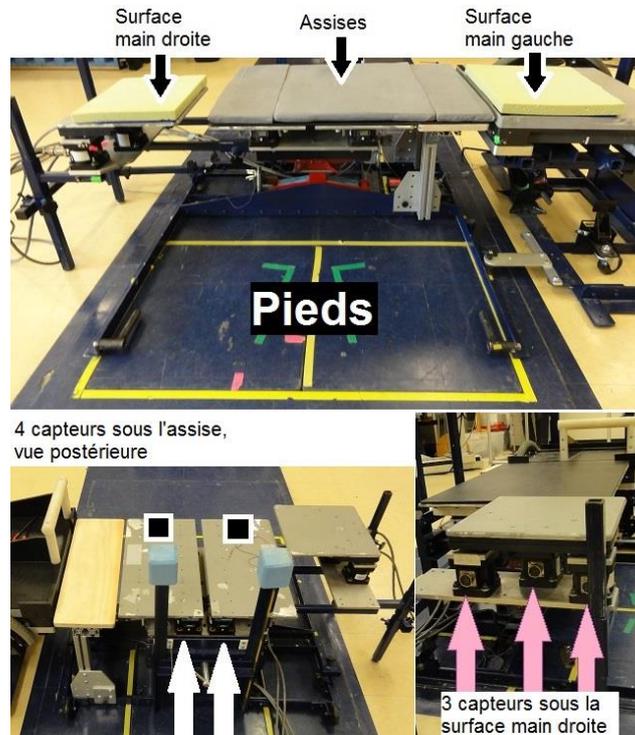


Figure. Les surfaces instrumentées du dispositif expérimental

Tous les capteurs et les plateformes de force sont de la marque AMTI (Advanced Mechanical Technology Inc, Newton, MA). Les modèles utilisés sont identifiés dans le premier tableau et les spécifications de chaque capteur sont présentées dans le deuxième tableau, ci-dessous.

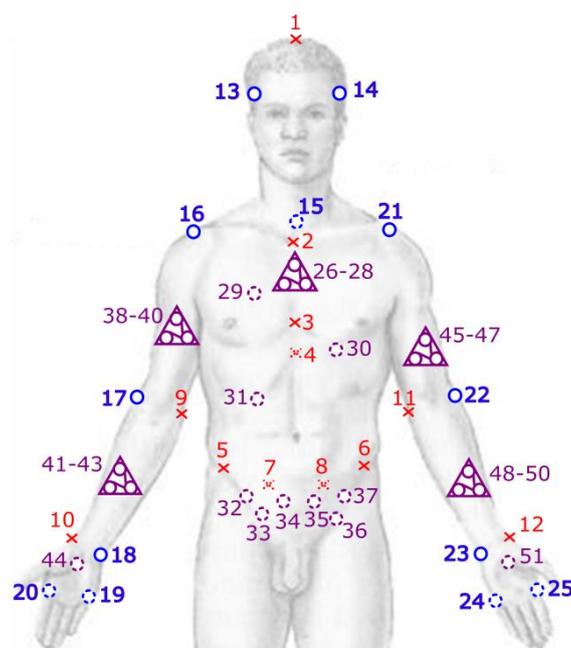
Identification de la surface et du capteur		Nom du modèle du capteur
1	Assise (capteurs 1 à 4)	MC3-6-250
2	Main droite (capteur 1)	MC3-6-1000
2	Main droite (capteurs 2 et 3)	MC3-6-500
3	Main gauche (plateforme)	OR6-5-1000
4	Pieds (plateformes gauche et droite)	OR7-1000

	MC3-6-250	MC3-6-500	MC3-6-1000	OR6/7-1000
Capacité force verticale (N)	1112	2224	4448	4448
Capacité force horizontale (N)	566	1112	2224	2224
Capacité moment autour axe vertical (Nm)	14	28	56	565
Capacité moment autour axes horizontaux (Nm)	28	56	113	1129

## Annexe 2.5 Points anatomiques et marqueurs utilisés

Afin d'obtenir la position et l'orientation des segments corporels dans l'espace un système de capture de mouvement est utilisé (Optotrak® modèle 3020, NDI Technology Inc., Waterloo, Ontario, Canada). 39 marqueurs sont positionnés et 12 points anatomiques sont repérés sur le corps des participants. Les 12 points anatomiques repérés sont situés sur des zones corporelles où les marqueurs peuvent facilement se détacher lors du mouvement (p.e. les épicondyles médiales) ou sont sur des zones fréquemment occultées (p.e. les épines iliaques antéro-supérieures). Pour ces raisons, ces points anatomiques ne sont pas équipés d'un marqueur, mais repéré avec un pointeur calibré et ajoutés au fichier de données cinématiques a posteriori. Les 39 marqueurs sont divisés en 13 marqueurs anatomiques et 26 marqueurs techniques. Les marqueurs anatomiques sont positionnés directement sur des points anatomiques nécessaires pour l'obtention des axes segmentaires, alors que les marqueurs techniques sont positionnés au milieu du segment et servent à augmenter le nombre de marqueurs présents sur un segment et permet d'ajouter les 12 points anatomiques repérés, a postériori.

La figure ci-dessous montre schématiquement les 12 points anatomiques repérés par pointage (croix rouges), 13 marqueurs anatomiques (cercles bleus) et 26 marqueurs techniques (cercles violets).



**Figure.** Emplacement des marqueur 12 points anatomiques repérés par pointage (croix rouges), 13 marqueurs anatomiques (cercles bleus) et 26 marqueurs techniques (cercles violets).

La liste de tous les marqueurs et points anatomiques repérés par pointage est présentée dans le tableau ci-dessous.

Points anatomiques repérés		Marqueurs anatomiques		Marqueurs techniques	
1	Sommet de la tête (Head vertex, HV) <sup>1</sup>	13	Tempe droite	26-28	Cluster sternum
2	Creux suprasternale (incisura jugularis (IJ)) <sup>1,2</sup>	14	Tempe gauche	29	Thorax niveau T3
3	Processus xyphoïde (PX) <sup>1,2</sup>	15	Processus spinosus de la vertèbre cervical 7 (C7) <sup>1,2</sup>	30	Thorax niveau T8
4	Processus spinosus de la vertèbre thoracique 8 (T8) <sup>2</sup>	16	Acromion droite <sup>1,2</sup>	31	Thorax niveau T12
5	Épine iliaque antéro-supérieure droite (EIAS_D) <sup>1,3</sup>	17	Épicondyle latérale droite <sup>1,2</sup>	32-37	Pelvis
6	Épine iliaque antéro-supérieure gauche (EIAS_G) <sup>1,3</sup>	18	Styloïde ulnaire droite (SR_D) <sup>1,2</sup>	38-40	Cluster bras droit
7	Épine iliaque postéro-supérieure droite (EIPS_D) <sup>1,3</sup>	19	Tête métacarpienne V droite (MC5_D) <sup>1,2</sup>	41-43	Cluster avant-bras droit
8	Épine iliaque postéro-supérieure gauche (EIPS_G) <sup>1,3</sup>	20	Tête métacarpienne II droite (MC2_D) <sup>1,2</sup>	44	Base métacarpienne 3 droite
9	Épicondyle médiale droite <sup>1,2</sup>	21	Acromion gauche <sup>1,2</sup>	45-47	Cluster bras gauche
10	Styloïde radiale droite (SR_D) <sup>1,2</sup>	22	Épicondyle latérale gauche <sup>1,2</sup>	48-50	Cluster avant-bras gauche
11	Épicondyle médiale gauche <sup>1,2</sup>	23	Styloïde ulnaire gauche (SR_G) <sup>1,2</sup>	51	Base métacarpienne 3 gauche
12	Styloïde radiale gauche (SR_G) <sup>1,2</sup>	24	Tête métacarpienne V gauche (MC5_G) <sup>1,2</sup>		
		25	Tête métacarpienne II gauche (MC2_G) <sup>1,2</sup>		

<sup>1</sup> selon (Dumas et al., 2007)<sup>2</sup> selon (Wu et al., 2005)<sup>3</sup> selon (Wu et al., 2002)

### Annexe 3.1 Force de réaction résultantes sous les mains

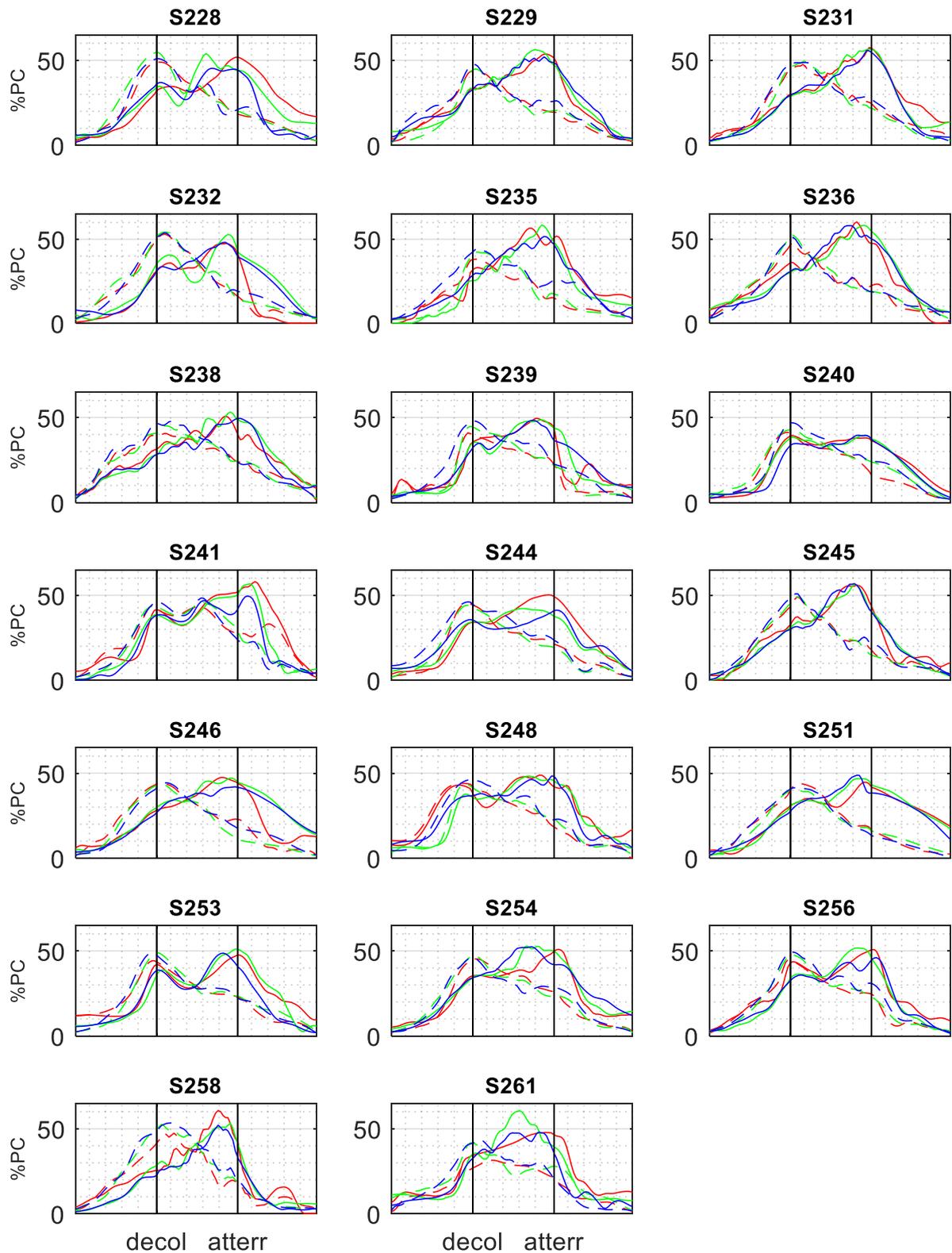
Cet annexe montre les forces de réaction (en pourcentage du poids corporels (%PC)) présentes sous chaque main pendant la période d'appui du transfert latéral parallèle pour chaque participant individuellement. Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, six courbes sont présentées; les trois courbes pleines montrent la force résultante sous la main dirigeante et les trois courbes en tiret montrent la force résultante sous la main porteuse.

Les trois couleurs correspondent aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudeur, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudeur à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudeur à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

### Annexe 3.1 Force de réaction résultantes sous les mains



Forces résultantes sous les mains pendant la période d'appui pour chaque participant.

Ligne pleine : main dirigeante, ligne pointillée : main porteuse.

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

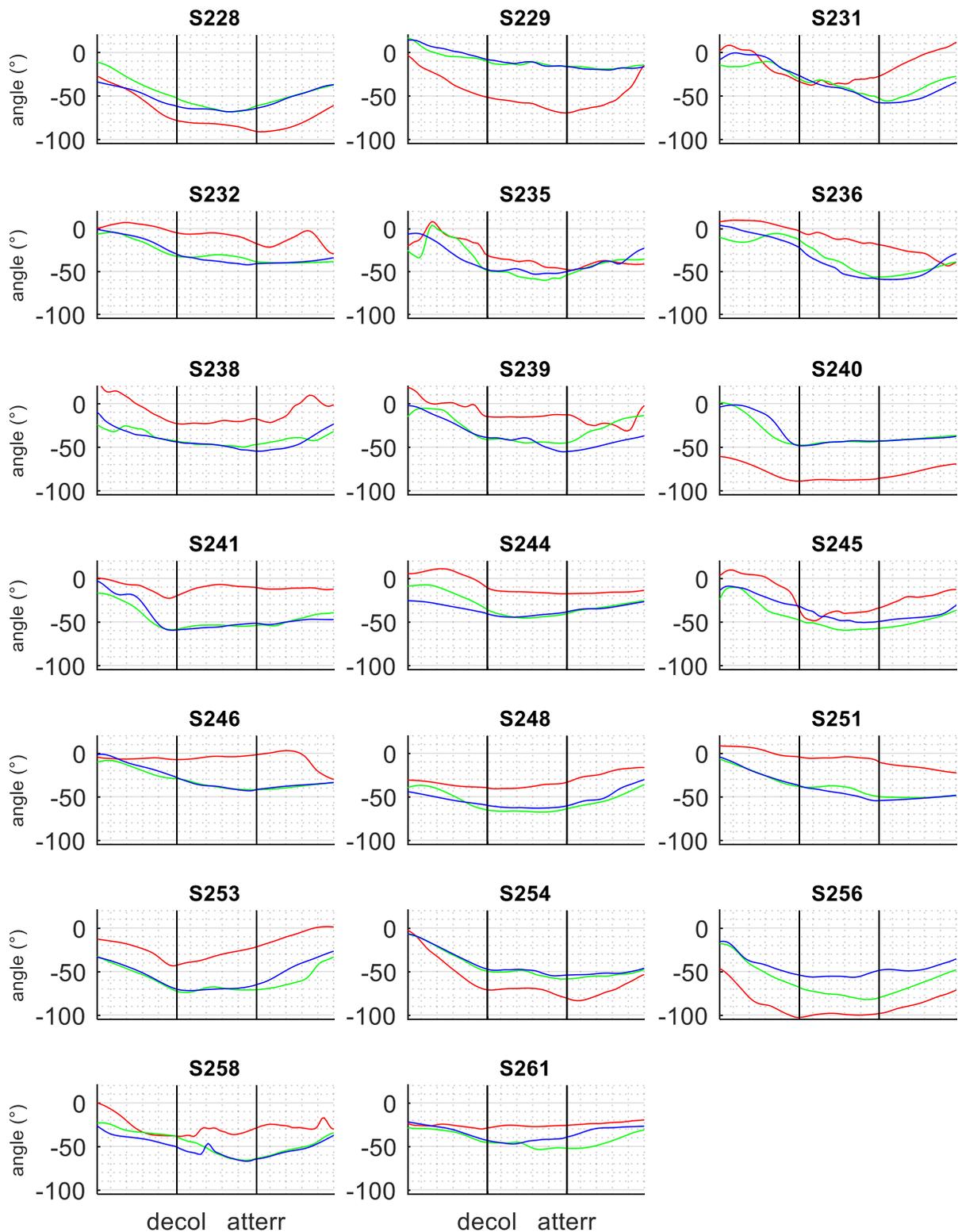
### Annexe 3.2 Angle articulaire du poignet dirigeant

Cet annexe montre l'angle articulaire de flexion(+) / extension(-) du poignet dirigeant (gauche) pendant la période d'appui, pour les trois conditions expérimentales. Un angle positif indique un angle de flexion et un angle négatif un angle d'extension. Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

### Annexe 3.2 Angle articulaire du poignet dirigeant



Angle de flexion (+) / extension (-) du poignet dirigeant (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

### Annexe 3.3 Angles articulaires des épaules

Cet annexe montre les angles articulaires des épaules dirigeante (gauche) et porteuse (droite) autour des trois axes de l'articulation de l'épaule pendant la période d'appui, pour les trois conditions expérimentales.

Autour de l'axe médio-latéral un angle positif indique un angle de flexion et un angle négatif indique un angle d'extension.

Autour de l'axe antéropostérieur un angle positif indique un angle d'abduction et un angle négatif indique un angle d'adduction.

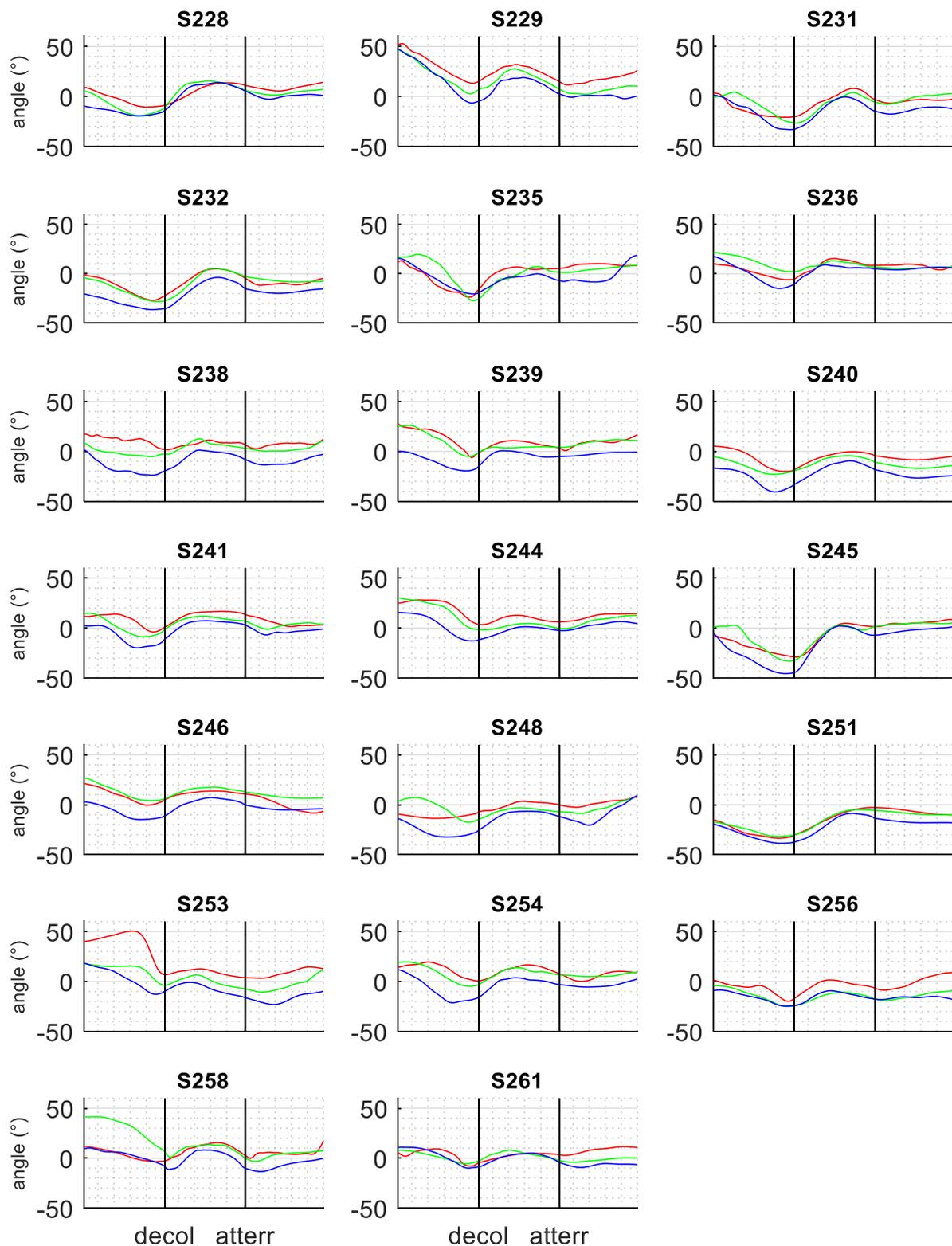
Autour de l'axe longitudinal un angle positif indique un angle de rotation interne et un angle négatif indique un angle de rotation externe.

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

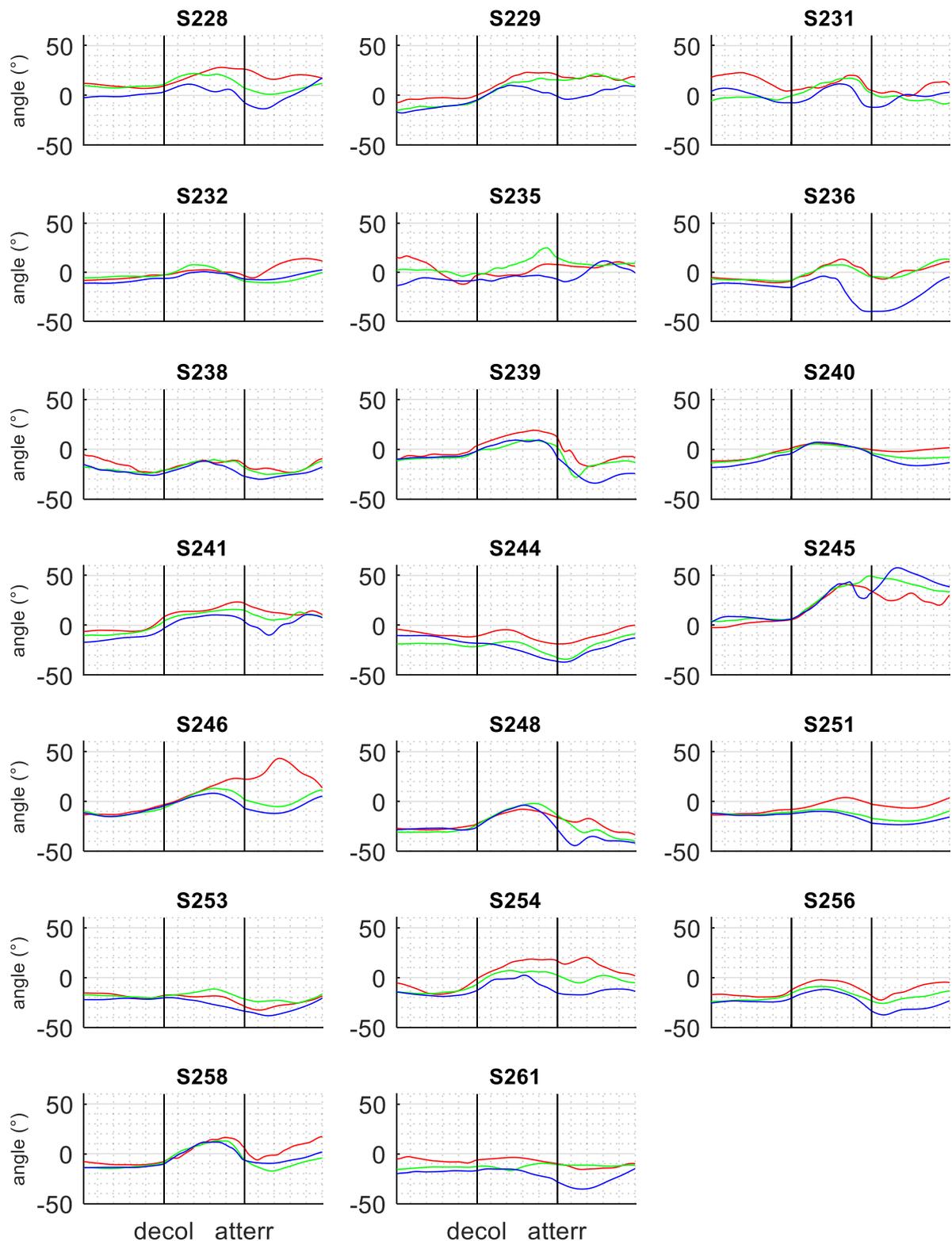
### Annexe 3.3a Angle articulaire, flexion/extension, épaule dirigeante



Angle de flexion(+)/extension(-) de l'épaule dirigeante (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

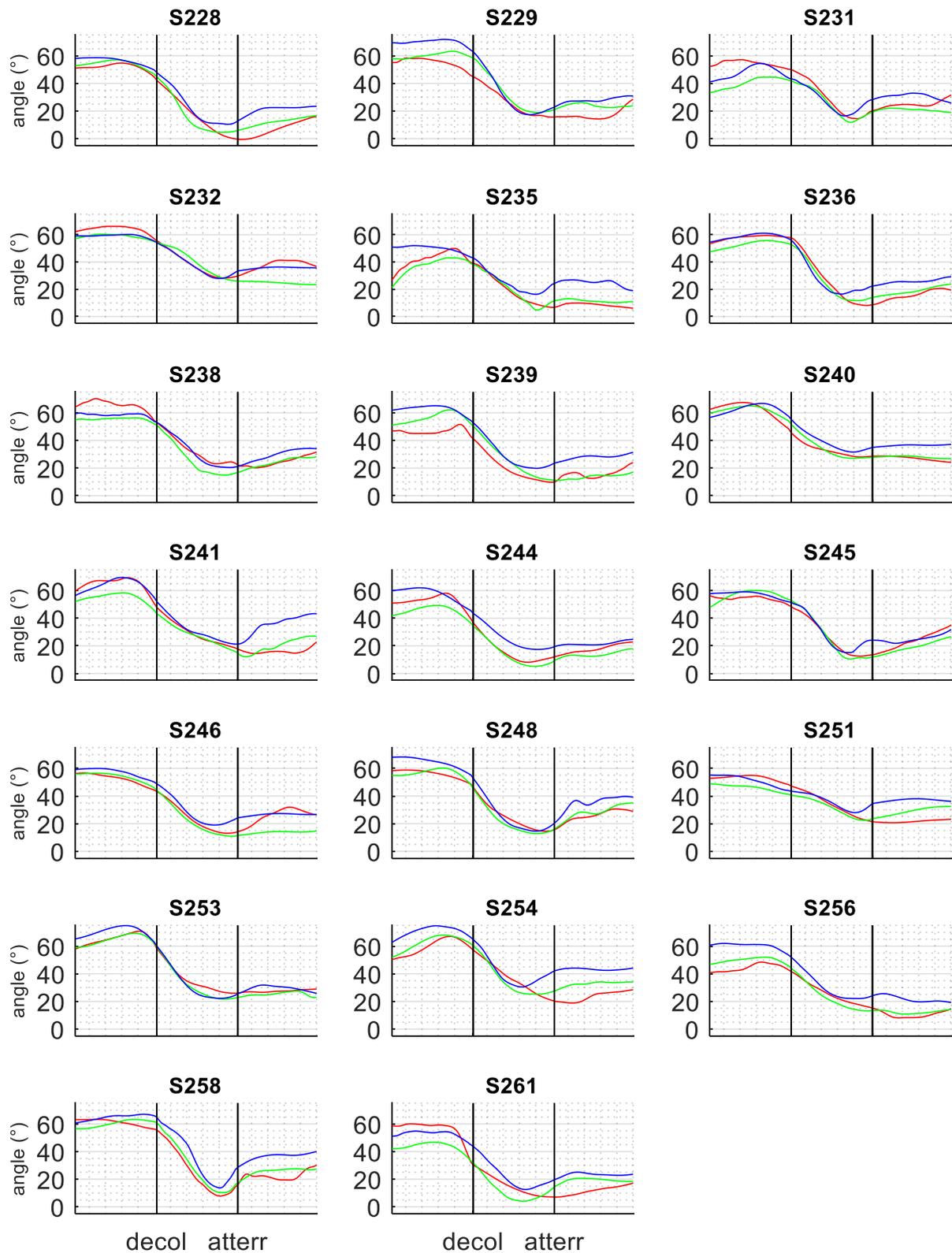
## Annexe 3.3b Angle articulaire, flexion/extension, épaule porteuse



Angle de flexion(+)/extension(-) de l'épaule porteuse (droite) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accouidoir, **en vert** : accouidoir à 9cm, **en bleu** : accouidoir à 18cm

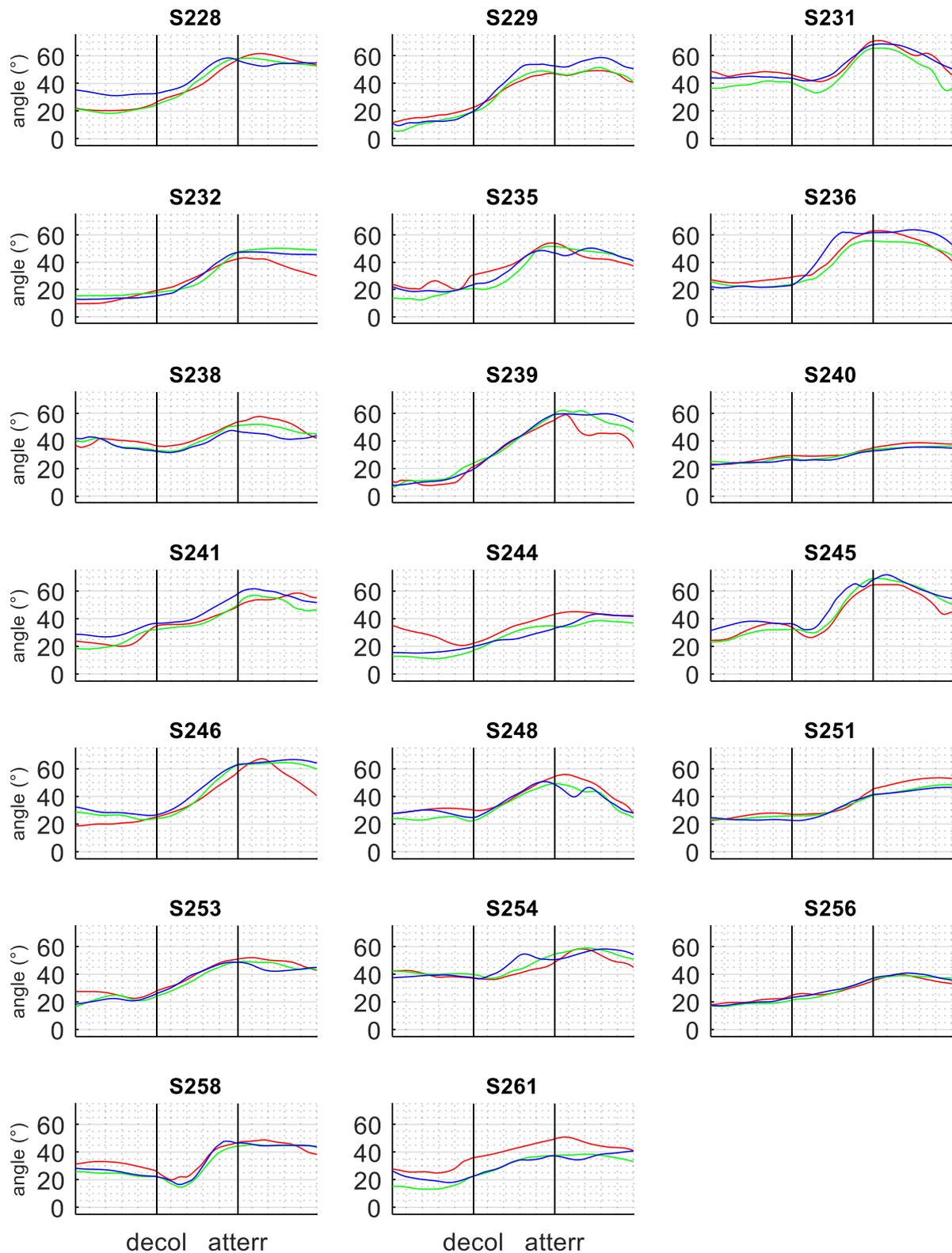
### Annexe 3.3c Angle articulaire, abduction/adduction, épaule dirigeante



Angle d'abduction(+)/adduction(-) de l'épaule dirigeante (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

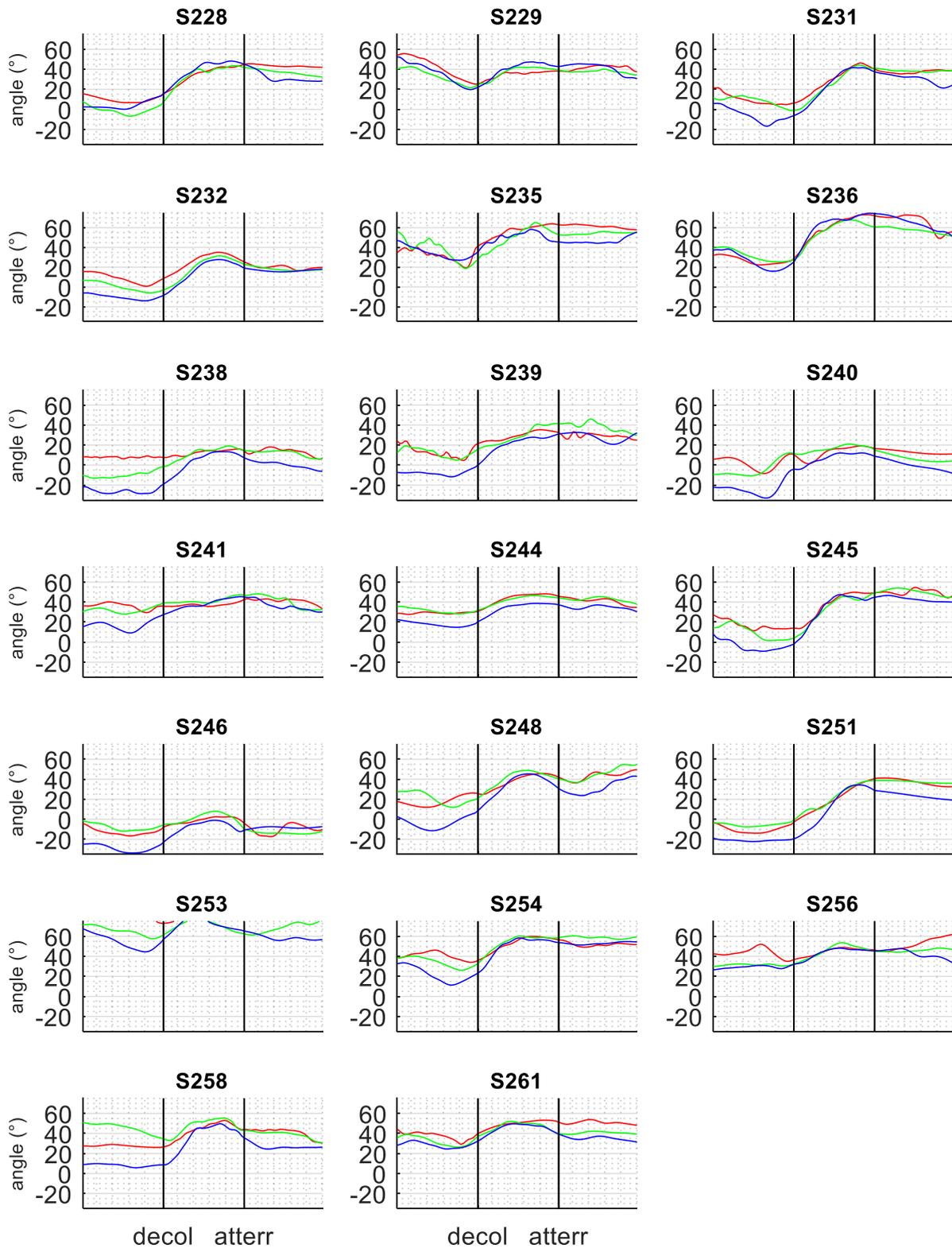
## Annexe 3.3d Angle articulaire, abduction/adduction, épaule porteuse



Angle d'abduction(+)/adduction(-) de l'épaule porteuse (droite) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

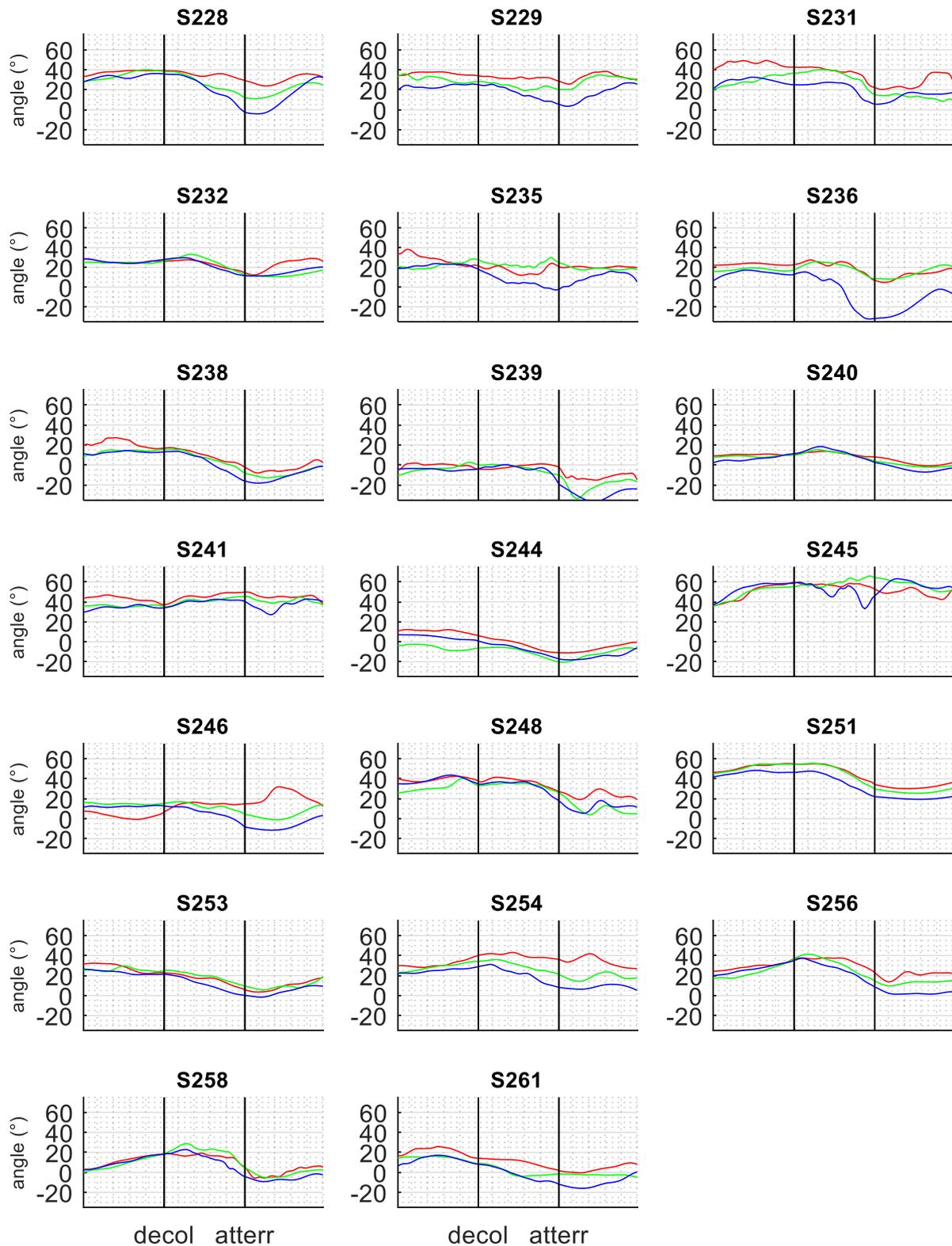
### Annexe 3.3e Angle articulaire, rotation interne/externe, épaule dirigeante



Angle de rotation interne(+)/externe(-) de l'épaule dirigeante (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accodoir, **en vert** : accodoir à 9cm, **en bleu** : accodoir à 18cm

## Annexe 3.3f Angle articulaire, rotation interne/externe, épaule porteuse



Angle de rotation interne(+)/externe(-) de l'épaule porteuse (droite) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accodoir, **en vert** : accodoir à 9cm, **en bleu** : accodoir à 18cm

### **Annexe 3.4 Forces articulaires résultantes aux épaules**

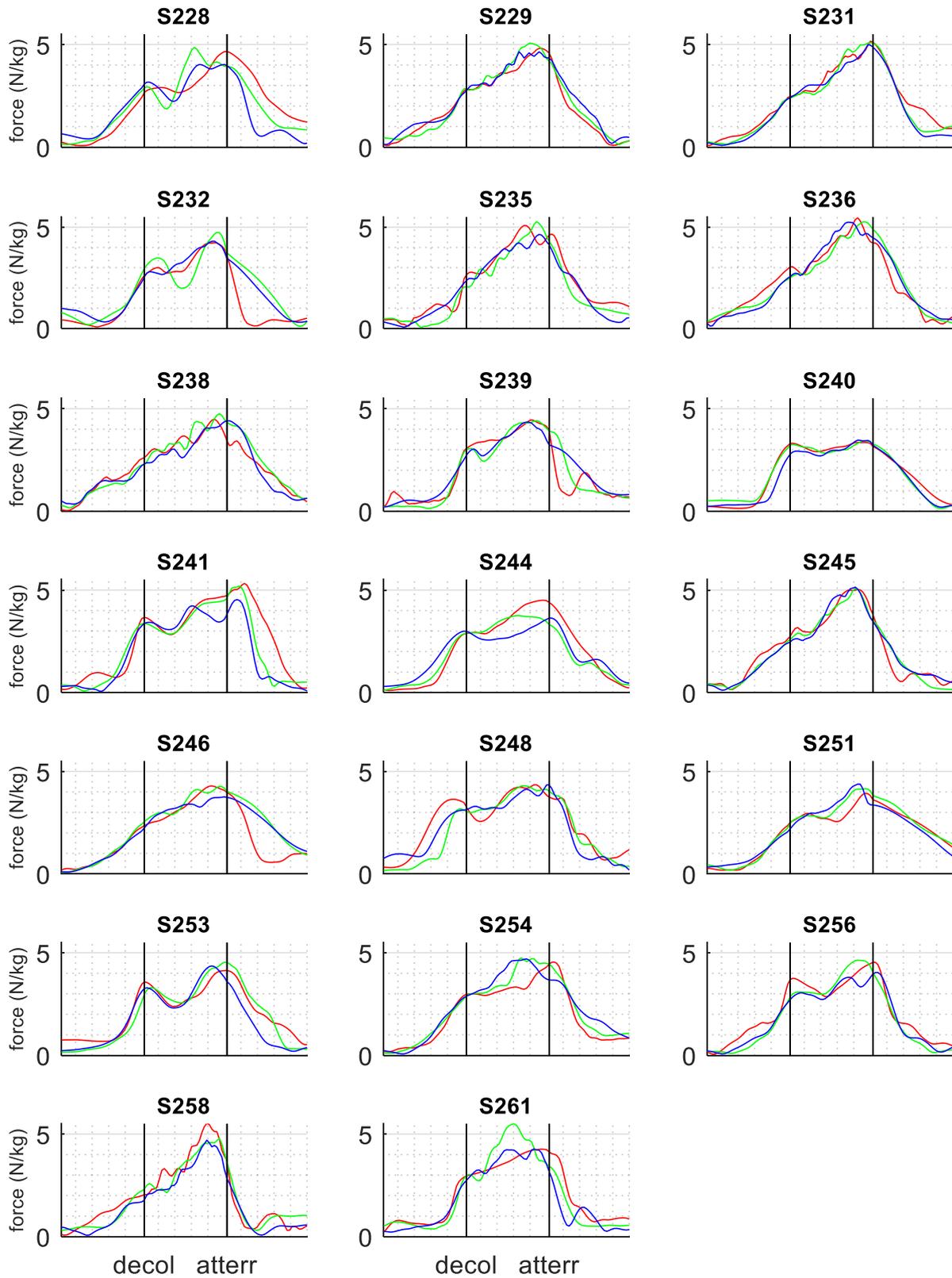
Cet annexe montre les forces articulaires résultantes aux épaules dirigeante (gauche) et porteuse (droite) pendant la période d'appui, pour les trois conditions expérimentales.

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

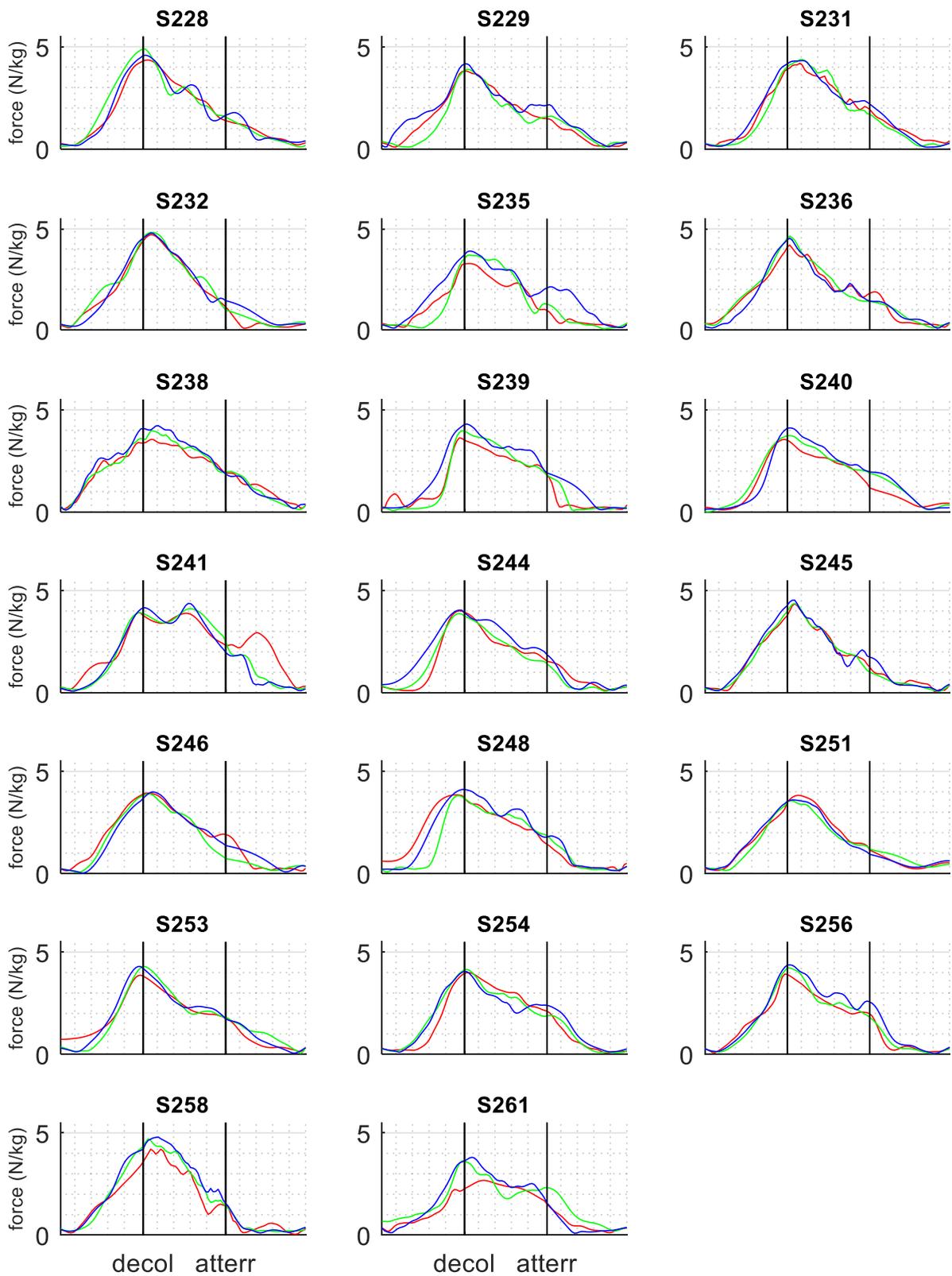
La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

## Annexe 3.4a Force articulaire résultante, épaule dirigeante



### Annexe 3.4b Force articulaire résultante, épaule porteuse



Force résultante à l'épaule porteuse (droite) pendant la période d'appui pour tous les participants

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

### Annexe 3.5 Forces articulaires aux épaules

Cet annexe montre les forces articulaires des épaules dirigeante (gauche) et porteuse (droite) selon les trois axes segmentaires du thorax pendant la période d'appui, pour les trois conditions expérimentales.

Selon l'axe médio-latéral du thorax une force positive indique une force en direction médiale, c'est à dire une compression de la tête humérale contre le thorax, et une force négative indique une force en direction latérale, c'est à dire une force nécessaire pour éviter que la tête humérale s'éloigne du thorax.

Selon l'axe antéropostérieur du thorax une force positive indique une force en direction postérieure et une force négative indique une force en direction antérieure exercée par la tête humérale sur le thorax.

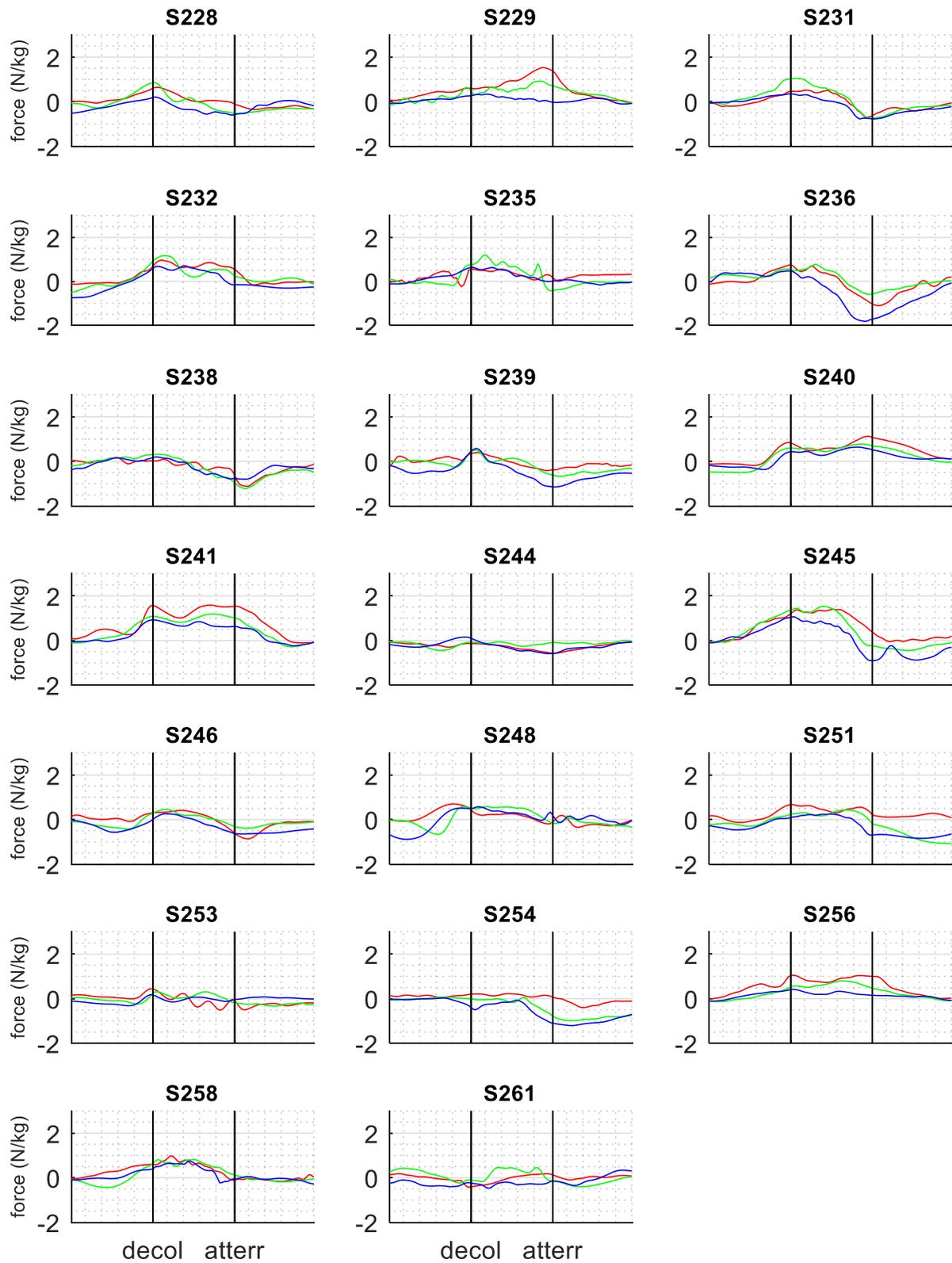
Selon l'axe longitudinal du thorax une force positive indique une force en direction supérieure et une force négative indique une force inférieure exercée par la tête humérale sur le thorax.

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

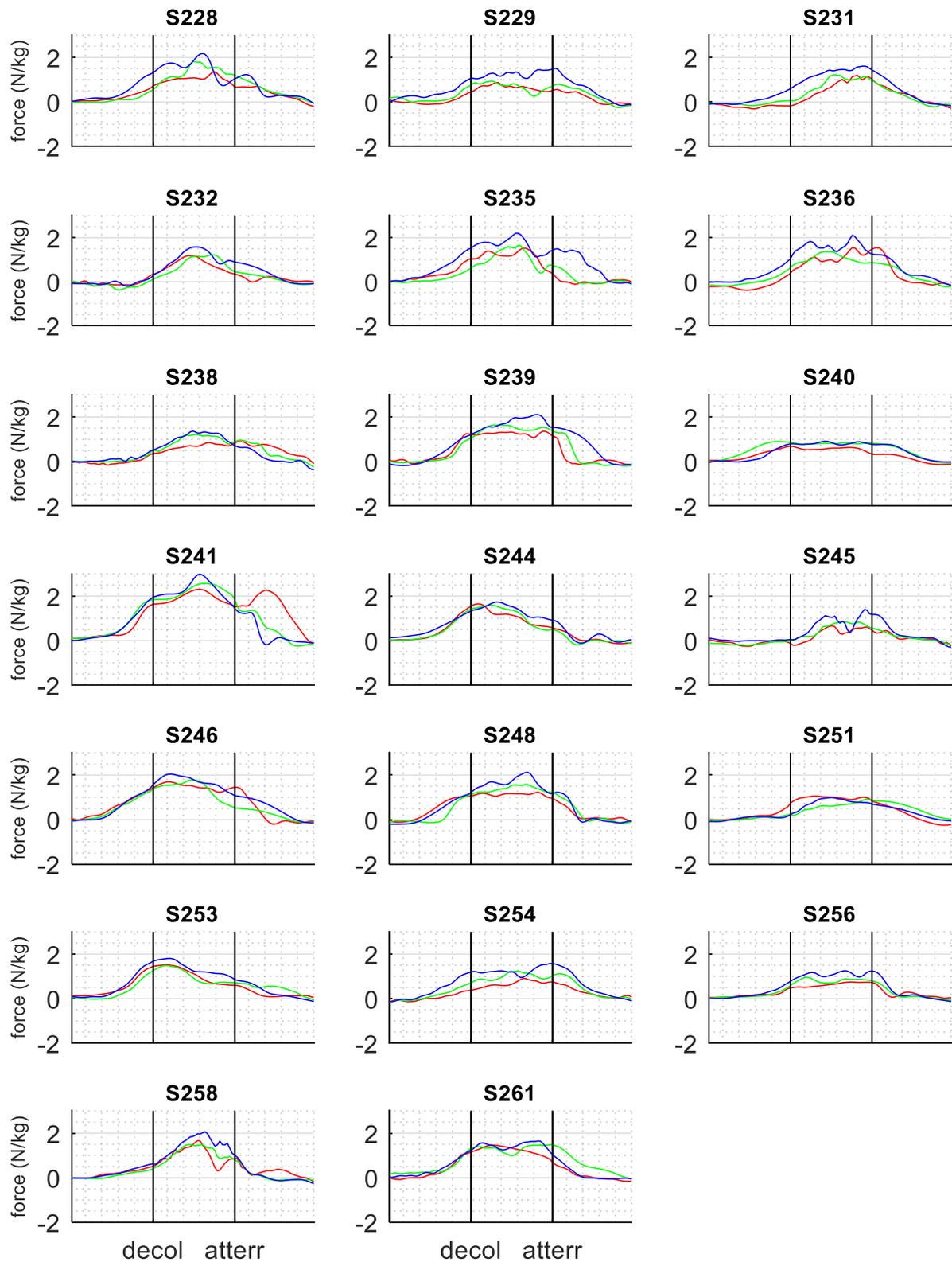
Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

### Annexe 3.5a Force articulaire, axe médo-latéral, épaule dirigeante



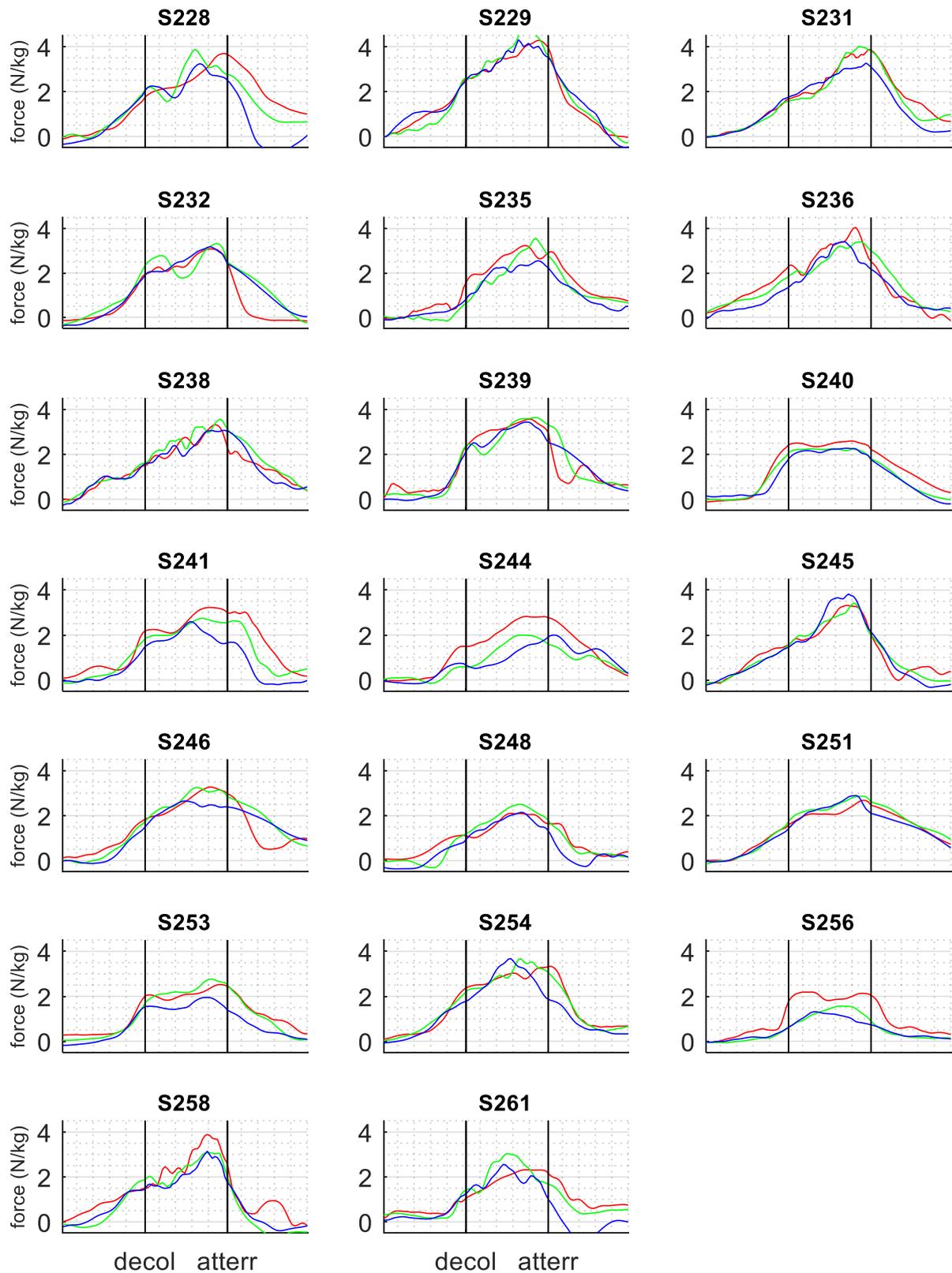
Force médo(+) / latérale(-) à l'épaule dirigeante (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant  
**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

## Annexe 3.5b Force articulaire, axe médo-latéral, épaule porteuse



Force médo(+) / latérale(-) à l'épaule porteuse (droite) pendant la période d'appui pour chaque participant  
**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

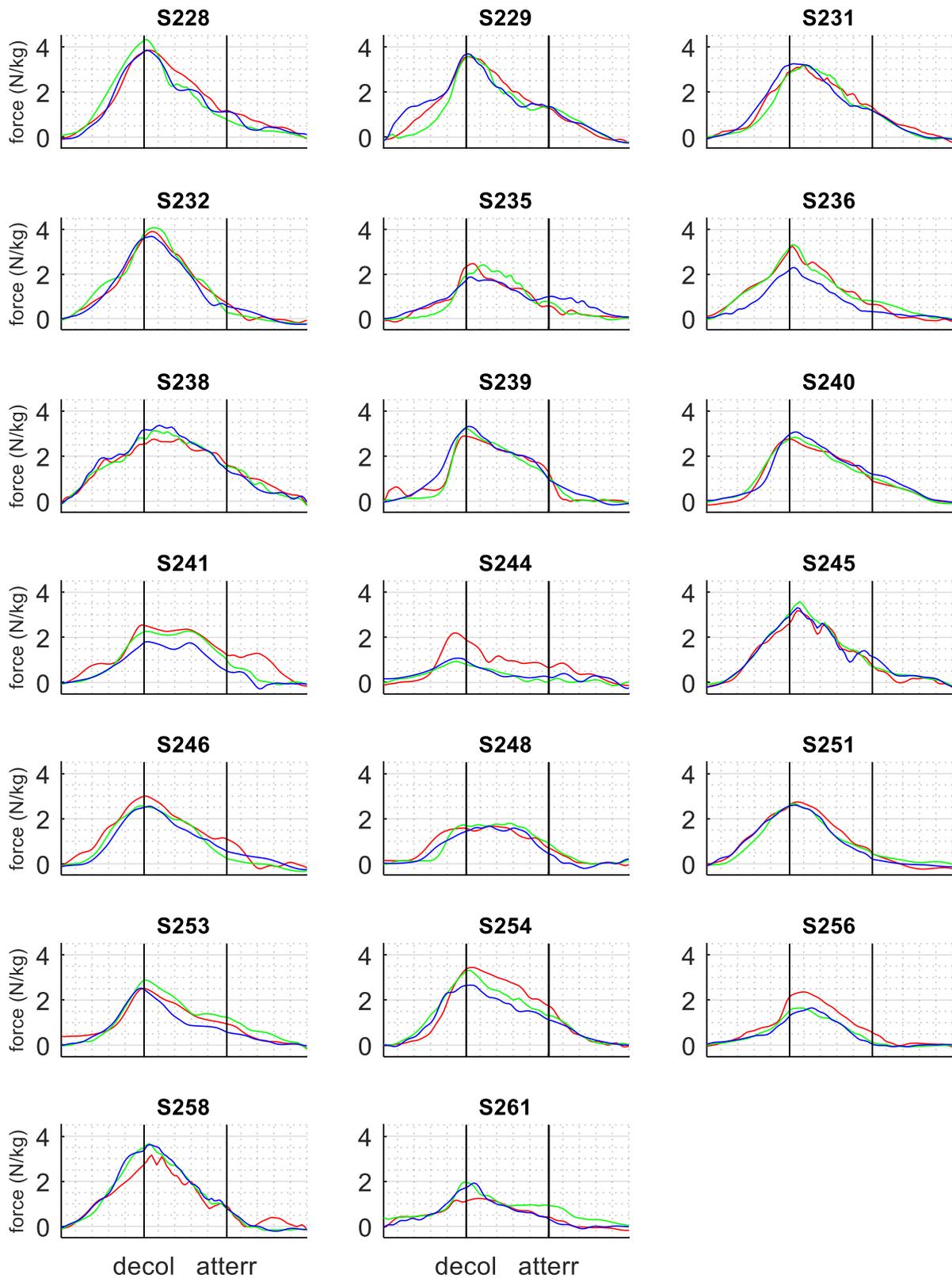
### Annexe 3.5c Force articulaire, axe antéropostérieur, épaule dirigeante



Force antéro(-) / postérieures(+) à l'épaule dirigeante (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

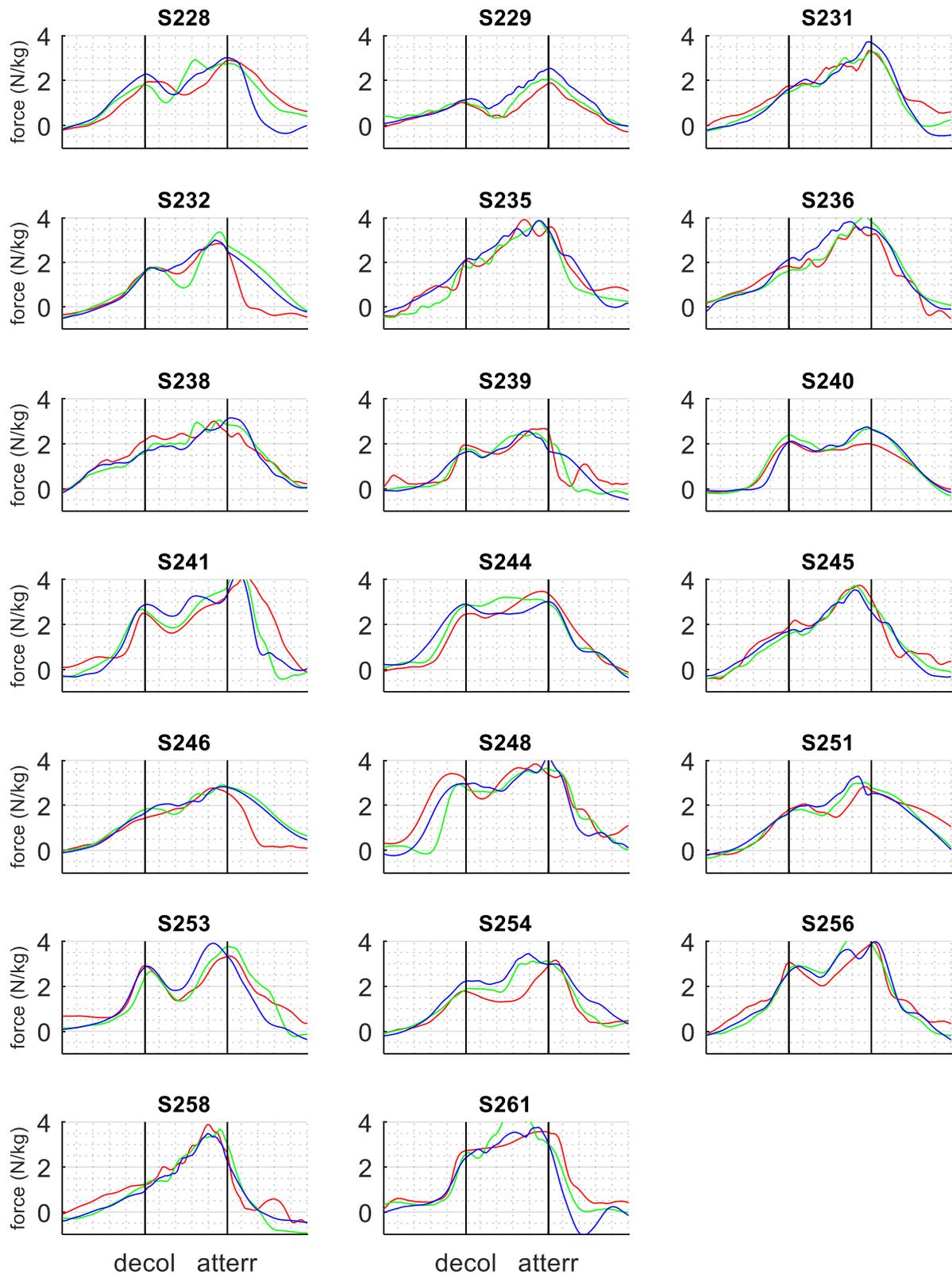
**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

## Annexe 3.5d Force articulaire, axe antéropostérieur, épaule porteuse



Force antéro(-) / postérieure(+) à l'épaule porteuse (droite) pendant la période d'appui pour chaque participant  
**En rouge** : sans accouoir, **en vert** : accouoir à 9cm, **en bleu** : accouoir à 18cm

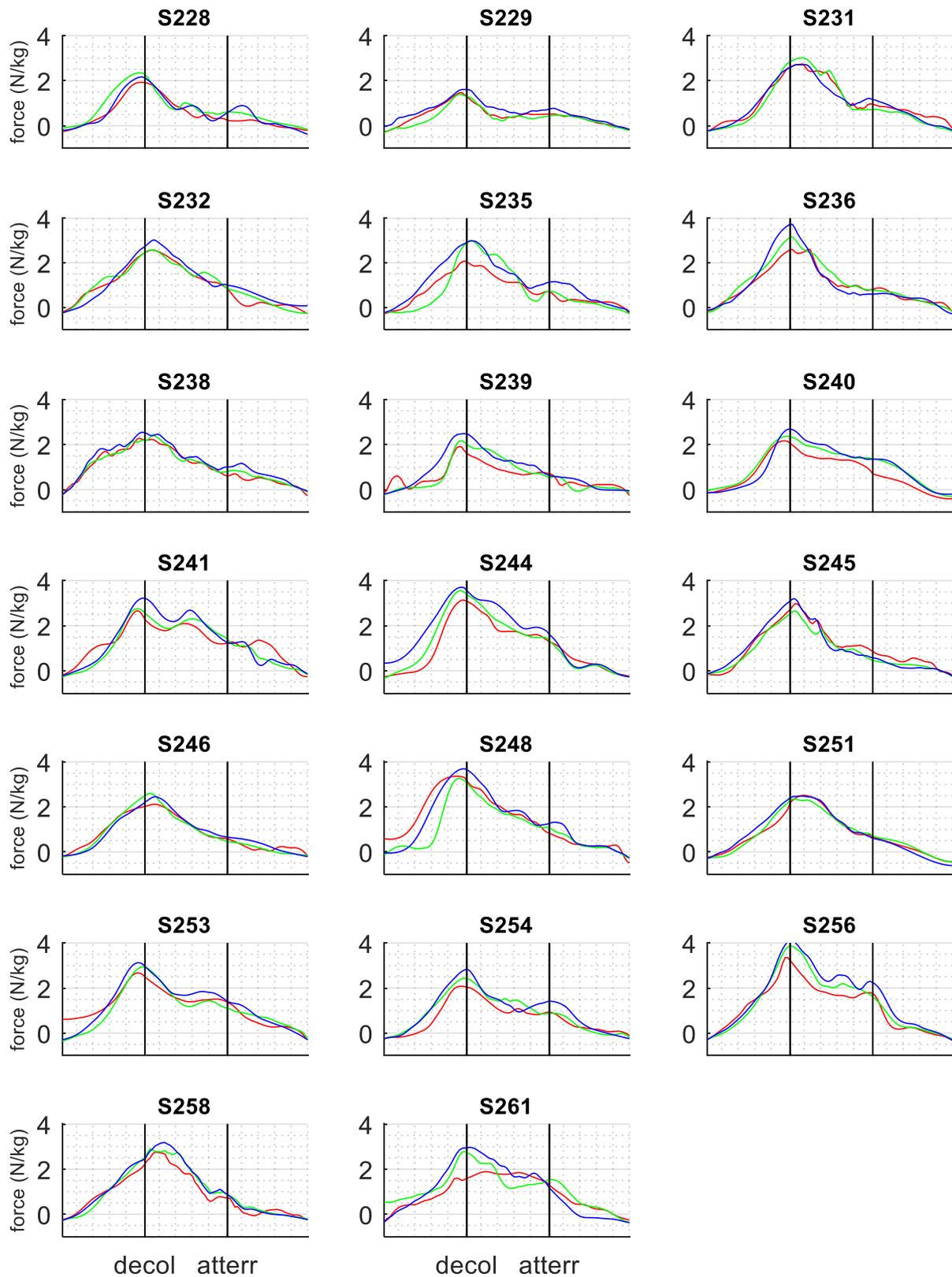
### Annexe 3.5e Force articulaire, axe longitudinal, épaule dirigeante



Force inféro(-) / supérieure(+) à l'épaule dirigeante (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

## Annexe 3.5f Force articulaire, axe longitudinal, épaule porteuse



Force inféro(-) / supérieure (+) à l'épaule porteuse (droite) pendant la période d'appui pour chaque participant  
**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

### **Annexe 3.6 Couples articulaires résultants aux épaules**

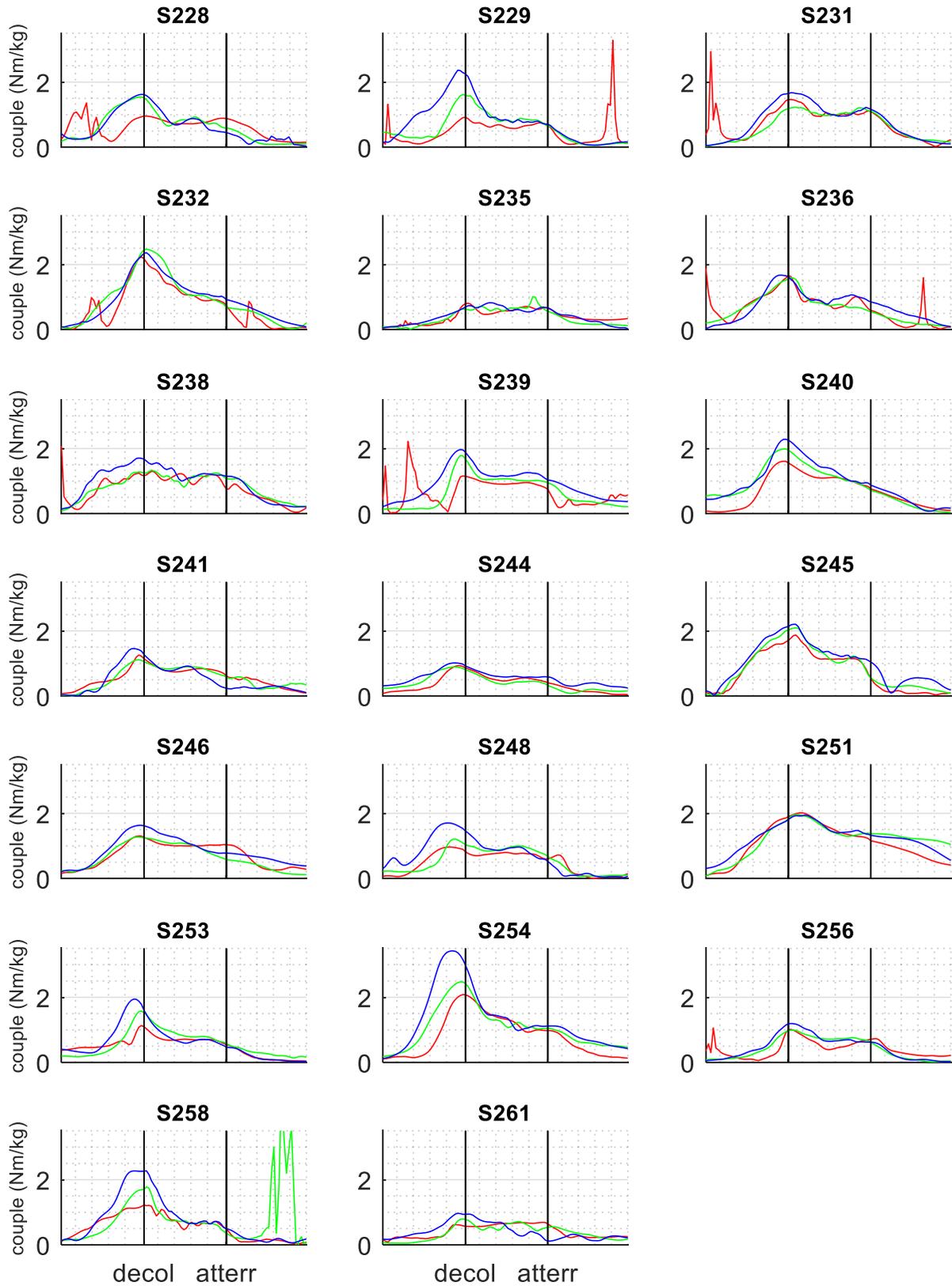
Cet annexe montre les couples articulaires résultants aux épaules dirigeante (gauche) et porteuse (droite) pendant la période d'appui, pour les trois conditions expérimentales.

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

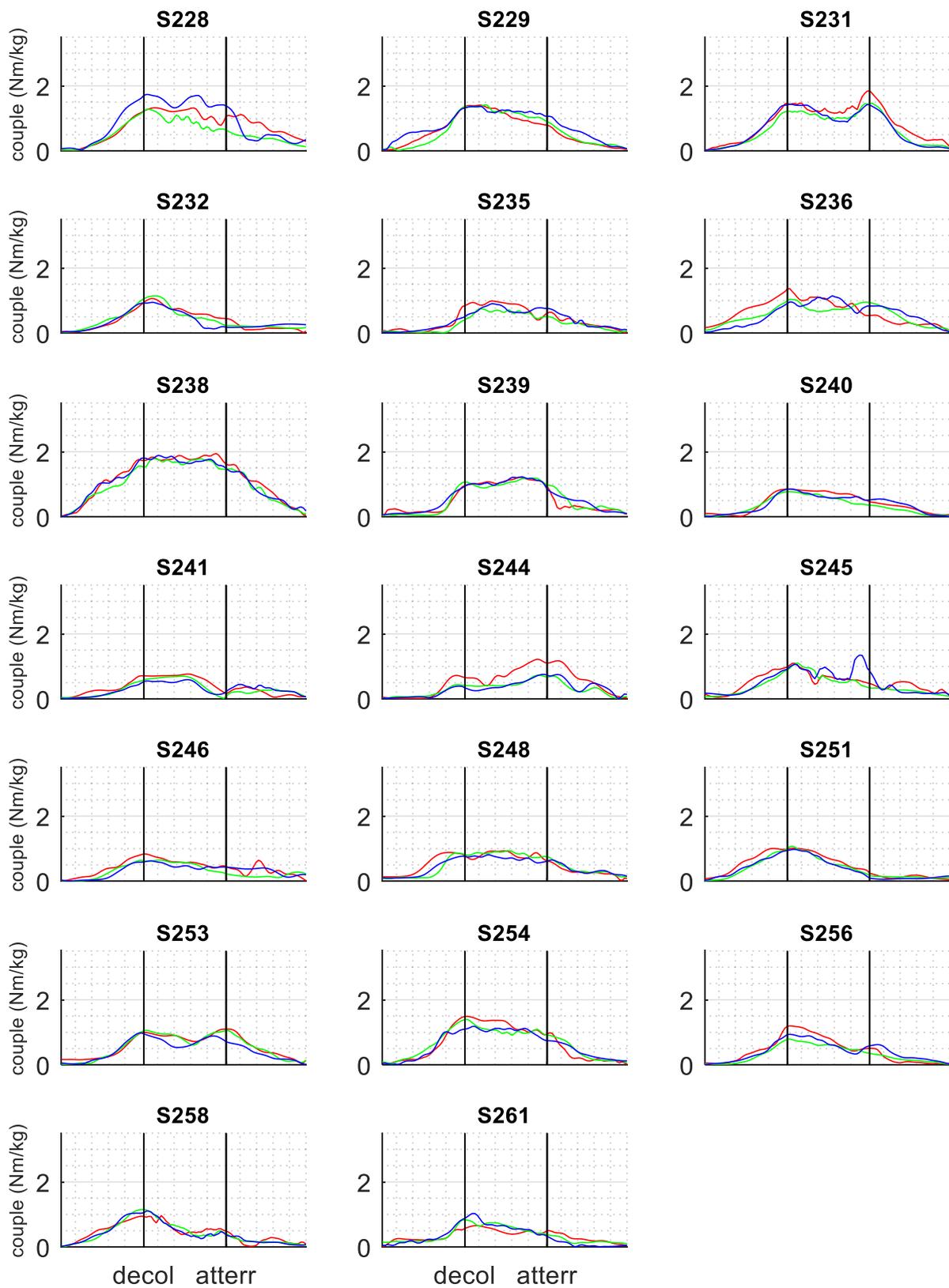
Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

## Annexe 3.6a Couple articulaire résultant, épaule dirigeante



Couple articulaire résultant à l'épaule dirigeante (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant  
**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

### Annexe 3.6b Couple articulaire résultant, épaule porteuse



Couple articulaire résultant à l'épaule porteuse (droite) pendant la période d'appui pour chaque participant  
**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

### Annexe 3.7 Couples articulaires aux épaules

Cet annexe montre les couples articulaires aux épaules dirigeante (gauche) et porteuse (droite) autour des trois axes articulaires de l'épaule pendant la période d'appui, pour les trois conditions expérimentales.

Autour de l'axe médio-latéral un couple positif indique un couple fléchisseur, et un couple négatif indique un couple extenseur

Autour de l'axe antéropostérieur du thorax un couple positif indique un couple abducteur, et un couple négatif indique un couple adducteur

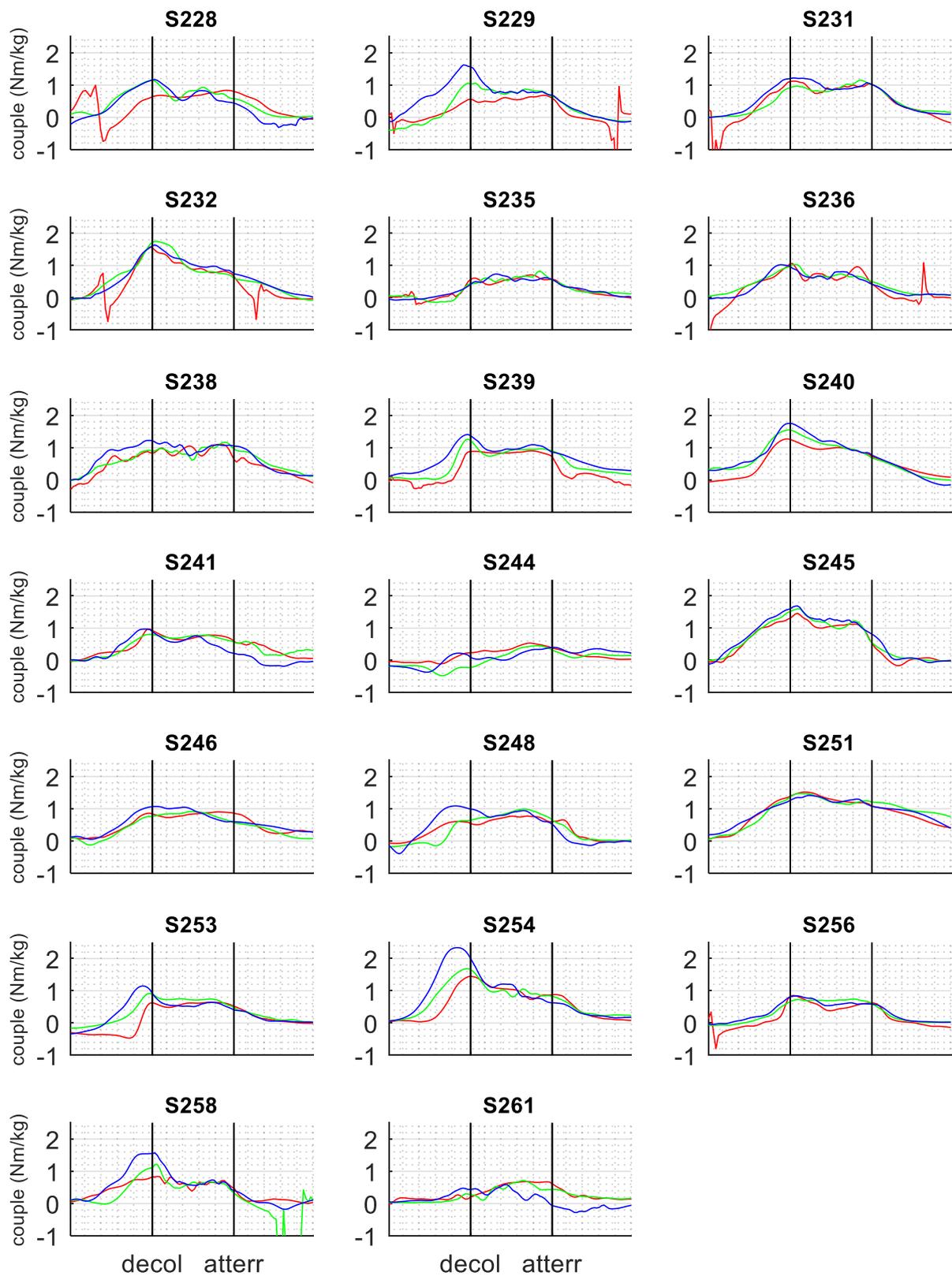
Autour de l'axe longitudinal du thorax un couple positif indique un couple rotateur interne, et un couple négatif indique un couple rotateur externe

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

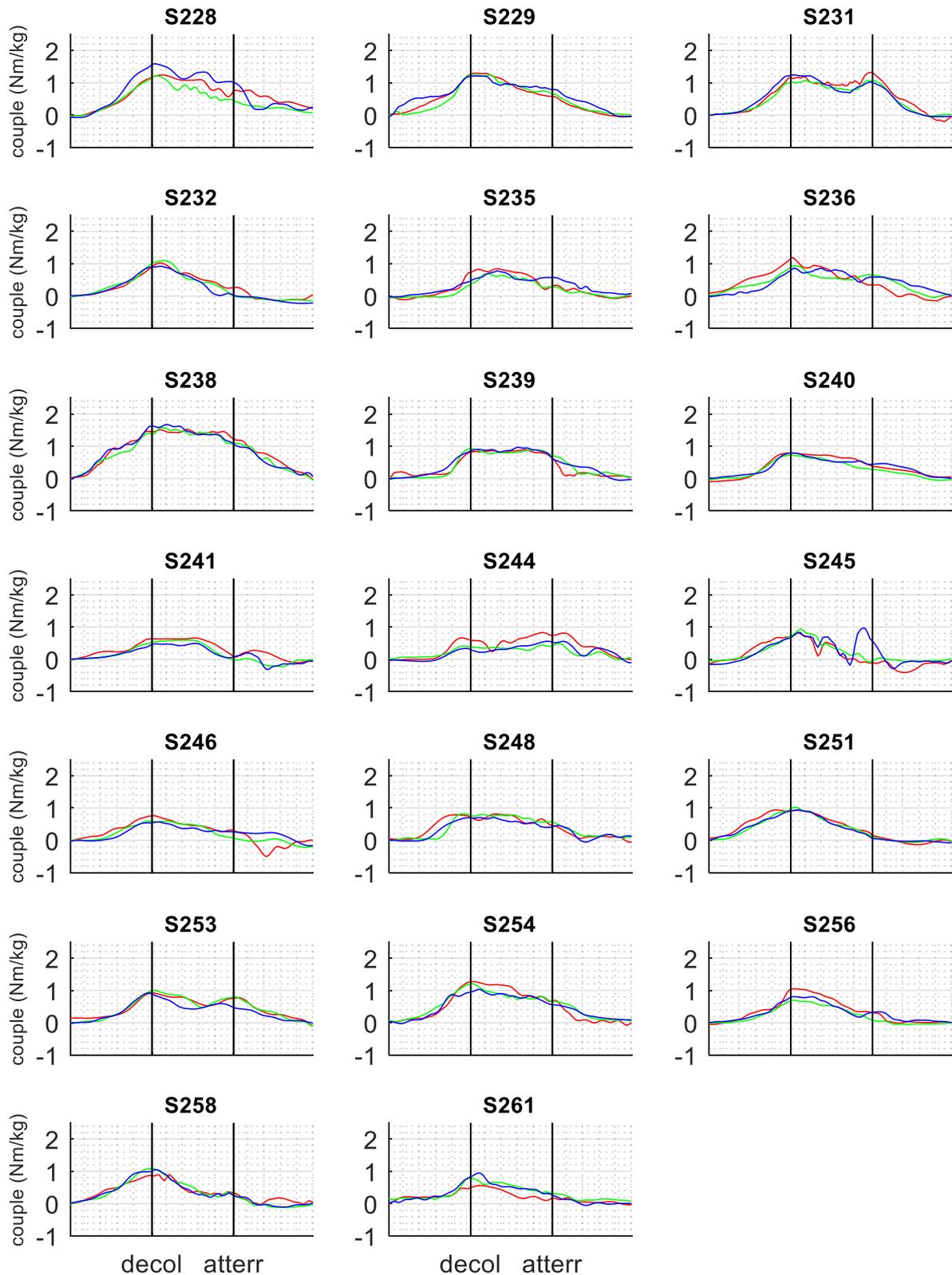
### Annexe 3.7a Couple articulaire, axe médio-latéral, épaule dirigeante



Couple fléchisseur(+) / extenseur(-) à l'épaule dirigeante (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

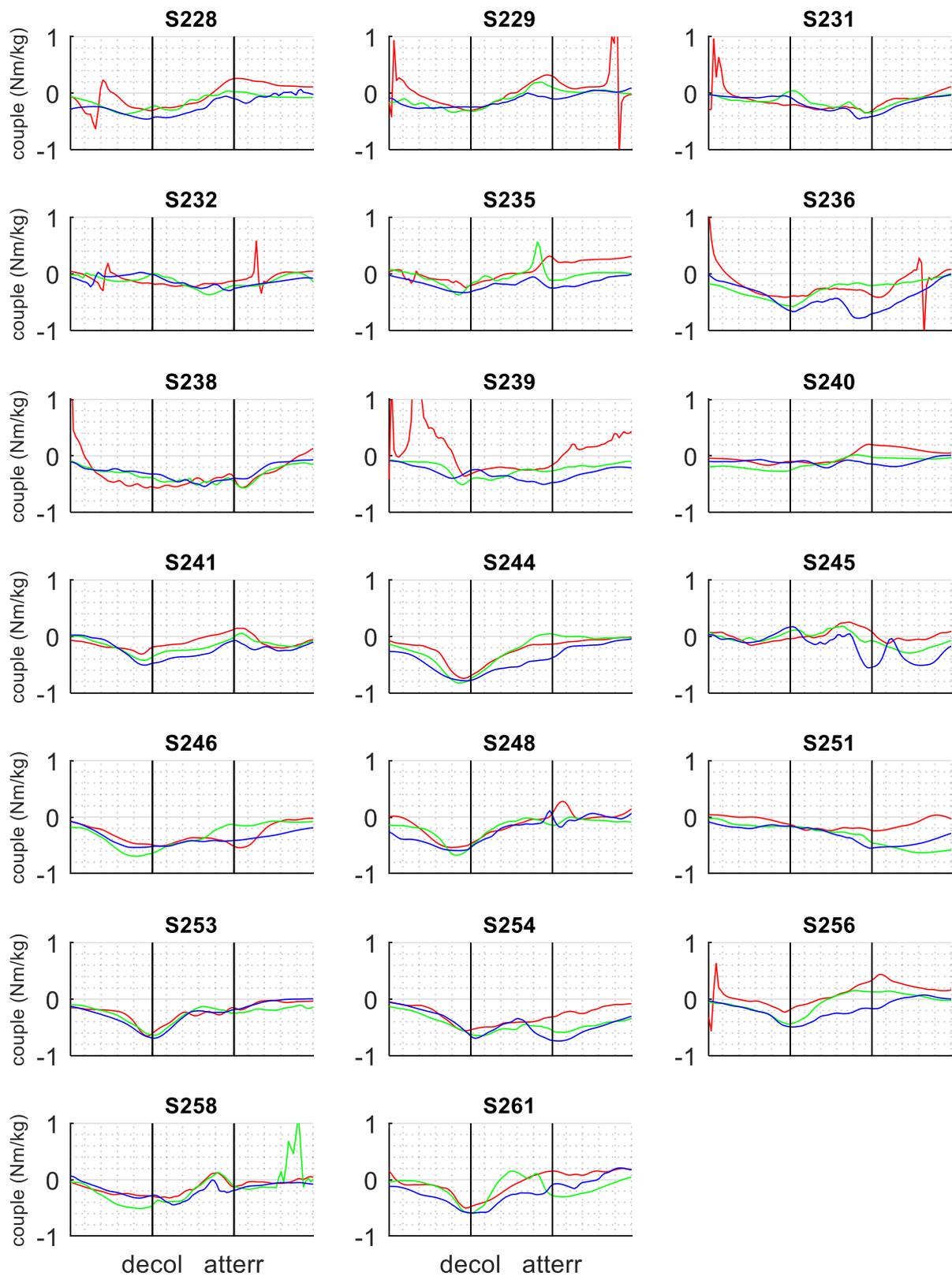
## Annexe 3.7b Couple articulaire, axe médio-latéral, épaule porteuse



Couple fléchisseur(+) / extenseur(-) à l'épaule porteuse (droite) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accouoir, **en vert** : accouoir à 9cm, **en bleu** : accouoir à 18cm

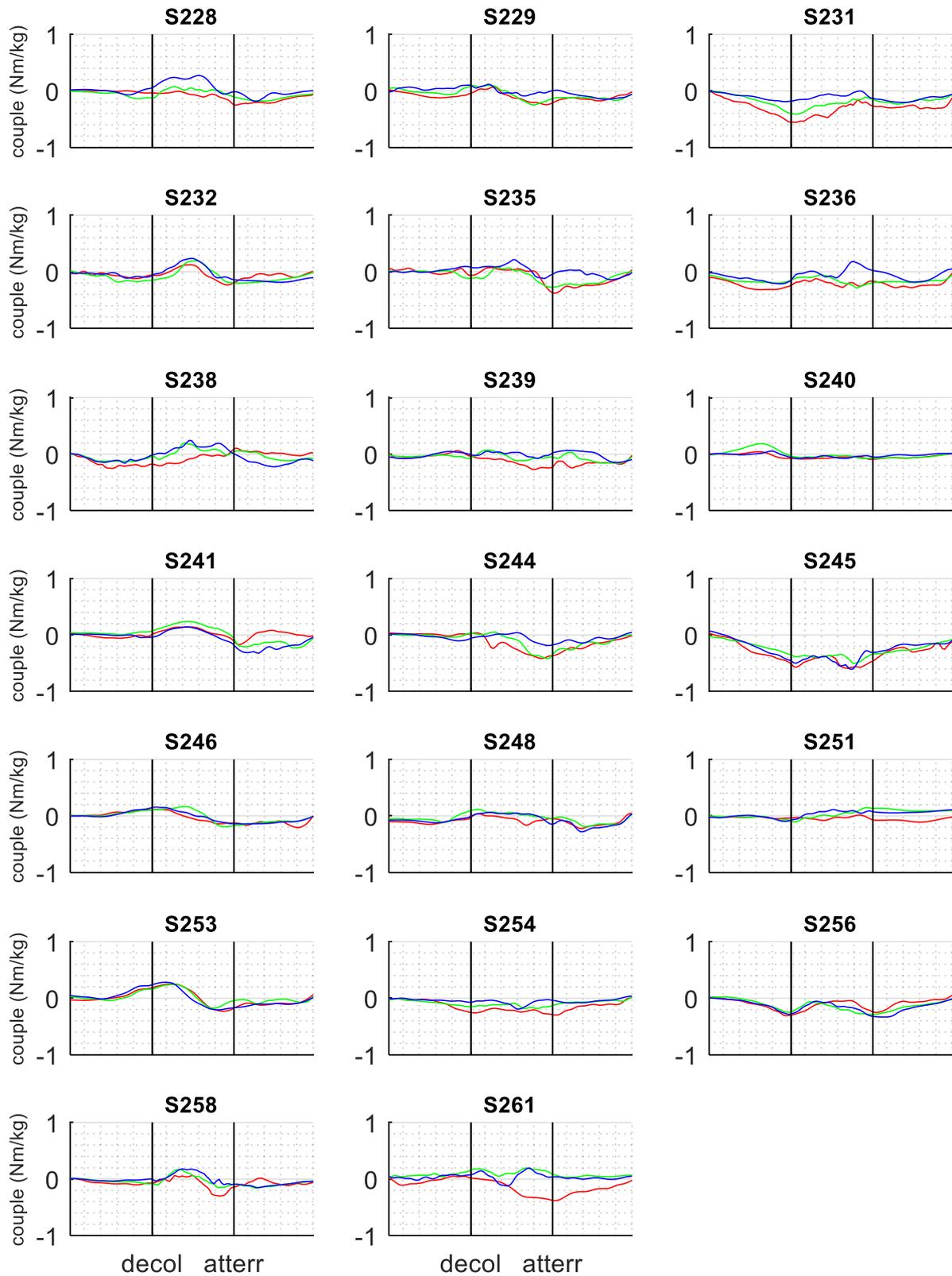
### Annexe 3.7c Couple articulaire, axe antéropostérieur, épaule dirigeante



Couple abducteur(+) / adducteur(-) à l'épaule dirigeante (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

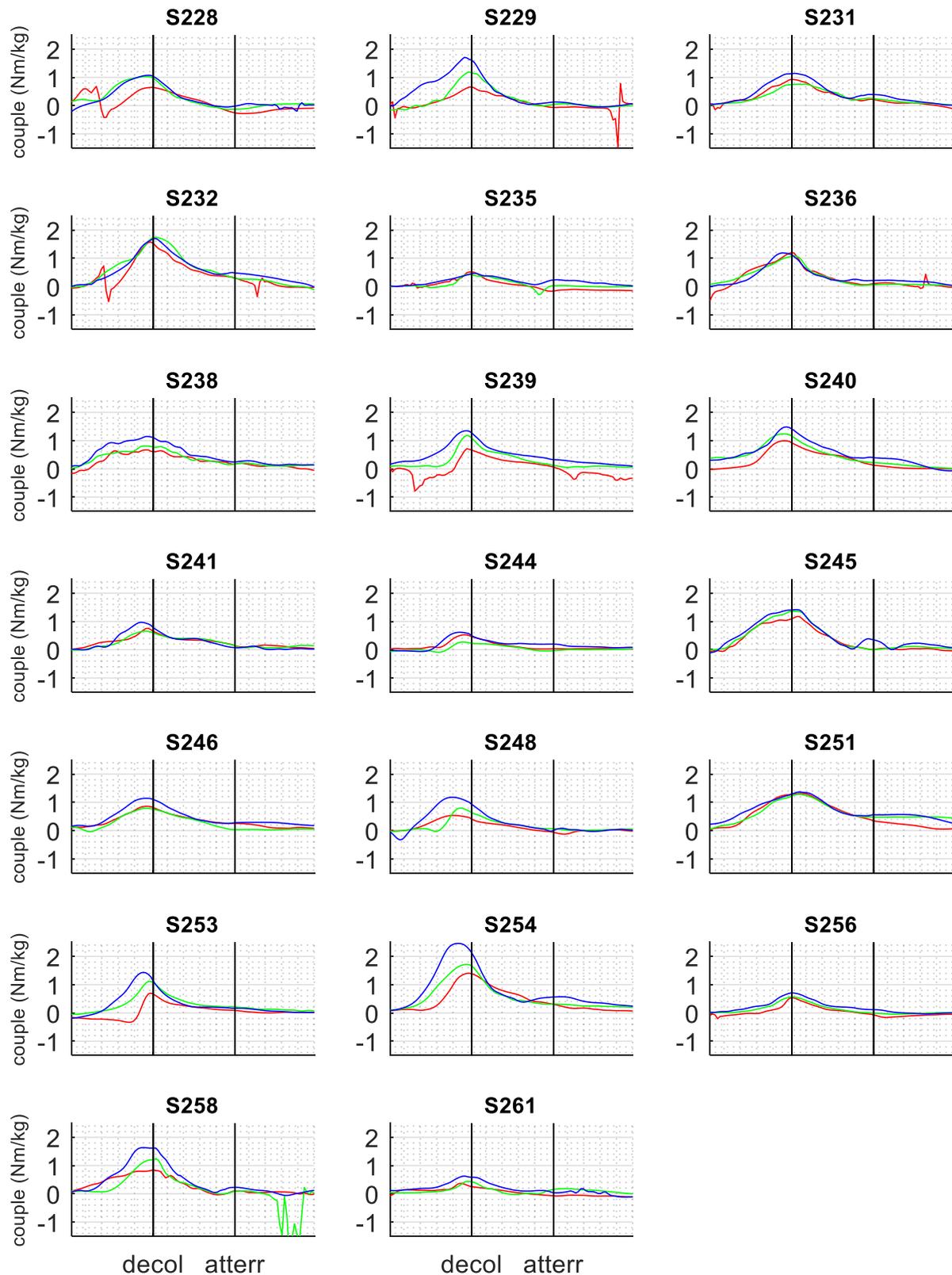
## Annexe 3.7d Couple articulaire, axe antéropostérieur, épaule porteuse



Couple abducteur(+) / adducteur(-) à l'épaule porteuse (droite) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

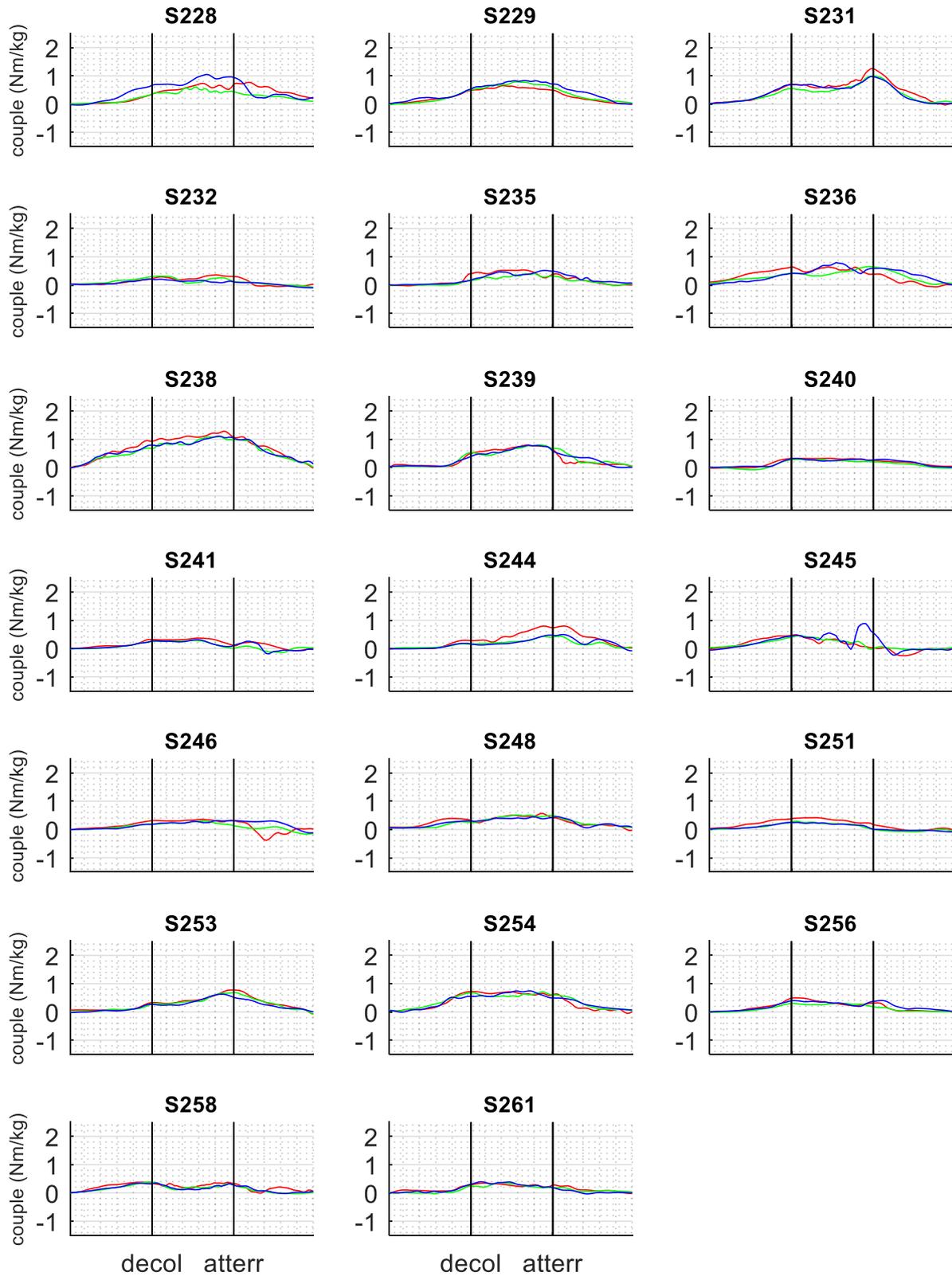
### Annexe 3.7e Couple articulaire, axe longitudinal, épaule dirigeante



Couple rotateur interne(+) / externe(-) à l'épaule dirigeante (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

## Annexe 3.7f Couple articulaire, axe longitudinal, épaule dirigeante



Couple rotateur interne(+) / externe(-) à l'épaule porteuse (droite) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

### **Annexe 3.8 Taux d'utilisation musculaire**

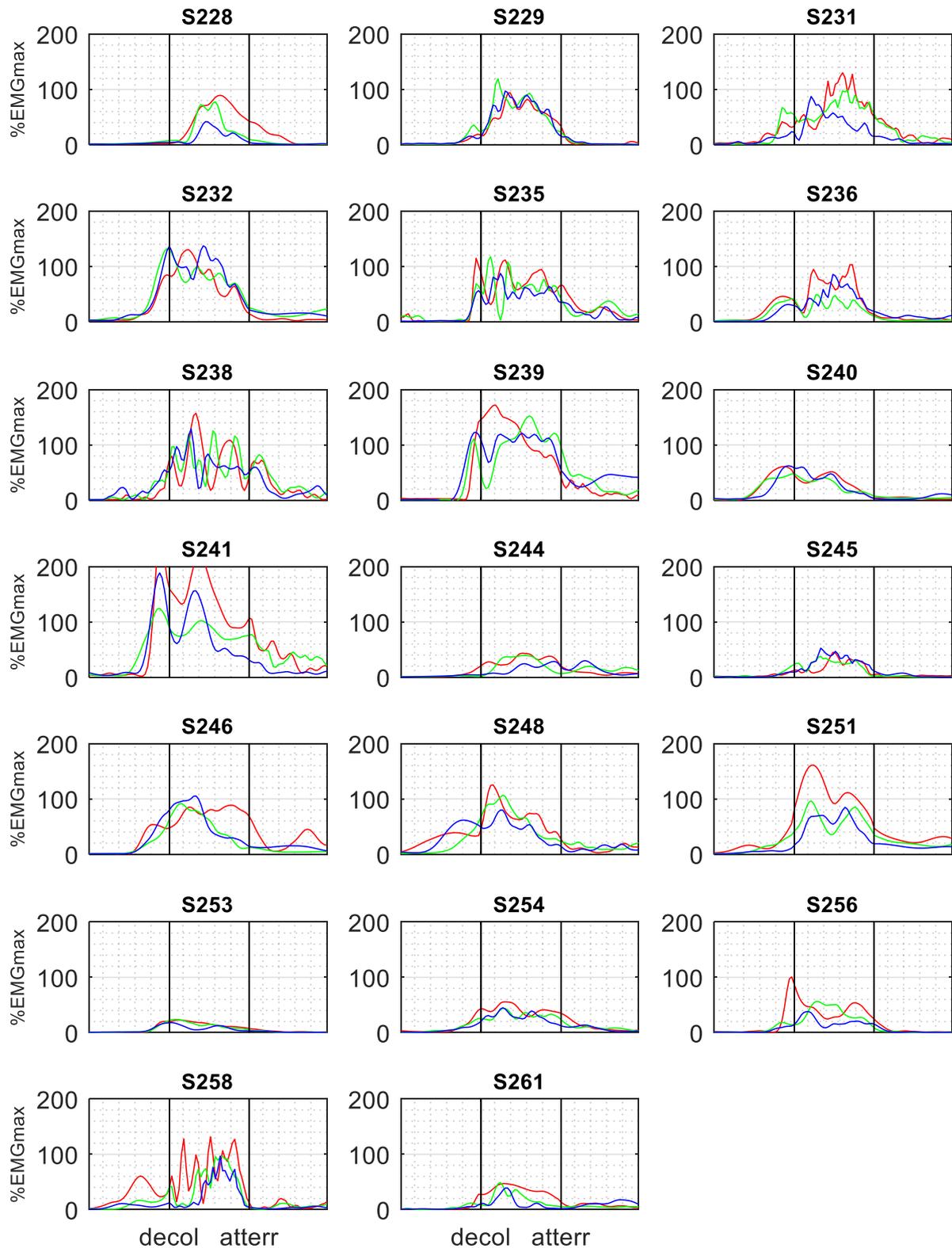
Cet annexe montre les taux d'utilisation musculaire des membres dirigeant (gauche) et porteur (droit) pendant la période d'appui, pour les trois conditions expérimentales.

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

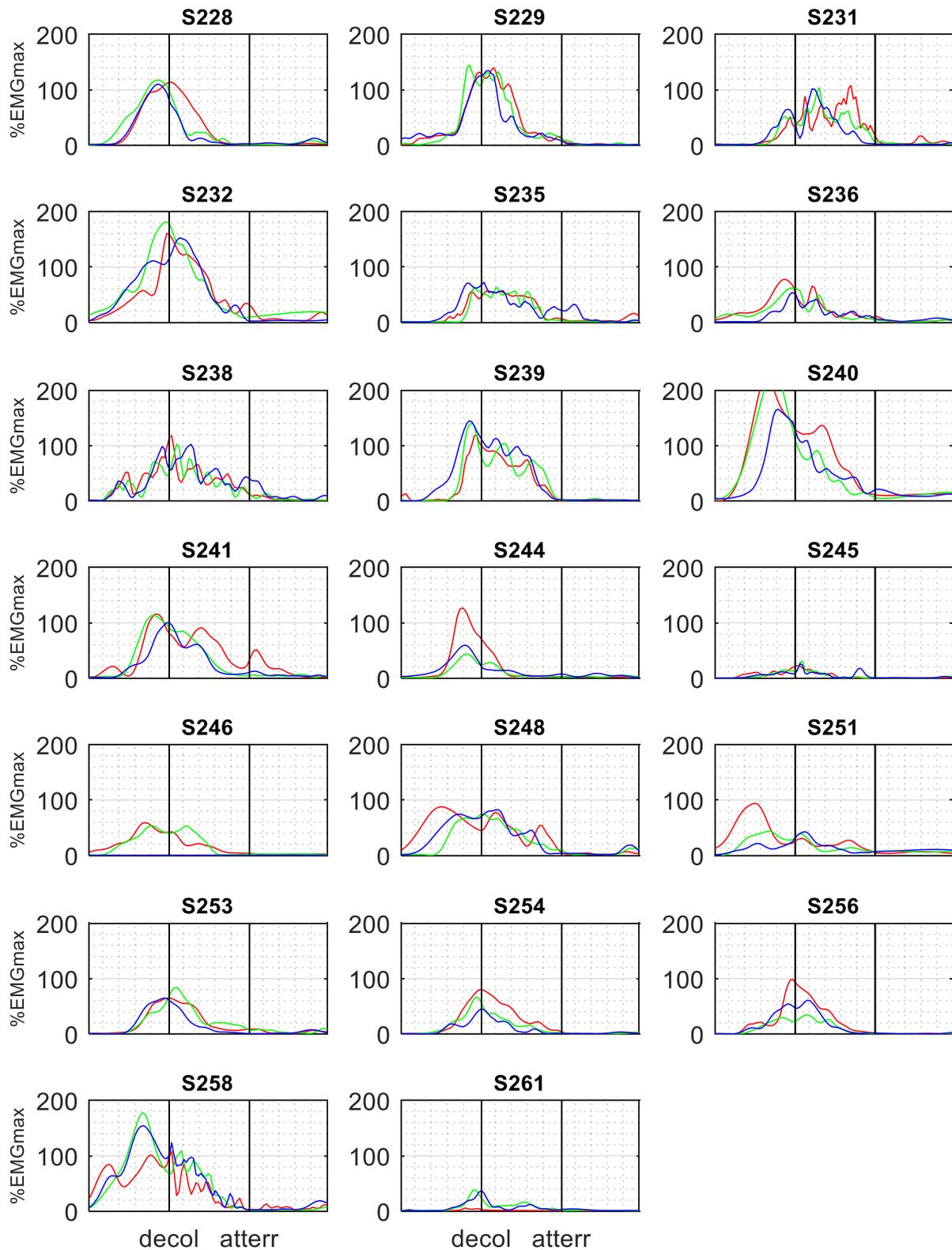
## Annexe 3.8a TUM, muscle deltoïde antérieur dirigeant



Taux d'utilisation musculaire du muscle deltoïde antérieur dirigeant (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accouoir, **en vert** : accouoir à 9cm, **en bleu** : accouoir à 18cm

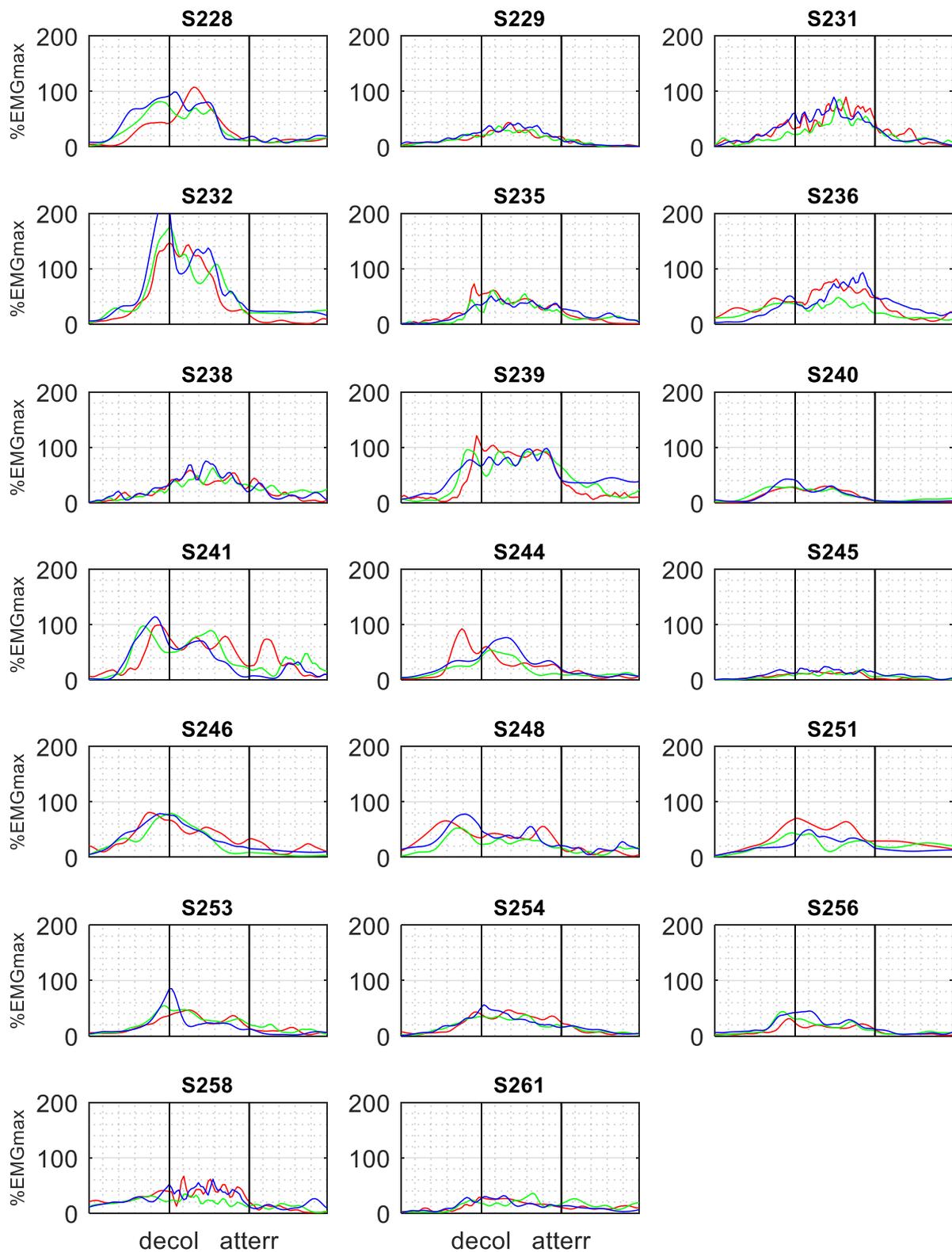
### Annexe 3.8b TUM, muscle deltoïde antérieur porteur



Taux d'utilisation musculaire du muscle deltoïde antérieur porteur (droit) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

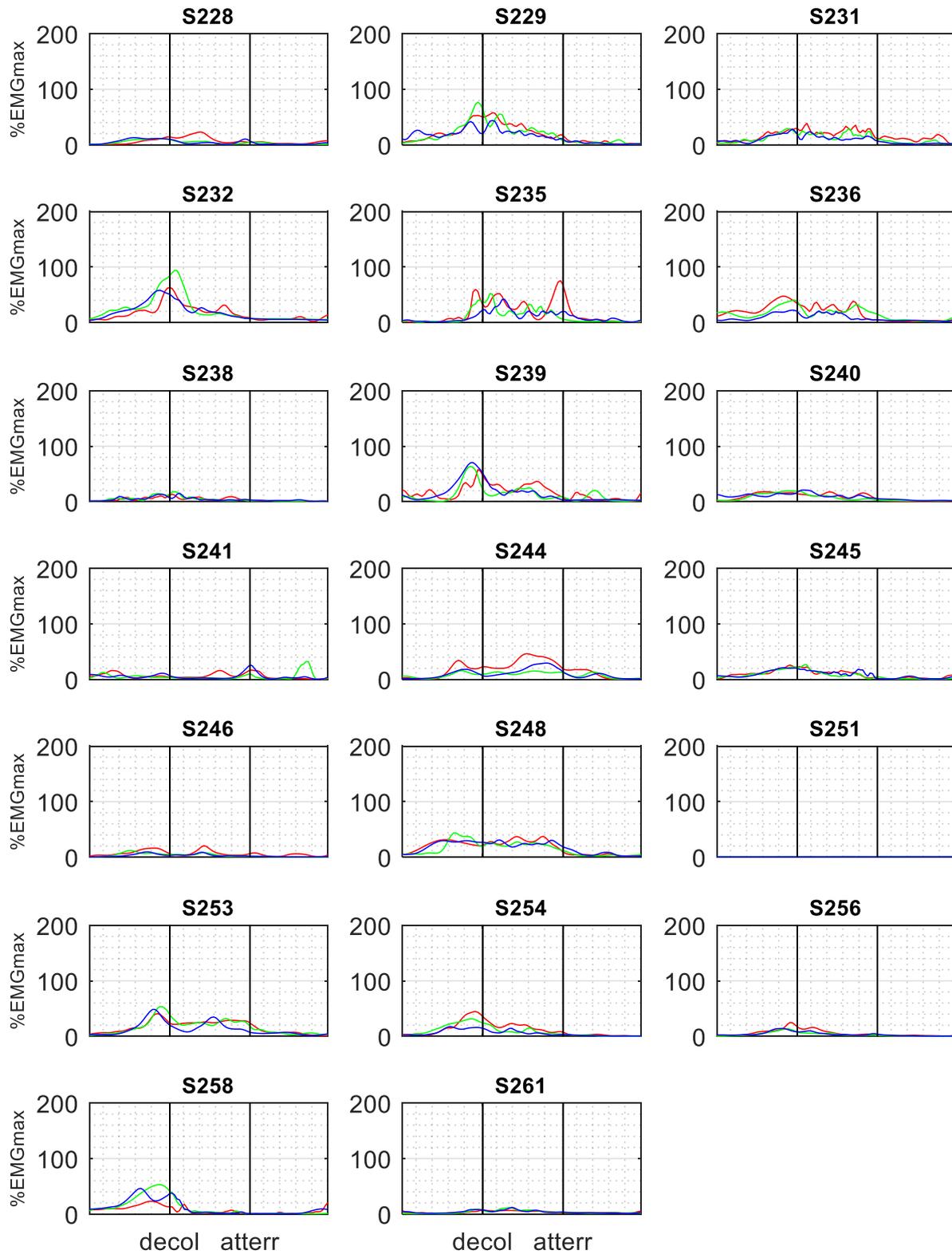
## Annexe 3.8c TUM, muscle grand pectoral dirigeant



Taux d'utilisation musculaire du muscle grand pectoral dirigeant (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

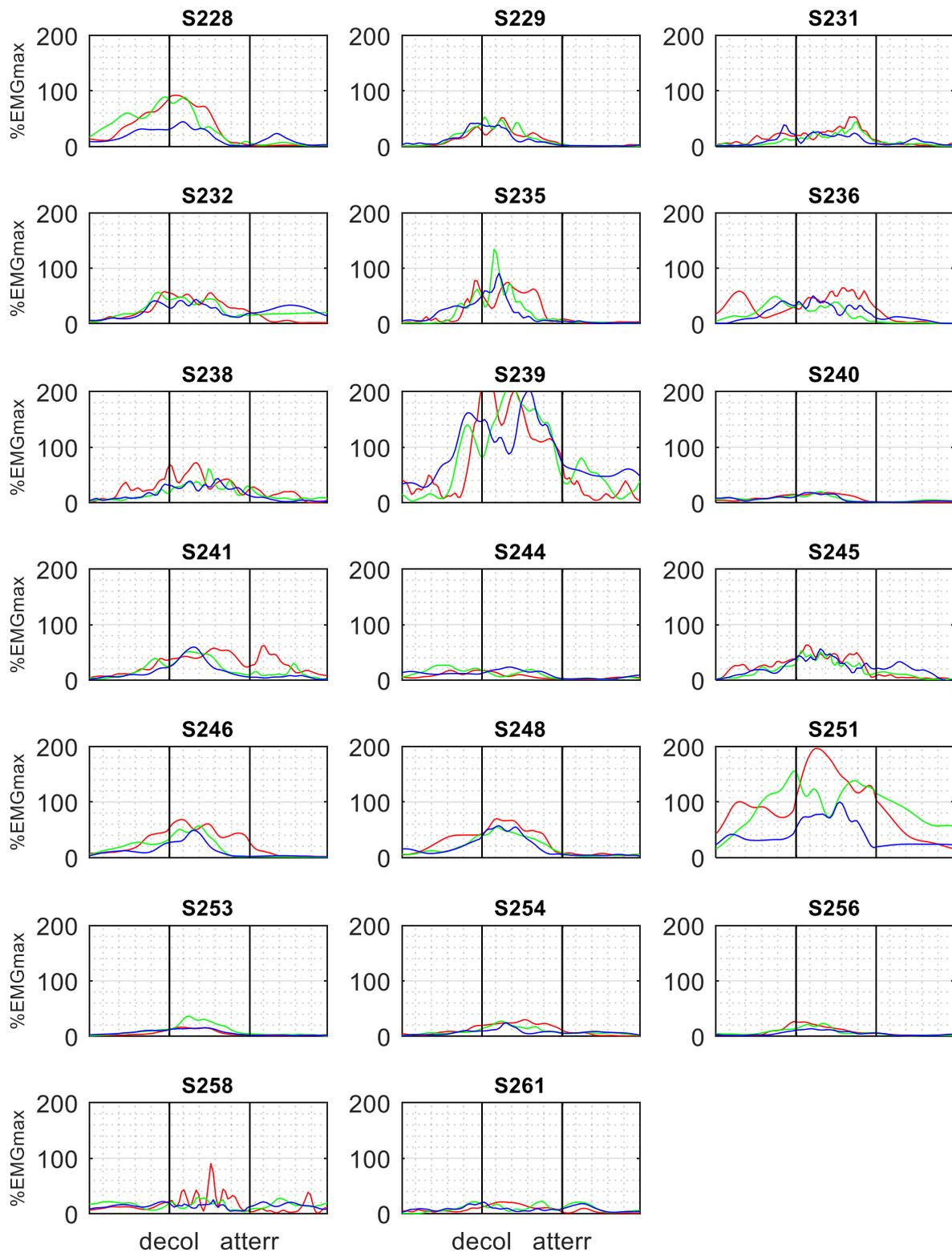
### Annexe 3.8d TUM, muscle grand pectoral porteur



Taux d'utilisation musculaire du muscle grand pectoral porteur (droit) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accouoir, **en vert** : accouoir à 9cm, **en bleu** : accouoir à 18cm

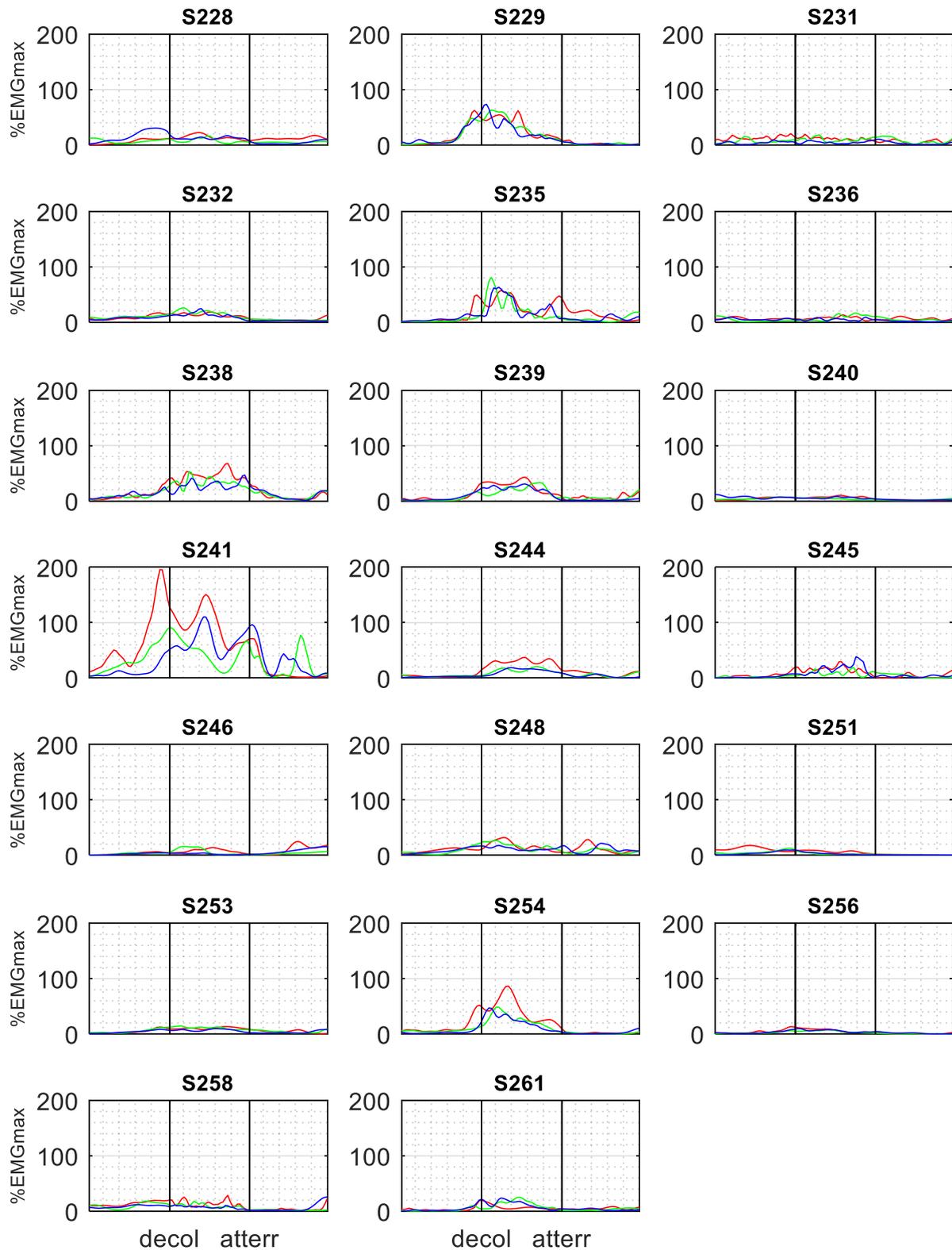
## Annexe 3.8e TUM, muscle biceps brachial dirigeant



Taux d'utilisation musculaire du muscle biceps brachial dirigeant (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

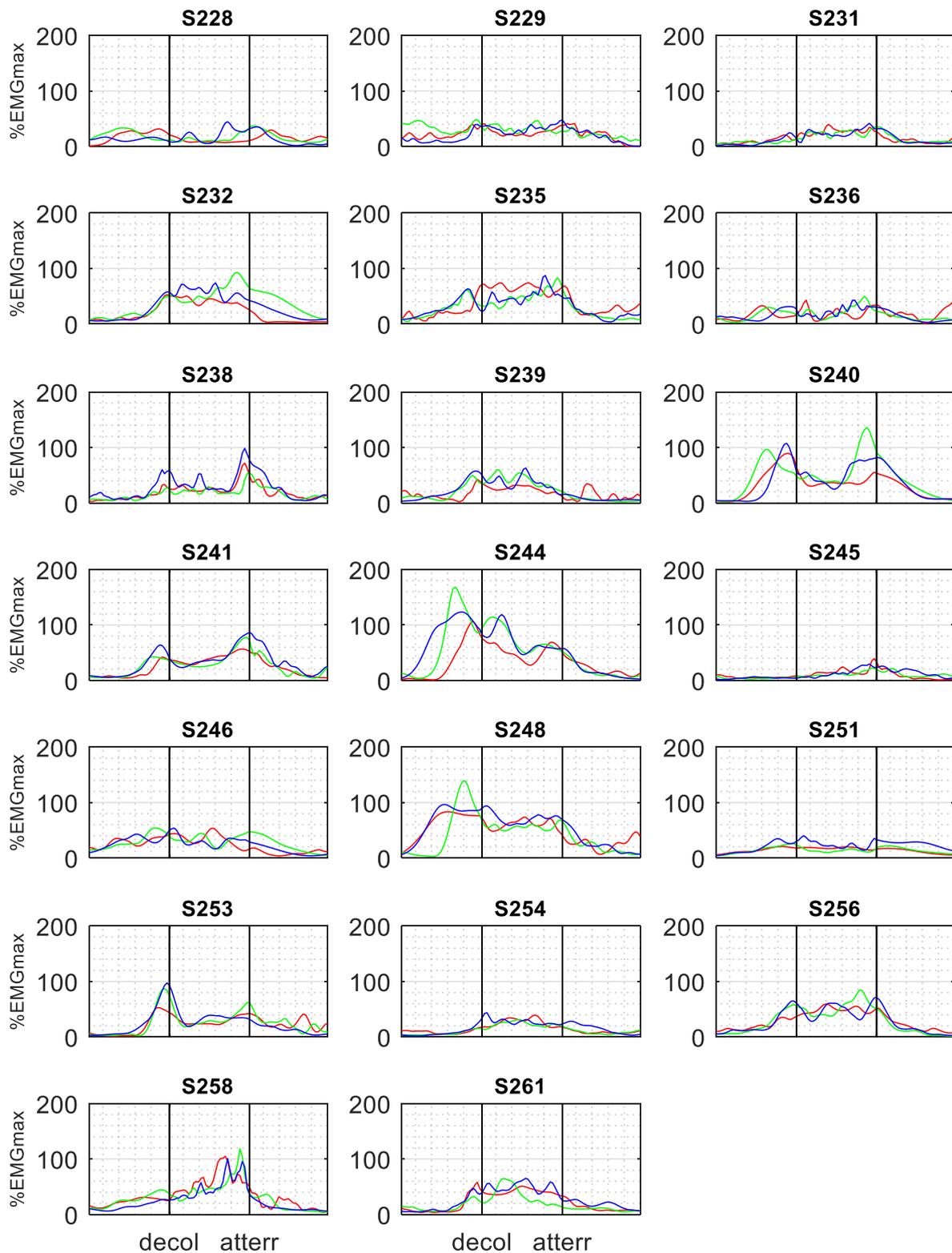
### Annexe 3.8f TUM, muscle biceps brachial porteur



Taux d'utilisation musculaire du muscle biceps brachial porteur (droit) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

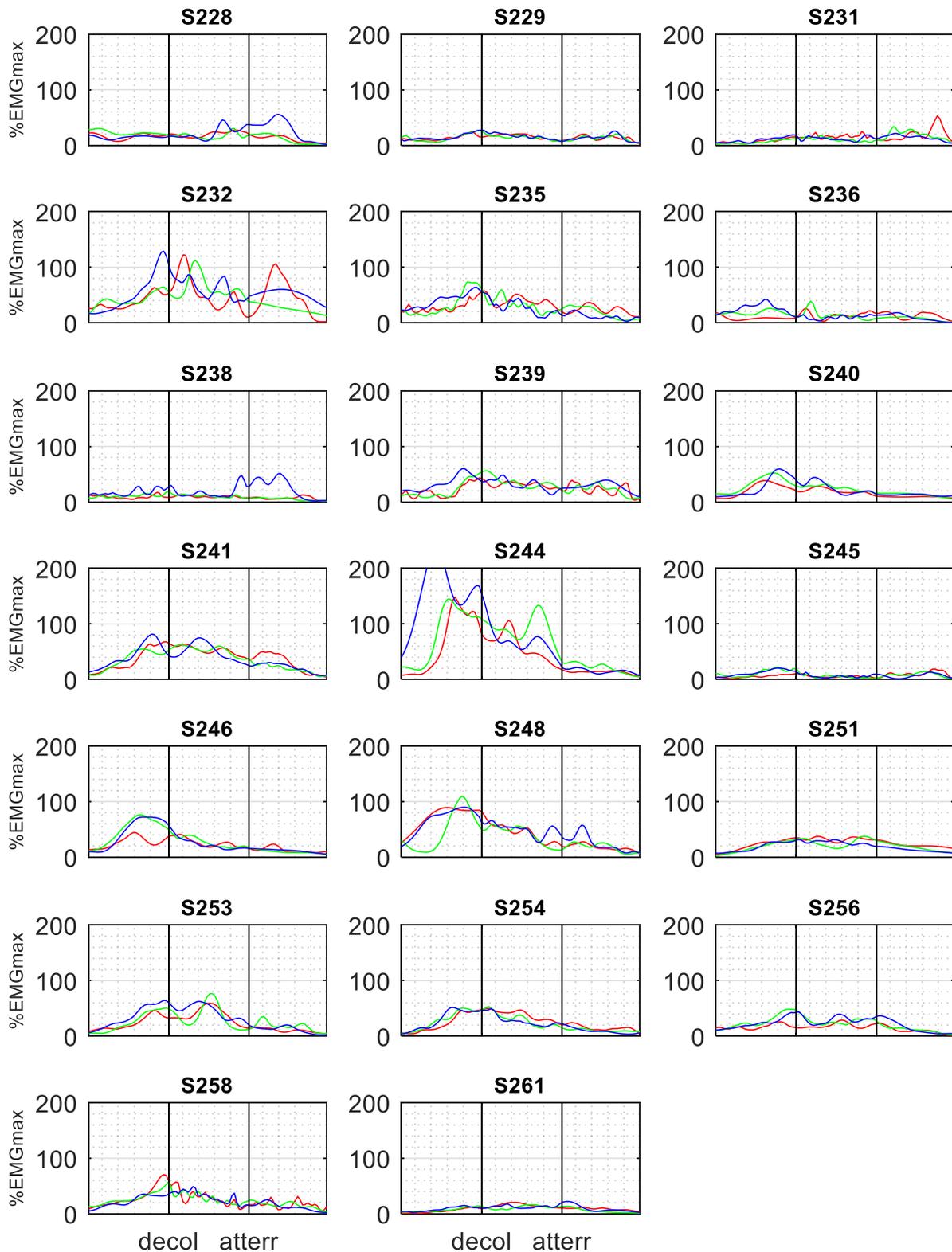
## Annexe 3.8g TUM, muscle triceps brachial dirigeant



Taux d'utilisation musculaire du muscle triceps brachial dirigeant (gauche) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

### Annexe 3.8h TUM, muscle triceps brachial porteur



Taux d'utilisation musculaire du muscle triceps brachial porteur (droit) pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

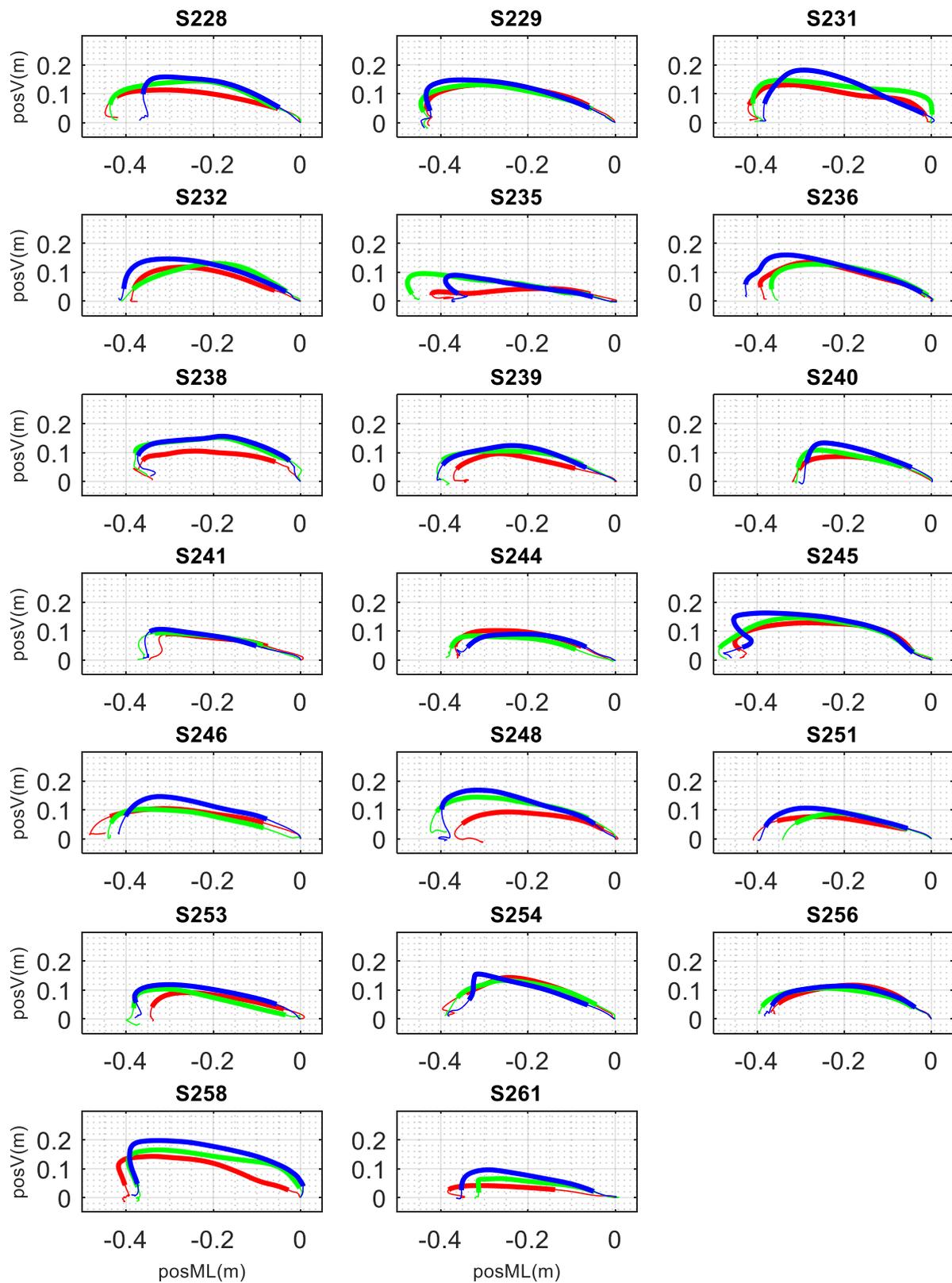
## Annexe 4.1 Déplacement du bassin

Cet annexe montre Le déplacement du centre de masse du bassin dans les trois plans de l'espace (annexe 4.1 a : plan frontal, annexe 4.1 b : plan transverse et annexe 4.1 c : plan sagittal) pendant la période d'appui pour chaque participant.

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

## Annexe 4.1a Déplacement du bassin dans le plan frontal

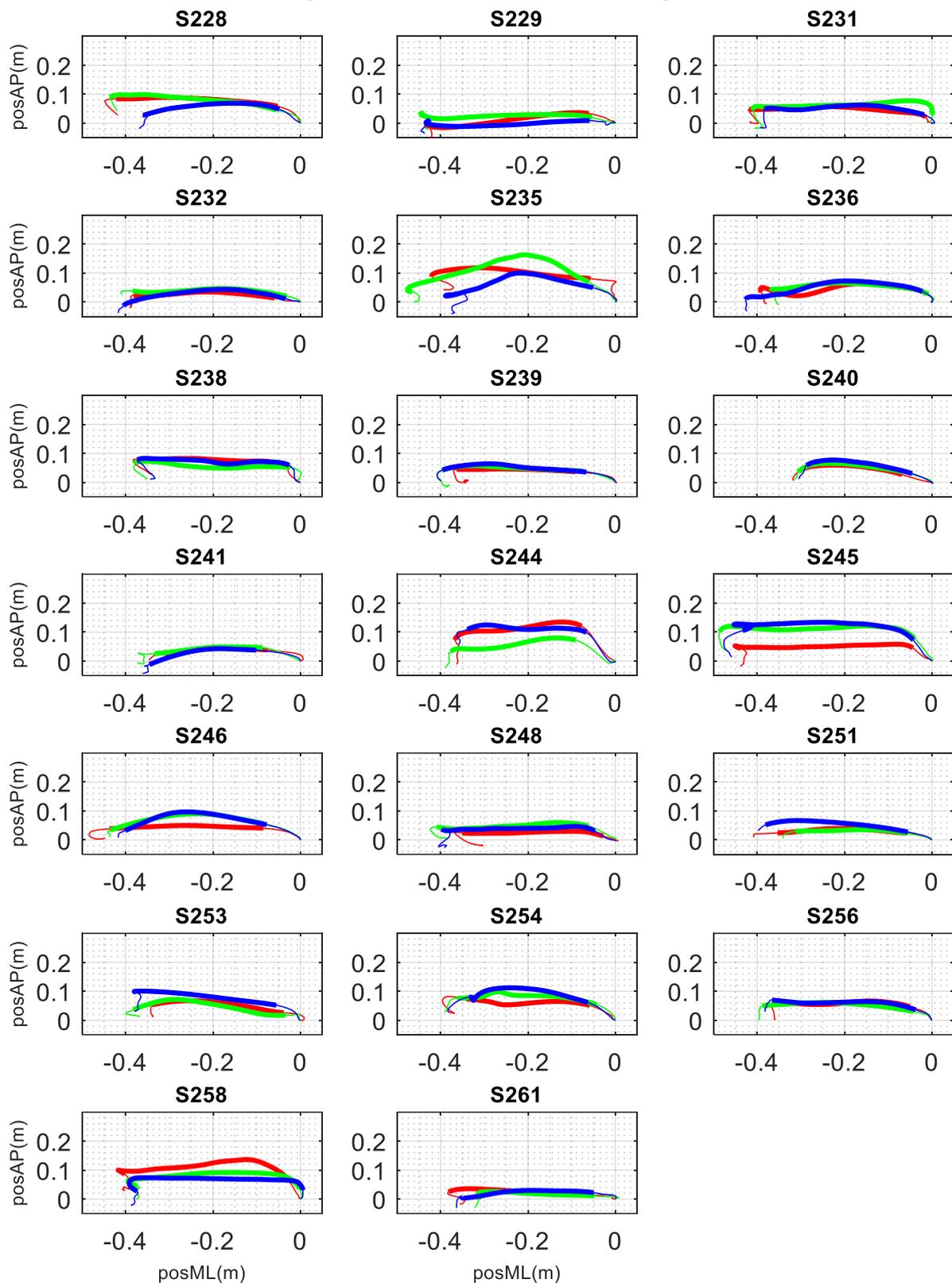


Déplacement du centre de masse du bassin dans le plan frontal du repère global pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

**En gras** : phase de levée. **Axe des x** : valeurs négatives vers la gauche (cible), **axe des y** : valeurs positives vers le haut

## Annexe 4.1b Déplacement du bassin dans le plan transverse

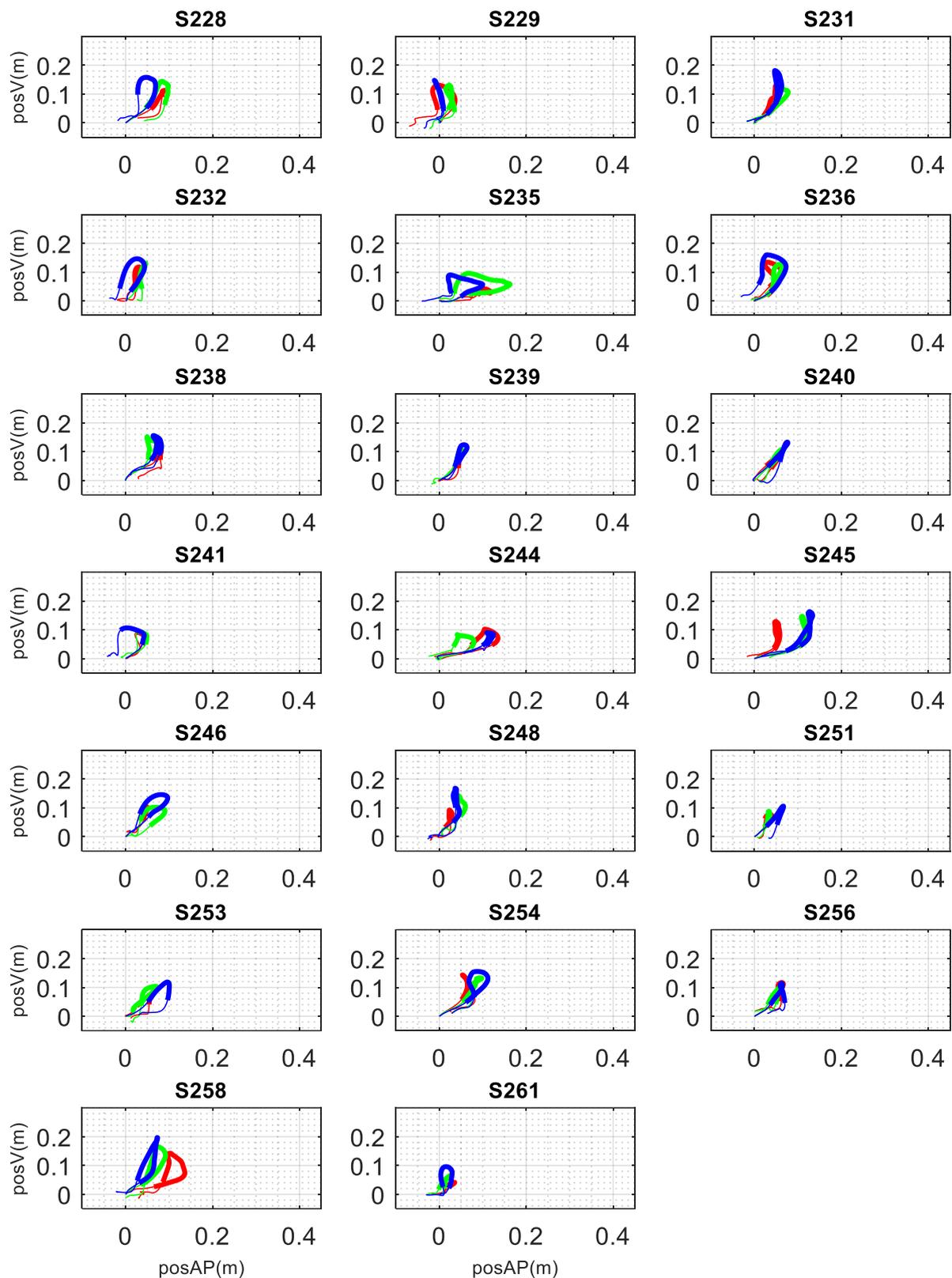


Déplacement du centre de masse du bassin dans le plan transverse du repère global pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

**En gras** : phase de levée. **Axe des x** : valeurs négatives vers la gauche (cible), **axe des y** : valeurs positives vers antérieur

## Annexe 4.1c Déplacement du bassin dans le plan sagittal



Déplacement du centre de masse du bassin dans le plan transverse du repère global pendant la période d'appui pour chaque participant.

**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

**En gras** : phase de levée. **Axe des x** : valeurs positives vers antérieur, **axe des y** : valeurs positives vers le haut

## Annexe 4.2 Bascule antéropostérieure du bassin

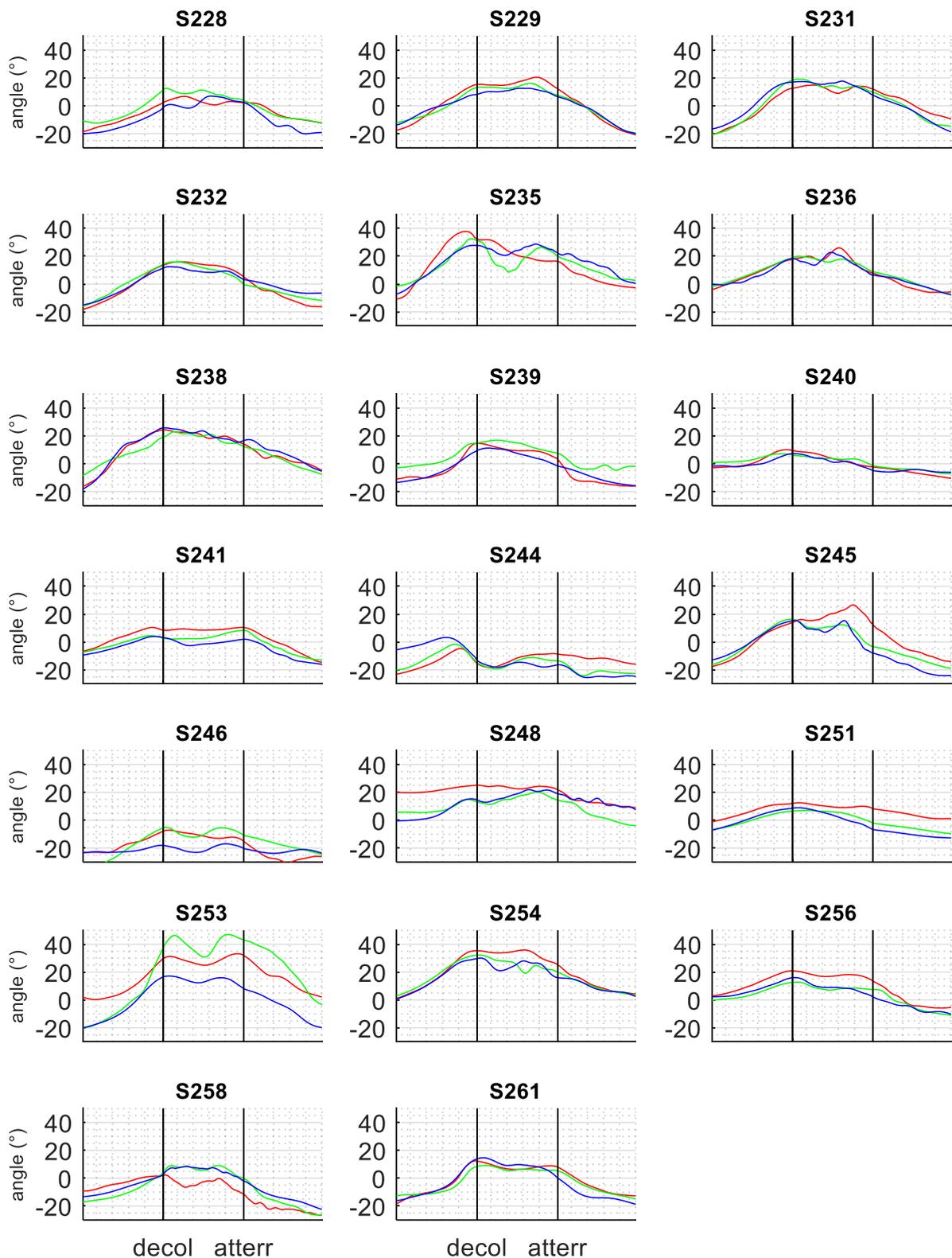
Cet annexe montre l'orientation du bassin autour de l'axe médio-latéral du repère global pour chaque participant. Un angle positif indique une antéversion (bascule du bassin vers l'avant) et un angle négatif indique une rétroversion (bascule du bassin en arrière).

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

### Annexe 4.2 Bascule antéropostérieure du bassin

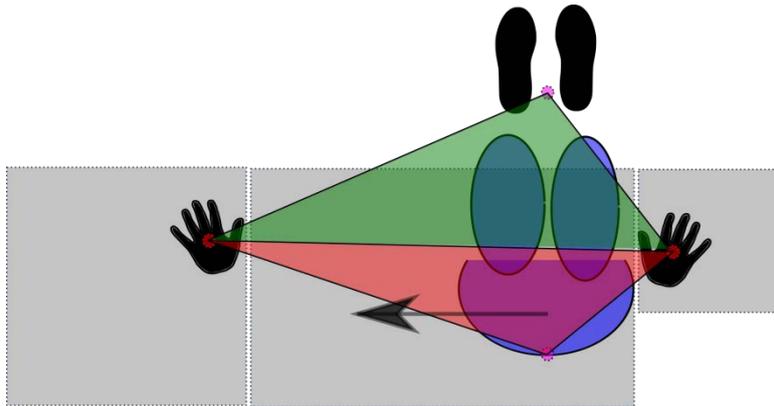


Antéversion (+) et rétroversion (-) du bassin par rapport au repère global pendant la période d'appui pour chaque participant.

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

## Annexe 4.2 Surface de la base de support potentielle

Cet annexe montre la surface de la base potentielle pour chaque participant pendant la période d'appui pour chaque participant. La base de support potentielle est définie par un quadrilatère formé par la projection de quatre points d'appui dans le plan transverse. Il s'agit des points d'appui 1. de la main dirigeante, 2. de la main porteuse, 3. des pieds et 4. du sacrum. La surface est calculée à chaque instant de mesure pendant la période d'appui par la somme des surfaces de deux triangles, celui formé par les deux mains et les pieds (**figure**, triangle vert) et celui formé par les deux mains et le sacrum (**figure**, triangle rouge).



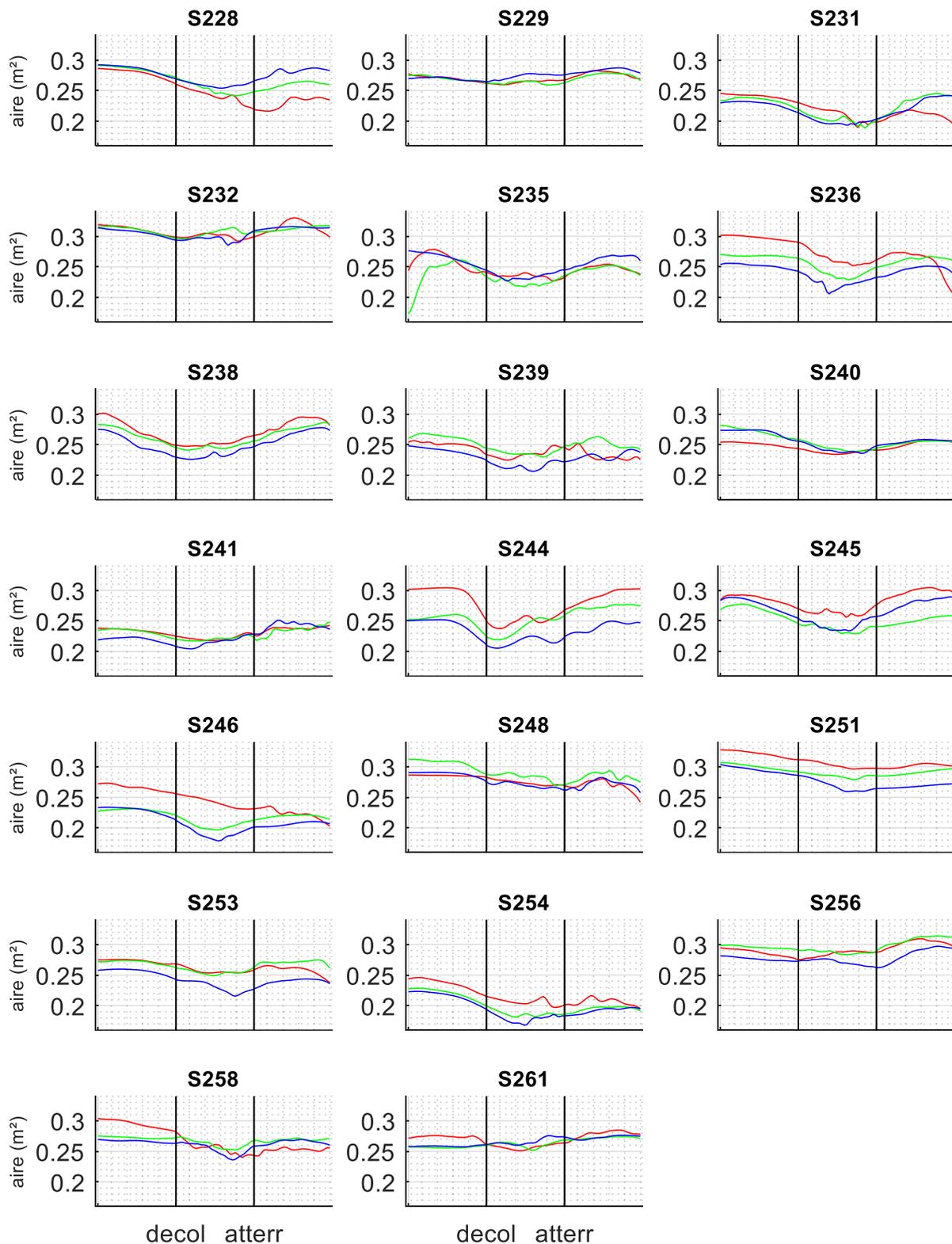
**Figure.** Schéma de la base de support vu du dessus, la surface est déterminée en calculant la somme des surfaces des deux triangles à chaque instant pendant la période d'appui

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

### Annexe 4.2 Surface de la base de support potentielle



Surface de la base de support pendant la période d'appui pour chaque participant.

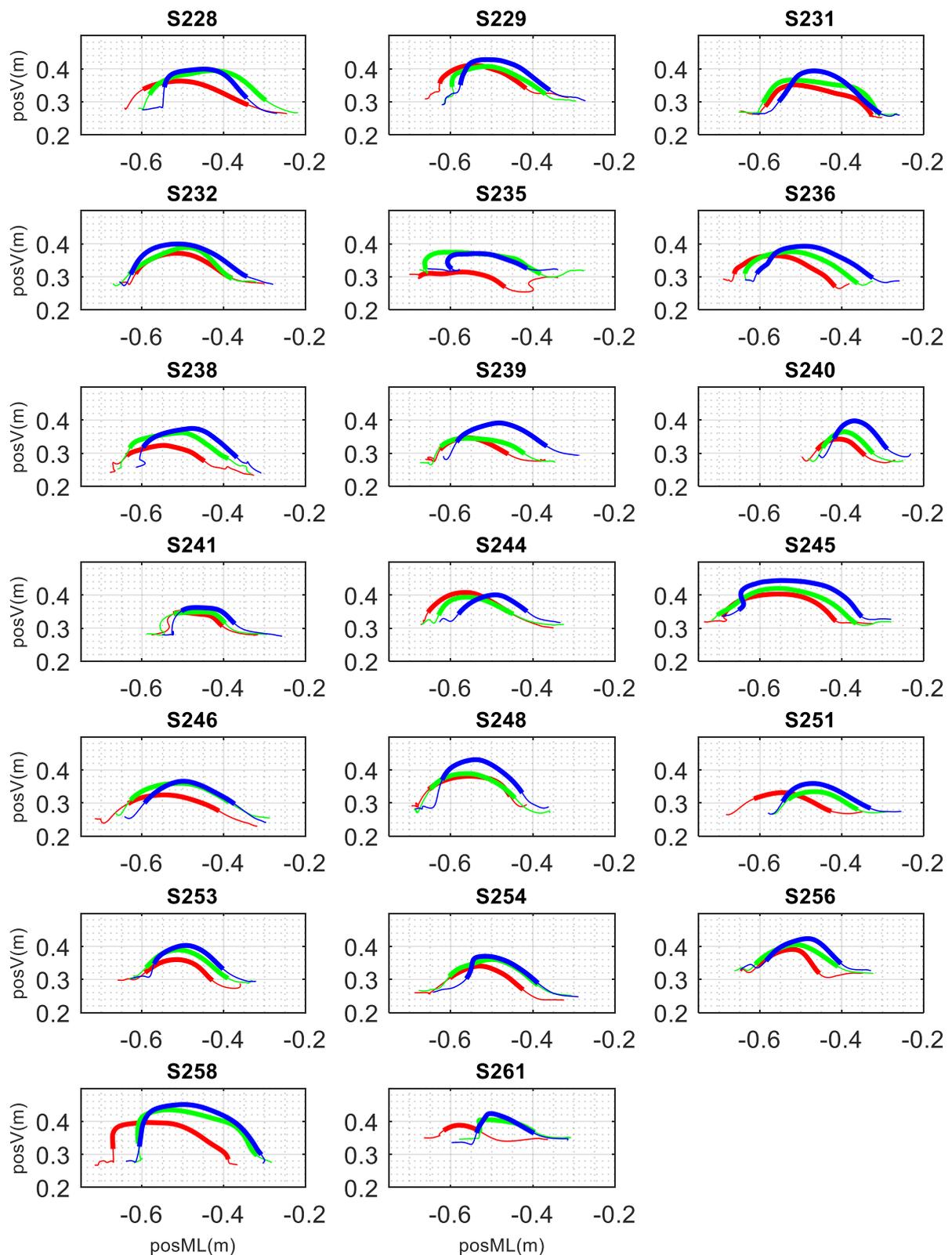
**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

#### Annexe 4.4 Déplacement du $COM_{TTB}$

Cet annexe montre le déplacement du centre de masse de l'ensemble formé de la tête, du tronc et du bassin ( $COM_{TTB}$ ) dans les trois plans de l'espace (annexe 4.4 a : plan frontal, annexe 4.4 b : plan transverse et annexe 4.4 c : plan sagittal) pendant la période d'appui pour chaque participant.

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

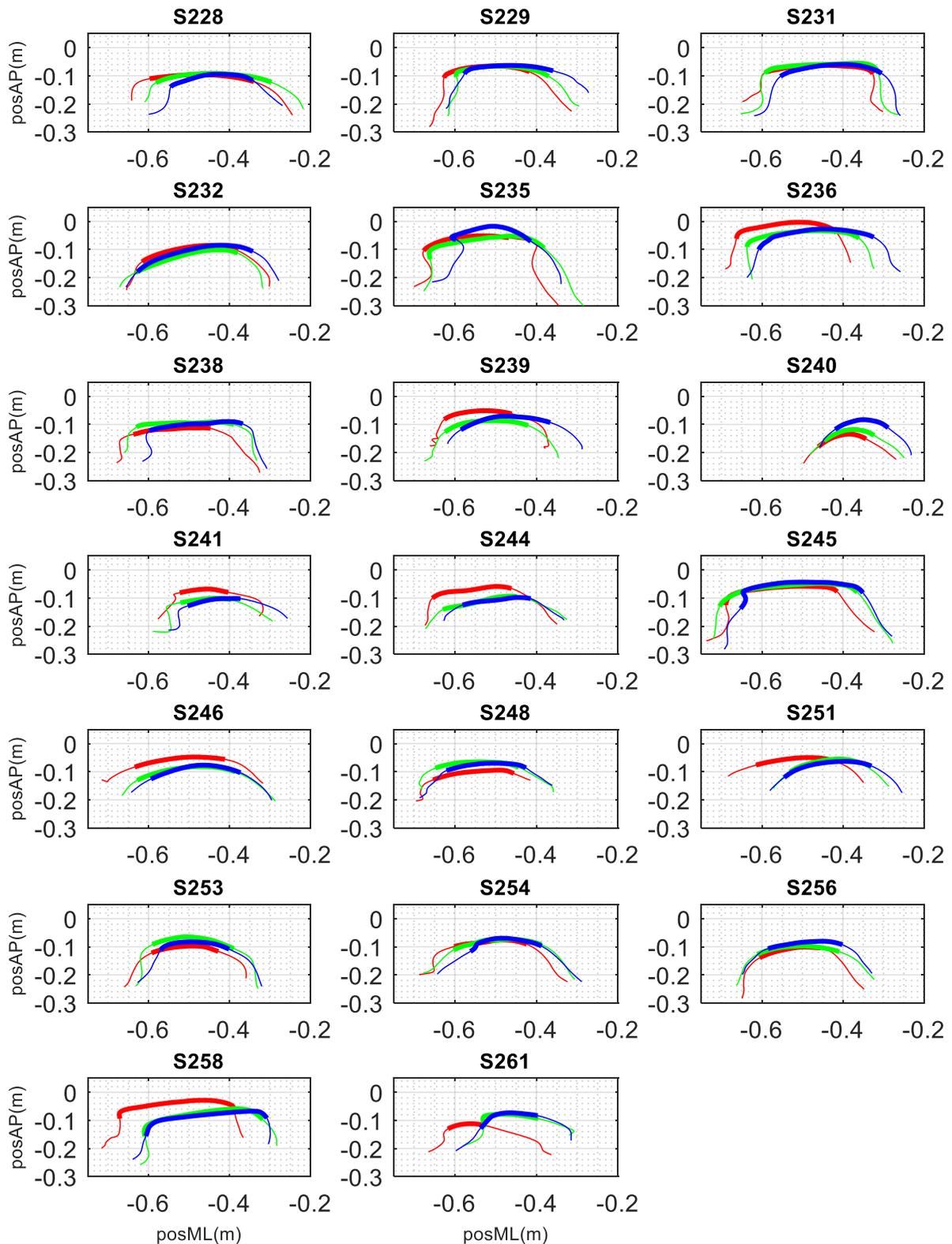
Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

Annexe 4.4a Déplacement du  $COM_{TTB}$ , plan frontal

Déplacement du centre de masse du  $COM_{TTB}$  dans le plan frontal du repère d'appui pendant la période d'appui pour chaque participant.

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

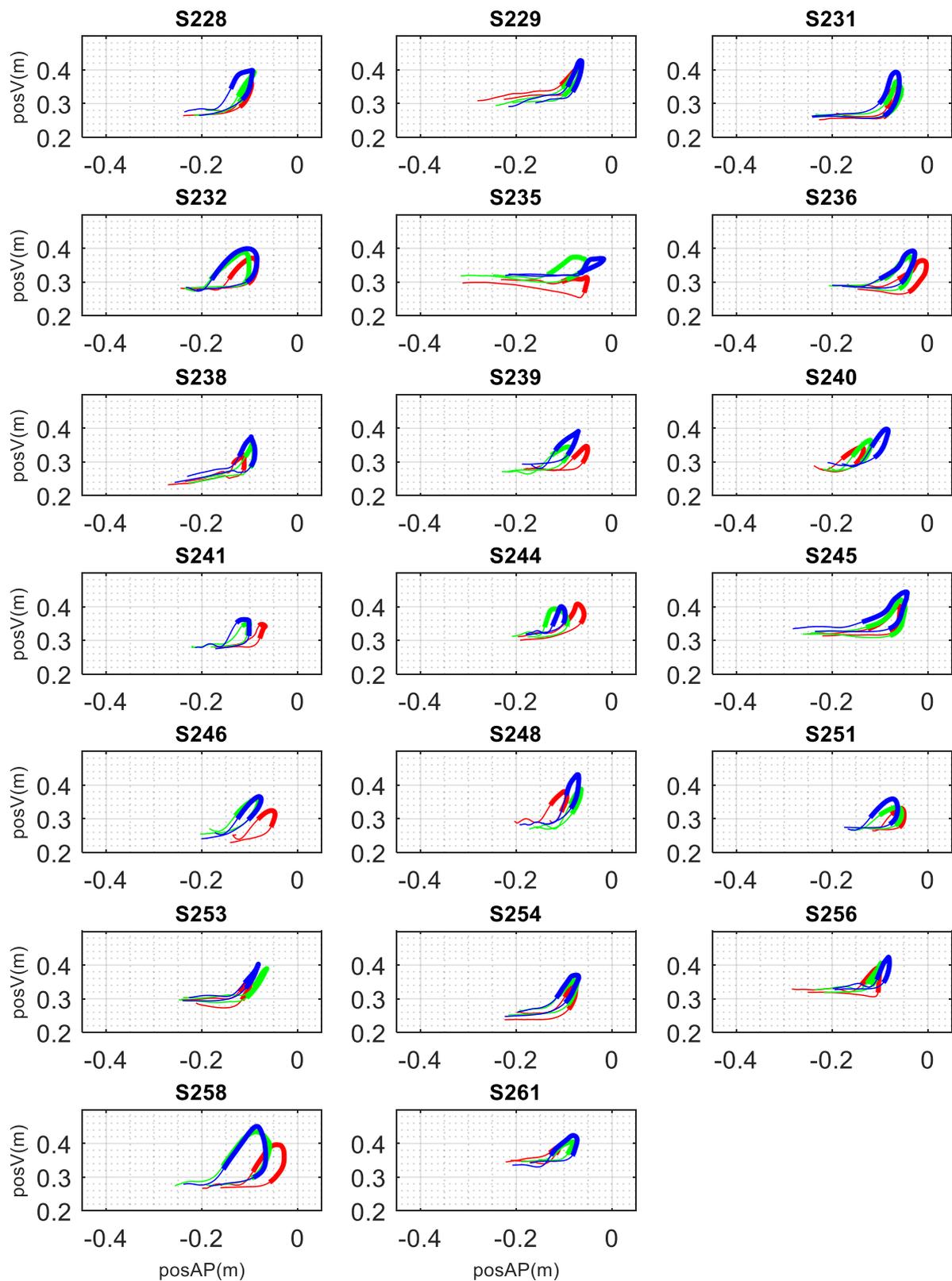
**Axe des x** : valeurs négatives vers la gauche, **axe des y** : valeurs positives vers le haut

Annexe 4.4b Déplacement du  $COM_{TTB}$ , plan transverse

Déplacement du centre de masse du  $COM_{TTB}$  dans le plan frontal du repère d'appui pendant la période d'appui pour chaque participant.

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

**Axe des x** : valeurs négatives vers la gauche, **axe des y** : valeurs négatives vers postérieur

Annexe 4.4c Déplacement du  $COM_{TTB}$ , plan sagittal

Déplacement du centre de masse du  $COM_{TTB}$  dans le plan sagittal du repère d'appui pendant la période d'appui pour chaque participant.

**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

**Axe des x** : valeurs négatives vers postérieur, **axe des y** : valeurs positives vers le haut

## Annexe 4.5 Vitesse du $COM_{TTB}$ selon les trois axes du repère d'appui

Cet annexe montre la vitesse du  $COM_{TTB}$  selon les trois axes du repère d'appui pendant la période d'appui pour chaque participant.

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

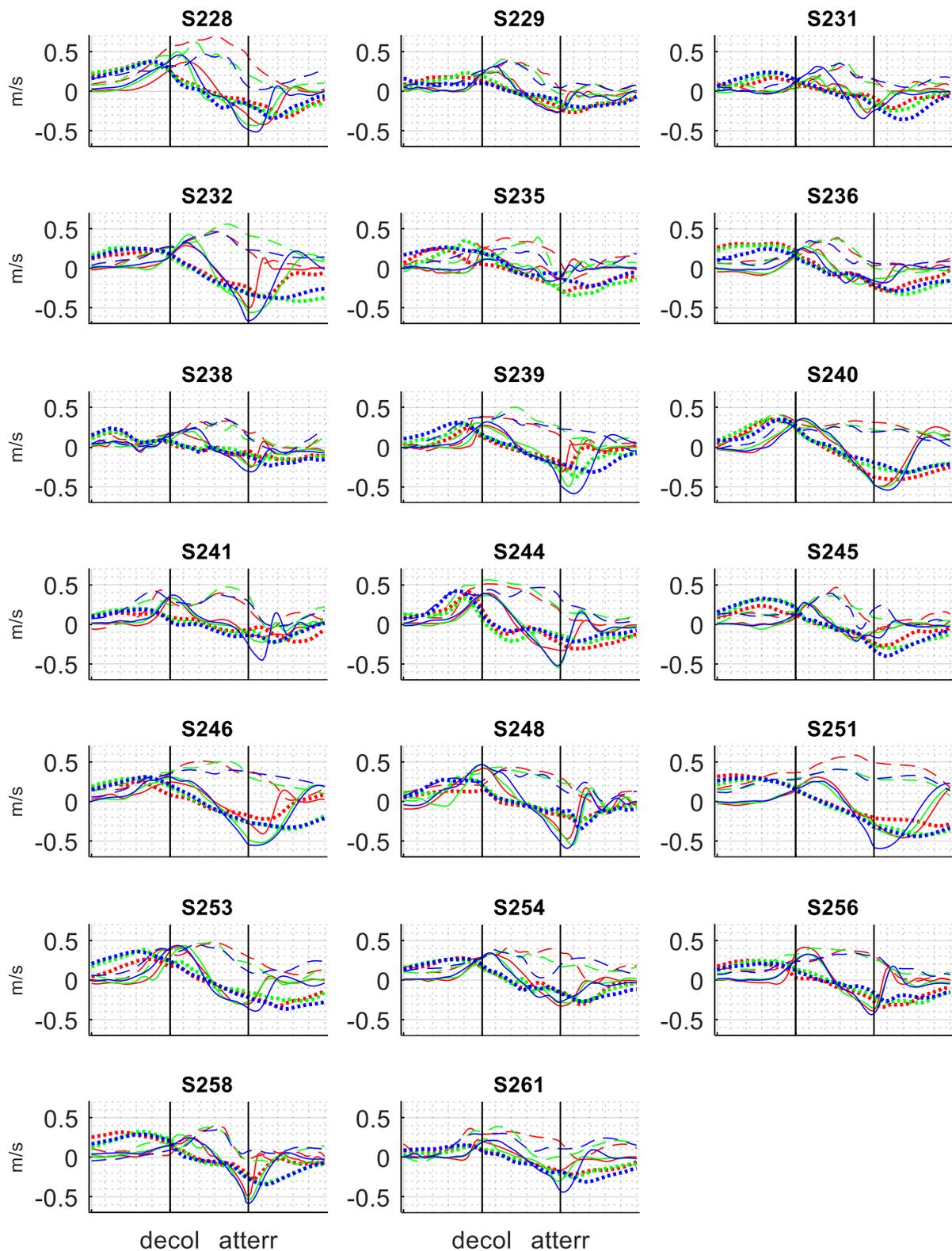
Chaque graphe contient neuf courbes :

- Les courbes pleines indiquent la vitesse verticale ; une valeur positive montre un déplacement vers le haut et une valeur négative montre un déplacement vers le bas,
- Les courbes pointillées indiquent la vitesse antéropostérieure ; une valeur positive montre un déplacement vers l'avant et une valeur négative montre un déplacement vers l'arrière
- Les courbe en tirets indiquent la vitesse médio-latérale ; une valeur positive montre un déplacement en direction de la cible et une valeur négative montre un déplacement en direction opposée à la cible.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

### Annexe 4.5 Vitesse du $COM_{TTB}$ selon les trois axes du repère d'appui



Vitesse du  $COM_{TTB}$  selon les 3 axes du repère d'appui pendant la période d'appui pour chaque participant.

**En rouge** : sans accoudeur, **en vert** : accoudeur à 9cm, **en bleu** : accoudeur à 18cm

**Courbe pleine** : vitesse verticale (+ haut), **courbe pointillée** : vitesse antéro-postérieure (+ antérieur), **courbe en tirets** : vitesse médio-latérale (+ vers cible)

### Annexe 4.6 Vitesse horizontale du $COM_{TTB}$

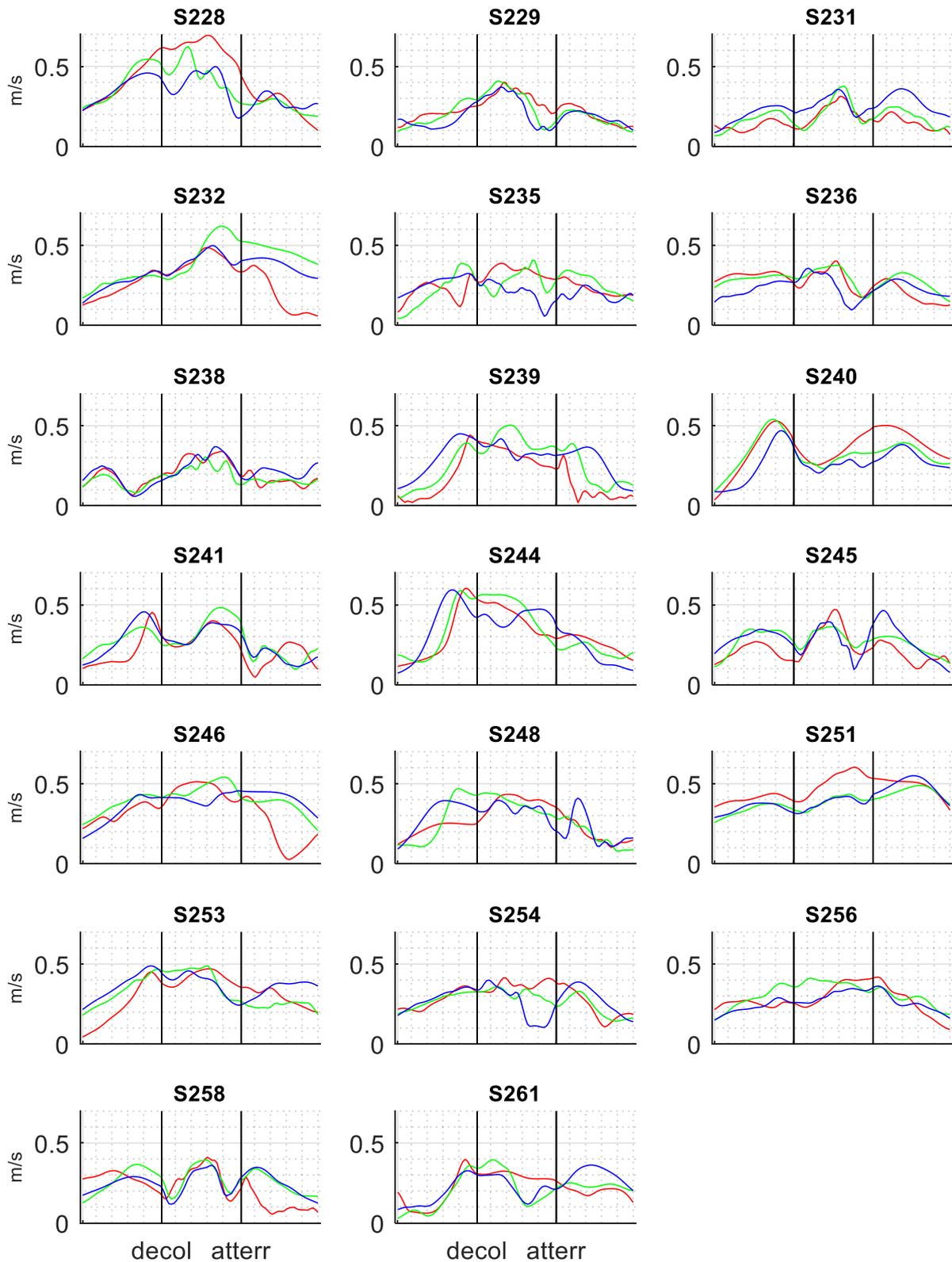
Cet annexe montre la vitesse horizontale du  $COM_{TTB}$  pendant la période d'appui pour chaque participant. La vitesse horizontale est déterminée en calculant la norme Euclidienne des coordonnées de vitesse médio-latérale et antéropostérieure du  $COM_{TTB}$ . La vitesse horizontale est celle qui pourrait amener le  $COM_{TTB}$  en direction de la limite de la base de support potentielle et pour cette raison elle est prise en compte dans l'analyse de la stabilité posturale dynamique.

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

### Annexe 4.6 Vitesse horizontale du $COM_{TTB}$



Vitesse horizontale du  $COM_{TTB}$  pendant la période d'appui pour chaque participant  
**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

### Annexe 4.7 Quantité de mouvement du $COM_{TTB}$

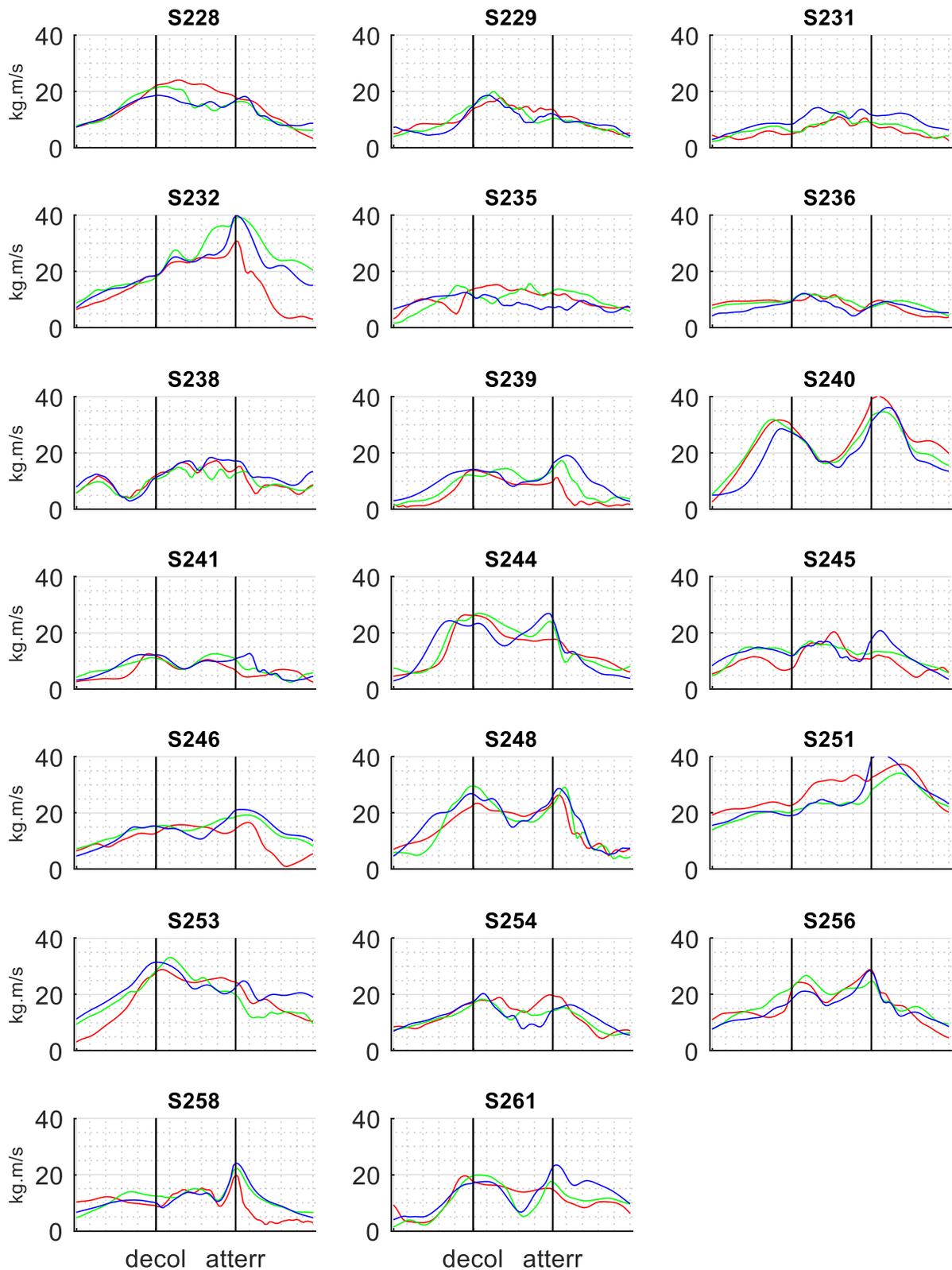
Cet annexe montre la quantité de mouvement du  $COM_{TTB}$  pendant la période d'appui pour chaque participant. La quantité de mouvement est déterminée en multipliant la norme Euclidienne de la vitesse en 3D par la masse du  $COM_{TTB}$ , elle est exprimée en m/s·kg.

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

### Annexe 4.7 Quantité de mouvement du COMTTB



Quantité de mouvement du **COMTTB** pendant la période d'appui pour chaque participant

**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

## Annexe 4.8 Distance de sécurité

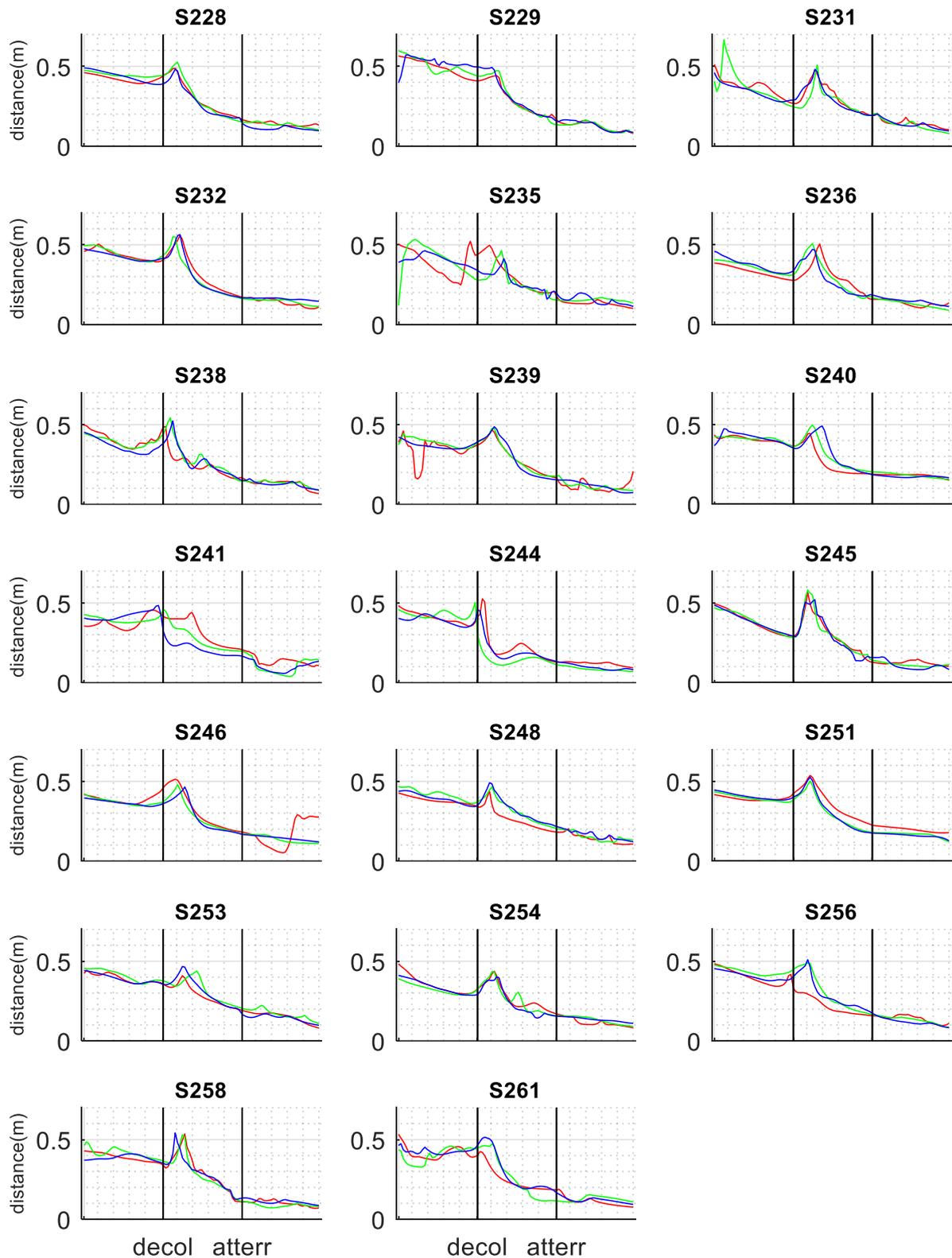
Cet annexe montre la distance de sécurité pendant la période d'appui pour chaque participant. La distance de sécurité est définie comme la distance séparant la projection verticale du  $COM_{TTB}$  et la limite de la base de support potentielle, dans la direction de déplacement du  $COM_{TTB}$ .

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

### Annexe 4.8 Distance de sécurité



Distance de sécurité pendant la période d'appui pour chaque participant.  
**En rouge** : sans accoudoir, **en vert** : accoudoir à 9cm, **en bleu** : accoudoir à 18cm

## Annexe 4.9 Temps limite de correction

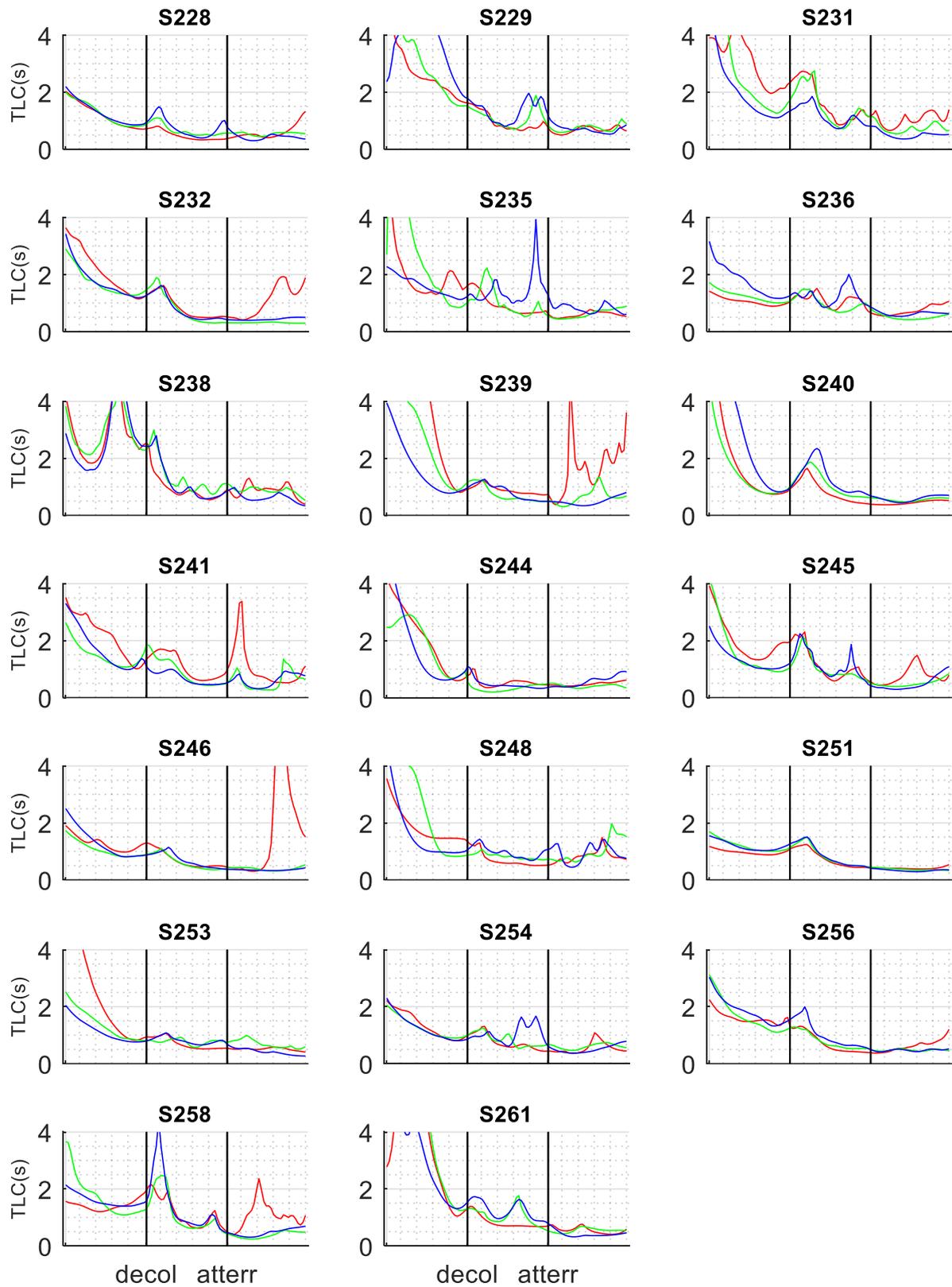
Cet annexe montre le temps limite de correction pendant la période d'appui pour chaque participant. Le temps limite de correction correspond au temps disponible avant que la projection du  $COM_{TTB}$  dans le plan transverse rentre en contact avec la limite de la base de support, si celui-ci continue à progresser dans le même sens et à la même vitesse. Il est calculé à chaque instant pendant la période d'appui en divisant la distance de sécurité par la vitesse horizontale, et il est exprimé en secondes.

Une graphe correspond à un participant, reconnaissable à l'identifiant au-dessus de chaque graphe.

La période d'appui est divisée en trois phases de 33 échantillons de mesure chacune ; 1) la phase de chargement des membres supérieurs, 2) la phase de levée et 3) la phase de déchargement des membres supérieurs. La phase de levée est matérialisée sur les graphiques par deux lignes verticales, la première ligne correspond au décollage et la deuxième ligne correspond à l'atterrissage.

Dans chaque graphe, trois courbes de couleur différente sont présentées, correspondant aux trois conditions expérimentales **En rouge** : transfert réalisé sans accoudoir, **en vert** : transfert réalisé avec un accoudoir à 9cm au-dessus de la surface d'assise, **en bleu** : transfert réalisé avec un accoudoir à 18cm au-dessus de la surface d'assise.

### Annexe 4.9 Temps limite de correction



Temps limite de correction pendant la période d'appui pour chaque participant.  
**En rouge** : sans accouider, **en vert** : accouider à 9cm, **en bleu** : accouider à 18cm





## Résumé

Les personnes vivant avec une lésion de la moelle épinière (LMÉ) dépendent de l'utilisation d'un fauteuil roulant (FR) pour les déplacements de la vie quotidienne. Une des activités, associée à l'utilisation du FR, la plus exigeante est le transfert latéral en position assise, nécessaire pour entrer et sortir du FR. Cette activité, de part sa sollicitation importante des membres supérieurs et les nombreuses répétitions, expose les personnes vivant avec une LMÉ à plusieurs risques de blessures, dont les troubles musculo-squelettiques (TMS) et le risque de chute. Ce travail de doctorat vise à évaluer l'exposition à ces risques, pendant le transfert latéral parallèle, et plus particulièrement, comment l'environnement peut influencer cette exposition. L'évaluation mise en place utilise des outils d'analyse de mouvement (système de capture de mouvement, plateformes de force et électromyographie) pour calculer les positions articulaires, les efforts externes et internes, les activations musculaires et les stratégies de contrôle postural mis en œuvre pour la réalisation du transfert. Une analyse statistique des résultats est utilisée pour déterminer les différences apportées par l'utilisation et la hauteur d'un accoudoir. Les résultats sont synthétisés et combinés afin d'aboutir à une conclusion intégrative sur l'exposition aux risques de blessures durant les transferts, réalisés par les personnes vivant avec une LMÉ.

**Mots clés :** *Transfert latéral assis, lésion de la moelle épinière, troubles musculo-squelettiques, contrôle postural dynamique, analyse biomécanique*

## Abstract

People living with spinal cord injury (SCI) depend on a wheelchair for daily life mobility. One of the most strenuous activities associated with wheelchair use is the performance of lateral sitting transfers, needed to get in and out of their wheelchair. Through the high demand on the upper extremities and many repetitions, this activity exposes people living with SCI to injury risks, between which the development of musculoskeletal disorders and traumatic lesions due to falls. This PhD thesis aims to evaluate the exposure to these risks during parallel lateral sitting transfers, and more in particular how the environment might influence this exposure. The evaluation realized uses instruments for human movement analysis (motion capture, force plates and electromyography) to calculate joint angles, external and internal mechanical efforts, muscular activation and postural control strategies used to perform transfers. A statistical analysis of the results determines the modifications induced by the use and the height of an armrest. The results are synthesized and combined to generate an integrative conclusion on the injury exposure risk during transfers realized by people living with SCI.

**Key words :** *Lateral sitting transfers, spinal cord injury, musculoskeletal disorders, dynamic postural control, biomechanical analysis*

Université Polytechnique Hauts-de-France, CNRS, UMR 8201-LAMIH-Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique Industrielles de Humaines, F-59313 Valenciennes, France