



HAL
open science

Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à mains courantes : indices d'évaluation ergonomique

Nicolas Louis

► **To cite this version:**

Nicolas Louis. Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à mains courantes : indices d'évaluation ergonomique. Sciences du Vivant [q-bio]. Université du Sud Toulon Var, 2010. Français. NNT: . tel-00597217

HAL Id: tel-00597217

<https://theses.hal.science/tel-00597217>

Submitted on 31 May 2011

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.

UNIVERSITE du SUD TOULON – VAR

THESE

pour l'obtention du titre de

DOCTEUR de L'UNIVERSITE du SUD TOULON – VAR

Discipline : **SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN**

Spécialité : **Biomécanique**

présentée par

Nicolas LOUIS

**Analyse biomécanique de la propulsion
en fauteuil roulant à mains courantes : indices
d'évaluation ergonomique**

Préparée au Laboratoire HandiBio (EA 4322)

Laboratoire de Biomodélisation et Ingénierie des Handicaps

Soutenue le 16 septembre 2010 devant le jury composé de :

Laurence CHEZE	Professeur, Université Claude Bernard Lyon 1	<i>Rapporteur</i>
Francois-Xavier LEPOUTRE	Professeur, Université de Valenciennes	<i>Rapporteur</i>
Francois LAVASTE	Professeur, Arts et Métiers, PARISTECH	<i>Examineur</i>
Philippe VASLIN	Maître de conférences, Université Blaise Pascal	<i>Examineur</i>
Philippe GORCE	Professeur, Université du Sud Toulon–Var	<i>Directeur</i>

UNIVERSITE du SUD TOULON – VAR

THESE

pour l'obtention du titre de

DOCTEUR de L'UNIVERSITE du SUD TOULON – VAR

Discipline : **SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN**

Spécialité : **Biomécanique**

présentée par

Nicolas LOUIS

Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à mains courantes : indices d'évaluation ergonomique

Préparée au Laboratoire HandiBio (EA 4322)

Laboratoire de Biomodélisation et Ingénierie des Handicaps

Soutenue le 16 septembre 2010 devant le jury composé de :

Laurence CHEZE	Professeur, Université Claude Bernard Lyon 1	<i>Rapporteur</i>
Francois-Xavier LEPOUTRE	Professeur, Université de Valenciennes	<i>Rapporteur</i>
Francois LAVASTE	Professeur, Arts et Métiers, PARISTECH	<i>Examineur</i>
Philippe VASLIN	Maître de conférences, Université Blaise Pascal	<i>Examineur</i>
Philippe GORCE	Professeur, Université du Sud Toulon–Var	<i>Directeur</i>

Citations

« La politique c'est éphémère mais une équation est éternelle. »

Albert Einstein

« Promesse de la science : la science moderne a pour but aussi peu de douleur que possible. »

Friedrich Nietzsche

Remerciements

Je suis très heureux de pouvoir profiter de cette partie pour remercier l'ensemble des personnes qui m'ont permis de mener à bien ce travail.

Je tiens en premier lieu à remercier les membres de mon jury d'avoir accepté d'évaluer mon travail de thèse. Les professeur **Laurence CHEZE** et professeur **François-Xavier LEPOUTRE**, je vous remercie de me faire l'honneur d'être mes rapporteurs. Connaissant votre renommée nationale et internationale, c'est un honneur de vous avoir dans mon jury. Vous adresser ce travail de thèse est pour moi une heureuse opportunité de me confronter au regard de mes pairs. Je vous remercie par avance de toutes les remarques constructives que vous pourrez m'apporter et qui me permettront sans aucun doute de progresser et d'améliorer la qualité de mes travaux.

Le professeur **François LAVASTE** et le maître de conférence **Philippe VASLIN**, je vous remercie tout particulièrement d'avoir accepté d'être présents en tant qu'examineurs de ce travail de thèse. Connaissant votre implication dans le domaine de la biomécanique, votre présence dans mon jury ne rendra que plus constructive l'évaluation de mon travail.

Je tiens également à vous remercier tous les quatre, pour les remarques pertinentes et les connaissances que vous m'avez apportées lors de notre collaboration au sein du projet SACR-FRM. Les échanges que nous avons pu avoir, notamment lors de nos réunions semestrielles, ont été, pour moi, un réel plaisir. J'espère que nous auront encore l'occasion de travailler ensemble dans l'avenir.

A mon directeur de thèse, **Philippe Gorce**, qui est pour beaucoup dans l'initiation de ce travail. Merci d'avoir cru en mes capacités et de m'avoir fait confiance tout au long de ce travail, j'espère avoir été à la hauteur de tes espérances. Philippe, travailler avec toi a été un réel plaisir et une grande satisfaction personnelle, autant sur le plan scientifique que sur le plan humain. Tes conseils m'ont permis d'avancer et de progresser tout au long de ces trois ans. Enfin, un grand merci de m'avoir permis d'intégrer le projet ANR SACR-FRM, sans toi je n'aurais jamais pu participer à un tel projet durant cette thèse. Je n'oublierai jamais et j'espère aurai l'occasion de te remercier à la hauteur de ce que tu as fait pour moi. Tu as toujours répondu présent et dans les moments de doutes, tu as toujours su m'apporter les réponses dont j'avais besoin pour avancer.

A mes amis du laboratoire HandiBio. **Marie** et **Alice** pour m'avoir fait partager vos travaux lors de mes premiers passages au laboratoire, ce fut un plaisir de partager votre expérience. **Emmanuelle** et **Nasser**, merci pour votre soutien, vos conseils et les bons moments qu'on a passé, j'ai apprécié votre compagnie, j'espère que l'on pourra continuer à échanger nos points de vue encore longtemps. **Julien**, merci pour tes remarques sur toutes les questions que j'ai pu te poser et surtout merci de me supporter au quotidien, j'apprécie beaucoup ta compagnie et j'espère que notre amitié durera encore longtemps. **Elodie**, **Max**, **Boz**, **Zaza**, **Mathieu**, **Vincent**, **Frédéric** merci pour les discussions que j'ai pu avoir avec vous autant sur le travail que sur d'autres sujets. Je vous souhaite à tous une bonne réussite pour les années à venir.

Au personnel et à tous les enseignants du bâtiment K. Je vous remercie tous pour votre contribution au bon déroulement de ce travail, autant d'un point de vue administratif qu'au niveau des enseignements. Je tiens également à remercier messieurs **Jacques Crémieux** et **Pierre Fontanari**, directeur et directeur adjoint de l'UFR STAPS de l'Université du sud Toulon, pour m'avoir permis d'enseigner au sein de la structure en tant qu'Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche. Un merci particulier à **Brigitte** et **Sonia** pour leur aide et leur implication dans les différents événements qui ont eu lieu au cours de ma thèse.

Un infini merci à mes **parents**, mon **petit frère** et tous mes **amis** pour la présence, la compréhension, l'accompagnement et le soutien qu'ils ont su m'apporter tout au long de mon parcours. Vous m'avez grandement aidé et ce travail est aussi un peu le vôtre.

Enfin, merci à toi **Audrey** pour ta présence, ta patience, ta tolérance et ton soutien que tu as su me témoigner chaque jour.

Sommaire

Introduction générale.....	2
Chapitre I. Cadre théorique	8
I.1 Introduction	8
I.2 Le fauteuil roulant manuel	8
I.2.A Historique	8
I.2.B La population étudiée	10
I.2.C Les différents fauteuils	11
Le fauteuil à propulsion manuelle	11
Le fauteuil à propulsion électrique	13
Les autres fauteuils	13
I.2.D Choix du fauteuil et Réglage	13
I.2.D.a Les possibilités de réglage	14
I.2.D.b Réglage du fauteuil pour son utilisateur	17
I.3 Anatomie du membre supérieur	19
I.3.A Ostéologie.....	20
I.3.B Arthrologie	21
I.3.B.a L'épaule	21
I.3.B.b Le coude.....	21
I.3.B.c Le poignet	22
I.3.C Synthèse	22
I.4 Les troubles musculosquelettiques.....	22
I.4.A L'épaule.....	23
I.4.B Le coude	23

I.4.C	Le poignet.....	24
I.5	Facteurs de risques biomécaniques des troubles musculosquelettiques.....	24
I.6	La propulsion en fauteuil roulant manuel	26
I.6.A	Paramètres temporels de la propulsion.....	26
I.6.B	Paramètres électromyographiques de la propulsion.....	28
	Phase de traction.....	28
	Phase de poussée	28
	Phase de récupération.....	28
I.6.C	Propulsion et troubles musculosquelettiques	29
I.7	Conclusion.....	31
Chapitre II.	Mesure et évaluation de la propulsion en fauteuil roulant manuel.....	34
II.1	Introduction	34
II.2	Indices cinématiques de risques de troubles musculosquelettiques	34
II.2.A	Contexte	34
II.2.B	Facteurs biomécaniques du risque de TMS lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel	34
II.2.B.a	Positions articulaires extrêmes.....	35
II.2.B.a.1	<i>Poignet</i>	35
II.2.B.a.1.i	Etat de l’art	35
II.2.B.a.1.ii	Contribution personnelle	36
II.2.B.a.2	Coude.....	37
II.2.B.a.2.i	Etat de l’art	37
II.2.B.a.2.ii	Contribution personnelle	38
II.2.B.a.3	Épaule	38
II.2.B.a.3.i	Etat de l’art	38
II.2.B.a.3.ii	Contribution personnelle	39
II.2.B.b	Amplitude de mouvement.....	40

II.2.B.c	Répétition et fréquence	40
II.2.B.d	L'utilisateur et son fauteuil.....	41
II.2.B.d.1	L'utilisateur.....	41
II.2.B.d.2	La qualité du fauteuil roulant	42
II.2.B.e	Synthèse	43
II.3	La mesure du mouvement	44
II.3.A	Contexte de travail	44
II.3.B	Les systèmes de mesures du mouvement humain.....	44
II.3.B.a	Les différents systèmes de mesures	44
II.3.B.a.1	Les systèmes à base de capteurs	44
II.3.B.a.2	Les systèmes basés sur la vision.....	45
II.3.B.b	Synthèse	46
II.4	La mesure de l'activité musculaire.....	46
II.5	Modèle du membre supérieur retenu.....	47
II.6	Conclusion.....	49
Chapitre III.	Méthodes de calculs.....	52
III.1	Introduction	52
III.2	Le système de mesure optoélectronique VICON.....	52
III.2.A	Présentation	52
III.2.B	Calibrage	53
III.2.C	Placement des marqueurs et définition des repères.....	54
III.3	Le système d'enregistrement de l'électromyographie de surface	57
III.3.A	Présentation	57
III.3.B	Choix des muscles.....	58
III.3.C	Préparation et placement des électrodes.....	58
III.4	Dispositif expérimental	59
III.4.A	L'ergomètre à rouleaux	60

III.4.B	Le fauteuil expérimental.....	61
III.5	Analyse des données	61
III.5.A	Filtrage des données cinématiques.....	65
III.5.B	Normalisation du mouvement	65
III.5.C	Calcul des angles articulaires	65
III.5.C.a	Procédure de calcul	65
III.5.C.b	Utilisation des marqueurs techniques	68
III.5.D	Calcul de l'activation musculaire.....	69
III.5.E	Implémentation des indices de troubles musculosquelettiques.....	70
III.5.F	Variables dépendantes.....	72
III.5.G	Analyse statistique.....	72
III.6	Conclusion.....	73
Chapitre IV.	Protocole expérimental	76
IV.1	Introduction	76
IV.2	Population étudiée	76
IV.3	Objectifs	77
IV.4	Résultats	78
IV.4.A	Analyse de la cinématique.....	78
IV.4.B	Analyse de l'électromyographie de surface	85
IV.4.B.a	Les phases du cycle de propulsion.....	101
IV.4.B.a.1	Phase de traction de la roue	101
IV.4.B.a.2	Phase de poussée de la roue	104
IV.4.B.a.3	Phase de retour	104
IV.4.C	Indices de TMS	108
IV.4.C.a	Au niveau de l'épaule	108
IV.4.C.b	Au niveau du coude	108
IV.4.C.c	Au niveau du poignet.....	108

IV.4.C.d	Pour le membre supérieur	109
IV.4.D	Synthèse des résultats	122
IV.5	Discussion	123
IV.5.A	Cinématique du mouvement	123
IV.5.B	Electromyographie	125
IV.5.C	Indice de TMS	128
IV.5.D	Synthèse.....	130
IV.6	Conclusion.....	144
Chapitre V.	Simulation de la propulsion en FRM.....	148
V.1	Introduction	148
V.2	Modélisation et simulation	149
V.3	Résultats	152
V.4	Discussion	154
V.5	Conclusion.....	156
Conclusion générale	160
Bibliographie	166
Annexe I : Précision et Interface du système VICON	182
Précision de la mesure et reproductibilité	182
Les erreurs liées aux conditions expérimentales	183
L'interface de reconstruction des données VICON	184
Annexe II : Amplitudes articulaires	187
Publications personnelles	190
Abstract	195
Résumé	196

Liste des Tableaux

Tableau 1: Les réglages du fauteuil roulant dans la littérature.	17
Tableau 2 : Etudes reportant la prévalence des troubles musculosquelettiques du membre supérieur chez les utilisateurs de fauteuil roulant (SCC: syndrome de canal carpien, DNM: dommage du nerf médian sans symptôme clinique et TCR : tendinite de la coiffe des rotateurs).....	30
Tableau 3 : Degrés de liberté anatomiques de la chaîne articulaire du membre supérieur retenue pour la modélisation.	48
Tableau 4: Liste des marqueurs VICON positionnés sur le sujet.	56
Tableau 5 : Muscles retenus, implication fonctionnelle.....	57
Tableau 6: Repères anatomiques et séquences utilisées pour le calcul des angles articulaires. Le repère (Xg ;Yg ;Zg) représente le repère global.	67
Tableau 7 : Caractéristiques des sujets.....	77
Tableau 8 : Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres cinématiques pour les deux groupes de sujets.	80
Tableau 9 : Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres cinématiques pour les trois hauteurs d'assise.	82
Tableau 10 : Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres cinématiques pour les quatre positions antéropostérieures des roues.	84
Tableau 11 : Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres électromyographiques pour les deux groupes de sujets.....	86
Tableau 12 : Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres électromyographiques pour les trois hauteurs d'assise et les deux groupes.....	87
Tableau 13 : Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres électromyographiques pour les quatre positions antéropostérieures des roues et les deux groupes.	100
Tableau 14 : Résultats obtenus par les sept systèmes optoélectroniques pour les mesures de distances et d'angles lors de l'étude de Richards (Richards, 1999).	183
Tableau 15: Amplitudes articulaires maximales du membre supérieur.	187

Liste des Figures

Figure 1 : Le fauteuil roulant à propulsion manuelle inventé en 1933 par Everest et Jennings (Roques, 1997).	9
Figure 2 : Usage extrême d'un fauteuil roulant (http://www.aaronfotheringham.com/wp-content/gallery/20081128-barry-bland/aaron-fotheringham-bland-01.jpg).	10
Figure 3 : Fauteuils à mains courantes pour hémiplégique, à bras de levier et à manivelles (handbike).....	12
Figure 4 : Fauteuils de confort, actif et de sport (tennis).	12
Figure 5 : Identification des principaux éléments constituant un fauteuil roulant manuel à mains courantes.	15
Figure 6 : Mesures anthropométriques proposées par Cooper en 1998.	16
Figure 7 : Les réglages du fauteuil (Brubaker, 1990; Axelson et al., 1994; Cooper, 1998). ...	16
Figure 8 : Illustration du membre supérieur.....	20
Figure 9 : Types d'articulation du membre supérieur (Kamina, 1990).	21
Figure 10 : Le conflit sous-acromial (http://www.chirurgiemain.fr/pathologies/pathologies-de-lepaule/tendinite-de-la-coiffe-des-rotateurs-de-lepaule/).	23
Figure 11 : Le syndrome du canal carpien (http://www.chirurgiemain.fr/pathologies/maladie-de-la-main/syndrome-canal-carpien/).	24
Figure 12 : Le cycle de propulsion (Vanlandewijck et al., 1997; Vanlandewijck et al., 2001) (HC : début de la phase de poussée, HR : fin de la phase de poussée, 0° : vertex de la main courante, PA : angle de la phase de poussée, SA : angle d'attaque, EA : angle de lâché).....	27
Figure 13 : Les différentes techniques de propulsion (Boninger et al., 2002).	27
Figure 14 : Risque de troubles musculosquelettiques en fonction de (a) l'angle de flexion-extension et (b) de l'angle de déviation radio-ulnaire du poignet.....	37
Figure 15 : Risque de trouble musculosquelettiques en fonction de l'angle de flexion-extension du coude.	38
Figure 16 : Risque de troubles musculosquelettiques en fonction de (a) l'angle de flexion-extension et (b) d'abduction de l'épaule.	39

Figure 17 : Risque de troubles musculosquelettiques en fonction de la surcharge pondérale de l'utilisateur représentée par son BMI.	42
Figure 18 : Modélisation retenue pour la chaîne articulaire du membre supérieur. En noir, les noms des segments et en bleu, ceux des articulations.	48
Figure 19: Le système vicon : unité d'acquisition, détail d'une caméra et zone de mesure.	52
Figure 20 : Objets de calibrage. Statique: "L". Dynamique: baguette.	53
Figure 21 : Positionnement des marqueurs VICON sur le sujet et sur le fauteuil.	55
Figure 22 : Sujet paraplégique équipé des électrodes et des marqueurs passifs du Vicon.	58
Figure 23 : L'ergomètre à rouleaux et ses tapis de protection (à gauche), en configuration avec les roues arrière sur un seul rouleau (à droite).	60
Figure 24 : Le fauteuil expérimental et la plaque de réglage.	61
Figure 25 : Reconstruction et labellisation des marqueurs Vicon.	62
Figure 26 : Trajectoire du poignet dans le plan sagittal pour le réglage d'origine du fauteuil pour un sujet paraplégique à gauche et un sujet valide à droite (sujets 11 et 9 réglage 47 cm /0 cm).	62
Figure 27 : EMG bruts d'un sujet paraplégique pour le réglage d'origine du fauteuil pour les huit muscles. De haut en bas : deltoïde claviculaire, deltoïde scapulaire, trapezius, triceps brachii, biceps brachii, pectoralis major, latissimus dorsi et rectus abdominis (sujet 11 réglage 47 cm /0 cm).	63
Figure 28 : EMG bruts d'un sujet valide pour le réglage d'origine du fauteuil pour les huit muscles. De haut en bas : deltoïde claviculaire, deltoïde scapulaire, trapezius, triceps brachii, biceps brachii, pectoralis major, latissimus dorsi et rectus abdominis (sujet 9 réglage 47 cm /0 cm).	64
Figure 29 : Angles brut (°) de l'épaule en fonction du temps (s) pour le réglage d'origine du fauteuil, pour un sujet paraplégique à gauche et un sujet valide à droite (sujets 11 et 9 réglage 47 cm /0 cm). La flexion-extension est représentée en bleu, l'élévation en vert et la rotation axiale en rouge.	68

Figure 30 : Flexion-extension brute (°) du coude en fonction du temps (s) pour le réglage d'origine du fauteuil, pour un sujet paraplégique à gauche et un sujet valide à droite (sujets 11 et 9 réglage 47 cm /0 cm).....	69
Figure 31 : Angles brut (°) du poignet en fonction du temps (s) pour le réglage d'origine du fauteuil, pour un sujet paraplégique à gauche et un sujet valide à droite (sujets 11 et 9 réglage 47 cm /0 cm). La flexion-extension est représentée en bleu, la déviation radio-ulnaire en vert et la pronation-supination en rouge.....	69
Figure 32 : Effet du niveau d'expertise sur la vitesse moyenne de propulsion.	79
Figure 33 : Trajectoires brutes du poignet, du coude et de l'épaule d'un sujet paraplégique (sujet 11). La colonne de gauche présente les trajectoires pour la hauteur d'assise 44 cm, celle du milieu pour 47 cm et celle de droite pour 50cm. Les réglages de la position antéropostérieure de l'axe sont de -3 cm pour la première ligne, 0 cm pour la seconde, 4.2 cm pour la troisième et 7.2 cm pour la quatrième.....	81
Figure 34 : Trajectoires brutes du poignet, du coude et de l'épaule d'un sujet valide (sujet 9). La colonne de gauche présente les trajectoires pour la hauteur d'assise 44 cm, celle du milieu pour 47 cm et celle de droite pour 50cm. Les réglages de la position antéropostérieure de l'axe sont de -3 cm pour la première ligne, 0 cm pour la seconde, 4.2 cm pour la troisième et 7.2 cm pour la quatrième.....	83
Figure 35 : Détails des figures suivantes.....	86
Figure 36 : Activations musculaires d'un sujet inexpérimenté (sujet 9).....	88
Figure 37 : Activations musculaires moyennes pour le groupe des sujets inexpérimentés.	89
Figure 38 : Détails des activations d'un sujet inexpérimenté (sujet 9) pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.	90
Figure 39 : Détails des activations pour un sujet inexpérimenté (sujet 9) pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.	91
Figure 40 : Détails des activations du groupe inexpérimenté pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.	92
Figure 41 : Détails des activations du groupe inexpérimenté pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.	93

Figure 42 : Activations musculaires d'un sujet expert (sujet 11).....	94
Figure 43 : Activations musculaires moyennes pour le groupe des sujets expérimentés.	95
Figure 44 : Détails des activations pour un sujet expert (sujet 11) pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.	96
Figure 45 : Détails des activations pour un sujet expert (sujet 11) pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.	97
Figure 46 : Détails des activations pour du groupe des experts pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.	98
Figure 47 : Détails des activations pour du groupe des experts pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.	99
Figure 48 : Effets de la hauteur d'assise durant la phase de traction de la roue.	102
Figure 49 : Effets de la position antéropostérieure des roues durant la phase de traction de la roue.....	103
Figure 50 : Effets de la hauteur d'assise durant la phase de poussée.	104
Figure 51 : Effets de la position antéropostérieure des roues durant la phase de poussée.	105
Figure 52 : Effets de la hauteur d'assise durant la phase de retour.....	105
Figure 53 : Effets de la position antéropostérieure des roues durant la phase de retour.	105
Figure 54 : Activations musculaires du groupe des experts.....	106
Figure 55 : Activations musculaires du groupe des novices.	107
Figure 56 : Détails des figures suivantes.....	109
Figure 57 : Risque de trouble musculosquelettique d'un sujet inexpérimenté (sujet 9).	110
Figure 58 : Risque de trouble musculosquelettique d'un sujet expert (sujet 11).	111
Figure 59 : Détails des TMS d'un sujet inexpérimenté (sujet 9) pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.	112
Figure 60 : Détails des TMS d'un sujet inexpérimenté (sujet 9) pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.	113

Figure 61 : Détails des TMS d'un sujet expert (sujet 11) pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.	114
Figure 62 : Détails des TMS d'un sujet expert (sujet 11) pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.	115
Figure 63 : Risque de TMS moyens pour le groupe des sujets inexpérimentés.	116
Figure 64 : Risque de TMS moyens pour le groupe des sujets expérimentés.	117
Figure 65 : Détails des TMS du groupe inexpérimenté pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.	118
Figure 66 : Détails des TMS du groupe inexpérimenté pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.	119
Figure 67 : Détails des TMS du groupe expert pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.	120
Figure 68 : Détails des TMS du groupe expert pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.	121
Figure 69 : Effet d'interaction de la hauteur d'assise et de la position antéropostérieure de l'axe des roues.	122
Figure 70 : EMGi moyennes du triceps brachii pour le groupe des novices (vert) et celui des experts (bleu), pour les douze conditions de réglages.	126
Figure 71 : Risque de trouble musculosquelettique d'un sujet (sujet 11) et du groupe expert. Avec en X la hauteur d'assise, en Y la position antéropostérieure de l'axe et en Z la valeur en % du risque de TMS. Le niveau de risque est associé du bleu pour les valeurs les plus faibles au rouge pour les valeurs les plus élevées.	129
Figure 72 : Risque de trouble musculosquelettique d'un sujet (sujet 9) et du groupe novice. Avec en X la hauteur d'assise, en Y la position antéropostérieure de l'axe et en Z la valeur en % du risque de TMS. Le niveau de risque est associé du bleu pour les valeurs les plus faibles au rouge pour les valeurs les plus élevées.	130
Figure 73 : Détails des figures suivantes.	131
Figure 74 : Activations et risques de TMS d'un sujet expert (sujet 11). En bleu, la main courante avec en épais la portion utilisée pour la propulsion. En noir les risques du poignet, du	

coude, de l'épaule et du membre supérieur. En rouge les activations du deltoïde claviculaire, le deltoïde scapulaire, le triceps brachii, le biceps brachii, le pectoralis major, le trapezius, le latissimus dorsi et le rectus abdominis.....	132
Figure 75 : Activations et risques de TMS d'un sujet novice (sujet 9). En bleu, la main courante avec en épais la portion utilisée pour la propulsion. En noir les risques du poignet, du coude, de l'épaule et du membre supérieur. En rouge les activations du deltoïde claviculaire, le deltoïde scapulaire, le triceps brachii, le biceps brachii, le pectoralis major, le trapezius, le latissimus dorsi et le rectus abdominis.....	133
Figure 76 : Détails des activations et risques de TMS d'un sujet expert (sujet 11) pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.....	134
Figure 77 : Détails des activations et risques de TMS d'un sujet expert (sujet 11) pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.....	135
Figure 78 : Détails des activations et risques de TMS d'un sujet novice (sujet 9) pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.....	136
Figure 79 : Détails des activations et risques de TMS d'un sujet novice (sujet 9) pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.....	137
Figure 80 : Activations et risques de TMS moyens du groupe des experts. En bleu, la main courante avec en épais la portion utilisée pour la propulsion. En noir les risques du poignet, du coude, de l'épaule et du membre supérieur. En rouge les activations du deltoïde claviculaire, le deltoïde scapulaire, le triceps brachii, le biceps brachii, le pectoralis major, le trapezius, le latissimus dorsi et le rectus abdominis.....	138
Figure 81 : Activations et risques de TMS moyens du groupe des novices. En bleu, la main courante avec en épais la portion utilisée pour la propulsion. En noir les risques du poignet, du coude, de l'épaule et du membre supérieur. En rouge les activations du deltoïde claviculaire, le deltoïde scapulaire, le triceps brachii, le biceps brachii, le pectoralis major, le trapezius, le latissimus dorsi et le rectus abdominis.....	139
Figure 82 : Détails des activations et risques de TMS du groupe des experts pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.....	140
Figure 83 : Détails des activations et risques de TMS du groupe des experts pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.....	141

Figure 84 : Détails des activations et risques de TMS du groupe des novices pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.	142
Figure 85 : Détails des activations et risques de TMS du groupe des novices pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.	143
Figure 86 : Calcul de l'angle de pivot (Φ) à partir de la position du coude (C) sur un cercle de rayon R, centré sur l'axe épaule (E)/poignet(P). u, v et n sont les vecteurs unitaires du repère local associé au cercle.	150
Figure 87: Représentation 3D de la simulation de la propulsion et de la poulaine du poignet. Pour chaque segment le repère local (ISB) est représenté avec l'axe X en bleu, l'axe Y en rouge et l'axe Z en mauve.	150
Figure 88 : Interfaces d'entrée de l'outil de simulation de la propulsion en FRM.	151
Figure 89 : Interface de sortie du logiciel de simulation.	152
Figure 90 : Trajectoires expérimentale (o) et simulées (-) du poignet dans le plan sagittal. .	153
Figure 91 : Angle de flexion extension du coude expérimental (o) et simulé (-).	153
Figure 92 : Angles d'extension du coude pour sept réglages de la hauteur d'assise : 37 cm, 41 cm, 44 cm, 47 cm, 50 cm, 53 cm et 56 cm.	153
Figure 93 : Risque de TMS du coude pour les gestes simulés pour trois largeurs d'assise : 380 mm (vert), 400mm (rouge) et 420mm (bleu). Le trait vertical en pointillé marque la fin de la phase propulsive.	155
Figure 94 : Risque de TMS du poignet pour les gestes simulés pour trois largeurs d'assise : 380 mm (vert), 400mm (rouge) et 420mm (bleu). Le trait vertical en pointillé marque la fin de la phase propulsive.	155
Figure 95 : Dispositif expérimental de Richards (Richards, 1999).	182
Figure 96 : Avant reconstruction.	185
Figure 97 : Après reconstruction.	186

Introduction Générale

Introduction générale

Le fauteuil roulant manuel (FRM) est l'aide technique la plus utilisée après les cannes pour améliorer la mobilité d'une personne (Andre et al., 1997). La mobilité est un préalable nécessaire pour jouir des droits humains, vivre dans la dignité et permettre aux personnes en situation de handicap de devenir des membres plus productifs de leurs communautés. Pour de nombreuses personnes, un fauteuil roulant approprié, bien conçu et bien adapté peut être le premier pas vers l'inclusion et la participation sociale. A ce titre, les Règles Standard des Nations Unies sur l'égalisation des chances des personnes handicapées, la Convention relative aux Droits des personnes en situation de handicap et la résolution de l'Assemblée Mondiale de la santé WHA 58.23, signalent toutes trois l'importance des fauteuils roulants. En effet, quand le besoin n'est pas satisfait, les personnes en situation de handicap sont isolées et ne bénéficient pas du même accès aux opportunités que les autres membres de leurs communautés. Ainsi, fournir des fauteuils roulants adaptés aux besoins, augmente non seulement la mobilité de la personne, mais initie également, le processus d'accès au monde de l'éducation, du travail et de la vie sociale. D'après les statistiques de l'Organisation Mondiale de la Santé, il s'avère que dix pourcents de la population mondiale, soit 650 millions de personnes, sont en situation de handicap (Constantine et Gue, 1991). Des études indiquent qu'environ dix pourcents d'entre elles nécessitent un fauteuil roulant. Il est par conséquent estimé qu'un pourcent de la population totale requiert un fauteuil roulant, soit près de 65 millions de personnes à travers le monde. En plus de procurer la mobilité, un fauteuil roulant approprié est bénéfique pour la santé et la qualité de vie de l'utilisateur. Associé à une rééducation adéquate de l'usager, il peut permettre de réduire les pathologies courantes telles que les escarres, l'aggravation des déformations et des contractures ainsi que d'autres complications secondaires. La propulsion en FRM est reconnue pour être traumatisante (Bayley et al., 1987). Ainsi, pour les utilisateurs de fauteuils roulant à main courantes, bien plus que pour le reste de la population mondiale, le membre supérieur est la partie du corps la plus communément touchée par les troubles musculosquelettiques (Stainer, 1996). En effet, depuis les années 1980, de nombreuses études épidémiologiques et biomécaniques ont lié la propulsion en fauteuil roulant à mains courantes avec une prévalence des troubles musculosquelettiques, à la fois au niveau de l'épaule (Veeger et al., 2002; Mulroy et al., 2004) et du poignet (Veeger et al., 1998; Boninger et al., 2004). Cependant, aucune étude ne fournit

d'information quantitative du risque de développer une pathologie, au mieux la littérature procure quelques recommandations d'ordre ergonomique (Boninger et al., 2005; van der Woude et al., 2006). C'est pourquoi agir pour quantifier et donc prévenir ces troubles musculosquelettiques est essentiel. En effet, préserver la santé est un facteur important lorsqu'on mesure la qualité de vie. En plus de dégrader cette dernière et l'autonomie des personnes en fauteuil, les pathologies du membre supérieur provoquées par l'utilisation d'un fauteuil mal réglé ou non adapté engendrent des coûts importants pour l'ensemble de la société. Ce sont les raisons pour lesquelles, la prévention des troubles musculosquelettiques du membre supérieur liés à la propulsion en FRM représente, aujourd'hui, un enjeu majeur pour notre société. Dans cette optique, il apparaît donc plus que nécessaire d'améliorer, lors de la prescription, le choix et le réglage des fauteuils roulants manuels. De ce constat est né le projet SACR-FRM : Système d'Aide au Choix et au Réglage du Fauteuil Roulant Manuel. Ce projet est financé par L'Agence Nationale de la Recherche dans le cadre de l'appel à projets TECSAN 2006 lors de la soumission du programme : « Approches de la Biomécanique, de l'Intelligence Artificielle Distribuée et de la Sociologie pour la réalisation d'un Système d'Aide au Choix et aux Réglages des Fauteuils Roulants Manuels ». Ce projet regroupe des laboratoires de recherche, des centres hospitaliers, des industriels et des associations d'utilisateurs. Dans ce cadre, ce travail exploite les concepts et méthodes de la biomécanique dans le but d'évaluer les risques de troubles musculosquelettiques générés au niveau des articulations du membre supérieur par la propulsion d'un fauteuil roulant manuel. L'objectif à long terme étant de prévenir leur apparition et ainsi améliorer la qualité de vie des utilisateurs de fauteuil.

Cette ambition est le fil conducteur de ce mémoire. Sa contribution est double. Dans un premier temps, l'objectif est de créer des indices biomécaniques du risque de troubles musculosquelettiques de la propulsion en fauteuil. Ces indices doivent être suffisamment sensibles aux variations de réglages des fauteuils mais aussi dépendant des caractéristiques et de la sensibilité de chacune des articulations du membre supérieur. Dans un deuxième temps, ce travail apporte un éclairage sur l'influence des réglages du fauteuil roulant manuel sur les paramètres biomécaniques de la propulsion. Enfin, la synthèse de ces deux contributions permet une meilleure compréhension de l'impact des réglages du fauteuil roulant manuel sur les risques d'apparitions de troubles musculosquelettiques du membre supérieur. Le travail présenté dans ce mémoire se décompose en cinq chapitres.

Le **chapitre I** fait état du cadre théorique dont relève ce travail. Après avoir décrit au sens large le fauteuil roulant manuel, nous détaillons la composition anatomique et fonctionnelle du membre supérieur. Nous abordons ensuite ses principales pathologies. Enfin, nous faisons le bilan de la propulsion en fauteuil roulant et de son impact sur les articulations du membre supérieur. Ce dernier met en exergue le manque d'informations quantitatives et objectives pour la prévention des troubles musculosquelettiques du membre supérieur en lien avec les paramètres de la propulsion en fauteuil roulant manuel à main courantes. C'est pourquoi il est important d'établir une première série de règles, regroupées au sein d'indices facilement interprétables et permettant une évaluation quantitative du risque de pathologies.

Le **chapitre II** est consacré à la présentation des indices d'évaluation du risque de troubles musculosquelettiques. Nous présentons alors les différents outils pouvant être utilisés pour l'analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant manuel, plus particulièrement, pour les paramètres cinématiques et électromyographiques. Enfin, nous décrivons le modèle biomécanique poly-articulé du membre supérieur que nous avons retenu pour notre étude.

Le **chapitre III** expose les méthodes et outils mis en œuvres pour l'analyse de la propulsion en fauteuil roulant manuel. Les étapes d'acquisition et de traitement sont détaillées pour l'ensemble des données collectées : cinématiques, électromyographiques et indices de risques de TMS. La présentation du plan statistique clôture ce chapitre.

Le **chapitre IV** décrit le protocole expérimental. Après avoir rappelé les objectifs de l'étude, nous détaillons les résultats obtenus, en commençant par montrer les effets des réglages et du niveau d'expertise sur la cinématique du mouvement de propulsion. Puis, nous présentons leurs effets sur l'activité musculaire lors des différentes phases du cycle de propulsion. Enfin, l'impact des réglages et du niveau d'expertise sur les indices de risque d'apparition de troubles musculosquelettiques, établis au chapitre II, est investigué. Pour conclure, nous procédons à une analyse minutieuse de ces résultats en les comparant à ceux obtenus dans le champ de la biomécanique du membre supérieur.

Le **chapitre IV** présente un modèle cinématique inverse permettant la simulation du geste de propulsion en fauteuil à mains courantes. Ce dernier permet, en testant des configurations intermédiaires, d'affiner les réglages proposés au chapitre précédent. Ainsi, nous projetons de pouvoir simuler et évaluer la propulsion en fauteuil, évitant de longues et fastidieuses expérimentations.

Enfin, dans la conclusion générale, nous proposons une synthèse de l'ensemble de nos résultats et présentons les perspectives ouvertes par ce travail.

Chapitre I

Chapitre I. Cadre théorique

I.1 Introduction

Ce chapitre est consacré à l'étude du fauteuil roulant manuel à mains courantes et de son utilisateur. Dans un premier temps, nous présenterons le fauteuil roulant, son évolution dans le temps, les utilisateurs et l'usage qu'ils en font. Nous exposerons ensuite la structure ostéo-articulaire du membre supérieur, ce qui nous permettra de mieux comprendre les principaux troubles musculosquelettiques dont sont atteints les utilisateurs de fauteuil roulant. Une attention particulière sera portée sur les pathologies des articulations de l'épaule, du coude et du poignet. Enfin, nous décrirons, à partir de la littérature internationale, les différentes stratégies de propulsion ainsi que les relations entre pathologies et propulsion.

I.2 Le fauteuil roulant manuel

I.2.A Historique

Les premiers témoignages relatant l'existence de fauteuils roulants datent de 530 av J-C (Kamenetz, 1969). Ils soulignent alors l'utilité du fauteuil dans le transport de personnes malades. Ces premiers modèles sont lourds, faits de bois et simplement conçus pour permettre au personnel médical le déplacement de malades à l'intérieur des hôpitaux. Le premier fauteuil autopropulsé, conçu pour aider le malade à se déplacer de façon autonome, apparaîtra bien plus tard. Il s'agit d'un tricycle propulsé par une manivelle à axe horizontal, construit par Stéphane Farfler en 1655 (Roques, 1997). Ce modèle sera notamment utilisé à la cour du Roi Soleil lors du dernier repas pris par le roi en présence de la cour en 1715 (Kamenetz, 1969). Au cours des siècles suivants, le fauteuil continue à se développer et à se généraliser. Cependant, ce n'est que durant l'entre deux guerres que les premiers fauteuils dédiés à l'aide à la mobilité au domicile seront développés (Woods et Watson, 2006). On peut en particulier retenir le premier fauteuil roulant métallique, pliable et léger construit par Everest Herbert et Jennings Harry en 1933 (Tremblay, 1996). Ce fauteuil est constitué de deux roues arrière semblables à celles d'une bicyclette et de deux petites roues avant directrices (Figure 1). L'innovation la plus marquante proposée par ce fauteuil est la présence de cerceaux

métalliques positionnés à l'extérieur des roues arrière pour propulser le fauteuil : les mains courantes. Ce fauteuil est véritablement le premier à avoir été conçu afin d'augmenter l'autonomie de déplacement des personnes handicapées.



Figure 1 : Le fauteuil roulant à propulsion manuelle inventé en 1933 par Everest et Jennings (Roques, 1997).

Malgré cette avancée technologique, les techniques de réadaptation restent sommaires. En effet, ce n'est qu'après la seconde guerre mondiale, que la médecine de rééducation se développe. Ainsi, en 1944, en Angleterre, Ludwig Guttman, neurochirurgien à l'hôpital de Stoke Mandeville inclut l'activité physique dans les programmes de rééducation des anciens aviateurs de la Royal Air Force (Piera, 1999). En parallèle des jeux de 1948, Ludwig Guttman organise au sein de son service, les jeux de Stoke Mandeville, premières rencontres sportives pour personnes handicapées. En 1951, ces jeux deviennent internationaux et en 1952, plus de 50 nations y sont représentées. En 1960 se déroulent les premiers jeux paralympiques où plus de 400 athlètes de 23 pays s'affrontent dans 8 disciplines : athlétisme, basket-ball, darts, escrime, natation, snooker, tennis de table et tir à l'arc. Lors des derniers jeux de Beijing en 2008, plus de 4200 athlètes représentant 148 pays se sont affrontés dans vingt sports d'été. Parallèlement, il existe quatre sports paralympiques d'hiver.

L'essor du mouvement sportif pour les personnes handicapées entraîne une multiplication des usages du FRM, des améliorations techniques et une spécialisation du fauteuil pour certaines activités. Ainsi, les FRM actuels permettent de participer à la vie active et sociale, de pratiquer une activité physique et même un sport extrême (Figure 2).



Figure 2 : Usage extrême d'un fauteuil roulant (<http://www.aaronfotheringham.com/wp-content/gallery/20081128-barry-bland/aaron-fotheringham-bland-01.jpg>).

I.2.B La population étudiée

En France, il est difficile d'avoir des données précises sur le nombre d'utilisateurs de fauteuil. Cependant, une bonne estimation peut être faite sur la base des études Handicaps-Incapacités-Dépendance (HID) réalisées par l'Institut National de la Statistique et des Etudes Economiques (INSEE). Ainsi, à partir de deux échantillons représentatifs, de 15288 utilisateurs en institutions et 16945 utilisateurs à domicile, Vignier et al. concluent qu'en France 62 personnes sur 10000 sont des utilisateurs de fauteuils roulants dont 43% vivent en institutions, ont un âge moyen de 70 ans et sont à 64% des femmes (Vignier et al., 2008).

Comme nous venons de le voir, une majorité d'utilisateurs de fauteuil roulant est âgée. Cette population utilise un fauteuil de confort et selon l'enquête HID représente environ 71% des usagers. Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes plus particulièrement intéressés aux blessés médullaires paraplégiques ayant une vie active et pour qui la propulsion en fauteuil roulant est synonyme d'autonomie, soit environ 100000 personnes en France. Cette population augmente de 1000 à 1500 nouveaux cas par an, majoritairement de jeunes hommes (15-35 ans) victimes d'accidents (Désert, 1996). En effet, la paraplégie est le résultat d'une atteinte de la moelle épinière au niveau des vertèbres thoraciques et lombaires qui entraîne une altération des fonctions sensitivomotrices des membres inférieurs. D'après Désert, environ 75% des lésions médullaires sont dues à des causes traumatiques et 25% à des causes médicales (Désert, 1996). En ordre d'importance, la première cause traumatique est l'accident

de la circulation, suivie des accidents du travail et de ceux liés à la pratique d'une activité physique et sportive. Concernant les causes médicales, on retrouve principalement les causes infectieuses ou parasitaires, suivies des causes vasculaires et tumorales. Les conséquences d'une lésion médullaires affectent l'organisme au niveau moteur et sensitif mais aussi au niveau sphinctérien, vésical, intestinal, respiratoire, neurovégétatif, génito-sexuel et de la circulation sanguine. Le niveau des troubles subi par l'organisme est directement lié au niveau de la lésion médullaire. Ainsi, de nombreuses études ont montré que les capacités cardio-respiratoires (Hjeltnes, 1986; De Troyer et Estenne, 1991; Cooper et al., 1993) et l'aptitude physique (Coutts et al., 1983) des paraplégiques sont inversement proportionnels au niveau de la lésion. De ce fait, les capacités d'un blessé médullaire peuvent être très différentes et sont un élément très important dans le choix d'un fauteuil roulant. En effet, comme le précise Carrelet, le choix du fauteuil doit permettre d'améliorer l'autonomie de la personne et être adapté à sa déficience (Carrelet, 2001).

I.2.C Les différents fauteuils

Les fauteuils roulants peuvent être regroupés en trois grandes familles : les fauteuils à propulsion manuelle, les fauteuils à propulsion électrique et les fauteuils remplissant une fonction particulière.

Le fauteuil à propulsion manuelle

Depuis son invention en 1933 (Figure 1), peu de choses ont changées : il est constitué d'un châssis généralement pliable, de deux grandes roues arrière propulsives, de deux petites roues avant directrices, d'un siège réglable, d'accoudoirs et de palettes repose pieds. Trois modes de propulsion sont principalement répertoriés (Jacquot et al., 1997). Le premier et le plus utilisé (90%) est la main courante : anneau généralement métallique fixé à l'extérieur des jantes des roues arrière (Figure 1). Il arrive que les deux mains courantes se situent du même côté, permettant ainsi aux personnes hémiplegiques de propulser et diriger le fauteuil d'une seule main (Figure 3). Le deuxième système utilise un bras de levier entraînant une roue par l'intermédiaire d'une biellette (Figure 3). Le levier permet de propulser, diriger et freiner le fauteuil. Enfin, le dernier système relève d'une adaptation de la transmission d'une bicyclette (Figure 3). Ce système peut être soit fixé sur un fauteuil à mains courantes, soit constitué un fauteuil à part entière, généralement pour une pratique sportive (Faupin, 2005).



Figure 3 : Fauteuils à mains courantes pour hémiplegique, à bras de levier et à manivelles (handbike).

Dans le cadre de cette thèse, nous nous concentrerons sur la propulsion à mains courantes latérales qui est la plus répandue tant dans l'utilisation quotidienne que dans la pratique sportive. Cependant, pour ce type de fauteuil on distingue trois sous familles en fonction des besoins de l'utilisateur :

- Le fauteuil de confort, très proche du fauteuil inventé en 1933 par Everest et Jennings, est essentiellement destiné aux personnes âgées dont la propulsion est assurée par un tiers (personnel paramédical ou membre de la famille). Ils sont généralement lourds et encombrants mais présentent une grande stabilité et sont le plus souvent équipés de coussins épais, d'un appui tête et de repose jambes matelassés (Figure 4).



Figure 4 : Fauteuils de confort, actif et de sport (tennis).

- Les fauteuils actifs sont des fauteuils légers offrant une maniabilité et une performance de conduite maximale. Ils sont destinés aux personnes désirant conserver une autonomie de déplacement importante (Figure 4). Ils bénéficient par ailleurs des améliorations technologiques apportées par les fauteuils de sport : châssis aluminium extra légers, carbone ou titane, roues extra légères, roulements de haute qualité...
- Enfin, comme les équipements sportifs pour valides, les fauteuils de sport font partie intégrante de la réflexion sur la performance sportive. Dans ce cadre, ils font l'objet de

nombreuses recherches et adoptent un design spécifique à chaque discipline sportive (Figure 4). Les caractéristiques d'un fauteuil dépendent donc du sport pratiqué (Nadeau, 1997). Par exemple, en athlétisme, ils doivent répondre à trois objectifs : qualité de roulage, position optimale de l'athlète et équilibre dépendant de la répartition des masses (Poulain, 1997). En revanche, en basket fauteuil, ils devront répondre à trois objectifs différents : pivotement, stabilité et réglages différenciables en fonction des postes occupés sur le terrain (Benderitter, 1999; Faupin et al., 2004). A la différence des fauteuils actifs qui recherchent une autonomie maximale, les fauteuils de sport privilégient la performance.

Le fauteuil à propulsion électrique

Le fauteuil roulant électrique ne se différencie du fauteuil roulant manuel que par son système de propulsion motorisé dont le système de commande est généralement regroupé sur un joystick. Il existe deux grandes catégories de fauteuils électriques. Les châssis pliants sont peu encombrants et maniables en intérieur mais ils sont peu robustes en usage intensif, peu confortables sur sol irrégulier et offrent une autonomie limitée. Les châssis fixes pallient aux défauts des châssis pliants mais sont lourds, très encombrants et leur prix est plus élevé.

Les autres fauteuils

Ces fauteuils se différencient par des fonctions ou options spécifiques. Les plus répandus sont les fauteuils verticalisateurs, qui permettent de passer de la position assise à la position debout (Gorce et Boughiden, 2003). On peut aussi citer les fauteuils de transfert, les fauteuils posturaux, les fauteuils de douche, les fauteuils de plage...

I.2.D Choix du fauteuil et Réglage

De nombreux auteurs fournissent des informations pour choisir son fauteuil roulant (Pepmiller, 1979; Axelson et al., 1994; Cooper, 1998). Malgré ces recommandations, la multitude de fauteuils roulants disponibles sur le marché rend le choix d'un fauteuil difficile. Ainsi, il est plus aisé de définir au préalable les besoins de l'utilisateur, choisir ensuite le fauteuil le plus approprié pour enfin l'adapter. Ces besoins peuvent être regroupés en deux catégories. La première est propre à l'utilisateur, comme sa pathologie, son mode de vie, le caractère permanent ou occasionnel de son utilisation, son âge, sa personnalité et sa morphologie. La seconde est liée au fauteuil avec les notions de confort, de robustesse, de

maniabilité, de stabilité, de commodités et de qualité de roulement. Viendront enfin les critères de prix et de prise en charge financière, de service après vente et d'adaptation au logement et au véhicule de transport. De ce fait, le choix d'un premier fauteuil est une tâche compliquée qui doit tenir compte de l'évolution physique et technique du patient. C'est la raison pour laquelle on privilégiera généralement un fauteuil offrant de multiples possibilités de réglages.

1.2.D.a Les possibilités de réglage

Pour la plupart, les fauteuils roulants du marché proposent de nombreuses possibilités de réglage. Cependant, le choix d'un modèle conditionne l'étendue des adaptations possibles. Avant de décrire les différents réglages, nous proposons donc une rapide description des principaux éléments constituant un FRM (Figure 5). Le premier élément composant le fauteuil est le châssis : il peut être pliant, à cadre rigide ou fixe, en acier, aluminium, carbone ou titane. La fixation des roues arrière varie en fonction des modèles. Elle peut être soudée au châssis, proposer un réglage par palier, par platine horizontale ou par essieu rigide. L'axe des roues peut être fixe, vissé ou à démontage rapide. La taille des roues arrière varie de 12 à 26 pouces. Les roues avant d'une taille de 3 à 8 pouces sont quant à elles fixées à des fourches qui, avec les tubes de direction peuvent être fixes ou réglables en inclinaison. Les repose pieds/jambes peuvent être fixes, réglables ou escamotables. L'assise peut être en toile, rigide, anatomique, ergonomique et réglable en inclinaison. Par ailleurs, le dossier, généralement en toile, peut être fixe, réglable en hauteur, en inclinaison et en tension. Il est équipé de poignées fixes, réglables en hauteur, escamotables ou amovibles. Les accoudoirs courts ou long peuvent être réglables en hauteur et en largeur, être escamotables, relevables ou amovibles et remplir des fonctions de garde boue ou de protège vêtements. Enfin, les options principales sont l'appui-tête, le cale-tronc, les roulettes anti-bascules, le tube basculeur et la tablette.

Ainsi, les nombreux éléments constitutifs du fauteuil roulant permettent de nombreux réglages et une adaptation au plus proche des exigences de chacun. D'après Cooper (Cooper, 1998), le réglage du fauteuil doit se faire en deux étapes. Dans son approche, il fait ressortir les paramètres essentiels permettant d'adapter un fauteuil à son utilisateur.

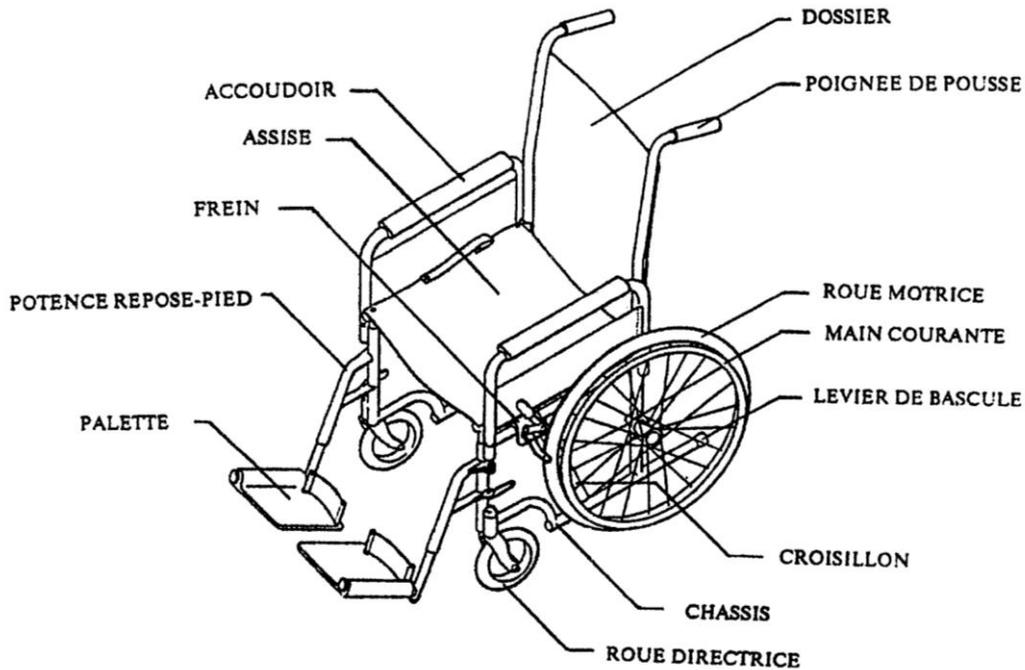


Figure 5 : Identification des principaux éléments constituant un fauteuil roulant manuel à mains courantes.

La première étape de cette approche est la prise de onze mesures anthropométriques qu'il définit comme utiles pour la sélection et le réglage du fauteuil (Figure 6). Ainsi, il préconise la mesure de :

La largeur d'épaule, plus grande distance entre les bords externes des épaules.

La largeur du buste, mesurée au niveau des aisselles.

La largeur de la taille, prise sous les côtes.

La largeur du bassin, distance entre les trochanters en position assise.

La taille assis, distance entre l'assise et le sommet du crâne.

La hauteur acromiale, distance entre l'assise et l'acromion.

La longueur assis, distance entre la partie postérieure du pelvis et le popliteal fossa.

La longueur des jambes, distance entre le popliteal fossa et le talon.

La longueur du pied.

La longueur totale, distance entre la partie postérieure du pelvis et l'extrémité distale du pied.

La hauteur totale, distance entre le sol et le sommet du crâne lorsque la personne est assise dans le fauteuil.

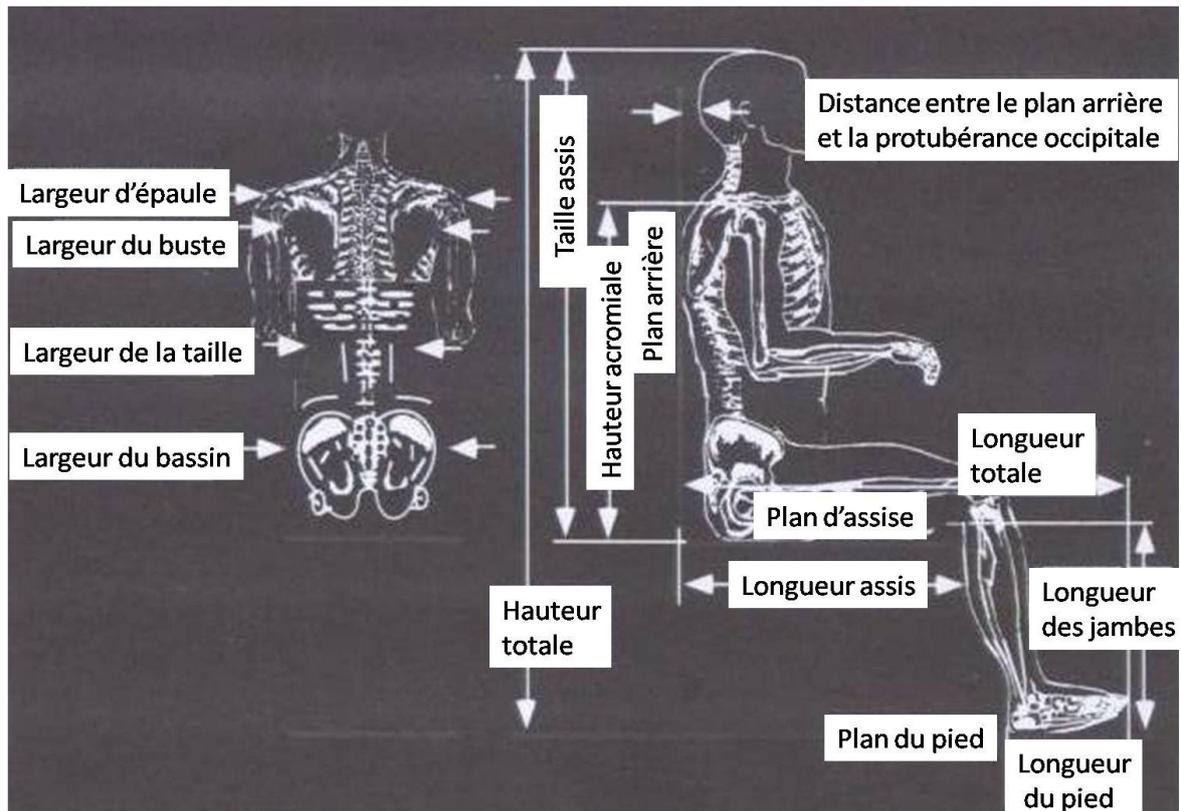


Figure 6 : Mesures anthropométriques proposées par Cooper en 1998.

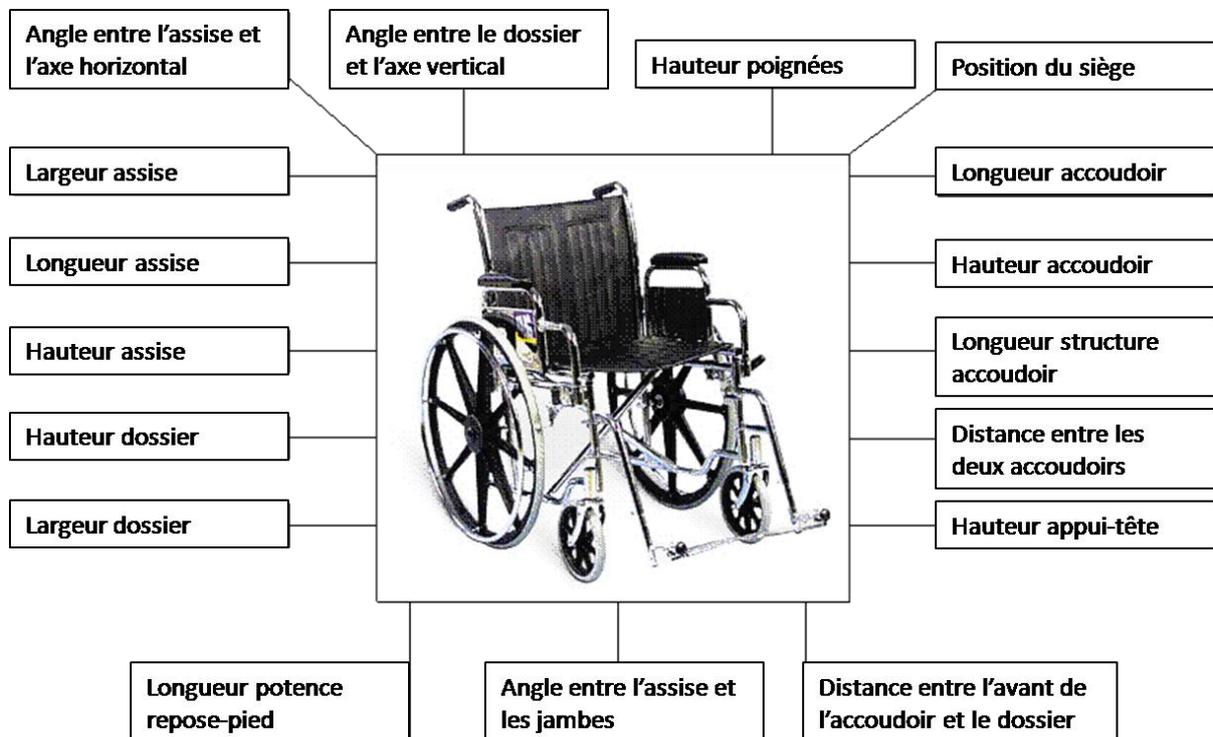


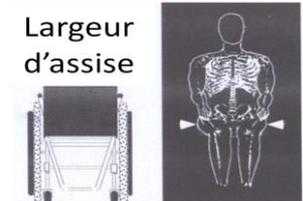
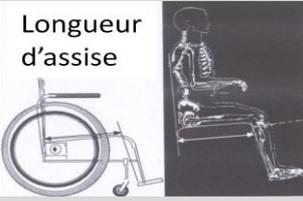
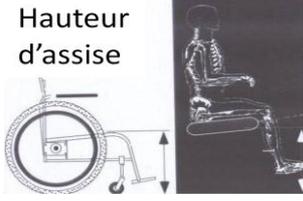
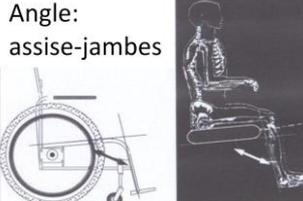
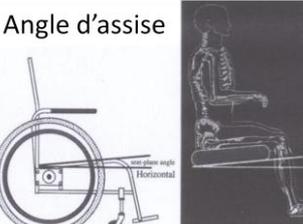
Figure 7 : Les réglages du fauteuil (Brubaker, 1990; Axelson et al., 1994; Cooper, 1998).

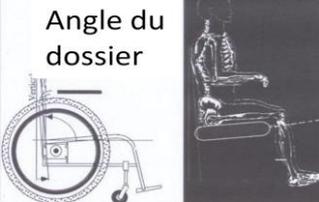
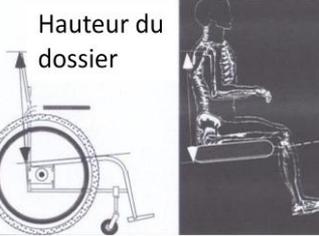
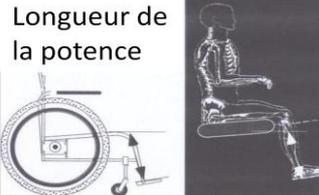
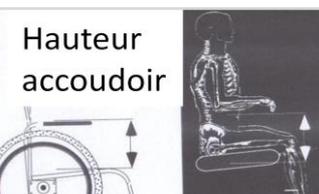
Ces mesures sont à mettre en relation avec les possibilités de réglage du fauteuil (Figure 7) et permettent ainsi de passer à la deuxième étape : le réglage du fauteuil en vue d'en modifier l'assise, en appliquant au fauteuil les principes d'ergonomie.

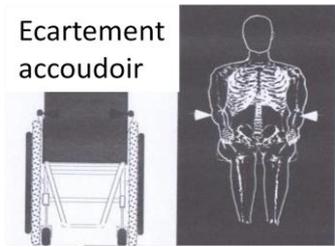
1.2.D.b Réglage du fauteuil pour son utilisateur

En 1994, Axelson et al. ont publié un guide permettant la sélection et le réglage d'un fauteuil roulant de façon pertinente (Axelson et al., 1994). Ainsi, à partir des informations techniques fournies par les constructeurs et des mesures anthropométriques de la personne, ils utilisent onze points pour sélectionner et régler un fauteuil (Tableau 1: Les réglages du fauteuil roulant dans la littérature. Tableau 1).

Tableau 1: Les réglages du fauteuil roulant dans la littérature.

Réglage	Références	Recommandations
<p>Largeur d'assise</p> 	<p>(Cooper, 1998) (Brubaker, 1990; Cooper, 1998)</p>	<p>= Largeur du bassin + 1 cm < Largeur du bassin + 3 cm</p>
<p>Longueur d'assise</p> 	<p>(Cooper, 1998) (Brubaker, 1990)</p>	<p>Dépend de la longueur assis = Longueur assis – 5 cm</p>
<p>Hauteur d'assise</p> 	<p>(Brubaker, 1990) (Brubaker, 1990; Axelson et al., 1994; Cooper, 1998)</p>	<p>Entre 43 cm et 53 cm Angle du coude de 120° d'extension lorsque la main est au vertex de la roue.</p>
<p>Angle: assise-jambes</p> 	<p>(Brubaker, 1990; Cooper, 1998)</p>	<p>= 90°</p>
<p>Angle d'assise</p> 	<p>(Brubaker, 1990) (Cooper, 1998)</p>	<p>Entre 1° et 4° Entre 0° et 5°</p>

<p>Angle du dossier</p> 	<p>(Brubaker, 1990; Cooper, 1998)</p>	<p>Entre 0° et 5° de la verticale et 90° à 95° avec l'assise</p>
<p>Hauteur du dossier</p> 	<p>(Brubaker, 1990)</p>	<p>Généralement en dessous de l'angle inférieur de la scapula</p>
<p>Largeur du dossier</p>	<p>(Brubaker, 1990) (Cooper, 1998)</p>	<p>= Largeur des épaules – 2.5 cm = Largeur des épaules – 2 cm</p>
<p>Position antéropostérieure de l'axe des roues arrière</p>	<p>(Brubaker, 1990)</p>	<p>Entre 2.5 cm et 5 cm en arrière de l'axe vertical passant par l'épaule</p>
<p>Longueur de la potence</p> 	<p>(Cooper, 1998)</p>	<p>Fonction de la hauteur de la jambe</p>
<p>Longueur accoudoir</p> 	<p>(Brubaker, 1990)</p>	<p>Telle que le repose pied soit à au moins 5 cm du sol</p>
<p>Longueur accoudoir</p> 	<p>(Cooper, 1998)</p>	<p>Confort de l'utilisateur, n,e doit pas entraver les activités quotidiennes</p>
<p>Hauteur accoudoir</p> 	<p>(Axelson et al., 1994; Cooper, 1998)</p>	<p>Accoudoir en contact avec le bras lorsque le bras est le long du tronc coude à 90°.</p>
<p>Hauteur accoudoir</p> 	<p>(Brubaker, 1990)</p>	<p>2.5 cm sous le processus de l'olécrane lorsque le bras est tendu le long du tronc.</p>
<p>Hauteur accoudoir</p> 	<p>(Cooper, 1998)</p>	<p>Influence la hauteur d'assise : accessibilité</p>

<p>Ecartement accoudoir</p> 	(Cooper, 1998)	Largeur de la taille + 5 à 10 cm
---	----------------	-------------------------------------

Il existe encore de nombreux réglages réalisables sur un fauteuil roulant. Pour les fauteuils qui en sont équipé, la hauteur appui tête doit être réglée de façon à ce que le centre de l'appui tête corresponde avec la protubérance occipitale de l'utilisateur. On peut également modifier le carrossage des roues arrière ce qui permet par exemple d'augmenter la stabilité latérale (Veeger et al., 1989a; Trudel et al., 1997; Faupin et al., 2004; Perdios et al., 2007). Il est aussi possible de faire varier les dimensions des mains courantes (van der Linden et al., 1996; van der Woude et al., 2003; Guo et al., 2006), des roues arrière et avant. Enfin, on pourrait ajouter ici le poids du fauteuil. En effet, une fois les contraintes et les réglages identifiés, si plusieurs modèles de fauteuils conviennent, on choisira le modèle et les accessoires les plus légers possibles (Boninger et al., 2005).

L'ensemble des « règles » que nous venons de passer en revue permet aux ergothérapeutes et aux utilisateurs de FRM de réaliser un premier réglage. Ils procèdent ensuite par essais-erreurs afin d'obtenir une configuration du fauteuil qui soit la plus adaptée à la pathologie et à l'environnement de la personne.

I.3 Anatomie du membre supérieur

Dans cette partie, nous présentons la structure ostéo-articulaire du membre supérieur en nous appuyant principal sur les travaux de Kendall et al., Marieb et Kapandji pour l'ostéologie (Kapandji, 1980; Kendall et al., 1993; Marieb, 1999) et de Kamina pour l'arthrologie (Kamina, 1990). Le membre supérieur est composé de quatre segments : la ceinture scapulaire, le bras, l'avant bras et la main. Ces segments sont reliés par trois zones articulaires : l'épaule, le coude et le poignet (Figure 8).

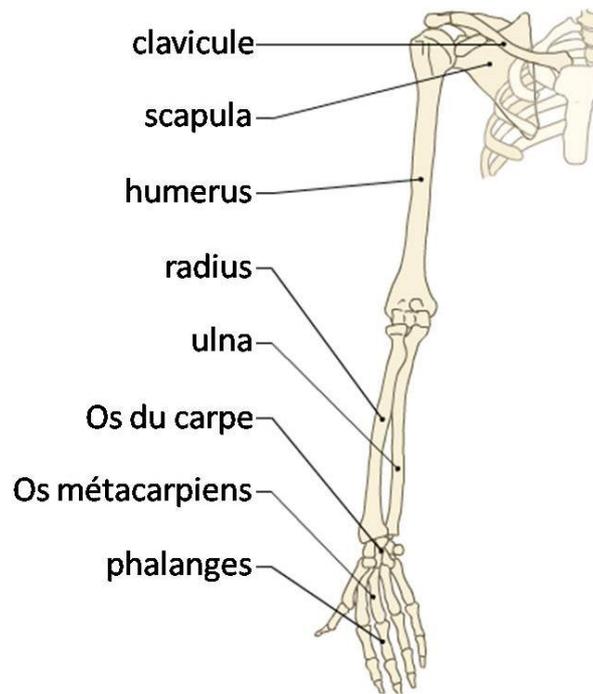


Figure 8 : Illustration du membre supérieur.

I.3.A Ostéologie

La ceinture scapulaire se compose de deux os : la scapula et la clavicule. La face postérieure de la scapula présente une partie proéminente, l'épine scapulaire, qui se termine latéralement par une apophyse aplatie, l'acromion. Elle présente deux surfaces articulaires, la cavité glénoïde qui de type sphéroïde et répond à la tête de l'humérus et la facette claviculaire. La clavicule présente deux surfaces articulaires, la facette sternale et la facette acromiale.

Le squelette du bras est formé d'un seul os, l'humérus, qui présente trois surfaces articulaires : une au niveau de la tête humérale qui s'articule avec la scapula et deux au niveau des deux condyles. Sur la face médiale, la trochlée répond à l'incisure trochléaire de l'ulna et sur la face latérale, le capitatum répond à la fovéa du radius.

Le radius et l'ulna sont les deux os formant le squelette de l'avant-bras. Le radius présente deux surfaces articulaires, une au niveau de la tête du radius et l'autre au niveau de la cavité sigmoïde. Il représente la partie mobile de l'avant bras et permet le mouvement de pronation/supination en pivotant autour de l'ulna.

Enfin, la main est formée des 8 os du carpe qui s'articulent avec le radius et l'ulna au niveau proximal et avec les 5 os métacarpiens au niveau distal. Ces derniers s'articulent avec les phalanges constituant les doigts.

I.3.B Arthrologie

Les articulations sont des jointures synoviales permettant le mouvement. Elles sont situées à la jonction de deux segments (ou plus). La forme et la nature des extrémités des surfaces articulaires en contact définissent le type d'articulation et les mouvements qu'elle autorise. Chaque possibilité de mouvement s'assimile à un degré de liberté (ddl). Kamina propose une synthèse des différents types d'articulations présents dans le membre supérieur (Figure 9).

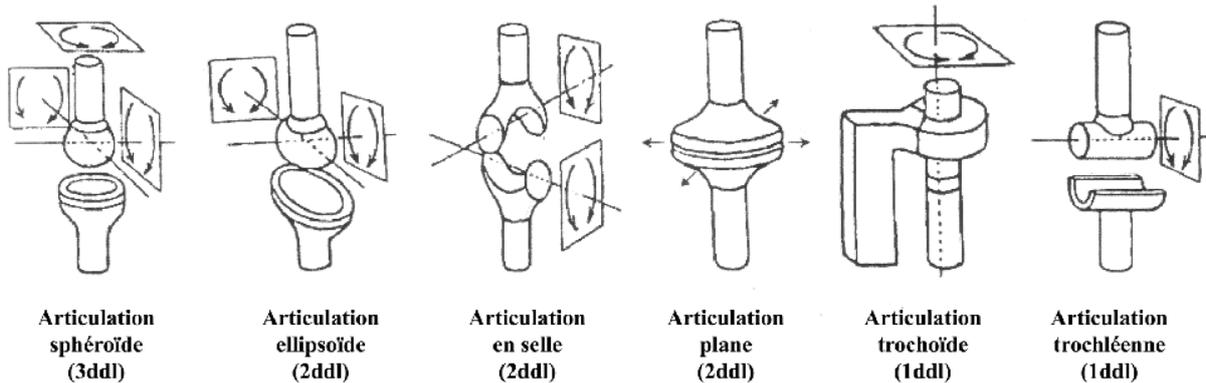


Figure 9 : Types d'articulation du membre supérieur (Kamina, 1990).

I.3.B.a L'épaule

L'épaule est une articulation très complexe et procure au bras une large capacité de mouvement. Elle est en fait constituée de quatre articulations reliant le thorax, la clavicule, la scapula et l'humérus. L'articulation sterno-claviculaire est une articulation synoviale en selle qui relie l'extrémité médiale de la clavicule au sternum. Elle présente donc deux axes de rotations, un antéro-postérieur et un vertical. L'articulation acromio-claviculaire est une arthroïdie, constituée de deux surfaces articulaires planes. Elle permet la transmission des mouvements de l'articulation sterno-claviculaire à l'articulation scapulo-humérale et permet les mouvements d'ouverture et fermeture de l'angle entre la scapula et la clavicule. L'articulation scapulo-thoracique est une articulation plane permettant le glissement de la scapula sur la cage thoracique. L'articulation gléno-humérale est la principale articulation du complexe de l'épaule. C'est une articulation synoviale de type sphéroïde à 3ddl en rotation et procurant au membre supérieur une grande mobilité.

I.3.B.b Le coude

L'articulation du coude se compose de trois articulations reliant l'humérus, le radius et l'ulna. L'articulation huméro-ulnaire est une articulation trochléenne offrant 1 ddl en flexion. Elle relie la trochlée de l'humérus à l'incisure trochléaire de l'ulna. L'articulation huméro-radiale

est une énarthrose de type sphéroïde permettant 3 ddl en rotations et reliant la cupule du radius avec le condyle de l'humérus. Cependant, la troisième rotation est empêchée par l'articulation radio-ulnaire, de type trochoïde, reliant le pourtour articulaire du radius avec la cavité sigmoïde de l'ulna. La combinaison de ces trois articulations confère au coude 2 ddl : la flexion-extension et la rotation axiale (pronation/supination).

1.3.B.c Le poignet

Le poignet est une articulation complexe reliant l'ulna, le radius, les os du carpe et les métacarpiens. La principale articulation du poignet est l'articulation radio-carpienne, reliant le radius à la première rangée des os du carpe. De type condylienne ou en selle, elle offre 2 ddl en rotation : flexion/extension et déviation radio-ulnaire du poignet. L'articulation médio-carpienne gère les glissements entre les deux rangées des os du carpe. Enfin, les articulations carpo-métacarpiennes relient la partie distale de la deuxième rangée des os du carpe avec les têtes des 5 métacarpiens.

1.3.C Synthèse

Comme nous venons de le voir, le membre supérieur possède un grand nombre de degré de liberté. Il possède une structure anatomique complexe qui lui confère une formidable mobilité. En contrepartie de ces nombreuses possibilités de mouvements, tant en directions qu'en amplitude, le membre supérieur est fortement sujet au développement de troubles musculosquelettiques.

1.4 Les troubles musculosquelettiques

Les troubles musculosquelettiques sont des pathologies gênantes, douloureuses voire invalidantes dans toutes les tâches de la vie quotidienne. Ils sont notamment provoqués par des gestes répétitifs, des efforts excessifs et des postures contraignantes. Ils affectent principalement les muscles, tendons, nerfs et articulations et impliquent des pathologies connues depuis plusieurs siècles. De nos jours, une cinquantaine de troubles musculosquelettiques sont recensés dans la classification internationale des maladies. Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes intéressés aux troubles affectant les articulations du membre supérieur (Helliwell, 1999; Faupin et al., 2006). En effet, comme nous le verrons

dans la suite de ce mémoire, se sont les troubles les plus souvent dénombrés chez les utilisateurs de fauteuil roulant manuel (Stainer, 1996).

I.4.A L'épaule

Le trouble le plus fréquent est la tendinite de la coiffe des rotateurs. La coiffe des rotateurs de l'épaule est l'ensemble des tendons qui permettent l'élévation du bras : tendons du sus-épineux, du sous-scapulaire, du sous-épineux et du *teres minor*. Ces tendons frottent sous l'acromion : c'est le conflit sous acromial (Figure 10). Généralement, c'est le tendon du sus-épineux qui est à l'origine de la tendinopathie de l'épaule. Bien que cette pathologie ne soit pas grave en soi, il est nécessaire de la soigner sous peine d'aggravations qui conduisent à une atteinte plus sérieuse. La complication la plus courante est la capsulite rétractile, inflammation de la capsule articulaire engendrant une perte de mobilité. Les autres complications sont la bursite, inflammation de la bourse séreuse et la déchirure du tendon.

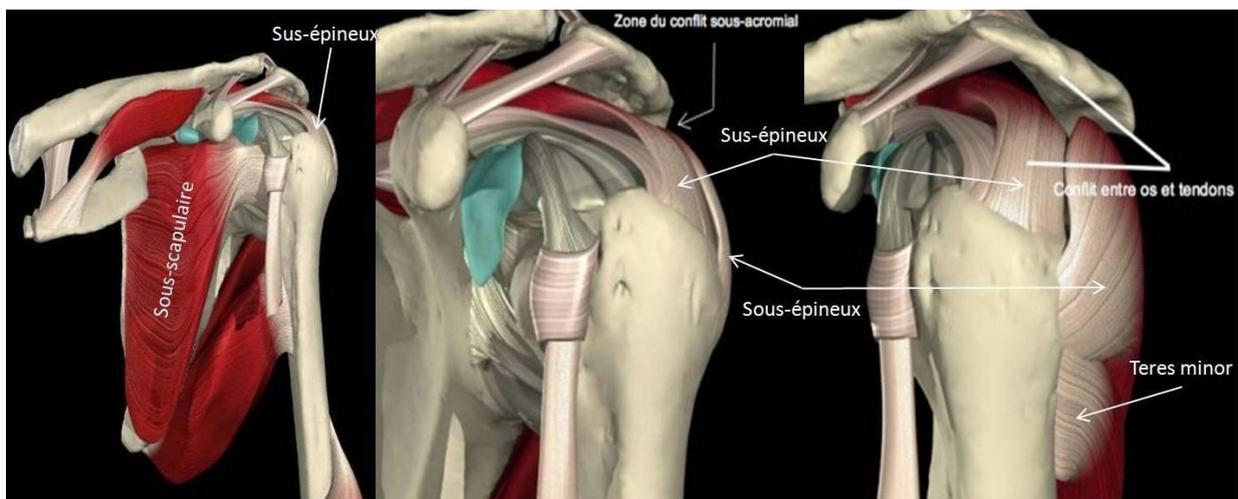


Figure 10 : Le conflit sous-acromial (<http://www.chirurgiemain.fr/pathologies/pathologies-de-lepaule/tendinite-de-la-coiffe-des-rotateurs-de-lepaule/>).

I.4.B Le coude

Les principaux troubles du coude sont les épicondylalgies. Ils se manifestent par des douleurs du coude irradiant parfois jusqu'au poignet. L'épicondylalgie externe, aussi appelée épicondylite ou « coude du joueur de tennis » est la conséquence d'un surmenage des muscles extenseurs du poignet. L'épicondylalgie interne, aussi appelée épitrochléite ou « coude du golfeur » est la conséquence d'un surmenage des muscles fléchisseurs du poignet. Les autres troubles pouvant affecter le coude sont l'hygroma des bourses séreuse et le syndrome de la

gouttière épitrochléo-olécrânienne. Cependant, ces pathologies sont moins fréquentes que les épicondylalgies.

I.4.C Le poignet

Le trouble le plus souvent rencontré au niveau du poignet est le syndrome du canal carpien. Il se manifeste par des engourdissements et des fourmillements dans les doigts et une perte de force dans le poignet et la main. Il résulte de la compression du nerf médian au niveau du canal carpien (Figure 11). Ce dernier se situe dans la paume de la main entre les os du carpe et le ligament annulaire antérieur du carpe. Il contient neuf tendons fléchisseurs et le nerf médian. De façon plus marginale, le poignet peut être atteint d'autres troubles : le syndrome de la loge de Guyon, qui est une atteinte du nerf ulnaire au poignet (plus rarement au niveau du coude) et les tendinites des fléchisseurs qui sont souvent associées à un syndrome du canal carpien.

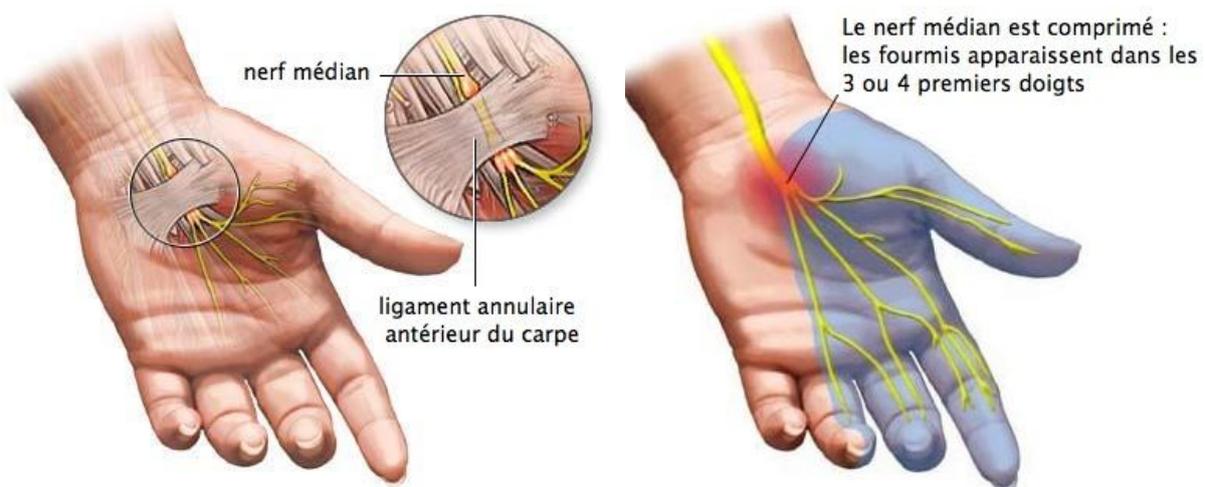


Figure 11 : Le syndrome du canal carpien (<http://www.chirurgiemain.fr/pathologies/maladie-de-la-main/syndrome-canal-carpien/>).

I.5 Facteurs de risques biomécaniques des troubles musculosquelettiques

La plus grande partie de la littérature traitant des troubles musculosquelettiques se consacre aux troubles liés aux conditions de travail (Kuorinka et Forcier, 1995; Silverstein et Hughes, 1996; INRS, 2007; Crawford et al., 2008). Ainsi, des facteurs de risques biomécaniques ont été identifiés : gestes répétitifs, efforts excessifs, postures contraignantes, vibrations, manque de repos et températures froides (Putz-Anderson, 1988; Pan et Schleifer, 1996; Putz-Anderson

et al., 1997; Proteau, 2000; van Tulder et al., 2007). Nous présentons ici les études portant sur les risques au travail et nous listons, dans le chapitre suivant (II.2.B), les facteurs de risques liés à la propulsion d'un fauteuil roulant à mains courantes.

Les postures contraignantes correspondent aux positions où les articulations sont éloignées du « neutre articulaire ». Ces positions sont également définies comme celles où les articulations sont proches des butées articulaires (Armstrong et Chaffin, 1979a, b; Armstrong et al., 1993; Werner et Plancher, 1998). Plus particulièrement, de nombreux auteurs se sont intéressés aux liens pouvant exister entre les postures du poignet et le syndrome du canal carpien (Tanzer, 1959a, b; Gelberman et al., 1981; Gellman et al., 1988a; Loslever et Ranaivosoa, 1993; Werner et Plancher, 1998; Khan et al., 2009) ainsi qu'aux liens entre les postures de l'épaule et la tendinite de la coiffe des rotateurs (Bateman, 1967; Bayley et al., 1987; Wuelker et al., 1994; Flatow et Warner, 1998; Baker et Merkley, 2000; Yanai et al., 2000; Liebenson, 2005; Will, 2005; Kuijpers et al., 2006; Viikari-Juntura et al., 2007). De plus, les changements de posture à grande vitesse ou avec de brusques variations de vitesse (accélération importantes) sont des facteurs aggravant de risques de TMS (Glousman et al., 1992; Marras, 1992; Fleisig et al., 1995; Proteau, 2000).

Par ailleurs, les mouvements nécessitant d'appliquer des forces importantes ont clairement été identifiés comme des facteurs de risque (Putz-Anderson, 1988 ; Murray et Johnson, 2004). Ce dernier est d'autant plus grand que les forces sont appliquées dans des postures contraignantes. Un autre type de facteur de risque réside dans la répétition du mouvement et/ou les mouvements à cadence élevée (Armstrong et Chaffin, 1979a; Loslever et Ranaivosoa, 1993; Kuorinka et Forcier, 1995; Silverstein et Hughes, 1996; Proteau, 2000). Enfin, le manque de condition physique (Hamberg-van Reenen et al., 2007; Sharifi-Mollayousefi et al., 2008), les vibrations (Proteau, 2000) et le manque de repos (Proteau, 2000) ont été identifiés comme des facteurs susceptibles de générer des troubles musculosquelettiques.

L'ensemble de ces études tend à montrer que les postures contraignantes et les mouvements répétitifs sont, bien plus que les forces appliquées, les paramètres clés dans le développement des TMS. Partant de ce constat, Boninger et al. suggèrent que l'utilisation d'un fauteuil roulant manuel à mains courantes est un facteur de risque et que ce dernier est plus important au moment de la propulsion que lors des transferts (Boninger et al., 1996).

I.6 La propulsion en fauteuil roulant manuel

La propulsion d'un fauteuil roulant à mains courantes sollicite les membres supérieurs de façon importante. Ainsi, exceptés les accidents d'origines traumatiques, mécaniques ou environnementales, les troubles musculosquelettiques du membre supérieur sont fréquent chez les utilisateurs de fauteuil roulant (Kirby et al., 1994; Ummat et Kirby, 1994; Belhassen et al., 1997).

I.6.A Paramètres temporels de la propulsion

Durant les dernières décennies, la propulsion en fauteuil roulant a fait l'objet de nombreuses études. Elles ont notamment révélé un ensemble de paramètres temporels spécifiques à ce mode de propulsion (Sanderson et Sommer, 1985; van der Woude et al., 1989b; van der Woude et al., 1989c; Veeger et al., 1989b; Rao et al., 1996). Le cycle de propulsion se divise en deux phases distinctes : la phase de « poussée » et la phase de « récupération ». La phase de « poussée », correspondant au temps où la main est en contact avec la main courante, se divise en deux phases : une phase de « traction » et une phase de « poussée proprement dite » (Figure 12). La séparation de ces deux phases se fait lorsque la main passe au vertex (point le plus haut) de la main courante (Vanlandewijck et al., 1997; Newsam et al., 1999; Vanlandewijck et al., 2001; Yang et al., 2006).

Lors de la phase de « récupération », l'utilisateur peut adopter différentes stratégies en fonction de sa maîtrise du fauteuil, de son handicap et de ses habitudes. Les auteurs ont identifié quatre stratégies de propulsion et de récupération (Figure 13) : en arc de cercle (ARC), semi-circulaire (SC), simple boucle au-dessus de la propulsion (SLOP) et double boucle au-dessus de la propulsion (DLOP) (Shimada et al., 1998; Boninger et al., 2002). Lors de la phase de « poussée », on distingue également différentes techniques influençant la performance et les contraintes générées au niveau des articulations du membre supérieur. C'est notamment le cas de la technique de saisie des mains courantes (Nadeau, 1997; Newsam et al., 1999). En parallèle des paramètres temporels, certains auteurs se sont intéressés aux forces développées lors de la propulsion à main courante (Jarvis et Rolfe, 1982; Samuelsson et al., 1989; Cooper et al., 1997; Koontz et al., 2001; Faupin et al., 2004; de Groot et al., 2007).

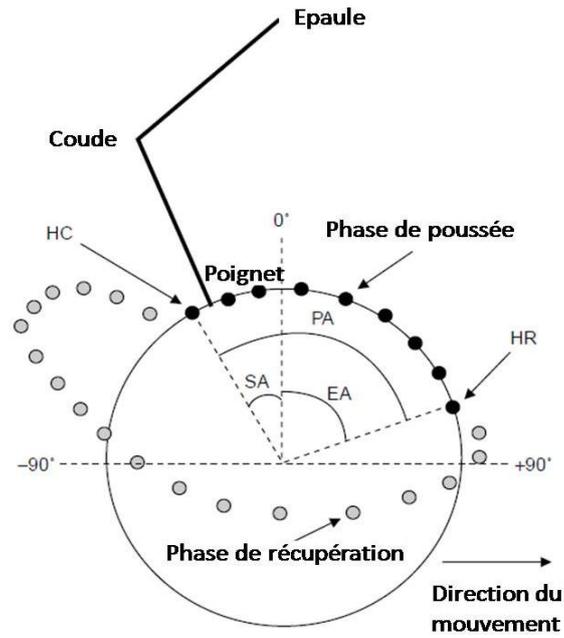


Figure 12 : Le cycle de propulsion (Vanlandewijck et al., 1997; Vanlandewijck et al., 2001) (HC : début de la phase de poussée, HR : fin de la phase de poussée, 0° : vertex de la main courante, PA : angle de la phase de poussée, SA : angle d'attaque, EA : angle de lâché).

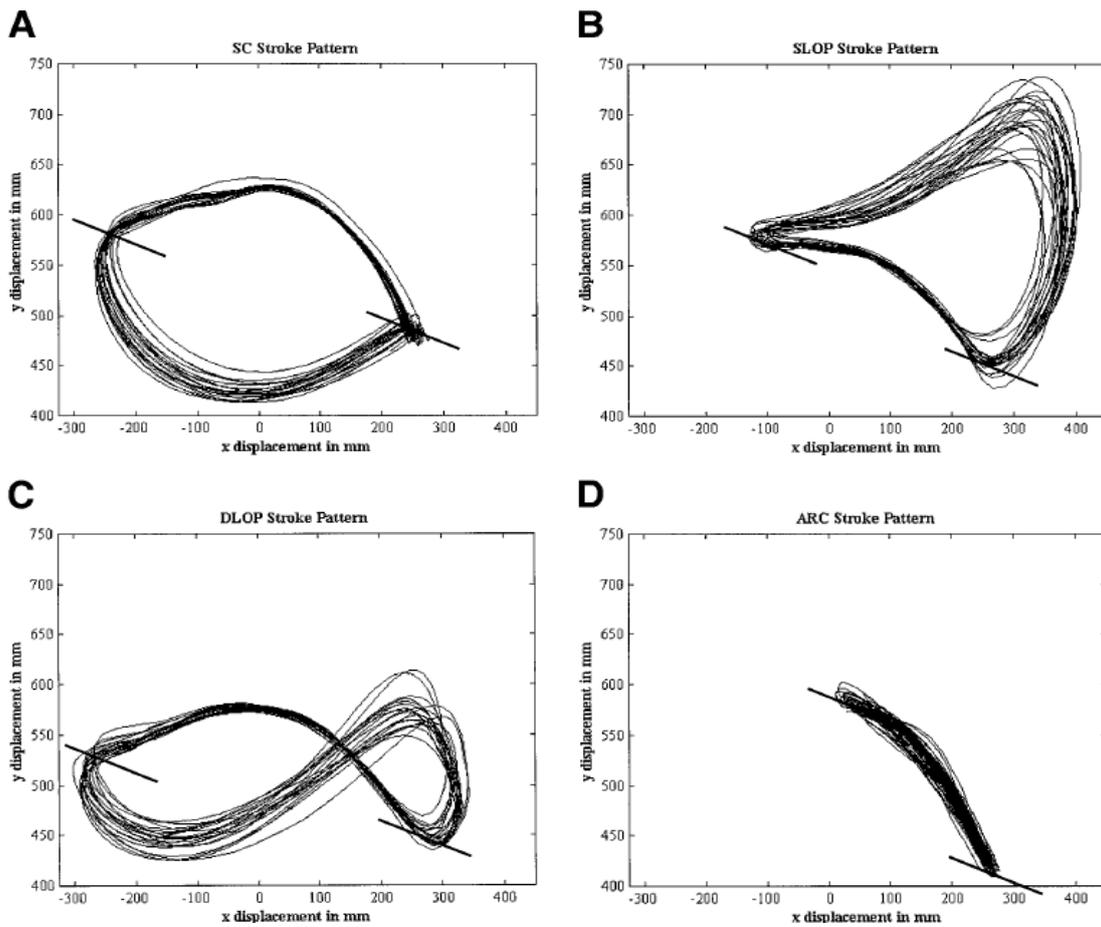


Figure 13 : Les différentes techniques de propulsion (Boninger et al., 2002).

I.6.B Paramètres électromyographiques de la propulsion

De nombreux travaux se sont focalisés sur le recrutement musculaire lors de la propulsion (van der Woude et al., 1989a; Masse et al., 1992; Vanlandewijck et al., 1994; Schantz et al., 1999; Yang et al., 2006; Dubowsky et al., 2009). Ainsi, au cours des différentes phases du cycle, l'activité de certains muscles est bien connue :

Phase de traction

Au cours de la phase de « traction », il a été montré que le biceps brachii est activé afin de réaliser la flexion du coude et le contact de la main avec la main courante (van der Woude et al., 1989a; Veeger et al., 1991). Veeger a notamment souligné le rôle primordial du deltoïde claviculaire et du pectoralis major lors de la phase de « traction » (Veeger et al., 1989a; Veeger et al., 1991; Veeger, 1992). Il précise également que le premier est activé lors du contact de la main avec la main courante alors que le second présente une activité plus continue tout au long de cette phase (Veeger, 1992).

Lors de la transition avec la phase de « poussée », si les mains restent en contact avec les mains courantes, le biceps brachii et le triceps brachii se contractent laissant supposer une action stabilisatrice de l'articulation de coude (Vanlandewijck et al., 1994).

Phase de poussée

Durant la phase de « poussée », Veeger a montré que, similairement à la phase de « traction », le deltoïde claviculaire et le pectoralis major se maintiennent à un haut niveau d'activation et que le triceps brachii se contracte (Veeger et al., 1991).

Phase de récupération

Vanlandewijck et al. ont montré qu'au cours de la phase de « récupération », les deltoïdes scapulaire et moyen, et le trapezius sont les principaux muscles activés (Vanlandewijck et al., 1994). Ils ont également mis en évidence qu'en fin de cette phase, juste avant le contact avec les mains courantes, l'accélération des mains est facilitée par l'activation du deltoïde claviculaire, du latissimus dorsi et du pectoralis major (Vanlandewijck et al., 1994).

D'autres études se sont intéressées à l'influence du niveau de la lésions (Schantz et al., 1999; Mulroy et al., 2004), de la vitesse de propulsion (Mulroy et al., 1996; Yang et al., 2006) ou de la configuration du fauteuil sur les activations musculaires (van der Woude et al., 1989a; Masse et al., 1992; Dubowsky et al., 2009). Ainsi, Masse et al. ont mis en évidence des

niveaux d'activation inférieurs pour des assises basses et reculées, plus particulièrement pour le triceps brachii, le pectoralis major et le deltoïde scapular (Masse et al., 1992). Au contraire, Van der Woude et al. ont mis en évidence de plus faibles activations du pectoralis major et du deltoïde claviculaire pour les assises hautes (van der Woude et al., 1989a).

Ces différentes études ont permis de mieux comprendre les phénomènes sous-jacents de la propulsion en fauteuil. De ce fait, elles ont contribué à améliorer les performances lors de la pratique sportive, l'efficacité de la propulsion et le confort quotidien d'utilisation du fauteuil. Cependant, comme nous allons le voir maintenant, la propulsion d'un fauteuil reste une activité fortement traumatisante pour les articulations du membre supérieur.

I.6.C Propulsion et troubles musculosquelettiques

Depuis les années 1980, de nombreux auteurs ont souligné que la propulsion avec les membres supérieurs était un facteur important de troubles musculosquelettiques. Les pathologies les plus couramment associées à la propulsion en fauteuil sont la tendinite de la coiffe des rotateurs (Veeger et al., 2002; Mulroy et al., 2004) et le syndrome du canal carpien (Veeger et al., 1998; Boninger et al., 1999; Boninger et al., 2004). La majorité des études ayant étudié la prévalence des troubles musculosquelettiques du membre supérieur chez les utilisateurs de fauteuil s'est concentrée sur les articulations de l'épaule et du poignet et plus particulièrement sur ces deux pathologies. Les résultats des principales études sont récapitulés dans le tableau suivant (Tableau 2). Ce tableau n'est pas exhaustif mais présente des travaux comportant un grand nombre de sujets et n'impliquant pas exclusivement une population de sportifs.

Ces études soulignent bien le fait que la propulsion en fauteuil roulant est traumatisante pour les articulations du membre supérieur. A ce titre, une des plus vastes études sur les douleurs du membre supérieur a montré que 59% des patients tétraplégiques et 41% des patients paraplégiques souffrent de douleurs significatives (Sie et al., 1992). Ces douleurs sont définies comme celles nécessitant l'administration d'analgésiques, liées avec au moins deux activités quotidiennes ou suffisamment graves pour entraîner une cessation d'activité. Dans son étude de 1991, Lundqvist reporte que la douleur est le seul facteur corrélé avec des scores de qualité de vie inférieurs (Lundqvist et al., 1991). Enfin, des études ont montré que les personnes atteintes de douleurs du membre supérieur subissent une perte d'autonomie (Gerhart et al., 1993; Subbarao et al., 1995; Dalyan et al., 1999).

Tableau 2 : Etudes reportant la prévalence des troubles musculosquelettiques du membre supérieur chez les utilisateurs de fauteuil roulant (SCC: syndrome de canal carpien, DNM: dommage du nerf médian sans symptôme clinique et TCR : tendinite de la coiffe des rotateurs).

Référence	Population étudiée (n)	Technique de diagnostique	Diagnostique	Prévalence
(Aljure et al., 1985)*	Paraplégiques (47)	Historique, examen et testing par électrodiagnostique	SCC DNM Mono-neuropathie ulnaire	40% 63% 45%
(Ballinger et al., 2000)*	Paraplégiques et tétraplégiques (89)	Questionnaire, examen et radiographie	Douleurs d'épaule Rétrécissement artivulaire Ostéophytes	30% 31% 16%
(Bayley et al., 1987)*	Paraplégiques (94)	Questionnaire, examen et arthrographie	Douleurs d'épaule durant les transferts TCR	33% 16%
(Boninger et al., 2001)	Paraplégiques (28)	Questionnaire, examen et IRM	Douleurs d'épaule Evolution dégénérative de l'épaule TCR	32% 68% 4%
(Dalyan et al., 1999)	Paraplégiques (68) et tétraplégiques (62)	Etude des symptômes	Douleurs du membre supérieur	59%
(Davidoff et al., 1991)	Paraplégiques (31)	Testing par électrodiagnostique	DNM Mono-neuropathie ulnaire	55% 22%
(Gellman et al., 1988b)	Paraplégiques (84)	Historique et examen	Douleurs d'épaule Douleurs de coude Douleurs de poignet SCC	35% 5% 5% 64%
(Gellman et al., 1988a)*	Paraplégiques (77)	Historique et examen	SCC	49%
(Lal, 1998)	Paraplégiques (20) et tétraplégiques (33)	Rayons X	Evolution dégénérative de l'épaule	75% 70%
(Nichols et al., 1979)	Paraplégiques et tétraplégiques (491)	Etude des symptômes	Douleurs d'épaule	51%
(Pentland et Twomey, 1994b, a)	Paraplégiques (52)	Etude des symptômes	Douleurs d'épaule Douleurs de coude Douleurs de poignet	39% 31% 40%
(Schroer et al., 1996)*	Paraplégiques (162)	Etude des symptômes	Douleurs quotidiennes du poignet et de la main	48%
(Sie et al., 1992)*	Paraplégiques (103) et tétraplégiques (136)	Historique et examen	Douleurs d'épaule Douleurs de coude Douleurs de poignet CSS Douleurs d'épaule Douleurs de coude Douleurs de poignet	36% 16% 13% 66% 46% 15% 15%
(Silfverskiold et Waters, 1991)	Paraplégiques (20) et tétraplégiques (40) 6 mois après lésion médullaire	Questionnaire (sur les 18 premiers mois)	Douleurs d'épaule	35% 78%
(Subbarao et al., 1995)	Paraplégiques et tétraplégiques (451)	Etude des symptômes	Douleurs de poignet Douleurs d'épaule	46% 30%
(Wylie et Chakera, 1988)	Paraplégiques (37)	Rayons X	Evolution dégénérative de l'épaule	31%

*Ces études ont également montré que la prévalence augmente avec le temps.

Malgré toutes ces études liant la propulsion en fauteuil et les troubles musculosquelettiques du membre supérieur, rare sont celles portant sur l'amélioration de l'ergonomie du fauteuil

roulant et l'optimisation de ces réglages dans le but de limiter les risques de pathologies (Boninger et al., 2005; van der Woude et al., 2006). Cependant, ces études se bornent à quelques recommandations générales et ne proposent pas de méthodes objectives permettant de quantifier les risques de pathologies. De plus, elles ne permettent pas à un utilisateur d'optimiser les réglages de son fauteuil roulant en fonction de son anthropométrie, de sa pathologie et de ses capacités physiques. Ainsi, les objectifs de ce travail sont de palier à ce manque d'informations quantitatives sur l'impact des réglages sur les paramètres de la propulsion et sur le risque de développer des troubles musculosquelettiques.

I.7 Conclusion

Comme nous venons de le voir, le membre supérieur est un formidable outil conçu pour permettre à la main d'atteindre un grand nombre de positions dans tous les plans de l'espace. La sur-utilisation du membre supérieur, en particulier pour la propulsion en fauteuil roulant, entraîne l'apparition de troubles musculosquelettiques qui affectent la qualité de vie des personnes. Bien que le lien de cause à effet entre la propulsion et l'apparition des pathologies du membre supérieur soit bien connu, l'effet des réglages du fauteuil roulant sur les paramètres cinématiques et le recrutement musculaire du membre supérieur reste méconnu. Dans la suite de ce travail, nous allons donc nous attacher à montrer comment le couplage de ces connaissances et de celles issues l'ergonomie des postes de travail et du fauteuil roulant permettrait de prévoir et donc de diminuer les troubles musculosquelettiques affectant les utilisateurs de fauteuil.

Chapitre II

Chapitre II. Mesure et évaluation de la propulsion en fauteuil roulant manuel

II.1 Introduction

Ce chapitre est consacré à la présentation d'indices qui permettent de quantifier le risque de troubles musculosquelettiques et à la description d'outils de mesures exploitables dans le cadre d'études dédiées à la propulsion en fauteuil roulant. Nous détaillons les avantages et inconvénients de ces différents matériels. Ces derniers et les paramètres nécessaires à la quantification des indices mis en place nous permettent de justifier le matériel utilisé lors de la partie expérimentale. Enfin, une présentation détaillée du modèle biomécanique poly-articulé est effectuée afin d'illustrer et de préparer au mieux le protocole expérimental de ce travail.

II.2 Indices cinématiques de risques de troubles musculosquelettiques

II.2.A Contexte

Comme nous l'avons vu au chapitre I, les utilisateurs de fauteuils roulants sont très exposés aux troubles musculosquelettiques du membre supérieur. Il ressort de la littérature que les positions articulaires contraignantes, la répétition des mouvements, l'anthropométrie de l'utilisateur, les forces appliquées et les caractéristiques du fauteuil sont des facteurs biomécaniques de risque (Putz-Anderson, 1988; Burnham et al., 1993; Putz-Anderson et al., 1997; Proteau, 2000). Ces paramètres seront donc les éléments ou facteurs qui permettront d'élaborer un indice caractérisant le risque de troubles musculosquelettiques liés à la propulsion d'un fauteuil roulant manuel à mains courantes.

II.2.B Facteurs biomécaniques du risque de TMS lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel

Les trois principaux facteurs biomécaniques de risque de troubles musculosquelettiques liés à la propulsion en fauteuil roulant sont les positions articulaires extrêmes, la répétition du geste et l'application de forces importantes. Le premier peut être décrit comme la combinaison de

positions articulaires extrêmes et d'amplitudes de mouvement trop importantes. Le deuxième résulte de la répétition du geste à des cadences élevées, avec un temps de repos insuffisant. Le troisième facteur peut être mesuré directement durant la propulsion à l'aide d'une roue instrumentée ou plus simplement être estimé à partir des caractéristiques anthropométriques de l'utilisateur et des caractéristiques techniques de son fauteuil.

II.2.B.a Positions articulaires extrêmes

Le premier facteur biomécanique est l'utilisation de positions articulaires extrêmes. Ces dernières sont définies, pour chaque degré de liberté (ddl), par l'éloignement du « neutre articulaire » (Werner et Plancher, 1998). Le « neutre articulaire » est défini comme la position à partir de laquelle les mesures d'amplitudes articulaires sont effectuées (Epstein et al., 1999). A savoir, 0° pour tous les ddl des trois articulations du membre supérieur excepté pour la flexion-extension du coude où le neutre articulaire se situe à 90°. Ce facteur est également décrit dans la littérature par le terme de « proximité de la butée articulaire » (Boninger et al., 1998). Ainsi, pour chaque ddl, nous proposons de quantifier ce facteur par une relation liant la position articulaire et le risque de pathologies. Pour établir cette dernière, nous utilisons les valeurs angulaires et tendances fournies par les nombreux travaux réalisés dans le domaine (Caillet, 1994; Boninger et al., 1998; Gil Coury et al., 1998; Shimada et al., 1998; Koontz et al., 2002; Mukhopadhyay et al., 2007). Ces études indiquent qu'au-delà de certaines positions angulaires, le risque de développer des troubles musculosquelettiques augmente très rapidement. Cependant, à notre connaissance, aucune étude ne quantifie cette augmentation. Ainsi, pour combler cette carence, nous proposons d'estimer le risque en fonction de la valeur angulaire de l'articulation, en le normalisant entre 0, pas de risque, et 1, risque maximum. Ci-après, sur la base des données issues de la littérature et après consultations d'ergothérapeutes, nous suggérons, pour chaque articulation du membre supérieur, d'estimer la probabilité d'apparition d'une pathologie à partir des fonctions représentées ci-dessous. Dans le cas d'articulations mobilisant plusieurs ddl, nous établissons la part relative de chacun des ddl dans l'apparition de l'inconfort.

II.2.B.a.1 Poignet

II.2.B.a.1.i Etat de l'art

Les études relatives au poignet font plus particulièrement ressortir l'importance de la flexion-extension dans l'apparition du syndrome du canal carpien et des tendinites. En effet, Putz-

Anderson et al. indiquent que l'augmentation de l'amplitude de flexion-extension du poignet est corrélée avec les pathologies des nerfs médian et ulnaire (Putz-Anderson et al., 1997). Toujours sans aucune quantification, Werner et Plancher soulignent que les postures contraignantes sont impliquées dans les pathologies du poignet et qu'elles peuvent se définir comme les positions pour lesquelles l'articulation est éloignée du neutre articulaire (Werner et Plancher, 1998). Faessen et al. précisent que les amplitudes ne doivent pas dépasser 15° de flexion, 15° d'extension, 5° d'inclinaison radiale et 10° d'inclinaison ulnaire (Faessen et al., 1989). D'autres études montrent qu'une fréquence d'impact et une extension importantes sont des causes de syndromes du canal carpien (Gelberman et al., 1981; Caillet, 1994).

II.2.B.a.1.ii *Contribution personnelle*

Ces différents travaux nous conduisent à proposer pour la quantification des troubles musculosquelettiques, l'implication relative suivante des différents ddl du poignet :

70 % flexion-extension ; 20 % déviation radio-ulnaire ; 10 % prono-supination.

Sur les bases des informations de la littérature comme par exemple pour le poignet, l'étude de Faessen et al. (Faessen et al., 1989), nous suggérons, pour chaque ddl de chaque articulation, de récapituler les angles de butées articulaires (min et max) et d'apparition d'un inconfort articulaire et/ou d'un risque de pathologie, sous la forme de l'inéquation suivante :

$$\text{Min} < \text{Inconfort - Risque} < \text{ddl} < \text{Inconfort - Risque} < \text{Max}$$

La littérature, plus particulièrement l'étude de Faessen et al. nous donne des valeurs concernant les angles synonymes d'apparition de l'inconfort et/ou du risque de troubles musculosquelettiques (Faessen et al., 1989). A notre connaissance, aucune étude ne remet ces valeurs en question ni n'en propose d'autres. Cependant, elle indique sans plus de précision que cet inconfort-risque augmente rapidement. Ainsi, nous sommes contraints à des choix arbitraires quant à la modélisation de l'évolution de l'inconfort-risque entre la valeur angulaire de déclenchement et la butée articulaire.

Pour le poignet, nous avons donc extrait les inéquations suivantes (X= pas d'information) :

$-80^\circ < -15^\circ < \text{Flexion-Extension} < 15^\circ < 70^\circ$	<i>amplitude max : 150°</i>
$-20^\circ < -5^\circ < \text{Dévi. Radiale-ulnaire} < 10^\circ < 45^\circ$	<i>amplitude max : 65°</i>
$80^\circ < X^\circ < \text{Supination-pronation} < X^\circ < 85^\circ$	<i>amplitude max : 165°</i>

En l'état actuel de nos connaissances, il n'existe aucune donnée quantifiée synonyme d'apparition de l'inconfort-risque pour la pronation-supination. Cependant, il semblerait que lorsque l'articulation est en pronation, le risque soit plus important qu'en supination (Mukhopadhyay et al., 2007) sans toutefois pouvoir chiffrer cette tendance.

La figure suivante (Figure 14) présente l'évolution de l'inconfort-risque normalisé (entre 0 : nul et 1 : total) en fonction de l'angle (exprimé en degré) de flexion-extension du poignet et l'angle de déviation radio-ulnaire du poignet. Les équations que nous avons établies pour obtenir ces représentations seront détaillées dans le chapitre suivant (III.5.E).

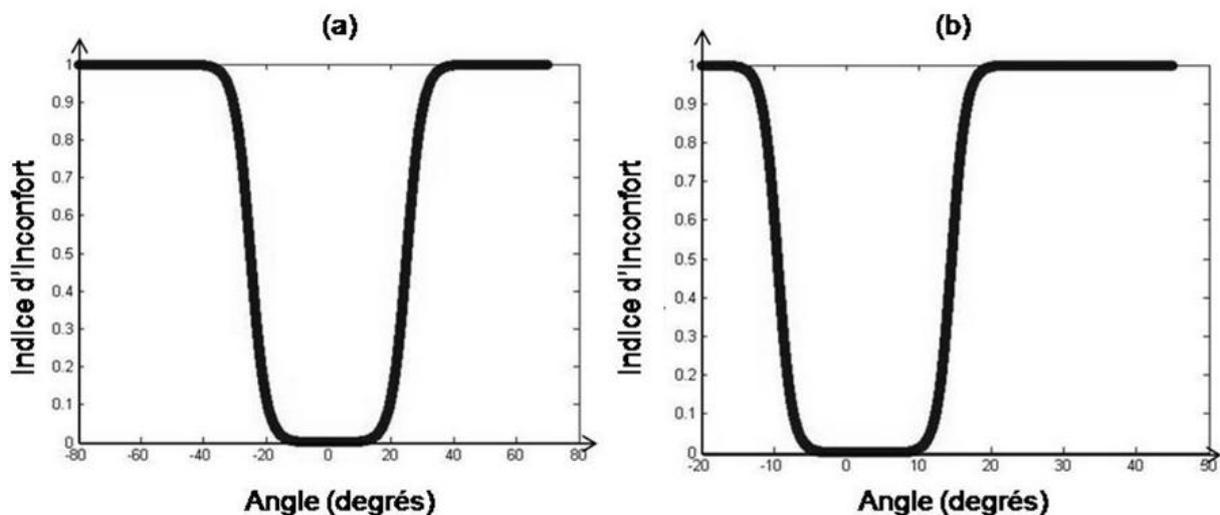


Figure 14 : Risque de troubles musculosquelettiques en fonction de (a) l'angle de flexion-extension et (b) de l'angle de déviation radio-ulnaire du poignet.

II.2.B.a.2 Coude

II.2.B.a.2.i *Etat de l'art*

Les études issues de la littérature fournissent pour la flexion-extension du coude : les angles de butées articulaires (min et max) et les angles favorisant l'apparition d'inconfort-risque. Plus particulièrement, Gil Coury et al. suggèrent que la flexion du coude ne doit pas s'éloigner de plus de 30° du neutre articulaire et ne pas être inférieure à 30° (Gil Coury et al., 1998). Mukhopadhyay et al. précisent que la plage de confort se situe entre 90° et 135° d'extension (Mukhopadhyay et al., 2007). Enfin, d'autres études précisent que pour être confortable, le coude doit être entre 100° et 120° d'extension lorsque la main est au sommet de la main courante (Shimada et al., 1998; Boninger et al., 2005).

II.2.B.a.2.ii Contribution personnelle

Ainsi, en utilisant la même démarche que celle utilisée pour le poignet, nous proposons l'inéquation suivante (extension complète du bras à 180°) :

$$35^\circ < 60^\circ < \text{Flexion-Extension} < 150^\circ < 180^\circ \quad \text{amplitude max : } 145^\circ$$

La figure ci-dessous (Figure 15) présente l'évolution de l'inconfort-risque normalisé (entre 0 : nul et 1 : total) en fonction de l'angle (exprimé en degré) de flexion-extension du coude.

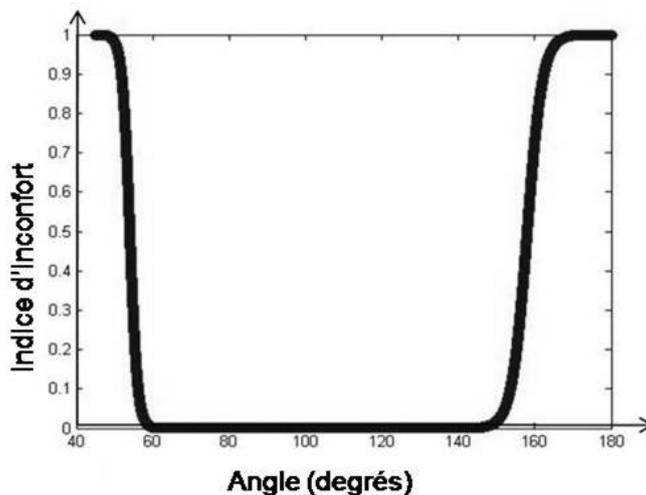


Figure 15 : Risque de trouble musculosquelettiques en fonction de l'angle de flexion-extension du coude.

II.2.B.a.3 Épaule

II.2.B.a.3.i Etat de l'art

Il ressort de la bibliographie que la flexion-extension puis l'abduction sont les principaux facteurs d'apparition de troubles musculosquelettiques de l'épaule : tendinite de la coiffe des rotateurs et ténosynovite. Plusieurs études semblent s'accorder sur le fait que la flexion et l'extension de l'épaule ne doivent pas excéder 30° (Boninger et al., 1998; Gil Coury et al., 1998). De plus, Kuorinka et Forcier indiquent qu'une abduction supérieure à 30° est génératrice de douleurs (Kuorinka et Forcier, 1995). Pour la flexion, une étude plus récente fixe le seuil à 45° pendant plus de 15% du temps (van Rijn et al., 2010). Ces valeurs semblent confirmées par les résultats de nombreuses études, cependant aucune d'entre elles ne propose de quantification des angles synonymes de pathologies de l'épaule (Rao et al., 1996; Newsam et al., 1999; Koontz et al., 2002; Veeger et al., 2002; Murray et Johnson, 2004; Mukhopadhyay et al., 2007).

II.2.B.a.3.ii *Contribution personnelle*

Pour l'implication relative des trois ddl de l'épaule dans l'apparition de ces pathologies, ces données issues de la littérature nous conduisent à proposer la répartition suivante :

50 % flexion extension ; 40 % abduction ; 10 % rotation interne externe.

En ajoutant les angles de butées articulaires (min et max) et en exploitant le même principe d'inéquation utilisé pour le poignet et le coude, nous obtenons les relations suivantes :

$$-90^{\circ} < -30^{\circ} < \text{Extension-Flexion} < 30^{\circ} < 180^{\circ}$$

amplitude max : 270°

$$0^{\circ} < 0^{\circ} < \text{Abduction} < 30^{\circ} < 180^{\circ}$$

amplitude max : 180

$$-90^{\circ} < X^{\circ} < \text{Rot. Externe-interne} < X^{\circ} < 90^{\circ}$$

amplitude max : 180°

Comme pour la pronation-supination du poignet, la bibliographie et nos connaissances ne nous permettent pas de proposer des données quantifiées synonymes d'apparition d'inconfort pour la rotation externe-interne. Cependant, certaines études suggèrent que lorsque l'articulation est en rotation interne, le risque est plus important qu'en rotation externe (Shimada et al., 1998; Boninger et al., 2002; Sabick et al., 2004). Malgré l'absence de données quantifiées pour ce ddl et compte tenu des avis de cliniciens spécialistes de la propulsion en fauteuil roulant, nous proposons de retenir un inconfort de 1 en rotation interne et 0 en rotation externe.

La figure suivante (Figure 16) présente l'évolution de l'inconfort-risque normalisé (entre 0 : nul et 1 : total) en fonction de l'angle (exprimé en degré) de la flexion-extension de l'épaule et de l'angle d'abduction de l'épaule.

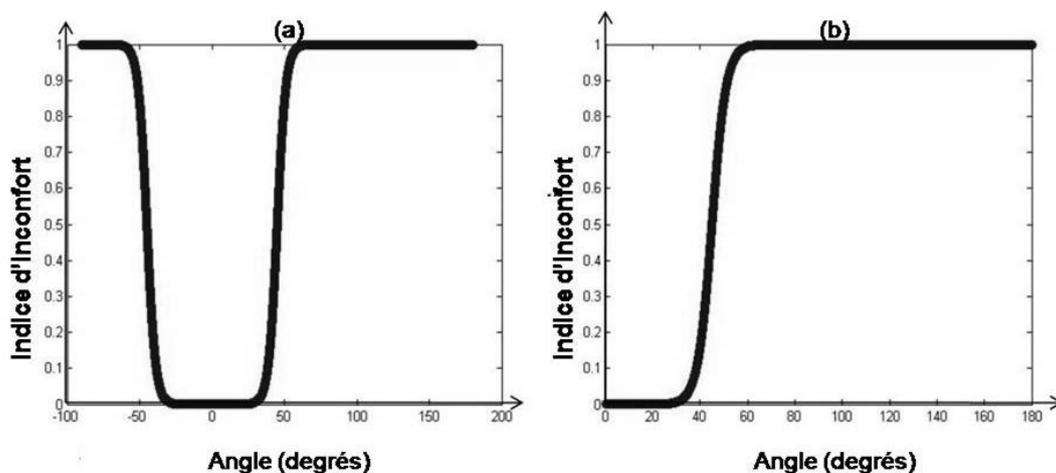


Figure 16 : Risque de troubles musculosquelettiques en fonction de (a) l'angle de flexion-extension et (b) d'abduction de l'épaule.

II.2.B.b Amplitude de mouvement

Le deuxième facteur biomécanique constituant les positions articulaires contraignantes réside dans la réalisation de mouvements d'amplitude importante. Les recherches bibliographiques que nous avons effectuées nous conduisent au constat suivant : il n'y a pas d'indications pour caractériser et quantifier une amplitude articulaire dite « importante ». C'est pourquoi nous devons faire un choix a priori en corrélation avec nos objectifs. Dans ce contexte, nous proposons les deux définitions suivantes :

L'amplitude articulaire est « importante » lorsqu'elle est supérieure à 80 % de l'amplitude maximale de l'articulation considérée (Annexe II :);

L'amplitude articulaire est « importante » quand elle est supérieure au secteur angulaire où l'inconfort du ddl considéré est négligeable. Au regard de la littérature, ce secteur angulaire correspond à la valeur absolue de la différence algébrique des angles d'inconfort (Faessen et al., 1989; Caillet, 1994; Boninger et al., 2005). Ceci se traduit en pourcentage de l'amplitude maximale pour chaque articulation par :

20 % en flexion-extension et 23.08 % en déviation radio-ulnaire pour le poignet,

66.66 % en flexion-extension pour le coude,

22.22 % en flexion-extension et 16.66 % en abduction pour l'épaule.

Ces valeurs constituent la synthèse de celles proposées précédemment (Gelberman et al., 1981; Gil Coury et al., 1998; Shimada et al., 1998; Werner et Plancher, 1998 ; Mukhopadhyay et al., 2007).

Dans le cadre de nos travaux, nous retiendrons la première définition car elle nous semble être moins redondante avec le premier facteur : les positions articulaires extrêmes.

II.2.B.c Répétition et fréquence

La répétition consiste en l'exécution d'une série de mouvements dont la variabilité est faible. Cette situation est caractéristique de la propulsion d'un fauteuil roulant à mains courantes. Cependant, la littérature ne permet pas de définir clairement dans quelle mesure un geste est répétitif ou ne l'est pas. Courville le considère comme tel si le mouvement est réitéré souvent (Courville, 1998). En conséquence, une fréquence élevée de répétition nécessite une longue période de récupération. Partant de ce constat, nous pouvons considérer que la propulsion du fauteuil roulant est toujours un mouvement hautement répétitif (Burnham et al., 1993;

Rodgers et al., 1994). De plus l'étude de van Rijn et al. conclut que des mouvements répétitifs de l'épaule ou du poignet pendant plus de deux heures par jour engendre des pathologies (van Rijn et al., 2010). De ce fait, ce facteur de risque est donc maximum chez tous les utilisateurs « actifs » de fauteuils.

II.2.B.d L'utilisateur et son fauteuil

Les deux derniers facteurs biomécaniques de risques de troubles musculosquelettiques sont les forces appliquées et les vibrations. Les forces appliquées dépendent de la technique de l'utilisateur, de la vitesse de propulsion souhaitée mais également de l'anthropométrie du patient, de sa masse et de la qualité du fauteuil roulant. Les vibrations transmises aux articulations de la personne dépendent des caractéristiques du fauteuil roulant. Plus précisément, dans ce travail se sont les vibrations transmises à travers les mains qui nous intéressent. En effet, elles contribuent à l'apparition du syndrome du canal carpien (Proteau, 2000).

Dans le but d'une utilisation clinique, ces deux derniers facteurs se verront estimés par l'intermédiaire de la surcharge pondérale de l'utilisateur et la qualité mécanique du fauteuil. Nous faisons ce choix car de nombreux auteurs ont montré qu'une surcharge pondérale du patient et un poids élevé du fauteuil nécessitaient plus de forces lors de la propulsion (Boninger et al., 2005). De plus, bien qu'il existe des roues instrumentées capables de mesurer les forces sur les mains courantes, elles sont très peu répandues et leur usage ne semble pas permettre de quantifier les vibrations que transmettraient les différents types de roues et de châssis (Asato et al., 1993; Ambrosio et al., 2005; Koontz et al., 2007; Cooper, 2009). Cependant, afin d'affiner nos résultats sur les risques de troubles musculosquelettiques et de mieux considérer les forces exercées, nous étudierons en parallèle les activations des principaux muscles intervenant lors de la propulsion du fauteuil.

II.2.B.d.1 L'utilisateur

Le principal facteur de risque lié à l'utilisateur est sa surcharge pondérale. En effet, des études ont montré que le risque augmentait en présence de surpoids (Boninger et al., 2005). Cette relation s'applique également lorsque le poids du fauteuil n'est pas minimal (Mukhopadhyay et al., 2007). Sur la base de ces observations, nous proposons d'utiliser un indice, dérivé de celui de la Masse Corporelle (IMC - BMI). Les rapports de l'Organisation Mondiale de la Santé établissent qu'une personne est en surpoids lorsque son IMC dépasse 25 et qu'elle est

obèse au-delà de 30 (W.H.O., 1995). Ainsi, pour quantifier de façon continue l'inconfort-risque lié au surpoids, nous proposons la modélisation suivante :

$$\text{si } BMI \leq 25 \leftrightarrow BMIQ = 0$$

$$\text{si } 25 \leq BMI \leq 30 \leftrightarrow BMIQ = \frac{BMI}{5} - 5$$

$$\text{si } 30 \leq BMI \leftrightarrow BMIQ = 1$$

La figure ci-après présente l'évolution de l'indice d'inconfort-risque normalisé (BMIQ) (entre 0 : nul et 1 : total) en fonction du BMI de l'utilisateur (Figure 17).

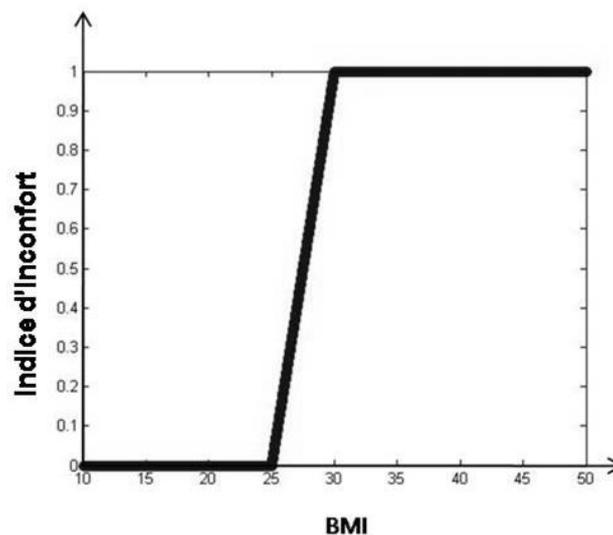


Figure 17 : Risque de troubles musculosquelettiques en fonction de la surcharge pondérale de l'utilisateur représentée par son BMI.

II.2.B.d.2 La qualité du fauteuil roulant

Le dernier facteur d'inconfort-risque évoqué dans la littérature est la « qualité mécanique » du fauteuil roulant à main courantes : résistance à l'avancement, rigidité, poids, absorption des chocs et vibration. Afin de prévenir l'inconfort et les pathologies du membre supérieur, Boninger préconise que les utilisateurs devraient choisir le fauteuil réglable le plus léger possible (Boninger et al., 2005). De plus, afin de réduire la résistance à l'avancement, la taille et le type de roues nécessiteraient d'être adaptés à l'environnement de l'utilisateur et les roulements devraient être de la plus haute qualité. Dans ce cadre, des tests permettent de quantifier la qualité de roulement des fauteuils (Drag test). Cependant, il n'existe actuellement aucune méthode de quantification de la qualité mécanique d'un fauteuil roulant. C'est

pourquoi dans un futur proche il serait opportun de pouvoir quantifier la qualité du fauteuil par une fonctionnelle de ces différents composants:

$$\text{Qualité mécanique du fauteuil} = \alpha(\text{type de châssis}) + \beta(\text{type de roulements}) + \gamma(\text{type de roues arrières}) + \delta(\text{type de roues avant})$$

Etant donné que cette quantification objective de la qualité mécanique d'un FRM n'existe pas, dans la suite de ce travail l'appréciation de cette dernière sera laissée à la discrétion de l'ergothérapeute.

II.2.B.e Synthèse

Le risque de troubles musculosquelettiques du membre supérieur liés à la propulsion en fauteuil roulant peut donc se définir comme une heuristique des facteurs que nous venons de proposer, soit :

$$TMS_{\text{articulation}} = \alpha(\text{amplitude articulaire}) + \beta(\text{position articulaire}) + \gamma(\text{surpoids}) + \delta(\text{qualité})$$

Les coefficients de cette fonctionnelle sont fixés arbitrairement sur les bases de la littérature et en accord avec des ergothérapeutes et des médecins experts de la propulsion en fauteuil. Nous proposons les valeurs suivantes :

$$\alpha = 15 \% : \text{amplitude articulaire dite « importante » (Boninger et al., 1998; Shimada et al., 1998; Koontz et al., 2002)}$$

$$\beta = 60 \% : \text{position articulaire de chaque degré de liberté (Boninger et al., 1998; Gil Coury et al., 1998; Werner et Plancher, 1998 ; Mukhopadhyay et al., 2007)}$$

$$\gamma = 15 \% : \text{surpoids de la personne en fauteuil (Boninger et al., 2005)}$$

$$\delta = 10 \% : \text{« qualité mécanique » du fauteuil (Boninger et al., 2005)}$$

Ainsi, pour chaque articulation, nous pouvons quantifier le risque de troubles musculosquelettiques. Dans la suite de ce travail, nous étudierons le risque pour chacune des trois articulations et pour le membre supérieur dans son ensemble. Les équations et le modèle utilisé seront décrits à la fin de ce chapitre. Nous allons maintenant présenter les outils permettant la mesure et la modélisation du geste de propulsion en fauteuil ainsi que l'analyse des activations musculaires.

II.3 La mesure du mouvement

II.3.A Contexte de travail

Le but n'est pas ici de faire une présentation exhaustive de tous les systèmes existants sur le marché, mais de présenter les principaux outils et de justifier le choix de ceux retenus pour la partie expérimentale de cette thèse. Les outils que nous allons retenir doivent être aisément exploitables en milieu clinique et répondre à nos objectifs, à savoir mieux comprendre les effets des réglages sur les paramètres de la propulsion et quantifier les risques de troubles musculosquelettiques afin de pouvoir les prévenir.

II.3.B Les systèmes de mesures du mouvement humain

Depuis les travaux de Muybridge en 1878, inventeur du zoopraxinoscope et de Marey 1882, inventeur du « fusil photographique », le matériel et les techniques de mesure du mouvement n'ont eu de cesse d'évoluer avec les progrès de la technologie (Marey et Demeny, 1885; Muybridge, 1887). Ainsi, il existe aujourd'hui une multitude de systèmes capables d'étudier des mouvements complexes et d'en quantifier les paramètres pertinents.

II.3.B.a Les différents systèmes de mesures

Les différents systèmes du marché peuvent être regroupés en deux grandes familles (Gorce, 2000) : les systèmes à base de capteurs et les systèmes reposant sur la vision.

II.3.B.a.1 Les systèmes à base de capteurs

Ces systèmes sont constitués de dispositifs électroniques raccordés à une unité d'enregistrement. Ils permettent d'étudier la dynamique (acquisition des forces et moments produits), la cinématique (acquisition des déplacements, vitesses et accélérations) et l'activité musculaire. Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéressons à la cinématique de la propulsion en fauteuil roulant. Ainsi, les différents capteurs à notre disposition sont :

- ✓ Les goniomètres : utilisés pour mesurer les variations angulaires entre deux segments. Ils permettent l'étude d'un seul degré de liberté en rotation, ce qui constitue une limite importante pour l'étude d'un mouvement complexe comme la propulsion d'un fauteuil roulant.
- ✓ Les accéléromètres : détectent les variations de vitesse suivant un axe (capteur uni-axial) ou suivant trois axes de l'espace (capteurs triaxiaux). Ces capteurs étant très

sensibles, ils ne sont pas très adaptés au milieu clinique et à l'étude de mouvements chez des blessés médullaires (Koshland et al., 2005).

- ✓ Les capteurs électromagnétiques : se composent d'un émetteur et d'un récepteur. L'émetteur fixe génère un champ magnétique continu capté par les récepteurs, qui fournissent des informations à la fois sur la position et sur l'orientation du segment sur lequel ils sont fixés. Ces capteurs ont fréquemment été utilisés pour l'étude des mouvements du membre supérieur chez des sujets valides (Rezzoug et Gorce, 2008) et chez des sujets pathologiques souffrant par exemple de tétraplégie (Jacquier-Bret et al., 2008). Cependant, ils sont très sensibles à la présence de métal et compte tenu des nombreuses pièces métalliques constituant les différents éléments d'un fauteuil, ils ne sont donc pas très adaptés à l'étude de la propulsion en fauteuil roulant manuel.

II.3.B.a.2 Les systèmes basés sur la vision

Ses systèmes extraient les informations de captures d'images réalisées par des caméras numériques ou optoélectroniques. Les caméras numériques sont les héritières des premiers outils d'analyse du mouvement inventés par Marey et Muybridge (Marey et Demeny, 1885; Muybridge, 1887). Elles présentent de nombreux avantages, comme leur coût qui comparé à celui des systèmes optoélectroniques est relativement faible. Cependant, elles ne permettent que rarement une analyse 3D et n'ont ainsi, à notre connaissance, jamais été validées pour l'étude des mouvements du membre supérieur. Dans le domaine de la recherche expérimentale, les systèmes optoélectroniques ont donc le monopole de l'analyse 3D du mouvement. Ils utilisent en effet des méthodes de reconstruction stéréoscopique pour calculer les coordonnées en trois dimensions d'un marqueur, à partir de ces coordonnées planaires issues d'au moins deux caméras (Cheze, 1993). Par ailleurs, sur le marché, il existe deux grandes familles de systèmes optoélectroniques : les systèmes à marqueurs actifs et les systèmes à marqueurs passifs. Les premiers utilisent des diodes électroluminescentes dont la lumière est captée par des caméras infrarouges. Ces systèmes présentent de nombreux avantages, notamment une capacité à reconstruire le mouvement en temps réel avec une grande précision. Cependant, l'alimentation des diodes génère un encombrement non négligeable. Les seconds utilisent des boules recouvertes d'un scotch rétro-réfléchissant qui renvoient la lumière infrarouge émise par les caméras. Ces systèmes présentent quelques inconvénients, notamment au niveau du temps de préparation de la zone de mesure et du temps de traitement des mouvements enregistrés. Néanmoins, ils sont très largement utilisés

tant en recherche qu'en milieu clinique. De plus, notre laboratoire a d'ores et déjà réalisé de nombreuses études avec ce type de système (Vicon 460, Oxford Metrics, Oxford, UK), et possède ainsi de solides compétences dans l'utilisation de ce type de matériel (Rezzoug et Gorce, 1999; Gorce et Rezzoug, 2000; Rezzoug et Gorce, 2000; Jacquier-Bret et al., 2009; Louis et Gorce, 2009).

II.3.B.b Synthèse

Comme nous venons de le voir, il existe une multitude de systèmes de mesure du mouvement humain. Le choix du matériel découle donc directement des objectifs de l'étude et du matériel disponible dans notre laboratoire. Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéressons à la cinématique de la propulsion en fauteuil roulant dans le but de prévenir les troubles musculosquelettiques par l'évaluation des indices présentés précédemment (II.2). Il nous est donc nécessaire d'utiliser un système précis permettant une analyse 3D et n'étant pas perturbé par la présence du fauteuil et de son ergomètre support. Pour ces raisons, nous avons fait le choix d'un système optoélectronique à marqueurs passifs : le système VICON dont les caractéristiques seront détaillées plus loin (III.2). Dans le cadre de notre étude, nous avons souhaité coupler l'analyse de la cinématique à une analyse de l'activité musculaire des principaux muscles impliqués dans la propulsion. Cette mise en parallèle des données cinématiques, au travers des indices de troubles musculosquelettiques, avec les activations musculaires au cours du cycle constitue une des originalités de notre étude. Cette démarche permet une meilleure analyse des mouvements de propulsion et des risques qu'ils engendrent. Nous allons donc maintenant présenter les différents systèmes utilisables pour cette tâche.

II.4 La mesure de l'activité musculaire

En parallèle de la mesure de la cinématique du mouvement, il est intéressant d'étudier le recrutement musculaire nécessaire à l'exécution de la tâche. En effet, l'analyse de l'activité électrique des muscles permet de mieux comprendre leurs implications lors de la réalisation d'un mouvement. Ainsi, en parallèle des indices de risques de TMS, les données électromyographiques contribuent à l'identification des phases du cycle de propulsion durant lesquelles des efforts importants sont mis en jeu. Il existe deux types de méthodes permettant d'obtenir ces informations : les électromyographies de surface et les électromyographies intramusculaires. La première est un outil très simple d'utilisation et par conséquent parfois

utilisée abusivement et à mauvais escient (De Luca, 1997). Elle permet une mesure non-invasive de l'activité des muscles de surface. Elle enregistre les variations de potentiels d'un ensemble d'unités motrices par l'intermédiaire d'électrodes placées sur la peau en regard du muscle à étudier. Cette technique ne permet cependant pas une analyse fine de la forme des potentiels d'action. Son but est plutôt d'observer le recrutement des unités neuromusculaires en relation avec le mouvement et les forces développées. La deuxième méthode, également appelée électromyographie élémentaire, enregistre les variations de potentiels d'une unité motrice par l'intermédiaire d'aiguilles implantées dans le muscle. Cette technique permet une analyse morphologique de chaque potentiel d'action. Cependant, le caractère invasif de cette méthode est son principal défaut. Par conséquent, dans le cadre de notre étude, nous utiliserons un système d'enregistrement de l'électromyographie de surface. Bien qu'il n'existe pas de relation directe entre la mesure de cette dernière et les forces musculaires développées lors du mouvement, la mise en parallèle des activations musculaires et des indices de troubles musculosquelettiques que nous avons présentés permettra une meilleure compréhension de l'apparition des pathologies. En effet, l'étude de van Rijn et al. conclut que des sollicitations supérieures à 10% de la force volontaire maximale sont associées à des troubles musculosquelettiques, plus particulièrement le syndrome d'empiètement sous-acromial (van Rijn et al., 2010). Ainsi, les phases du cycle de propulsion qui présenteront des activations musculaires et des valeurs des indices de troubles musculosquelettiques élevées seront identifiées comme fortement pathogènes. De ce fait, l'étude électromyographique de la propulsion en FRM complétera l'évaluation ergonomique proposée au travers de nos indices de risques. Ces données permettront aux utilisateurs et aux ergothérapeutes de faire des choix objectifs lors du choix et du réglage d'un nouveau fauteuil roulant. Avant de conclure ce chapitre, nous décrivons le modèle retenu pour la modélisation cinématique de la propulsion.

II.5 Modèle du membre supérieur retenu

Comme nous l'avons présenté précédemment (I.3), le membre supérieur est constitué de trois segments : le bras, l'avant-bras et la main. Cependant, lors de la propulsion en fauteuil roulant, il s'avère que l'utilisation du tronc est habituelle chez les paraplégiques actifs. En effet, elle permet à l'utilisateur d'augmenter l'accessibilité de la main courante et donc tend à rendre sa propulsion plus efficace. Sur la base de ces arguments, pour avoir une analyse pertinente, il convient d'inclure la ceinture scapulaire et le tronc à la chaîne articulaire du

membre supérieur. Ainsi, la chaîne retenue pour la modélisation se compose de cinq segments anatomiques : le tronc, la clavicule, le bras, l'avant-bras et la main (Figure 18). Ces derniers sont reliés entre eux et au reste du corps par cinq articulations situées aux niveaux: du bassin, de la ceinture scapulaire, de l'épaule, du coude et du poignet. Ainsi, le modèle totalise douze degrés de liberté fonctionnels en rotation (Tableau 3).

Tableau 3 : Degrés de liberté anatomiques de la chaîne articulaire du membre supérieur retenue pour la modélisation.

Région	Os impliqués	Articulation	Ddl	Mouvement
Bassin	Os iliaque / vertèbres	Sacro-vertébrale	3	Flexion/Extension
				Rotation latérale
				Rotation axiale
Ceinture scapulaire	Thorax / Clavicule	Thoraco-claviculaire	2	Protraction/Rétraction
				Elévation/Dépression
Epaule	Scapula / Humérus	Gléno-humérale	3	Flexion/Extension
				Adduction/Abduction
				Rotation axiale
Coude	Humérus / Radius-Ulna	Huméro-ulnaire	1	Flexion/Extension
		Radio-ulnaire	1	Pronation/Supination
Poignet	Radius-Ulna / Carpe	Radio-carpienne	2	Flexion/Extension Abduction/Adduction

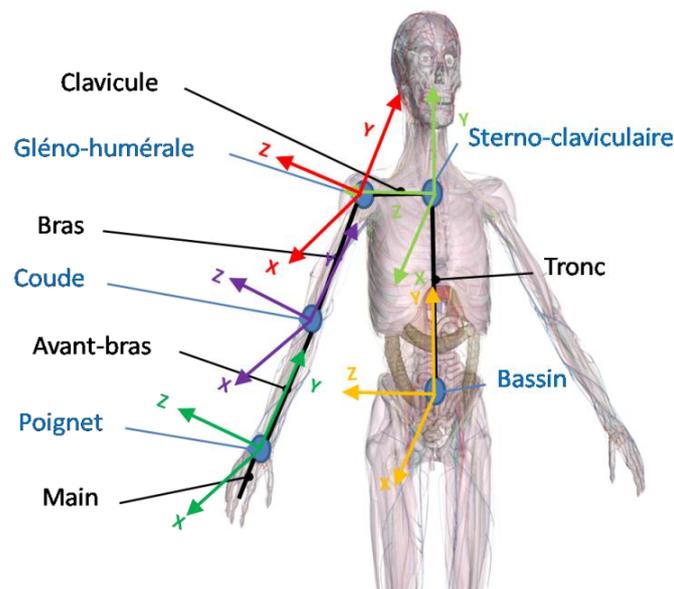


Figure 18 : Modélisation retenue pour la chaîne articulaire du membre supérieur. En noir, les noms des segments et en bleu, ceux des articulations.

II.6 Conclusion

La proposition d'indices pour la prévention des troubles musculosquelettiques du membre supérieur en lien avec la propulsion en fauteuil roulant manuel à mains courantes est une étape essentielle pour la qualité de vie des patients. Les indices que nous proposons permettent de relier les paramètres de la cinématique de propulsion avec le risque de pathologies. La prise en compte des contraintes liées à la propulsion du fauteuil et aux différents systèmes de mesure existants sur le marché, nous a permis de sélectionner les outils les mieux adaptés à notre problématique. Le modèle cinématique retenu nous permet d'extraire les informations nécessaires au calcul de nos indices. Ainsi, les objectifs de la partie expérimentale sont clairement définis et cette dernière peut être mise en place.

Chapitre III

Chapitre III. Méthodes de calculs

III.1 Introduction

Ce chapitre présente les moyens de mesure et les méthodes de calculs utilisés pour la partie expérimentale de cette thèse. Nous commençons donc par une description détaillée des matériels utilisés puis nous présentons les méthodes mises en œuvre pour l'analyse des données.

III.2 Le système de mesure optoélectronique VICON



Figure 19: Le système vicon : unité d'acquisition, détail d'une caméra et zone de mesure.

III.2.A Présentation

Le système VICON 460 (VICON System, Oxford Metrics Inc.) est un système optoélectronique à marqueurs passifs. Le modèle utilisé dans cette étude est composé de six caméras infrarouges en réseau, reliées à l'unité d'acquisition et de synchronisation et à un ordinateur équipé du logiciel « Workstation ». Ce dernier permet la visualisation et l'enregistrement du déplacement des marqueurs rétro-réfléchissants à une fréquence de 120 Hz (Figure 19).

III.2.B Calibrage

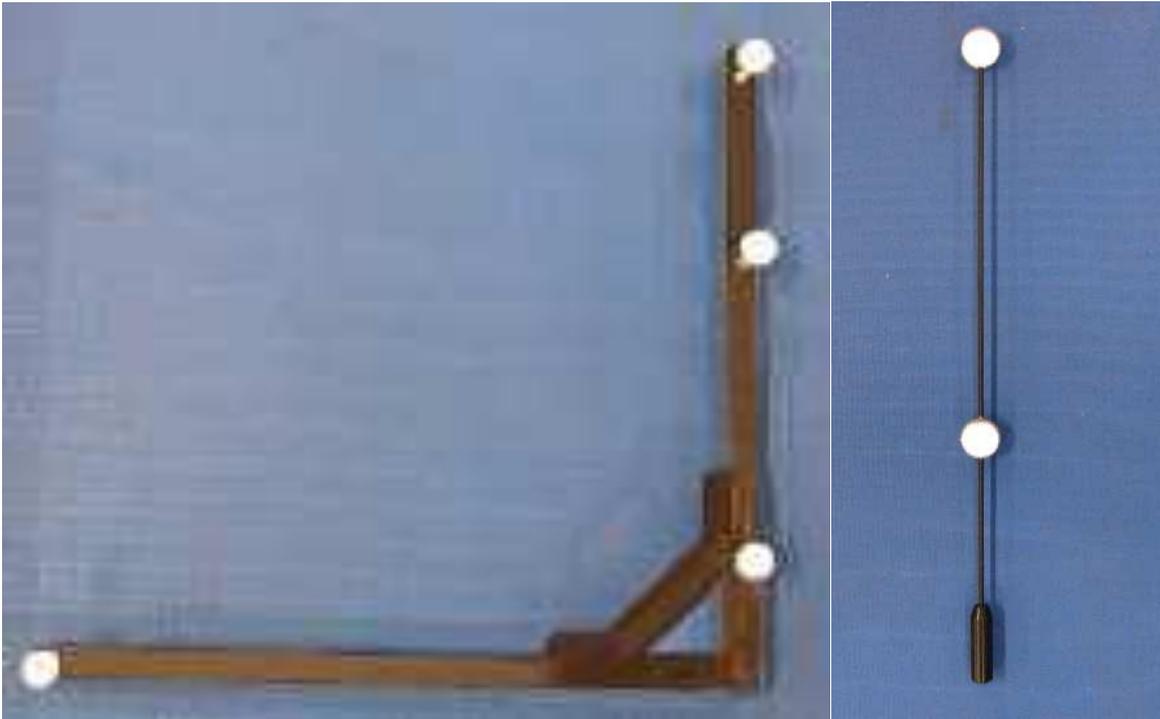


Figure 20 : Objets de calibrage. Statique: "L". Dynamique: baguette.

Le calibrage est une étape primordiale pour l'exploitation des données enregistrées par le système. Il est donc obligatoirement réalisé avant le début de chaque expérimentation. Il se décompose en deux phases :

- ✓ **La phase statique** consiste à enregistrer la position statique d'un objet métallique en forme de « L » sur lequel se trouvent quatre marqueurs (Figure 20). Les dimensions exactes de cet objet sont communiquées par le constructeur et implémentées dans l'interface du logiciel d'acquisition. Cette étape permet de relier géométriquement les caméras entre-elles, autorisant ainsi la reconstruction des coordonnées 3D de la zone de mesure. Enfin, cette première étape sert à créer le repère dans lequel les coordonnées de chaque marqueur seront exprimées.
- ✓ **La phase dynamique** permet d'affiner le calibrage statique de la zone de mesure. Cette phase utilise une baguette dont les dimensions exactes sont connues du système (Figure 20). On enregistre alors le déplacement de la baguette dans le volume 3D dans lequel la mesure sera réalisée puis le système procède à une optimisation des caractéristiques de recoupement 3D de chaque caméra.

La réalisation de ces deux phases permet un calibrage précis du système pour le volume dans lequel la mesure sera réalisée. A partir de cet instant, il faut veiller à ne pas toucher les caméras. En effet, le déplacement, même infime, d'une caméra entraîne une modification de la géométrie et constitue donc une importante source d'erreur dans la reconstruction tridimensionnelle des coordonnées des marqueurs. Il est donc fondamental de veiller à ce qu'aucun déplacement de caméra ne survienne durant l'expérimentation. Pour réduire ce risque au minimum, nous avons réalisé systématiquement un nouveau calibrage avant le passage de chaque sujet.

III.2.C Placement des marqueurs et définition des repères

Les sujets sont équipés de marqueurs rétro-réfléchissants sphériques de 9 mm de diamètre, reposant sur un socle plat permettant leur fixation. Le fauteuil utilisé pour cette expérimentation est équipé de marqueurs sphériques identiques (axes des roues) et de marqueurs ronds collés sur la structure (châssis, dossier, bâtons des roues). Sur le sujet, 32 marqueurs sont positionnés afin de modéliser les cuisses, le tronc et le membre supérieur et le fauteuil est quant à lui équipé de 14 marqueurs (Figure 21 ; Tableau 4). Les marqueurs positionnés sur le sujet sont fixés sur la peau par l'intermédiaire d'un adhésif double-faces hypoallergénique spécialement prévu à cet effet. Le positionnement des marqueurs anatomique est réalisé conformément aux recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005). Ainsi, les marqueurs sont positionnés sur des points osseux caractéristiques et facilement palpables (Figure 21).

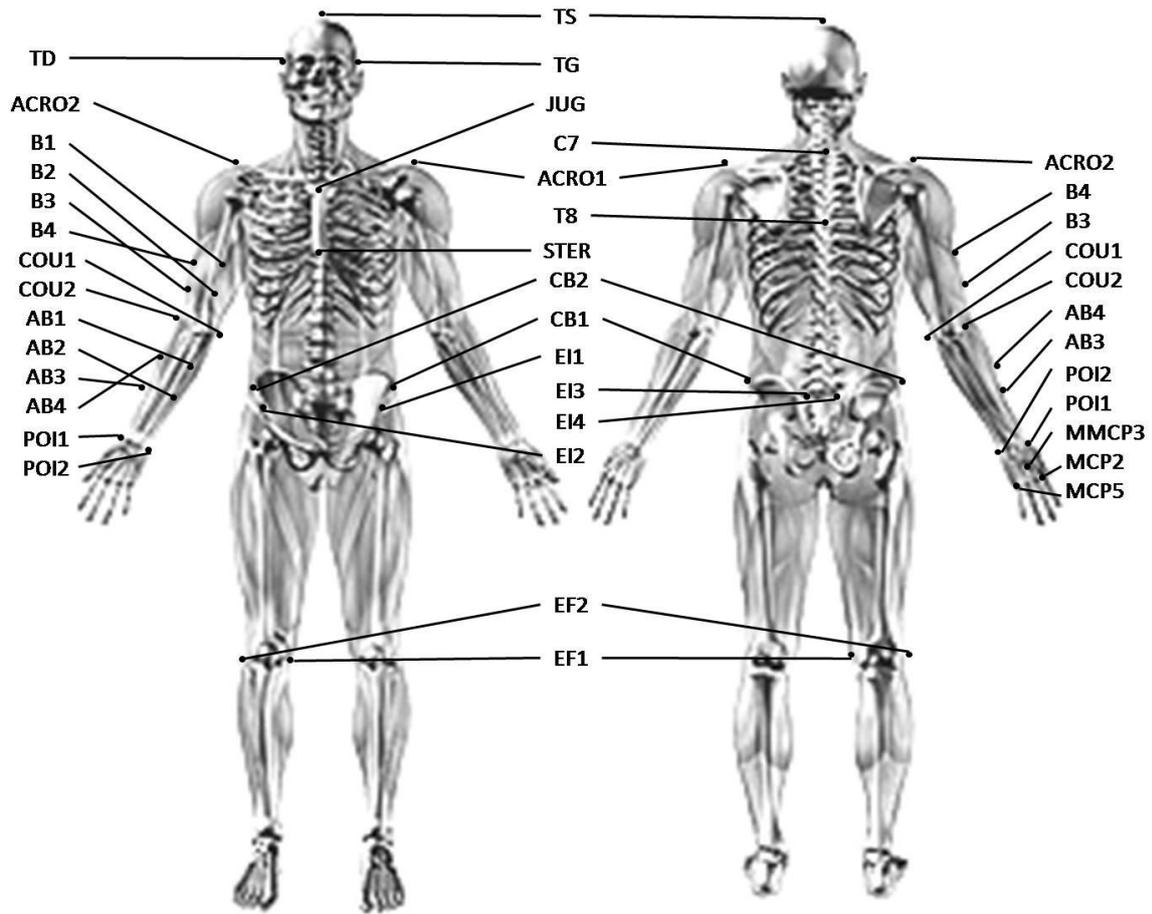


Figure 21 : Positionnement des marqueurs VICON sur le sujet et sur le fauteuil.

Tableau 4: Liste des marqueurs VICON positionnés sur le sujet.

Nom du marqueur	Nom du point anatomique sur lequel le marqueur est positionné
MCP2	Extrémité distale du second métacarpe
MCP5	Extrémité distale du cinquième métacarpe
MMCP3	Milieu du troisième métacarpe
POI1	Processus styloïde radial
POI2	Processus styloïde ulnaire
AB1	Marqueur technique de l'avant-bras n° 1
AB2	Marqueur technique de l'avant-bras n° 2
AB3	Marqueur technique de l'avant-bras n° 3
AB4	Marqueur technique de l'avant-bras n° 4
COU2	Epicondyle latéral du coude droit
COU1	Epicondyle médial du coude droit
B1	Marqueur technique du bras n° 1
B2	Marqueur technique du bras n° 2
B3	Marqueur technique du bras n° 3
B4	Marqueur technique du bras n° 4
ACRO1	Acromion gauche
ACRO2	Acromion droit
TS	Sommet de la tête
TG	Tempe gauche
TD	Tempe droite
JUG	Incisure Jugulaire
STER	Processus xiphoïde du sternum
EI1	Epine iliaque antéro-supérieure gauche
EI2	Epine iliaque antéro-supérieure droite
EI3	Epine iliaque postéro-supérieure gauche
EI4	Epine iliaque postéro-supérieure droite
CB1	Marqueur technique de la crête iliaque gauche
CB2	Marqueur technique de la crête iliaque droite
C7	Processus spinal de la septième vertèbre cervicale
T8	Processus spinal de la huitième vertèbre thoracique
EF1	Epicondyle médial du fémur
EF2	Epicondyle latéral du fémur

Le tableau précédent (Tableau 4) présente les marqueurs utilisés pour la mesure des mouvements du membre supérieur et la définition des repères anatomiques (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005) qui permettront l'étude du geste de propulsion. Ces repères seront détaillés lors de la description du calcul des angles articulaires (III.5.C). Nous utilisons également des marqueurs techniques afin d'avoir une redondance d'informations et ainsi palier aux éventuelles occultations des marqueurs anatomiques lors du mouvement (III.5.C.b). Les

marqueurs positionnés sur le fauteuil permettront de vérifier sa configuration à chaque essai mais aussi de calculer certains paramètres comme la vitesse de déplacement sur l'ergomètre.

III.3 Le système d'enregistrement de l'électromyographie de surface

III.3.A Présentation

L'électromyographie de surface permet l'enregistrement du signal myoélectrique sous-cutané présent lors d'une contraction musculaire. Ce signal correspond aux potentiels d'action de plusieurs unités motrices. Ces derniers sont transmis par le système nerveux périphérique, en provenance de la commande centrale. Dans cette étude, la détection et l'enregistrement du signal myoélectrique ont été réalisés par dérivation bipolaire à l'aide d'électrodes de surface auto-adhésives de 40 mm de diamètre (Blue Sensor Q-00-S, Medicotest, Danemark). Ces électrodes sont prêtes à l'emploi et contiennent une solution électrolytique de chlorure d'argent (Ag/AgCl). Chaque paire d'électrodes est reliée à la carte d'acquisition du système Vicon par l'intermédiaire d'un câble blindé double entrée pré-amplifiant le signal à proximité du lieu de détection (taux de réjection du mode commun CMRR : 100 dB ; Z entrée 10G Ω ; gain : 600 ; bande passante : 6-1600 Hz). Les signaux électromyographiques des huit muscles retenus pour cette étude sont échantillonnés à 1080 Hz.

Tableau 5 : Muscles retenus, implication fonctionnelle.

Muscle	Implication dans le mouvement du membre supérieur
Faisceau supérieur du trapèze	Elévateur de la ceinture scapulaire.
Faisceau supérieur du grand pectoral	Adducteur, rotateur interne et élévateur du bras.
Deltoïde antérieur	Fléchisseur, rotateur interne et adducteur horizontal du bras.
Deltoïde postérieur	Extenseur, rotateur latéral et abducteur horizontal du bras.
Biceps brachial	Fléchisseur du bras, fléchisseur et supinateur du coude.
Triceps brachial	Extenseur du coude.
Grand dorsal	Adducteur, rotateur interne et extension du bras.
Grand droit	Fléchisseur du tronc

III.3.B Choix des muscles

Lors de la propulsion en fauteuil roulant, le bras réalise principalement des mouvements de flexion-extension et d'élévation. En accord avec les cliniciens et les précédentes études sur la propulsion, nous avons donc retenu les huit principaux muscles sous-cutanés impliqués dans ce geste, à savoir : le chef long du triceps brachial, le biceps brachial, les faisceaux antérieur et postérieur du deltoïde, le faisceau supérieur du grand pectoral, le faisceau supérieur du trapèze, le grand dorsal et au niveau des abdominaux le grand droit (Tableau 5).



Figure 22 : Sujet paraplégique équipé des électrodes et des marqueurs passifs du Vicon.

III.3.C Préparation et placement des électrodes

Les paires d'électrodes sont positionnées le long des fibres musculaires en respectant une distance inter-électrodes de 25 mm, conformément aux recommandations européennes sur l'électromyographie de surface (SENIAM, 1999). En plus des paires d'électrodes situées sur les muscles, une électrode dite de référence est positionnée sur un point osseux où ne circule aucun courant myoélectrique. Dans cette étude, nous avons choisi de la positionner sur l'extrémité proximale de la clavicule droite. Afin d'obtenir des signaux avec un minimum de bruit, la peau du sujet est soigneusement préparée avant la pose des électrodes. La préparation consiste en un rasage complet de

la zone, suivi d'une légère abrasion de la peau puis d'un nettoyage à l'alcool à 30°. Cette procédure permet d'enlever les poils et les petits bouts de peau morte et ainsi de diminuer au maximum l'impédance de la peau. Une fois cette étape terminée, on procède à la pose des électrodes (Figure 22) et nous vérifions, avec un ohmmètre, que pour chaque paire, la résistance inter-électrodes est inférieure à 1K Ω . Si cette condition n'est pas réalisée, l'étape de nettoyage est réitérée jusqu'à obtention d'une résistance satisfaisante.

III.4 Dispositif expérimental

Tous les sujets réalisent l'expérimentation dans un fauteuil roulant spécialement modifié (III.4.B). La tâche consiste à propulser le fauteuil à une allure de confort. Afin d'avoir des gestes les plus naturels possibles aucune contrainte n'est imposée en termes de cadence ou de vitesse de propulsion. Compte tenu de la zone calibrée avec le système vicon, nous avons choisi de réaliser la propulsion sur un ergomètre (III.4.A). Ainsi, pour chaque modalité, nous avons pu enregistrer quinze cycles de propulsion, alors qu'avec une propulsion sur le sol nous aurions pu au mieux acquérir deux cycles consécutifs. Chaque acquisition est précédée d'une période d'accommodation de quelques secondes. Cette dernière permet également de faire une acquisition à régime établi et donc de nous affranchir des effets du démarrage sur la cinématique du geste. Les conditions de réglages sont randomisées afin d'éviter tout effet d'apprentissage. Les douze conditions de réglages retenues couvrent la majeure partie des gammes de réglages proposées sur les fauteuils du marché. Elles se décomposent en trois hauteurs d'assise : 44 cm, 47 cm et 50 cm et quatre positions antéropostérieures de l'axe des roues : -3.0 cm, 0.0 cm, 4.2 cm et 7.2 cm. La hauteur est mesurée entre le sol et l'arrière de l'assise. La position antéropostérieure est évaluée par rapport à la verticale de l'intersection de l'assise et du dossier selon un axe dirigé vers l'avant.

Après avoir réalisé la série de propulsion, nous réalisons une prise statique de chaque sujet afin d'établir les relations entre les repères anatomiques et techniques et nous enregistrons pour chaque muscle, trois contractions isométriques maximales. Chaque contraction dure 5 secondes et une phase de repos de 5 minutes de récupération passive est observée entre chaque tentative afin d'éviter les phénomènes de fatigue. Les postures choisies pour réaliser ces contractions sont celles décrites dans la littérature (Kendall et al., 1993; Ludwig et al.,

2004). Sur les trois essais, celui présentant la plus grande activation est retenu pour normaliser les signaux acquis durant les mouvements de propulsion (Heintz et Gutierrez-Farewik, 2007; Bonnefoy et al., 2009).

III.4.A L'ergomètre à rouleaux

L'ergomètre à rouleaux utilisé pour cette étude a été conçu et réalisé au sein du laboratoire. Il est composé d'un châssis rigide en bois sur lequel viennent se fixer deux ergocycles à rouleaux (TACX T1200 Rollertrack) équipés de leur système de frein magnétique permettant de faire varier la résistance (TACX T1350 Speedmatic). Chaque roue arrière peut être placée sur un ou deux rouleaux, permettant ainsi de toujours pouvoir observer la dissymétrie de la propulsion (Figure 23). Le positionnement sur un rouleau procure des sensations plus proches de la propulsion sur sol mais le réglage et la sécurisation du fauteuil sont plus délicats et plus longs. Dans notre étude, nous avons choisi de positionner le fauteuil sur les deux rouleaux (Figure 22). De plus, nous avons utilisé des roues à bandage afin de limiter les forces de frottements et les différences avec la propulsion sur sol. Cette configuration permet également de conserver la sensation de déséquilibre antéropostérieur qui est supprimée par les nombreuses sangles servant à sécuriser le fauteuil lorsqu'il est positionné sur un seul rouleau (Figure 23).

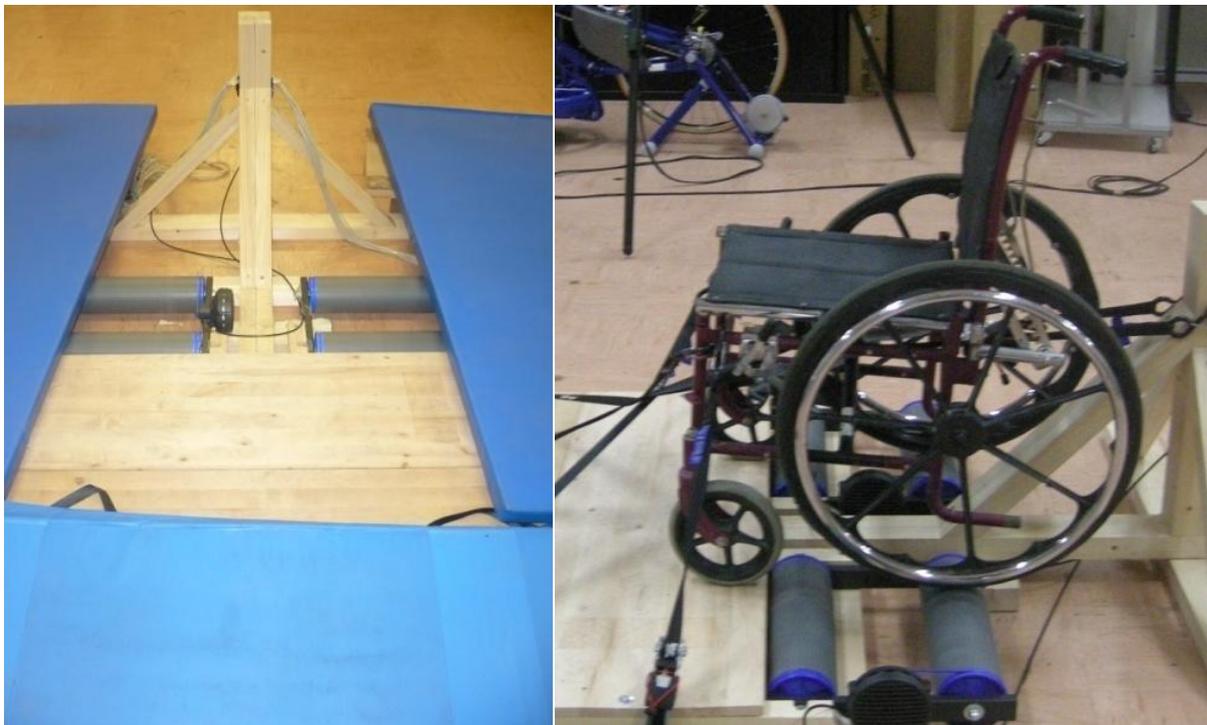


Figure 23 : L'ergomètre à rouleaux et ses tapis de protection (à gauche), en configuration avec les roues arrière sur un seul rouleau (à droite).

III.4.B Le fauteuil expérimental

Le fauteuil expérimental est un fauteuil standard non réglable (INVACARE POIRIER variable). Le dossier a été remplacé par des sangles de sorte que les marqueurs du système optoélectronique ne soient pas occultés. De chaque côté du châssis, nous avons fixé une plaque perforée en aluminium afin de faire varier la position de l'axe des roues (Figure 24). Elle autorise une position antéropostérieure des roues de -3.0 cm à +11.7 cm et une variation de la hauteur arrière de l'assise de 42.5 cm à 51.5 cm. L'axe d'origine correspond aux réglages 0 cm en antéropostérieur et 47 cm en hauteur. La largeur de l'assise est de 44 cm et la profondeur de 42 cm. L'angle avec le dossier est fixé à 90° et tous les autres réglages, tels par exemple l'inclinaison de l'assise ou le carrossage des roues sont maintenus constant.

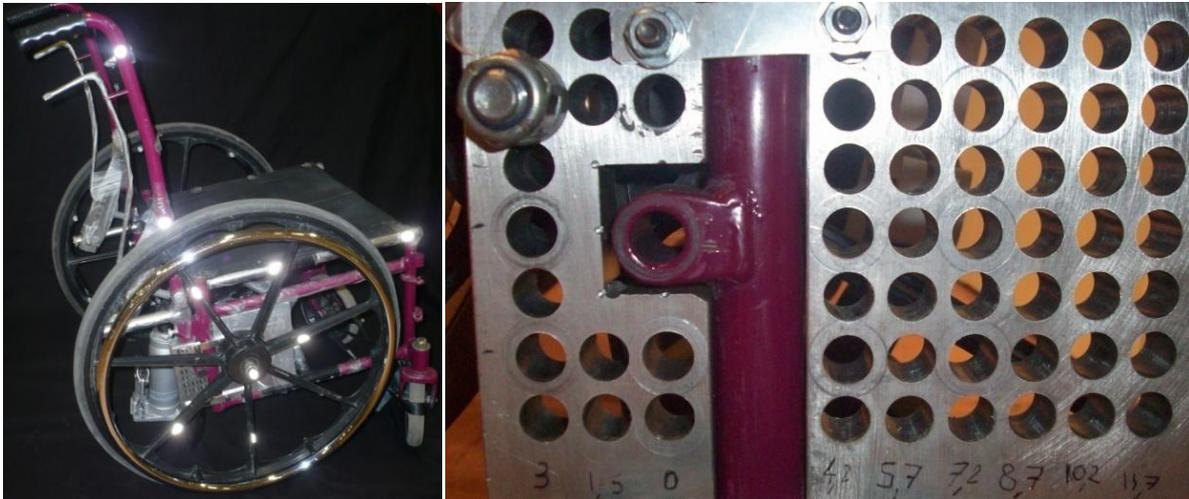


Figure 24 : Le fauteuil expérimental et la plaque de réglage.

III.5 Analyse des données

La première étape du traitement consiste, pour chaque essai de chaque sujet, à reconstruire et labelliser les trajectoires des 46 marqueurs vicon positionnés sur le sujet (32) et le fauteuil (14) (Figure 25). Les trajectoires sont ensuite vérifiées minutieusement afin d'éliminer les marqueurs « fantômes » et les erreurs de trajectoires : « cross over ». Enfin, les données cinématiques et électromyographiques sont exportées au format ASCII (fichier.csv) pour être traitées par l'intermédiaire du logiciel Matlab (The Mathworks, Inc., Natick, MA, USA). Les figures suivantes permettent de visualiser les données cinématiques (Figure 26) et électromyographiques (Figure 27 ; Figure 28) avant traitements.

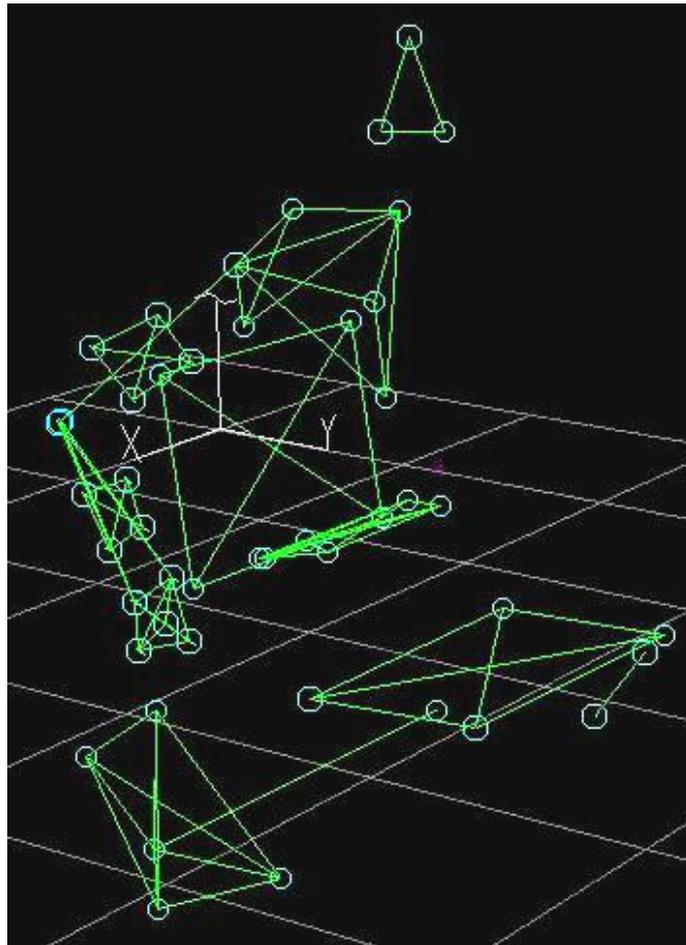


Figure 25 : Reconstruction et labellisation des marqueurs Vicon.

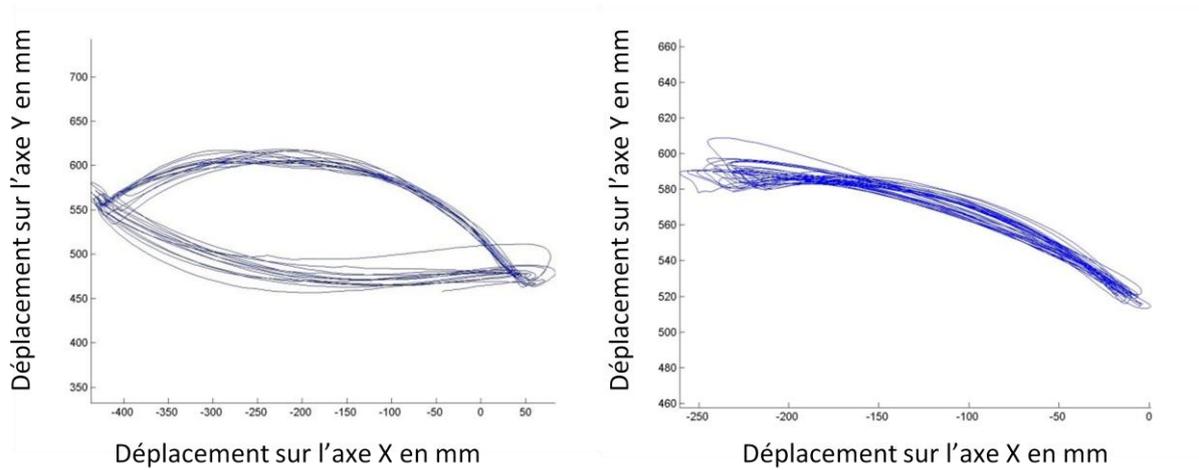


Figure 26 : Trajectoire du poignet dans le plan sagittal pour le réglage d'origine du fauteuil pour un sujet paraplégique à gauche et un sujet valide à droite (sujets 11 et 9 réglage 47 cm /0 cm).

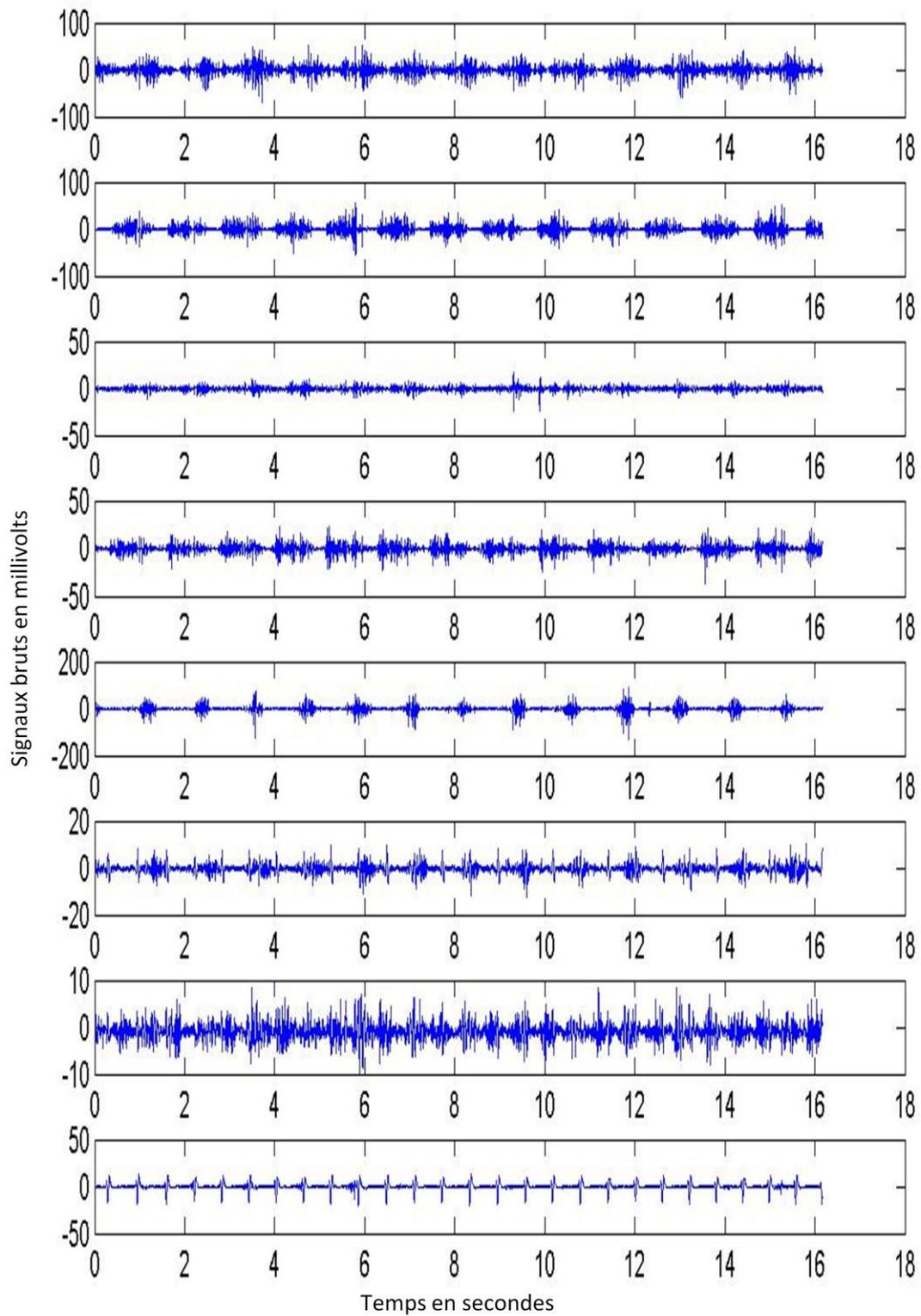


Figure 27 : EMG bruts d'un sujet paraplégique pour le réglage d'origine du fauteuil pour les huit muscles. De haut en bas : deltoïde claviculaire, deltoïde scapular, trapezius, triceps brachii, biceps brachii, pectoralis major, latissimus dorsi et rectus abdominis (sujet 11 réglage 47 cm /0 cm).

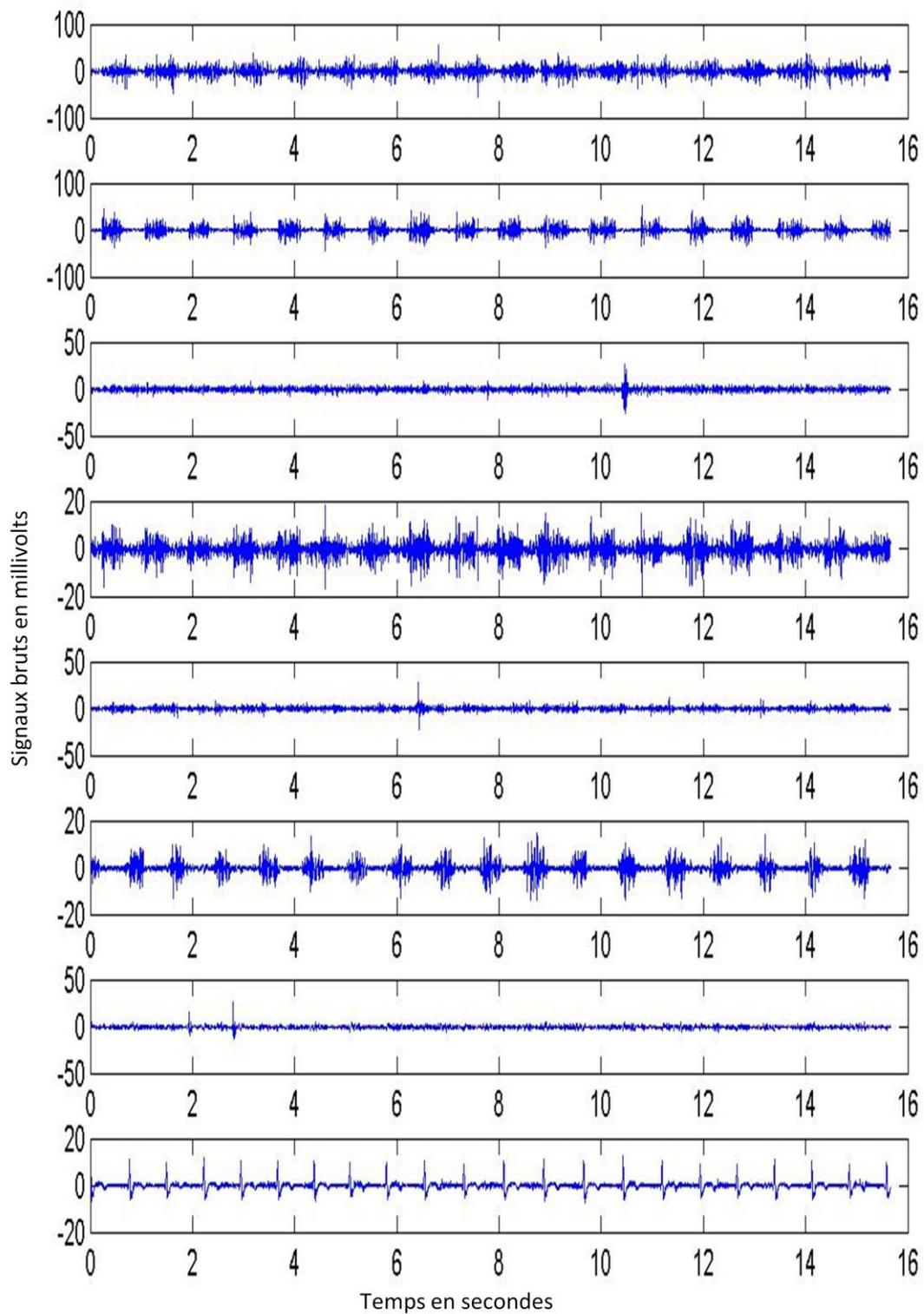


Figure 28 : EMG bruts d'un sujet valide pour le réglage d'origine du fauteuil pour les huit muscles. De haut en bas : deltoïde claviculaire, deltoïde scapular, trapezius, triceps brachii, biceps brachii, pectoralis major, latissimus dorsi et rectus abdominis (sujet 9 réglage 47 cm / 0 cm).

III.5.A Filtrage des données cinématiques

Le filtrage permet de retirer le bruit des signaux enregistrés et les mouvements de marqueurs dus à des chocs. Pour cela, on applique, avant tout traitement, un filtre passe bas à l'ensemble des données cinématiques (Alberts et al., 2002; Gorce et Bendahan, 2005; Geronimi et Gorce, 2007). Il existe différents types de filtres qui sont caractérisés par leur ordre et leur fréquence de coupure. Le choix du filtre et en particulier de sa fréquence de coupure affecte directement la qualité des données. Dans la littérature, les filtres choisis ont généralement des fréquences de coupure entre 5 Hz et 10 Hz. Le choix de ces dernières est souvent subjectif. Cependant, Winter (Winter, 1990) propose une méthode objective basée sur l'analyse des résidus. Après analyse, nous avons retenu un filtre Butterworth du second ordre avec une fréquence de coupure de 6.2 Hz. De plus, cette valeur est en accord avec les recommandations de Cooper et al. sur le filtrage des données cinématiques lors de la propulsion en FRM (Cooper et al., 2002).

III.5.B Normalisation du mouvement

En parallèle de l'étude temporelle et afin d'étudier plus précisément le geste de propulsion et les effets du niveau de pratique et de la configuration du fauteuil, nous avons découpé chaque cycle de propulsion. Pour cela, nous considérons qu'un nouveau cycle de propulsion commence lorsque la main entre en contact avec la main courante. Du fait des différences temporelles, chaque cycle a été normalisé de 0 à 100% par une interpolation de type spline cubique. Le cycle de propulsion a ensuite été découpé en une phase propulsive et une phase de récupération, la phase propulsive étant elle-même composée d'une phase de traction et d'une phase de poussée (Newsam et al., 1999; Yang et al., 2006).

III.5.C Calcul des angles articulaires

III.5.C.a Procédure de calcul

Le calcul des angles articulaires de cette étude est basé sur l'hypothèse que chaque segment de la chaîne articulaire du membre supérieur est un corps rigide indéformable. Ce calcul est réalisé à partir des trajectoires de chaque marqueur et un minimum de trois marqueurs par segment est nécessaire. Ainsi, le calcul est réalisé en trois étapes :

- ✓ *Création des repères segmentaires* : les trois marqueurs caractéristiques du segment permettent de définir deux vecteurs et de créer un repère orthonormé direct du segment (par double produit vectoriel) (Tableau 6). Ce dernier se présente sous forme d'une matrice 3*3 contenant les vecteurs de base du repère exprimés dans le repère global.
- ✓ *Calcul de la matrice de rotation* : chaque segment possède un repère permettant de connaître son orientation dans le repère global. La matrice de rotation (R) entre deux segments consécutifs est donc obtenue par produit de la matrice du segment proximal et de la transposée de la matrice du segment distal. Cette matrice permet d'exprimer l'orientation du segment distal par rapport au segment proximal. Si on la complète avec le vecteur colonne des coordonnées de l'origine du segment distal dans le repère proximal et avec la ligne (0 ; 0 ; 0 ; 1), on obtient une matrice 4*4. Cette dernière, la matrice de passage (T), permet le calcul des positions et des orientations du segment distal dans le repère du segment proximal.
- ✓ *Application de la séquence de rotation choisie* : les matrices de rotation R permettent d'obtenir les angles de trois rotations successives entre deux segments consécutifs. Pour cela, on leur applique une séquence de rotation dont le choix affecte les valeurs des angles obtenus (Senk et Cheze, 2006). Le tableau suivant (Tableau 6) récapitule les séquences que nous avons utilisées ainsi que les repères segmentaires. Ces séquences et ces repères sont conformes aux recommandations de la société internationale de biomécanique (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005), excepté lorsque des problèmes de « gimbal lock » apparaissent avec la séquence recommandée. C'est le cas pour l'épaule où nous avons remplacé la séquence Y-X-Y par la séquence Z-X-Y recommandée par Senk (Senk et Cheze, 2006). Les figures ci-après présentent les angles obtenus pour les sept ddl du membre supérieur si aucun traitement du signal n'est effectué (solidification, filtrage...) (Figure 29 ; Figure 30 ; Figure 31).

Pour notre analyse de la propulsion, nous avons retenus les 3 rotations de l'épaule : flexion-extension, abduction et rotation axiale ; la première et la dernière rotation du coude : flexion extension et pronation-supination et enfin les 2 dernières rotations du poignet : déviation radio-ulnaire et flexion-extension.

Tableau 6: Repères anatomiques et séquences utilisées pour le calcul des angles articulaires. Le repère (Xg ;Yg ;Zg) représente le repère global.

Segment	Repère anatomique	Séquence de rotation	Illustration
Tronc	<p>Origine :milieu de [JUG-C7]. Yt : milieu de [STER-T8] → origine. Zt : $Yt \wedge \text{JUG} \rightarrow C7$. Xt : $Yt \wedge Zt$.</p> <p>Rotation e1 : Flexion (-) / Extension (+) e2 : Rotation latérale droite (+) / gauche (-) e3 : Rotation axiale gauche (+) / droite (-)</p>	Z-X-Y	
Clavicule	<p>Origine : JUG. Zc : JUG → ACRO2. Xc : $Yt \wedge Zc$. Yc : $Zc \wedge Xc$.</p> <p>Rotation e1 : Protraction (+) / Rétraction (-) e2 : Elévation (-) / Dépression (+) e3 : Rotation axiale arrière (+) / avant (-)</p>	Y-X-Z	
Humérus	<p>Origine : Centre de rotation de l'épaule (CR_{EP}) Yh : milieu de [COU1-COU2] → Origine Xh : Origine → COU2 \wedge Origine → COU1. Zh : $Xh \wedge Yh$.</p> <p>Rotation e1 : Flexion (+) / Extension (-) e2 : Elévation (-) e3 : Rotation axiale médiale (+) / latérale (-)</p>	Z-X-Y	
Avant-bras	<p>Origine : POI1. Yf : POI1 → milieu de [COU1-COU2]. Xf : $Yf \wedge \text{COU1} \rightarrow \text{COU2}$. Zf : $Xf \wedge Yf$.</p> <p>Rotation e1 : Flexion (+) / Hyper-extension (-) e2 : Carrying angle, interne (+) / externe (-) e3 : Pronation (+) / Supination (-)</p>	Z-X-Y	
Main	<p>Origine : MMCP3. Zm : MCP5 →MCP2. Xm : MMCP3→ MCP2 \wedge MMCP3→ MCP5. Ym : $Zm \wedge Xm$.</p> <p>Rotation e1 : Rotation axiale de la main e2 : Déviation radiale (-)/ ulnaire (+) e3 : Flexion (+) /Extension (-)</p>	Y-X-Z	

III.5.C.b Utilisation des marqueurs techniques

Les repères présentés ci-dessus utilisent les marqueurs positionnés sur des points anatomiques facilement repérables par palpation. Cependant, au cours d'un cycle de propulsion, il est très fréquent que les marqueurs du bassin, du coude et du poignet disparaissent, rendant alors impossible les calculs des angles du membre supérieur. Pour palier ce problème, nous avons apporté de la redondance dans la mesure du mouvement avec l'utilisation de marqueurs techniques. Ces marqueurs sont positionnés sur n'importe quelle partie du segment, à la seule condition de ne pas être alignés et donc d'être visibles par la majorité des caméras durant la totalité du mouvement. Un repère est associé à chaque groupe de marqueurs et l'on calcule les matrices de passage entre les repères anatomiques et les repères techniques pour la prise statique. En effet, lors de cette dernière, tous les marqueurs sont visibles et il devient donc possible de connaître les positions des marqueurs et des repères anatomiques à partir des repères techniques. Cette procédure permet de reconstruire par interpolation les trajectoires des marqueurs anatomiques occultés lors du mouvement. Pour simplifier cette étape du traitement, nous avons développé une interface facilitant la reconstruction des marqueurs (Annexe I : Précision et Interface du système VICON).

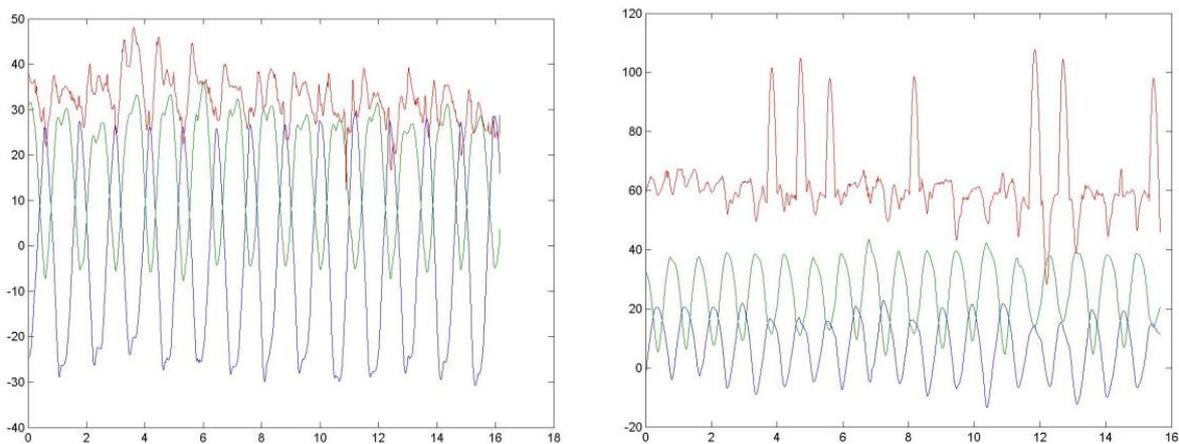


Figure 29 : Angles brut (°) de l'épaule en fonction du temps (s) pour le réglage d'origine du fauteuil, pour un sujet paraplégique à gauche et un sujet valide à droite (sujets 11 et 9 réglage 47 cm /0 cm). La flexion-extension est représentée en bleu, l'élévation en vert et la rotation axiale en rouge.

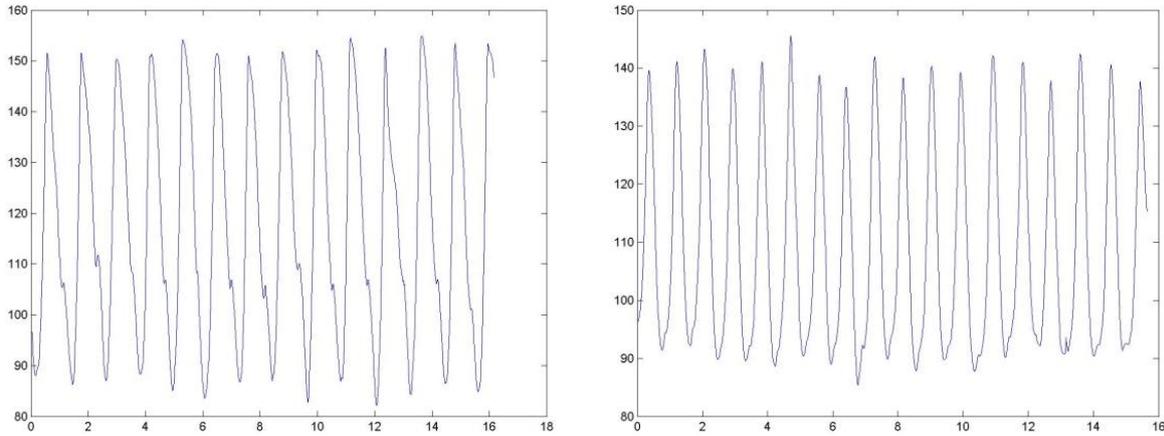


Figure 30 : Flexion-extension brute ($^{\circ}$) du coude en fonction du temps (s) pour le réglage d'origine du fauteuil, pour un sujet paraplégique à gauche et un sujet valide à droite (sujets 11 et 9 réglage 47 cm /0 cm).

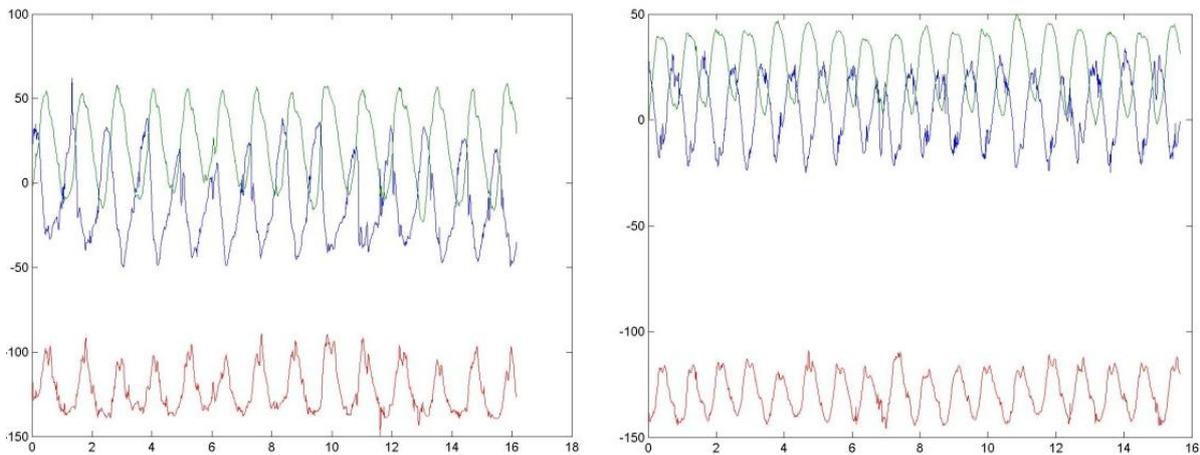


Figure 31 : Angles brut ($^{\circ}$) du poignet en fonction du temps (s) pour le réglage d'origine du fauteuil, pour un sujet paraplégique à gauche et un sujet valide à droite (sujets 11 et 9 réglage 47 cm /0 cm). La flexion-extension est représentée en bleu, la déviation radio-ulnaire en vert et la pronation-supination en rouge.

III.5.D Calcul de l'activation musculaire

Le calcul de l'activation musculaire lors du mouvement de propulsion se fait en plusieurs étapes. La première est le filtrage des signaux enregistrés lors des mouvements et des contractions isométriques volontaires maximales. Le premier filtre est un double-filtre numérique zéro-lag passe haut de type Butterworth d'ordre dix et de fréquence de coupure 20 Hz. Il permet l'élimination du bruit ambiant. Ensuite, le signal est rectifié, c'est-à-dire qu'il est remplacé par sa valeur absolue. Enfin, on applique un dernier filtre numérique zéro-lag passe bas de type Butterworth d'ordre trois et de fréquence de coupure 5 Hz. Ces deux dernières étapes permettent de lisser la courbe et d'obtenir l'enveloppe linéaire du signal. Sur les

enveloppes provenant des contractions maximales, on calcule la moyenne glissante du signal sur une fenêtre de 0.5 secondes puis, on utilise la valeur maximale pour normaliser les enveloppes des signaux acquis pour les différents mouvements. Après interpolation de ces derniers, on obtient l'activation musculaire au cours du geste (Hof et al., 2005), procédure de traitement classique dans la littérature (Heintz et Gutierrez-Farewik, 2007; Duc et al., 2008; Bonnefoy et al., 2009; Louis et Gorce, 2009, 2010). Les paramètres retenus pour son étude sont l'EMGi : l'intégrale de l'enveloppe linéaire (Masse et al., 1992; Bonnefoy et al., 2009) et la valeur maximale du signal (Mulroy et al., 1996). De plus, nous considérons que le signal traduit une activité musculaire significative lorsqu'il dépasse 5% de la contraction maximale pendant plus de 5% du temps d'un cycle de propulsion complet (Mulroy et al., 1996; Mulroy et al., 2004; Yang et al., 2006).

De manière identique aux mesures cinématiques, nous nous sommes préalablement assurés de la répétabilité et de la reproductibilité des mesures électromyographiques des muscles du membre supérieur. Pour cela, nous avons réalisé et publié une étude sur un geste de préhension (Bonnefoy et al., 2009). A la différence des systèmes optoélectroniques, il n'existe pas de référence in-vivo pour la comparaison des mesures. C'est pourquoi nous avons vérifié les reproductibilités relative et absolue de nos mesures pour différentes conditions expérimentales. Dans ce but, nous utilisons un indice de corrélation intra classe et la quantification de l'erreur de mesure standard (Shrout et Fleiss, 1979; Stratford et Goldsmith, 1997; Weir, 2005).

III.5.E Implémentation des indices de troubles musculosquelettiques

Les indices de TMS développés au chapitre précédent (II.2) sont ainsi quantifiables à partir des angles mesurés. On a donc pour l'épaule, le coude, le poignet et le membre supérieur dans son ensemble, les équations suivantes :

$$\begin{aligned}
 TMS_{\text{épaule}} = & 0.15[0.5(FEE(A) > 0.8 * 270) + 0.4(EE(A) > 0.8 * 180) + 0.1(RE(A) > 0.8 * 180)] \\
 & + 0.6 \left[0.5 \left(\frac{\left(\tanh\left(\frac{|FEE|}{6} - 7.5\right) + 1\right)}{2} \right) + 0.4 \left(\frac{\left(\tanh\left(\frac{|EE|}{6} - 7.5\right) + 1\right)}{2} \right) + 0.1(RE > 0) \right] \\
 & + 0.15(BMIQ) + 0.1 \left(1 - \frac{\text{Qualité du fauteuil}}{100} \right)
 \end{aligned}$$

Où FEE, EE et RE sont la flexion-extension, l'élévation et la rotation interne-externe de l'épaule ; (A) représente l'amplitude de l'angle considéré au cours d'un cycle de propulsion

complet ; BMIQ est le risque lié au surpoids de l'utilisateur (II.2.B.d.1) et la qualité du fauteuil est un chiffre compris entre 0 et 100 (II.2.B.d.2).

$$TMS_{coude} = 0.15(FEC(A) > 0.8 * 135) + 0.6 \left(\frac{\left(\tanh\left(\frac{|FEC - 90|}{4} - 17\right) + \tanh\left(\frac{|FEC - 130|}{2} - 38\right) + 2 \right)}{2} \right) + 0.15(BMIQ) + 0.1 \left(1 - \frac{\text{Qualité du fauteuil}}{100} \right)$$

Avec FEC l'angle de flexion-extension du coude.

$$TMS_{poignet} = 0.15[0.7(FEP(A) > 0.8 * 150) + 0.2(DP(A) > 0.8 * 65) + 0.1(PS(A) > 0.8 * 165)] + 0.6 \left[0.1(PS > 0) + 0.2 \left(\frac{\left(\tanh\left(\frac{|DP - 2.5|}{2} - 6\right) + 1 \right)}{2} \right) + 0.7 \left(\frac{\left(\tanh\left(\frac{|FEP|}{5} - 5\right) + 1 \right)}{2} \right) \right] + 0.15(BMIQ) + 0.1 \left(1 - \frac{\text{Qualité du fauteuil}}{100} \right)$$

Avec FEP, DP et PS la flexion-extension, la deviation radio-ulnaire du poignet et la pronation-supination de l'avant-bras.

La première partie de ces équations relate l'effet de l'amplitude articulaire sur le risque de TMS. La partie centrale permet de réaliser les courbes du risque en fonction de l'angle (II.2.B.a) et la dernière partie traite de l'influence du surpoids de l'utilisateur et de la qualité mécanique de son fauteuil. Dans le cadre de cette étude, tous les usagers utilisent le même fauteuil expérimental pour lequel nous avons considéré que la qualité est optimale (=100).

Conformément à la prévalence des TMS reportée dans la littérature (Dalyan et al., 1999), le risque de TMS du membre supérieur dans son ensemble est caractérisé par l'équation suivante :

$$TMS_{membre} = 0.6 * TMS_{épaule} + 0.1 * TMS_{coude} + 0.3 * TMS_{poignet}$$

Pour ces quatre indices, nous nous sommes intéressés à deux paramètres: le pic au cours des deux phases de propulsion et la valeur de l'intégrale au cours du cycle complet. Pour cette dernière, l'indice a été intégré séparément sur les phases de propulsion et de récupération. En effet, pour chaque articulation, les forces mises en jeu sont plus importantes durant les phases de propulsion. De plus, van Rijn et al. ont montré que les forces supérieures à 10% de la force maximale sont un facteur de risque de troubles musculosquelettiques (van Rijn et al., 2010). C'est pourquoi nous avons arbitrairement affecté un coefficient de 0.8 à ces phases et de 0.2 à la phase de récupération.

III.5.F Variables dépendantes

Notre étude investigate les paramètres cinématiques, électromyographiques et les indices de risques de troubles musculosquelettiques. Dans le cadre de l'analyse cinématique de la propulsion en fauteuil roulant manuel à mains courantes, les paramètres suivants ont été calculés : le temps de cycle, le temps absolu et le temps relatif de chaque phase du cycle de propulsion, la vitesse moyenne de déplacement, les angles du membre supérieur au contact, vertex et lâché de la main courante, les angles de contact et de lâché de la main courante et toutes les amplitudes correspondantes. Les angles du membre supérieur considérés ici sont : la flexion-extension, l'élévation (abduction-adduction) et rotation axiale de l'épaule, la flexion-extension du coude, la pronation-supination de l'avant-bras ainsi que la flexion-extension et la déviation radio-ulnaire du poignet. Dans un second temps, nous étudions les paramètres électromyographiques à savoir pour l'activation musculaire la valeur pic et l'intégrale du signal pour le cycle de propulsion dans sa globalité et pour chacune de ses trois phases. Enfin, pour l'étude des indices de troubles musculosquelettiques, nous nous sommes inspirés de l'étude de l'activité musculaire et avons donc calculé les valeurs pics et intégrées pour chaque articulation et pour le membre supérieur dans son ensemble.

III.5.G Analyse statistique

L'intégralité du plan statistique a été effectuée avec le logiciel STATISTICA 7.1 (StatSoft, Tulsa, OK, USA). Pour chaque variable, la normalité des données a été vérifiée avec le test de Shapiro-Wilk, l'homogénéité des variances avec le test de Levene et la sphéricité avec le test de Mauchly (Winter et al., 2001). Lorsque que la condition de sphéricité n'est pas satisfaite, la significativité de la statistique de test F est ajustée conformément à la procédure de Greenhouse-Geisser lorsque l'épsilon du facteur de correction est inférieur à 0.75 ou à la procédure de Huyn-Feld lorsque l'épsilon du facteur de correction est supérieur à 0.75 (Vincent, 1999). Une analyse de variance (ANOVA) à trois voies pour mesures répétées a été utilisée afin d'analyser l'effet du niveau d'expertise, de la hauteur d'assise et de la position antéropostérieure des roues. Dans le but de mettre en lumière les différences significatives, le test post-hoc de Newman-Keuls a été retenu (Howell, 1997; Howell, 1998). Lorsque l'hypothèse de normalité n'était pas vérifiée, nous avons retenu une ANOVA non paramétrique de Friedman avec un test post-hoc de Wilcoxon (Vincent, 1999). Pour chacun de ces tests, le seuil de significativité a été fixé à 5%.

III.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons décrit les différentes méthodes relatives au traitement des données cinématiques, électromyographiques et des indices de TMS. Le chapitre suivant présente le protocole et les résultats expérimentaux.

Chapitre IV

Chapitre IV. Protocole expérimental

IV.1 Introduction

Ce chapitre présente la partie expérimentale de cette thèse. L'objectif est de tester la sensibilité et la pertinence des indices de risque de troubles musculosquelettiques. Ainsi, après une présentation rapide de la population étudiée, nous présentons et discutons nos résultats. Les premiers concernent l'effet des réglages, hauteur d'assise et position antéropostérieure des roues, sur les paramètres cinématiques du membre supérieur lors de la propulsion d'un fauteuil roulant manuel à mains courantes. Les suivants traitent des modifications du recrutement musculaire engendrées par ces mêmes réglages. Enfin, nous détaillons les effets des réglages sur les indices de risque de troubles musculosquelettiques.

IV.2 Population étudiée

Pour ce protocole expérimental, vingt sujets volontaires, tous masculins et droitiers ont été recrutés. La moitié d'entre eux sont des paraplégiques, utilisateurs quotidiens et donc experts. Nous avons établi en accord avec les ergothérapeutes que pour être considéré comme des experts de la propulsion en fauteuil, le nombre d'années d'utilisation quotidienne devait être supérieur ou égal à quatre. Les dix autres sujets sont des valides débutants n'ayant jamais utilisé de fauteuil, nous les qualifierons donc de sujets novices. A ce jour, aucun d'entre eux ne présentait ou n'avait été sujet à une pathologie ou des douleurs du membre supérieur. Les caractéristiques des sujets sont présentées dans le tableau suivant (Tableau 7). Avant sa participation à l'étude, chaque sujet a été informé oralement et par écrit des conditions et modalités expérimentales, de ses droits à se rétracter à tout instant et de l'anonymat des résultats, conformément à la déclaration d'Helsinki. Après avoir signé le consentement éclairé, chaque sujet pouvait prendre part à la campagne de mesure.

Tableau 7 : Caractéristiques des sujets.

Sujet numéro	Groupe	Expérience en fauteuil	Taille	Masse	Age	Pathologie
5	débutant	0	163	56	28	aucune
6	débutant	0	180	65	23	aucune
7	expert	4	180	70	22	Paraplégie T6 incomplète
8	expert	20	130	37	25	Spina-bifida L1
9	débutant	0	168	68	26	aucune
10	expert	16	152	50	21	Spina-bifida T10
11	expert	4	190	72	19	Paraplégie L2 incomplète
12	débutant	0	187	79	19	aucune
13	débutant	0	185	74	21	aucune
14	expert	6	180	80	46	Paraplégie L1 complète
15	débutant	0	174	85	25	aucune
16	expert	7	169	79	17	IMC
17	débutant	0	173	69	20	aucune
18	expert	18	161	55	23	Paraplégie T10 complète
19	débutant	0	176	66	25	aucune
20	expert	5	176	95	46	Paraplégie T10 complète
21	débutant	0	171	68	18	aucune
22	débutant	0	178	73	24	aucune
23	expert	5	180	76	39	Paraplégie T5 complète
24	expert	8	174	85	41	Paraplégie L2 complète
moyenne	débutants	0	175±7	70±8	23±3	
moyenne	experts	9.3±6.2	169±17	70±17	30±11	

IV.3 Objectifs

Comme nous l'avons montré précédemment, la propulsion d'un fauteuil roulant manuel est très traumatisante pour les membres supérieurs (Bayley et al., 1987). Ainsi, pour les utilisateurs de fauteuil, les troubles musculosquelettiques du membre supérieur sont source de douleurs mais aussi d'une perte d'autonomie et donc d'une diminution importante de leur qualité de vie. Il est donc primordial d'agir pour prévenir ces pathologies, ce qui nécessite au préalable une connaissance plus approfondie du geste et de l'influence de la configuration du fauteuil sur les paramètres cinématiques et électromyographiques. Cette étape doit selon nous être complétée par une quantification des risques permettant la comparaison des différentes techniques de propulsion et des différents réglages du fauteuil. La réalisation de ces étapes est un facteur nécessaire à l'atteinte de l'objectif suivant : aider les utilisateurs et le personnel médical dans un choix et une configuration du fauteuil les moins traumatisants possibles. Cet objectif présente un caractère novateur car jusqu'à présent, les études portant sur les réglages

du fauteuil roulant se sont généralement focalisées sur l'efficacité de propulsion (Masse et al., 1992; Boninger et al., 2000; Kotajarvi et al., 2004) et pas sur la prévention des pathologies. En effet, à notre connaissance, aucune étude n'a proposé une méthode de quantification des risques de troubles musculosquelettiques. Certaines se contentent, au mieux, de fournir quelques recommandations d'ordre ergonomique (Brubaker, 1990; Cooper, 1998; Boninger et al., 2005; van der Woude et al., 2006).

Dans ce contexte, les objectifs de ce protocole sont d'évaluer les effets des deux principaux réglages d'un fauteuil roulant sur les paramètres cinématiques et électromyographiques du membre supérieur. Il s'agit de la hauteur d'assise et de la position antéropostérieure des roues. La gamme de réglage investiguée se veut représentative des possibilités offertes par la majorité des fauteuils disponibles sur le marché. De plus, nous intégrerons à notre analyse deux niveaux d'expertise de la propulsion en fauteuil et investiguerons un nombre et une gamme de réglages plus importants que les études menées à ce jour (Brubaker, 1986; Walsh et al., 1986; van der Woude et al., 1989a; Masse et al., 1992; Majaess et al., 1993; Boninger et al., 2000; Richter, 2001; Wei et al., 2003; Kotajarvi et al., 2004; Pradon, 2004). La réalisation de cette première analyse sera une première étape vers notre objectif final : la quantification du risque de troubles musculosquelettiques. Cette dernière devra être suffisamment sensible pour assister l'ergothérapeute lors du choix et de la proposition d'un réglage objectif du fauteuil roulant manuel le plus adapté à l'anthropométrie, aux capacités physiques et au niveau d'expertise de l'utilisateur.

IV.4 Résultats

IV.4.A Analyse de la cinématique

Cette première partie des résultats traite des différentes données relatives à la cinématique du mouvement. Pour l'analyse de chaque paramètre, nous nous sommes focalisés sur des instants clés : le contact (C) et le lâché (L) de la main courante ainsi que l'amplitude (A). Pour l'angle de flexion-extension du coude (FEC), nous nous sommes également intéressés à sa valeur lorsque la main était au vertex (V) de la roue. En effet, cet angle est fréquemment étudié dans la littérature et utilisé en clinique pour le réglage du fauteuil. Les autres paramètres cinématiques sont l'angle entre la verticale et la position de la main sur la main courante (MC), la flexion-extension de l'épaule (FEE), l'élévation de l'épaule (EE), la rotation interne-

externe de l'épaule (RE), la pronation-supination de l'avant-bras (PS), la flexion-extension du poignet (FEP) et la déviation radio-ulnaire du poignet (DP). Enfin, nous nous sommes consacrés à l'étude des temps de cycle complet, de propulsion et de récupération, aux pourcentages de la propulsion et de la récupération mais aussi de la phase de traction de la main courante. Afin d'illustrer ces résultats, nous présentons pour un sujet de chaque groupe, les trajectoires brutes du poignet, du coude et de l'épaule dans le plan sagittal pour toutes les conditions de réglage (sujet expert : Figure 33 ; sujet novice : Figure 34).

Les tableaux suivants relatent l'effet du niveau d'expertise de la propulsion en fauteuil (Tableau 8), l'effet de la hauteur d'assise (Tableau 9) et l'effet de la position antéropostérieure des roues (Tableau 10) sur ces paramètres. Les différences significatives pour $p < 0.05$ sont marquées en gras. Pour l'effet de la hauteur d'assise, * indique une différence avec la condition 44 cm et + avec la condition 47 cm. Pour l'effet de la position antéropostérieure des roues, * indique une différence avec la condition -3 cm, + indique une différence avec la condition 0 cm et ° indique une différence avec la condition 4,2 cm.

Cependant, le premier résultat que nous mettons en valeur est la différence de vitesse entre les deux groupes : $p=0.034$ (Figure 32). La raison de ce choix réside dans le fait que ce résultat peut avoir une importance non négligeable lors de l'interprétation des autres résultats, en particulier ceux concernant l'électromyographie de surface.

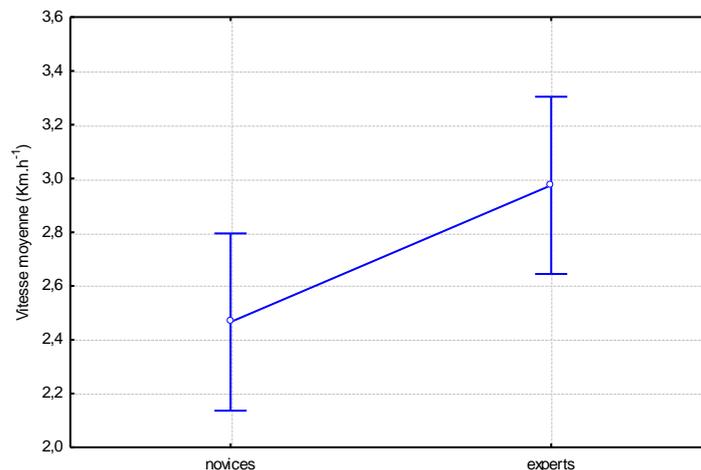


Figure 32 : Effet du niveau d'expertise sur la vitesse moyenne de propulsion.

De plus, nous observons un effet d'interaction entre le niveau d'expertise en fauteuil et la position antéropostérieure de l'axe des roues pour la flexion-extension du coude au contact de la main courante ($F=4.48$; $p=0.006$) et pour les amplitudes de flexion-extension de l'épaule ($F=2.99$; $p=0.039$) et de déviation radio-ulnaire du poignet ($F=6.23$; $p=0.001$).

Tableau 8 : Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres cinématiques pour les deux groupes de sujets.

Paramètre	Groupe		ANOVA		
	Novices	Experts	Valeur du F	Valeur du p	
MC	C	-4,35 \pm 14,77	-18,22 \pm 20,77	4,27	0,053
	L	54,63 \pm 10,09	62,36 \pm 6,98	7,50	0,013
	A	59,71 \pm 17,91	80,58 \pm 20,64	9,59	0,006
FEE	C	-6,71 \pm 13,91	-14,21 \pm 21,53	1,29	0,270
	L	32,37 \pm 11,26	29,76 \pm 20,00	0,29	0,597
	A	40,58 \pm 11,87	45,75 \pm 14,88	0,78	0,387
EE	C	-32,36 \pm 7,07	-34,97 \pm 10,65	0,52	0,481
	L	-3,72 \pm 6,50	-4,45 \pm 9,07	0,06	0,817
	A	30,09 \pm 5,42	32,48 \pm 6,57	0,93	0,347
RE	C	45,49 \pm 11,93	44,99 \pm 18,58	0,01	0,943
	L	52,72 \pm 11,18	49,46 \pm 16,66	0,29	0,595
	A	13,61 \pm 7,46	14,63 \pm 10,91	0,09	0,764
FEC	C	90,48 \pm 11,34	86,09 \pm 15,24	1,01	0,326
	V	92,94 \pm 8,77	100,75 \pm 8,85	8,75	0,008
	L	37,56 \pm 11,12	41,35 \pm 10,78	0,82	0,375
	A	57,16 \pm 10,14	61,04 \pm 10,33	0,93	0,347
FEP	C	-26,81 \pm 13,61	-33,10 \pm 19,12	0,95	0,343
	L	17,58 \pm 11,57	16,08 \pm 12,42	0,16	0,690
	A	53,69 \pm 15,24	63,61 \pm 18,62	2,09	0,165
DP	C	7,12 \pm 14,36	-11,73 \pm 12,35	15,40	0,001
	L	44,19 \pm 8,03	42,31 \pm 9,16	0,55	0,466
	A	43,34 \pm 13,51	63,93 \pm 15,01	12,88	0,002
PS	C	123,77 \pm 15,58	125,46 \pm 18,66	0,06	0,815
	L	114,08 \pm 14,77	117,14 \pm 16,69	0,23	0,639
	A	23,85 \pm 20,24	23,98 \pm 9,30	0,00	0,967
Temps du cycle		1,00 \pm 0,12	1,14 \pm 0,18	5,11	0,036
Temps de Propulsion		0,45 \pm 0,07	0,51 \pm 0,10	3,30	0,085
Temps de récupération		0,55 \pm 0,08	0,63 \pm 0,12	3,75	0,068
% de Propulsion		45,31 \pm 4,59	44,75 \pm 5,08	0,09	0,770
% de Traction		7.6 \pm 7.7	15.3 \pm 7.7	9.30	0.006

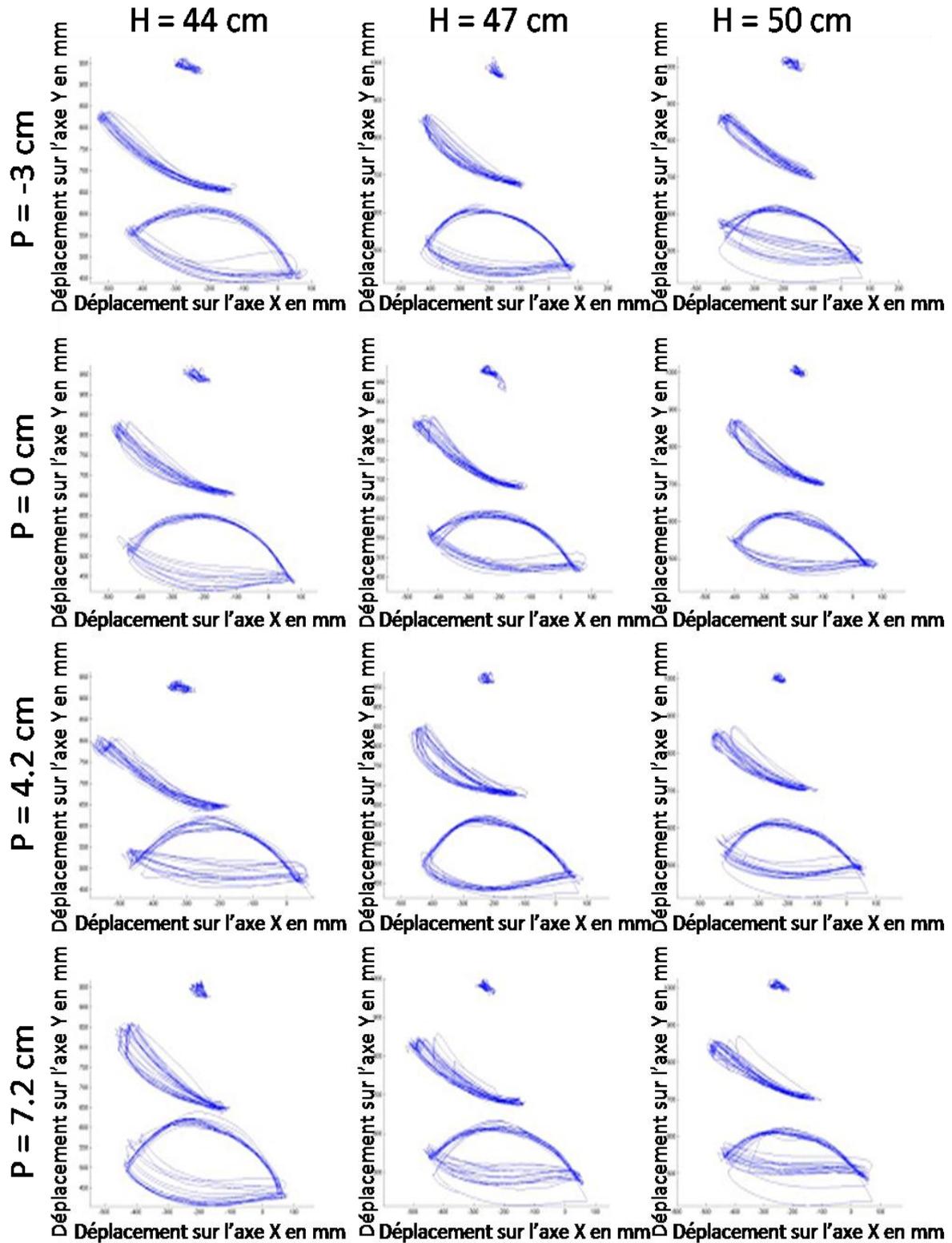


Figure 33 : Trajectoires brutes du poignet, du coude et de l'épaule d'un sujet paraplégique (sujet 11). La colonne de gauche présente les trajectoires pour la hauteur d'assise 44 cm, celle du milieu pour 47 cm et celle de droite pour 50cm. Les réglages de la position antéropostérieure de l'axe sont de -3 cm pour la première ligne, 0 cm pour la seconde, 4.2 cm pour la troisième et 7.2 cm pour la quatrième.

Tableau 9 : Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres cinématiques pour les trois hauteurs d'assise.

Paramètre	Hauteur de l'assise			ANOVA		
	44 cm	47 cm	50 cm	F	p	
MC	C	-9,52 \pm 21,70	-13,14* \pm 17,59	-11,18 \pm 18,36	3,62	0,036
	L	61,27 \pm 10,39	58,89 \pm 8,12	55,32* ⁺ \pm 8,96	14,20	0,000
	A	71,89 \pm 22,56	72,04 \pm 19,53	66,50 ⁺ \pm 23,35	3,76	0,032
FEE	C	-7,53 \pm 18,27	-12,84* \pm 20,97	-11,00 \pm 15,63	4,52	0,017
	L	35,19 \pm 16,29	30,08 \pm 18,89	27,91* ⁺ \pm 12,16	7,49	0,001
	A	45,92 \pm 14,03	43,31* \pm 13,77	40,27* ⁺ \pm 12,78	18,02	0,000
EE	C	-34,41 \pm 10,17	-34,24 \pm 8,35	-32,36* ⁺ \pm 8,70	4,91	0,013
	L	-4,31 \pm 9,60	-3,92 \pm 6,79	-4,02 \pm 7,03	0,14	0,866
	A	32,38 \pm 6,98	31,33 \pm 5,87	30,13* \pm 5,28	8,71	0,001
RE	C	43,40 \pm 16,16	45,12 \pm 15,89	47,21* \pm 14,61	6,81	0,003
	L	52,73 \pm 14,04	51,62 \pm 15,28	48,93* \pm 13,27	4,74	0,014
	A	16,34 \pm 11,97	14,22 \pm 9,12	11,81* \pm 5,22	3,94	0,028
FEC	C	94,58 \pm 13,98	88,84* \pm 11,01	81,43* ⁺ \pm 12,34	53,75	0,000
	V	103,11 \pm 7,50	97,29* \pm 7,66	90,15* ⁺ \pm 8,94	179,26	0,000
	L	41,42 \pm 12,61	38,62* \pm 9,29	38,33* \pm 11,01	5,93	0,005
	A	63,66 \pm 9,97	59,58* \pm 9,59	54,06* ⁺ \pm 9,42	91,57	0,000
FEP	C	-28,07 \pm 18,82	-31,26 \pm 16,19	-30,54 \pm 15,42	1,87	0,169
	L	20,62 \pm 14,08	17,98 \pm 9,59	11,89* ⁺ \pm 10,23	15,83	0,000
	A	62,96 \pm 18,86	59,51* \pm 16,85	53,48* ⁺ \pm 16,14	31,75	0,000
DP	C	0,76 \pm 18,87	-3,56* \pm 15,20	-4,13* \pm 14,45	6,12	0,005
	L	43,88 \pm 10,76	44,21 \pm 6,26	41,65 \pm 8,20	2,30	0,115
	A	53,46 \pm 18,82	54,40 \pm 17,40	53,04 \pm 16,68	0,79	0,462
PS	C	123,68 \pm 17,23	125,22 \pm 16,25	124,95 \pm 18,16	0,85	0,434
	L	113,04 \pm 15,09	115,78 \pm 16,23	118,01* \pm 15,86	6,81	0,003
	A	24,48 \pm 9,17	23,49 \pm 9,74	23,77 \pm 23,83	0,09	0,912
Temps du cycle	1,09 \pm 0,20	1,06* \pm 0,16	1,06* \pm 0,15	5,60	0,007	
Temps de Propulsion	0,50 \pm 0,10	0,47* \pm 0,08	0,46* \pm 0,08	19,09	0,000	
Temps de récupération	0,59 \pm 0,12	0,59 \pm 0,11	0,59 \pm 0,11	0,47	0,629	
% de Propulsion	46,19 \pm 4,40	44,90* \pm 4,77	44,01* \pm 5,13	17,22	0,000	
% de Traction	12,27 \pm 9,19	11,61 \pm 8,20	10,45 \pm 8,340	0,55	0,579	

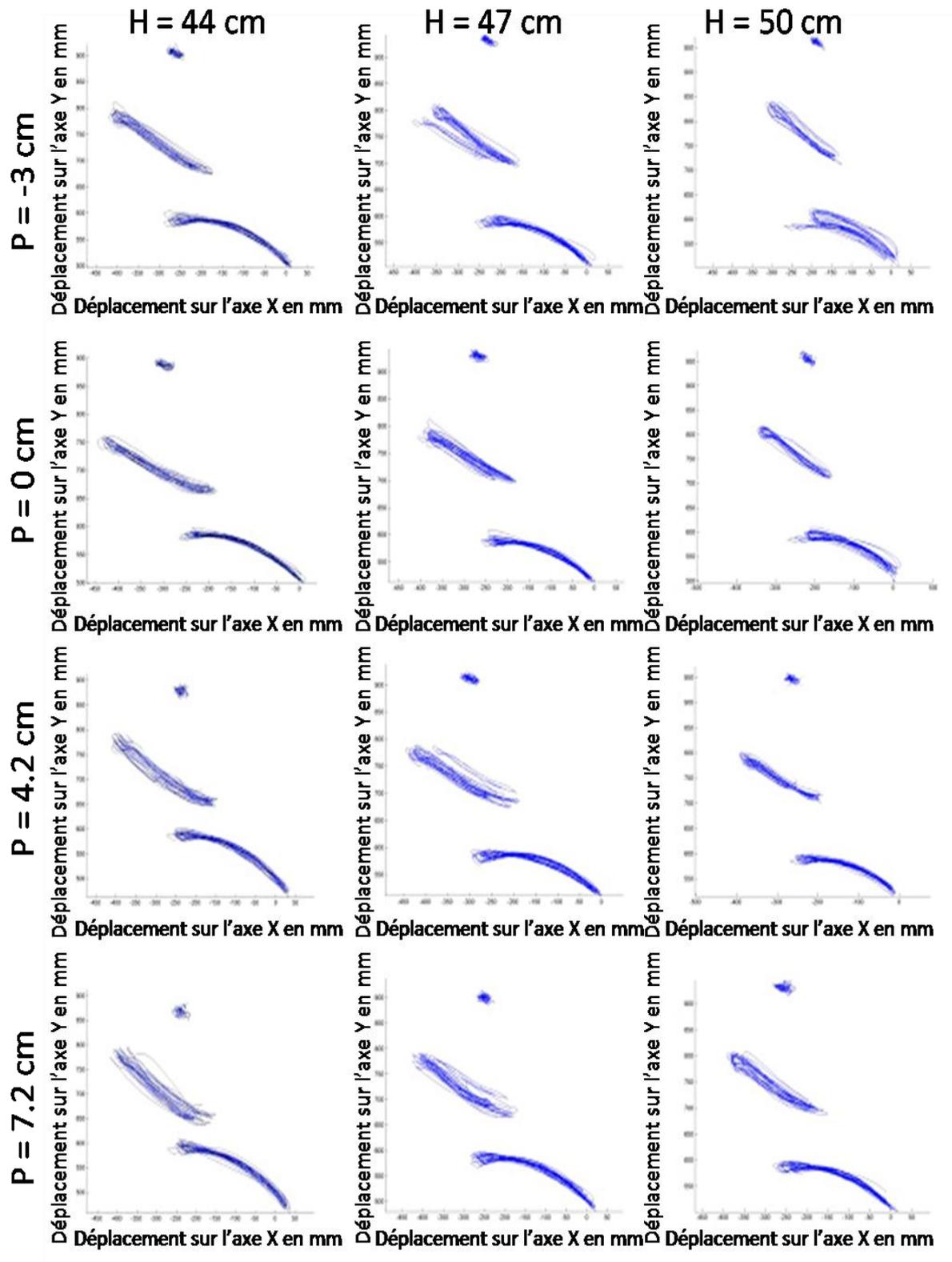


Figure 34 : Trajectoires brutes du poignet, du coude et de l'épaule d'un sujet valide (sujet 9). La colonne de gauche présente les trajectoires pour la hauteur d'assise 44 cm, celle du milieu pour 47 cm et celle de droite pour 50 cm. Les réglages de la position antéropostérieure de l'axe sont de -3 cm pour la première ligne, 0 cm pour la seconde, 4.2 cm pour la troisième et 7.2 cm pour la quatrième.

Tableau 10 : Valeurs moyennes ±écart type des paramètres cinématiques pour les quatre positions antéropostérieures des roues.

Paramètre	Position antéropostérieure de l'axe des roues				ANOVA		
	-3,0 cm	0,0 cm	4,2cm	7,2 cm	F	p	
MC	C	-4,17 ± 20,91	-10,75* ± 16,57	-13,72* ± 20,17	-16,49* ⁺ ± 17,36	13,48	0,000
	L	59,87 ± 12,11	59,86 ± 7,69	57,27* ⁺ ± 8,53	56,96* ⁺ ± 8,85	5,39	0,002
	A	65,51 ± 24,95	70,62 ± 19,39	70,99* ± 23,14	73,45* ⁺ ± 19,53	5,10	0,003
FEE	C	-13,89 ± 22,93	-11,79 ± 17,53	-8,49 ± 15,99	-7,67* ± 16,38	3,42	0,023
	L	23,33 ± 22,01	30,32* ± 12,52	33,04* ± 14,49	37,57* ⁺ ± 10,46	17,26	0,000
	A	40,44 ± 13,61	42,41 ± 13,60	44,21* ± 13,78	45,61* ⁺ ± 13,50	11,66	0,000
EE	C	-34,72 ± 9,99	-34,56 ± 8,24	-33,23 ± 9,31	-32,15* ± 8,82	2,98	0,039
	L	-5,65 ± 8,86	-3,62 ± 7,32	-3,70 ± 7,53	-3,37* ± 7,70	2,97	0,039
	A	32,03 ± 5,91	31,82 ± 6,02	31,19 ± 6,25	30,08* ± 6,30	3,48	0,021
RE	C	46,47 ± 15,76	45,72 ± 15,44	45,31 ± 15,12	43,48* ± 16,21	3,05	0,036
	L	52,90 ± 13,32	51,55 ± 13,42	50,33 ± 15,15	49,58* ± 15,14	3,71	0,016
	A	14,02 ± 9,22	13,77 ± 8,58	13,64 ± 9,35	15,07 ± 10,31	0,93	0,430
FEC	C	86,94 ± 16,27	88,59 ± 11,13	87,70 ± 13,98	89,92 ± 12,60	0,96	0,416
	V	94,31 ± 10,88	95,95 ± 8,58	97,77 ± 8,97*	99,36* ⁺ ± 9,40	15,92	0,000
	L	39,75 ± 14,16	38,60 ± 9,21	39,55 ± 10,64	39,92 ± 9,95	0,67	0,575
	A	57,97 ± 11,20	58,49 ± 9,99	59,68 ± 10,06	60,27* ± 10,40	3,39	0,024
FEP	C	-26,57 ± 17,78	-31,31 ± 16,44	-29,83 ± 18,23	-32,11* ± 14,64	3,60	0,019
	L	14,76 ± 14,14	17,20 ± 9,76	16,89 ± 12,50	18,48 ± 11,16	1,55	0,211
	A	55,22 ± 18,23	58,61 ± 17,39	60,06* ± 16,91	60,71* ± 18,13	5,31	0,002
DP	C	1,17 ± 16,29	-3,09 ± 14,82	-2,31 ± 18,37	-5,01* ± 15,57	5,00	0,003
	L	41,30 ± 10,09	43,65 ± 6,33	43,08 ± 10,43	44,96* ± 6,70	3,55	0,020
	A	49,97 ± 15,93	53,61 ± 17,53	54,52* ± 19,00	56,45* ± 17,56	6,39	0,000
PS	C	122,40 ± 17,83	125,51 ± 16,23	125,34 ± 17,30	125,21 ± 17,53	1,44	0,241
	L	117,22 ± 15,61	116,26 ± 14,93	115,81 ± 16,27	113,16 ± 16,46	1,77	0,163
	A	24,11 ± 27,37	22,66 ± 8,26	24,67 ± 8,31	24,21 ± 10,58	0,18	0,967
Temps du cycle	1,07 ± 0,17	1,06 ± 0,16	1,06 ± 0,14	1,09 ± 0,20	0,86	0,468	
Temps de Propulsion	0,47 ± 0,09	0,47 ± 0,08	0,48 ± 0,07	0,50* ± 0,10	3,15	0,032	
Temps de récupératio	0,60 ± 0,11	0,59 ± 0,10	0,58 ± 0,10	0,59 ± 0,12	0,63	0,598	
% de Propulsion	43,96 ± 4,86	44,67 ± 4,59	45,27 ± 5,03	46,23* ⁺ ± 4,70	5,98	0,001	
% de Traction	8,61 ± 8,81	10,20 ± 7,62	13,01 ± 8,55	13,95 ± 8,44	2,28	0,089	

IV.4.B Analyse de l'électromyographie de surface

Nous commençons par présenter les résultats sur le cycle complet de propulsion comme cela est généralement le cas dans les études de la littérature. Dans un deuxième temps, nous réalisons une étude plus détaillée en nous attachant aux trois phases du cycle de propulsion. Nous rappelons que lors des acquisitions, les données électromyographiques sont synchronisées avec les données cinématiques par l'intermédiaire de la carte d'acquisition du système Vicon. Ainsi, nous avons pu découper avec précision les quinze cycles de propulsion de chaque modalité et en extraire les différentes phases.

Compte tenu de la différence de vitesse entre les deux groupes, nous avons procédé à une analyse de covariance en complément de notre plan statistique. Lors de cette analyse le covariant est la vitesse de propulsion. Le but est de savoir si la différence observée est due à la différence de niveau de maîtrise de la propulsion ou à la différence de vitesse. Cependant, comme nous le verrons dans la discussion, le manque de puissance statistique lors de cette analyse est un frein à l'interprétation de nos résultats. C'est pourquoi, à l'inverse des résultats cinématiques, nous présentons ici les résultats du groupe des novices séparément de ceux du groupe des experts. Ceci nous permet de nous affranchir d'éventuels problèmes dus aux différentes stratégies de propulsion entre les deux groupes et à la différence de vitesse de propulsion. Les effets de ces paramètres pouvant soit se neutraliser soit être synergiques.

Dans le cadre de ce travail, les muscles analysés sont le deltoïde claviculaire (DC), le deltoïde scapulaire (DS), le triceps brachii (TRI), le biceps brachii (BI), le pectoralis major (PM), le trapezius (TRA), le latissimus dorsi (LD) et le rectus abdominis (RA) (Figure 35 ; Figure 36 ; Figure 37 ; Figure 38 ; Figure 39 ; Figure 40 ; Figure 41 ; Figure 42 ; Figure 43 ; Figure 44 ; Figure 45 ; Figure 46 ; Figure 47). Les tableaux suivants présentent l'effet du niveau d'expertise de la propulsion en fauteuil (Tableau 11), l'effet de la hauteur d'assise (Tableau 12) et l'effet de la position antéropostérieure des roues (Tableau 13) sur la valeur pic (pic) et l'intégrale de l'activation musculaire (EMGi). Les différences significatives pour $p < 0.05$ sont marquées en gras. Pour l'effet de la hauteur d'assise, * indique une différence avec la condition 44 cm et ⁺ avec la condition 47 cm. Pour l'effet de la position antéropostérieure des roues, * indique une différence avec la condition -3 cm, ⁺ indique une différence avec la condition 0 cm et [°] indique une différence avec la condition 4,2 cm.

Tableau 11 : Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres électromyographiques pour les deux groupes de sujets.

Muscle	Groupe		ANOVA		ANCOVA		
	Novices	Experts	F	p	p (vitesse)	p (groupe)	
DC	EMGi	8.22 \pm 3.22	9.16 \pm 4.49	0.36	0.554	0.903	0.954
	pic	0.23 \pm 0.09	0.29 \pm 0.15	1.33	0.263	0.809	0.897
DS	EMGi	9.57 \pm 4.39	11.08 \pm 7.04	0.38	0.542	0.081	0.342
	pic	0.16 \pm 0.07	0.2 \pm 0.09	1.80	0.195	0.049	0.062
TRI	EMGi	5.49 \pm 2.47	12.25 \pm 8.36	6.14	0.023	0.354	0.176
	pic	0.1 \pm 0.05	0.25 \pm 0.16	8.47	0.009	0.048	0.251
BI	EMGi	4.48 \pm 5.49	7.96 \pm 5.96	1.82	0.193	0.020	0.028
	pic	0.08 \pm 0.09	0.19 \pm 0.22	2.17	0.157	0.139	0.120
PM	EMGi	6.99 \pm 3.6	12 \pm 6.35	5.20	0.034	0.659	0.380
	pic	0.13 \pm 0.07	0.21 \pm 0.11	4.87	0.040	0.611	0.388
TRA	EMGi	2.67 \pm 2.07	7.44 \pm 5.98	6.35	0.021	0.266	0.366
	pic	0.07 \pm 0.06	0.22 \pm 0.16	8.98	0.007	0.435	0.498
LD	EMGi	5.48 \pm 12.2	11.05 \pm 7.04	5.20	0.034	0.416	0.426
	pic	0.08 \pm 0.16	0.17 \pm 0.11	5.51	0.030	0.119	0.821
RA	EMGi	5.02 \pm 3.11	29.43 \pm 23.22	10.37	0.004	0.498	0.236
	pic	0.08 \pm 0.05	0.45 \pm 0.37	10.23	0.004	0.100	0.287

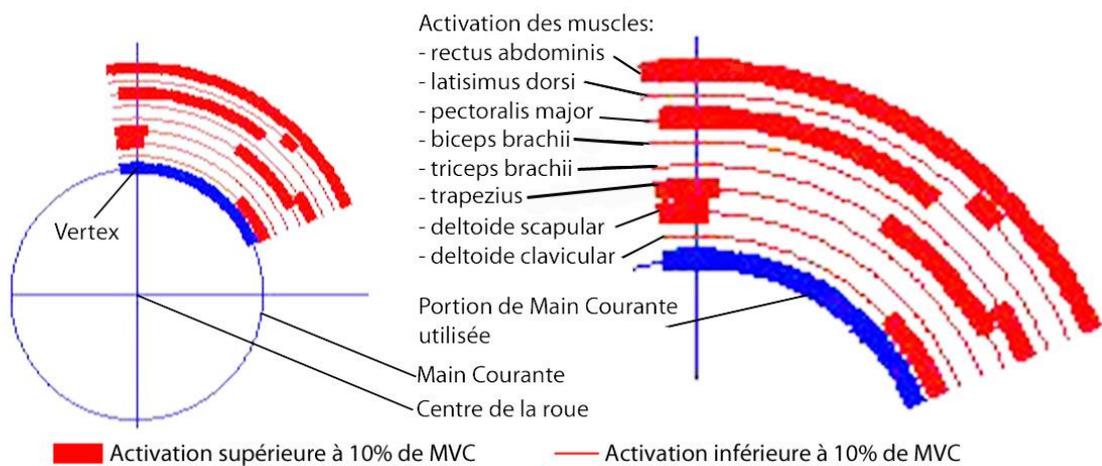


Figure 35 : Détails des figures suivantes.

Tableau 12 : Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres électromyographiques pour les trois hauteurs d'assise et les deux groupes.

Experts		Hauteur de l'assise			ANOVA
Muscle		44 cm	47 cm	50 cm	p
DC	EMGi	9.09 \pm 4.08	9.00 \pm 4.36	9.38 \pm 5.10	0.684
	pic	0.29 \pm 0.13	0.29 \pm 0.15	0.30 \pm 0.17	0.671
DS	EMGi	11.34 \pm 6.83	11.31 \pm 7.09	10.59 \pm 7.34	0.505
	pic	0.21 \pm 0.10	0.20 \pm 0.09	0.20 \pm 0.09	0.293
TRI	EMGi	11.40 \pm 7.35	12.25 \pm 8.49	13.10 \pm 9.25	0.104
	pic	0.23 \pm 0.14	0.25 \pm 0.15	0.27* \pm 0.17	0.0191
BI	EMGi	8.42 \pm 6.09	7.81 \pm 5.96	7.64 \pm 5.96	0.115
	pic	0.20 \pm 0.20	0.19 \pm 0.22	0.19 \pm 0.23	0.727
PM	EMGi	12.21 \pm 5.95	12.26 \pm 6.65	11.64 \pm 6.58	0.308
	pic	0.21 \pm 0.10	0.22 \pm 0.11	0.21 \pm 0.12	0.552
TRA	EMGi	6.73 \pm 4.77	7.52 \pm 6.15	8.06 \pm 6.91	0.210
	pic	0.20 \pm 0.12	0.22 \pm 0.15	0.23 \pm 0.19	0.491
LD	EMGi	10.51 \pm 6.44	10.84 \pm 6.72	11.79 \pm 7.99	0.280
	pic	0.17 \pm 0.10	0.17 \pm 0.11	0.17 \pm 0.11	0.995
RA	EMGi	29.76 \pm 23.08	30.27 \pm 24.46	28.25 \pm 22.63	0.294
	pic	0.44 \pm 0.33	0.47 \pm 0.42	0.42 \pm 0.34	0.489
Novices		Hauteur de l'assise			ANOVA
Muscle		44 cm	47 cm	50 cm	p
DC	EMGi	8.46 \pm 4.04	7.98 \pm 2.96	8.21 \pm 2.54	0.420
	pic	0.24 \pm 0.11	0.23 \pm 0.09	0.22 \pm 0.07	0.169
DS	EMGi	9.43 \pm 4.41	9.82 \pm 4.17	9.45 \pm 4.69	0.602
	pic	0.15 \pm 0.07	0.16 \pm 0.07	0.16 \pm 0.08	0.195
TRI	EMGi	5.68 \pm 2.75	5.42 \pm 2.41	5.36 \pm 2.29	0.706
	pic	0.10 \pm 0.05	0.10 \pm 0.04	0.10 \pm 0.05	0.772
BI	EMGi	5.07 \pm 6.58	4.42 \pm 5.41	3.94 \pm 4.33	0.178
	pic	0.08 \pm 0.10	0.08 \pm 0.09	0.07* \pm 0.09	0.027
PM	EMGi	7.17 \pm 4.11	7.24 \pm 3.61	6.57 \pm 3.05	0.322
	pic	0.13 \pm 0.08	0.13 \pm 0.07	0.12 \pm 0.06	0.399
TRA	EMGi	2.39 \pm 1.77	2.84 \pm 2.24	2.77 \pm 2.18	0.115
	pic	0.07 \pm 0.06	0.08 \pm 0.07	0.07 \pm 0.06	0.222
LD	EMGi	7.50 \pm 20.89	4.46 \pm 2.58	4.48 \pm 2.37	0.467
	pic	0.09 \pm 0.20	0.09 \pm 0.17	0.07 \pm 0.04	0.499
RA	EMGi	5.48 \pm 3.55	4.97 \pm 2.99	4.63* \pm 2.73	0.012
	pic	0.09 \pm 0.05	0.08 \pm 0.05	0.08 \pm 0.05	0.289

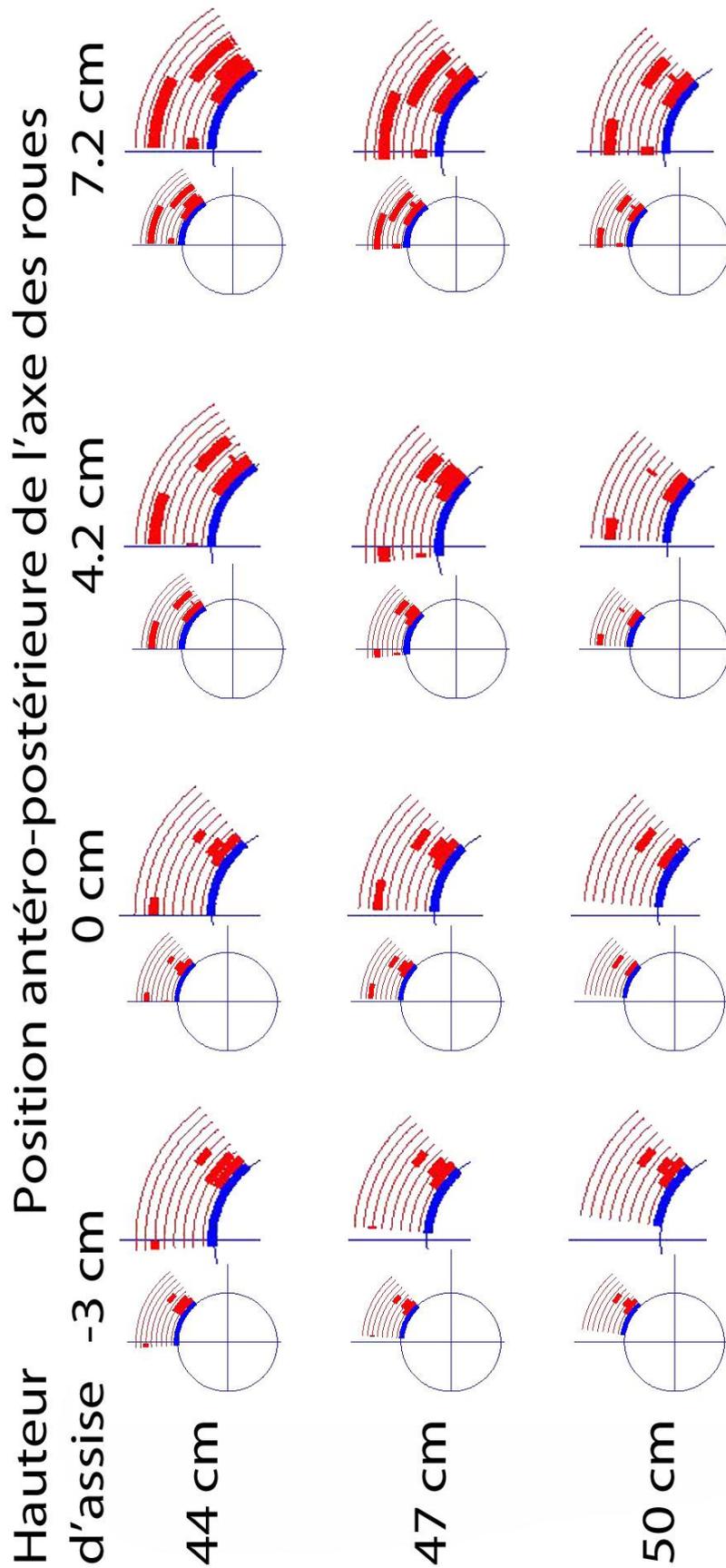


Figure 36 : Activations musculaires d'un sujet inexpérimenté (sujet 9).

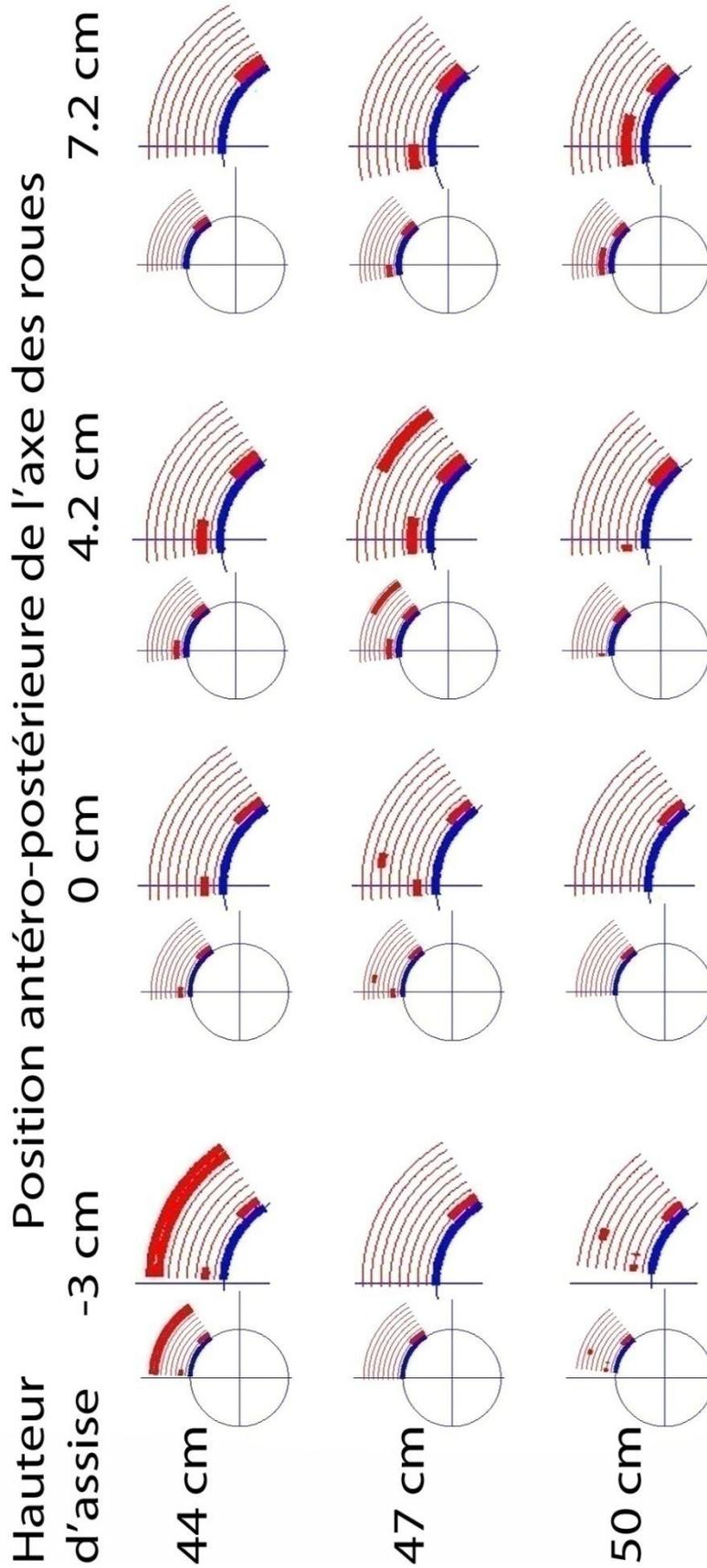


Figure 37 : Activations musculaires moyennes pour le groupe des sujets inexpérimentés.

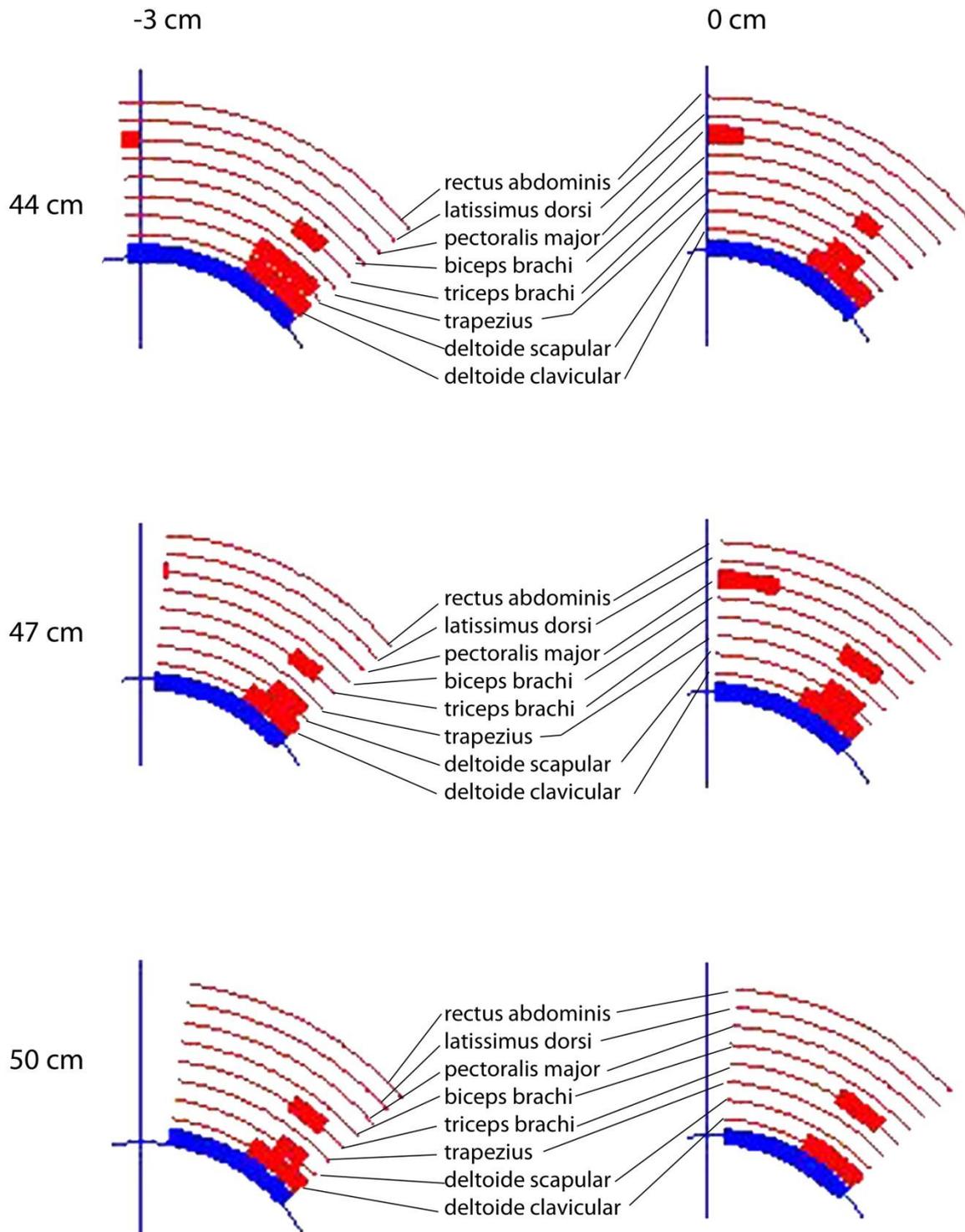


Figure 38 : Détails des activations d'un sujet inexpérimenté (sujet 9) pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.

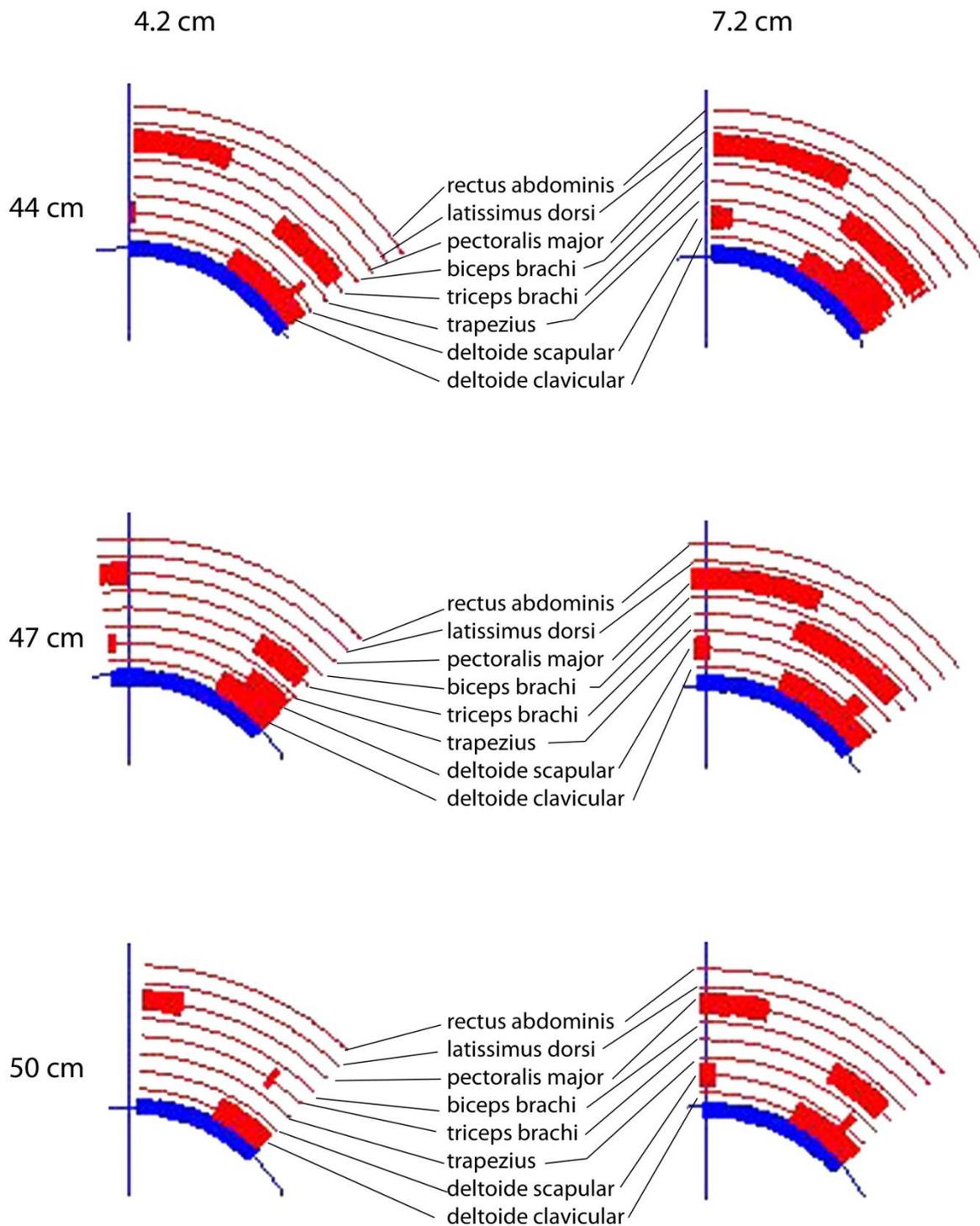


Figure 39 : Détails des activations pour un sujet inexpérimenté (sujet 9) pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.

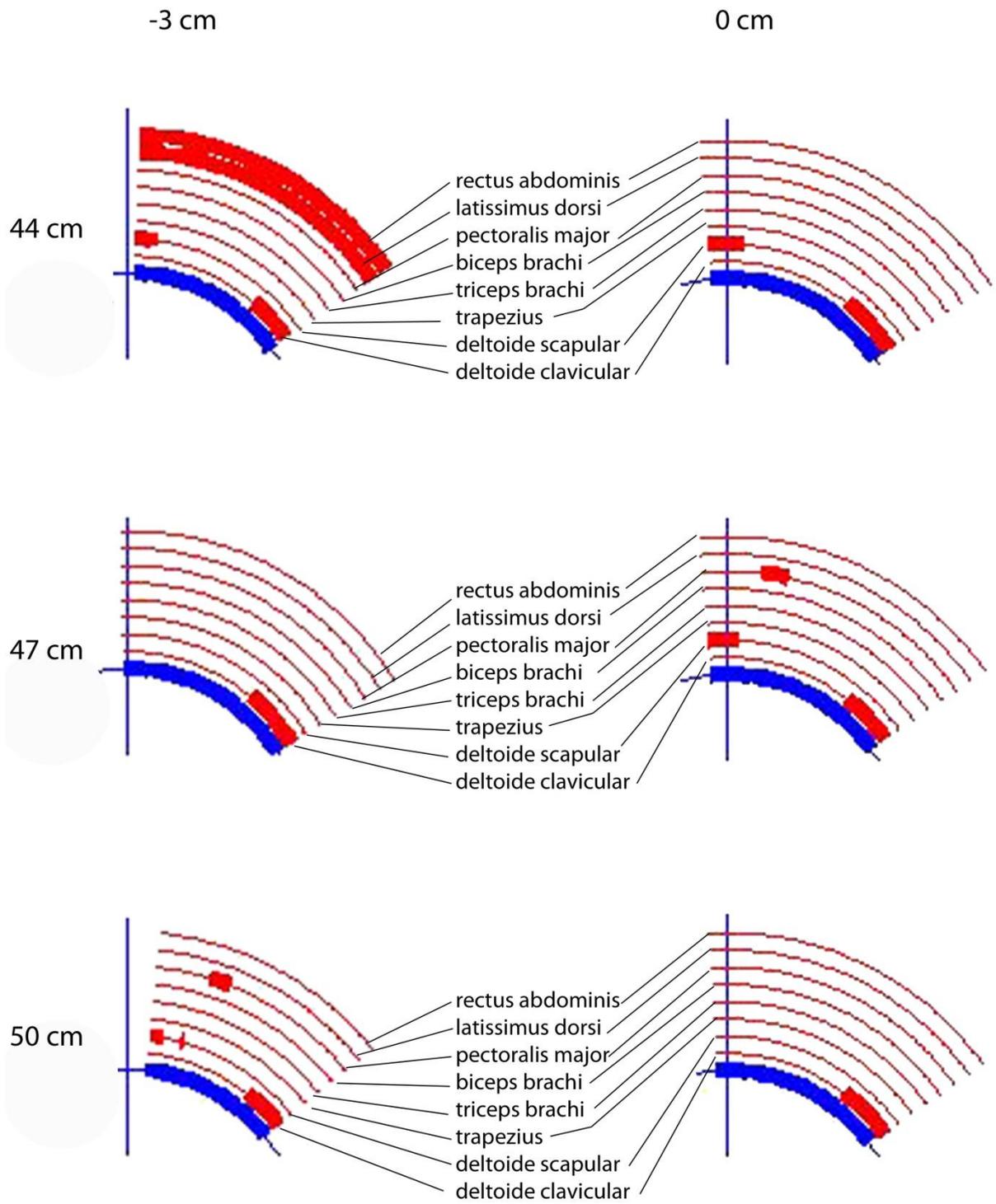


Figure 40 : Détails des activations du groupe inexpérimenté pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.

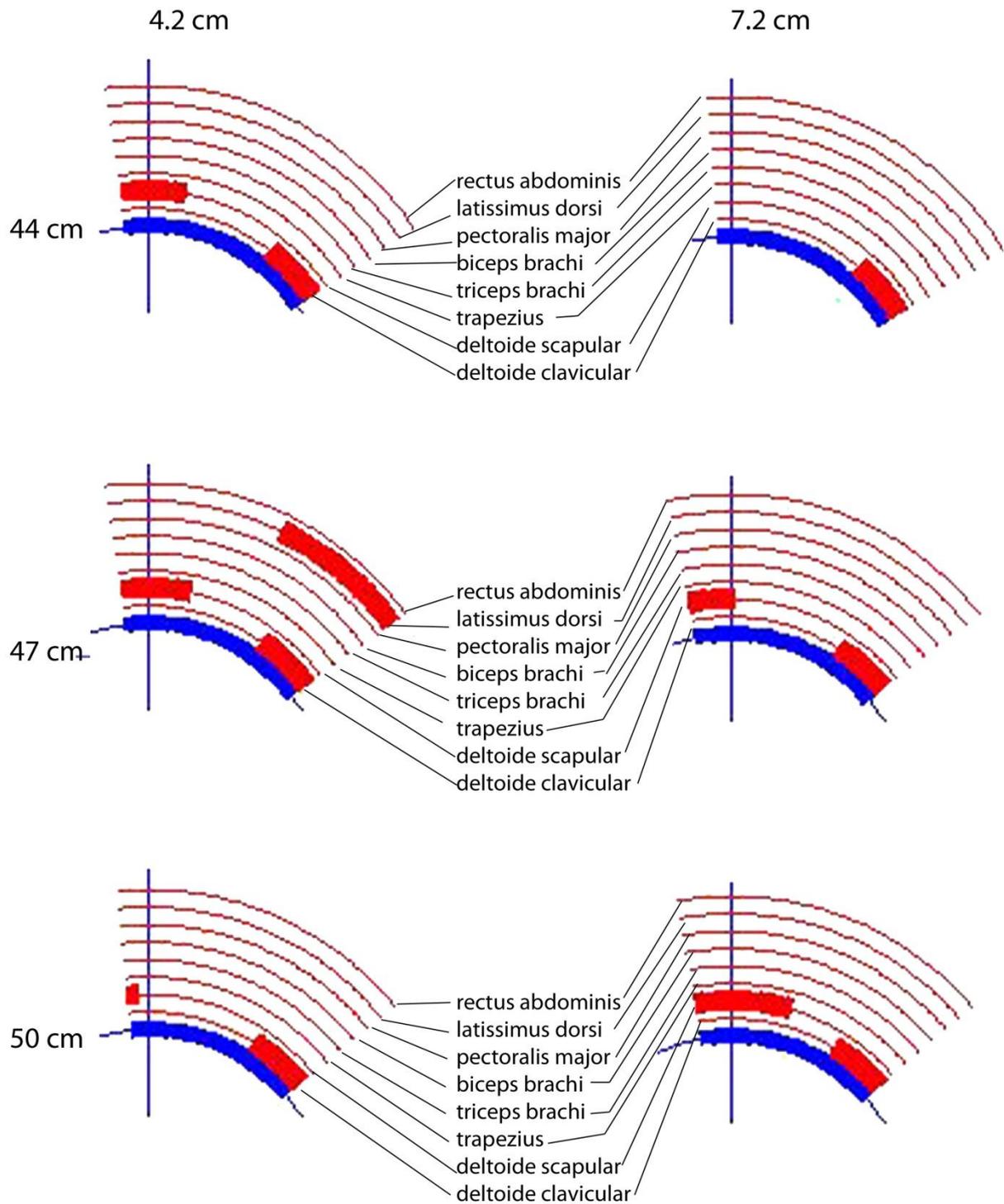


Figure 41 : Détails des activations du groupe inexpérimenté pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.

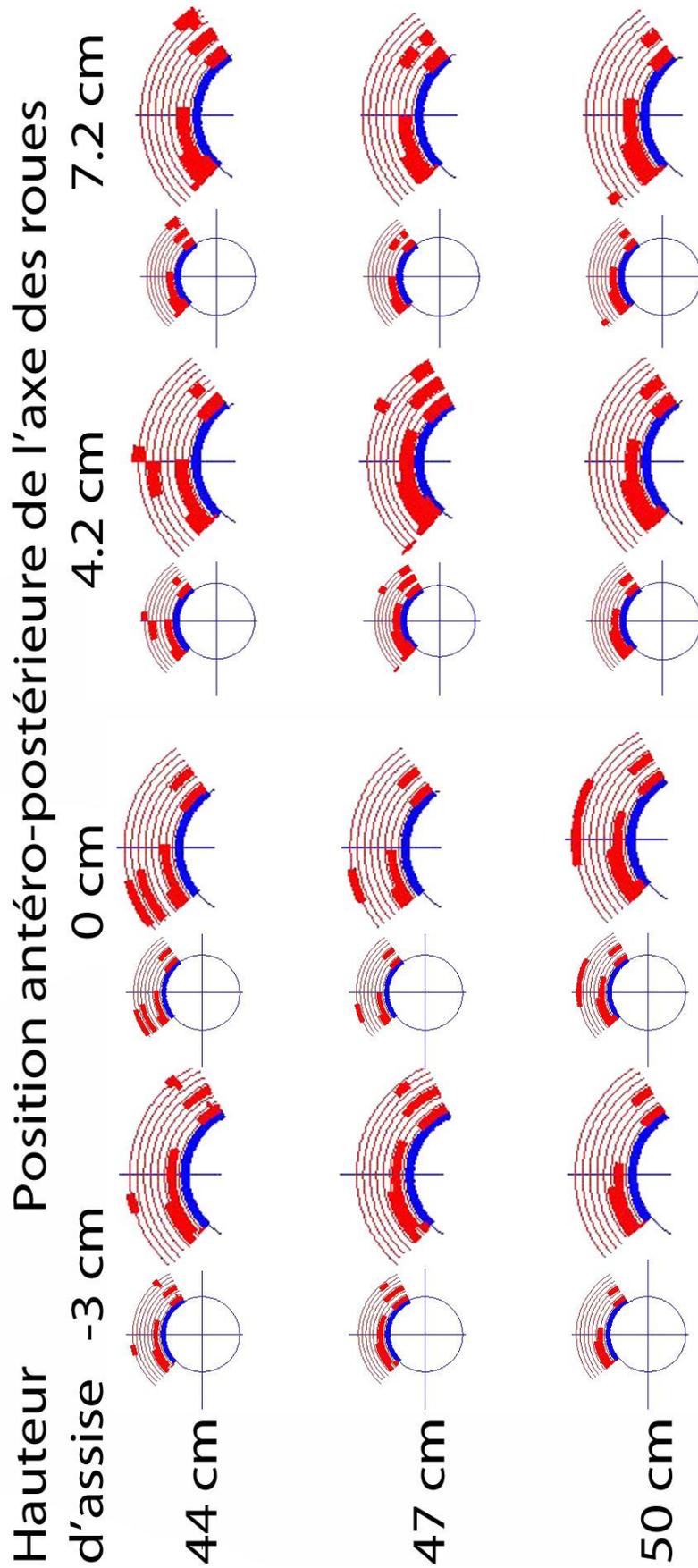


Figure 42 : Activations musculaires d'un sujet expert (sujet 11).

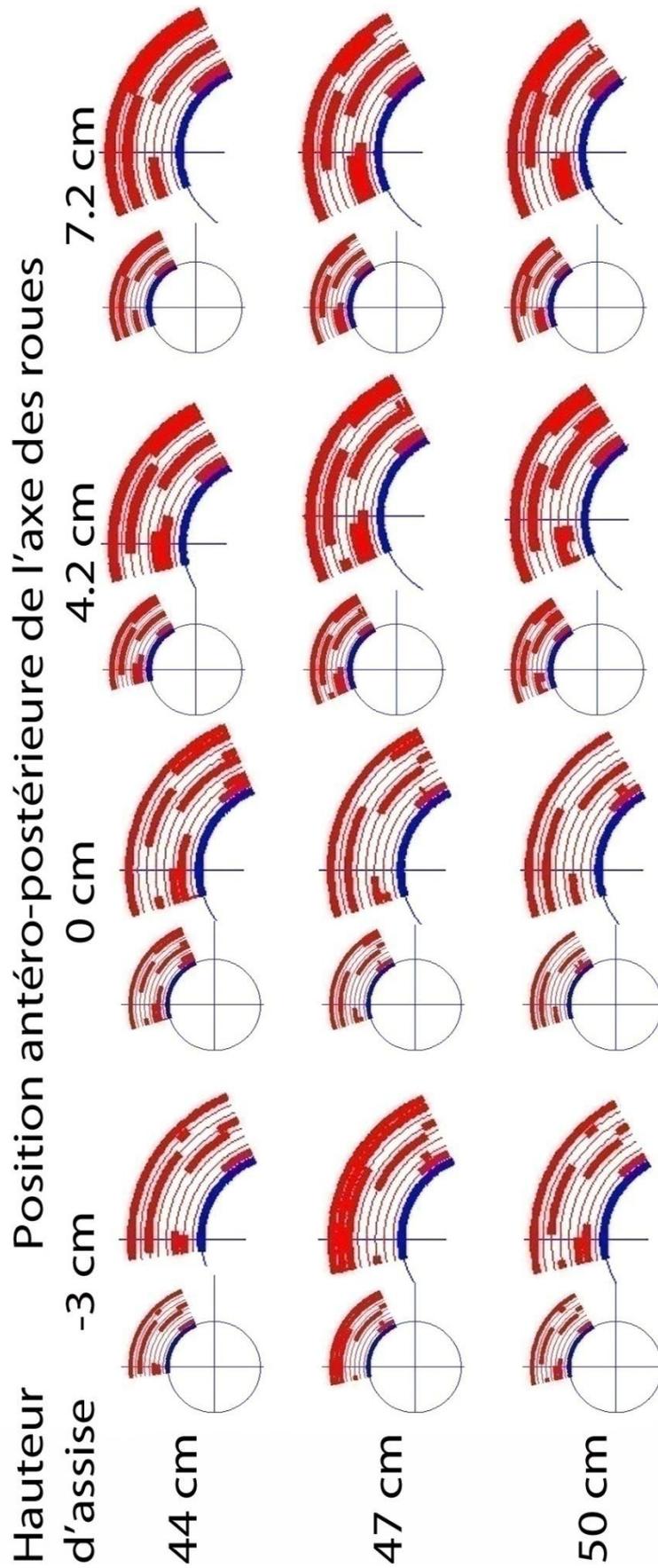


Figure 43 : Activations musculaires moyennes pour le groupe des sujets expérimentés.

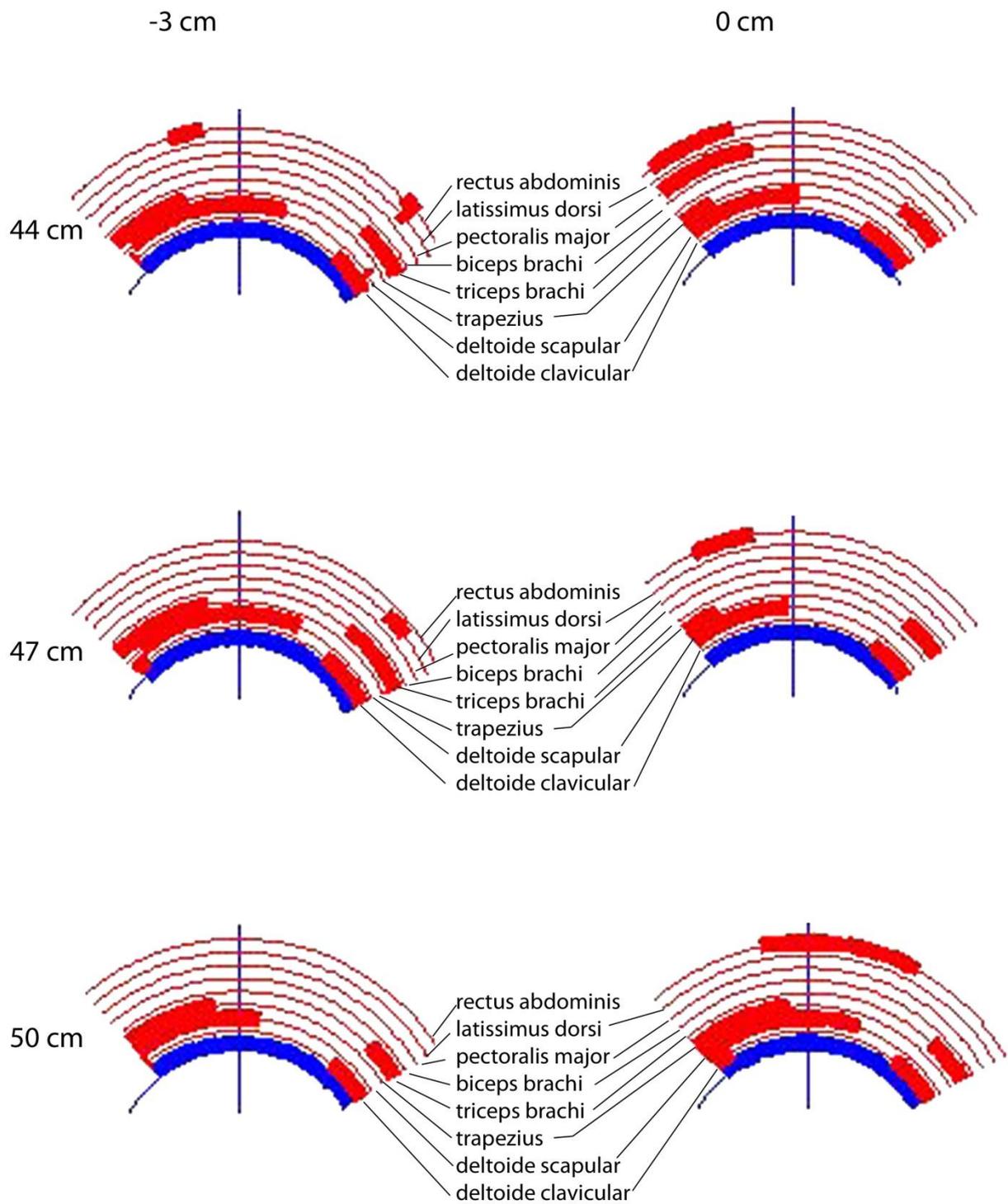


Figure 44 : Détails des activations pour un sujet expert (sujet 11) pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.

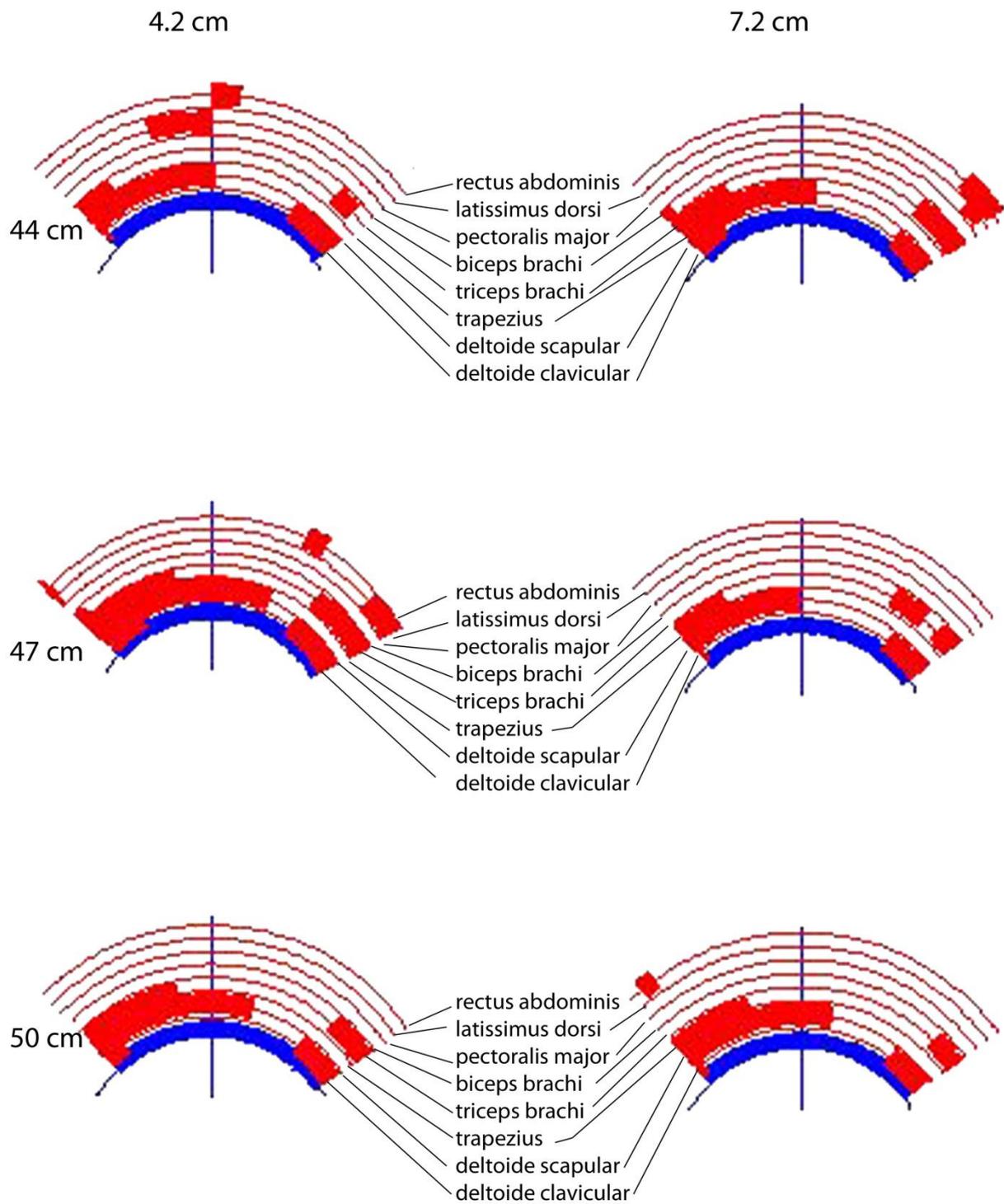


Figure 45 : Détails des activations pour un sujet expert (sujet 11) pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.

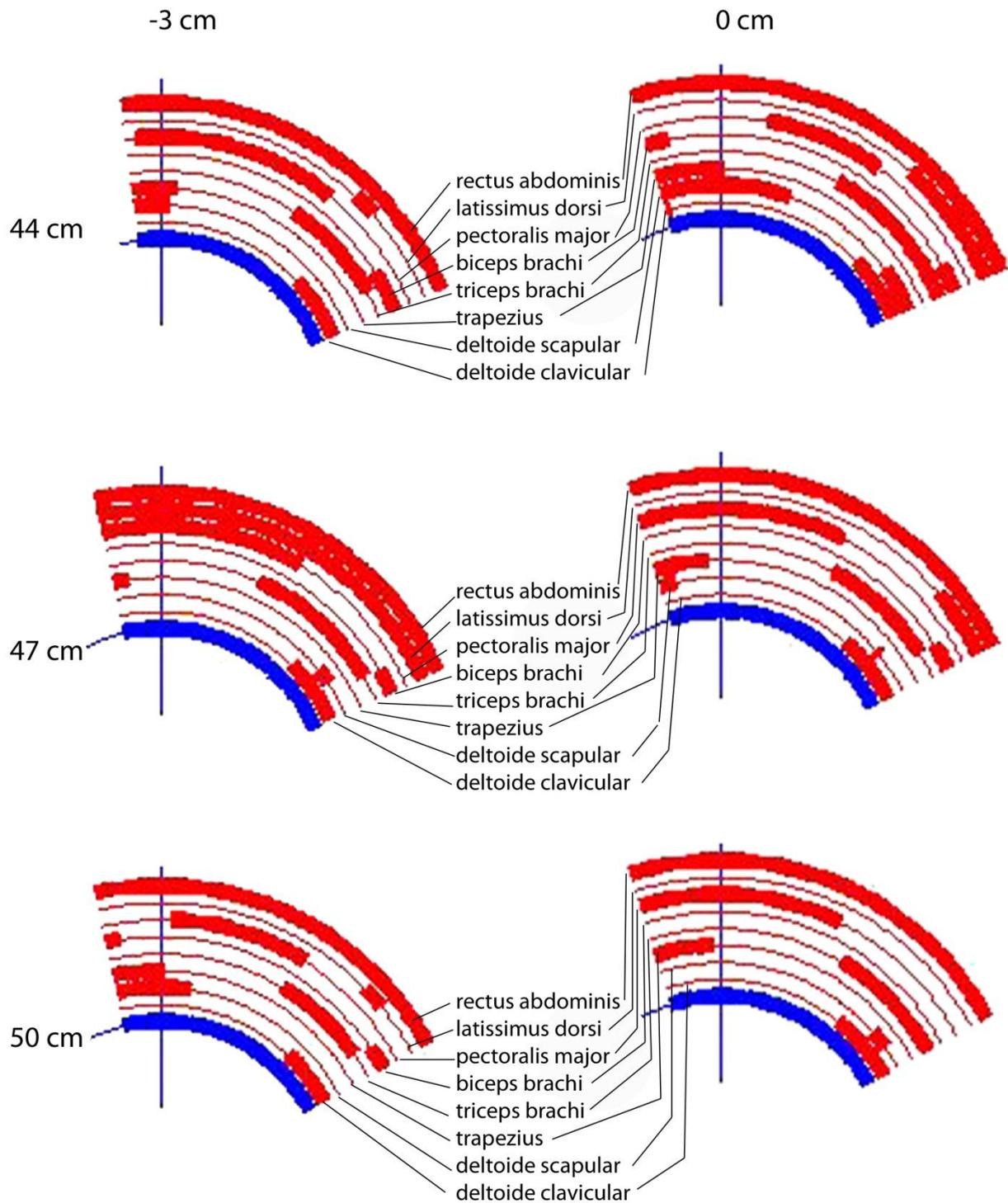


Figure 46 : Détails des activations pour du groupe des experts pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.

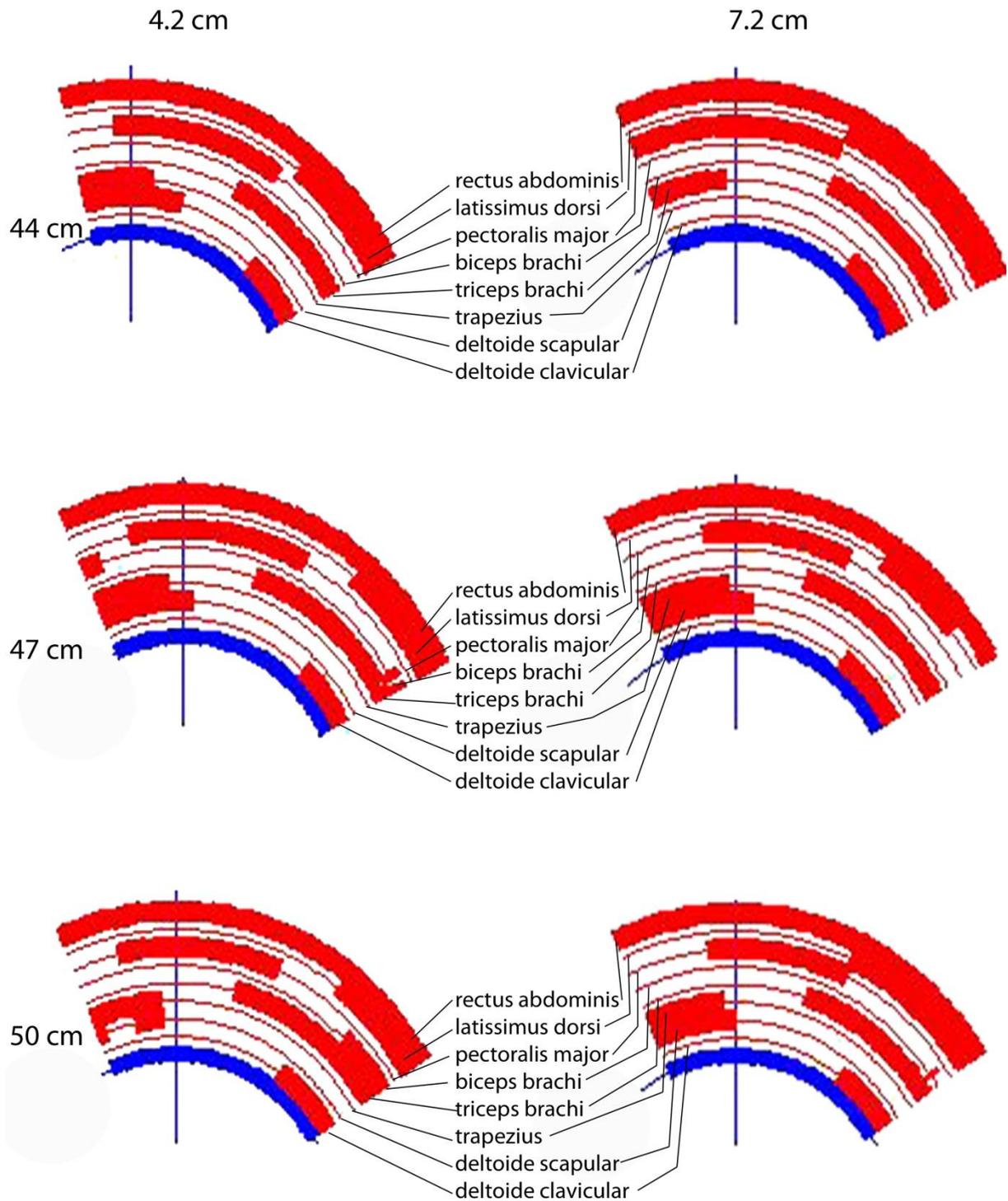


Figure 47 : Détails des activations pour du groupe des experts pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.

Tableau 13 : Valeurs moyennes \pm écart type des paramètres électromyographiques pour les quatre positions antéropostérieures des roues et les deux groupes.

Experts		Position antéropostérieure de l'axe des roues				ANOVA
Muscle		-3.0 cm	0.0 cm	4.2cm	7.2 cm	p
DC	EMGi	8.51 \pm 4.39	8.91 \pm 4.57	9.90 \pm 4.92	9.35 \pm 4.17	0.066
	pic	0.27 \pm 0.15	0.29 \pm 0.15	0.31* \pm 0.16	0.30* \pm 0.15	0.026
DS	EMGi	10.03 \pm 7.37	10.71 \pm 6.84	11.38 \pm 6.74	12.20 \pm 7.35	0.366
	pic	0.20 \pm 0.10	0.20 \pm 0.09	0.20 \pm 0.08	0.21 \pm 0.10	0.832
TRI	EMGi	11.66 \pm 7.82	12.07 \pm 8.33	11.53 \pm 9.35	11.39 \pm 8.26	0.517
	pic	0.23 \pm 0.14	0.24 \pm 0.15	0.23 \pm 0.17	0.23 \pm 0.16	0.403
BI	EMGi	7.36 \pm 5.76	8.06 \pm 6.06	8.32 \pm 5.54	9.01 \pm 6.68	0.249
	pic	0.17 \pm 0.20	0.19 \pm 0.21	0.19 \pm 0.21	0.22 \pm 0.25	0.087
PM	EMGi	11.82 \pm 6.58	12.31 \pm 6.63	11.50 \pm 6.82	10.85 \pm 6.04	0.708
	pic	0.21 \pm 0.10	0.22 \pm 0.11	0.20 \pm 0.12	0.19 \pm 0.11	0.618
TRA	EMGi	6.22 \pm 5.50	7.01 \pm 5.39	7.71 \pm 6.68	7.77 \pm 6.31	0.096
	pic	0.18 \pm 0.15	0.22 \pm 0.15	0.22 \pm 0.17	0.22 \pm 0.15	0.076
LD	EMGi	10.88 \pm 7.30	10.47 \pm 6.65	9.71 \pm 7.10	10.60 \pm 7.38	0.219
	pic	0.17 \pm 0.10	0.15 \pm 0.09	0.15 \pm 0.10	0.20 \pm 0.12	0.130
RA	EMGi	28.07 \pm 23.23	28.56 \pm 21.73	26.03 \pm 24.34	27.12 \pm 24.55	0.189
	pic	0.44 \pm 0.38	0.45 \pm 0.35	0.41 \pm 0.42	0.39 \pm 0.33	0.887
Novices		Position antéropostérieure de l'axe des roues				ANOVA
Muscle		-3.0 cm	0.0 cm	4.2cm	7.2 cm	p
DC	EMGi	8.56 \pm 3.71	7.51 \pm 2.75	8.15 \pm 2.77	8.65 \pm 3.57	0.416
	pic	0.23 \pm 0.08	0.21 \pm 0.07	0.23 \pm 0.09	0.25 \pm 0.11	0.166
DS	EMGi	8.22 \pm 3.37	9.13 \pm 4.19	10.11* \pm 4.62	10.81* \pm 5.00	0.011
	pic	0.14 \pm 0.06	0.15 \pm 0.07	0.16 \pm 0.07	0.18*⁺ \pm 0.08	0.009
TRI	EMGi	5.48 \pm 2.46	5.25 \pm 2.34	5.55 \pm 2.63	5.67 \pm 2.55	0.753
	pic	0.10 \pm 0.05	0.10 \pm 0.04	0.10 \pm 0.04	0.11 \pm 0.05	0.670
BI	EMGi	4.35 \pm 5.51	4.49 \pm 6.11	4.42 \pm 5.08	4.65 \pm 5.48	0.816
	pic	0.08 \pm 0.09	0.08 \pm 0.10	0.07 \pm 0.08	0.08 \pm 0.10	0.200
PM	EMGi	6.61 \pm 3.48	6.68 \pm 4.23	7.49 \pm 3.84	7.19 \pm 2.79	0.417
	pic	0.12 \pm 0.06	0.13 \pm 0.06	0.13 \pm 0.07	0.13 \pm 0.05	0.776
TRA	EMGi	2.27 \pm 1.65	2.44 \pm 1.88	2.88 \pm 2.31	3.07* \pm 2.35	0.031
	pic	0.06 \pm 0.05	0.06 \pm 0.05	0.08 \pm 0.07	0.08 \pm 0.07	0.176
LD	EMGi	4.44 \pm 2.48	8.77 \pm 24	4.23 \pm 2.35	4.47 \pm 2.28	0.425
	pic	0.07 \pm 0.04	0.11 \pm 0.24	0.06 \pm 0.04	0.10 \pm 0.20	0.442
RA	EMGi	4.82 \pm 2.83	4.92 \pm 3.67	5.04 \pm 2.86	5.33 \pm 3.12	0.444
	pic	0.08 \pm 0.05	0.08 \pm 0.06	0.08 \pm 0.05	0.09 \pm 0.06	0.528

IV.4.B.a Les phases du cycle de propulsion

L'enregistrement des données électromyographiques ayant été synchronisé avec celui des données cinématiques, nous avons pu séparer chaque phase du geste de propulsion. Ainsi, les figures ci-après présentent les activations moyennes de chacun des deux groupes pour les huit muscles et les douze conditions de réglages. Elles permettent une meilleure visualisation des résultats qui sont présentés dans cette partie (Figure 54 ; Figure 55). La première observation concerne les différences entre les phases. En effet, on constate que durant la phase de traction et la phase de poussée de la roue, le pic du deltoïde claviculaire et l'EMGi du deltoïde claviculaire, du deltoïde scapulaire et du latissimus dorsi sont inférieurs à ceux de la phase de récupération. Pour ces paramètres, il ressort également que l'activation durant la phase de poussée est supérieure à celle pendant la phase de traction. Le latissimus dorsi présente un pic d'activation plus faible dans la phase de traction que dans les deux autres phases. Le pic et l'EMGi du trapezius sont plus faibles durant la phase de poussée que dans les autres phases du cycle. Le pic du triceps brachii est maximum durant la phase de poussée et minimum durant la phase de traction. Comparativement aux autres phases du cycle, l'EMGi du triceps brachii est inférieure pendant la phase de traction. Durant la phase de récupération, pour le biceps brachii le pic est supérieur à celui de la phase de traction et l'EMGi est supérieure à celle des phases de traction et de poussée. Enfin, pour le pectoralis major, le pic et l'EMGi sont plus importants durant la phase de poussée que pendant les deux autres phases et le pic est également supérieur durant la phase de traction comparativement à la phase de récupération. Enfin, un effet d'interaction est observé entre les phases et l'expérience en fauteuil pour le pic et l'EMGi du trapezius et l'EMGi du triceps brachii, du pectoralis major et du latissimus dorsi. Les tests post-hoc soulignent que les experts ont une activation musculaire plus importante que les novices pour : le trapezius durant les phases de traction et de récupération, le triceps brachii pendant les phases de poussée et de récupération, le pectoralis major lors de la phase de poussée et le latissimus dorsi et le rectus abdominis durant toutes les phases du cycle.

IV.4.B.a.1 Phase de traction de la roue

Au cours de cette première phase, nous observons que le groupe des experts présente des activations musculaires supérieures : pour l'EMGi du deltoïde claviculaire ($F=5.19$; $p=0.035$), du deltoïde scapulaire ($F=4.63$; $p=0.045$), du triceps brachii ($F=12.26$; $p=0.002$), du biceps brachii ($F=5.21$; $p=0.034$), du pectoralis major ($F=9.38$; $p=0.006$), du trapezius ($F=8.30$;

$p=0.009$), du latissimus dorsi ($F=9.31$; $p=0.007$) et du rectus abdominis ($F=12.39$; $p=0.002$) et pour les valeurs pic du trapezius ($F=8.87$; $p=0.008$), du triceps brachii ($F=15.90$; $p=0.001$), du latissimus dorsi ($F=4.88$; $p=0.040$) et du rectus abdominis ($F=10.78$; $p=0.004$).

Pour l'ensemble des sujets, lorsque la hauteur d'assise augmente, on observe une diminution de l'EMGi du biceps brachii ($F=5.96$; $p=0.005$), du pectoralis major ($F=5.06$; $p=0.011$), du rectus abdominis ($F=6.70$; $p=0.003$) et du pic du rectus abdominis ($F=7.61$; $p=0.001$). De plus, concernant l'interaction avec le niveau d'expertise, les tests post-hoc révèlent que les différences significatives sont observées uniquement chez les experts (Figure 48).

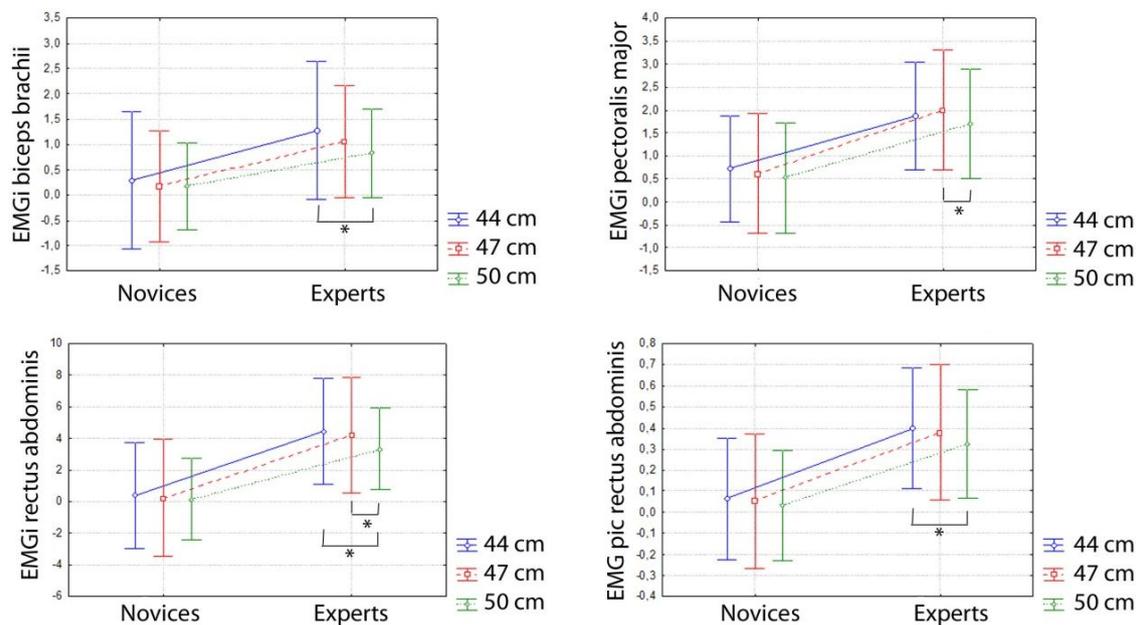


Figure 48 : Effets de la hauteur d'assise durant la phase de traction de la roue.

Par ailleurs, lorsque l'on déplace l'axe des roues vers l'avant, on observe globalement une augmentation de l'EMGi et du pic du deltoïde claviculaire ($F=7.10$; $p=0.000$ et $F=9.67$; $p=0.000$), du deltoïde scapulaire ($F=25.00$; $p=0.000$ et $F=10.57$; $p=0.000$), du trapezius ($F=8.98$; $p=0.000$ et $F=4.10$; $p=0.011$), du triceps brachii ($F=9.04$; $p=0.000$ et $F=5.72$; $p=0.001$) et du biceps brachii ($F=9.62$; $p=0.000$ et $F=8.55$; $p=0.000$) et enfin une augmentation de l'EMGi du pectoralis major ($F=10.15$; $p=0.000$) et du rectus abdominis ($F=8.06$; $p=0.000$). En outre, on retrouve un effet d'interaction avec l'expérience en fauteuil montrant des différences significatives chez les experts pour le pic et l'EMGi du deltoïde claviculaire, du deltoïde scapulaire, du trapezius, du triceps brachii, du biceps brachii et pour l'EMGi du pectoralis major et du rectus abdominis. Chez les novices, on a un effet significatif pour le pic et l'EMGi du deltoïde scapulaire (Figure 49).

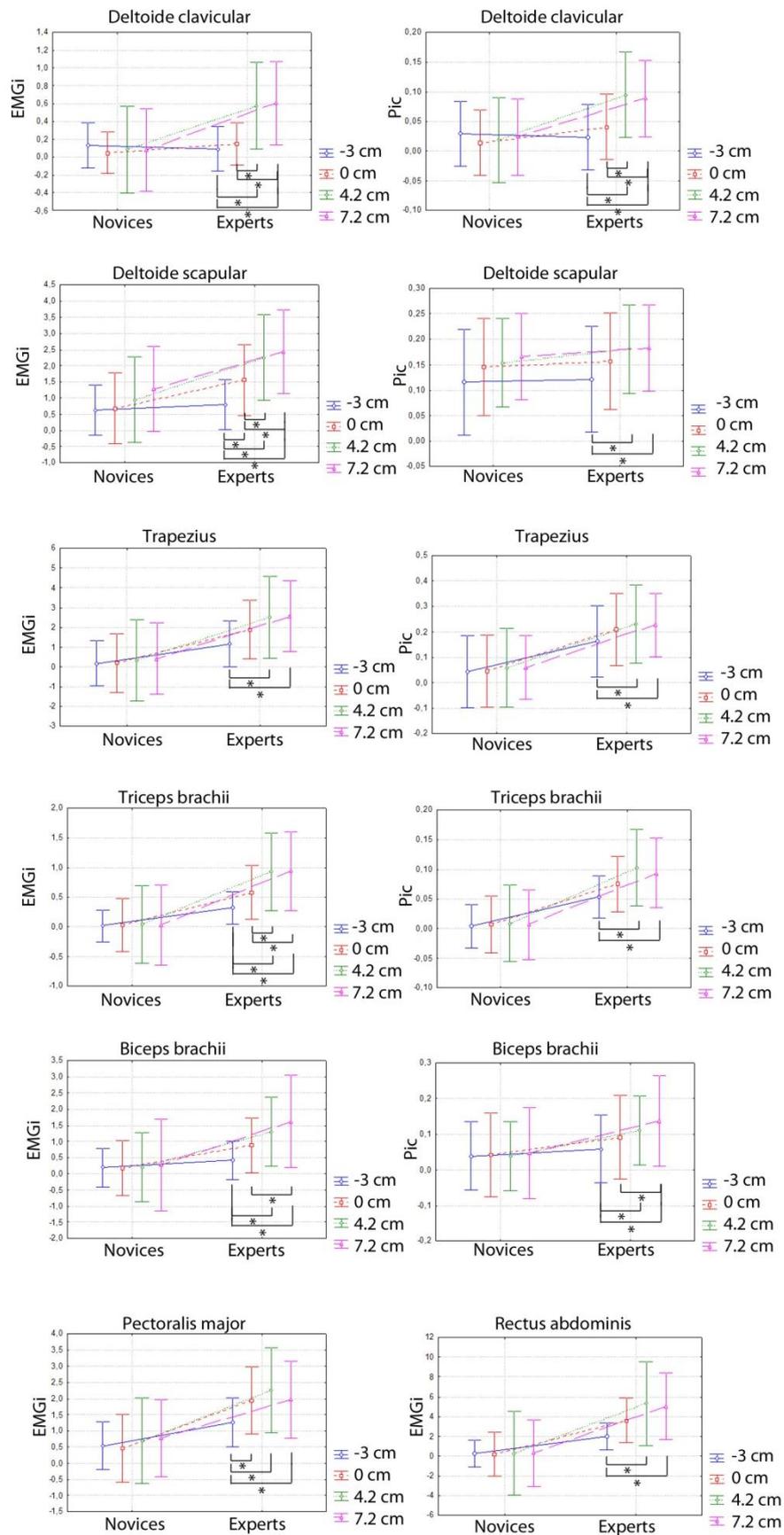


Figure 49 : Effets de la position antéropostérieure des roues durant la phase de traction de la roue.

IV.4.B.a.2 Phase de poussée de la roue

Durant cette deuxième phase active de propulsion, le groupe des experts présente à nouveau des activations musculaires supérieures pour l'EMGi du triceps brachii ($F=5.26$; $p=0.034$), du latissimus dorsi ($F=7.85$; $p=0.011$) et du rectus abdominis ($F=9.72$; $p=0.005$) et pour les valeurs pic du triceps brachii ($F=8.47$; $p=0.009$), du pectoralis major ($F=4.88$; $p=0.040$), du latissimus dorsi ($F=9.97$; $p=0.005$) et du rectus abdominis ($F=10.92$; $p=0.004$).

Pour l'ensemble des deux groupes, lorsque la hauteur augmente, on observe uniquement une diminution du pic du biceps brachii ($F=3.44$; $p=0.042$). On a également un effet d'interaction avec le groupe pour le triceps brachii. En effet, chez les novices le pic reste constant alors que chez les experts, il augmente avec la hauteur d'assise (Figure 50).

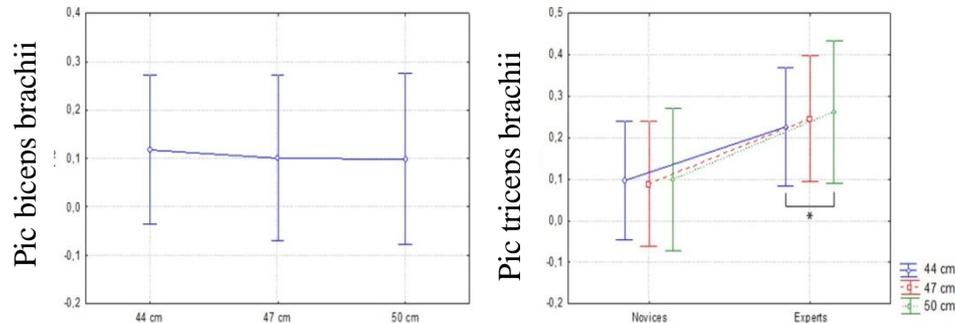


Figure 50 : Effets de la hauteur d'assise durant la phase de poussée.

Par ailleurs, lors de la poussée de la roue, on a un effet global de la position de l'axe sur le pic du deltoïde claviculaire qui augmente lorsque l'on avance l'axe ($F=2.92$; $p=0.042$). Un effet d'interaction est aussi observé pour l'EMGi du rectus abdominis qui chez les experts semble passer par un minimum pour la position de l'axe : 4.2 cm (Figure 51).

IV.4.B.a.3 Phase de retour

Pendant la phase de récupération, les experts présentent des activations musculaires pour l'EMGi et le pic d'activation du trapezius ($F=6.51$; $p=0.019$ et $F=9.72$; $p=0.005$), du triceps brachii ($F=10.81$; $p=0.004$ et $F=7.32$; $p=0.014$) et du latissimus dorsi ($F=5.51$; $p=0.030$ et $F=4.91$; $p=0.039$). Plus particulièrement, on observe que le trapezius est activé sur la fin de cette phase : 90%-100% du cycle de propulsion.

Pour tous les sujets, lorsque la hauteur de l'assise augmente, on constate une diminution de l'EMGi et de la valeur pic pour le biceps brachii ($F=9.35$; $p=0.001$ et $F=13.72$; $p=0.000$) et le deltoïde scapular ($F=10.81$; $p=0.000$ et $F=4.14$; $p=0.024$). Pour ces deux muscles, on a un effet d'interaction avec le niveau d'expertise. La diminution est observée chez les experts

pour les pics des deux muscles et l'EMGi du deltoïde scapular et chez les novices pour le pic du biceps brachii uniquement (Figure 52).

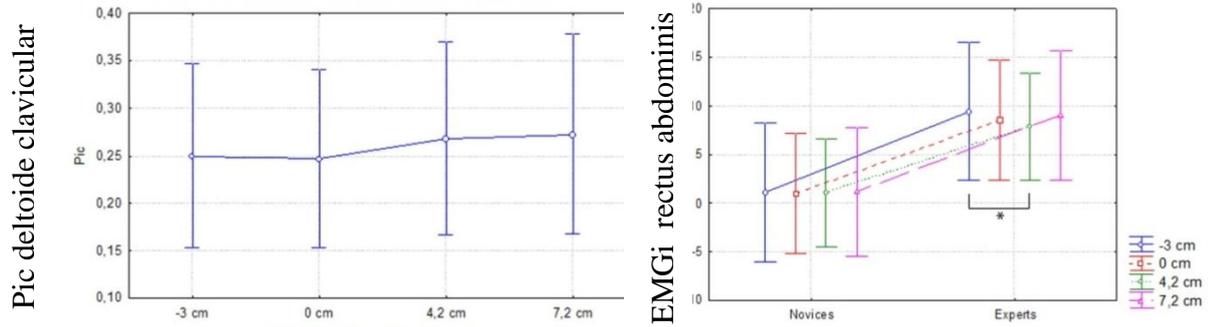


Figure 51 : Effets de la position antéropostérieure des roues durant la phase de poussée.

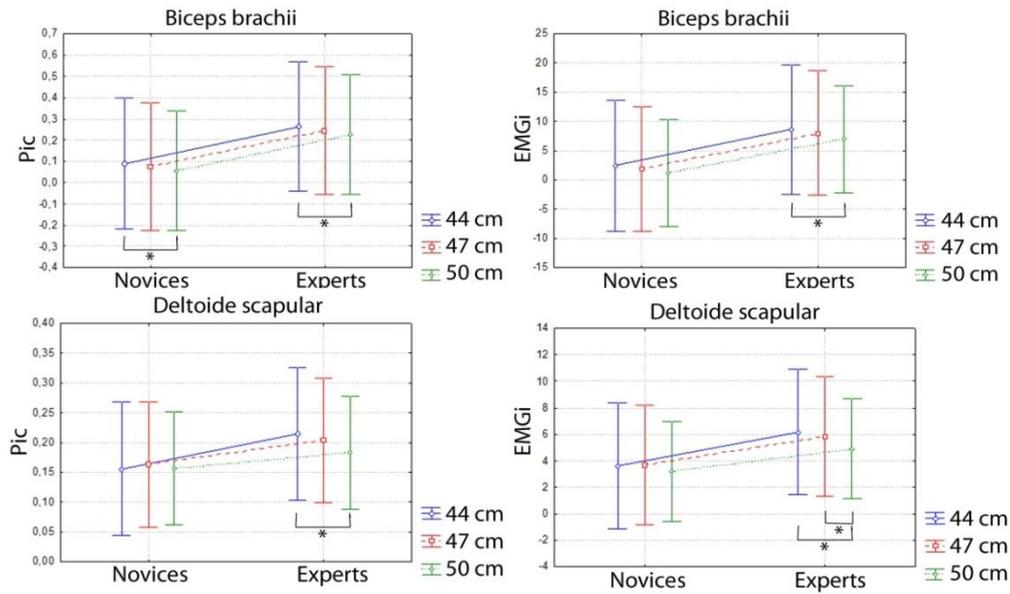


Figure 52 : Effets de la hauteur d'assise durant la phase de retour.

Enfin, pour l'ensemble de la population, on observe une augmentation du pic et de l'EMGi du trapezius ($F=2.88$; $p=0.043$ et $F=2.81$; $p=0.047$) et du pic du biceps brachii ($F=2.81$; $p=0.048$). On constate également une interaction avec le niveau d'expertise pour le pic du biceps brachii où l'augmentation n'est significative que dans le groupe des experts (Figure 53).

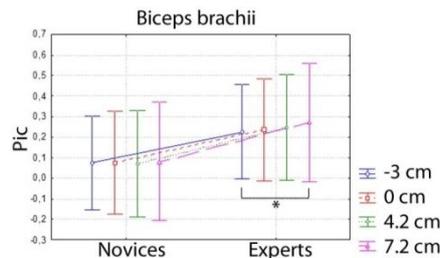


Figure 53 : Effets de la position antéropostérieure des roues durant la phase de retour.

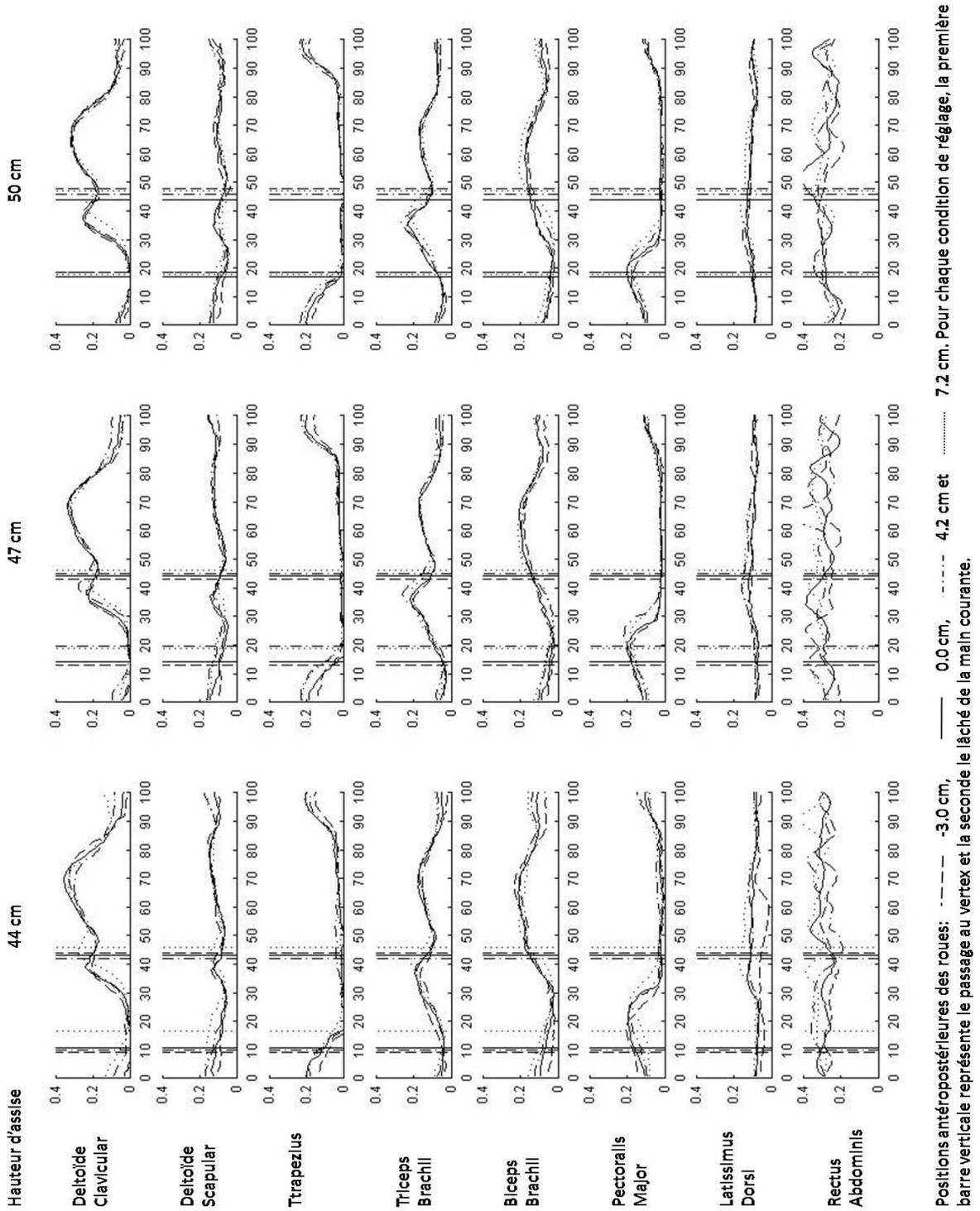


Figure 54 : Activations musculaires du groupe des experts.

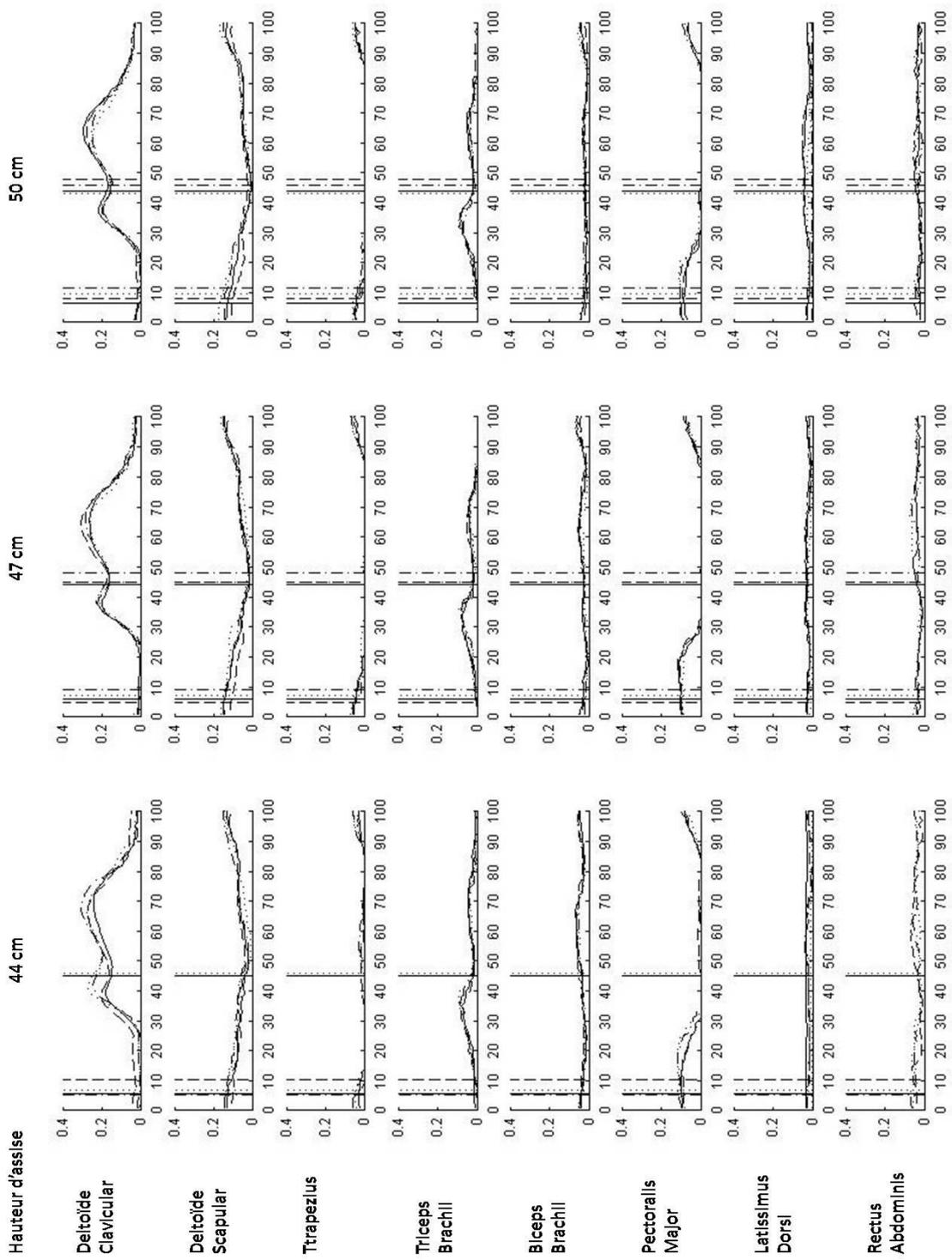


Figure 55 : Activations musculaires du groupe des novices.

IV.4.C Indices de TMS

Comme pour l'électromyographie, nous nous sommes intéressés aux valeurs pics et aux valeurs de l'intégrale des indices de troubles musculosquelettiques de chaque articulation et du membre supérieur dans son ensemble (Figure 56 ; Figure 57 ; Figure 58 ; Figure 59 ; Figure 60 ; Figure 61 ; Figure 62 ; Figure 63 ; Figure 64 ; Figure 65 ; Figure 66 ; Figure 67 ; Figure 68).

IV.4.C.a Au niveau de l'épaule

Pour le pic et l'intégrale, on observe que le risque est supérieur chez le groupe des experts ($F=7.58$; $p=0.013$ et $F=15.17$; $p=0.001$) alors qu'il diminue lorsque la hauteur d'assise augmente ($F=50.19$; $p=0.000$ et $F=23.95$; $p=0.000$). On constate également un effet d'interaction de la hauteur avec le groupe. Pour le pic, chez les novices le risque est significativement plus important pour la hauteur 44 cm que pour les deux autres alors que pour le groupe des experts le risque pour la hauteur 50 cm est significativement plus faible que pour les deux autres. Pour l'intégrale, les différences significatives existent entre les hauteurs 44 cm et 50 cm pour les novices et entre la hauteur 44 cm et les deux autres pour les experts. Enfin, la position antéropostérieure des roues n'a pas d'effet sur l'intégrale mais pour le pic, on observe que pour la position 7.2 cm, le risque est plus élevé ($F=12.06$; $p=0.000$). Enfin, pour ce paramètre, on a également une interaction entre la position et le groupe : la différence n'apparaît significative que pour le groupe des novices entre la position 7.2 cm et les positions -3.0 cm et 0.0 cm.

IV.4.C.b Au niveau du coude

Pour l'intégrale, on n'observe aucun effet significatif. Concernant le pic, la différence entre les deux groupes et l'effet de la hauteur ne sont pas significatifs. On constate un effet global de la position pour le réglage -3.0 cm où le risque est plus important ($F=4.94$; $p=0.004$). On a par ailleurs un effet d'interaction de la position avec le groupe, l'effet de la position se retrouvant de manière significative uniquement dans le groupe des novices.

IV.4.C.c Au niveau du poignet

Pour le pic, la seule différence significative se rencontre entre les deux groupes, avec un risque supérieur chez les experts ($F=5.09$; $p=0.036$). Pour l'intégrale, on note également un risque supérieur chez les experts ($F=7.08$; $p=0.015$). Par ailleurs l'augmentation de la hauteur

diminue significativement le risque de TMS ($F=16.37$; $p=0.000$). L'effet d'interaction avec le groupe montre que cette diminution n'est significative que chez le groupe des experts ($F=6.02$; $p=0.005$). L'avancement de l'axe des roues entraîne également une augmentation du risque ($F=5.77$; $p=0.001$). Enfin, comme pour la hauteur, l'effet d'interaction avec le groupe montre que la différence n'est significative que pour le groupe des experts ($F=6.50$; $p=0.000$).

IV.4.C.d Pour le membre supérieur

Rappelons que le risque de TMS du membre supérieur est la résultante du risque des trois articulations affecté des coefficients correspondant à la prévalence des pathologies de chaque articulation chez les utilisateurs de fauteuil roulant manuel. Pour le pic comme l'intégrale, nous constatons que le risque des experts est supérieur à celui des novices ($F=7.57$; $p=0.013$ et $F=13.06$; $p=0.001$). Pour ces deux paramètres, l'augmentation de la hauteur d'assise est synonyme de diminution du risque ($F=32.91$; $p=0.000$ et $F=28.98$; $p=0.000$). Dans les deux cas, les effets d'interaction de la hauteur avec le groupe montrent que la diminution est significative dans les deux groupes. Par ailleurs, l'avancement des roues arrière augmente le risque pour le pic et l'intégrale ($F=12.90$; $p=0.000$ et $F=4.71$; $p=0.005$). Enfin, les effets d'interaction de la position antéropostérieure des roues et du groupe montrent que pour le pic la différence est significative uniquement pour les novices alors que pour l'intégrale, elle ne l'est que pour les experts.

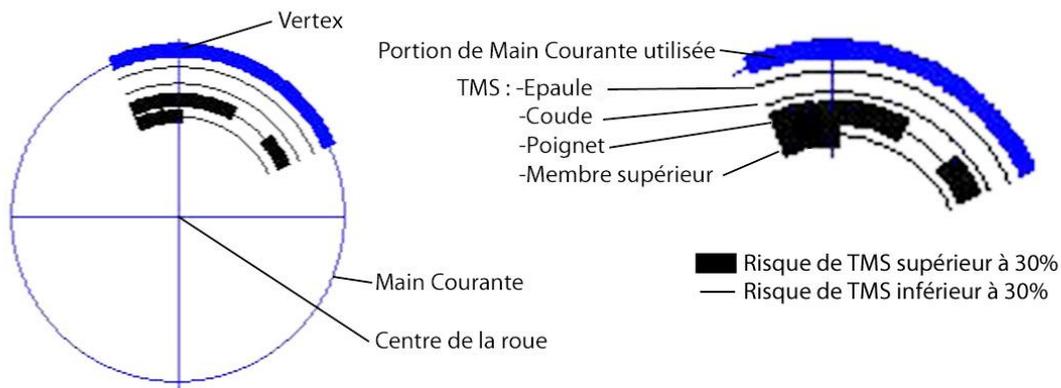


Figure 56 : Détails des figures suivantes.

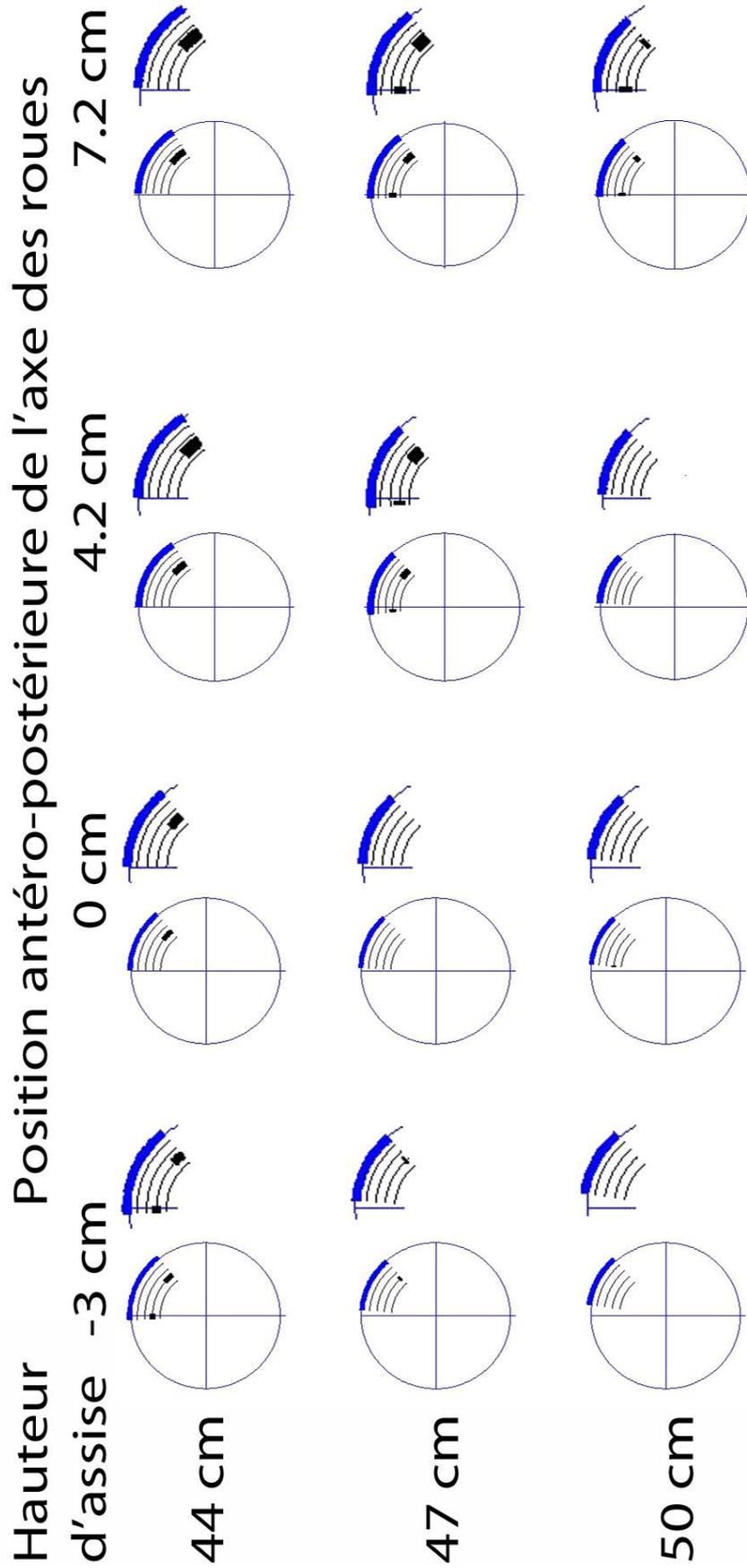


Figure 57 : Risque de trouble musculosquelettique d'un sujet inexpérimenté (sujet 9).

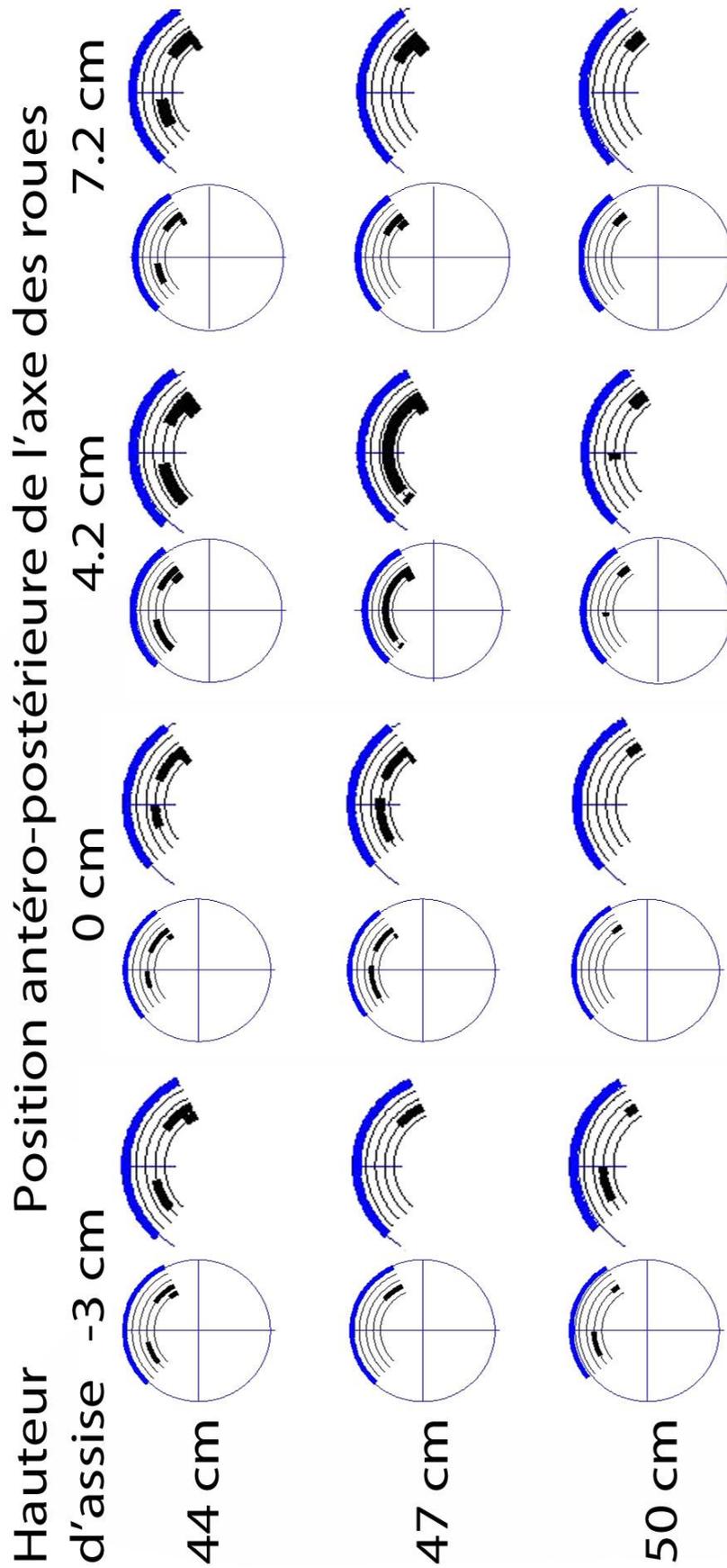


Figure 58 : Risque de trouble musculosquelettique d'un sujet expert (sujet 11).

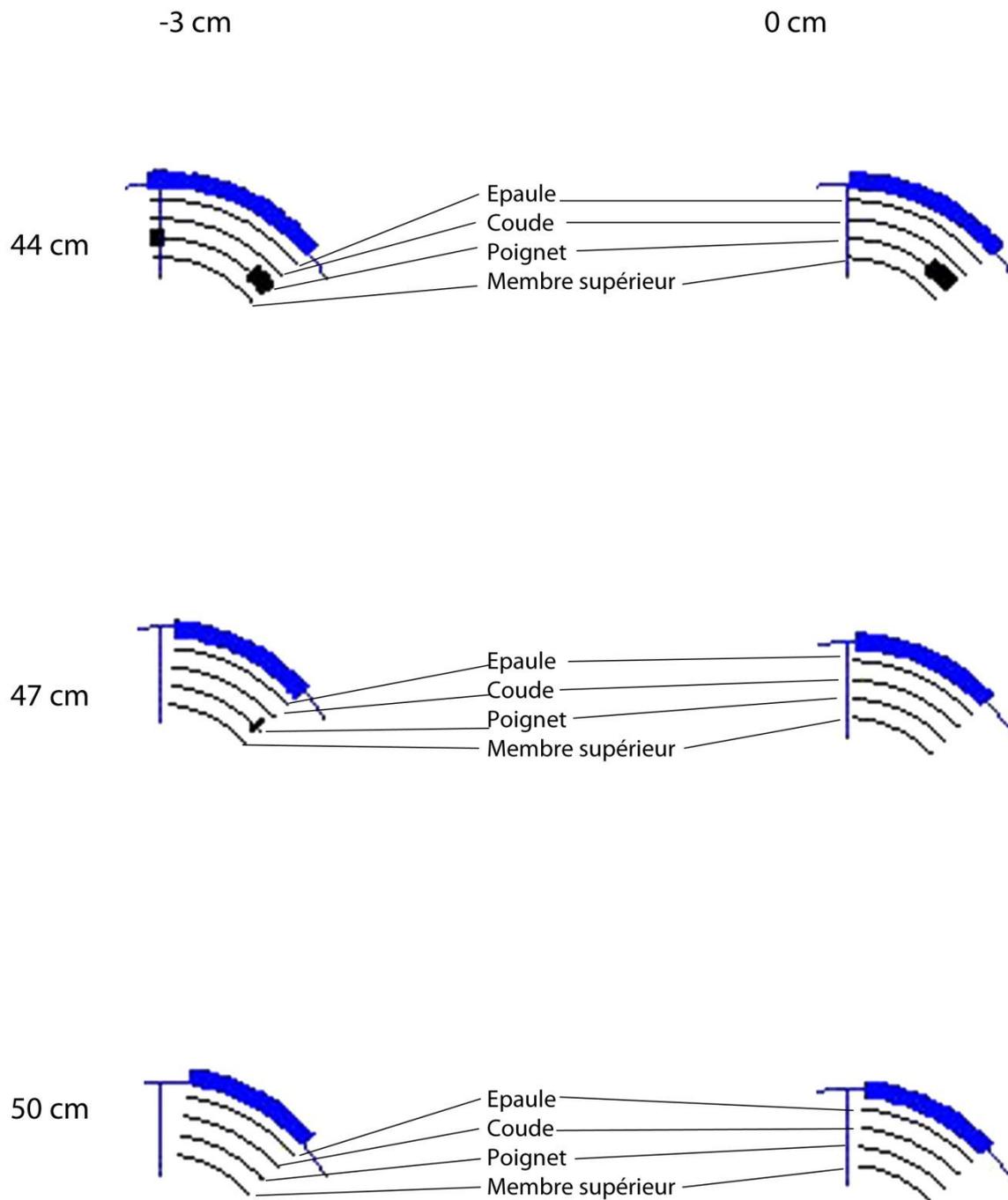


Figure 59 : Détails des TMS d'un sujet inexpérimenté (sujet 9) pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.

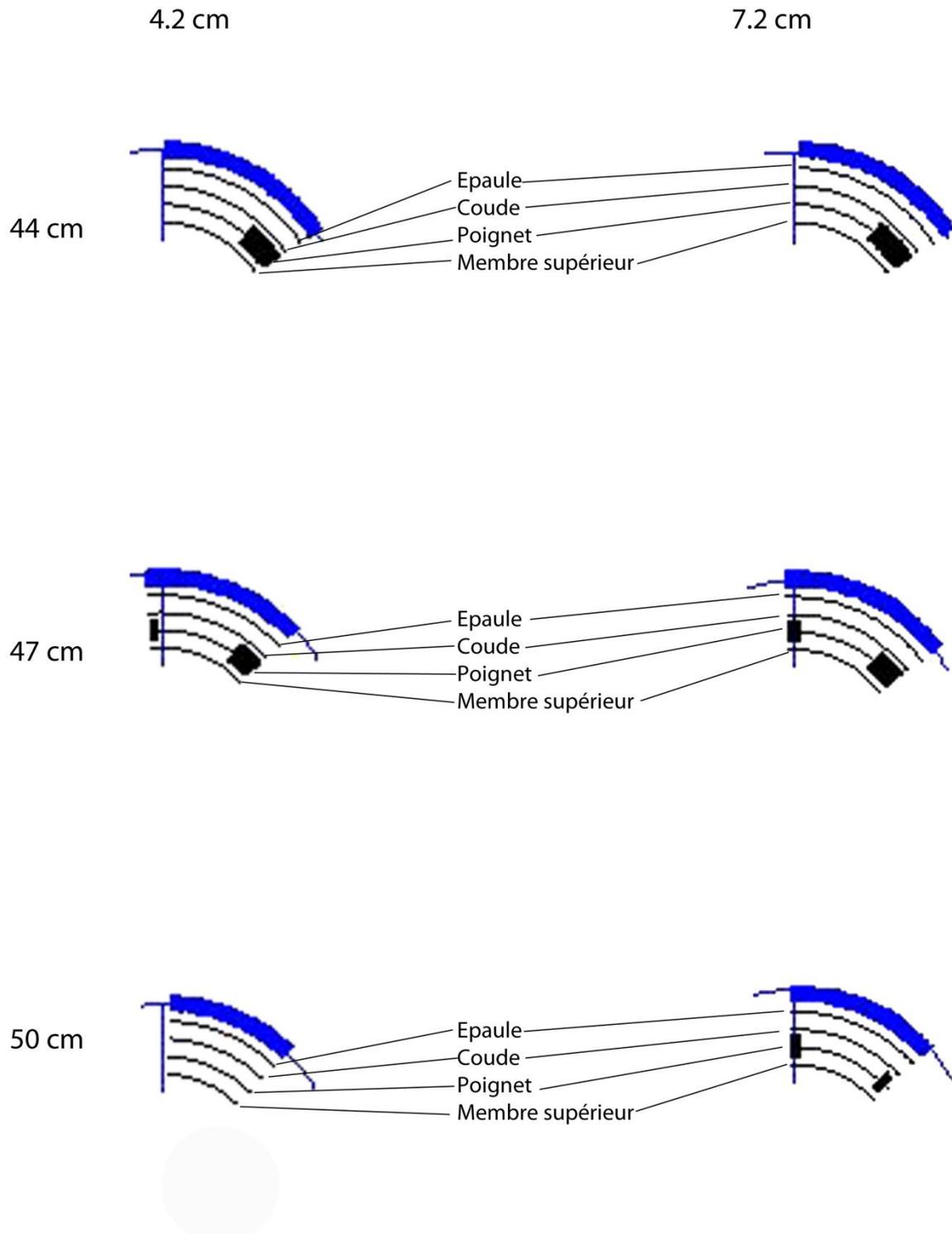


Figure 60 : Détails des TMS d'un sujet inexpérimenté (sujet 9) pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.

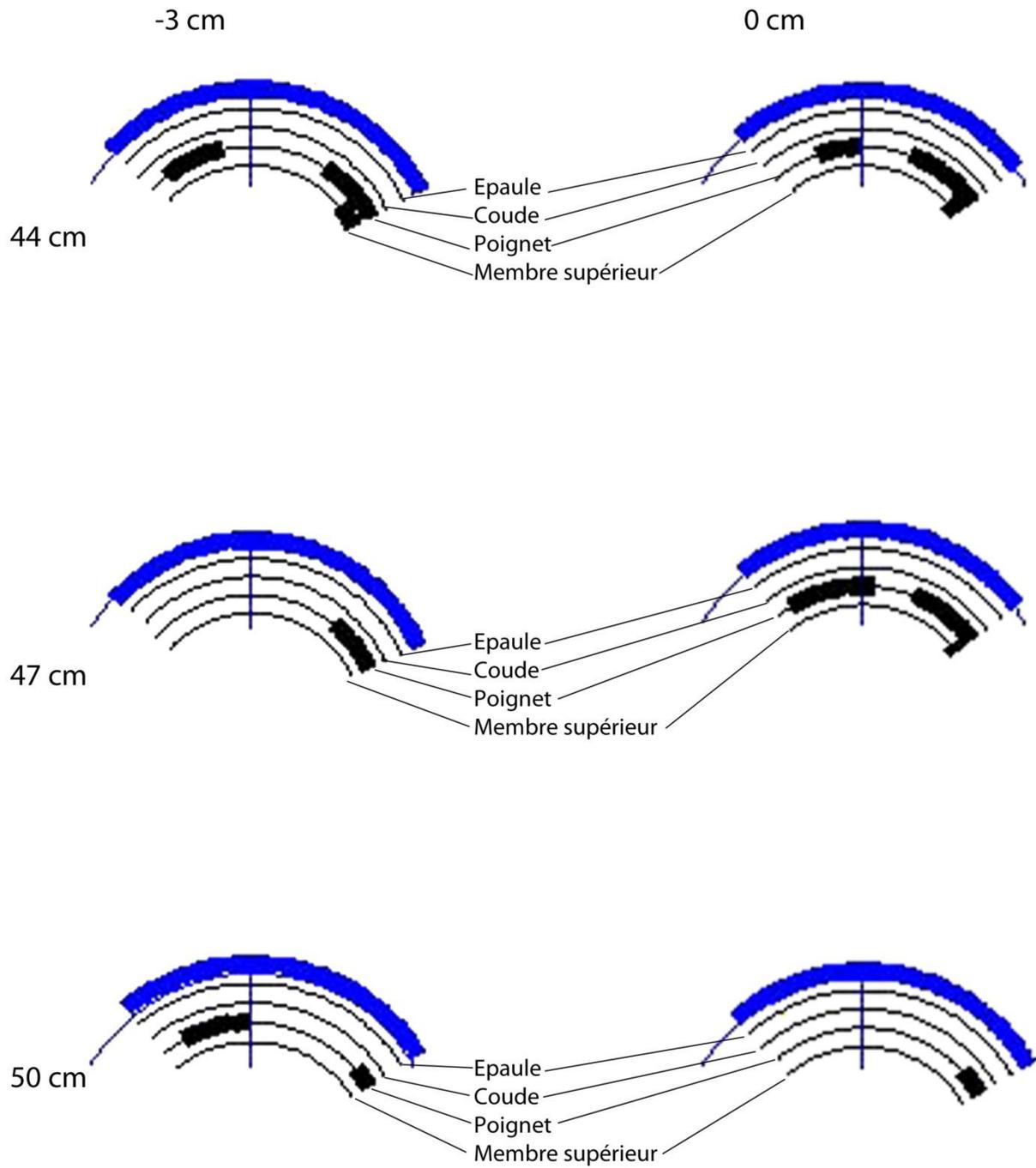


Figure 61 : Détails des TMS d'un sujet expert (sujet 11) pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.

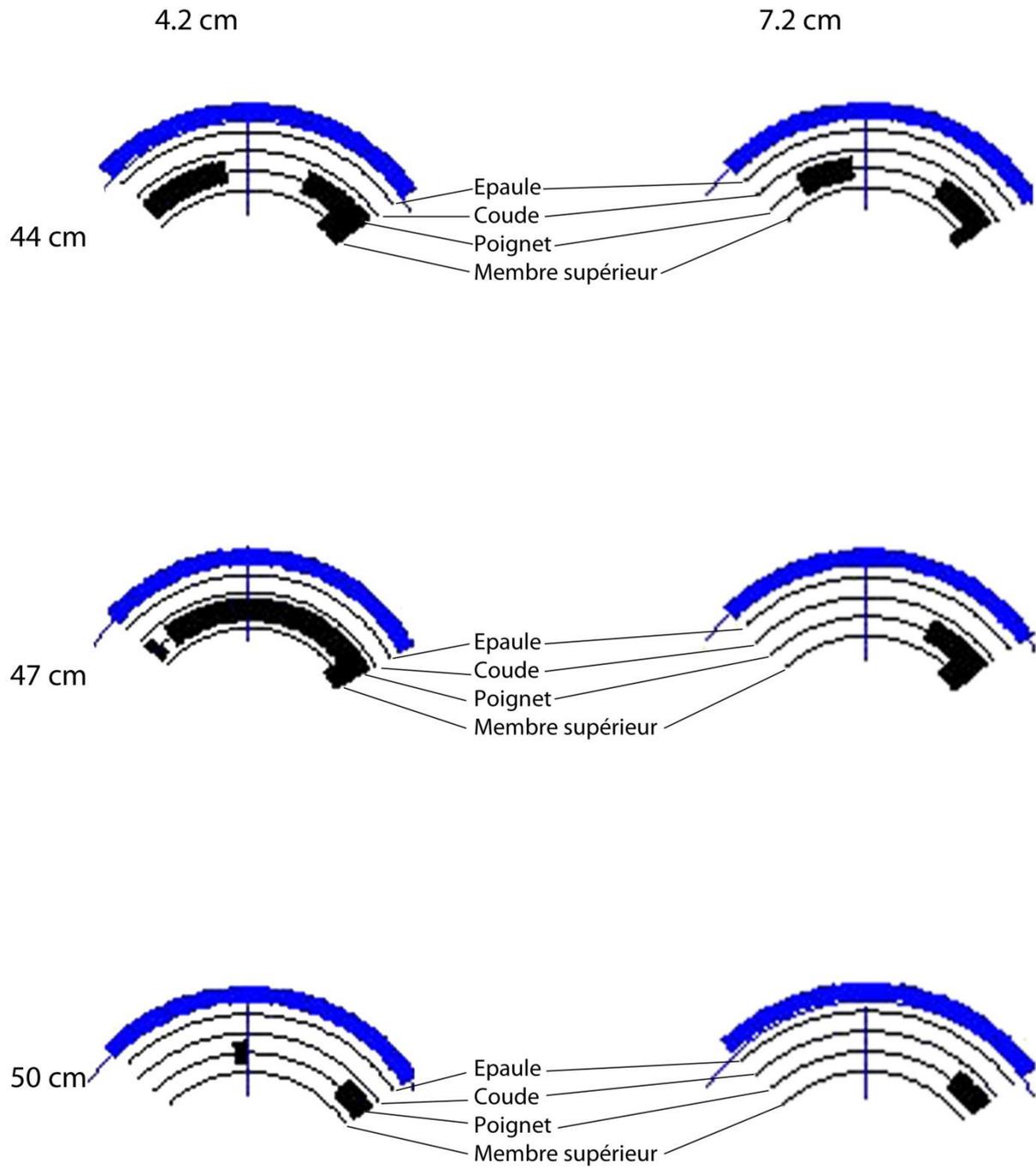


Figure 62 : Détails des TMS d'un sujet expert (sujet 11) pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.

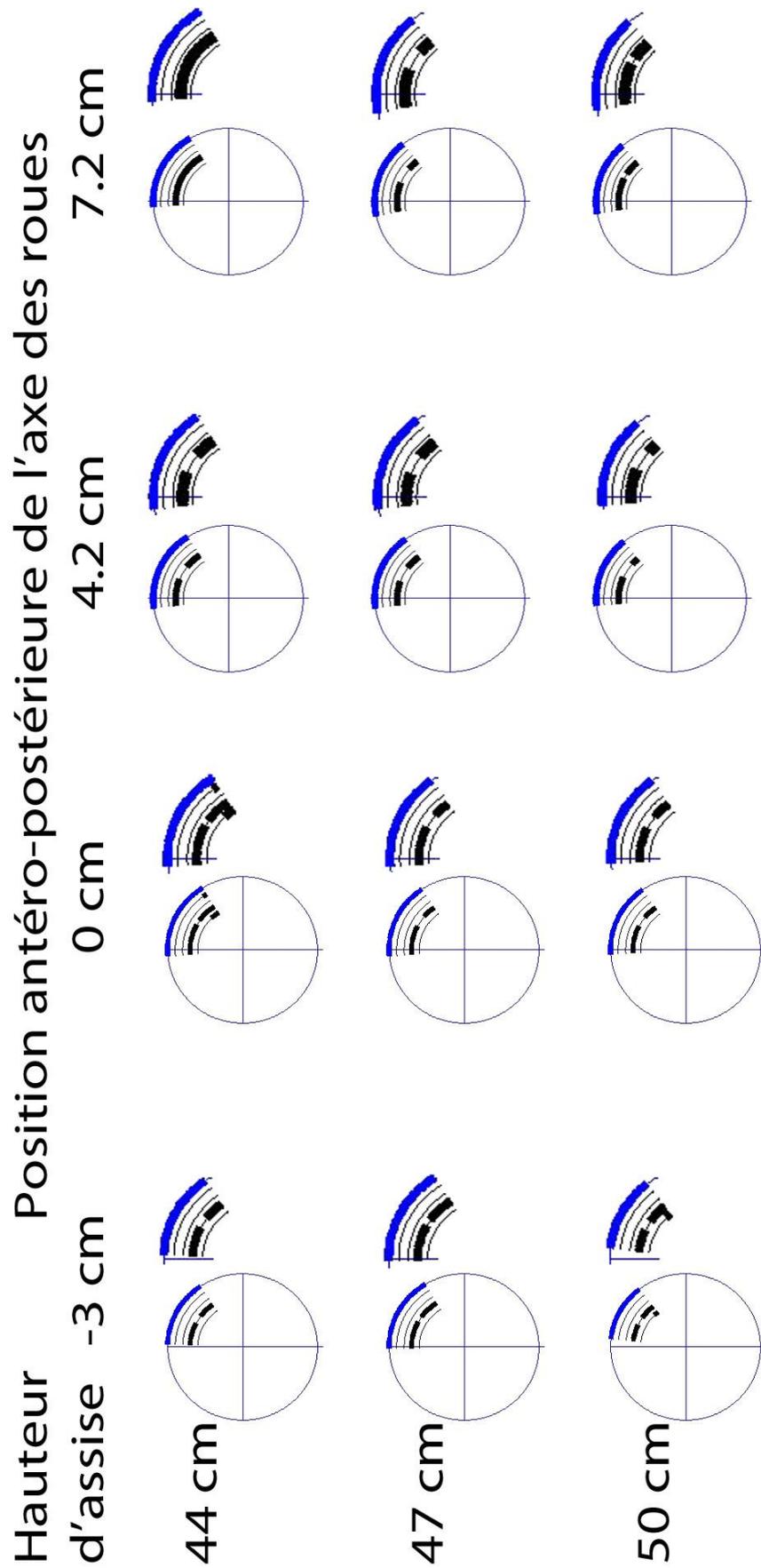


Figure 63 : Risque de TMS moyens pour le groupe des sujets inexpérimentés.

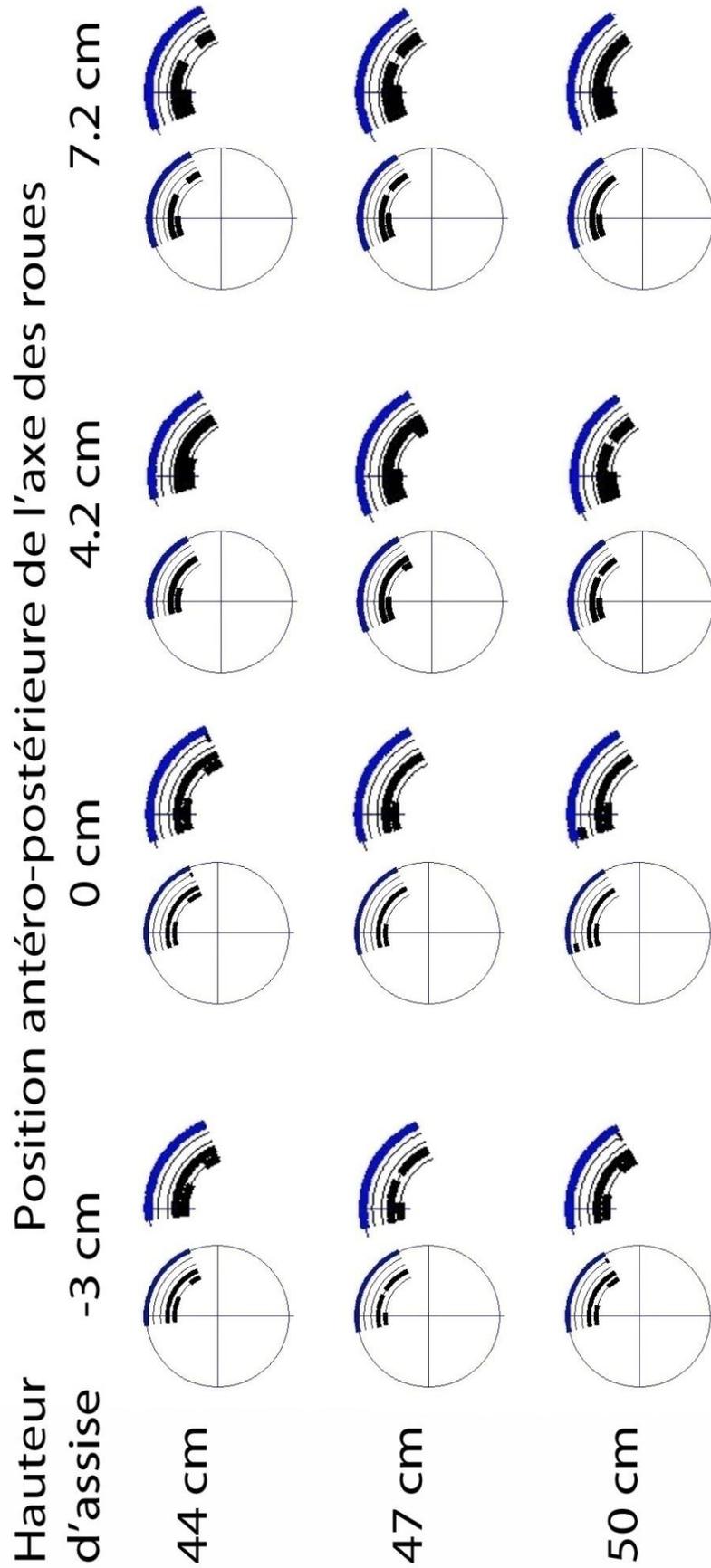


Figure 64 : Risque de TMS moyens pour le groupe des sujets expérimentés.

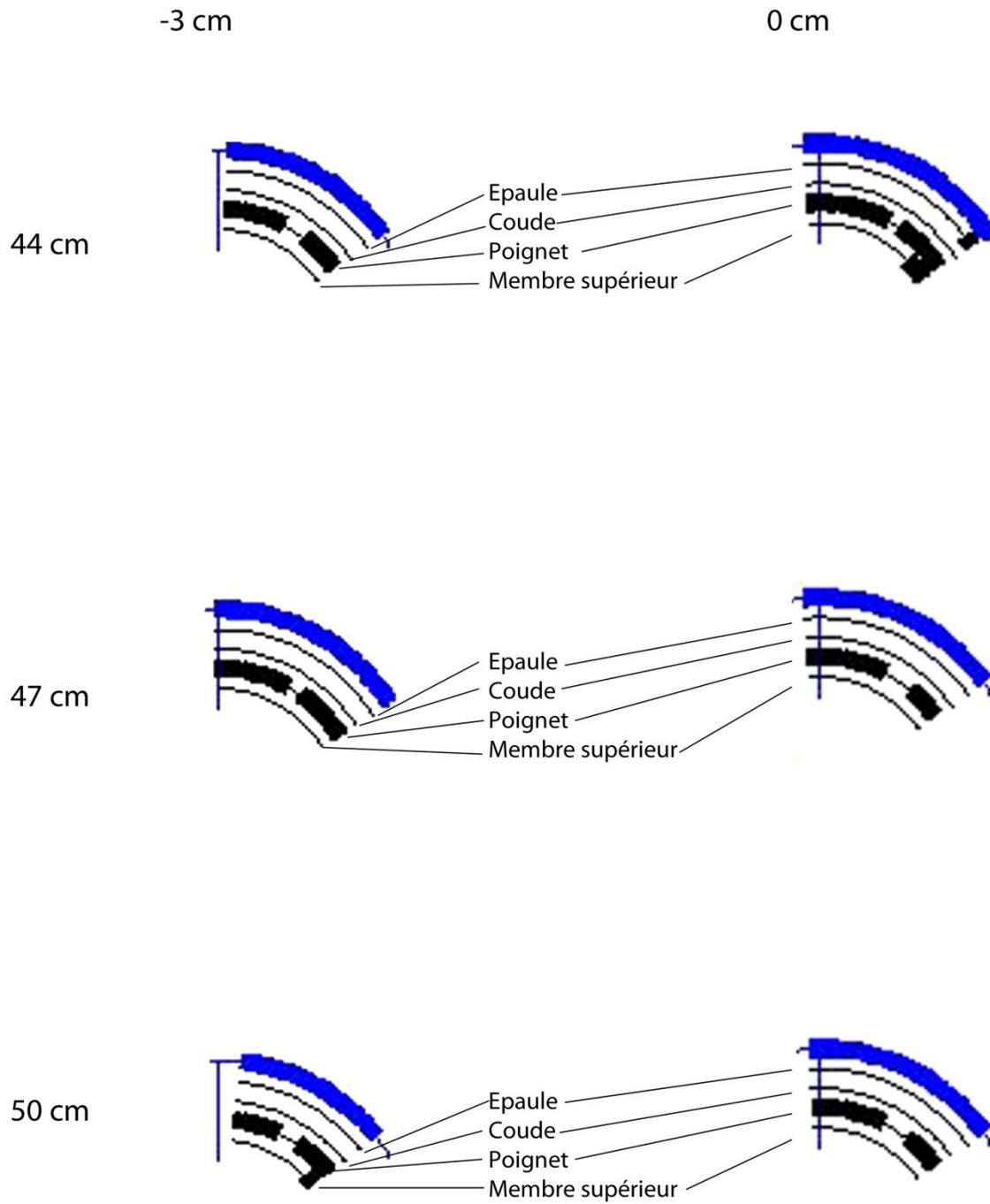


Figure 65 : Détails des TMS du groupe inexpérimenté pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.

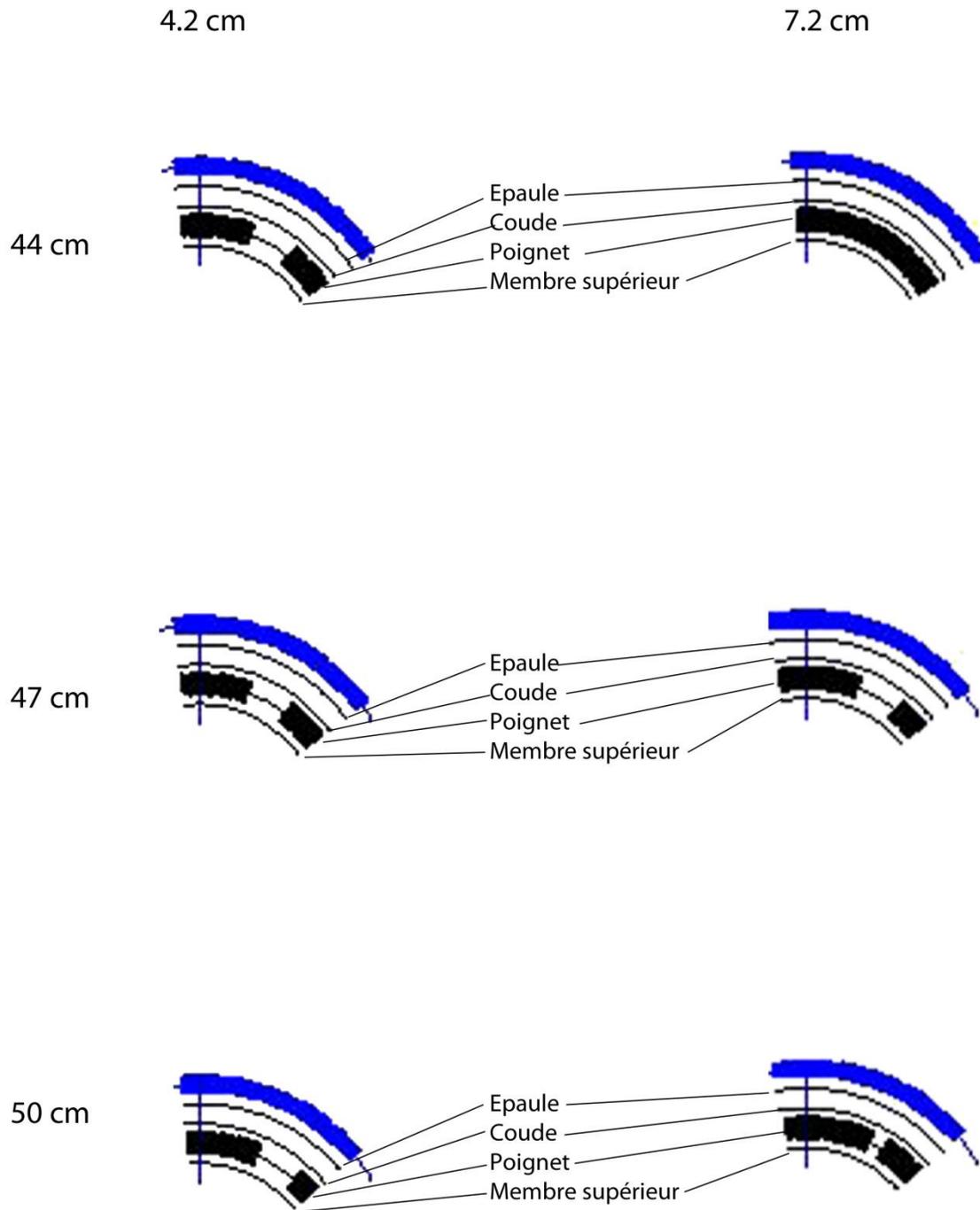


Figure 66 : Détails des TMS du groupe inexpérimenté pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.

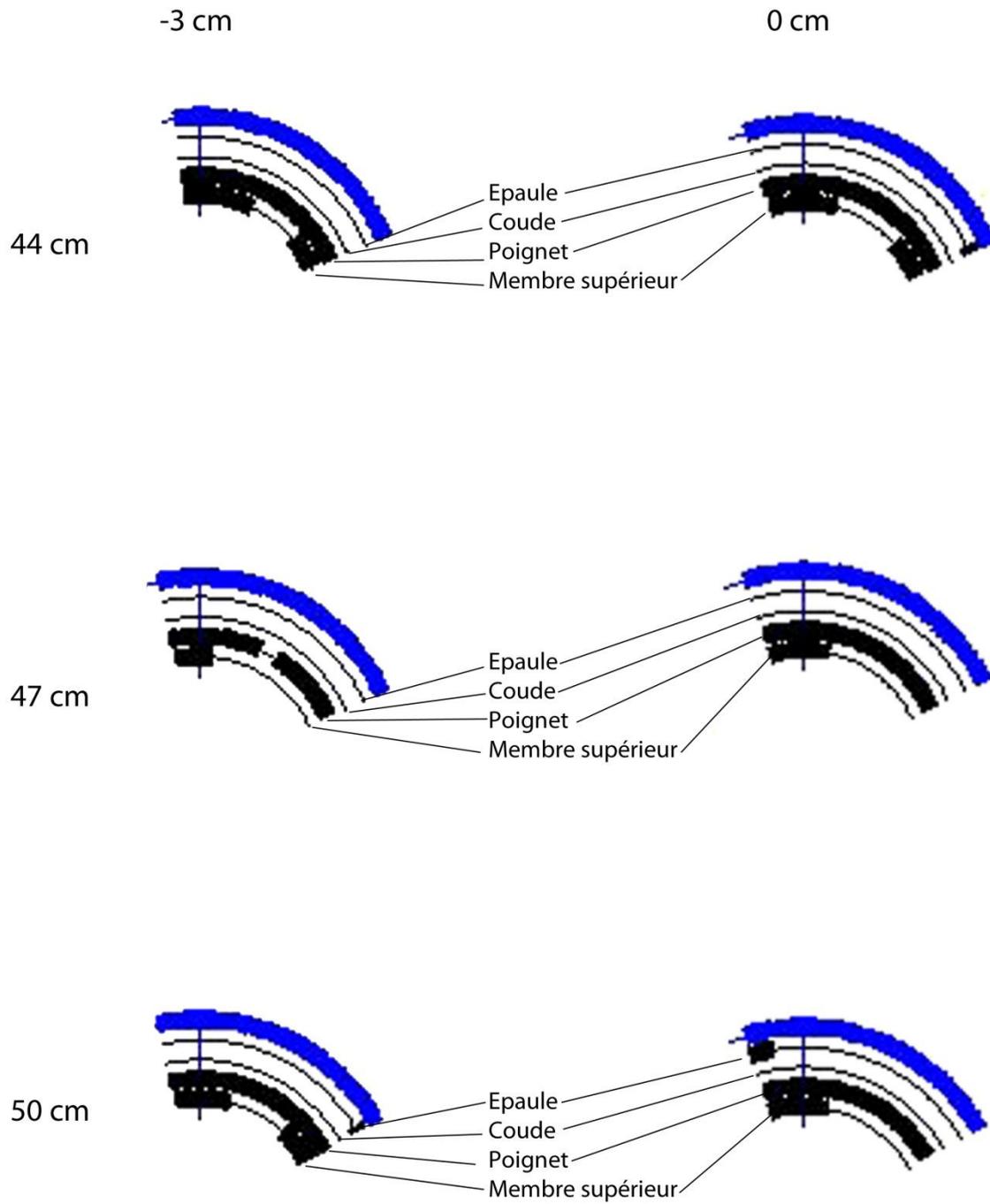


Figure 67 : Détails des TMS du groupe expert pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.

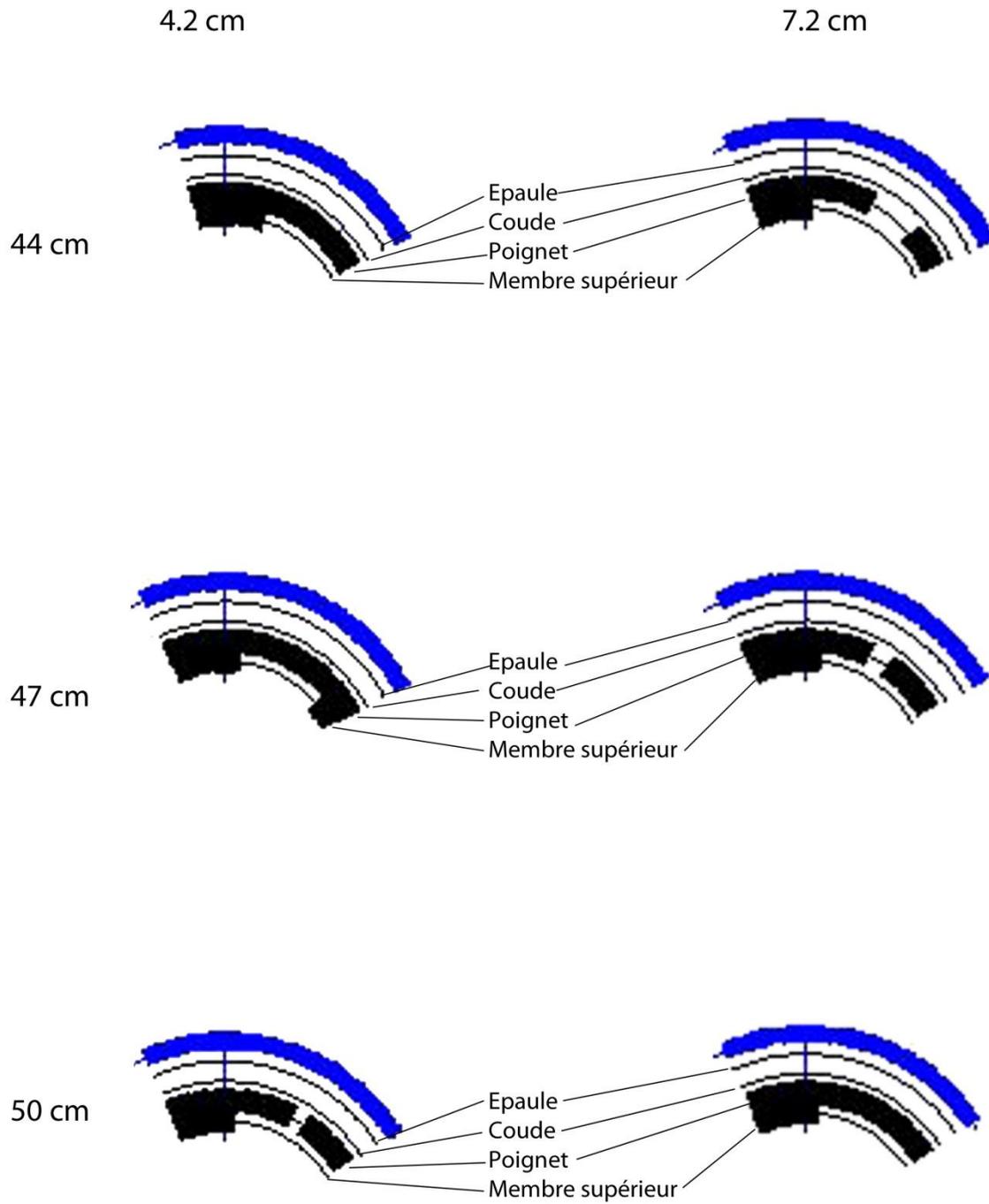


Figure 68 : Détails des TMS du groupe expert pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.

IV.4.D Synthèse des résultats

Pour la cinématique, les experts ont des amplitudes de mouvements, des temps de propulsion et de récupération et une vitesse de déplacement supérieurs aux novices. Ils présentent également une phase de traction de la roue en début de propulsion qui n'existe quasiment pas chez les novices. L'augmentation de la hauteur d'assise diminue les amplitudes de mouvements ainsi que les temps de cycle et de propulsion. L'avancement de l'axe des roues arrière permet d'atteindre une plus grande partie de la main courante et engendre pour la plupart des degrés de libertés une augmentation de l'amplitude et du temps de propulsion.

Concernant les paramètres électromyographiques, les experts présentent des valeurs supérieures à celles des novices. Sur l'ensemble du cycle de propulsion, comme dans chacune de ses phases, les réglages n'ont que peu d'effet. Cependant, il semble que l'élévation de l'assise tende vers une diminution de l'activation musculaire, excepté pour le triceps brachii du groupe des novices. L'avancement de l'axe des roues implique quant à lui une augmentation des paramètres électromyographiques. Par ailleurs, notre étude permet de situer le rôle des muscles au cours du cycle. Ainsi, le deltoïde claviculaire et le biceps brachii sont principalement recrutés lors de la phase de récupération. Le triceps brachii et le pectoralis major interviennent majoritairement durant la phase de poussée et le trapezius en fin de phase de récupération et lors de la phase de traction de la main courante.

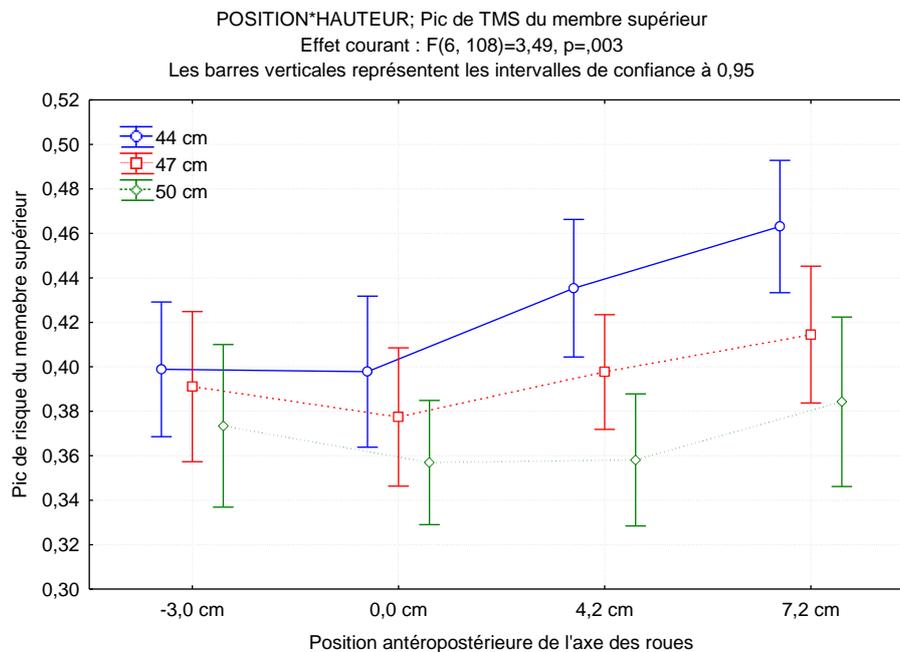


Figure 69 : Effet d'interaction de la hauteur d'assise et de la position antéro-postérieure de l'axe des roues.

Pour le risque de TMS, on observe globalement que l'augmentation de la hauteur permet une diminution alors que l'avancement de l'axe des roues augmente le risque. Cette augmentation est d'autant plus importante que le siège est bas (Figure 69).

IV.5 Discussion

IV.5.A Cinématique du mouvement

L'étude cinématique a pour objet l'influence de l'expérience de la propulsion en fauteuil roulant manuel, de la hauteur d'assise et de la position antéropostérieure de l'axe des roues arrière. Les paramètres investigués sont les configurations des articulations du membre supérieur à trois instants clefs du cycle de propulsion : le contact, le vertex et le lâché de la main courante. Sont également étudiés les amplitudes de mouvements de ces articulations et les paramètres temporels du cycle. Le but de cette partie du travail est d'analyser et de comprendre les relations existant entre les paramètres cinématiques et les réglages du fauteuil roulant, en particulier la hauteur d'assise et la position antéropostérieure des roues arrière. Comme cela a déjà été montré, les patrons du membre supérieur lors de la propulsion sont différents entre les deux groupes (Brown et al., 1990; Kotajarvi et al., 2004). Les novices utilisent tous une propulsion en aller-retour sur la main courante, connue dans la littérature sous le terme d'« arcing pattern » alors que les experts emploient des patrons plus complexes. Les experts de notre étude utilisent en particulier les styles de propulsion : « SemiCircular » et « Single Loop Over Propulsion ». Ces trois styles de propulsion ont été décrits dans la littérature par Shimada et al. (Shimada et al., 1998; Boninger et al., 2002) et les caractéristiques de chaque style peuvent expliquer en partie les différences d'utilisation de la main courante, de temps de cycle et d'amplitudes articulaires entre les deux groupes. En effet, les novices ont uniquement une action de poussée de la main courante alors que les experts utilisent un patron de propulsion en deux temps : une phase de traction puis une phase de poussée de la main courante. Ce phénomène explique en partie que les experts utilisent une plus grande portion de la main courante que les novices (Dubowsky et al., 2009). Nos résultats montrent une différence dans le temps de cycle total mais pas de différences significatives pour les temps de propulsion et de récupération ni pour l'angle de saisie (contact) de la main courante. Ceci est probablement dû au petit nombre de sujets de notre étude et au manque de puissance statistique qui en résulte. Les différences de patrons et

d'utilisation de la main courante expliquent également que les experts aient des angles et des amplitudes articulaires supérieurs, notamment pour la déviation radio-ulnaire du poignet. Lorsque l'on s'intéresse aux temps relatifs du mouvement, on observe que les pourcentages de propulsion et donc de récupération sont identiques pour les deux groupes, ce qui permet de pouvoir aisément comparer les résultats de nos deux groupes. Ainsi, en temps normalisé, la différence entre nos deux groupes se situe dans la répartition des temps de traction et de poussée de la roue.

Nos résultats sur l'effet de la hauteur d'assise sur les paramètres cinématiques semblent montrer que pour l'ensemble de la population, la hauteur d'origine (47 cm) est celle qui permet l'utilisation de la plus grande portion de la main courante. Lorsque la hauteur d'assise augmente, Wei et al. (Wei et al., 2003) ont montré que le temps de propulsion diminue et que le temps de récupération augmente. Nos résultats pour la phase de propulsion vont dans le même sens mais pour la phase de récupération, nous n'observons pas de différence. De plus, avec l'augmentation de la hauteur, nous avons démontré que le temps de cycle et le temps de propulsion diminuent, en d'autres termes que la fréquence du mouvement augmente, résultat confirmé par l'étude de Richter (Richter, 2001). Nos résultats sur les angles des articulations du membre supérieur confirment ceux de précédentes études, à savoir une diminution de la flexion-extension et de l'élévation de l'épaule lorsque la hauteur d'assise augmente (van der Woude et al., 1989a). Nous avons également prouvé que l'augmentation de la hauteur d'assise induit, à chaque instant clef du cycle (C, V et L) et en amplitude, une diminution de la flexion-extension du coude ainsi qu'une baisse de l'amplitude de la flexion-extension du poignet (Wei et al., 2003).

En outre, le réglage de la position antéropostérieure de l'axe des roues arrière est une étape importante lors de la configuration du fauteuil roulant. Dans la pratique quotidienne, les utilisateurs actifs de fauteuil roulant, correspondant à nos experts, emploient tous une position avancée de l'axe. En effet, elle permet une meilleure manœuvrabilité et simplifie le passage en équilibre sur les roues arrière (Brubaker, 1986). Les positions neutres et reculées sont généralement réservées aux personnes en institution ou nécessitant, du fait de leur handicap, une stabilité antéropostérieure importante. Nos résultats confirment qu'un axe en position avancée permet d'utiliser une plus grande portion de la main courante. De plus, elle induit une diminution des angles de l'épaule au cours du cycle de propulsion, ce qui nous laisserait présager un effet positif sur le risque de TMS. Cependant, elle entraîne une augmentation des

angles du poignet, qui sont connus pour être des facteurs de TMS de cette articulation (Gelberman et al., 1981; Khan et al., 2009).

Enfin, les configurations de fauteuils avec une assise basse et un axe avancé sont connues pour être plus efficaces pour les usages quotidiens et de loisirs (Cooper, 1990; Masse et al., 1992; Boninger et al., 2000; Medicine, 2005). Nos résultats montrent que ces dernières présentent des pourcentages de propulsion plus élevés. Or selon Vanlandewijck et al., l'efficacité de propulsion se quantifie communément par l'angle de poussée et la proportion de la phase de propulsion sur le cycle total (Vanlandewijck et al., 1997). Ainsi, nos résultats confirment que les positions basses avec un axe avancé sont plus efficaces mais semblent indiquer que, pour ces positions, le risque de développer des pathologies de l'épaule et du poignet est plus important. En effet, on constate par exemple que pour ces positions, l'extension du poignet lors du contact avec la main courante est plus importante. Or selon Wei et al. et Boninger et al., le risque de blessure au poignet est d'autant plus important que le poignet se trouve en extension lors du contact de la main sur le cerceau (Wei et al., 2003; Boninger et al., 2004). Cependant, cette hypothèse devra être mise en relation avec les résultats obtenus pour l'électromyographie et pour les indices de risques de TMS.

IV.5.B Electromyographie

L'étude des paramètres électromyographiques a pour but de mieux comprendre les relations existant entre les activations des muscles, sélectionnés au niveau du membre supérieur et du tronc, et le mouvement de propulsion d'un fauteuil roulant manuel. Par ailleurs, nous souhaitons également accroître les connaissances sur l'effet de l'expérience et des deux principaux réglages du fauteuil, la hauteur d'assise et la position antéropostérieure de l'axe des roues arrière, sur le recrutement musculaire lors de la propulsion.

Dans ce cadre, l'étude cinématique a montré que pour des mouvements normalisés à 100% du cycle de propulsion, le pourcentage de propulsion était le même chez les experts et les novices. Ce résultat nous permet donc de comparer les activations musculaires de nos deux groupes au cours de ces deux principales phases du cycle de propulsion. Cependant, l'étude cinématique montre aussi des différences importantes entre les deux groupes au niveau des stratégies de propulsion et de récupération, notamment la phase de traction de la roue qui n'est présente que chez les experts. Elle a également fait ressortir que la vitesse librement choisie par les experts est supérieure à celle des novices ($2.97 > 2.46 \text{ km.h}^{-1}$). C'est pourquoi

l'analyse statistique a été complétée par une ANCOVA dans laquelle la vitesse de propulsion était un facteur covariant. Cette analyse révèle que seule l'EMGi du biceps brachii est significativement différente entre les deux groupes. Cependant, le manque de puissance ne nous permet pas de conclure qu'il n'existe pas de différences pour les autres muscles. De plus, les différences cinématiques et plus particulièrement l'existence de la phase de traction de la roue chez les experts sont des arguments qui suggèrent l'existence de différences entre les activations musculaires des deux groupes (Brown et al., 1990; Robertson et al., 1996; Dubowsky et al., 2009). Ainsi, la phase de traction peut expliquer que contrairement aux novices, les experts présentent des activations supérieures pour le trapezius et le biceps brachii. Plus généralement, les activations supérieures des experts peuvent traduire une plus grande vitesse de propulsion. En effet, cette dernière peut être reliée à un recrutement musculaire plus important et/ou une meilleure utilisation de la main courante (Kotajarvi et al., 2004). Nos résultats, comme ceux de Dubowsky et al. (Dubowsky et al., 2009) montrent que durant la propulsion d'un fauteuil roulant, les experts dépensent plus « d'énergie » (EMGi) pour leurs deltoïde scapular, biceps brachii et triceps brachii (Figure 70) mais aussi, de façon non significative, pour les autres muscles.

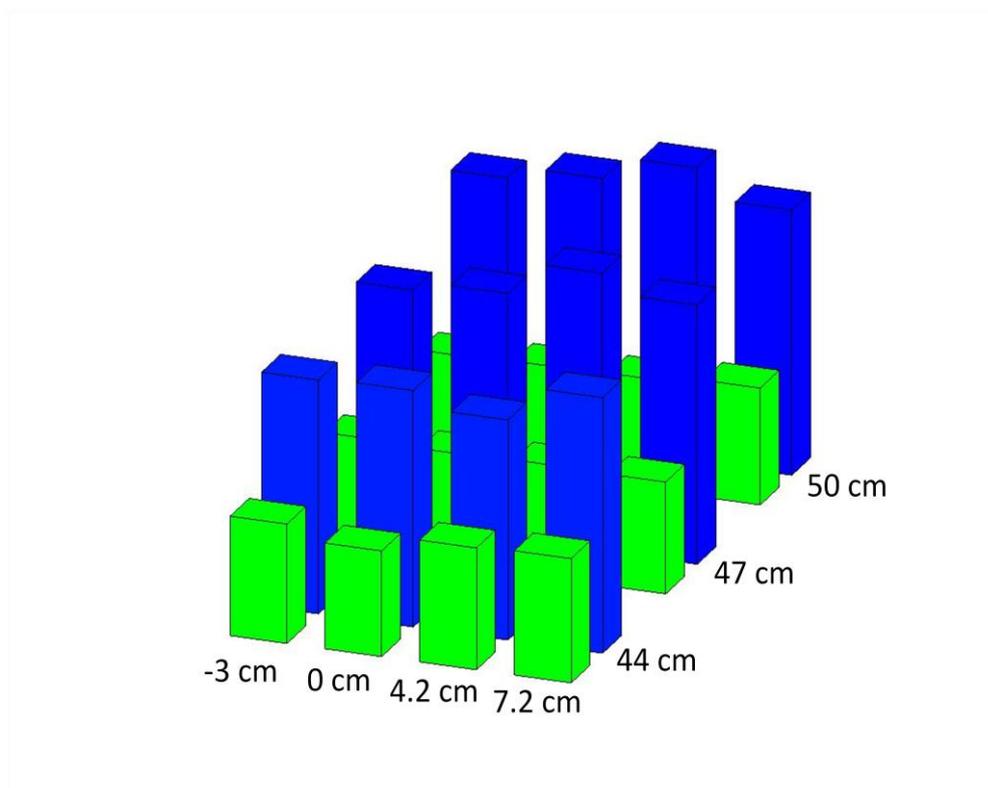


Figure 70 : EMGi moyennes du triceps brachii pour le groupe des novices (vert) et celui des experts (bleu), pour les douze conditions de réglages.

Sur l'ensemble du cycle de propulsion, il a été montré que la hauteur d'assise influence l'activité musculaire (van der Woude et al., 1989b; Masse et al., 1992). Nous avons montré que l'élévation de l'assise entraîne une augmentation du pic d'activation du triceps brachii chez les experts et une diminution des pics du biceps brachii et du rectus abdominis chez les novices. Pour les experts, il en résulte un accroissement de la force nécessaire à la propulsion et donc, en lien avec les résultats de Richter, une probable augmentation du risque de TMS (Richter, 2001). Enfin, conformément aux résultats de Masse et al. (Masse et al., 1992), il semblerait que les faibles hauteurs d'assises soient plus efficaces.

En outre, sur le cycle de propulsion complet, on observe des différences entre la position reculée (-3.0 cm) et les positions avancées (4.2 cm et 7.2 cm) de l'axe des roues pour le deltoïde claviculaire des experts et le trapezius et le deltoïde scapulaire des novices. Nos résultats montrent que les positions avancées nécessitent un recrutement musculaire plus important. Cependant, ce sont celles qui sont utilisées quotidiennement par les experts car elles procurent une meilleure maniabilité et simplifient le passage en deux roues. De plus, il a été montré que ces positions permettent une propulsion plus efficace (Brubaker, 1986; Masse et al., 1992; Kotajarvi et al., 2004). Toutefois, les différences que nous avons observées sont relativement faibles (<5% de la CIVM). On peut donc considérer que les effets de la position de l'axe sur l'activation musculaire sont négligeables comparativement aux gains de manœuvrabilité et de confort dans l'utilisation quotidienne du fauteuil (Cooper, 1990; Masse et al., 1992; Medicine, 2005).

Ainsi, sur le cycle de propulsion complet, nous avons montré que pour les positions basses et reculées (hauteur 44 cm et position de l'axe -3.0 cm et 0.0 cm) le recrutement musculaire était minimum. De plus, ces réglages étant connus pour procurer au fauteuil une grande stabilité antéropostérieure, on peut donc conclure que sur un plan musculaire ce sont les positions qui réduisent au maximum le risque de TMS. Dans la pratique, on retrouve ce type de réglage sur des fauteuils de confort de personnes, généralement en institutions, n'ayant que peu besoin de se déplacer de façon autonome. Pour les utilisateurs actifs, on retrouve bien le réglage bas de l'assise mais avec un siège reculé afin d'augmenter la manœuvrabilité et faciliter le passage en deux roues.

Enfin, concernant l'étude des paramètres électromyographiques, il est intéressant de regarder si les résultats du cycle complet que nous venons de développer se retrouvent dans les différentes phases du cycle. Dans les phases de poussée, nos résultats montrent que les

activations musculaires sont plus importantes pour les faibles hauteurs d'assise. Ces résultats peuvent s'expliquer par le fait que pour ces dernières, les résultats cinématiques montrent que l'accès à la main courante est facilité et que les amplitudes articulaires sont plus importantes, en particulier celle de l'épaule (Richter, 2001; Kotajarvi et al., 2004). Sur les phases de poussées, nos résultats sont en opposition avec nos résultats et ceux de Masse et al. sur le cycle complet (Masse et al., 1992). A contrario, nos résultats, durant la phase de récupération, sont en accord avec les résultats obtenus sur l'ensemble du cycle, montrant des activations inférieures pour les faibles hauteurs d'assise. Plus particulièrement, ils sont significatifs pour le biceps brachii et le deltoïde scapular. L'étude de l'effet de la position antéropostérieure de l'axe des roues arrière montre que pour les positions avancées de l'axe, les activations musculaires sont plus importantes, notamment durant la phase de traction de la main courante. Ces résultats sont en désaccord avec ceux de Masse et al. pour qui l'EMGi sur le cycle est minimum lorsque le siège est reculé (Masse et al., 1992).

IV.5.C Indice de TMS

Le premier résultat important concernant les indices de TMS est qu'ils s'avèrent sensibles aux modifications des réglages du siège. Sur tous les indices, excepté le pic du coude, on observe que les experts présentent des valeurs plus élevées. Ce phénomène peut s'expliquer par deux raisons. La première est une plus grande mobilisation du membre supérieur afin de réaliser une propulsion efficace (Kotajarvi et al., 2004; Mukhopadhyay et al., 2007). La seconde raison est que les experts présentent généralement un taux de masse grasse supérieur (Boninger et al., 1999) à celui des novices, du notamment à une pratique physique moins importante que ces derniers. Pour les deux groupes, les valeurs prises par les indices pour les trois articulations traduisent bien la prévalence des pathologies de l'épaule (Rao et al., 1996; Boninger et al., 1998; Shimada et al., 1998; Newsam et al., 1999; Koontz et al., 2002) et du poignet (Boninger et al., 1997; Veeger et al., 1998; Boninger et al., 1999; Wei et al., 2003; Boninger et al., 2004).

Par ailleurs, pour l'ensemble de la population étudiée, on observe que le risque au niveau de chaque articulation et pour le membre supérieur dans son ensemble diminue lorsque la hauteur d'assise augmente (Figure 71 ; Figure 72). Cependant, lors du réglage du fauteuil roulant il faut tenir compte du niveau de maîtrise du fauteuil et des capacités physiques de l'utilisateur. En effet, les assises hautes augmentent l'instabilité latérale et antéropostérieure du fauteuil (Majaess et al., 1993). De plus, elles sont connues pour être moins efficaces durant la propulsion (Cooper, 1990; Masse et al., 1992).

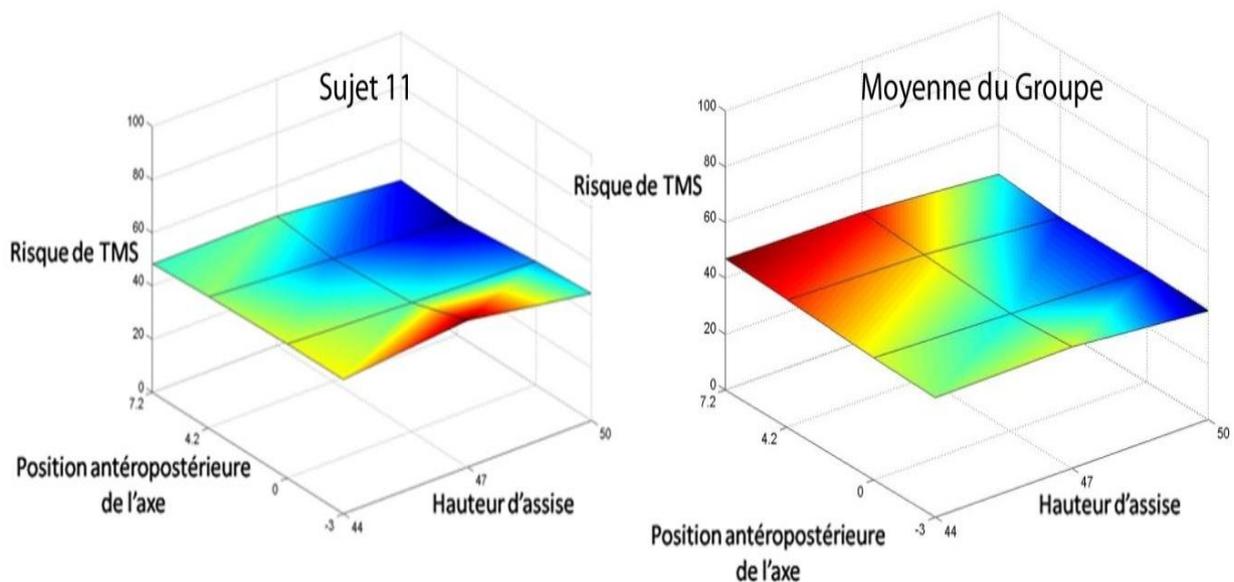


Figure 71 : Risque de trouble musculosquelettique d'un sujet (sujet 11) et du groupe expert. Avec en X la hauteur d'assise, en Y la position antéropostérieure de l'axe et en Z la valeur en % du risque de TMS. Le niveau de risque est associé du bleu pour les valeurs les plus faibles au rouge pour les valeurs les plus élevées.

Enfin, la position antéropostérieure des roues affecte également le risque de TMS, la position la plus avancée étant généralement la plus traumatisante par oppositions aux configurations reculées (-3.0 cm et 0.0 cm) (Figure 72). Ce résultat va également à l'encontre de ceux concernant l'efficacité de la propulsion (Masse et al., 1992). En outre, l'effet de la position de l'axe est plus marqué lorsque l'assise est basse. Il semble donc bien que pour réduire le risque de TMS du membre supérieur lié à la propulsion en fauteuil roulant manuel, il faille privilégier une hauteur d'assise importante et une position de l'axe peu avancée, sans toutefois compromettre la stabilité du fauteuil et réduire à néant l'efficacité de propulsion.

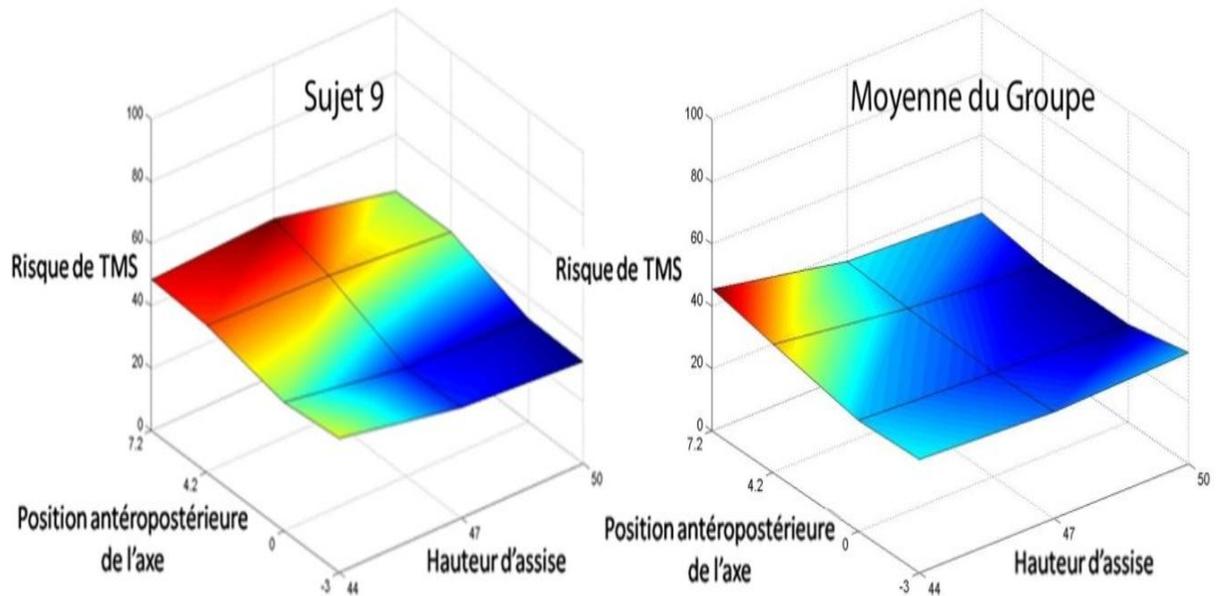


Figure 72 : Risque de trouble musculosquelettique d'un sujet (sujet 9) et du groupe novice. Avec en X la hauteur d'assise, en Y la position antéropostérieure de l'axe et en Z la valeur en % du risque de TMS. Le niveau de risque est associé du bleu pour les valeurs les plus faibles au rouge pour les valeurs les plus élevées.

IV.5.D Synthèse

Concernant les paramètres cinématiques, électromyographiques et les indices de risque de TMS, nous avons montré que les différences entre les novices et les experts étaient importantes (van der Woude et al., 1989a; Brown et al., 1990; Masse et al., 1992; Robertson et al., 1996; Dubowsky et al., 2009). Les réglages correspondant à une assise haute et plutôt avancée (axe reculé) réduisent les amplitudes et les valeurs extrêmes des articulations, les activations musculaires des principaux muscles impliqués dans la propulsion ainsi que le risque de TMS évalué avec nos indices. Toutefois, la population experte de cette étude est très hétérogène, il serait donc intéressant de poursuivre ces travaux en augmentant le nombre de sujets, ce qui permettrait de faire des groupes en fonction du niveau d'atteinte et ainsi d'affiner nos résultats (Kulig et al., 2001).

Ainsi, les figures suivantes résument l'ensemble de nos résultats et présentent les zones d'utilisation de la main courante, les activations et les risques de TMS d'un sujet expert et d'un sujet novice (Figure 73 ; Figure 74 ; Figure 75 ; Figure 76 ; Figure 77 ; Figure 78 ; Figure 79 ; Figure 80 ; Figure 81 ; Figure 82 ; Figure 83 ; Figure 84 ; Figure 85). On y observe que le sujet expert utilise une plus grande portion de la main courante et que pour les activations et les risques de TMS il est plus souvent au-dessus des seuils de 10% de l'activation volontaires maximale et de 30% de risque de TMS. Concernant l'effet des

réglages, aussi bien pour le sujet novice que le sujet expert, on constate que pour les assises hautes, les activations et les risques de TMS sont plus rarement au-dessus des seuils. On retiendra également que les réglages pour lesquels, le risque de TMS est le plus régulièrement supérieur au seuil des 30% sont les mêmes que ceux pour lesquels les activations sont supérieures au seuil des 10%. De ce fait les réglages identifiés comme les plus traumatisants du point de vue de notre indice cinématique sont aussi ceux demandant le plus « d'énergie » musculaire.

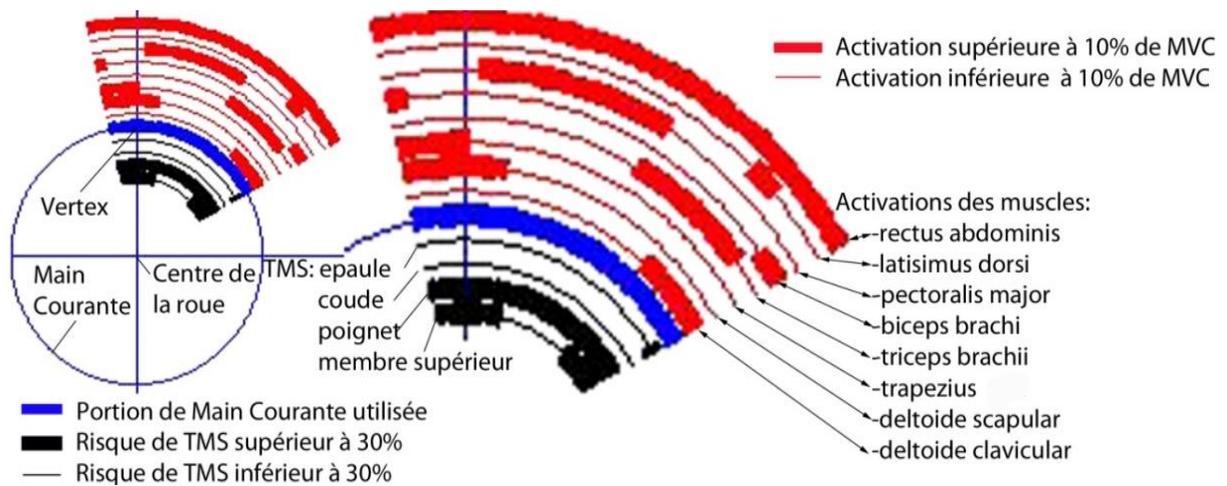


Figure 73 : Détails des figures suivantes.

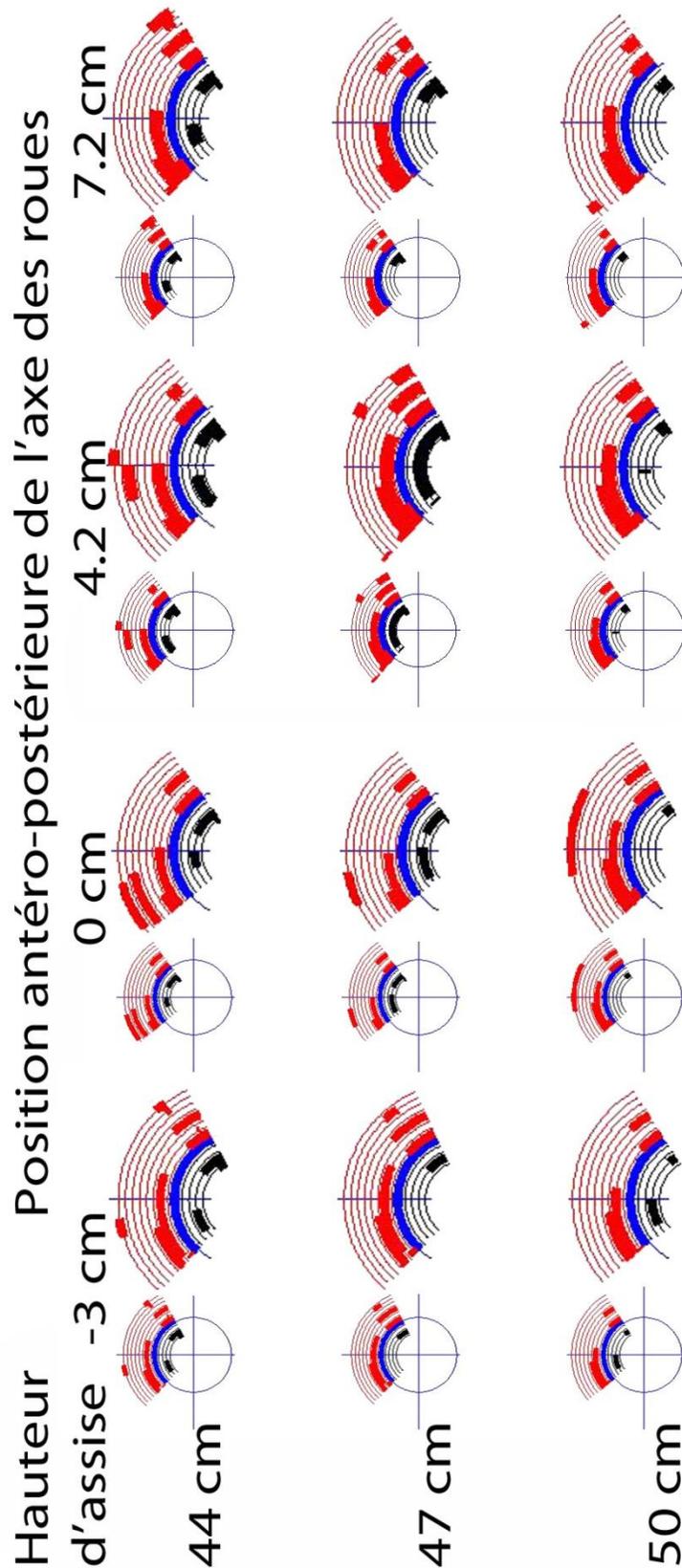


Figure 74 : Activations et risques de TMS d'un sujet expert (sujet 11). En bleu, la main courante avec en épais la portion utilisée pour la propulsion. En noir les risques du poignet, du coude, de l'épaule et du membre supérieur. En rouge les activations du deltoïde clavicular, le deltoïde scapular, le triceps brachii, le biceps brachii, le pectoralis major, le trapezius, le latissimus dorsi et le rectus abdominis.

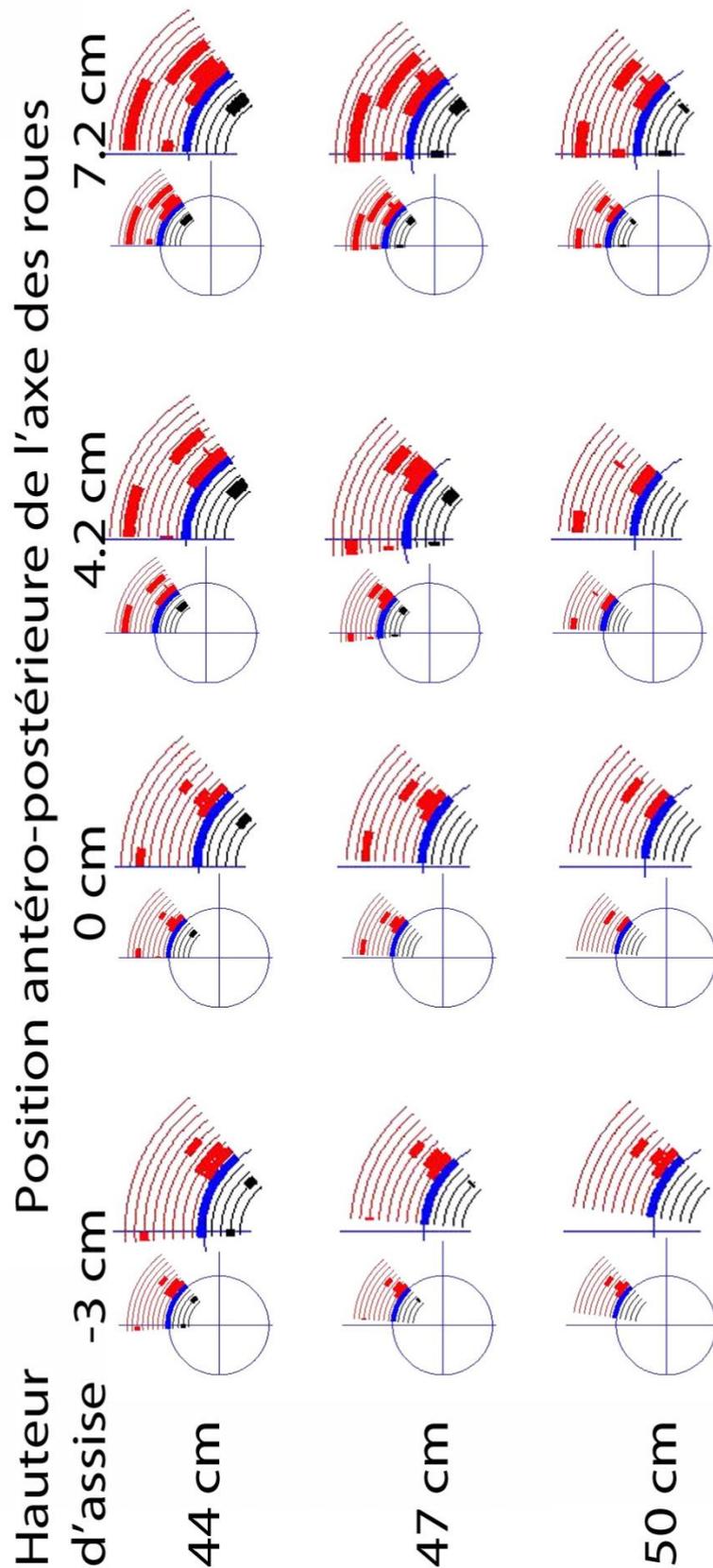


Figure 75 : Activations et risques de TMS d'un sujet novice (sujet 9). En bleu, la main courante avec en épais la portion utilisée pour la propulsion. En noir les risques du poignet, du coude, de l'épaule et du membre supérieur. En rouge les activations du deltoïde claviculaire, le deltoïde scapulaire, le triceps brachii, le biceps brachii, le pectoralis major, le trapezius, le latissimus dorsi et le rectus abdominis.

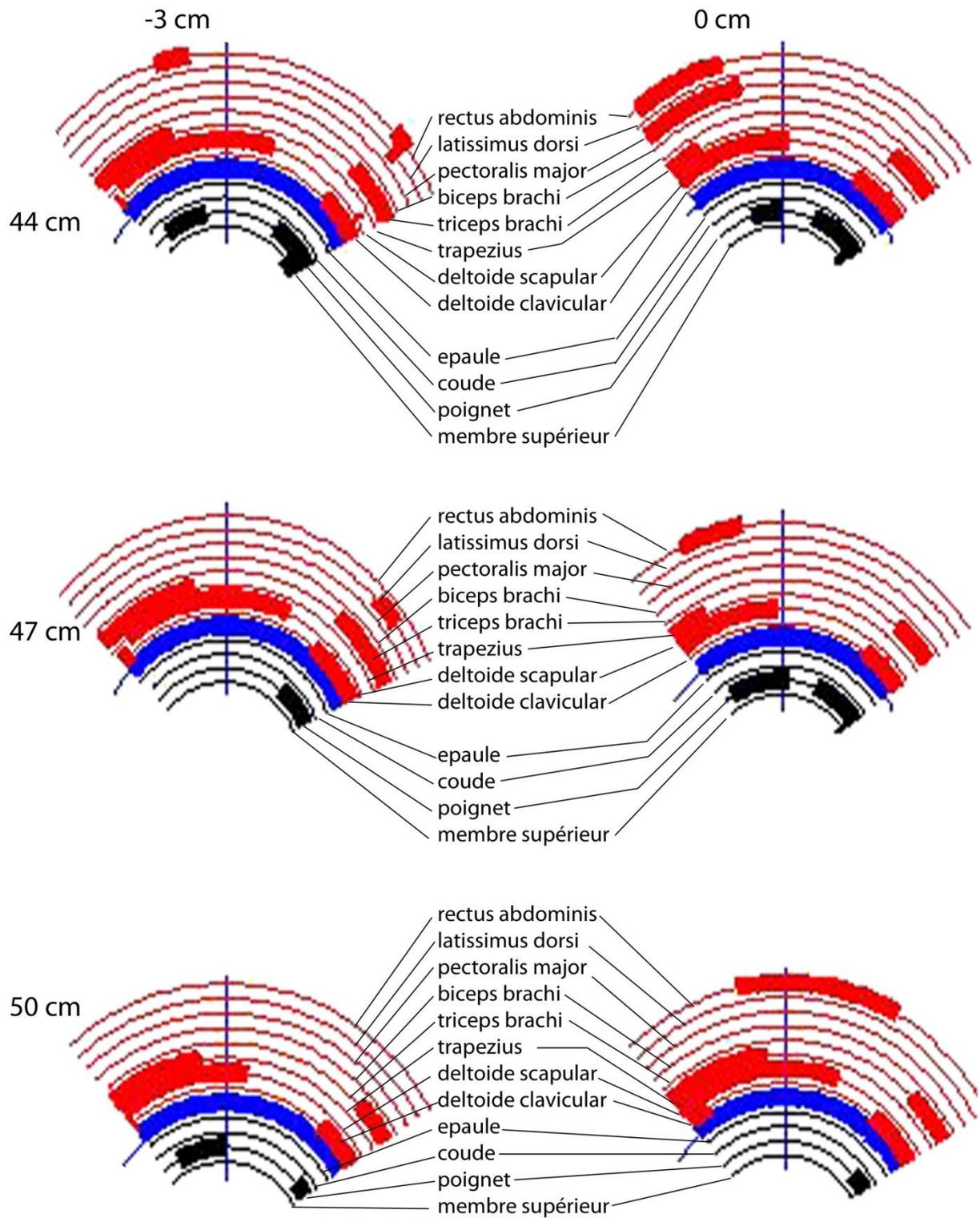


Figure 76 : Détails des activations et risques de TMS d'un sujet expert (sujet 11) pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.

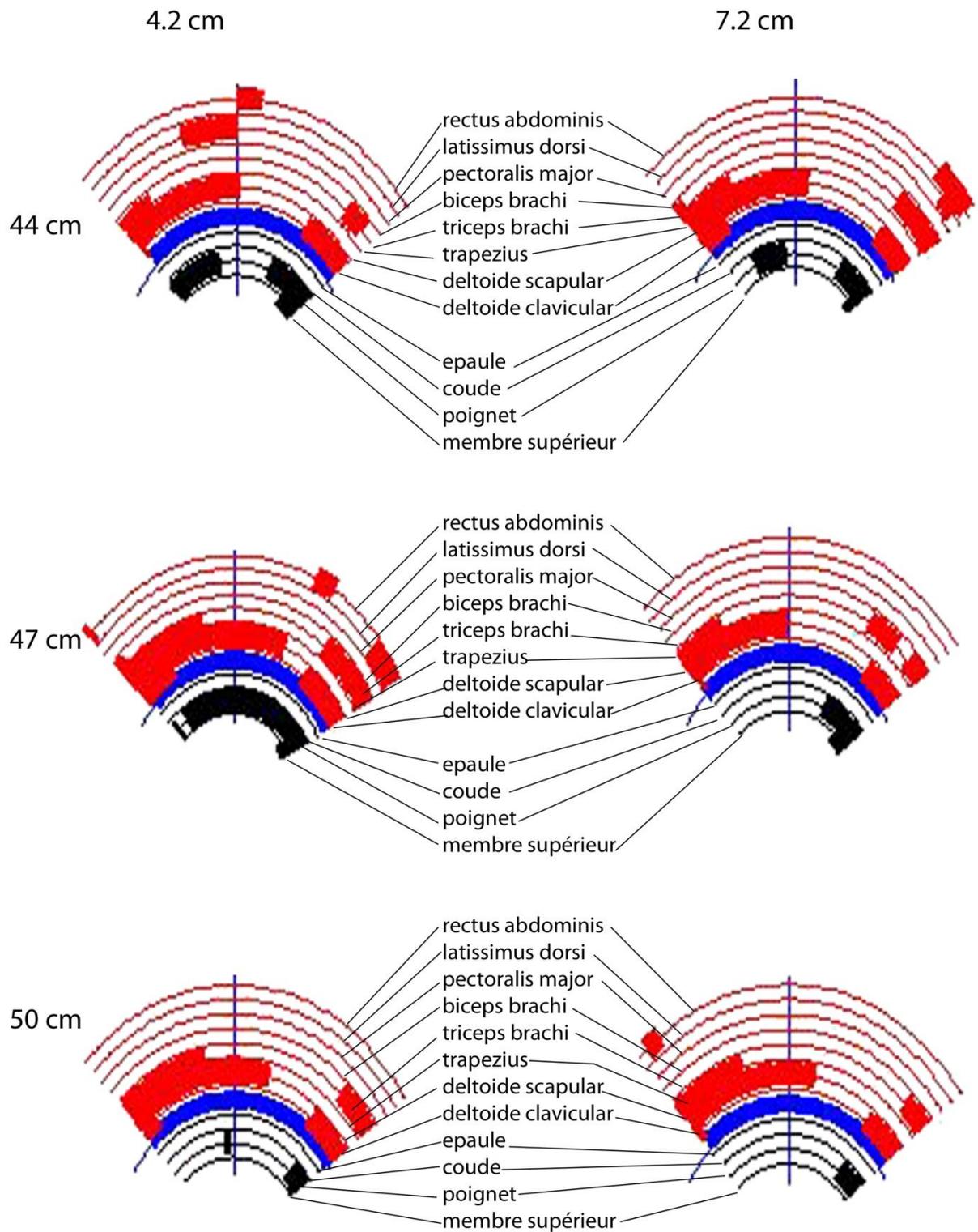


Figure 77 : Détails des activations et risques de TMS d'un sujet expert (sujet 11) pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.

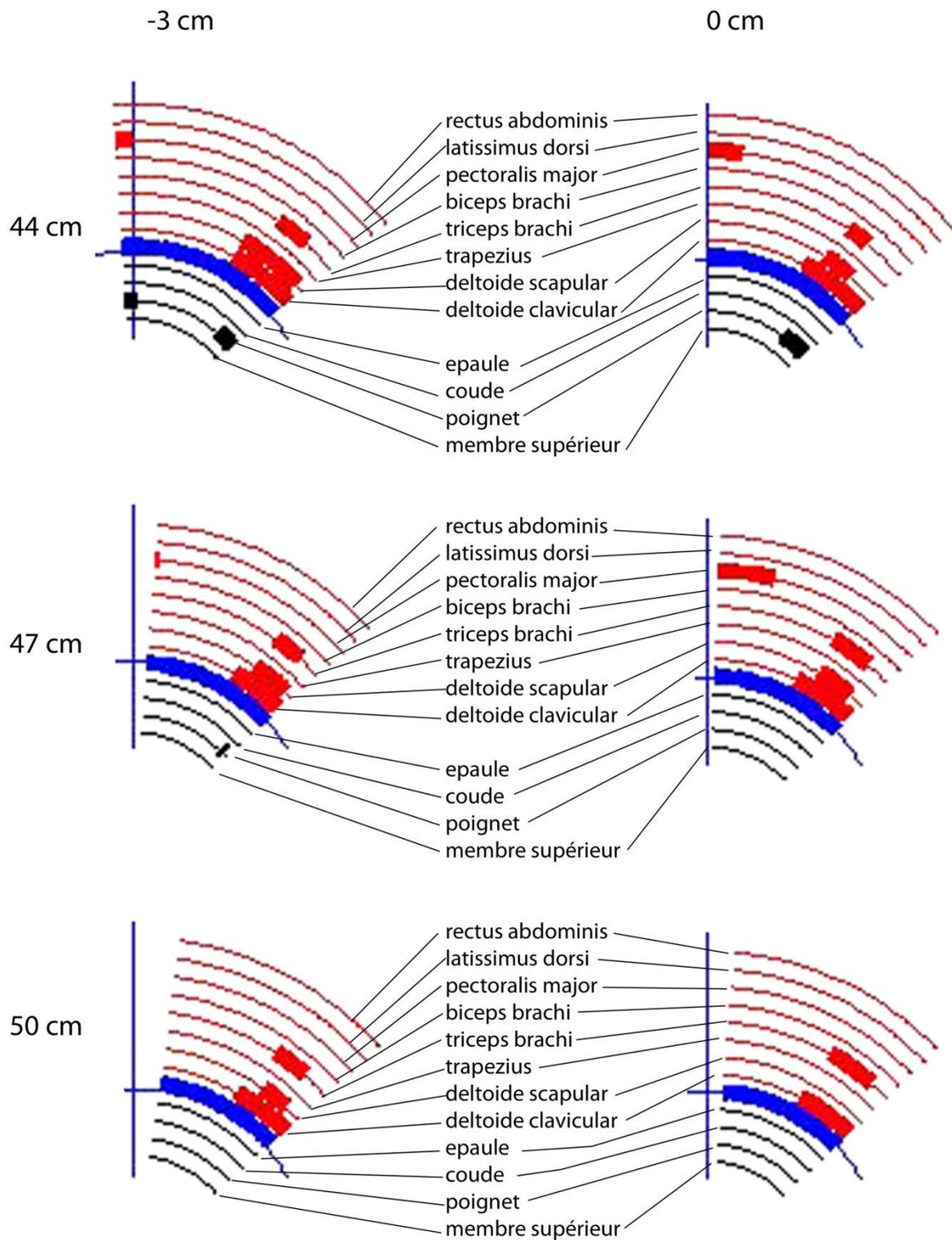


Figure 78 : Détails des activations et risques de TMS d'un sujet novice (sujet 9) pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.

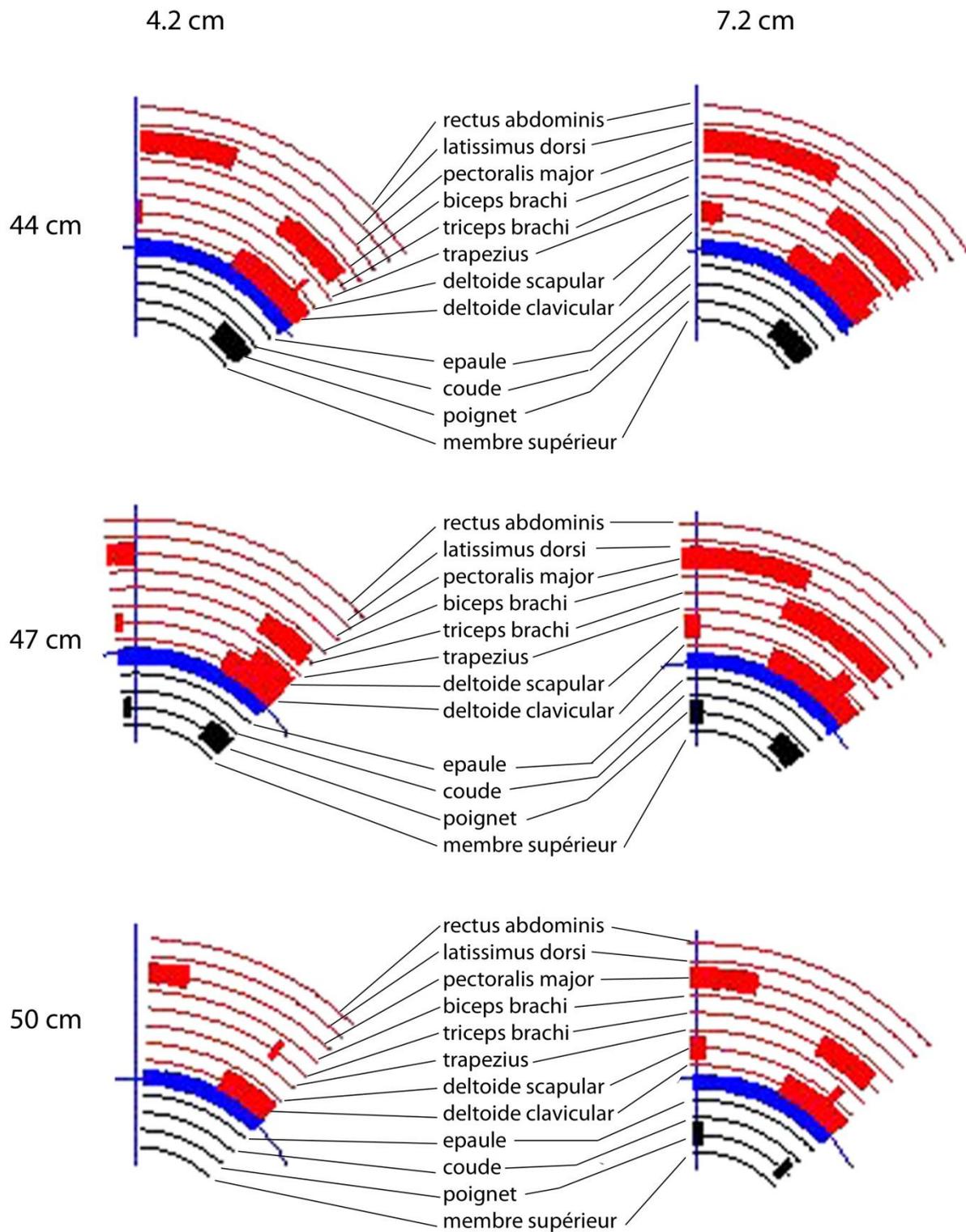


Figure 79 : Détails des activations et risques de TMS d'un sujet novice (sujet 9) pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.

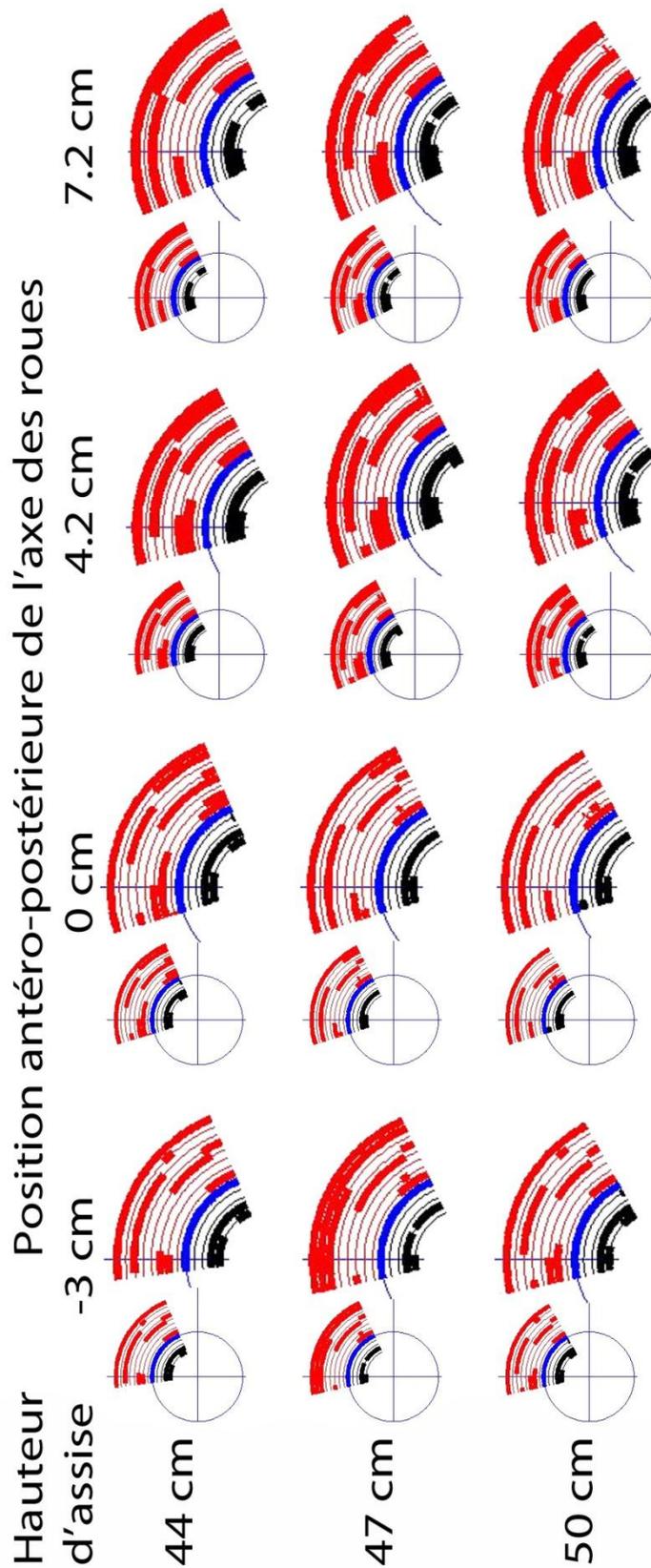


Figure 80 : Activations et risques de TMS moyens du groupe des experts. En bleu, la main courante avec en épais la portion utilisée pour la propulsion. En noir les risques du poignet, du coude, de l'épaule et du membre supérieur. En rouge les activations du deltoïde clavicular, le deltoïde scapular, le triceps brachii, le biceps brachii, le pectoralis major, le trapezius, le latissimus dorsi et le rectus abdominis.

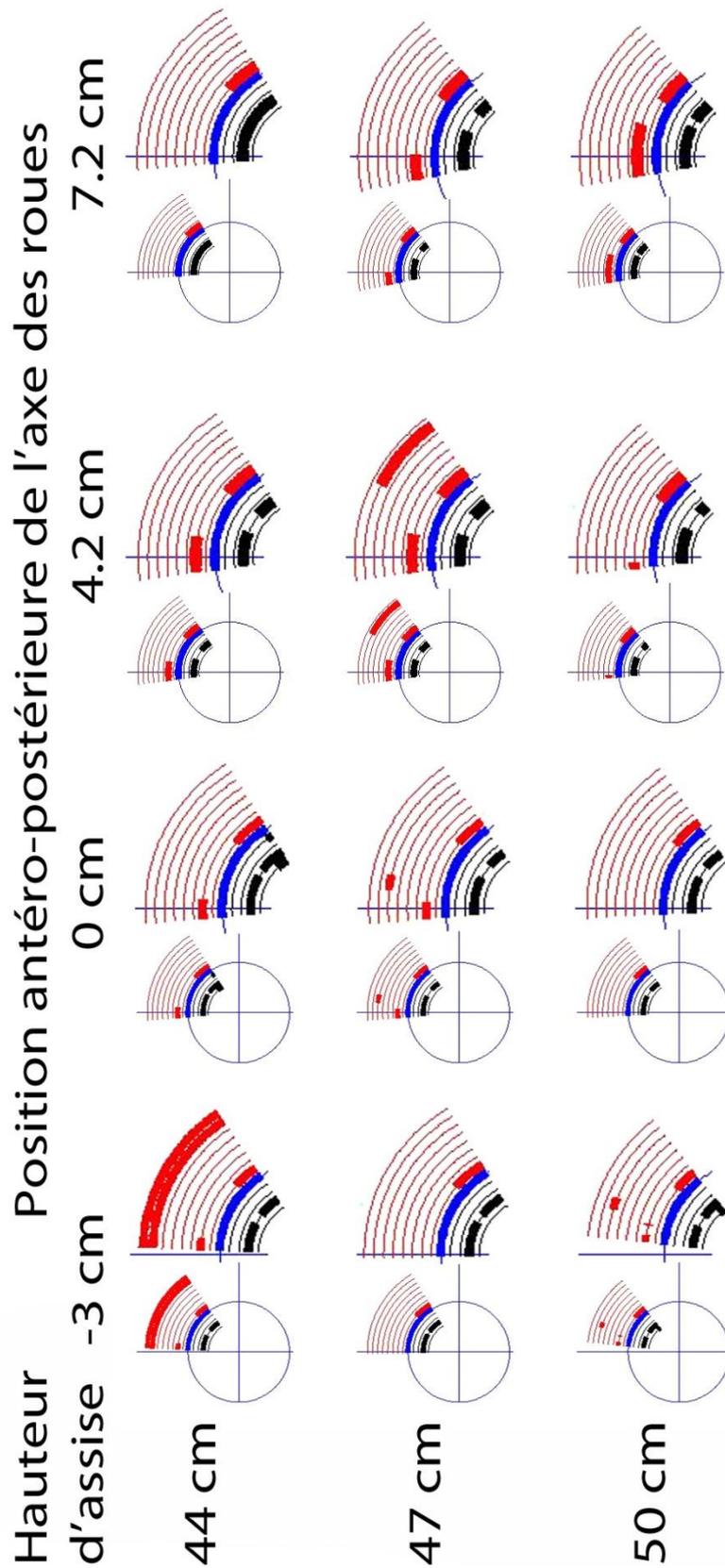


Figure 81 : Activations et risques de TMS moyens du groupe des novices. En bleu, la main courante avec en épais la portion utilisée pour la propulsion. En noir les risques du poignet, du coude, de l'épaule et du membre supérieur. En rouge les activations du deltoïde claviculaire, le deltoïde scapular, le triceps brachii, le biceps brachii, le pectoralis major, le trapezius, le latissimus dorsi et le rectus abdominis.

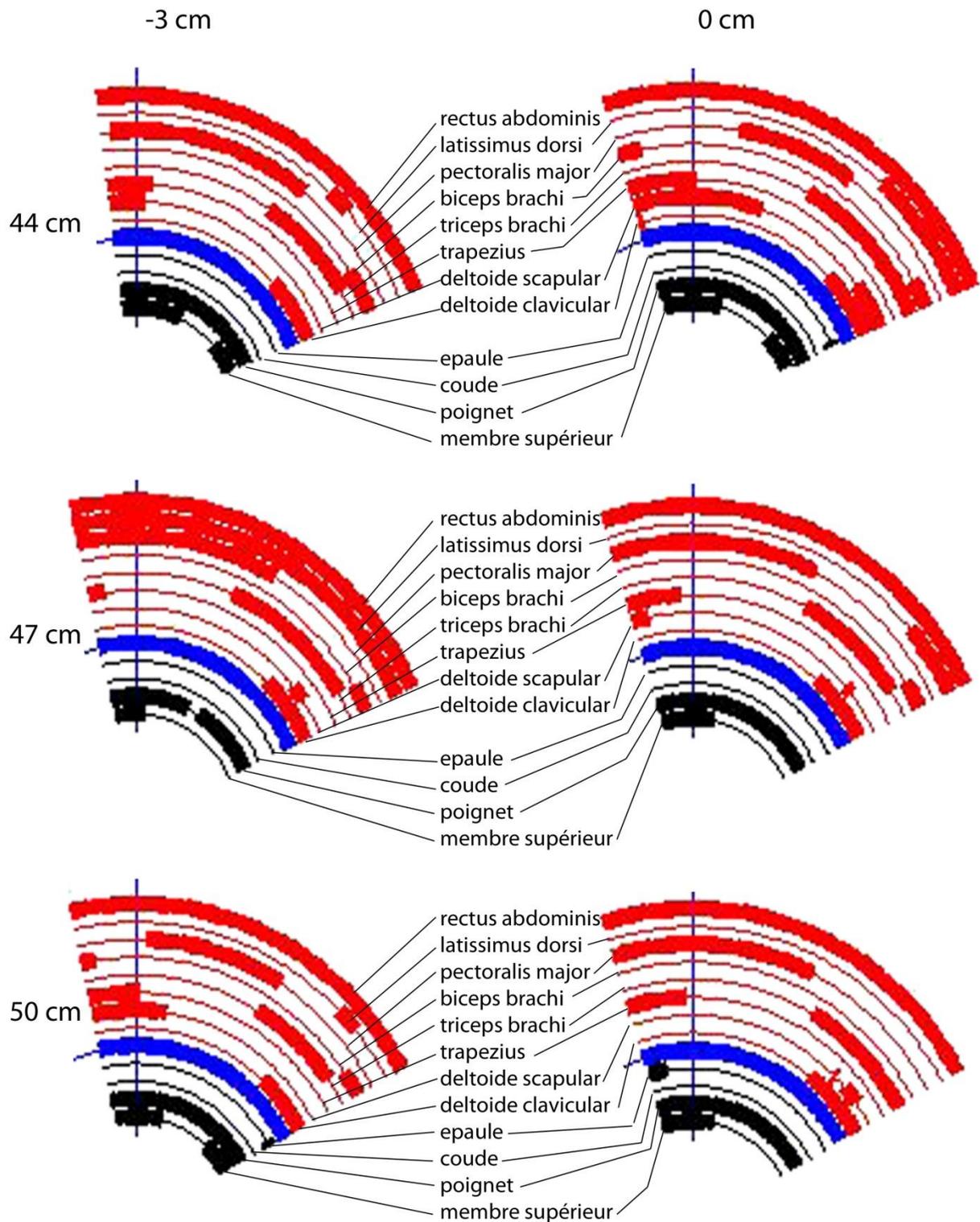


Figure 82 : Détails des activations et risques de TMS du groupe des experts pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.

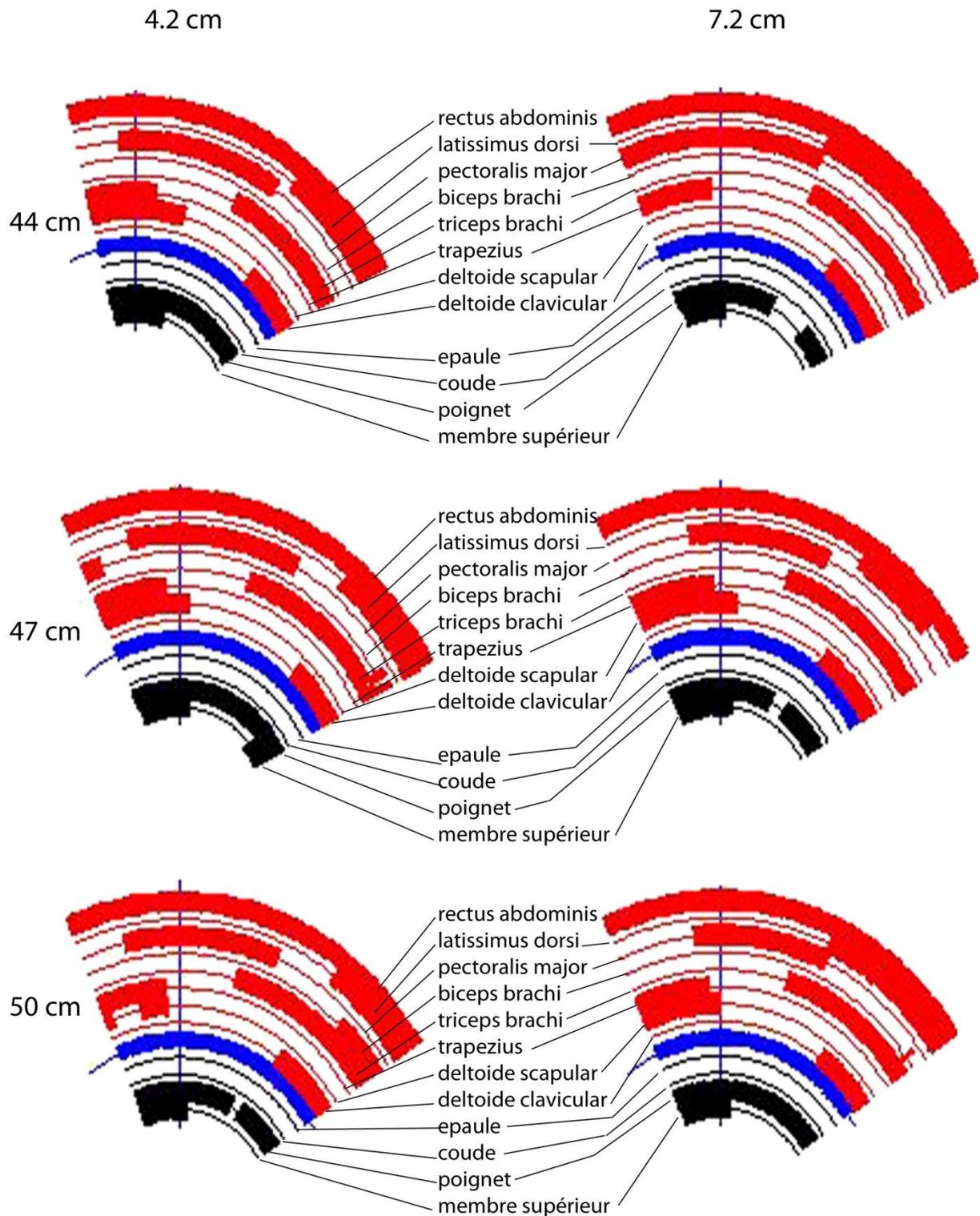


Figure 83 : Détails des activations et risques de TMS du groupe des experts pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.

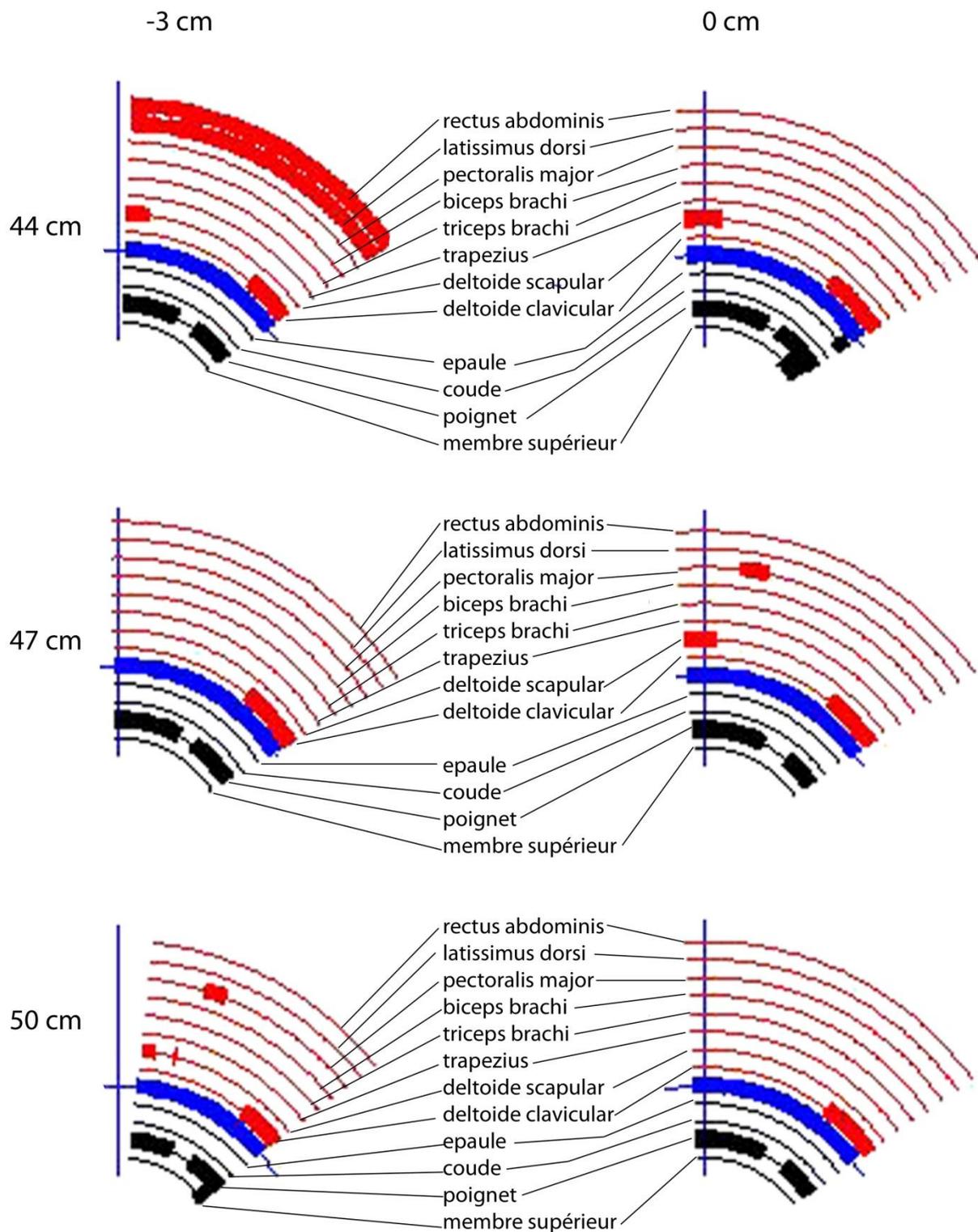


Figure 84 : Détails des activations et risques de TMS du groupe des novices pour les trois hauteurs d'assises et les positions -3 cm et 0 cm.

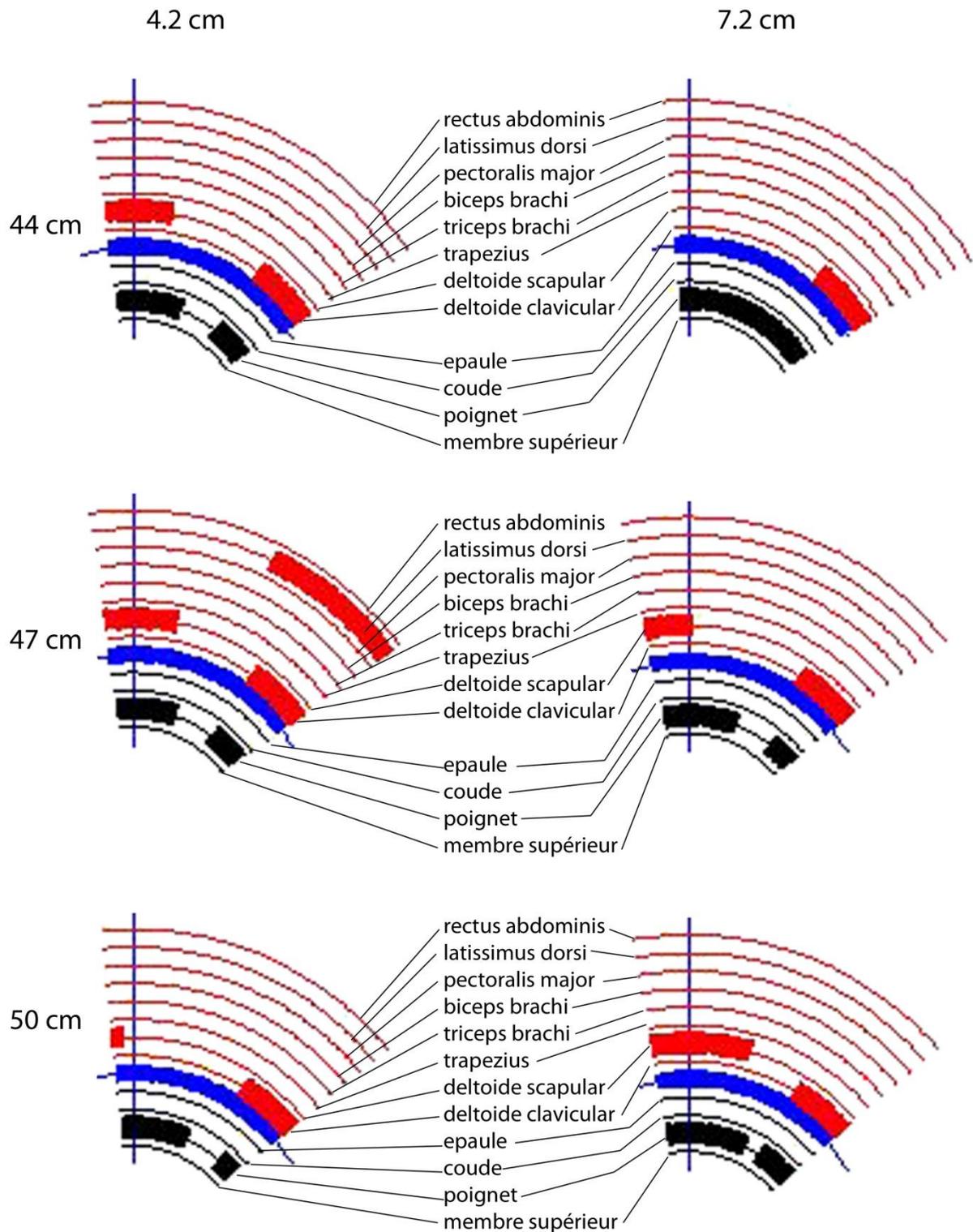


Figure 85 : Détails des activations et risques de TMS du groupe des novices pour les trois hauteurs d'assises et les positions 4.2 cm et 7.2 cm.

IV.6 Conclusion

Comme d'autres études, nous avons tout d'abord montré qu'il existe de nombreuses différences entre les utilisateurs quotidiens de fauteuil roulant (expert) et les personnes valides (novice) (Brown et al., 1990; Robertson et al., 1996; Kotajarvi et al., 2004; Dubowsky et al., 2009). Ces résultats suggèrent que les prochaines études portant sur l'évaluation des paramètres cinématiques, cinétiques, électromyographiques et intervenant dans les risques de pathologies du membre supérieur lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel à mains courantes, ne devraient se faire qu'avec des experts. Sans cette condition, les résultats ne seraient pas généralisables à l'ensemble de la communauté des utilisateurs de fauteuil. Nous avons montré que les configurations de fauteuils réduisant les risques de TMS sont à l'opposées de celles classiquement considérées comme efficaces.

Par ailleurs, cette étude constitue une première étape vers une connaissance exhaustive des effets des réglages du fauteuil roulant sur les paramètres de la propulsion. Il serait intéressant d'approfondir cette étude en y ajoutant des paramètres comme les forces sur les mains courantes, l'assise, le dossier et les repose pieds. Nous pourrions également analyser les effets d'autres réglages, comme la taille des roues avant et arrière, des mains courantes, de la largeur et de l'inclinaison de l'assise, de l'angle et de la hauteur du dossier... Ce travail est aussi un premier pas vers la prévention des TMS liés à la propulsion. En effet, les méthodes et indices permettant la quantification du risque pourraient être utilisés comme éléments de feedback lors de l'apprentissage de la propulsion en fauteuil.

Ainsi, dans un futur proche, il serait utile d'effectuer un suivi longitudinal d'un grand nombre d'utilisateurs de fauteuil afin de valider les indices et au besoin de les modifier. Enfin, l'étape ultime de ce travail serait la création d'une interface de simulation de la propulsion en fauteuil qui permettrait à tout utilisateur de tester virtuellement une infinité de réglages et ainsi choisir celui lui offrant le meilleur compromis entre risque de pathologie et efficacité de propulsion. C'est pourquoi, pour compléter ce travail, nous avons développé une première version de cette interface qui simule le geste sur la base d'un mouvement enregistré.

***Simulation de
la propulsion
en FRM***

Chapitre V. Simulation de la propulsion en FRM

Comme nous l'avons vu au chapitre I, les réglages d'un fauteuil roulant sont très nombreux. Dans notre étude, nous nous sommes focalisés sur l'effet des deux principaux réglages : la hauteur d'assise et la position antéropostérieure de l'axe des roues arrière, sur les paramètres cinématiques de la propulsion en FRM. De plus, sur le fauteuil que nous avons utilisé, il n'était pas possible de modifier certains réglages comme le carrossage des roues ou la largeur de l'assise. Pour les besoins de l'expérimentation, d'autres paramètres comme l'inclinaison de l'assise et du dossier étaient maintenus constants. Par ailleurs, le recueil des données biomécaniques étant long et fastidieux, le recrutement d'une population de sujets volontaires pour participer aux expérimentations s'avère difficile. De ce fait, la simulation du mouvement constitue un moyen pertinent pour tester des configurations supplémentaires.

L'objectif de ce chapitre est de réaliser une simulation de la cinématique de propulsion en FRM afin d'étudier les effets des différents réglages sur les paramètres cinématiques simulés et leurs répercussions sur les risques de TMS. Comme nous l'avons montré au chapitre IV, la modification de la hauteur d'assise et de la position de l'axe des roues arrière permet de diminuer les amplitudes articulaires et/ou de s'écarter de certaines butées articulaires afin de réduire les risques de TMS. Il est donc intéressant d'analyser des réglages plus fins afin d'identifier celui générant le plus faible risque de TMS. On pourra également, avec les limites que comporte cette modélisation, tester les effets des autres réglages du FRM.

V.1 Introduction

En biomécanique, la simulation et l'animation cinématique représentent une nouvelle voie dans la compréhension du mouvement humain et sportif (Vaughan, 1984; Hubbard, 1993). Dans ce contexte, on essaie généralement de contrôler la position de l'organe terminal, la main ou le pied, par l'intermédiaire des angles de chaque articulation. Ainsi, les modèles visant à connaître la position en fonction des angles sont qualifiés de directs et ne posent que peu de difficultés. Les modèles dont l'objectif est, à chaque instant, de calculer les angles de chaque articulation en fonction de la position de l'organe terminal sont dits modèles cinématiques inverses. L'avantage de ces derniers est de permettre le contrôle d'une chaîne

cinématique complexe par l'intermédiaire d'un petit nombre de paramètres : position et orientation de l'organe terminal. Cependant, leur résolution conduit généralement à plusieurs solutions. De ce fait, il est souvent nécessaire de recourir à des méthodes de résolutions complexes. Les plus connues sont les méthodes itératives, utilisant entre autre, l'inversion de matrices, l'optimisation, la logique floue ou les réseaux neuronaux (Gorce et al., 1994; Gorce et Rezzoug, 1998, 2000; Gorce et Boughiden, 2003; Faupin et al., 2010). Néanmoins, pour les systèmes présentant un petit nombre de degrés de libertés, il est possible d'obtenir l'expression analytique des angles articulaires en fonction de contraintes physiologiques. Cette approche est classique en robotique dans le cadre du contrôle de bras articulés présentant au plus six degrés de liberté. Pour les applications biomécaniques, plus particulièrement dans le cas du membre supérieur, Korein propose une solution analytique permettant la simulation de ce dernier avec sept degrés de liberté (Korein, 1985; Tolani et Badler, 1996; Tolani et al., 2000). Cette méthode convient donc bien pour la simulation de la propulsion en FRM et nous l'avons retenu pour la suite de ce travail.

V.2 Modélisation et simulation

A titre d'exemple, nous avons utilisé pour notre analyse les données cinématiques de l'un des sujets expert de l'étude précédente. Le modèle retenu est celui décrit au chapitre II (II.5). Pour mémoire, le membre supérieur se compose de trois segments : bras, avant-bras et main articulé par trois articulations. La première, l'épaule, possède trois degrés de liberté en rotation : flexion-extension, abduction et rotation interne-externe. La seconde articulation est celle du coude et possède un degré de liberté en rotation : flexion-extension. Enfin, la troisième correspond au poignet avec trois degrés de liberté en rotation : pronation-supination, flexion-extension et inclinaison radio-ulnaire. Les différentes rotations étant réalisées dans ce même ordre.

Pour simuler le geste de propulsion à partir des données cinématiques, il faut de supprimer le degré de redondance du système à sept inconnues pour six équations. Les inconnues correspondent aux sept degrés de liberté du membre supérieur et les six équations sont obtenus à partir des six contraintes de l'organe terminal : la position et l'orientation de la main. Pour résoudre ce problème, nous utilisons la méthode proposée par Korein (Korein, 1985). Elle consiste à définir une contrainte supplémentaire, la position du coude, dont nous

définissons une équation en fonction de l'angle de pivot (Φ). Pour simuler le mouvement, nous extrapolons l'angle de pivot du coude par une fonction spline cubique (Tolani et al., 2000) (Figure 86). En l'ajoutant au modèle cinématique inverse, nous pouvons ainsi lever l'indétermination et calculer les sept angles du membre supérieur. Le modèle direct nous permet ensuite de retrouver les coordonnées cartésiennes des trois articulations (Faupin, 2005; Faupin et Gorce, 2008). Nous visualisons les résultats de la simulation au moyen d'une représentation 3D (Figure 87).

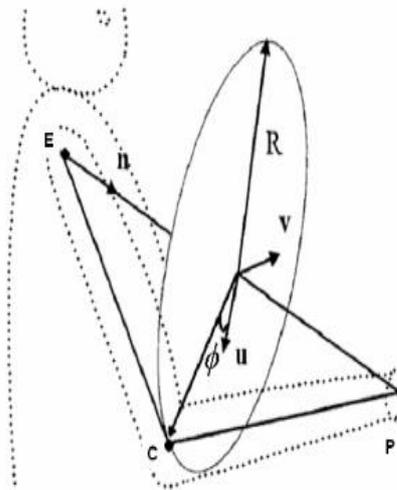


Figure 86 : Calcul de l'angle de pivot (Φ) à partir de la position du coude (C) sur un cercle de rayon R, centré sur l'axe épaule (E)/poignet(P). u , v et n sont les vecteurs unitaires du repère local associé au cercle.

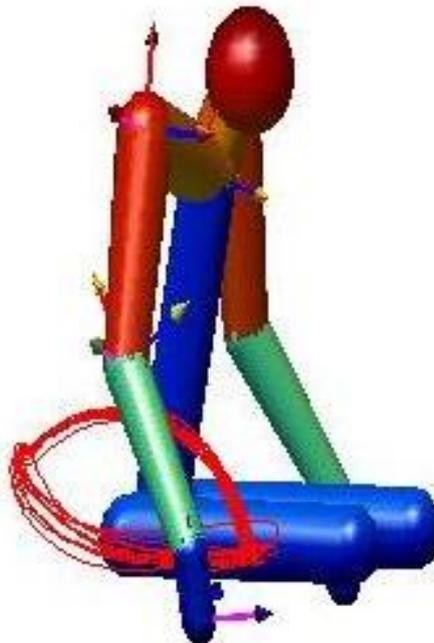


Figure 87: Représentation 3D de la simulation de la propulsion et de la poulaine du poignet. Pour chaque segment le repère local (ISB) est représenté avec l'axe X en bleu, l'axe Y en rouge et l'axe Z en mauve.

Le modèle mis en place autorise la modification des réglages du fauteuil et de l'anthropométrie de l'utilisateur (Figure 88). Par défaut, l'anthropométrie et les réglages correspondent à ceux du geste expérimental utilisé pour le calcul de l'angle de pivot.

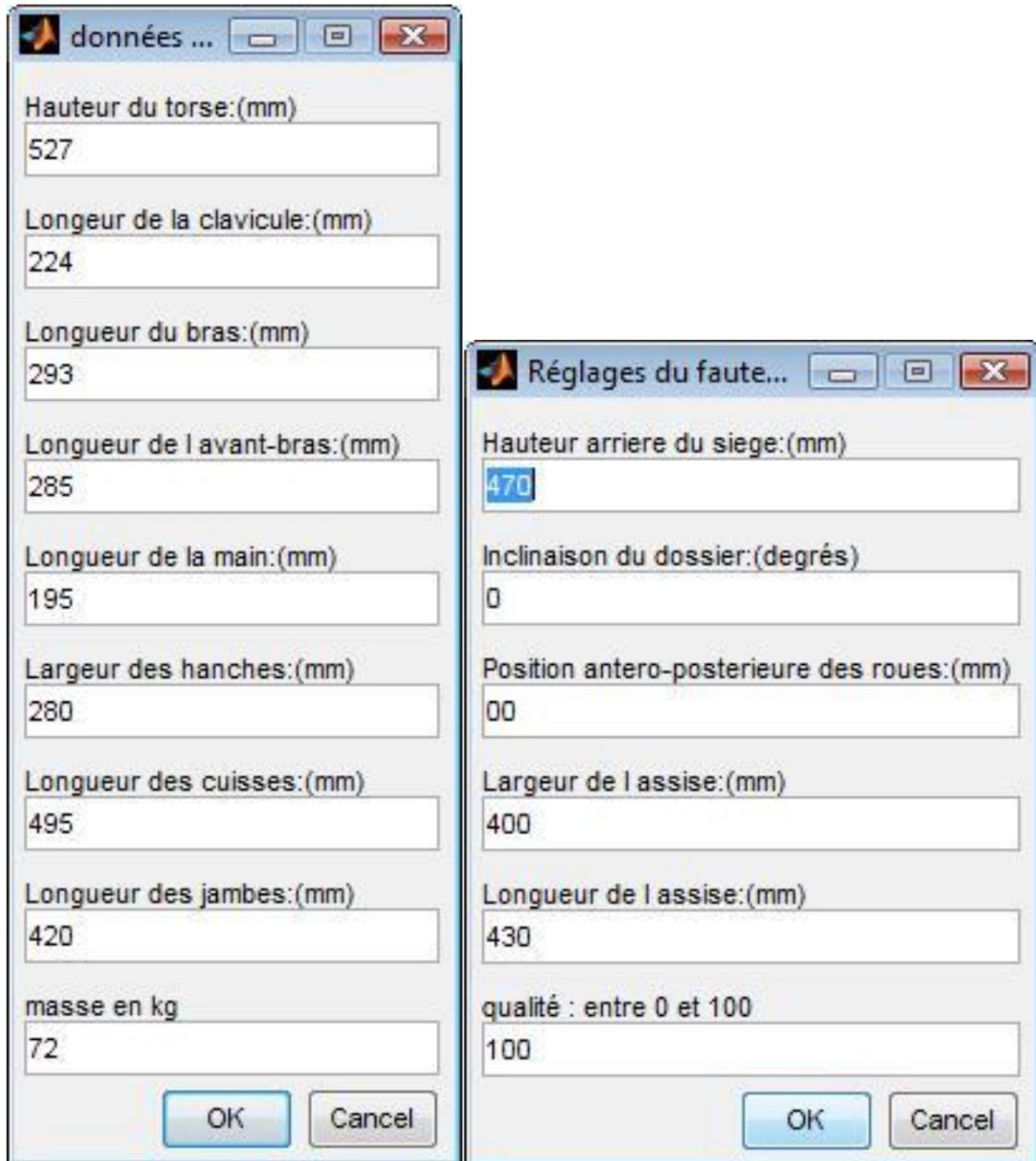


Figure 88 : Interfaces d'entrée de l'outil de simulation de la propulsion en FRM.

L'interface de sortie présente le mouvement simulé au moyen de l'humanoïde 3D ainsi que les angles des différents degrés de liberté et les risques de TMS des trois articulations et du membre supérieur (Figure 89).

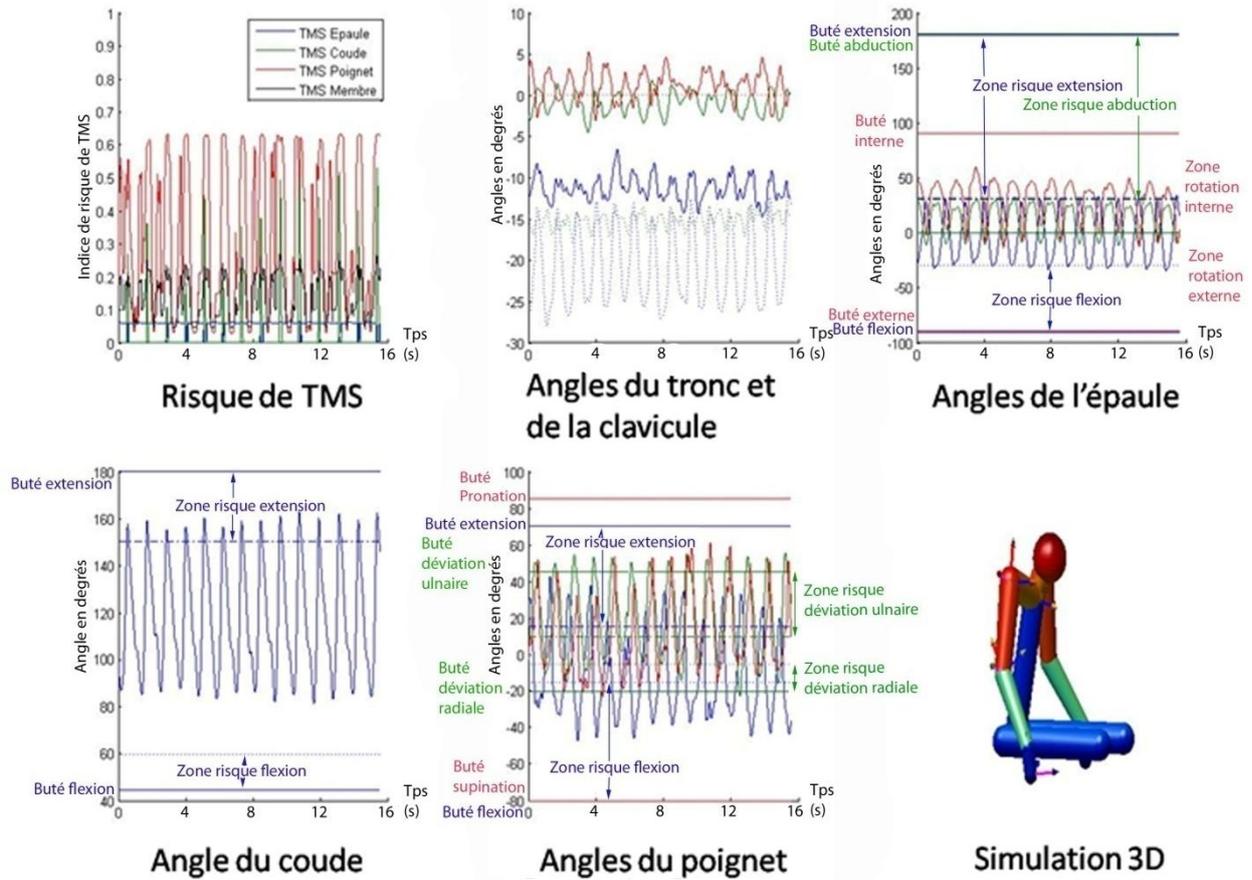


Figure 89 : Interface de sortie du logiciel de simulation.

V.3 Résultats

Les premiers résultats concernent la fidélité de la simulation effectuée. Pour la tester, nous nous sommes intéressés à l'angle de flexion-extension du coude et à la trajectoire du poignet. Les figures ci-dessous présentent ces deux paramètres (Figure 90 ; Figure 91). Comme on peut le constater, les trajectoires et angles simulés correspondent parfaitement à ceux calculés à partir de nos données expérimentales. Cette bonne reproduction de la réalité nous permet donc de continuer plus avant nos investigations avec ce modèle.

Nous nous sommes focalisés sur l'étude qualitative de l'angle de flexion extension du coude. Les résultats de nos simulations font ressortir les mêmes tendances que celles que nous avons pu observer expérimentalement à savoir peu de différences lorsque l'on modifie la position antéropostérieure de l'axe et une augmentation de l'extension avec la hauteur d'assise (Figure 92). En Complément de l'expérimentation, le modèle permet de tester de nombreuses autres configurations et réglages pour un sujet donné.

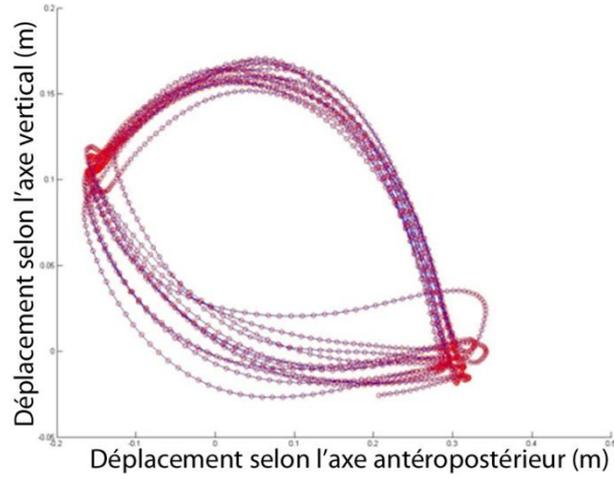


Figure 90 : Trajectoires expérimentale (o) et simulées (-) du poignet dans le plan sagittal.

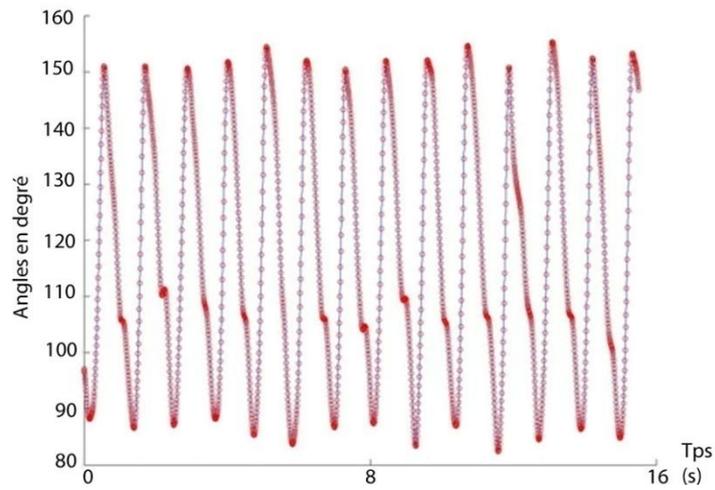


Figure 91 : Angle de flexion extension du coude expérimental (o) et simulé (-).

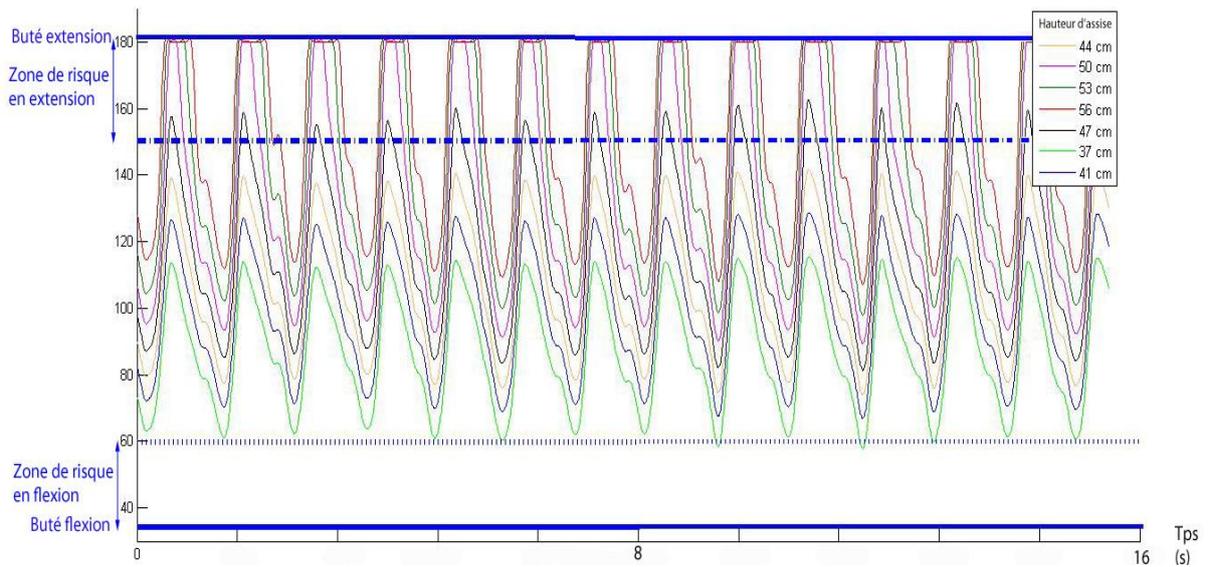


Figure 92 : Angles d'extension du coude pour sept réglages de la hauteur d'assise : 37 cm, 41 cm, 44 cm, 47 cm, 50 cm, 53 cm et 56 cm.

V.4 Discussion

Le modèle que nous avons développé à partir des études de Korein et Tolani et al. est assez simple à mettre en œuvre (Korein, 1985; Tolani et Badler, 1996; Tolani et al., 2000). Faupin a montré qu'il était bien adapté à l'étude de la propulsion d'un fauteuil à manivelles (Faupin, 2005; Faupin et Gorce, 2008). Cependant, le fait qu'il nécessite en entrée des variables ayant préalablement été calculées à partir de mouvements particuliers implique que son utilisation soit limitée à des mouvements leur ressemblant en tous points. Or, contrairement à la propulsion à manivelles, la propulsion à mains courantes ne contraint que faiblement la position et l'orientation de la main. Ainsi, lors de la simulation du geste de propulsion en FRM, il faudra tenir compte des limites du modèle.

De ce fait, comme nous l'avons fait pour les données provenant de l'expérimentation, nous aurions pu calculer le risque de TMS pic et intégré pour un cycle moyen dans différentes configurations du fauteuil. Ainsi, la comparaison des résultats obtenus permettrait d'orienter l'utilisateur lors du choix et du réglage de son fauteuil. Cependant, compte tenu des différences inter-individus qui ont été identifiées lors de l'étude cinématique (IV.4.A), la simulation que nous proposons ne traduirait pas forcément la réalité. En effet, le modèle cinématique inverse que nous avons développé utilise en entrées les positions et orientations du poignet ainsi que l'angle de pivot du coude. Or, ces paramètres proviennent d'un mouvement ou d'une série de mouvements correspondant au style et aux capacités de propulsion d'un individu particulier. Ainsi, bien que nous ayons vérifié que notre modèle est fidèle à la réalité, il est peu probable qu'un autre individu réalise une propulsion avec des caractéristiques identiques. De ce fait, les mouvements simulés pour un autre individu et d'autres réglages ne reflèteront peut-être pas la réalité.

Enfin, pour les simulations effectuées avec l'anthropométrie de l'utilisateur de référence, les résultats sont fidèles à ceux obtenus grâce aux données expérimentales. On peut ainsi observer les mêmes effets de la hauteur et de la position antéropostérieure des roues. Avec une bonne approximation, on peut également supposer des effets de faibles variations de la largeur d'assise ou de l'inclinaison du dossier. Ainsi, il semblerait qu'une réduction de la largeur d'assise diminue les valeurs des angles d'abduction de l'épaule et de flexion-extension du poignet. De ce fait, en plus d'améliorer l'accessibilité, les faibles largeurs d'assises permettraient de limiter les risques de TMS (Figure 93). En particulier, elles semblent

diminuer la déviation radio-ulnaire et l'extension du poignet lors du contact avec la main courante et donc, comme le soulignent Wei et al. et Bonninger et al., le risque de lésions du poignet (Wei et al., 2003; Boninger et al., 2004). En effet, on peut observer que le risque au poignet pour les trois largeurs simulées est très proche (Figure 94). Cependant, on observe que lors du contact avec la main courante et pendant la traction de la roue, le risque au poignet est inférieur pour le réglage simulant une faible largeur d'assise (courbe verte). Bien évidemment, de futures expérimentations devront venir vérifier ces hypothèses. Néanmoins, les résultats obtenus avec le modèle permettent d'illustrer les phases critiques et la durée des situations favorisant les TMS pour autant de réglages et de configurations que souhaités.

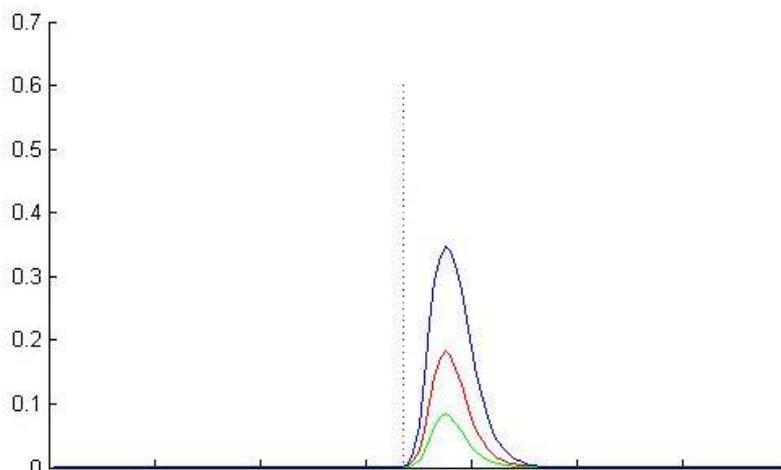


Figure 93 : Risque de TMS du coude pour les gestes simulés pour trois largeurs d'assise : 380 mm (vert), 400mm (rouge) et 420mm (bleu). Le trait vertical en pointillé marque la fin de la phase propulsive.

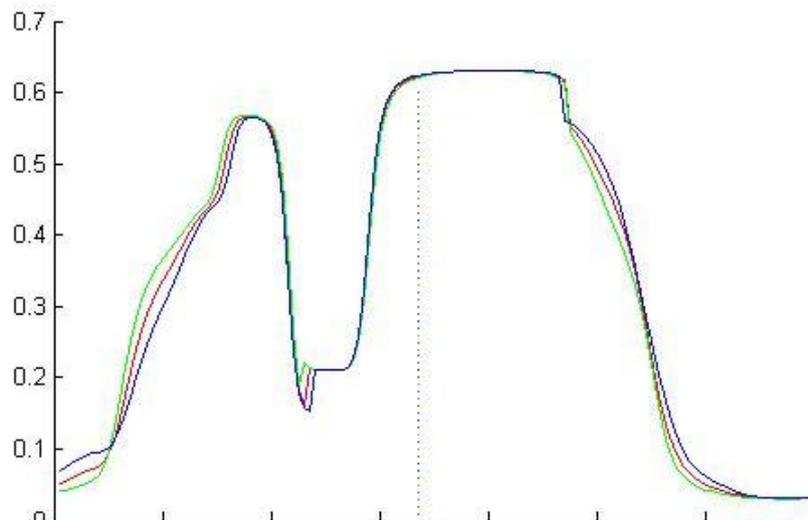


Figure 94 : Risque de TMS du poignet pour les gestes simulés pour trois largeurs d'assise : 380 mm (vert), 400mm (rouge) et 420mm (bleu). Le trait vertical en pointillé marque la fin de la phase propulsive.

V.5 Conclusion

En définitive, bien que dans son état actuel le modèle autorise la modification de l'anthropométrie de l'utilisateur, son emploi nous semble uniquement pertinent pour l'affinage du réglage pour un individu ayant réalisé un test cinématique de propulsion. Afin de rendre la simulation utilisable par le plus grand nombre, il serait intéressant d'identifier des invariants de la propulsion en FRM. Cela nous permettrait de pouvoir extrapoler l'angle de pivot et les positions et orientations du poignet d'un individu sans pour autant qu'il se soumette au protocole expérimental. Ainsi, cette simulation constitue une première étape dans l'élaboration d'un outil clinique de simulation et d'évaluation de la propulsion en FRM. Pour cela, de nombreuses expérimentations devront être effectuées afin de pouvoir reproduire les variabilités inter-individus et intra-individus, notamment celles générées par les différentes stratégies de propulsion : en arc de cercle (ARC), semi-circulaire (SC), simple boucle au-dessus de la propulsion (SLOP) et double boucle au-dessus de la propulsion (DLOP) (Shimada et al., 1998; Boninger et al., 2002).

Conclusion

Générale

Conclusion générale

La qualité de vie des utilisateurs de fauteuil roulant à mains courantes est directement corrélée à leur autonomie de déplacement. De ce fait, les troubles musculosquelettiques des articulations du membre supérieur ont, en plus des souffrances qu'ils provoquent, un impact majeur sur la capacité de déplacement et donc sur la qualité de vie des utilisateurs de fauteuil roulant. Ainsi, le fil conducteur de ce travail est la compréhension des facteurs de risque de pathologies ainsi que leur évolution au cours de la propulsion, avec comme objectif final la prévention des troubles musculosquelettiques. Il a s'agit en outre de qualifié et de quantifié les risques de TMS à l'aide de paramètres biomécaniques. Ainsi, ce travail est partie intégrante du projet SACR-FRM : Système d'Aide au Choix et au Réglage du Fauteuil Roulant Manuel, financé par l'Agence Nationale de la Recherche dans le cadre de l'appel à projets TECSAN 2006.

Pour cela, nous avons étudié les gestes de propulsions de sujets novices et experts pour différentes hauteurs d'assises et de positions antéropostérieures de l'axe des roues arrière. La richesse des réglages proposés et le couplage du système d'analyse de l'électromyographie de surface et du système optoélectronique Vicon ont permis une analyse précise de l'évolution temporelle de nombreux paramètres biomécaniques du membre supérieur lors de la propulsion.

Dans le **Chapitre I**, nous présentons le fauteuil roulant, son historique, ses utilisateurs, ses usages et ses réglages. Le fauteuil roulant permet la locomotion avec les membres supérieurs, dont les larges capacités de mouvement leur confèrent une relative fragilité. C'est pourquoi nous avons détaillé les pathologies de leurs articulations qui sont le plus fréquemment causées par leur sur-utilisation, comme c'est le cas lors la propulsion d'un fauteuil roulant. Enfin, nous avons fait le lien entre les paramètres de la propulsion en fauteuil et les troubles musculosquelettiques du membre supérieur. Ainsi, nous avons montré qu'il existait un lien fort entre la propulsion et l'apparition des pathologies du membre supérieur mais que peu d'études portaient sur l'amélioration de l'ergonomie du fauteuil et l'optimisation de ses réglages. De plus, nous avons mis en évidence que toutes les règles énoncées jusqu'ici étaient empiriques et qu'il n'existait pas de méthode pour quantifier le risque de pathologies. De ce

fait, ce chapitre nous a permis de montrer que la création d'indices autorisant la quantification objective de risque d'apparition de troubles musculosquelettiques s'avérait une étape importante dans leur prévention et donc dans la préservation de la qualité de vie des utilisateurs de fauteuil roulant manuel.

Le **Chapitre II** détaille et justifie la construction des indices pour l'évaluation du risque de troubles musculosquelettiques des trois articulations et du membre supérieur dans son ensemble. Ces indices ont permis d'établir un lien objectif entre les paramètres cinématiques de la propulsion et le risque de futures pathologies. Nous avons ensuite présenté les différents outils nécessaires à ce travail (Vicon et EMG de surface) ainsi que le modèle biomécanique retenu en fonction des contraintes liées à la propulsion d'un fauteuil roulant manuel et aux différents systèmes de mesure disponibles sur le marché.

Le **Chapitre III** décrit les méthodes et outils de recueil et de traitement des données cinématiques, électromyographiques et des indices de risques de TMS.

Le **Chapitre IV** expose le protocole expérimental, ses objectifs et les résultats que nous avons obtenus. Ainsi, nous avons montré que les assises hautes et plutôt avancées réduisaient les valeurs extrêmes et les amplitudes des trois articulations du membre supérieur ainsi que les activations musculaires des principaux muscles impliqués dans la propulsion et le risque de troubles musculosquelettiques évalués par les indices présentés au chapitre II. Cependant, ces réglages sont à l'opposé de ceux considérés comme efficaces : assises basses et reculées.

Enfin, le **Chapitre V** présente un modèle de cinématique inverse permettant la simulation et l'évaluation du geste de propulsion d'un fauteuil à mains courantes. Avec de nombreuses précautions, ce dernier est utilisable pour estimer les effets des réglages sur un individu quelconque. Il reproduit fidèlement les mouvements d'un sujet ayant réalisé le protocole expérimental et s'avère un bon outil pour l'affinage des réglages. De ce fait, il permet de tester une multitude de configurations, ce qui n'est pas concevable lors d'une étude in-vivo.

Les travaux présentés dans les chapitres de ce mémoire utilisent des connaissances issues de la biomécanique et de l'ergonomie afin de proposer une première quantification du risque de troubles musculosquelettiques et ainsi aider au choix et au réglage du fauteuil avec comme perspective la prévention de ces derniers. Ainsi, les perspectives offertes par ce travail sont nombreuses. Tout d'abord, les indices que nous avons créés devraient être validés par une étude longitudinale. Il faudrait également les compléter en tenant compte des forces exercées

sur les mains courantes, le dossier et l'assise du fauteuil. Par ailleurs, il serait intéressant de les coupler avec un indice mesurant l'efficacité de propulsion de sorte à proposer, à chaque utilisateur, un choix et un réglage de fauteuil qui constituent le meilleur compromis possible entre efficacité et sécurité à long terme. En outre, la création de l'interface de simulation, rendant l'évaluation de la propulsion et du risque de troubles musculosquelettiques accessible à tous, est un premier pas dans la conception d'un outil clinique qui permettrait de conseiller objectivement chaque utilisateur lors du choix et du réglage de son fauteuil.

Enfin, une autre perspective applicable au milieu clinique consisterait, dans le cadre de programmes de réhabilitation, à évaluer le geste de propulsion lors des phases d'apprentissage. Cette application permettrait d'aider les équipes médicales à transmettre aux nouveaux utilisateurs de fauteuil les connaissances nécessaires à la réalisation du geste de propulsion le moins traumatisant.

Bibliographie

Bibliographie

- Alberts J.L., Saling M., Stelmach G.E.** (2002), Alterations in transport path differentially affect temporal and spatial movement parameters. *Experimental Brain Research*. Vol 143, 417-25.
- Aljure J., Eltorai I., Bradley W.E., Lin J.E., Johnson B.** (1985), Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. *Paraplegia*. Vol 23, 182-6.
- Ambrosio F., Boninger M.L., Souza A.L., Fitzgerald S.G., Koontz A.M., Cooper R.A.** (2005), Biomechanics and strength of manual wheelchair users. *Journal of Spinal Cord Medicine*. Vol 28, 407-14.
- Andre J.M., Rouyer A., De Barmond H., Paysant J., Brugerolle B.** (1997), Les fauteuils roulants en France. Approche épidémiologique et données chiffrées. Dans: *Pélissier J, Jacquot JM and Bernard P eds, Le fauteuil roulant*. Masson, Paris, 8-16.
- Armstrong T.J., Buckle P., Fine L.J., Hagberg M., Jonsson B., Kilbom A., Kuorinka I.A., Silverstein B.A., Sjøgaard G., Viikari-Juntura E.R.** (1993), A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*. Vol 19, 73-84.
- Armstrong T.J., Chaffin D.B.** (1979a), Carpal tunnel syndrome and selected personal attributes. *Journal of Occupational Medicine*. Vol 21, 481-6.
- Armstrong T.J., Chaffin D.B.** (1979b), Some biomechanical aspects of the carpal tunnel. *Journal of Biomechanics*. Vol 12, 567-70.
- Asato K.T., Cooper R.A., Robertson R.N., Ster J.F.** (1993), SMARTWheels: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng*. Vol 40, 1320-4.
- Axelson P., Minkel J., Chesney D.** (1994), A guide to wheelchair selection: How to use the ANSI/RESNA Wheelchair standards to buy a wheelchair. *America PVo ed*, Whashington, DC.
- Baker C.L., Merkley M.S.** (2000), Clinical Evaluation of the Athlete's Shoulder. *Journal of Athletic Training*. Vol 35, 256-60.
- Ballinger D.A., Rintala D.H., Hart K.A.** (2000), The relation of shoulder pain and range-of-motion problems to functional limitations, disability, and perceived health of men with spinal cord injury: a multifaceted longitudinal study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol 81, 1575-81.
- Bateman J.E.** (1967), Nerve injuries about the shoulder in sports. *Journal of Bone and Joint Surgery American volume*. Vol 49, 785-92.
- Bayley J.C., Cochran T.P., Sledge C.B.** (1987), The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *Journal of Bone and Joint Surgery American volume*. Vol 69, 676-8.
- Belhassen S., Jacquot J.M., Pelissier J.** (1997), Traumatologie du fauteuil roulant, accident de la route et domestiques, accidents liés au sport. Dans: *Pelissier J, Jacquot JM and Bernard PL eds, Le fauteuil roulant*. Masson, Paris, 363-72.
- Benderitter C.** (1999), Pratique du basket ball chez le handicapé moteur. Dans: *Enjalbert M, Pailler D, Bernard PL, Piera JB and Alleu Y eds, Rencontres en rééducation n°14*. Masson, Paris, 45-8.

-
- Boninger M.L., Baldwin M., Cooper R.A., Koontz A., Chan L. (2000), Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Vol 81, 608-13.
- Boninger M.L., Cooper R.A., Baldwin M.A., Shimada S.D., Koontz A. (1999), Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Vol 80, 910-5.
- Boninger M.L., Cooper R.A., Robertson R.N., Shimada S.D. (1997), Three-dimensional pushrim forces during two speeds of wheelchair propulsion. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. Vol 76, 420-6.
- Boninger M.L., Cooper R.A., Shimada S.D., Rudy T.E. (1998), Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. *Spinal Cord*. Vol 36, 418-26.
- Boninger M.L., Impink B.G., Cooper R.A., Koontz A.M. (2004), Relation between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair propulsion. *Archives of Physicals Medicine & Rehabilitation*. Vol 85, 1141-5.
- Boninger M.L., Koontz A.M., Sisto S.A., Dyson-Hudson T.A., Chang M., Price R., Cooper R.A. (2005), Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: recommendations based on CULP-SCI investigations. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 42, 9-19.
- Boninger M.L., Robertson R.N., Wolff M., Cooper R.A. (1996), Upper limb nerve entrapments in elite wheelchair racers. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol 75, 170-6.
- Boninger M.L., Souza A.L., Cooper R.A., Fitzgerald S.G., Koontz A.M., Fay B.T. (2002), Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Vol 83, 718-23.
- Boninger M.L., Towers J.D., Cooper R.A., Dicianno B.E., Munin M.C. (2001), Shoulder imaging abnormalities in individuals with paraplegia. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 38, 401-8.
- Bonnefoy A., Louis N., Gorce P. (2009), Muscle activation during a reach-to-grasp movement in sitting position: Influence of the distance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol 19, 269-75.
- Brown D.D., Knowlton R.G., Hamill J., Schneider T.L., Hetzler R.K. (1990), Physiological and biomechanical differences between wheelchair-dependent and able-bodied subjects during wheelchair ergometry. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. Vol 60, 179-82.
- Brubaker C. (1990), Ergonomic considerations. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol Clinical Supplement, 37-48.
- Brubaker C.E. (1986), Wheelchair prescription: an analysis of factors that affect mobility and performance. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 23, 19-26.
- Burnham R.S., May L., Nelson E., Steadward R., Reid D.C. (1993), Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *American Journal of Sports Medicine*. Vol 21, 238-42.
- Caillet R. (1994), Hand Pain and Impairment. *Davis FA ed*, Philadelphia, 311.
- Cappozzo A., Catani F., Leardini A., Benedetti M.G., Croce U.D. (1996), Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*. Vol 11, 90-100.
-

-
- Carrelet P. (2001), le choix du fauteuil roulant. *Annales de réadaptation et de médecine physique*. Vol 44, 346-50.
- Cheze L. (1993), Contribution à l'étude cinématique et dynamique in vivo de structures osseuses humaines par l'exploration de données externes. *Thèse*, Université Claude Bernard Lyon 1;PhD.
- Cheze L., Fregly B.J., Dimnet J. (1995), A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics*. Vol 28, 879-84.
- Chiari L., Croce U.D., Leardini A., Cappozzo A. (2005), Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors. *Gait & Posture*. Vol 21, 197-211.
- Constantine D., Gue S. (1991), Initiating self-sustaining projects to enhance the quality of life of wheelchair users. *The Magazine for the Motivation Charitable Trust*. Vol.
- Cooper R.A. (2009), SMARTWheel: From concept to clinical practice. *Prosthetics and Orthotics International* Vol 33, 198-209.
- Cooper R.A. (1990), Wheelchair racing sports science: a review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 27, 295-312.
- Cooper R.A. (1998), Wheelchair selection and configuration. *Publishing DM ed*, New York.
- Cooper R.A., Baldini F.D., Langbein W.E., Robertson R.N., Bennett P., Monical S. (1993), Prediction of pulmonary function in wheelchair users. *Paraplegia*. Vol 31, 560-70.
- Cooper R.A., DiGiovine C.P., Boninger M.L., Shimada S.D., Koontz A.M., Baldwin M.A. (2002), Filter frequency selection for manual wheelchair biomechanics. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 39, 323-36.
- Cooper R.A., Robertson R.N., VanSickle D.P., Boninger M.L., Shimada S.D. (1997), Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 34, 162-70.
- Courville J. (1998), La prévention au rendez-vous chez l'hygiéniste dentaire. Description des lésions attribuables au travail répétitif et facteurs de risques. In *congrès de l'ordre des hygiénistes dentaires*, Québec, Canada, 5p.
- Coutts K.D., Rhodes E.C., McKenzie D.C. (1983), Maximal exercise responses of tetraplegics and paraplegics. *Journal of Applied Physiology*. Vol 55, 479-82.
- Crawford J.O., Laiou E., Spurgeon A., McMillan G. (2008), Musculoskeletal disorders within the telecommunications sector—A systematic review. *International Journal of Industrial Ergonomics*. Vol 38, 56-72.
- Dalyan M., Cardenas D.D., Gerard B. (1999), Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord*. Vol 37, 191-5.
- Davidoff G., Werner R., Waring W. (1991), Compressive mononeuropathies of the upper extremity in chronic paraplegia. *Paraplegia*. Vol 29, 17-24.
- de Groot S., de Bruin M., Noomen S.P., van der Woude L.H. (2007), Mechanical efficiency and propulsion technique after 7 weeks of low-intensity wheelchair training. *Clinical biomechanics*. Vol.
- De Luca C. (1997), The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. Vol 13, 135-63.
- De Troyer A., Estenne M. (1991), The expiratory muscles in tetraplegia. Vol 29, 359-63.
- Désert J.F. (1996), Déficiences motrices et handicaps. Aspects sociaux, psychologiques, médicaux, technique et législatifs, troubles associés. *France AAdPd ed*, Paris.
-

-
- Dubowsky S.R., Sisto S.A., Langrana N.A. (2009), Comparison of kinematics, kinetics, and EMG throughout wheelchair propulsion in able-bodied and persons with paraplegia: an integrative approach. *Journal of biomechanical engineering*. Vol 131, 021015.
- Duc S., Bertucci W., Pernin J.N., Grappe F. (2008), Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol 18, 116-27.
- Ehara Y., Fujimoto H., Miyazaki S., Mochimaru M., Tanaka S., Yamamoto S. (1997), Comparison of the performance of 3D camera systems II. *Gait and Posture*. Vol 5, 251-5.
- Ehara Y., Fujimoto H., Miyazaki S., Tanaka S., Yamamoto S. (1995), Comparison of the performance of 3D camera systems. *Gait and Posture*. Vol 3, 166-9.
- Epstein O.G., Perkin D., Devulder B., de Bono D.P., Cookson J. (1999), Examen clinique: éléments de sémiologie médicale. De Boeck Université, 432 pages.
- Faessen H.G.M., Stee M.J.v.d., Rozendal R.H. (1989), Normering von polsbelasting. *Report*. Vrije Universiteit, Amsterdam.
- Faupin A. (2005), Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant a manivelles. *Thèse*, Université de Lille 2;PhD.
- Faupin A., Campillo P., Weissland T., Gorce P., Thevenon A. (2004), The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 41, 421-8.
- Faupin A., Gorce P. (2008), The effects of crank adjustments on handbike propulsion : a kinematic model approach. *International Journal of Industrial Ergonomics*. Vol 38, 577-83.
- Faupin A., Gorce P., Campillo P., Thevenon A., Remy-Neris O. (2006), Kinematic analysis of handbike propulsion in various gear ratios: implications for joint pain. *Clinical biomechanics*. Vol 21, 560-6.
- Faupin A., Gorce P., Watelain E., Meyer C., Thevenon A. (2010), A complete biomechanical analysis of hand cycling : a case study. *Journal of Applied Biomechanics*. Vol In Press.
- Flatow E.L., Warner J.I. (1998), Instability of the shoulder: complex problems and failed repairs: Part I. Relevant biomechanics, multidirectional instability, and severe glenoid loss. *Instructional Course Lectures*. Vol 47, 97-112.
- Fleisig G.S., Andrews J.R., Dillman C.J., Escamilla R.F. (1995), Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanisms. *American Journal of Sports Medicine*. Vol 23, 233-9.
- Gelberman R.H., Hergenroeder P.T., Hargens A.R., Lundborg G.N., Akerson W.H. (1981), The carpal tunnel syndrome. *Journal of Bone and Joint Surgery American volume*. Vol 63, 380-3.
- Gellman H., Chandler D.R., Petrusek J., Sie I., Adkins R., Waters R.L. (1988a), Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. *Journal of Bone and Joint Surgery American volume*. Vol 70, 517-9.
- Gellman H., Sie I., Waters R.L. (1988b), Late complications of the weight-bearing upper extremity in the paraplegic patient. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Vol, 132-5.
-

-
- Gerhart K.A., Bergstrom E., Charlifue S.W., Menter R.R., Whiteneck G.G. (1993), Long-term spinal cord injury: functional changes over time. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol 74, 1030-4.
- Geronimi M., Gorce P. (2007), Biomechanical analysis of the movement of prehension with obstacle : comparative study between elderly subjects and adults. *AMSE journals, modelling, measurement and control*. Vol 67, 137-47.
- Gil Coury H.J.C., Kumar S., Rodgher S., Narayan Y. (1998), Measurements of shoulder adduction strength in different postures. *International Journal of Industrial Ergonomics*. Vol 22, 195-206.
- Glousman R.E., Barron J., Jobe F.W., Perry J., Pink M. (1992), An electromyographic analysis of the elbow in normal and injured pitchers with medial collateral ligament insufficiency. *American Journal of Sports Medicine*. Vol 20, 311-7.
- Gorce P. (2000), Approche biomécanique et robotique du mouvement chez l'homme. *Thèse*, Université Paris Sud Orsay;Mémoire d'habilitation à diriger les recherches: 128.
- Gorce P., Bendahan P. (2005), Bionics solution to learn arm reaching with collision avoidance. *International Journal of Applied Bionics and Biomechanics*. Vol 2, 87-96.
- Gorce P., Boughiden M.L. (2003), Biomechanical modelling of "seat to stand process" on electrical wheelchair. *AMSE journals, modelling, measurement and control*. Vol 63, 58-71.
- Gorce P., Rezzoug N. (1998), Manipulation assisting system in unstructured environment for disabled persons. *IEEE Proceedings of the 1998 International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*. Vol 14, 3454-9.
- Gorce P., Rezzoug N. (2000), Numerical method applied to object tumbling with multi-body systems. *Computational Mechanics*. Vol 24, 426-34.
- Gorce P., Villard C., Fontaine J.G. (1994), Grasping, coordination and optimal force distribution in multifingered mechanisms. *Robotica*. Vol 12, 243-51.
- Gorton G., Herbert D., Goode B. (2001), Assesment of the kinematic variability between twelves shiners motion analysis laboratories. In *VIth Annual Gait and Clinical Movement Analysis Meeting*, Sacramento, California, USA,
- Guo L.Y., Su F.C., An K.N. (2006), Effect of handrim diameter on manual wheelchair propulsion: mechanical energy and power flow analysis. *Clinical biomechanics*. Vol 21, 107-15.
- Hamberg-van Reenen H.H., Ariens G.A., Blatter B.M., van Mechelen W., Bongers P.M. (2007), A systematic review of the relation between physical capacity and future low back and neck/shoulder pain. *Pain*. Vol 130, 93-107.
- Heintz S., Gutierrez-Farewik E.M. (2007), Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach. *Gait & posture*. Vol 26, 279-88.
- Helliwell P.S. (1999), Regional musculoskeletal pain. The elbow, forearm, wrist and hand. *Baillière's Clinical Rheumatology*. Vol 13, 311-28.
- Hjeltnes N. (1986), Cardiorespiratory capacity in tetra- and paraplegia shortly after injury. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. Vol 18, 65-70.
- Hof A.L., Elzinga H., Grimmius W., Halberstsma J.P.K. (2005), Detection of non-standard EMG profiles in walking. *Gait & Posture*. Vol 21, 171-7.
- Howell C. (1998), Méthodes statistiques en sciences humaines. *Boeck D ed*, Bruxelles, 409-12.
- Howell D. (1997), Statistical Methods for Psychology.4th edition. Belmont, CA, Duxbury.
-

-
- Hubbard M. (1993), Computer simulation in sport and industry. *Journal of Biomechanics*. Vol 26 Suppl 1, 53-61.
- INRS (2007), Les troubles musculo-squelettiques du membre supérieur. Guide pour les préventeurs (ED 957). INRS ed. Aptel, M. ; Cail, F. ; Aublet-Cuvelier, A., Paris, France.
- Jacquier-Bret J., Rezzoug N., Gorce P. (2009), Adaptation of joint flexibility during a reach-to-grasp movement. *Motor Control*. Vol 13, 342-61.
- Jacquier-Bret J., Rezzoug N., Gorce P. (2008), Synergies during reach-to-grasp: a comparative study between healthy and C6-C7 quadriplegic subjects. *Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Vol 2008, 5366-9.
- Jacquot J.M., Abric M., Nouvel F., Compan B., Pélissier J. (1997), Description du fauteuil roulant. Dans: Pélissier J, Jacquot JM and Bernard PL eds, Le fauteuil roulant. Masson, paris, 17-29.
- Jarvis S., Rolfe H. (1982), The use of an inertial dynamometer to explore the design of children's wheelchairs. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. Vol 14, 167-76.
- Kamenetz H.L. (1969), A brief history of the wheelchair. *Journal of the History of Medicine and Allied Sciences* Vol 24, 205-10.
- Kamina P. (1990), Anatomie clinique : Tome 1, Anatomie générale - Membres. ed M ed, Paris.
- Kapandji A. (1980), Physiologie articulaire - Membre Supérieur. Tome I. Maloine ed, Paris.
- Kendall F.P., McCreary E.K., Provance P.G. (1993), Muscles, testing and function: with posture and pain. *Wilkins Wa ed*, Baltimore.
- Khan A.A., O'Sullivan L., Gallwey T.J. (2009), Effects of combined wrist deviation and forearm rotation on discomfort score. *Ergonomics*. Vol 52, 345-61.
- Kirby R.L., Ackroyd-Stolarz S.A., Brown M.G., Kirkland S.A., MacLeod D.A. (1994), Wheelchair-related accidents caused by tips and falls among noninstitutionalized users of manually propelled wheelchairs in Nova Scotia. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* Vol 73, 319-30.
- Koontz A.M., Cooper R.A., Boninger M.L. (2001), An autoregressive modeling approach to analyzing wheelchair propulsion forces. *Medical Engineering & Physics*. Vol 23, 285-91.
- Koontz A.M., Cooper R.A., Boninger M.L., Souza A.L., Fay B.T. (2002), Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 39, 635-49.
- Koontz A.M., Yang Y., Price R., Tolerico M.L., Digiovine C.P., Sisto S.A., Cooper R.A., Boninger M.L. (2007), Multisite comparison of wheelchair propulsion kinetics in persons with paraplegia. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 44, 449-58.
- Korein J.U. (1985), A geometric investigation of reach. *Thèse*, University of Pennsylvania;PhD.
- Koshland G.F., Galloway J.C., Farley B. (2005), Novel muscle patterns for reaching after cervical spinal cord injury: a case for motor redundancy. *Experimental Brain Research*. Vol 164, 133-47.
- Kotajarvi B.R., Sabick M.B., An K.N., Zhao K.D., Kaufman K.R., Basford J.R. (2004), The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 41, 403-14.
-

-
- Kuijpers T., van der Windt D.A., Boeke A.J., Twisk J.W., Vergouwe Y., Bouter L.M., van der Heijden G.J. (2006), Clinical prediction rules for the prognosis of shoulder pain in general practice. *Pain*. Vol 120, 276-85.
- Kulig K., Newsam C.J., Mulroy S.J., Rao S., Gronley J.K., Bontrager E.L., Perry J. (2001), The effect of level of spinal cord injury on shoulder joint kinetics during manual wheelchair propulsion. *Clinical biomechanics*. Vol 16, 744-51.
- Kuorinka I.A., Forcier L. (1995), Les lésions attribuables au travail répétitif, ouvrage de référence sur les lésions musculo-squelettiques reliées au travail. Québec, 512.
- Lal S. (1998), Premature degenerative shoulder changes in spinal cord injury patients. *Spinal Cord*. Vol 36, 186-9.
- Liebenson C. (2005), Shoulder disorders—Part 2: Examination. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. Vol 9, 283-92.
- Loslever P., Ranaivosoa A. (1993), Biomechanical and epidemiological investigation of carpal tunnel syndrome at workplaces with high risk factors. *Ergonomics*. Vol 36, 537-55.
- Louis N., Gorce P. (2010), Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration. Vol 25, 879-85.
- Louis N., Gorce P. (2009), Upper limb muscle forces during a simple reach-to-grasp movement: a comparative study. *Medical and Biological Engineering and Computing*. Vol 47, 1173-9.
- Lu T.W., O'Connor J.J. (1999), Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*. Vol 32, 129-34.
- Ludewig P.M., Hoff M.S., Osowski E.E., Meschle S.A., Rundquist P.J. (2004), Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *American Journal of Sports Medicine*. Vol 32, 484-93.
- Lundqvist C., Siosteen A., Blomstrand C., Lind B., Sullivan M. (1991), Spinal cord injuries. Clinical, functional, and emotional status. *Spine (Phila Pa 1976)*. Vol 16, 78-83.
- Majaess G.G., Kirby R.L., Ackroyd-Stolarz S.A., Charlebois P.B. (1993), Influence of seat position on the static and dynamic forward and rear stability of occupied wheelchairs. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol 74, 977-82.
- Marey E.J., Demeny M. (1885), Mesure du travail mécanique effectué dans la locomotion de l'homme. *Compte rendu de l'académie des sciences*. Vol 19, 905-9.
- Marieb E.N. (1999), Anatomie et physiologie humaines 2ème édition. Adaptation française Lachaine R. *INC Edrp ed*, Quebec, Canada, 1194.
- Marras W.S. (1992), Toward an understanding of dynamic variables in ergonomics. *Occupational Medicine*. Vol 7, 655-77.
- Masse L.C., Lamontagne M., O'Riain M.D. (1992), Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 29, 12-28.
- Medicine C.F.S.C. (2005), Preservation of upper limb function following spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals. *Journal of Spinal Cord Medicine*. Vol 28, 434-70.
- Mukhopadhyay P., O'Sullivan L., Gallwey T.J. (2007), Estimating upper limb discomfort level due to intermittent isometric pronation torque with various combinations of elbow angles, forearm rotation angles, force and frequency with upper arm at 90° abduction. *International Journal of Industrial Ergonomics*. Vol 37, 313-25.
-

-
- Mulroy S.J., Farrokhi S., Newsam C.J., Perry J.** (2004), Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion : an electromyographic study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Vol 85, 925-34.
- Mulroy S.J., Gronley J.K., Newsam C.J., Perry J.** (1996), Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol 77, 187-93.
- Murray I.A., Johnson G.R.** (2004), A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. *Clinical biomechanics*. Vol 19, 586-94.
- Muybridge E.** (1887), Animal Locomotion. *LS RiB ed*, Dover.
- Nadeau G.** (1997), Lésions ostéoarticulaires et tendino-musculaires, syndromes canaux liés à l'usage du fauteuil roulant. Dans: *Pélissier J, Jacquot JM and Bernard PL eds*, Le fauteuil roulant. Masson, Paris, 363-72.
- Newsam C.J., Rao S.S., Mulroy S.J., Gronley J.K., Bontrager E.L., Perry J.** (1999), Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait & posture*. Vol 10, 223-32.
- Nichols P.J., Norman P.A., Ennis J.R.** (1979), Wheelchair user's shoulder? Shoulder pain in patients with spinal cord lesions. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. Vol 11, 29-32.
- Pan C.S., Schleifer L.M.** (1996), An exploratory study of the relationship between biomechanical factors and right-arm musculoskeletal discomfort and fatigue in a VDT data-entry task. *Applied ergonomics*. Vol 27, 195-200.
- Pentland W.E., Twomey L.T.** (1994a), Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part I. *Paraplegia*. Vol 32, 211-18.
- Pentland W.E., Twomey L.T.** (1994b), Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part II. *Paraplegia*. Vol 32, 219-24.
- Pepmiller E.G.** (1979), Selecting a wheelchair: helping your patient make the best choice. *The Journal of practical nursing*. Vol 29, 12-3, 30.
- Perdios A., Sawatzky B.J., Sheel A.W.** (2007), Effects of camber on wheeling efficiency in the experienced and inexperienced wheelchair user. *Jouranal of Rehabilitation Research and Development*. Vol 44, 459-66.
- Piera J.B.** (1999), Sport et handicap moteur: historique, contrôle médical, évolution des classifications. Dans: *Enjalbert M, Paillet D, Bernard PL, Piera JB and Alleu Y eds*, sport et handicap moteur. masson, Paris; Rencontres en rééducation n°14, 1-8.
- Poulain M.** (1997), Recherche du réglage optimal en vue de la pratique sportive. Dans: *Pélissier J, Jacquot JM and Bernard PL eds*, le fauteuil roulant. Masson, Paris, 177-83.
- Pradon D.** (2004), Modélisation cinématique 3D du membre supérieur et du rachis : étude de l'influence du réglage de l'assise sur la propulsion en fauteuil roulant manuel. *Thèse*, université Lyon 1;Phd.
- Proteau R.A.** (2000), Savez-vous repérer les facteurs de risques ? *Objectif Prévention*. Vol 23, 13-23.
- Putz-Anderson V.** (1988), Cumulative trauma disorders. A manual for musculoskeletal diseases of the upper-limbs. *Health. NifOSa ed*. Taylor & Francis, Ohio, USA, 152p.
- Putz-Anderson V., Bernard B.P., Burt S.E., Cole L.L., Fairfield-Estill C., Fine L.J., Grant K.A., Gjessing C., Jenkins L., Hurrell J.J., Nelson N., Pfirman D., Roberts R., Stetson D., Haring-Sweeney M., Tanaka S.** (1997), Musculoskeletal Disorders and Workplace
-

- Factors: A critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back. *B.P. B ed.* U.S Department of Health and Human Services. NIOSH.
- Rao S.S., Bontrager E.L., Gronley J.K., Newsam C.J., Perry J.** (1996), Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. Vol 4, 152-60.
- Rezzoug N., Gorce P.** (1999), Dynamic control of pushing operation. *Robotica*. Vol 17, 613-20.
- Rezzoug N., Gorce P.** (2000), Manipulation d'objets en milieu encombré: application à l'assistance robotis. *Journal européen des systèmes automatisés*. Vol 34, 817-34.
- Rezzoug N., Gorce P.** (2008), Prediction of fingers posture using artificial neural networks. *Journal of Biomechanics*. Vol 41, 2743-9.
- Richards J.G.** (1999), The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*. Vol 18, 589-602
- Richter W.M.** (2001), The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: a quasi-static model-based approach. *Medical Engineering & Physics*. Vol 23, 707-12.
- Robertson R.N., Boninger M.L., Cooper R.A., Shimada S.D.** (1996), Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Vol 77, 856-64.
- Rodgers M.M., Gayle G.W., Figoni S.F., Kobayashi M., Lieh J., Glaser R.M.** (1994), Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Vol 75, 85-93.
- Roques C.F.** (1997), Histoire du fauteuil roulant. Dans: *Pélissier J, Jacquot JM and Bernard PL eds*, Le fauteuil roulant. Masson, Paris, 1-16.
- Sabick M.B., Kotajarvi B.R., An K.N.** (2004), A new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Vol 85, 1151-9.
- Samuelsson K., Larsson H., Tropp H.** (1989), A wheelchair ergometer with a device for isokinetic torque measurement. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. Vol 21, 205-8.
- Sanderson D.J., Sommer H.J., 3rd** (1985), Kinematic features of wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*. Vol 18, 423-9.
- Schantz P., Bjorkman P., Sandberg M., Andersson E.** (1999), Movement and muscle activity pattern in wheelchair ambulation by persons with para-and tetraplegia. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* Vol 31, 67-76.
- Schroer W., Lacey S., Frost F.S., Keith M.W.** (1996), Carpal instability in the weight-bearing upper extremity. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. Vol 78, 1838-43.
- SENIAM** (1999), European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, deliverable of the SENIAM project. *Report*. Roessingh Research and Development b.v..
- Senk M., Cheze L.** (2006), Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical biomechanics*. Vol 21 Suppl 1, S3-8.
- Sharifi-Mollayousefi A., Yazdchi-Marandi M., Ayramlou H., Heidari P., Salavati A., Zarrintan S.** (2008), Assessment of body mass index and hand anthropometric measurements as independent risk factors for carpal tunnel syndrome. *Folia Morphologica*. Vol 67, 36-42.

-
- Shimada S.D., Robertson R.N., Bonninger M.L., Cooper R.A. (1998), Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 35, 210-8.
- Shrout P.E., Fleiss J.L. (1979), Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*. Vol 36, 420-8.
- Sie I.H., Waters R.L., Adkins R.H., Gellman H. (1992), Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol 73, 44-8.
- Silfverskiold J., Waters R.L. (1991), Shoulder pain and functional disability in spinal cord injury patients. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Vol, 141-5.
- Silverstein B.A., Hughes R.E. (1996), Upper extremity musculoskeletal disorders at a pulp and paper mill. *Applied ergonomics*. Vol 27, 189-94.
- Soderkvist I., Wedin P.A. (1993), Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of biomechanics*. Vol 26, 1473-7.
- Stagni R., Fantozzi S., Cappello A. (2009), Double calibration vs. global optimisation: performance and effectiveness for clinical application. *Gait and Posture*. Vol 29, 119-22.
- Stainer P. (1996), Les pathologies générées aux membres supérieurs par l'utilisation du fauteuil roulant : revue de la littérature. In *Mémoire en vue de l'obtention du Diplôme Universitaire d'Appareillage des Handicapés Moteurs*. DUAHM. Nancy 1, Nancy, France,
- Stratford P.W., Goldsmith C.H. (1997), Use of the standard error as a reliability index of interest: an applied example using elbow flexor strength data. *Physical therapy*. Vol 77, 745-50.
- Subbarao J.V., Klopstein J., Turpin R. (1995), Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *Journal of Spinal Cord Medicine*. Vol 18, 9-13.
- Tanzer R.C. (1959a), The carpal-tunnel syndrome; a clinical and anatomical study. *Journal of Bone and Joint Surgery American volume*. Vol 41-A, 626-34.
- Tanzer R.C. (1959b), The carpal tunnel syndrome. *Clinical Orthopaedics*. Vol 15, 171-9.
- Tolani D., Badler N.I. (1996), Real-time inverse kinematics of the human arm. *Presence (Camb)*. Vol 5, 393-401.
- Tolani D., Goswami A., Badler N.I. (2000), Real-time inverse kinematics techniques for anthropomorphic limbs. *Graphical Models*. Vol 62, 353-88.
- Tremblay M. (1996), Going Back to Givy Street: a historical account of the impact of the Everest and Jennings wheelchair for Canadian World War II veterans with spinal cord injury. *Disability and Society*. Vol 11, 149-69.
- Trudel G., Kirby R.L., Ackroyd-Stolarz S.A., Kirkland S. (1997), Effects of rear-wheel camber on wheelchair stability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Vol 78, 78-81.
- Ummat S., Kirby R.L. (1994), Nonfatal wheelchair-related accidents reported to the National Electronic Injury Surveillance System. *American Journal of Physical Medicine Rehabilitation*. Vol 73, 163-7.
- van der Linden M.L., Valent L., Veeger H.E., van der Woude L.H. (1996), The effect of wheelchair handrim tube diameter on propulsion efficiency and force application (tube diameter and efficiency in wheelchairs). *IEEE transactions on rehabilitation engineering*. Vol 4, 123-32.
-

-
- van der Woude L.H., de Groot S., Janssen T.W. (2006), Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. *Medical Engineering & Physics*. Vol 28, 905-15.
- van der Woude L.H., Formanoy M., de Groot S. (2003), Hand rim configuration: effects on physical strain and technique in unimpaired subjects? *Medical Engineering & Physics*. Vol 25, 765-74.
- van der Woude L.H., Veeger D.J., Rozendal R.H., Sargeant T.J. (1989a), Seat height in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 26, 31-50.
- van der Woude L.H., Veeger H.E., Rozendal R.H. (1989b), Propulsion technique in hand rim wheelchair ambulation. *Journal of Medical Engineering & Technology* Vol 13, 136-41.
- van der Woude L.H., Veeger H.E., Rozendal R.H., Sargeant A.J. (1989c), Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. Wheelchair propulsion technique. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. Vol 58, 625-32.
- van Rijn R.M., Huisstede B.M., Koes B.W., Burdorf A. (2010), Associations between work-related factors and specific disorders of the shoulder - a systematic literature review. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*. Vol.
- van Tulder M., Malmivaara A., Koes B. (2007), Repetitive strain injury. *Lancet*. Vol 369, 1815-22.
- Vanlandewijck Y., Theisen D., Daly D. (2001), Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports. *Sports medicine*. Vol 31, 339-67.
- Vanlandewijck Y., Theisen D., Spaepen A.J. (1997), Le cycle de propulsion: biomécanique, cinétique et cinématique. Dans: Simon L, Pelissier J and Herrison C eds, Le fauteuil roulant. Masson, Paris, 69-83.
- Vanlandewijck Y.C., Spaepen A.J., Lysens R.J. (1994), Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. Vol 26, 1373-81.
- Vaughan C.L. (1984), Computer simulation of human motion in sports biomechanics. *Exercise and sport sciences reviews*. Vol 12, 373-416.
- Veeger D., van der Woude L.H., Rozendal R.H. (1989a), The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. *Journal of rehabilitation research and development*. Vol 26, 37-46.
- Veeger H.E. (1992), Biomechanical aspects of wheelchair propulsion. *Thèse, Vrije Universiteit; PhD*.
- Veeger H.E., Meershoek L.S., Van der Woude L.H., Langenhoff J.M. (1998), Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol 35, 305-13.
- Veeger H.E., Rozendaal L.A., van der Helm F.C. (2002), Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. *Clinical biomechanics*. Vol 17, 211-8.
- Veeger H.E., van der Woude L.H., Rozendal R.H. (1989b), Wheelchair propulsion technique at different speeds. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. Vol 21, 197-203.
-

- Veeger H.E., van der Woude L.H., Rozendal R.H. (1991), Within-cycle characteristics of the wheelchair push in sprinting on a wheelchair ergometer. *Medicine and science in sports and exercise*. Vol 23, 264-71.
- Vignier N., Ravaut J.F., Winance M., Lepoutre F.X., Ville I. (2008), Demographics of wheelchair users in France: results of national community-based handicaps-incapacities-dependance surveys. *Journal of rehabilitation medicine*. Vol 40, 231-9.
- Viikari-Juntura E.R., Shiri R., Solovieva S., Karppinen J., Leino-Arjas P., Varonen H., Kalso E., Ukkola O. (2007), Risk factors of atherosclerosis and shoulder pain – Is there an association? A systematic review. *European Journal of Pain*. Vol.
- Vincent W.J. (1999), Statistics in kinesiology. *Kinetics H ed*, Champaign.
- W.H.O. (1995), Physical status: the use and interpretation of anthropometry. Report of a WHO Expert Committee. *World Health Organization technical report series*. Vol 854, 1-452.
- Walsh C.M., Marchiori G.E., Steadward R.D. (1986), Effect of seat position on maximal linear velocity in wheelchair sprinting. *Canadian journal of applied sport sciences*. Vol 11, 186-90.
- Wei S.H., Huang S., Jiang C.J., Chiu J.C. (2003), Wrist kinematic characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain. *Clinical Biomechanics*. Vol 18, S46-52.
- Weir J.P. (2005), Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*. Vol 19, 231-40.
- Werner F.W., Plancher K.D. (1998), Biomechanics of wrist injuries in sports. *Clinical Journal of Sport Medicine*. Vol 17, 407-20.
- Will L.A. (2005), A conservative approach to shoulder impingement syndrome and rotator cuff disease: A case report. *Clinical Chiropractic*. Vol 8, 173-8.
- Winter D.A. (1990), Biomechanics and motor control of human movement. *Second Edition*. David A. Winter JWS ed. Wiley-Interscience, New York.
- Winter E.M., Eston R.G., Lamb K.L. (2001), Statistical analyses in the physiology of exercise and Kinanthropometry. *Journal of Sports Sciences*. Vol 19, 761-75.
- Woods B., Watson N. (2006), Wheelchair, history of. Dans: *Albrecht G ed*, Encyclopedia of disability. Sage Publication, Thousand Oaks (California, USA), 1632-4.
- Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D'Lima D.D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., Stokes I. (2002), ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *Journal of Biomechanics*. Vol 35, 543-8.
- Wu G., van der Helm F.C., Veeger H.E., Makhsous M., Van Roy P., Anglin C., Nagels J., Karduna A.R., McQuade K., Wang X., Werner F.W., Buchholz B. (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*. Vol 38, 981-92.
- Wuelker N., Plitz W., Roetman B. (1994), Biomechanical data concerning the shoulder impingement syndrome. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Vol, 242-9.
- Wylie E.J., Chakera T.M. (1988), Degenerative joint abnormalities in patients with paraplegia of duration greater than 20 years. *Paraplegia*. Vol 26, 101-6.

- Yanai T., Hay J.G., Miller G.F.** (2000), Shoulder impingement in front-crawl swimming: I. A method to identify impingement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. Vol 32, 21-9.
- Yang Y.S., Koontz A.M., Triolo R.J., Mercer J.L., Boninger M.L.** (2006), Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*. Vol 21, 1032-41.

Annexes

Annexe I : Précision et Interface du système VICON

Précision de la mesure et reproductibilité

Lors d'une expérimentation comme la nôtre, il est important de connaître les erreurs inhérentes au système de mesure qui viennent s'ajouter aux erreurs expérimentales (Cappozzo et al., 1996). Dans le cadre du choix d'un système optoélectronique, on s'attachera principalement à évaluer la précision et la reproductibilité des mesures de distance et d'angle (Ehara et al., 1995; Ehara et al., 1997; Chiari et al., 2005). Dans ce but, nous avons utilisés l'étude de 1999 (Richards, 1999), dans laquelle Richards a mis en place un dispositif expérimental permettant la mesure de ces paramètres (Figure 95). Cet auteur, en comparant les résultats de sept systèmes optoélectroniques à marqueurs passifs, conclut que le système Vicon est très performant puisqu'il se classe premier pour la majorité des paramètres mesurés. Ces résultats sont récapitulés dans le tableau suivant (Tableau 14).

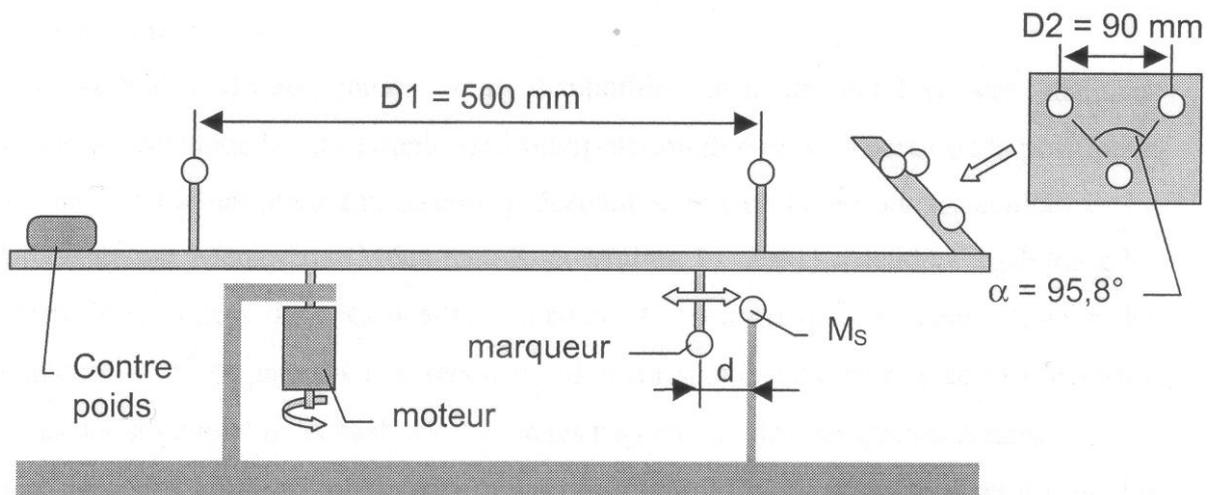


Figure 95 : Dispositif expérimental de Richards (Richards, 1999).

L'étude de Richards montre que la mesure directe des angles est le point faible du système Vicon puisqu'il se classe sixième sur sept. Cependant, c'est le système qui réalise le moins d'erreur (maximale et moindre carrés) sur ce même paramètre (Tableau 14). Nous avons donc retenu ce système pour notre étude et par précaution nous avons effectué un test de précision et de reproductibilité de notre système Vicon. Ce test consiste en l'enregistrement de l'objet de calibration en « L » pour trente conditions statiques et trente conditions dynamiques. Pour la mesure de longueur nous obtenons 480.80 ± 0.02 mm en statique et 480.93 ± 0.43 mm en

dynamique, la longueur exacte fournie par le constructeur étant de 480 mm. De la même manière, nous obtenons un angle de $79.96 \pm 0.01^\circ$ en statique et $80.01 \pm 0.10^\circ$ en dynamique pour une valeur constructeur de 80° . Dans le cadre de la mesure de mouvements humains à but clinique, ces résultats sont considérés comme satisfaisants.

Tableau 14 : Résultats obtenus par les sept systèmes optoélectroniques pour les mesures de distances et d'angles lors de l'étude de Richards (Richards, 1999).

	Mesure			Erreur des moindres carrés (cm)			Erreur maximale		
	9 cm (Rang)	50 cm (Rang)	95.8° (Rang)	9 cm (Rang)	50 cm (Rang)	95.8° (Rang)	9 cm (Rang)	50 cm (Rang)	95.8° (Rang)
Ariel	9.015 (2 ^{ème})	49.882 (5 ^{ème})	95.104 (4 ^{ème})	0.151 (3 ^{ème})	0.427 (6 ^{ème})	2.109 (3 ^{ème})	0.494 (1 ^{er})	1.666 (7 ^{ème})	5.062 (2 ^{ème})
Coda	8.928 (5 ^{ème})	50.112 (4 ^{ème})	95.524 (2 ^{ème})	0.225 (6 ^{ème})	0.487 (7 ^{ème})	3.392 (4 ^{ème})	0.926 (5 ^{ème})	1.515 (6 ^{ème})	9.035 (4 ^{ème})
Elite	9.159 (7 ^{ème})	50.133 (6 ^{ème})	95.148 (3 ^{ème})	0.446 (7 ^{ème})	0.173 (5 ^{ème})	4.287 (6 ^{ème})	1.613 (7 ^{ème})	0.584 (5 ^{ème})	14.309 (6 ^{ème})
Motion Analysis	9.057 (4 ^{ème})	49.796 (7 ^{ème})	95.798 (1 ^{er})	0.149 (2 ^{ème})	0.059 (1 ^{er})	1.761 (2 ^{ème})	0.599 (4 ^{ème})	0.183 (2 ^{ème})	6.284 (3 ^{ème})
Peak	9.076 (6 ^{ème})	49.942 (2 ^{ème})	96.5 (5 ^{ème})	0.177 (4 ^{ème})	0.091 (4 ^{ème})	3.772 (5 ^{ème})	0.582 (3 ^{ème})	0.259 (4 ^{ème})	12.666 (5 ^{ème})
Qualysis	9.004 (1 ^{er})	49.906 (3 ^{ème})	94.389 (7 ^{ème})	0.221 (5 ^{ème})	0.08 (3 ^{ème})	4.498 (7 ^{ème})	1.276 (6 ^{ème})	0.198 (3 ^{ème})	19.256 (7 ^{ème})
Vicon	8.98 (3 ^{ème})	49.953 (1 ^{er})	94.543 (6 ^{ème})	0.129 (1 ^{er})	0.062 (2 ^{ème})	1.421 (1 ^{er})	0.557 (2 ^{ème})	0.183 (1 ^{er})	4.632 (1 ^{er})

Les erreurs liées aux conditions expérimentales

Lors de l'utilisation d'un système de mesure comme le Vicon, il nous semble que trois types d'erreurs peuvent être générés par les conditions expérimentales : ceux dus au manque d'expertise de l'expérimentateur, ceux causés par la perte de marqueurs et pour finir ceux produits par les mouvements parasites des parties molles par rapport aux os. A ce titre, en 2001, Gorton et al. ont comparé les résultats calculés et fournis par douze laboratoires équipés de systèmes optoélectroniques (Motion analysis et Vicon) (Gorton et al., 2001). Les résultats montrent que le paramètre le plus important pour assurer la reproductibilité des mesures est l'expérimentateur. Les pertes de marqueurs correspondent à des laps de temps plus ou moins longs, pendant lesquels certains marqueurs ne sont vus que par une ou aucune caméra. Ces

pertes induisent des « trous » dans les trajectoires calculées de ces marqueurs, nécessitant l'interpolation de leurs trajectoires avec les imprécisions que cela entraîne. Pour réduire l'incertitude liée à l'interpolation, nous utilisons des marqueurs techniques qui apportent une redondance d'informations et permettent une reconstruction fidèle des trajectoires des marqueurs anatomiques perdus. Enfin, l'erreur provoquée par les mouvements parasites des marqueurs par rapport au squelette correspond, d'une part, au déplacement relatif des marqueurs d'un même segment corporel et, d'autre part, au déplacement de l'ensemble des marqueurs par rapport à l'os. La première partie résulte de l'élasticité de la peau sur laquelle sont collés les marqueurs. La seconde partie coïncide avec le glissement des tissus musculaires et adipeux entre l'os et la peau.

Pour remédier aux déplacements parasites des marqueurs, deux techniques sont recensées dans la littérature. La première méthode consiste à fixer les marqueurs à un support rigide au moyen de bandes élastiques. Cependant, cela entraîne une perturbation supplémentaire liée au déplacement relatif du support rigide par rapport à l'os. En effet, les mouvements des masses molles sont amplifiés par l'accroissement de la distance entre l'os et les marqueurs. Cette technique, facile à mettre en œuvre, s'avère donc très mauvaise pour limiter l'erreur de mesure. La deuxième méthode consiste en la correction des trajectoires des marqueurs par des algorithmes numériques dit d'optimisation (Soderkvist et Wedin, 1993; Lu et O'Connor, 1999) ou de solidification (Cheze et al., 1995) ou d'algorithmes comme ceux basés sur la double calibration (Stagni et al., 2009). Toutes ces techniques apportent une amélioration de l'ordre de 25% sur les paramètres de rotation et de 20% sur les paramètres de translation. Cependant, elles ne corrigent que les déformations relatives des marqueurs, c'est-à-dire les erreurs assimilables à l'élasticité de la peau. Les erreurs dues au glissement des masses molles restent à corriger et le mieux que l'on puisse actuellement faire est la diminution des mouvements générés lors de chocs. En effet, ces derniers sont situés dans les hautes fréquences et peuvent donc être atténués par un filtre passe-bas.

L'interface de reconstruction des données VICON

L'enregistrement du mouvement de propulsion en fauteuil roulant a nécessité le développement d'une interface sous Matlab™, qui permet de reconstruire les marqueurs anatomiques perdus durant le mouvement. Cette reconstruction se fait grâce aux marqueurs techniques et selon l'hypothèse des segments rigides. L'avantage majeur de cette interface est de pouvoir visualiser la trajectoire, selon les axes x, y et z en fonction du temps, du marqueur

anatomique que l'on veut reconstruire et de 3 autres marqueurs appartenant au même segment. Cela permet de vérifier, pour les 3 marqueurs choisis, que tous sont présents sur les intervalles de temps où le marqueur anatomique que l'on veut reconstruire a disparu. Contrairement à l'outil inclus dans le logiciel du système vicon, cette reconstruction peut s'effectuer sur un grand nombre de « frames » (Figure 96 ; Figure 97).

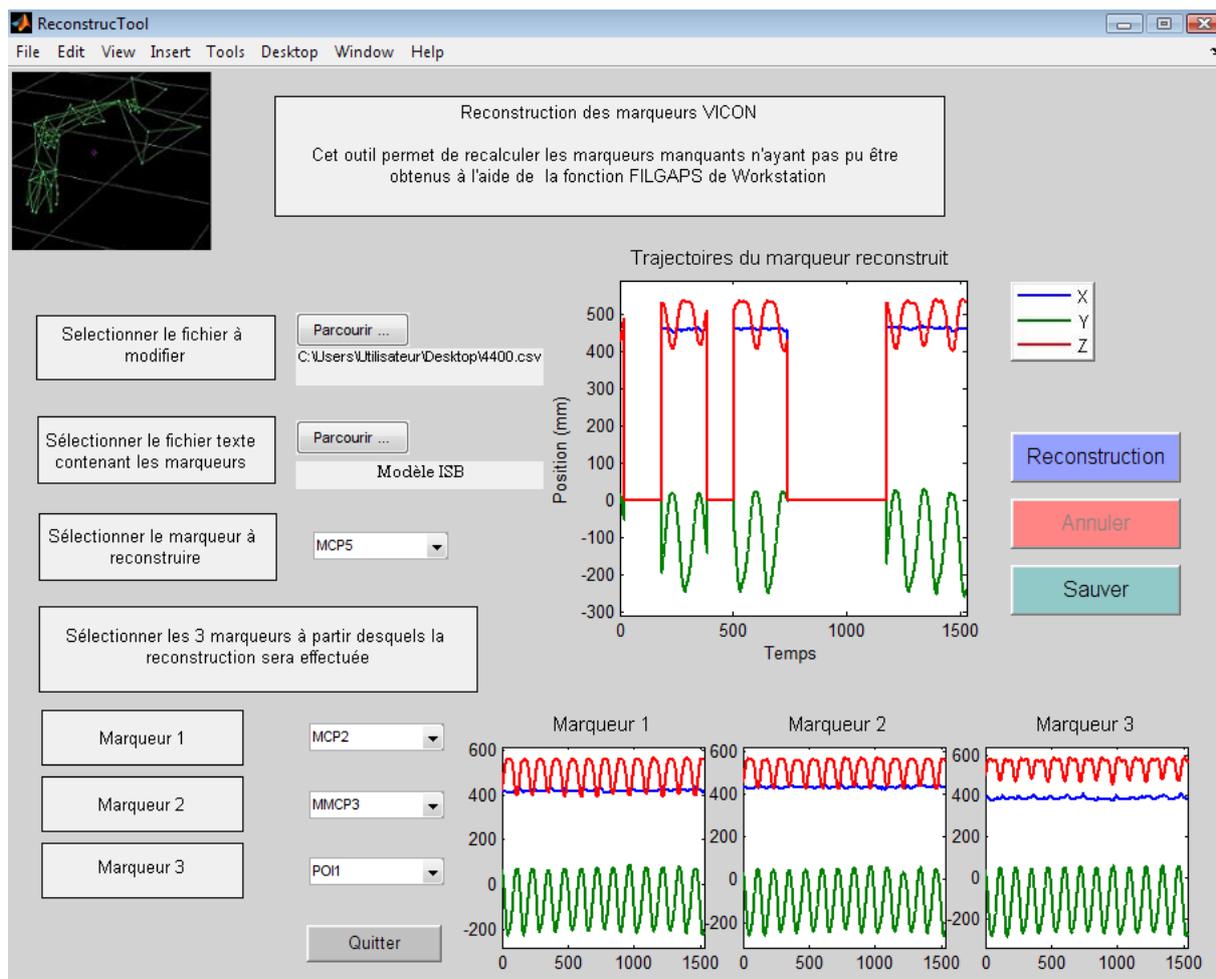


Figure 96 : Avant reconstruction

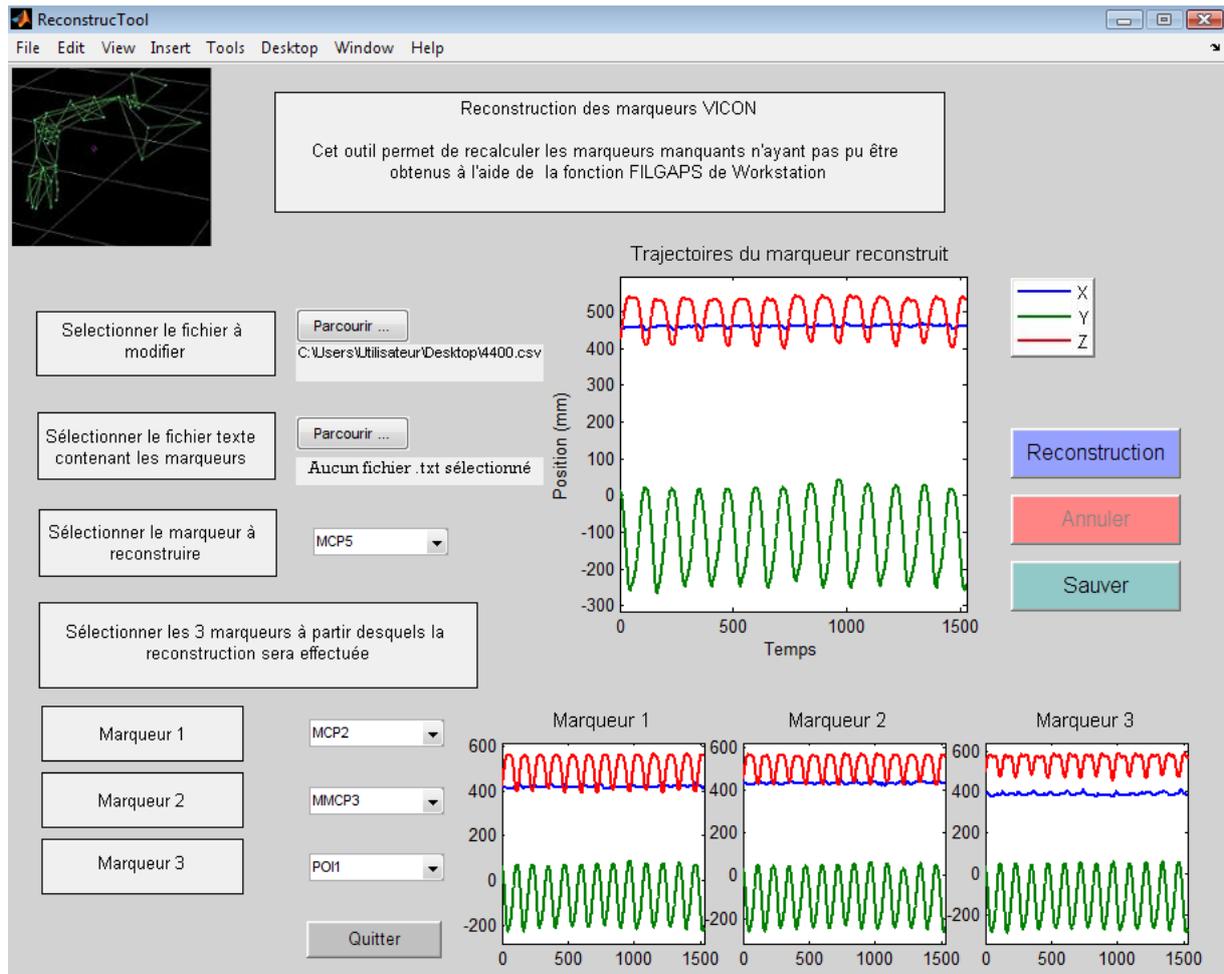


Figure 97 : Après reconstruction.

Annexe II : Amplitudes articulaires

Les études de la littérature fournissant les amplitudes articulaires maximales sont assez anciennes et fournissent de plus des valeurs parfois fort différentes. C'est pourquoi nous avons alors fait un choix en accord avec les ergothérapeutes.

Le tableau suivant récapitule les valeurs de deux études :

- 1 : American Academy of Orthopaedic Surgeons (1965). Method of measuring and recording : <http://www.aaos.org/wordhtml/bulletin>
- 2 : Kapandji (1980). Physiologie articulaire, vol 1 : Membre supérieur (Kapandji, 1980)

Tableau 15: Amplitudes articulaires maximales du membre supérieur.

Articulation	Mouvement	Amplitudes(°) : 1	Amplitudes(°) : 2
Epaule	Flexion	180	180
	Extension	60	50
	Flexion horizontale		140
	Extension horizontale		130
	Abduction	180	180
	Adduction	75	30
	Rotation interne	70	100-110
	Rotation externe	90	80
	Coude	Flexion	150
Neutre		0	0
Extension		10	10
Pronation		80	85
Supination		80	90
Poignet	Flexion	80	85
	Extension	70	85
	Adduction	20	15
	Abduction	30	45

Publications Personnelles

Publications personnelles

Revue internationale impactée à comité de lecture

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

Louis, N., Gorce, P., 2009. Upper limb muscle forces during a simple reach-to-grasp movement: a comparative study. **Medical and Biological Engineering and Computing** 47(11), 1173-1179.

Louis, N., 2009. Comments about the article titled: Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces, written by S.R. Dubowsky, J. Rasmussen, S.A. Sisto, N.A. Langrana (41(2008) 2981-2988). **Journal of Biomechanics** 42(15), 2627.

Bonnefoy, A., Louis, N., Gorce, P., 2009. Muscle activation during a reach-to-grasp movement in sitting position: Influence of the distance. **Journal of Electromyography Kinesiology** 19(2), 269-275.

Revue nationale à comité de lecture

Louis, N., Gorce, P., 2010. Outil de quantification de l'inconfort articulaire lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel. **Sciences et technologies pour le handicap**, In press.

Conférences internationales à comité de lecture et publication d'actes

Louis, N., Gorce, P., 2010. Impact of wheelchair configuration on musculoskeletal disorders during handrim wheelchair propulsion : A kinematic model approach. **ICABB 2010 : First International Conference on Applied Bionics and Biomechanics**, 14 au 16 octobre 2010, Venice, Italy.

Louis, N., Gorce, P., 2010. Impact of seat height on musculoskeletal disorders during handrim wheelchair propulsion. **ICABB 2010 : First International Conference on Applied Bionics and Biomechanics**, 14 au 16 octobre 2010, Venice, Italy.

Louis, N., Gorce, P., 2010. Upper limb musculoskeletal disorder prevention : an application to wheelchair prescription and configuration. **Premus 2010 : Seventh International Conference on Prevention of Work-Related Musculoskeletal Disorders**, 29 août au 3 septembre 2010, Angers, France.

Louis, N., Desroches, G., Dumas, R., Vaslin, P., Cheze, L., Gorce, P., 2009. Ergonomic indexes for upper limb discomfort quantification during manual wheelchair propulsion. **13^{ème} congrès international de l'association des chercheurs en activités physiques et sportives (ACAPS)**, 28 au 30 octobre 2009, Lyon, France. Publié dans *Approche Pluridisciplinaire de la Motricité Humaine*, pages 77-78.

Louis, N., Desroches, G., Dumas, R., Vaslin, P., Cheze, L., Gorce, P., 2009. Ergonomic indexes for upper limb musculoskeletal disorders risk quantification during manual wheelchair propulsion according to upper limb kinematics. **4th international state-of-the-art congress « Rehabilitation : Mobility, Exercise & Sports »** , 7 au 9 avril 2009, Vrije Univeriteit, Amsterdam, Netherlands. Publié dans **Assistive Technology Research Series, volume 26**, pages 42-44. ISBN 978-1-60750-080-3.

Desroches, G., Louis, N., Dumas, R., Vaslin, P., Gorce, P., Cheze, L., 2009. Shoulder joint moment contribution to movement during manual wheelchair propulsion. **4th international state-of-the-art congress « Rehabilitation : Mobility, Exercise & Sports »** , 7 au 9 avril 2009, Vrije Univeriteit, Amsterdam, Netherlands. Publié dans **Assistive Technology Research Series, volume 26**, pages 73-75. ISBN 978-1-60750-080-3.

Conférences nationales à comité de lecture et publication d'actes

Louis, N., Gorce, P., Upper limb musculoskeletal disorder prevention during wheelchair propulsion: effect of wheelchair settings. **35^{ème} congrès annuel de la société de Biomécanique**, 25 au 27 août 2010, Le Mans. Publié dans **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, 13(S1), 91-92.

Desroches, G., Louis, N., Dumas, R., Pradon, D., Vaslin, P., Gorce, P., Cheze, L., 2009. Contribution du moment articulaire au mouvement de l'épaule lors de la propulsion en

fauteuil roulant chez une population paraplégique. **24^{ème} congrès de médecine physique et réadaptation (SOFMER)**, 15 au 16 octobre 2009, Lyon, France. Publié dans **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine** 52S, e122.

Louis, N., Gorce, P., Wheelchair kinematics simulation for upper limb musculoskeletal disorder prevention. **34^{ème} congrès annuel de la société de Biomécanique**, 31 août au 2 septembre 2009, Toulon. Publié dans **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, 12(S1), 175-176.

Louis, N., Gorce, P., Upper Limb muscle forces: A comparative study. Louis N and Gorce P **33^{ème} congrès annuel de la société de Biomécanique**, 1^{er} au 3 septembre 2008, Compiègne. Publié dans **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, 11(S1), 147-148.

Louis, N., Bonnefoy, A., Pradon, D., Gorce, P., Muscle forces during reaching: EMG-to-Force Processing. **32^{ème} congrès annuel de la société de Biomécanique**, 28 et 29 août 2007, Lyon. Publié dans **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, 10(S1), 57-58.

Abstract

The work undertaken for this thesis focused on the biomechanical analysis and simulation of the hand-rim wheelchair propulsion. The ulterior objective was to prevent upper limb musculoskeletal disorders. Thus, indexes were identified that permitted an objective quantification of the risk of developing an upper limb pathology related to the wheelchair propulsion movement. In the first chapter, the hand-rim wheelchair is presented along with the general anatomy and common propulsion-related disorders of the upper limb. The second chapter presents detailed information on the biomechanical parameters of the propulsion movement. Indexes of the risk of developing disorders in the three articulations and the upper limb are justified and the necessary evaluation tools are presented. The third chapter is dedicated to describing the experimental protocol, the objectives, and the obtained results. The results indicate that an elevated and advanced seat position reduces amplitudes and extreme values of all three primitive joints and also reduce muscle activation in all principle propulsion muscles. Using the developed indexes, this correlates to a reduction in risk. On the contrary, lower and backward positions are considered more efficient. Thus a compromise must be met between efficiency and risk-reduction. In the fourth chapter, we developed an inverse dynamic model which permitted simulation and evaluation of the propulsion movement. The simulation allows to test numerous configurations and to ultimately propose an optimised seat position. In conclusion, the presented work employs methods developed in biomechanics and ergonomics to propose a primary quantification of the risk of developing upper limb disorders, thus enabling a preventive choice in seat placement. An interface designed to evaluate propulsion movement and subsequent upper limb disorder risk, from a simple kinematic test, was developed. The model permitted simulation of infinite wheelchair configurations and can thus be considered as a useful tool in providing patient specific counselling on wheelchair settings. The developed indexes of upper limb disorder risk can be used to evaluate and adapt rehabilitation and learning procedures, thus enabling wheelchair users to propel themselves at less risk.

Keywords : propulsion, handrim wheelchair, biomechanics, upper limb, musculoskeletal disorders.

Résumé

Les travaux entrepris dans cette thèse sont relatifs à l'analyse biomécanique et à la simulation du mouvement de propulsion d'un fauteuil roulant à mains courantes. Ils ont pour objectif la prévention des troubles musculosquelettiques du membre supérieur. Pour cela, nous proposons des indices permettant une quantification objective du risque de développer une pathologie du membre supérieur en lien avec la propulsion du fauteuil. Ainsi, dans le premier chapitre, nous présentons le fauteuil roulant, l'anatomie et les pathologies du membre supérieur et le lien entre ces dernières et le geste de propulsion. Dans le second chapitre, nous détaillons les paramètres biomécaniques du mouvement et justifions la construction de nos indices de risque de troubles musculosquelettiques des trois articulations et du membre supérieur dans son ensemble. Nous indiquons également quels sont les outils nécessaires à l'évaluation du geste de propulsion. Le troisième chapitre expose le protocole expérimental, ses objectifs et les résultats obtenus. Ainsi, les assises hautes et plutôt avancées réduisent les valeurs extrêmes et les amplitudes des trois articulations du membre supérieur ainsi que les activations musculaires des principaux muscles impliqués dans la propulsion. Elles diminuent également le risque de troubles musculosquelettiques évalué par les indices présentés au chapitre précédent. Cependant, ces réglages sont à l'opposé de ceux considérés comme efficaces : assises basses et reculées. Lors du réglage du fauteuil, il faut donc faire un compromis entre efficacité et risque de pathologies. Enfin, le quatrième chapitre présente un modèle de cinématique inverse permettant la simulation et l'évaluation du geste de propulsion d'un fauteuil à mains courantes. Ce dernier permet de tester une multitude de configurations, ce qui est inconcevable lors d'une étude in-vivo, et ainsi de proposer un réglage fin du fauteuil. Pour conclure, nos travaux utilisent des connaissances issues de la biomécanique et de l'ergonomie et proposent une première quantification du risque de troubles musculosquelettiques afin d'aider au choix et au réglage du fauteuil avec comme perspective la prévention de ces derniers. Ainsi, sur la base d'un simple test cinématique, l'interface que nous avons développée permet dévaluer le geste de propulsion et les risques de TMS qui en découlent. Elle permet également de simuler le geste pour une infinité de configurations du fauteuil et ainsi de conseiller objectivement l'utilisateur lors du choix et du réglage de son fauteuil. Enfin, dans le cadre de programmes de réhabilitation, l'utilisation de nos indices de risques de TMS permettrait l'évaluation du geste de propulsion lors des phases d'apprentissage. En effet, la visualisation, des gestes et des risques qui leur sont associés, aiderait les équipes médicales à transmettre aux nouveaux utilisateurs de fauteuil les connaissances nécessaires à la réalisation du geste de propulsion le moins traumatisant.

Mots clés : propulsion, fauteuil roulant à mains courantes, biomécanique, membre supérieur, troubles musculosquelettiques.
