



HAL
open science

Le fauteuil roulant chez le blessé médullaire, facteur déterminant de l'insertion sociale. État des lieux et effets de la locomotion en dévers sur les astreintes physiologiques

Benoît Pierret

► To cite this version:

Benoît Pierret. Le fauteuil roulant chez le blessé médullaire, facteur déterminant de l'insertion sociale. État des lieux et effets de la locomotion en dévers sur les astreintes physiologiques. Médecine humaine et pathologie. Université de Lorraine, 2012. Français. NNT : 2012LORR0216 . tel-01749619

HAL Id: tel-01749619

<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01749619>

Submitted on 29 Mar 2018

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

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



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>



**UNIVERSITÉ
DE LORRAINE**

Ecole Doctorale BioSE (Biologie-Santé-Environnement)

Thèse

Présentée et soutenue publiquement pour l'obtention du titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LORRAINE

Mention : « Sciences de la Vie et de la Santé »

par

Benoît PIERRET

“Le fauteuil roulant chez le blessé médullaire, facteur déterminant de l'insertion sociale. Etat des lieux et effets de la locomotion en dévers sur les astreintes physiologiques”

3 décembre 2012

Membres du jury :

Mme. Brigitte PERROUIN-VERBE	PU-PH, Université de Nantes	Rapporteur
M. Christian DENIS	Professeur émérite, Université de Lyon-St-Etienne	Rapporteur
M. Jean-Pierre MEYER	Docteur, INRS, Vandœuvre-lès-Nancy	Examineur
M. Jean PAYSANT	PU-PH, Université de Lorraine	Directeur
M. Bruno CHENUUEL	PU-PH, Université de Lorraine	Invité

**Institut National de Recherche et de Sécurité, Laboratoire de Physiologie du Travail,
Vandœuvre-lès-Nancy**

Remerciements

Merci...

...Au Professeur Jean Paysant d'avoir encadré ce travail de thèse et d'avoir toujours répondu présent à mes sollicitations.

...Au Professeur Brigitte Perrouin-Verbe et au Professeur émérite Christian Denis de me faire l'honneur d'être rapporteur.

...Au Professeur Bruno Chenuel d'avoir accepté mon invitation à la soutenance de ce travail et de me faire bénéficier de ses compétences.

...Au Docteur Jean-Pierre Meyer, sans qui je ne serais probablement pas en train de rédiger ces quelques lignes... Merci pour votre implication, pour votre disponibilité, pour votre soutien indéfectible... Merci pour tous ces moments de partage... Une belle rencontre scientifique et humaine... Trouvez ici l'expression de ma plus profonde gratitude... Merci JP...

...A l'Institut National de Recherche et de Sécurité d'avoir financé cette thèse.

...A l'ensemble du personnel du Département Homme au Travail de l'INRS, et tout particulièrement aux membres des laboratoires de Biomécanique et d'Ergonomie, et de Physiologie du Travail...Merci pour votre soutien, aussi bien psychologique que physique, avec un p'tit clin d'oeil aux „visseurs” sollicités lors de la manip'... Merci pour les moments passés ensemble, autour d'un café ou à l'occasion d'un pot... Et vivement le prochain...

...Aux sujets, qui ont accepté de donner leur corps à la science en participant aux expérimentations.

...A mes amis, que je ne citerai pas par peur d'en oublier...

...A mes parents, pour leurs encouragements et leur soutien depuis un p'tit bout de temps maintenant...

Table des matières

Remerciements	1
Table des matières	3
Glossaire	7
Liste des figures	11
Liste des tableaux	16
I. Introduction générale	19
II. Cadre théorique.....	27
II. 1. La notion de handicap.....	28
II. 1. 1. Etymologie	28
II. 1. 2. De la classification des causes de décès... à la classification internationale des handicaps	29
II. 1. 3. Deux approches conceptuelles du handicap	32
II. 1. 3. 1. <i>Le modèle individuel ou modèle médical</i>	32
II. 1. 3. 2. <i>Le modèle social ou modèle socio-environnemental</i>	32
II. 1. 4. L'émergence de la classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé	36
II. 1. 5. La notion de handicap... Aujourd'hui en France	37
II. 2. La lésion médullaire	39
II. 2. 1. Déficiences de la population et approche épidémiologique	39
II. 2. 2. La moelle épinière et le système nerveux autonome : notions anatomo- physiologiques	40
II. 2. 2. 1. <i>La moelle épinière</i>	40
II. 2. 2. 2. <i>Le système nerveux autonome</i>	42
II. 2. 3. Troubles associés à la lésion médullaire	43
II. 2. 3. 1. <i>Troubles moteurs</i>	44
II. 2. 3. 2. <i>Troubles sensitifs</i>	44
II. 2. 3. 3. <i>Troubles cardio-vasculaires</i>	46
II. 2. 3. 4. <i>Troubles respiratoires</i>	48
II. 2. 4. Adaptation à l'effort des sujets blessés médullaires	48
II. 3. Le fauteuil roulant.....	52
II. 3. 1. Histoire du fauteuil roulant	52
II. 3. 2. Les types de fauteuils roulants	55
II. 3. 3. Caractéristiques d'un fauteuil roulant manuel standard.....	58
II. 3. 4. Le choix d'un fauteuil roulant manuel	59
II. 3. 5. Réglages d'un fauteuil roulant manuel et facteurs de maniabilité	60
II. 3. 5. 1. <i>Les possibilités de réglage d'un fauteuil roulant manuel</i>	60
II. 3. 5. 2. <i>Facteurs de maniabilité et de qualité de roulement</i>	63
II. 3. 6. La propulsion en fauteuil roulant manuel : exemple du sujet blessé médullaire	66
II. 3. 6. 1. <i>Cycle de propulsion</i>	66
II. 3. 6. 2. <i>Styles de propulsion</i>	67
II. 3. 6. 3. <i>Amplitudes articulaires</i>	69

II. 3. 6. 4. <i>Activité musculaire</i>	70
II. 3. 6. 5. <i>Coût énergétique du déplacement en fauteuil roulant manuel</i>	71
II. 3. 6. 6. <i>Rendement mécanique de la propulsion</i>	73
II. 3. 7. <i>Pathologies et fauteuil roulant manuel</i>	74
II. 4. Conclusion	80
III. Etude 1. Déplacement en fauteuil roulant manuel : Habitudes et difficultés chez une population de sujets paraplégiques	81
III. 1. Matériel et méthodes	82
III. 1. 1. Sujets	82
III. 1. 2. Protocole.....	82
III. 1. 3. Analyse des données.....	84
III. 2. Résultats	85
III. 2. 1. Caractéristiques de la population.....	85
III. 2. 2. Raisons de l'inactivité socioprofessionnelle des sujets	86
III. 2. 3. Habitudes de déplacement des usagers de FRM	87
III. 2. 4. Difficultés de déplacement des sujets.....	89
III. 3. Discussion	91
III. 3. 1. Caractéristiques de la population.....	91
III. 3. 2. Raisons de l'inactivité socioprofessionnelle des sujets	93
III. 3. 3. Habitudes de déplacement des usagers de FRM	95
III. 3. 4. Difficultés de déplacement des sujets.....	97
III. 4. Conclusion	100
IV. Etude 2. Effets du dévers sur les astreintes cardio-respiratoires, musculaires et subjectives de sujets paraplégiques en fauteuil roulant manuel	102
IV. 1. Introduction	103
IV. 2. Matériel et méthodes	106
IV. 2. 1. Sujets	106
IV. 2. 2. Protocole expérimental.....	106
IV. 2. 2. 1. <i>Test d'effort sous-maximal sur ergocycle à bras</i>	107
IV. 2. 2. 2. <i>Test de propulsion sur piste</i>	108
IV. 2. 3. Variables mesurées.....	111
IV. 2. 3. 1. <i>Variables cardiaques</i>	111
IV. 2. 3. 2. <i>Variables respiratoires</i>	112
IV. 2. 3. 3. <i>Variables musculaires</i>	114
IV. 2. 3. 4. <i>Variable subjective</i>	116
IV. 2. 4. Analyse des données	116
IV. 3. Résultats	120
IV. 3. 1. Caractéristiques des sujets.....	120
IV. 3. 2. Test d'effort sous maximal sur ergocycle à bras	122
IV. 3. 2. 1. <i>Conditions expérimentales</i>	122

IV. 3. 2. 2. <i>Décours temporel</i>	122
IV. 3. 2. 3. <i>Relations entre les variables physiques et physiologiques</i> ..	123
IV. 3. 2. 4. <i>Rendement énergétique</i>	125
IV. 3. 2. 5. <i>Adaptations ventilatoires à l'effort</i>	125
IV. 3. 2. 6. <i>Evaluations subjectives</i>	127
IV. 3. 3. <i>Test de propulsion sur piste</i>	128
IV. 3. 3. 1. <i>Conditions expérimentales</i>	128
IV. 3. 3. 2. <i>Astreintes cardiaques</i>	129
IV. 3. 3. 3. <i>Astreintes énergétiques</i>	130
IV. 3. 3. 4. <i>Astreintes subjectives</i>	131
IV. 3. 3. 5. <i>Astreintes musculaires</i>	132
IV. 3. 3. 6. <i>Evolutions comparées entre les astreintes cardiaques, énergétiques et subjectives</i>	136
IV. 4. Discussion	138
IV. 4. 1. <i>Test d'effort sous maximal sur ergocycle à bras</i>	138
IV. 4. 2. <i>Test de propulsion sur piste</i>	145
IV. 4. 2. 1. <i>Méthodologie</i>	145
IV. 4. 2. 2. <i>Caractéristiques de la population</i>	147
IV. 4. 2. 3. <i>Astreintes cardiaques, énergétiques et subjectives</i>	149
IV. 4. 2. 4. <i>Astreintes musculaires</i>	150
IV. 4. 2. 5. <i>Comparaison des astreintes cardiaques et énergétiques aux données de la littérature</i>	152
IV. 4. 2. 6. <i>Proposition de modèles d'astreintes</i>	155
IV. 5. Conclusion	157
V. Conclusion générale	159
VI. Références bibliographiques	162
VII. Annexes	187
Annexe 1. <i>Questionnaire de l'étude 1</i>	188
Annexe 2. <i>Courrier joint au questionnaire (étude 1)</i>	192
Annexe 3. <i>Lettre d'information destinée au sujet (étude 2)</i>	193
Annexe 4. <i>Formulaire de consentement destiné au sujet (étude 2)</i>	195
Annexe 5. <i>Avis du Comité de Protection des Personnes (CPP) Est III (étude 2)</i> . 196	
Annexe 6. <i>Avis de l'agence française de sécurité sanitaire des produits de santé (AFSSAPS) (étude 2)</i>	198
Annexe 7. <i>Formulaire de l'examen médical (étude 2)</i>	199
Annexe 8. <i>Fiche 'sujet' (étude 2)</i>	200
VIII. Liste des publications et des communications	204
Article soumis à ' <i>Applied Ergonomics</i> '	206

Glossaire

AFSSAPS : Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé.

AGEFIPH : Association de gestion du fonds pour l'insertion professionnelle des personnes handicapées.

APF : Association des paralysés de France.

APS : Activités physiques et/ou sportives.

ARC : Arc de cercle.

ASIA: American spinal injury association.

BB : Biceps brachii.

BTPS : Body temperature pressure and saturated.

CCA : Coût cardiaque absolu.

CCR : Coût cardiaque relatif.

CER : Coût énergétique relatif.

CEm : Coût énergétique du déplacement par mètre.

CEmkg : Coût énergétique du déplacement par mètre et par kilogramme.

CIF : Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé.

CIH : Classification internationale des handicaps.

CIM : Classification internationale des maladies.

CNAMTS : Caisse nationale de l'assurance maladie des travailleurs salariés.

COTOREP : Commissions techniques d'orientation et de reclassement professionnel.

CPP : Comité de protection des personnes.

CTNERHI : Centre technique national d'études et de recherches sur les handicaps et les inadaptations.

cVO₂ : Coût d'oxygène.

D : Dévers.

DA : Deltoidus anterior.

DP : Deltoidus posterior.

DaVO₂ : Différence artérioveineuse en oxygène.

DLOP : Double boucle à propulsion supérieure.

EC : Extensor carpi.

EMG : Activité électrique musculaire.

EMG_{Fmax} : Activité électrique musculaire mesurée lors d'un effort isométrique maximal.

EMGm : Activité électrique musculaire mesurée lors des tests.

EMGmax : Activité électrique musculaire maximale.

EMGmoy : Activité électrique musculaire moyenne.

EMGr : Activité électrique musculaire mesurée au repos.

EPCT : Extra pulsations cardiaques thermiques.

ET : Ecart-type.

FC : Fréquence cardiaque.

FCmax : Fréquence cardiaque maximale.

FCr : Fréquence cardiaque de réserve.

FECO₂ : Fraction de dioxyde de carbone.

FEO₂ : Fraction de dioxygène.

Fmax : Force maximale.

FR : Fauteuil roulant.

FRE : Fauteuil roulant électrique.

FRM : Fauteuil roulant manuel.

HRA : Hyperréflexivité autonome.

ICF: International classification of functioning disability and health.

ICIDH: International classification of impairments, disabilities and handicaps.

IMC : Indice de masse corporelle.

INRS : Institut national de recherche et de sécurité.

INSEE : Institut national de la statistique et des études économiques.

INSERM : Institut national de la santé et de la recherche médicale.

IRR : Institut régional de médecine physique et de réadaptation.

k : Equivalent énergétique de l'oxygène.

LD : Latissimus dorsi.

M : Coût énergétique du pédalage.

Nl : Niveau lésionnel.

NSCISC: National spinal cord injury statistical center.

NWAA : National wheelchair athletic association.

OETH : Obligation d'emploi de travailleurs handicapés.

OMS : Organisation mondiale de la santé.

P : Poids.

Pa : Pression artérielle.

PD : Muscles propulseurs dominants.

PM : Pectoralis major.

PND : Muscles propulseurs non dominants.

Pp : Puissance de pédalage.

PPH : Processus de production du handicap.
QC : Débit cardiaque.
QR : Quotient respiratoire.
R : Rendement mécanique brut.
RD : Muscles rétracteurs dominants.
Rf : Fréquence respiratoire.
RND : Muscles rétracteurs non dominants.
Rnet : Rendement énergétique net du pédalage.
RPE : Ratings of perceived exertion.
rpm : Rotations par minute.
RQTH : Reconnaissance de la qualité de travailleur handicapé.
SC : Semi circulaire.
SIMH : Système d'identification et de mesure du handicap.
SLOP : Simple boucle à propulsion supérieure.
SNA : Système nerveux autonome.
STPD : Standard temperature pressure and dry.
TB : Triceps brachii.
TM : Trapezius medialis.
ua : Unité arbitraire.
V : Vitesse de déplacement.
Vc : Vitesse de confort.
VCO₂ : Production de dioxyde de carbone.
VE : Volume ventilé.
VES : Volume d'éjection systolique.
VE/VO₂ : Equivalent ventilatoire en oxygène.
Vi : Vitesse imposée.
VO₂ : Consommation d'oxygène.
VO₂exercice : Consommation d'oxygène à l'exercice.
VO₂max : Consommation maximale d'oxygène.
VO₂repos : Consommation d'oxygène au repos.
Vt : Volume courant.
W : Watts.
WHO: World health organization.

Liste des figures

Figure 1. Modèle conceptuel de Nagi (1965).....	30
Figure 2. Classification internationale des handicaps (OMS et coll., 1988).....	31
Figure 3. Handicap de situation (Minaire, 1983).....	33
Figure 4. Système d'identification et de mesure du handicap (Hamonet et Magalhaes, 2001).....	34
Figure 5. Processus de production du handicap (Fougeyrollas et coll., 1998).....	35
Figure 6. Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (OMS, 2001).....	37
Figure 7. Système nerveux central.....	40
Figure 8. Colonne vertébrale.....	41
Figure 9. Niveaux vertébraux et médullaires métamériques (Désert, 2002).....	41
Figure 10. Moelle épinière.....	42
Figure 11. Système nerveux autonome.....	43
Figure 12. Classification neurologique standard des lésions médullaires (ASIA).....	45
Figure 13. Vase représentant un lit à roulettes (530 avant JC).....	52
Figure 14. Gravure chinoise d'un fauteuil à roues (525 avant JC).....	52
Figure 15. Fauteuil à roulettes de Philippe II de Hasbourg (1595).....	52
Figure 16. Fauteuil roulant à manivelles inventé par Stephan Farfler (1655).....	53
Figure 17. Fauteuil roulant autonome à 3 roues de John Dawson (1783).....	53
Figure 18. Fauteuil à tourniquets de Georges Couthon (1791).....	53
Figure 19. Premier fauteuil roulant moderne à propulsion manuelle inventé par Herbert A. Everest et Harry C. Jennings (1933).....	54
Figure 20. Fauteuil roulant à propulsion manuelle standard.....	56
Figure 21. Fauteuil roulant manuel pour sujets hémiplegiques.....	56
Figure 22. Fauteuil roulant manuel à levier pendulaire.....	56
Figure 23. Fauteuil roulant manuel de confort.....	57
Figure 24. Fauteuil roulant manuel actif.....	57

Figure 25. Fauteuil roulant de tennis.....	57
Figure 26. Fauteuil roulant d'athlétisme.....	57
Figure 27. Handbike.....	58
Figure 28. „Freestyle’ en fauteuil roulant.....	58
Figure 29. Principaux éléments constitutifs d'un fauteuil roulant manuel standard.....	58
Figure 30. Le cycle de propulsion (Vanlandewijck et coll., 2001) (début de la phase de poussée (HC), fin de la phase de poussée (HR), vertex de la main courante (0°), angle de la phase de poussée (PA), angle d'attaque (SA), angle de lâcher (EA)).....	67
Figure 31. Les différents styles de propulsion (Boninger et coll., 2002) (A : semi circulaire (SC), B : simple boucle à propulsion supérieure (SLOP : „single looping over propulsion’), C : double boucle à propulsion supérieure (DLOP : „double looping over propulsion’), D : en arc de cercle (ARC)).....	68
Figure 32. Pattern d'activation musculaire du membre supérieur lors de la propulsion en FRM chez des sujets blessés médullaires selon le niveau lésionnel : paraplégie basse ; paraplégie haute ; tétraplégie C7-C8 ; tétraplégie C6 (Mulroy et coll., 2004).....	71
Figure 33. Tendinite de la coiffe des rotateurs de l'épaule.....	78
Figure 34. Le syndrome du canal carpien.....	78
Figure 35. Situations socioprofessionnelles de la population d'étude.....	85
Figure 36. Situations socioprofessionnelles actuelles des sujets en emploi avant l'accident.....	86
Figure 37. Raisons principales de sortir du domicile. Les résultats (en %) sont présentés pour 3 groupes : population d'étude, sujets en emploi et sujets inactifs.....	87
Figure 38. Modes de déplacement privilégiés à l'extérieur par la population d'étude.....	88
Figure 39. Autonomie de la population d'étude selon les moyens de transport empruntés....	88
Figure 40. Déplacement sur trottoirs : évaluation des contraintes (moyennes et erreurs standards de la gêne occasionnée par 7 contraintes potentielles de déplacement sur trottoirs, évaluée sur une échelle graduée de 0 à 10, avec 0 : aucune influence et 10 : influence maximale, par 2 groupes : sujets en emploi et sujets inactifs. * indique une différence significative avec les sujets en emploi ($p < 0,05$)).....	90
Figure 41. Pesée des sujets.....	107
Figure 42. Test d'effort sous-maximal sur ergocycle à bras (Upper body cycle, Kardiomed®).....	108

Figure 43. Exercices de force maximale : évaluation du biceps brachii (a) et du pectoralis major (b).....	109
Figure 44. Piste spécifique pour fauteuil roulant.....	109
Figure 45. Conditions de dévers de la piste : 0, 2, 8 et 12 (%).....	110
Figure 46. Système télémétrique Cosmed K4b ² ®	112
Figure 47. Equipement du sujet pour l'enregistrement de l'activité électrique musculaire. Huit muscles sont étudiés de chaque côté : extensor carpi (EC), biceps brachii (BB), deltoïdus anterior (DA), pectoralis major (PM), triceps brachii (TB), deltoïdus posterior (DP), trapezius medialis (TM), latissimus dorsi (LD). Une électrode de référence (masse) est située au niveau de l'acromion. La ceinture permet d'enregistrer la fréquence cardiaque.....	115
Figure 48. Echelle rating of perceived exertion (RPE) de Borg (1998).....	116
Figure 49. Evolution sur l'ensemble du test de la consommation d'oxygène (VO ₂), du coût cardiaque absolu (CCA), du quotient respiratoire (QR) et de l'équivalent ventilatoire de l'oxygène (VE/VO ₂). Les séquences 3 à 5 correspondent à la période de repos avant le test. Les séquences 5 à 10 correspondent à la période de pédalage (zone grisée). La durée pour les périodes de repos et de pédalage est en quintile de la durée totale pour chaque période afin de superposer les résultats de tests de durées différentes. Pour la période de récupération, la durée est en minutes (1 à 10).....	123
Figure 50. Evolutions du coût d'oxygène (cVO ₂) (a) et du coût cardiaque absolu (CCA) (b) en fonction des puissances de pédalage (Pp). Les droites de régression, les valeurs moyennes et les intervalles de confiance pour chaque puissance sont présentés en bleu pour les sujets à lésion „basse’ et en rouge pour ceux à lésion „haute’	124
Figure 51. Evolutions du VE (l.min ⁻¹), du Vt (l.cycle ⁻¹) et de Rf (cycle.min ⁻¹) en fonction des Pp (25 à 75 W) pour les sujets à lésion „basse’ (en bleu) et ceux à lésion „haute’ (en rouge).....	126
Figure 52. Evaluations subjectives. Scores moyens et intervalles de confiance de la perception générale de l'effort (RPE) aux dévers de 0 et 2 % des sujets à lésion „haute’ (en rouge) et de ceux à lésion „basse’ (en noir).....	131
Figure 53. Décours temporel pour un sujet à lésion „basse’, à vitesse imposée à 0 et à 12 % de dévers. Les verticales en rouge indiquent le début et la fin de la phase de poussée dans un cycle de propulsion.....	132
Figure 54. Valeurs moyennes (en %) des 16 EMG dominants (D) et non dominants (ND), toutes vitesses, dévers et niveaux lésionnels confondus. Résultats des EMG _{moy} en bleu et des EMG _{max} en rouge. Pour des raisons de clarté, les intervalles de confiance ne sont pas présentés.....	133

-
- Figure 55. Valeurs moyennes (en %) des 4 groupes d'EMG, propulseurs dominants (PD) et non dominants (PND), rétracteurs dominants (RD) et non dominants (RND), toutes vitesses, dévers et niveaux lésionnels confondus. Résultats des EMGmoy en bleu et des EMGmax en rouge.....134
- Figure 56. EMGmax : valeurs moyennes et intervalles de confiance pour les 4 groupes musculaires (propulseurs dominants (PD) et non dominants (PND), rétracteurs dominants (RD) et non dominants (RND)), et pour chacun des 4 dévers : 0 % (bleu), 2 % (vert), 8 % (jaune) et 12 % (rouge).....134
- Figure 57. Valeurs moyennes et intervalles de confiance des EMGmax pour les 4 groupes musculaires (propulseurs dominants (PD) et non dominants (PND), rétracteurs dominants (RD) et non dominants (RND)) aux 4 conditions de dévers (0, 2, 8 et 12 %).....135
- Figure 58. Valeurs moyennes et intervalles de confiance des EMGmax pour les 4 groupes musculaires (propulseurs dominants (PD) et non dominants (PND), rétracteurs dominants (RD) et non dominants (RND)) pour les sujets à lésion „basse’ (en bleu) et ceux à lésion „haute’ (en rouge), sur un sol plat (0 %) et aux dévers cumulés de 8 et 12 %.....136
- Figure 59. Astreintes moyennes et écarts-types aux 4 dévers et pour les 2 vitesses (symboles pleins pour V_i et vides pour V_c). Les résultats sont présentés pour le coût cardiaque absolu (CCA, en bpm), le coût d'oxygène (cVO_2 , en $ml.kg^{-1}.min^{-1}$) et l'astreinte subjective générale (RPE, en ua). Les équations des modèles d'astreinte proposés (§ IV. 4. 2. 6.) sont représentées.....137
- Figure 60. Evolution de la VO_{2max} en fonction du niveau lésionnel selon la classification de la NWAA. Valeurs moyennes et intervalles de confiance.....142

Liste des tableaux

Tableau 1. Muscles respiratoires et niveaux métamériques.....	48
Tableau 2. Les réglages d'un fauteuil roulant manuel.....	60
Tableau 3. Prévalence des troubles musculo-squelettiques du membre supérieur chez les sujets blessés médullaires usagers de fauteuil roulant manuel : revue de la littérature.....	77
Tableau 4. Répartition selon la déficience pour l'ensemble des sujets se déplaçant en FR et pour les sujets se déplaçant en FRM sans aide.....	83
Tableau 5. Inactivité socioprofessionnelle des sujets : les raisons et leur influence (moyennes et écarts-types (ET) évalués sur une échelle graduée de 0 à 10, avec 0 : aucune influence et 10 : influence maximale. * indique une différence significative entre „Trajet domicile-travail compliqué' et „Fatigabilité due à la déficience' et entre „Capacités de travail actuelles incompatibles avec vos qualifications initiales' et toutes les autres propositions ($p < 0,05$)).....	86
Tableau 6. Limitations des sorties des sujets : les raisons et leur influence (moyennes et écarts-types (ET) évalués sur une échelle graduée de 0 à 10, avec 0 : aucune influence et 10 : influence maximale, par 3 groupes : population d'étude, sujets en emploi et sujets inactifs. * indique une différence significative avec les sujets en emploi ($p < 0,05$)).....	89
Tableau 7. Moyennes, écarts-types (ET) et valeurs extrêmes des caractéristiques anthropométriques, fonctionnelles ainsi que du niveau et de l'ancienneté de la lésion des 25 hommes paraplégiques.....	120
Tableau 8. Force maximale (Fmax) et écart-type (ET), en dN, des 16 muscles analysés pour les côtés dominant (D) et non dominant (ND). La dernière colonne indique les valeurs des Fmax lorsqu'une différence significative existe entre les 2 niveaux lésionnels (Le 1 ^{er} chiffre indique la Fmax des sujets à lésion „basse' et le 2 nd indique celle des sujets à lésion „haute' ; p est la significativité).....	121
Tableau 9. Valeurs d'ordonnées à l'origine (a) et de pentes (b) des droites de régression pour le coût d'oxygène (cVO_2) et le coût cardiaque absolu (CCA) en fonction de Pp selon le niveau lésionnel.....	125
Tableau 10. Valeurs moyennes et écarts-types du volume courant (V_t , en $l \cdot \text{min}^{-1}$) et de la fréquence respiratoire (R_f , en $\text{cycle} \cdot \text{min}^{-1}$) aux puissances de pédalage (Pp) $<$ à 45 W et à la puissance de 75 W pour les sujets à lésion „basse' et ceux à lésion „haute'.....	126
Tableau 11. Dévers de la piste : valeurs théoriques et valeurs mesurées. Les valeurs mesurées présentées sont les moyennes (%) et les écarts types entre parenthèses, de 42 mesures réalisées pour chaque condition de dévers (0, 2, 8 et 12 %).....	128
Tableau 12. Astreintes cardiaques moyennes : fréquence cardiaque (FC), coût cardiaque absolu (CCA) et coût cardiaque relatif (CCR) pour les 2 conditions de vitesse (imposée (V_i) et confort (V_c), en $m \cdot s^{-1}$) et les 3 conditions de dévers (0/2, 8 et 12 %).....	129

Tableau 13. Astreintes énergétiques moyennes : consommation d'oxygène (VO_2), coût énergétique par mètre et par kg (CEmkg) et coût énergétique relatif (CER) pour les 2 conditions de vitesse (imposée (V_i) et confort (V_c), en $m.s^{-1}$) et les 3 conditions de dévers (0/2, 8 et 12 %).....	130
Tableau 14. Résultats d'études évaluant la VO_{2max} . Le tableau comporte l'auteur principal de l'étude, l'année de publication, le nombre et le genre (1 = h ; 2 = f) des sujets, leur poids moyen (kg), le niveau lésionnel en référence à la classification de la National Wheelchair Athletic Association (NWAA), la VO_{2max} ($l.min^{-1}$ et $ml.kg^{-1}.min^{-1}$), le VE ($l.min^{-1}$), la FC maximale (bpm), la puissance maximale (P_{max} , en W), le niveau d'activité des sujets (1 = athlète ; 2 = actif ; 3 = sédentaire ; 4 = inactif ; 5 = autre (âgé)) et le mode d'exercice (ergocycle à bras = 1 ; ergomètre = 2).....	140
Tableau 15. Valeurs moyennes et intervalles de confiance entre parenthèses de la VO_{2max} en fonction du niveau d'activité des sujets et du niveau lésionnel (classification NWAA).....	142
Tableau 16. Comparaison des astreintes physiologiques du déplacement en FRM sur un sol plat aux données de la littérature. Pour chaque étude sont indiqués le nombre de sujets, la vitesse de déplacement et les coûts cardiaque (CCA, en bpm), d'oxygène (cVO_2 , en $ml.kg^{-1}.min^{-1}$) et énergétique par mètre et par kilogramme de poids du sujet (CEmkg, en $J.m^{-1}.kg^{-1}$).....	153

I. Introduction générale

Le travail est structurant pour l'Homme.

Les valeurs qui lui sont attribuées sont nombreuses.

L'accès, le maintien et le retour à l'emploi des personnes handicapées constituent un enjeu de société majeur.

Les bénéfices de l'activité professionnelle peuvent être majorés pour les personnes en situation de handicap. Le travail est une source de valorisation personnelle, un moyen d'insertion sociale (Ville, 1999). Il favorise l'échange relationnel et participe au développement de l'identité personnelle (Meade et coll., 2011). L'activité professionnelle améliore la qualité de vie (Lin et coll., 1997), le montant des revenus pouvant même augmenter l'espérance de vie (Krause et coll., 2011). Plus d'un français sur quatre déclare que le travail est une composante importante du bonheur (Baudelot et Gollac, 1997). „Le travail est indispensable au bonheur de l'homme ; il l'élève, il le console ; et peu importe la nature du travail, pourvu qu'il profite à quelqu'un : faire ce qu'on peut, c'est faire ce qu'on doit" (Dumas fils). Pour la société, il est une condition de pleine citoyenneté suscitant la reconnaissance d'autrui (Lenne-Aurier et Dutil, 1998). Les bénéfices de l'emploi ne se résument donc pas à la sphère économique mais s'étendent aux dimensions sociales et psychologiques (Schur, 2002). Le travail est un facteur déterminant dans la construction du projet de vie de chacun. Il permet à toute personne d'occuper une place dans la société, d'occuper sa place.

Fournir un travail décent aux personnes atteintes d'une déficience et préserver leur santé a un sens. Les pouvoirs publics en prennent conscience. En 1957, une politique d'intégration professionnelle en faveur des personnes handicapées est initiée. La loi Gazier fixe les principes généraux de reclassement professionnel. Le terme „travailleur handicapé" fait son apparition. Cette politique d'intégration est poursuivie par la loi d'orientation en faveur des personnes handicapées adoptée le 30 juin 1975. Cette loi crée les commissions techniques d'orientation et de reclassement professionnel (COTOREP), qui statuent sur la reconnaissance de la qualité de travailleur handicapé (RQTH) et sur l'orientation des personnes en milieu ordinaire de travail ou en milieu protégé. Un quota d'emploi obligatoire de 3 % de travailleurs handicapés en milieu ordinaire est fixé. Les gouvernements et les lois se succèdent. En 1987, le législateur renforce cette obligation avec la loi du 10 juillet en faveur de l'emploi des travailleurs handicapés. Les entreprises d'au moins 20 salariés doivent compter au minimum 6 % de travailleurs handicapés dans leur effectif total. Cependant, „il reste beaucoup à faire pour que notre société remplisse ses devoirs à l'égard des personnes handicapées". C'est ainsi que

le Président de la République Française, Jacques Chirac, commenta le rapport de la Cour des comptes paru au début de l'année 2003 (Schnitzler et coll., 2006). Le 11 février 2005, la loi pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées est votée (Loi handicap, 2005). Elle fut l'une des priorités quinquennales du gouvernement. En matière d'insertion professionnelle, cette loi réaffirme l'obligation d'emploi de travailleurs handicapés (OETH), la rend plus incitative et l'étend à de nouvelles catégories de personnes en situation de handicap : les bénéficiaires de la RQTH, les titulaires d'une pension d'invalidité et les personnes souffrant d'une incapacité permanente d'au moins 10 % suite à un accident de travail ou à une maladie professionnelle. Cette ouverture vise à favoriser l'insertion des personnes handicapées en milieu ordinaire de travail. La loi de 2005 réaffirme ainsi la place essentielle de l'insertion professionnelle au sein d'une politique d'intégration du handicap en constante évolution. Cette politique volontariste est préférée à une politique de mise à l'écart ou d'assistance qui ne propose que des solutions „allocataires’ aux personnes en situation de handicap. Par ailleurs, sur la période 2009-2012, la caisse nationale de l'assurance maladie des travailleurs salariés (CNAMTS) s'engage sur le maintien dans l'emploi ou la prévention de la désinsertion professionnelle des personnes qui présentent un risque (CNAMTS, 2009).

S'intéresser à l'insertion professionnelle des personnes handicapées et à leur santé au travail suggère a priori de préciser les contours de cette population. Selon l'enquête „Santé, Handicap et Travail’, complémentaire à l'enquête „Emploi’ menée par l'institut national de la statistique et des études économiques (INSEE) en 2007, la population totale en âge de travailler (15 à 64 ans) vivant en domicile ordinaire compte 39,4 millions de personnes. Parmi cette population, 6,5 millions de personnes déclarent un problème de santé de plus de six mois et des difficultés importantes dans les déplacements et/ou dans les activités quotidiennes. Parmi ces 6,5 millions de personnes, 5,5 indiquent un problème de santé de plus de six mois et des difficultés importantes qui limitent leur capacité de travail en termes de quantité et de nature de travail, ou pour effectuer le trajet domicile-travail. Et 1,8 million d'entre eux peuvent potentiellement bénéficier de l'OETH au titre de la reconnaissance administrative du handicap (Nguyen et Ulrich, 2008).

En 2007, le taux d'activité des personnes reconnues handicapées par l'administration est très nettement inférieur à celui de l'ensemble de la population en âge de travailler : 44 % contre 71 %. Le taux de chômage des personnes handicapées est de 19 %, le double de celui rapporté pour l'ensemble de la population (Nguyen et Ulrich, 2008). Le marché de l'emploi est souvent hostile aux différences. Pourtant, 93 % des employeurs ayant recruté un collaborateur

handicapé sont satisfaits. Ils les jugent aussi compétents, motivés, et même plus stables dans l'emploi (Sondage Harris, 2005).

L'intégration professionnelle des personnes en situation de handicap est croissante. De 1987 à 2006, le nombre annuel d'embauches est passé de 7 000 à 111 000 (AGEFIPH, 2006). Mais c'est encore insuffisant. Les démarches engagées doivent être poursuivies.

Malgré cette dynamique d'intégration professionnelle qui a permis de remarquables avancées, un grand nombre de personnes handicapées ne parvient toujours pas à s'inscrire dans un projet professionnel et se retrouve exclu du monde du travail.

Parmi cette population, des femmes et des hommes sont dans l'impossibilité de marcher et n'ont d'autre choix que d'utiliser un fauteuil roulant (FR) au quotidien pour se déplacer.

En France, la population d'usagers de FR est estimée à 361 500 personnes : 206 000 vivent en domicile ordinaire et 155 500 vivent en institution. La prévalence nationale de l'usage du FR est de 59 personnes pour 10 000 habitants pour le fauteuil roulant manuel (FRM) et de 5,4 pour 10 000 habitants pour le fauteuil roulant électrique (FRE) (Vignier et coll., 2008). Ces chiffres issus des enquêtes nationales „Handicaps-Incapacités-Dépendance” permettent d'estimer la population d'usagers de FRM vivant à domicile à près de 200 000 personnes, parmi lesquelles environ 60 000 sont en âge de travailler (Goillot et Mormiche, 2002).

Quid de l'intégration professionnelle de ces personnes en FR ?

Une revue de littérature rapporte que 11,5 à 74 % des blessés médullaires en âge de travailler occupent un emploi (Lidal et coll., 2007). Les valeurs indiquées présentent un écart important, qui s'explique par les caractéristiques des sujets inclus dans les différentes études : l'âge, le sexe, l'âge de survenue de la déficience, le niveau lésionnel, le degré d'indépendance fonctionnelle... et l'antériorité du traumatisme de ces usagers de FR. En effet, le taux d'activité professionnelle de sujets qui ont subi une lésion médullaire depuis une année environ est beaucoup plus bas, de l'ordre de 11,5 % (Murphy et Young, 2005), alors qu'il est de 74 % pour des blessés médullaires ayant acquis cette déficience depuis près de 20 ans (Crewe, 2000). D'autre part, parmi les personnes qui exerçaient une activité professionnelle avant leur traumatisme médullaire, 33 à 79 % ne retravaillent plus après leur accident (Lidal et coll., 2007). De la même façon, l'écart entre ces 2 pourcentages s'explique par les caractéristiques des sujets inclus dans les études. Cependant, il convient de préciser un élément important. Parmi les sujets qui retournent au travail, peu d'entre eux exercent la même activité professionnelle après leur accident (Krause, 2003). En effet, la formation

initiale du sujet et l'activité professionnelle exercée avant le traumatisme ne sont pas toujours compatibles avec la déficience acquise et l'usage du FR. La majorité des individus exerce une profession moins physique (Tomassen et coll., 2000).

Le retour à l'emploi est le 1^{er} marqueur d'une réinsertion réussie (Krause, 2001). Le processus de réadaptation vise à améliorer l'indépendance fonctionnelle des patients (Kennedy et coll., 2011). Et bien que la réinsertion professionnelle soit l'un des objectifs majeurs de la réadaptation (Krause, 1992 ; Noreau et coll., 1999), le retour à l'emploi n'est pas systématique. Les usagers de FRM en âge de travailler rencontrent à l'évidence de réelles difficultés d'intégration professionnelle.

Des facteurs personnels et environnementaux sont influents, voire déterminants dans la non-intégration ou la désinsertion professionnelle des personnes qui se déplacent en FR. Ces facteurs sont bien identifiés chez les sujets blessés médullaires : l'âge, le sexe, la race, le statut marital, l'état psychologique, l'âge de survenue de la déficience (Valtonen et coll., 2006), la santé et les limitations physiques, la sévérité de la lésion, le niveau d'éducation (Krause et coll., 2012), le manque d'expérience professionnelle, la discrimination des employeurs, la perte de bénéfices, l'environnement et les barrières architecturales, les contraintes de transport et de déplacement (Fougeyrollas et coll., 2002 ; Anderson et coll., 2007 ; Lidal et coll., 2007).

Symbole de la condition des personnes en situation de handicap, le FRM permet aux individus privés de l'usage de leurs membres inférieurs d'acquérir une indépendance fonctionnelle ; l'indépendance étant un facteur discriminant entre les usagers les plus satisfaits de leur vie et ceux qui le sont moins (Van Leeuwen et coll., 2011). Le FR est essentiel dans le processus de réintégration des blessés médullaires (Noreau et Fougeyrollas, 2000 ; Sherer et Cushman, 2001). Il influence fortement l'activité des usagers (Wee et Lysaght, 2009). Et la capacité de se déplacer en toute autonomie peut faciliter la participation sociale de cette population (Bazzi-Grossin et coll., 1995 ; Carlson et Myklebust, 2002 ; Kilkens et coll., 2005). Néanmoins, des blessés médullaires perçoivent le FR comme le facteur le plus significatif limitant la participation, au-delà même de la déficience (Chaves et coll., 2004).

Les personnes lourdement handicapées, avec des capacités fortement diminuées, apprécient encore davantage de pouvoir effectuer en toute autonomie les activités simples de la vie courante : se rendre à la boulangerie, chez le marchand de journaux ou à la poste...Ce désir d'autonomie ne doit pas relever du défi. D'autre part, dans un souci de santé publique, il faut

encourager les personnes en situation de handicap à l'exercice, à sortir, à se déplacer... Et l'activité quotidienne des sujets en emploi est plus élevée que celle de leurs homologues sans emploi (Krause, 1992 ; Oyster et coll., 2011). L'activité, qu'elle soit physique ou professionnelle, permet de lutter contre les risques de morbidité liés à la sédentarité. A titre d'exemple, l'obésité, caractérisée par un indice de masse corporelle (IMC) supérieur à 30 kg.m⁻², concerne environ 25 % des sujets blessés médullaires (Stenson et coll., 2011). Leur masse grasse est de 8 à 18 % supérieure à celle de la population valide (Buchholz et Bugaresti, 2005). Mais encore faut-il que les conditions matérielles de ces déplacements n'en fassent pas une course d'obstacles : bordures de trottoirs infranchissables, voitures en stationnement sauvage, poubelles au milieu des trottoirs, inclinaisons des cheminements, revêtements de sol accidentés...

En FRM, le déplacement s'avère être relativement complexe. Les usagers doivent faire face aux exigences imposées. Pourtant, la possibilité d'effectuer en toute autonomie le trajet domicile-travail et/ou de se déplacer sans difficulté sur le lieu de travail est déterminante dans le choix d'exercer ou non une activité professionnelle. A elles seules, les contraintes de déplacement suffisent à démotiver les sujets sans activité professionnelle (Chan et Man, 2005).

La propulsion en FRM est un mode de déplacement contraignant. Elle sollicite de façon intensive, répétée et prolongée les muscles des membres supérieurs et du tronc, lesquels n'étant pas entraînés à ce type d'effort (Bazzi-Grossin et coll., 1995). Or, le tronc et les membres supérieurs des usagers ont une capacité de travail limitée en raison d'une masse musculaire active réduite, ce qui conduit à des contraintes mécaniques et énergétiques relativement élevées (Hjeltnes et Vokac, 1979 ; Hjeltnes, 1986 ; Janssen et coll., 1994 ; Janssen et coll., 1997). D'autre part, le rendement mécanique de la propulsion en FRM est faible : il se situe couramment entre 2 et 10 % (Van der Woude et coll., 1986 ; Hadj Yahmed et coll., 1987 ; De Groot et coll., 2005). Un environnement inadapté amplifie par ailleurs les contraintes initiales de la propulsion (Meyers et coll., 2002 ; Hurd et coll., 2008 ; Collins et coll., 2010). Les déplacements ordinaires pouvant s'avérer pénibles dans leurs aspects strictement matériels (Enaux et coll., 2011).

L'ensemble de ces contraintes peut dégrader l'état de santé des personnes qui se déplacent en FRM et augmenter le risque de troubles musculo-squelettiques. La littérature rapporte une prévalence des traumatismes de l'épaule comprise entre 30 et 73 % pour des sujets

paraplégiques en FRM (Pentland et Twomey, 1991 ; Ballinger et coll., 2000 ; Mercer et coll., 2006). Parmi ces traumatismes, les lésions de la coiffe des rotateurs sont les plus fréquentes. Elles concernent environ 30 % des sujets paraplégiques, qu'ils soient sportifs (Burnham et coll., 1993) ou non (Bayley et coll., 1987). L'occurrence moyenne étant de 13 ans après le traumatisme médullaire (Bayley et coll., 1987).

La mobilité est un élément déterminant dans la vie quotidienne de tout individu. Cependant, les usagers de FRM, présentant des aptitudes physiques plus ou moins altérées, ne sont pas tous en capacité de répondre aux exigences de la propulsion. En conséquence, un trajet domicile-travail et/ou des déplacements sur le lieu de travail trop difficiles fragilisent le processus d'intégration professionnelle des usagers. Ainsi s'accroît une population allocataire inactive, à risque d'altération de santé accru, pour laquelle la marginalisation s'accroît...

L'intégration professionnelle des usagers de FRM est essentielle, à la fois pour les personnes, mais également pour la société. Cependant, les freins à l'emploi sont nombreux : le déplacement en fait partie...

L'objectif de ce travail est d'approfondir la connaissance des contraintes de déplacement limitant l'intégration professionnelle des usagers de FR en menant 2 études successives.

- Une 1^{ère} étude a pour objectifs d'identifier les habitudes de déplacement des usagers autonomes en FRM et de préciser leurs difficultés. Cette étude exploratoire devrait répondre aux interrogations suivantes : L'environnement est-il adapté aux sujets en FR ? Cette population est-elle autonome dans tous ses déplacements ? Quelles sont les raisons qui motivent les sorties de ces personnes, ou au contraire, existe-t-il des raisons les limitant ? Les usagers rencontrent-ils des gênes ou des obstacles spécifiques lors de leurs déplacements extérieurs ?
- Une 2^{ème} étude a pour objectif d'évaluer les astreintes physiologiques du dévers sur les usagers de FRM, contrainte évoquée comme particulièrement gênante par cette population dans la 1^{ère} étude. A ce jour, cette contrainte a été très peu étudiée. Les astreintes cardiaques, énergétiques, musculaires et subjectives seront analysées. A partir de modèles et de limites d'astreintes classiquement admises, des dévers acceptables pourront être recommandés. Les résultats de cette étude devraient également permettre de prendre en compte la réalité de cette contrainte afin d'instruire le travail des concepteurs de poste et d'environnement de travail. En outre, ces

données enrichiront les savoirs nécessaires à d'éventuelles révisions de normes ou de textes de lois relatifs aux voies de circulation, ainsi qu'à l'amélioration des FRM. Une meilleure compréhension de la locomotion en FRM dans des conditions dégradées pourrait également faciliter le choix des soignants dans l'élaboration de protocoles de rééducation fonctionnelle.

II. Cadre théorique

Cette analyse bibliographique précise les notions abordées dans le cadre de ce travail.

- ⇒ Une 1^{ère} partie s'intéresse à la notion de handicap, à son étymologie, aux modèles conceptuels existants dans ce domaine ainsi qu'aux diverses classifications proposées.
 - ⇒ Une 2^{nde} partie présente la déficience de la population d'étude : la lésion de la moelle épinière. Les troubles associés au traumatisme médullaire et les diverses adaptations à l'effort des sujets lésés sont également abordés.
 - ⇒ Une 3^{ème} partie décrit le fauteuil roulant manuel, retrace son évolution, précise les caractéristiques de la propulsion et les pathologies inhérentes.
 - ⇒ Une 4^{ème} partie propose une conclusion à ce cadre théorique.
-

II. 1. La notion de handicap

„Handicap’, „handicapé’, „personne handicapée’ ou plus récemment, „personne en situation de handicap’ sont des termes qui font aujourd’hui parti du langage commun. A l’image que la société se fait des personnes handicapées, le vocabulaire employé à l’égard de ces personnes évolue. La lecture historique des regards portés sur le différent, le difforme, l’anormal ou encore le monstre sont autant d’indicateurs de société sur la capacité à protéger ou à supprimer, à intégrer ou à exclure le plus faible ou le plus différent. La terminologie négative „infirmes’, „invalides’, „inadaptés’ qui stigmatise la personne et réduit son identité à cette seule caractéristique a fait place aux expressions „personne handicapée’ ou „personne en situation de handicap’ qui témoignent d’humanité, de respect et de reconnaissance. „Plus qu’un simple instrument de communication, le langage illustre la façon dont on se représente la réalité. Il n’est donc pas étonnant que les mots employés pour parler des personnes handicapées aient fait l’objet d’une remise en question parallèle à l’évolution de leur place dans la société’ (Fougeyrollas, 2002).

Le handicap se situe dans l’évolution sociale et culturelle de notre société. Le handicap en théorie, autour de concepts, émane d’un besoin sociétal... „ne serait-ce que pour reconnaître le handicap et établir un langage commun permettant d’échanger’ (Delcey, 2002). Cependant, „donner une définition du handicap sur laquelle tout le monde s’accorde semble impossible’ (Delcey, 2002).

Au cours des 30 dernières années, la notion de handicap a fait l’objet de vives controverses. L’objectif de cette partie est de présenter les divers concepts et autres courants de pensée qui se sont succédés, voire même juxtaposés, afin de mieux comprendre le modèle faisant référence aujourd’hui ; un modèle qui justifie pleinement l’intérêt d’étudier le déplacement d’usagers de fauteuil roulant manuel (FRM)... dans un environnement pouvant les mettre en situation de handicap...

II. 1. 1. Etymologie

Handicap est un terme emprunté à l’anglais, né de la contraction de l’expression „hand in cap’ signifiant „main dans le chapeau’. Ce mot apparaît pour la 1^{ère} fois dans la langue anglaise écrite, en 1660, sous la plume de Samuel Pepys. De passage dans une taverne londonienne, la

Mittem Tavern, Pepys découvre que ce terme est employé pour désigner une pratique bien particulière. Il s'agit d'un jeu d'échanges d'objets personnels de valeur inégale entre deux individus. Un arbitre est désigné pour évaluer la différence de valeur entre les deux objets. Lorsque le montant de cette différence est fixé, la somme d'argent correspondante est déposée dans un chapeau par l'acquéreur de l'objet le plus coûteux. L'équivalence des lots est ainsi assurée. Puis au XVIII^{ème} siècle, ce terme est anobli par le sport. Il est utilisé lors de courses de chevaux à „handicap”. Des longueurs ou des charges supplémentaires sont imposées aux meilleurs concurrents afin d'égaliser les chances de chacun. En 1827, le terme handicap traverse la Manche. Il fait son apparition en 1877 dans le dictionnaire de Littré. Repris par la littérature, il fait son entrée en 1913 dans le dictionnaire de l'académie française. Peu après la seconde guerre mondiale, la notion de handicap s'implante dans le vocabulaire médico-social et se substitue progressivement aux anciennes notions d'infirmité ou d'invalidité. La consécration du mot „handicap” a lieu en 1957, avec son entrée dans le droit français et la loi sur les travailleurs handicapés. La loi d'orientation de 1975 en faveur des personnes handicapées et la loi handicap de 2005 confortent cette reconnaissance (Ravaud et Mormiche, 2000 ; Hamonet 2003 ; Hamonet, 2006).

II. 1. 2. De la classification des causes de décès... à la classification internationale des handicaps

En 1893, Jacques Bertillon publie la classification des causes de décès, qui sera révisée de façon décennale jusqu'en 1938. En 1945, l'organisation mondiale de la santé (OMS) est créée et se voit confier la mise à jour de la classification de Bertillon. En 1948, cette 6^{ème} révision devient la classification statistique internationale des maladies, traumatismes et causes de décès. En plus de répertorier les causes de décès, cette classification s'intéresse à la morbidité. Elle a été conçue pour „permettre l'analyse systématique, l'interprétation et la comparaison des données de mortalité et de morbidité recueillies dans différents pays ou régions à des époques différentes’ (OMS, 1995). A ce jour, l'appellation complète est la classification statistique internationale des maladies et des problèmes de santé connexes mais elle est plus communément appelée classification internationale des maladies (CIM). Elle est la première référence terminologique officielle internationale en médecine et en épidémiologie. L'intérêt premier de ce modèle biomédical est la guérison.

Près de vingt ans plus tard, en 1965, le sociologue américain Saad Nagi présente les premiers travaux conceptuels dont l'objectif est de clarifier la terminologie et les concepts associés au phénomène handicapant (Nagi, 1965) (Figure 1). Nagi s'intéresse au processus de développement de l'incapacité. Le modèle établit une distinction entre la pathologie, la déficience, la limitation fonctionnelle et l'incapacité. Il contraste avec le modèle biomédical classique centré sur la pathologie et la guérison. La réadaptation étant principalement centrée sur les limitations fonctionnelles et les incapacités. Le concept d'incapacités étant lié aux conséquences sociales et par conséquent au handicap, et non aux déficiences et aux limitations. Il n'existe pas de relations causales linéaires entre les limitations fonctionnelles et l'impact social sur les activités et les rôles.

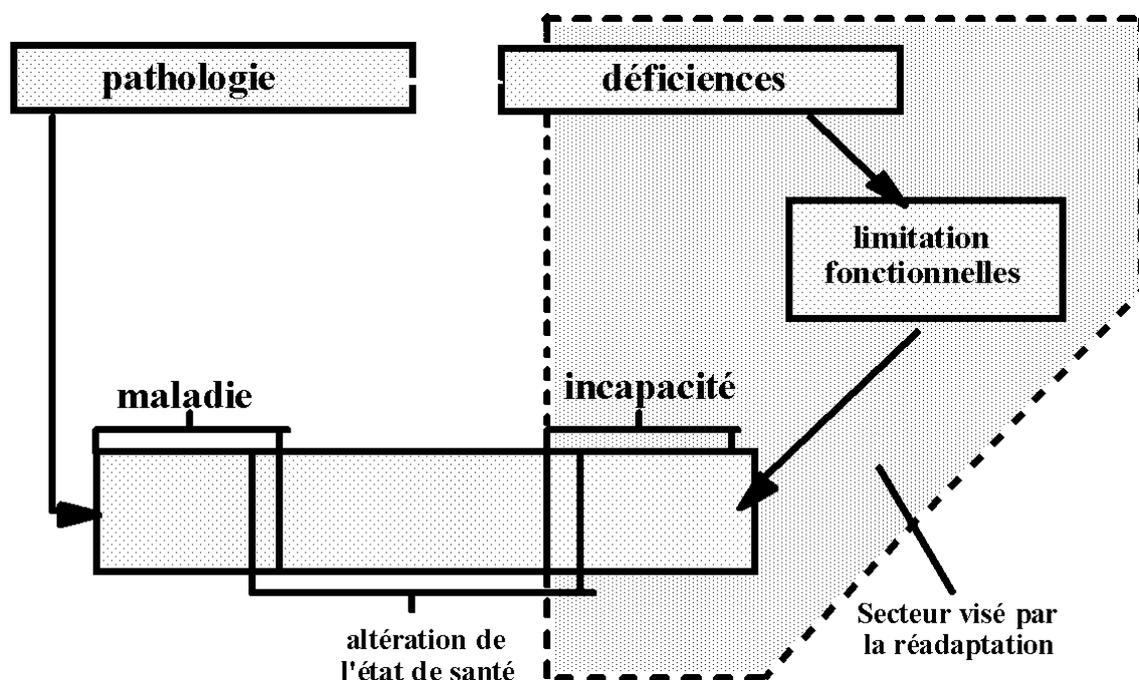


Figure 1. Modèle conceptuel de Nagi (1965).

Fin des années 1960, l'OMS prend conscience que la CIM ne répond pas aux besoins en matière de réadaptation et d'indemnisation. En effet, la CIM classe les diagnostics médicaux et répond davantage aux besoins de l'approche curative. L'OMS sollicite un rhumatologue anglais, le professeur Philip Wood, pour réfléchir à l'élaboration d'un complément à la CIM proposant un nouveau modèle conceptuel des conséquences de la maladie et de leurs effets dans la vie de l'individu.

En 1980, en référence aux travaux de Wood, l'OMS publie l'international classification of impairments, disabilities and handicaps (ICIDH) en langue anglaise (World health organization (WHO), 1980). En 1988, la collaboration de l'OMS, de l'institut national de la santé et de la recherche médicale (INSERM) et du centre technique national d'études et de recherches sur les handicaps et les inadaptations (CTNERHI) permet de publier une traduction française : la classification internationale des handicaps (CIH) (OMS et coll., 1988). La CIH a pour objectifs de permettre d'évaluer l'état de santé des populations et de disposer d'un outil de description et de collecte de données de santé. Cette classification propose également un langage commun aux chercheurs du monde entier. La CIH dépasse le modèle médical conventionnel et s'attache à identifier les processus d'invalidité relatifs aux normes environnementales et sociétales.

Le handicap est conceptualisé dans un cadre tridimensionnel. Les 3 notions clefs sont la déficience, l'incapacité et le désavantage :

- La déficience appréhende les altérations corporelles, organiques ou fonctionnelles.
- L'incapacité apprécie les réductions partielles ou totales, les limites des capacités qui permettent d'accomplir une activité.
- Le désavantage correspond à la résultante de la déficience et de l'incapacité.

Des liens existent entre ces 3 notions qui permettent de définir le handicap. La déficience est extériorisée, l'incapacité est objectivée et le désavantage socialisé (Figure 2).

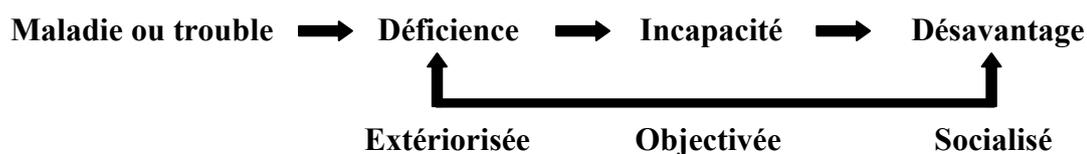


Figure 2. Classification internationale des handicaps (OMS et coll., 1988).

Cependant, la CIH fait débat. Elle essuie la critique de n'être qu'une approche médicale du handicap centrée sur l'individu. L'environnement est un facteur sous-estimé. La terminologie adoptée, plutôt négative, est désapprouvée.

II. 1. 3. Deux approches conceptuelles du handicap

„Handicap est un mot, être handicapé est une réalité,
à plusieurs dimensions’ (Hamonet, 2003).

II. 1. 3. 1. Le modèle individuel ou modèle médical

Ce modèle considère le handicap comme la conséquence d’un état pathologique, lié à une maladie ou à un accident, sans l’assimiler à sa cause. Il tient essentiellement compte des déterminants médicaux individuels que sont les pathologies, les déficiences et les incapacités. Le handicap est le problème d’un individu donné présentant une anomalie, c’est-à-dire une déviation par rapport à la norme. La CIH repose sur ce modèle ayant pour finalité des solutions rééducatives et réadaptatives pour un individu en marge de la société. Le modèle médical estime que la déficience rend les personnes handicapées (Hamonet, 2006) et il tente d’adapter l’individu à la société (Delcey, 2002).

II. 1. 3. 2. Le modèle social ou modèle socio-environnemental

Ce modèle définit le handicap comme la résultante de la confrontation d’un être humain avec ses capacités et de son environnement avec ses exigences. Le handicap est provoqué par la structure sociale, par l’environnement socio-environnemental (barrières architecturales, préjugés sociaux...). Le handicap n’est plus considéré comme étant une anomalie mais davantage comme une différence à intégrer dans un ensemble. Le modèle social considère que la société crée les situations de handicap (Hamonet, 2006) et il tente d’adapter la société aux individus qui la composent (Delcey, 2002).

Le modèle social a 2 expressions.

La 1^{ère} est européenne :

En 1983, peu après la publication de la CIH par l’OMS, Pierre Minaire, médecin français, propose le concept de handicap de situation (Minaire, 1983) (Figure 3). Une situation étant définie comme ‘l’ensemble des relations concrètes qui, à un moment donné, unissent un sujet ou un groupe au contexte dans lequel il doit vivre et agir’. Minaire tente de concilier les modèles individuels et sociaux. Trois aspects du concept proposé sont remarquables :

- Une déficience ne conduit pas forcément à une incapacité.
- L'incapacité ne détermine pas nécessairement un handicap.
- Le handicap résulte de la rencontre d'un individu présentant une incapacité avec un environnement spécifique.

Le processus du handicap inclut donc les aspects environnementaux analysés par rapport à la situation. Le handicap n'est pas une caractéristique de la personne, mais de l'interaction entre elle et son environnement. Une personne n'est pas handicapée dans l'absolu, mais par rapport à quelque chose. Minaire réfute ainsi la linéarité de la CIH.

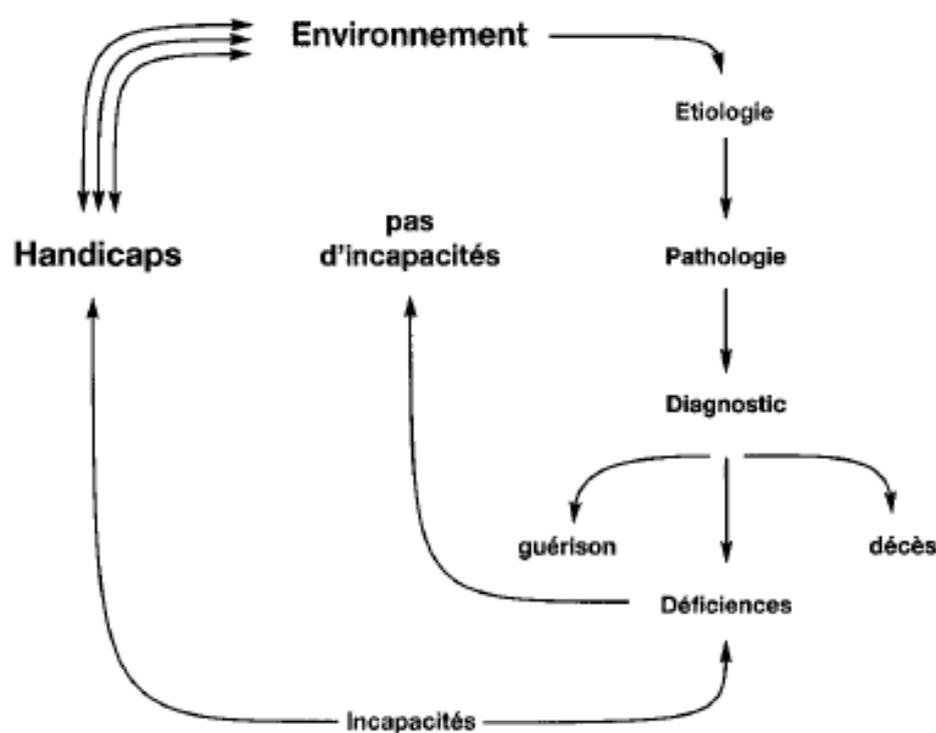


Figure 3. Handicap de situation (Minaire, 1983).

En 1986, Minaire propose une définition qui assoit sa position : „le handicap est l'incapacité résiduelle vécue par l'individu dans son environnement habituel. Il correspond aux conséquences de l'incapacité pour l'individu, la famille, la société (...) Il est lié aux diverses situations auxquelles l'individu est confronté dans son environnement actuel, dans sa vie de tous les jours. C'est donc un handicap de situation qu'il faut considérer' (Minaire, 1986).

Le modèle social est également nourri par des travaux franco-portugais. En 2001, Claude Hamonet, médecin et anthropologue français, publie avec une consœur portugaise, Teresa Magalhaes, le système d'identification et de mesure du handicap (SIMH) (Hamonet et Magalhaes, 2001). Le SIMH s'appuie sur l'interaction de 4 variables (Figure 4) :

-Le corps avec ses aspects biologiques et ses particularités morphologiques, anatomiques, histologiques, physiologiques et génétiques.

-Les capacités regroupant les fonctions physiques et mentales, indépendamment de l'environnement où la personne se trouve.

-Les situations de la vie résultant de la confrontation d'une personne avec la réalité d'un environnement physique, social et culturel.

-La subjectivité précisant le ressenti de la personne qui vit des situations de handicap.

Cette approche du phénomène handicapant se veut être plus globale et tient compte de l'environnement au sein de situations de la vie de l'individu. Les différentes composantes de l'individu sont prises en considération afin d'analyser ce qui provoque un obstacle dans son quotidien. „Il y a handicap chaque fois que la personne rencontre, à un moment donné, un obstacle dans l'accomplissement de l'une ou plusieurs de ses activités. Ces obstacles peuvent être la conséquence de modifications du corps, des capacités ou de sa subjectivité, mais aussi de situations particulièrement exigeantes ou contraignantes pour l'individu' (Hamonet et Magalhaes, 2001).



Figure 4. Système d'identification et de mesure du handicap (Hamonet et Magalhaes, 2001).

La 2nde expression du courant social est québécoise :

Avant la demande de l'OMS de procéder à la révision de la CIH, Patrick Fougeyrollas et ses collaborateurs s'étaient déjà mis au travail. En 1998, le processus de production du handicap (PPH) est publié (Fougeyrollas et coll., 1998) (Figure 5). Le PPH se décrit comme un modèle explicatif des causes et des conséquences des maladies, traumatismes et autres atteintes à l'intégrité et au développement de la personne. Il s'appuie sur 4 facteurs déterminants :

- Les facteurs de risque.
- Les facteurs personnels.
- Les facteurs environnementaux.
- Les habitudes de vie.

Ainsi, une situation de handicap correspond à la réduction de la réalisation des habitudes de vie, résultant de l'interaction entre les facteurs personnels (déficiences, incapacités et autres caractéristiques personnelles) et les facteurs environnementaux (facilitateurs et obstacles). Ce processus intelligent reflète bien une préoccupation sociologique qui vise à replacer l'Homme handicapé dans la société.

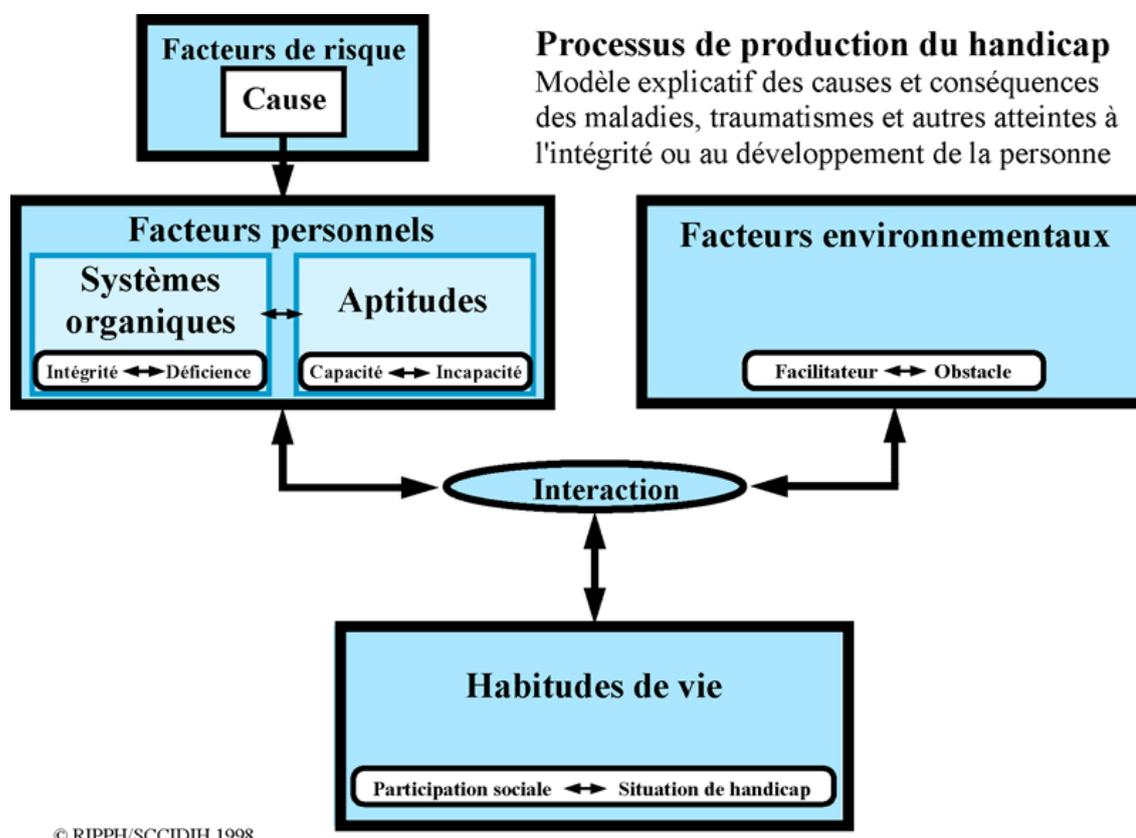


Figure 5. Processus de production du handicap (Fougeyrollas et coll., 1998).

„Le paradigme du modèle social s’est développé à l’initiative du mouvement des personnes handicapées qui refuse, quant à lui, d’expliquer le handicap par les caractéristiques d’un individu, mais insiste plutôt sur l’ensemble des barrières physiques ou socioculturelles faisant obstacle à la participation sociale et à la pleine citoyenneté des personnes concernées’ (Ravaud, 1999). Le modèle social reflète une conceptualisation qui refuse explicitement la responsabilité individuelle de la personne déficiente.

II. 1. 4. L’émergence de la classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé

Face aux critiques formulées à l’encontre de la CIH, une procédure de révision basée sur les modèles individuels et sociaux débute officiellement en 1995. En 2001, l’OMS publie une nouvelle classification : l’international classification of functioning, disability and health (ICF) (WHO, 2001). La version française est intitulée classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) (OMS, 2001). Cette classification s’appuie sur le cadre conceptuel du fonctionnement humain, qui définit le handicap comme le résultat des interactions entre les caractéristiques physiques, mentales et fonctionnelles propres à la personne et les caractéristiques de l’environnement dans lequel elle vit (Figure 6).

La CIF est composée de 2 parties :

- La 1^{ère} s’intéresse au fonctionnement et au handicap. Cette partie définit les aspects du fonctionnement de la personne sur le plan corporel (fonctions organiques et structures anatomiques), mais aussi en tant qu’être social et individu (activité et participation).
- La 2nde partie traite des facteurs contextuels. Ces facteurs représentent le cadre de vie d’une personne. Ils incluent les facteurs personnels (sexe, race, âge, personnalité, aptitudes...) et les facteurs environnementaux qui constituent l’environnement physique, social et attitudinal dans lequel les gens vivent. Ces facteurs contextuels peuvent être facilitateurs ou au contraire, synonyme d’obstacles.

Le handicap est désormais défini comme une restriction de la participation sociale résultant de l’interaction entre une limitation d’activité, consécutive à un problème de santé, et des obstacles environnementaux (Ravaud et Ville, 2004). Ainsi, le handicap n’est ni une maladie, ni un problème strictement individuel, mais bien une situation influencée par divers facteurs corporels et sociaux. Un problème de santé sera vécu de manière très différente selon le regard que la société porte sur lui, mais aussi selon la manière dont cette société est organisée.

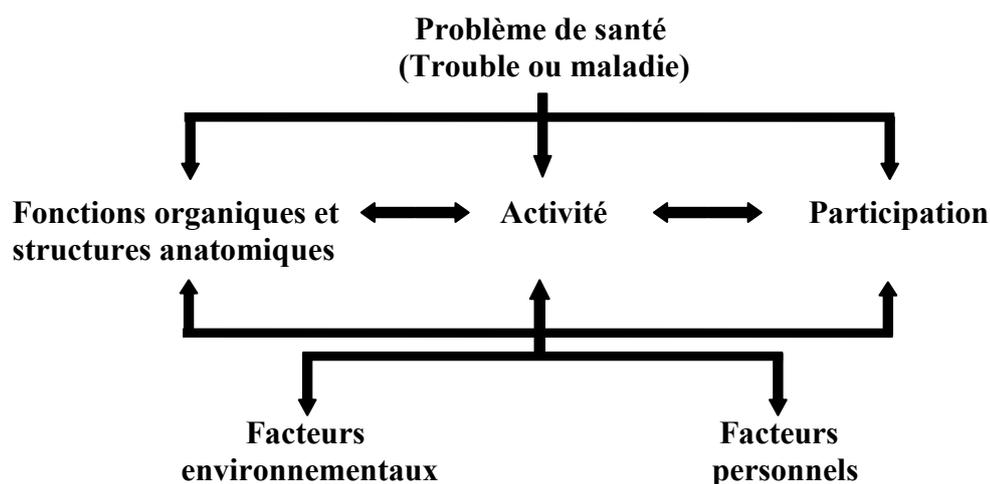


Figure 6. Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (OMS, 2001).

II. 1. 5. La notion de handicap... Aujourd'hui en France

Le handicap est défini pour la 1^{ère} fois dans un texte officiel à travers la loi du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées : „Constitue un handicap toute limitation d'activité ou restriction de participation à la vie en société subie dans son environnement par une personne en raison d'une altération substantielle, durable ou définitive d'une ou plusieurs fonctions physiques, sensorielles, mentales, cognitives ou psychiques, d'un polyhandicap ou d'un trouble de santé invalidant' (Article 2 de la loi handicap, 2005).

„La notion de handicap s'en trouve aujourd'hui modifiée. Le handicap suppose toujours une altération anatomique ou fonctionnelle, quelle qu'en soit la cause : anomalie congénitale, trouble de développement de l'enfance, maladie, traumatisme. Mais, le regard s'est déplacé vers les difficultés qui en résultent pour les personnes handicapées quant à leur participation à la vie sociale et le rôle que l'environnement peut jouer dans l'aggravation ou l'atténuation de ces difficultés' (Exposé des motifs de la loi handicap, 2005).

Le handicap est perçu comme une restriction de la participation sociale des personnes résultant de l'interaction entre des caractéristiques personnelles et des facteurs environnementaux. Par conséquent, une personne déficiente se trouve en situation de handicap dès lors qu'elle rencontre une situation la mettant en incapacité ou en limitation d'agir. La responsabilité de la société est d'identifier et d'éliminer des difficultés individuelles et des barrières sociales et psychologiques (Barral, 2007). A titre d'exemple, une personne en fauteuil roulant sera en situation de handicap devant un escalier et n'aura d'autre choix que de

prendre l'ascenseur, contrairement à une personne souffrant de claustrophobie qui elle, préférera l'escalier.

Le handicap n'est pas figé ou constant. Il n'existe pas dans l'absolu. C'est un concept dynamique décrivant une personne dans son environnement.

La législation française aborde le handicap à travers 5 grandes familles que sont le handicap physique, le handicap sensoriel (déficiences auditive et visuelle), le handicap psychique, la déficience intellectuelle et les maladies invalidantes. Une typologie des différentes déficiences est évidemment réductrice mais elle permet cependant de donner un éclairage sur la diversité des manifestations du handicap.

La suite de ce travail s'intéresse exclusivement au handicap physique et à la déficience motrice, et plus précisément aux sujets blessés médullaires qui se déplacent en FRM dans un environnement adapté... ou pas...

Lors de leurs déplacements, les usagers de FRM sont-ils en situation de handicap ?



II. 2. La lésion médullaire

Les progrès de la médecine et la rapidité d'intervention des équipes de secours sur le lieu d'un accident ont permis de sauver de nombreuses vies humaines. Néanmoins, si la vie est épargnée, il arrive que le traumatisme subi ne puisse être entièrement réparé. Les lésions de la moelle épinière font partie de ces traumatismes qui obligent les personnes à vivre avec une paralysie d'une partie de leur corps.

La vie se déroule alors dans une autre dimension spatiale et sociale, celle accessible aux personnes se déplaçant en fauteuil roulant (FR).

II. 2. 1. Déficiences de la population et approche épidémiologique

Le traumatisme médullaire entraîne une déficience plus ou moins sévère selon le niveau lésionnel :

- ✓ La paraplégie résulte d'une atteinte de la moelle épinière et des racines (T1-L2), ou d'une lésion importante des racines de la „queue de cheval”. Toutefois, cette atteinte est presque toujours d'origine médullaire, au niveau thoracique ou lombaire. Au sens strict, paraplégie signifie paralysie des membres inférieurs ; en pratique, la paraplégie est une paralysie des membres inférieurs qui peut s'étendre au tronc selon le niveau de la lésion.
- ✓ La tétraplégie résulte quant à elle d'une lésion médullaire cervicale (C1-C7) qui paralyse les membres inférieurs, le tronc et tout ou partie des membres supérieurs selon l'étage lésé.

En France, l'incidence annuelle des lésions médullaires est comprise entre 1000 et 1500, soit en moyenne 20 nouveaux cas par million d'habitants. La population de blessés médullaires est estimée à 25 000 voire à 30 000 personnes (Désert, 2002). La proportion de sujets tétraplégiques est en augmentation et représente environ la moitié de cette population (Mailhan, 2002). Cette tendance est confirmée sur le territoire américain : en 2005, 55,8 % des blessés médullaires sont tétraplégiques (National spinal cord injury statistical center (NSCISC), 2011). Les hommes représentent 76 % de cette population (Sauret et Grandini, 2011). Aux Etats-Unis, les chiffres sont comparables : 80,7 % des blessés médullaires sont des hommes (NSCISC, 2011). Outre-atlantique, même si l'âge moyen des sujets au moment de l'accident est passé de 28,7 ans fin des années 1970, à 40,7 ans en 2005, la lésion médullaire

atteint des sujets majoritairement jeunes (NSCISC, 2011). Les statistiques françaises rapportent que 52 % des sujets avaient moins de 35 ans au moment de l'accident (Sauret et Grandini, 2011). Dans une population composée uniquement de sujets tétraplégiques, ce chiffre est même de 70 % (Ravaud et coll., 2000). L'élévation de la moyenne d'âge des sujets au moment de l'accident est due à l'augmentation de l'âge moyen de la population générale, mais aussi à quelques évolutions dans les causes des lésions.

Les lésions médullaires sont d'origine traumatique pour 75 % d'entre elles, et d'origine médicale pour 25 % (Désert, 2002). Parmi les causes traumatiques, les accidents de la voie publique sont les plus fréquents (40 %), mais leur part de responsabilité tend à diminuer contrairement à celle des chutes, impliquées dans 28 % des lésions. Et sachant que les accidents de la route concernent majoritairement de jeunes sujets et que, d'autre part, les chutes peuvent impliquer des sujets de tous âges, la moyenne d'âge des sujets au moment de l'accident augmente. Les actes de violence (15 %) et les traumatismes sportifs (8 %) complètent le tableau des causes traumatiques majeures de lésions médullaires (NSCISC, 2011). Au rang des causes médicales figurent les problèmes infectieux ou parasitaires, les dégénérescences ostéo-articulaires (hernie discale) ainsi que les pathologies vasculaires ou tumorales (Désert, 2002). De très rares accidents chirurgicaux peuvent également être responsables de lésions médullaires.

II. 2. 2. La moelle épinière et le système nerveux autonome : notions anatomo-physiologiques

Avant d'aborder les troubles associés à la lésion médullaire et les diverses adaptations de l'organisme à l'effort, il me semble intéressant d'apporter quelques précisions sur la moelle épinière et le système nerveux autonome (SNA)...

II. 2. 2. 1. La moelle épinière

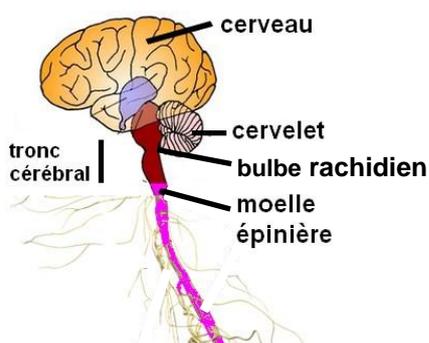


Figure 7.

Système nerveux central.

La moelle épinière constitue avec l'encéphale le système nerveux central du corps humain. Elle prolonge le tronc cérébral dans sa partie inférieure, au niveau du bulbe rachidien (Figure 7).

Située dans le canal rachidien (canal formé par la juxtaposition des foramens vertébraux), la moelle épinière est ainsi protégée par la colonne vertébrale. Le rachis étant constitué d'un empilement de 32 à 34 vertèbres : 7 cervicales (C1 à C7), 12 dorsales ou thoraciques (T1 à T12), 5 lombaires (L1 à L5), 5 sacrées (S1 à S5) et 3 à 5 vertèbres coccygiennes (Figure 8).

Composée de neurones et de cellules gliales, la moelle épinière a pour fonction principale de transmettre les messages nerveux entre le cerveau et le reste du corps. Elle contient également des circuits neuronaux indépendants qui contrôlent un certain nombre de réflexes.

La moelle épinière est un cordon blanchâtre d'environ 45 cm de longueur et d'1 cm de diamètre qui n'occupe pas le canal rachidien sur toute sa hauteur : elle s'étend des vertèbres C1 à L2. Le cône médullaire étant la partie terminale de la moelle épinière.

Au delà de la vertèbre L2, les racines des nerfs spinaux (ou nerfs rachidiens) issues de la moelle lombaire s'entremêlent et forment la „queue de cheval”.

D'autre part, de chaque côté de la moelle épinière sortent des nerfs spinaux par des trous de conjugaison situés entre chaque vertèbre. Il existe 31 paires de nerfs rachidiens : 8 cervicales, 12 thoraciques, 5 lombaires, 5 sacrées et 1 coccygienne (Figure 9).

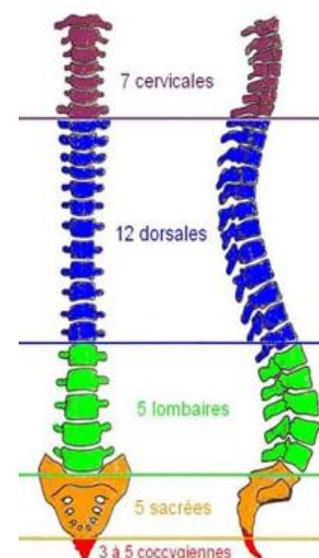


Figure 8.
Colonne vertébrale.

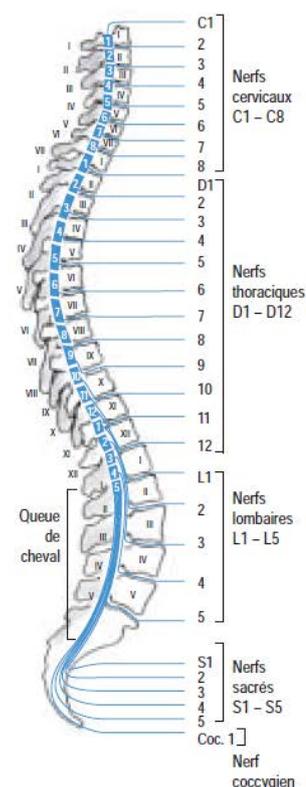


Figure 9.
Niveaux vertébraux
et médullaires
métamériques
(Désert, 2002).

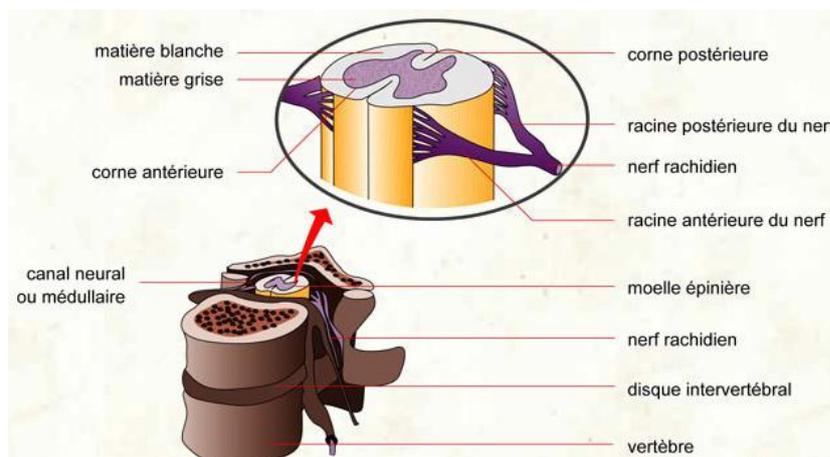


Figure 10. Moelle épinière.

Ces nerfs mixtes sont constitués de 2 racines :

- une racine antérieure motrice qui innerve un territoire musculaire bien précis (myotome) ;
- et une racine postérieure sensitive innervant quant à elle un territoire cutané (dermatome) (Figure 10).

II. 2. 2. 2. Le système nerveux autonome

Le système nerveux autonome (SNA), encore appelé système nerveux végétatif, permet de réguler diverses fonctions automatiques de l'organisme : digestion, respiration, circulation artérielle et veineuse, pression artérielle (Pa), sécrétion et excrétion. Les centres régulateurs sont situés dans la moelle épinière, dans le cerveau et dans le tronc cérébral.

Le SNA est composé de deux systèmes dont les effets sont, la plupart du temps, opposés (Figure 11) :

-Le système sympathique prépare l'organisme à l'action. Il fonctionne sur un modèle à deux neurones : un neurone pré-ganglionnaire (dont le corps cellulaire est localisé dans la moelle épinière de T1 à L3) fait synapse sur un neurone post-ganglionnaire (dont le corps cellulaire est localisé dans un ganglion) qui lui-même innerve le tissu cible. Les neurotransmetteurs sont l'acétylcholine pour les neurones pré-ganglionnaires et la noradrénaline pour les neurones post-ganglionnaires.

-Le système parasympathique, quant à lui, ralentit l'activité des organes (notamment l'activité cardiaque) et stimule le système digestif. Les fibres nerveuses de ce système prennent leur origine dans les parties crâniennes (nerfs III, VII, IX et X) et sacrées. Il utilise comme neurotransmetteur l'acétylcholine.

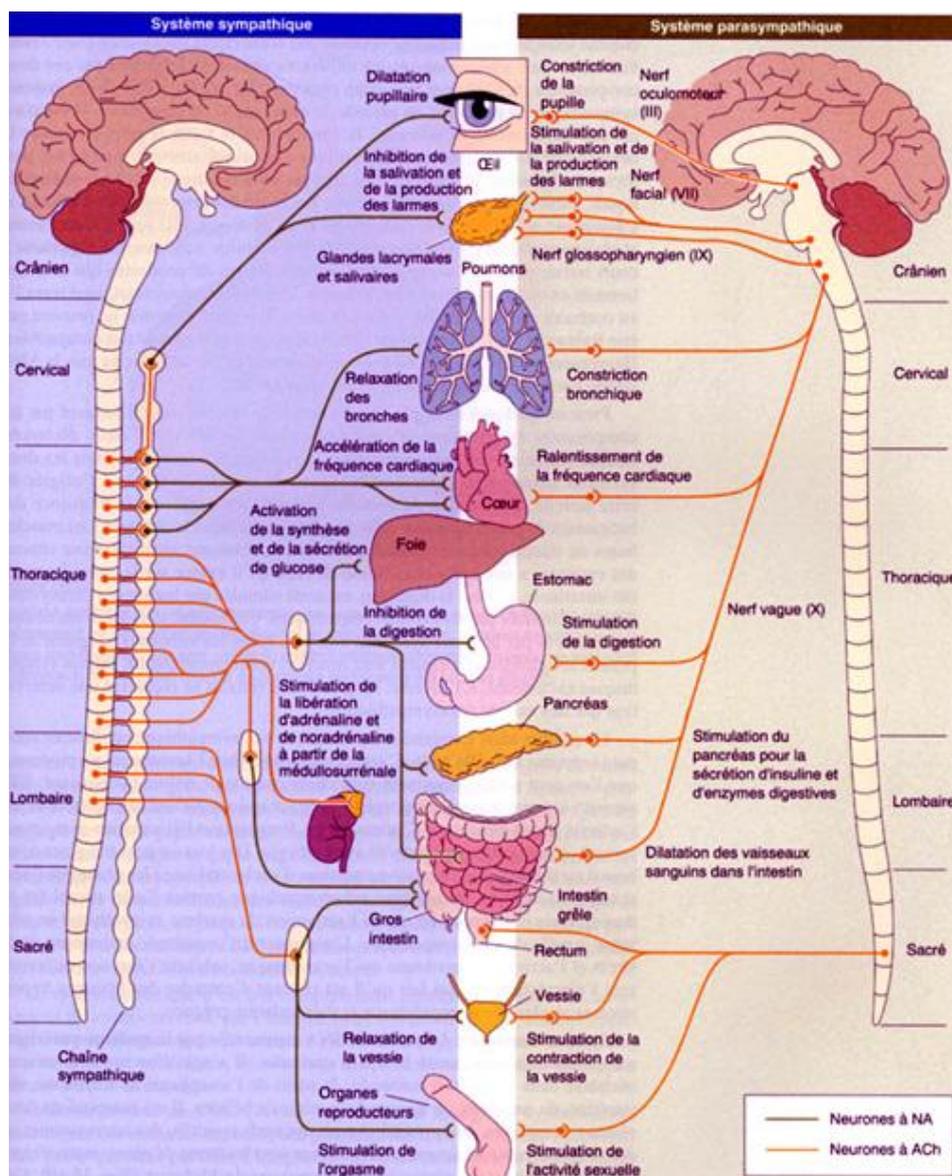


Figure 11. Système nerveux autonome.

II. 2. 3. Troubles associés à la lésion médullaire

„Plus le niveau lésionnel est élevé,
plus la zone paralysée est importante,
et plus les dysfonctionnements sont nombreux”

L'atteinte de la moelle épinière entraîne une incapacité de marcher, conduisant le sujet à l'usage d'un FR pour se déplacer. Ce désavantage moteur, visible de tous, est une des conséquences majeures de la lésion médullaire... mais ce n'est que la partie émergée...

Viennent s'ajouter aux troubles moteurs, les troubles sensitifs des territoires sous lésionnels, ainsi que les troubles neuro-végétatifs liés aux perturbations du SNA.

Les troubles sphinctériens, vésicaux, intestinaux ou génito-sexuels sont également associés à la lésion médullaire mais ne seront pas abordés ici.

II. 2. 3. 1. Troubles moteurs

Ils intéressent 2 versants de la motricité :

-D'une part, celui de la motricité volontaire des sujets. Une lésion complète de la moelle épinière entraîne une paralysie totale qui rend impossible tout mouvement contrôlé dans la zone sous lésionnelle. Une atteinte incomplète provoque, quant à elle, une parésie qui permet tout de même quelques mouvements volontaires sous lésionnels mais de faible puissance.

-D'autre part, ces troubles intéressent la motricité réflexe des blessés médullaires. La réflexivité musculaire d'un ou plusieurs segments de membres peut augmenter dans la partie lésée et entraîner une hypertonie en réaction à l'étirement, plus communément appelée spasticité provoquant des mouvements involontaires, les contractures. A l'inverse, la tonicité musculaire peut être totalement inhibée. Cette hypotonie caractérise une paraplégie flasque. Dans ce cas, l'inexistence de mouvements, même involontaires, provoque une amyotrophie musculaire importante qui accroît le risque d'escarres et de phlébites. La vigilance doit être alors renforcée (Désert, 2002).

II. 2. 3. 2. Troubles sensitifs

Ils intéressent 2 types de sensibilité :

-D'une part, la sensibilité superficielle. Elle regroupe l'ensemble des sensations cutanées : toucher, douleur, chaud, froid. La privation totale de cette sensibilité est l'anesthésie, sa diminution est l'hypoesthésie. Selon le degré de l'atteinte lésionnelle et la région corporelle testée, les sujets peuvent parfaitement ressentir le toucher et par ailleurs, être insensibles à la douleur. Cette absence de sensibilité favorise le risque de blessures accidentelles (coupures, brûlures...) mais également d'escarres. L'anesthésie est un trouble majeur qui doit inciter le sujet à la vigilance dans ses actes quotidiens, et renforcer par ailleurs la surveillance cutanée.

-D'autre part, ces troubles concernent la sensibilité profonde. Les blessés médullaires ne sont plus en capacité de savoir où se situent leurs segments corporels. Ils doivent ainsi pouvoir visualiser leurs membres inférieurs, et même leurs mains pour les sujets tétraplégiques, pour

les localiser. Le regard, associé au toucher si cela est possible, serviront d'organes protecteurs (Désert, 2002).

L'évaluation des déficiences d'un sujet blessé médullaire est basée sur un examen clinique neurologique mais également orthopédique et général. La classification de l'American Spinal Injury Association (ASIA) permet de déterminer les différents niveaux d'atteintes neurologiques moteur et sensitif (Figure 12) afin d'adapter la prise en charge rééducative aux sujets et ainsi optimiser leur autonomie (Mailhan et Genêt, 2002).

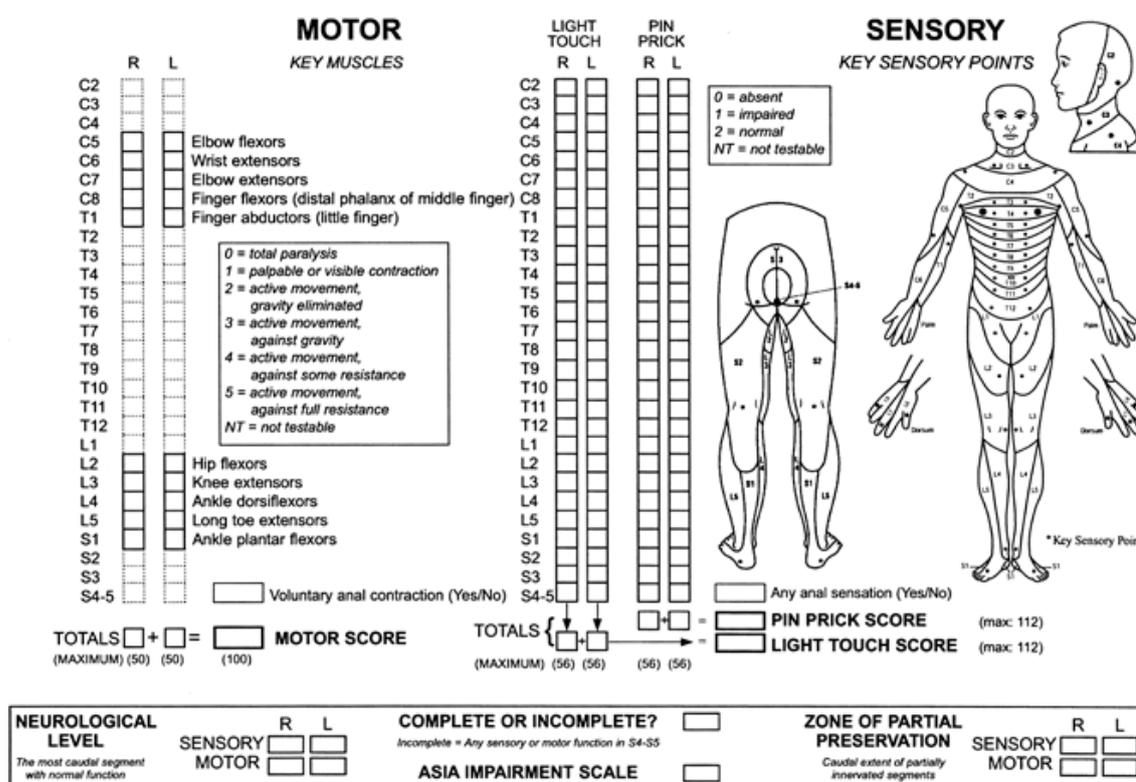


Figure 12. Classification neurologique standard des lésions médullaires (ASIA).

La lésion médullaire affecte les fonctions sensitivo-motrices, mais également les fonctions neuro-végétatives de l'organisme. Le SNA présente alors d'importants dysfonctionnements dépendants du niveau lésionnel.

Parmi les plus influents dans les actes de la vie quotidienne, les troubles cardio-vasculaires et respiratoires...

II. 2. 3. 3. Troubles cardio-vasculaires

- Bradycardie

A l'état normal, le SNA régule l'activité cardiaque et l'adapte aux besoins de l'organisme. Il dispose pour cela des systèmes sympathique qui accélère le rythme cardiaque (cardio-accelérateur) et parasympathique qui le ralentit (cardio-modérateur). Cependant, cette régulation cardiaque n'est pas effectuée au même niveau métamérique. L'influx sympathique provient de nerfs situés entre T1 et T4 alors que l'influx parasympathique provient des nerfs crâniens, qui ne sont pas affectés lors d'une lésion médullaire. Par conséquent, le fonctionnement de l'activité cardiaque et les troubles diffèrent selon le niveau lésionnel :

-Lésion < T4 : La réponse cardiaque est normale.

-Lésion > T5 : Bradycardie fréquente chez les sujets paraplégiques. En cas de lésion cervicale, elle est constante (Désert, 2002). Chez les sujets tétraplégiques, seul le système parasympathique fonctionne : la bradycardie peut ainsi être extrême, et même conduire à une asystolie en cas de stimulation vagale. En effet, l'excitation du nerf vague (X) entraîne une sécrétion d'acétylcholine qui induit un ralentissement du rythme cardiaque (Dale et Loewi, 1936).

- Baisse de la tension artérielle de base et hypotension orthostatique

La paralysie des membres inférieurs, et notamment lorsqu'elle est flasque, favorise l'accumulation de sang dans les territoires sous lésionnels et entraîne une stase veineuse, elle-même aggravée par une vasoplégie (Désert, 2002). La vasoplégie étant définie comme une suppression du tonus musculaire des parois vasculaires, ce qui empêche la régulation du débit sanguin. Ainsi, la réduction de l'activité sympathique entraîne une baisse de la tension artérielle (Mailhan et Genêt, 2002). Les sujets tétraplégiques présentant les tensions les plus basses (Mathias et coll., 1979).

D'autre part, les blessés médullaires sont fréquemment sujets à l'hypotension orthostatique. Elle est définie par une forte diminution de la Pa consécutive à un changement de position (passage de l'alitement à la position assise au FR) : elle est caractérisée par une baisse de la Pa systolique ≥ 20 mmHg ou une baisse de la Pa diastolique ≥ 10 mmHg dans les 3 minutes suivant le „levé” (Shatz et coll., 1996). Chez les sujets sains, le SNA régule les mécanismes neuro-hormonaux et les réflexes cardio-vasculaires en agissant notamment sur les résistances vasculaires (vasoconstriction) et en augmentant la fréquence cardiaque (FC). Chez les sujets blessés médullaires, les perturbations des systèmes de régulation ne permettent pas de

moduler les résistances vasculaires, ni même d'accélérer le rythme cardiaque et provoquent ainsi une chute de la Pa. En quelques chiffres, la prévalence de l'hypotension orthostatique est de 73,6 %, avec une incidence plus élevée en cas de lésion cervicale. Dans 58,9 % des situations, elle est symptomatique (vertige, flou visuel, acouphènes, palpitations). Elle est d'ailleurs perçue comme un facteur limitant la prise en charge rééducative dans 43,2 % des cas (Illman et coll., 2000).

- Hyperréflexie autonome

Ce trouble neuro-végétatif se manifeste en cas de lésion cervicale ou thoracique haute (lésion \geq T6). Il s'agit d'une réponse végétative majeure à un stimulus nociceptif sous lésionnel (Mailhan et Genêt, 2002). La tension artérielle s'élève brusquement et intensément. L'hyperréflexivité autonome (HRA) s'accompagne souvent de céphalées violentes, de sudations avec érythème, de tremblements, d'horripilation ou encore de nausées. Les causes de l'HRA sont multiples : les plus fréquentes sont d'origine urinaire (sonde à demeure, globe vésical, infection urinaire) mais elles peuvent être également d'origine cutanée (escarres), rectale (fissure anale, hémorroïdes), viscérale... (Désert, 2002 ; Mailhan et Genêt, 2002). Les crises d'HRA peuvent être responsables de graves complications : épilepsie, nécrose myocardiques, accidents vasculaires cérébraux (Lindan et coll., 1980).

- Troubles de la thermorégulation

Chez les blessés médullaires dont la lésion est supérieure à T6, les mécanismes de régulation de la température sont perturbés et peuvent conduire à des épisodes d'hyperthermie ou d'hypothermie (Riffaud, 2012). L'absence de frisson thermique dans le territoire sous lésionnel, qui permet la production de chaleur chez un sujet sain, entraîne l'hypothermie de sujets blessés médullaires exposés à de basses températures. D'autre part, le dysfonctionnement de la vasomotricité et en particulier de la vasodilatation, combiné à l'absence de sudation, empêchent la déperdition de chaleur lors d'expositions à de fortes températures. Les sujets risquent alors l'hyperthermie (Mailhan et Genêt, 2002).

II. 2. 3. 4. Troubles respiratoires

Ils résultent de l'atteinte des muscles inspiratoires et expiratoires. Cette atteinte est responsable d'une baisse de la capacité pulmonaire vitale plus ou moins significative selon la hauteur de la lésion (Almenoff et coll., 1995 ; Ackermann et coll., 2007).

Une fois encore, plus le niveau lésionnel est élevé, plus le nombre de muscles paralysés est important (Tableau 1).

Tableau 1. Muscles respiratoires et niveaux métamériques.

Population	Niveau métamérique	Muscles respiratoires concernés
Tétraplégiques	C3-C5	Diaphragme
Paraplégiques	T1-T10	Intercostaux
	T6-T12	Abdominaux

En conséquence :

-Lésion > C4 : La paralysie du diaphragme ne permet plus aux sujets de respirer seuls. Leur survie ne dépend que d'une assistance ventilatoire (Mailhan et Genêt, 2002).

-Lésion > T6 : La paralysie des muscles abdominaux entraîne la perte de la toux et peut provoquer un encombrement trachéo-bronchique, avec à terme la survenue d'atélectasies pulmonaires ou de surinfections qui sont facteurs de dépendance ventilatoire chez les sujets tétraplégiques (Riffaud, 2012). Ces complications respiratoires peuvent s'avérer menaçantes pour le pronostic vital.

-Lésion comprise entre T1 et T10 : La paralysie des muscles intercostaux, plus ou moins étendue selon l'atteinte neurologique, entraîne une hypoventilation alvéolaire ; l'augmentation de la concentration sanguine en CO₂ modifie l'équilibre acido-basique et aggrave la diminution du débit sanguin médullaire.

-Lésion < T12 : La ventilation est normale.

II. 2. 4. Adaptation à l'effort des sujets blessés médullaires

L'hospitalisation consécutive à l'atteinte médullaire s'accompagne d'une période plus ou moins longue d'inactivité physique et provoque chez les sujets une désadaptation de l'organisme à l'effort. D'autre part, la déconnexion du SNA perturbe les fonctionnements cardio-vasculaire, respiratoire et musculaire des blessés médullaires. Néanmoins, les actes du

quotidien exige des sujets des efforts importants. Pour répondre à ces besoins, des adaptations de l'organisme à l'exercice se mettent en place.

L'exercice musculaire nécessite de transporter davantage d'oxygène vers les muscles actifs. L'efficacité de ce transport dépend des capacités d'adaptation du débit cardiaque (QC) et du système vasculaire périphérique (Flandrois et Lacour, 1976). Le QC étant défini par la relation : $QC = VES.FC$ (VES : volume d'éjection systolique ; FC : fréquence cardiaque).

Chez les sujets sains, l'augmentation du QC, par le biais du VES, est favorisée par 2 adaptations vasculaires périphériques :

-D'une part, la veino-constriction redistribue le volume sanguin périphérique vers le volume central permettant ainsi de reconstituer la réserve sanguine du cœur et d'augmenter rapidement son débit.

-D'autre part, l'artériolo-constriction diminue le débit sanguin dans les territoires inactifs au profit des territoires actifs (Bidart, 1970).

L'activité sympathique joue un rôle déterminant, elle améliore ainsi le QC et la réponse vasculaire (Coutts, 1983 ; Willmore et Costill, 2004).

Chez les sujets blessés médullaires, notamment ceux dont le niveau lésionnel est supérieur à T6-T7, la stase veineuse et l'absence de vaso-constriction sous lésionnelle, combinés au gaspillage circulatoire du débit sanguin entraînent une baisse du retour veineux, de la pré-charge cardiaque et du VES (Bidart, 1970 ; Rimaud, 2007). Ainsi, pour compenser le faible VES et maintenir un QC suffisant, le système cardio-vasculaire s'adapte en augmentant la FC ($QC = VES.FC$). Cependant, cette tachycardie permet simplement de maintenir le QC et non de l'augmenter significativement. Par conséquent à l'exercice, le QC maximal sera atteint plus rapidement, mais il sera également plus faible, réduisant ainsi considérablement la consommation maximale d'oxygène (VO_2max) des sujets (Hopman, 1994). La consommation d'oxygène (VO_2) étant définie par la relation : $VO_2 = QC.daVO_2$ ($daVO_2$: différence artérioveineuse en oxygène).

D'après Fox et coll. (1971), la fréquence cardiaque maximale (FC_{max}) théorique est déterminée par l'âge des sujets, selon la formule : $FC_{max} \text{ théorique} = 220 - \text{âge (années)}$. Cependant, suite aux perturbations du SNA, les sujets blessés médullaires ne sont pas tous en capacité d'atteindre cette FC_{max} théorique (Freyschuss et Knutsson, 1969). Les valeurs mesurées chez les sujets tétraplégiques sont plus basses que celles obtenues chez les sujets paraplégiques (Hjeltnes, 1986 ; Eriksson et coll., 1988). Et parmi les blessés médullaires paraplégiques, les sujets atteints d'une lésion haute ont une FC_{max} moins élevée que ceux

présentant une lésion basse (Coutts, 1983). Pour une atteinte médullaire $> T5$, les perturbations du système sympathique peuvent entraîner une bradycardie (Krassioukov et coll., 2007). En cas de lésion cervicale, la FCmax n'excède que très rarement les 120 battements par minute (bpm). L'augmentation de la FC étant principalement due à la diminution de la stimulation parasympathique vagale (Freyschuss et Knutsson, 1969). Les valeurs maximales de FC limitent ainsi le QC et diminuent par conséquent les capacités de transport de l'oxygène vers les territoires actifs.

Comme pour tout accident important, la période d'inactivité forcée entraîne une désadaptation musculaire de l'organisme à l'effort. Cependant, les conséquences d'un traumatisme médullaire ne s'arrêtent pas là. La lésion de la moelle épinière réduit la masse musculaire fonctionnelle des sujets (Burkett et coll., 1990). Et cette réduction est d'autant plus importante que le niveau lésionnel est élevé (Coutts, 1983 ; Hjeltnes, 1986 ; Hadj Yahmed, 1987 ; Burkett et coll., 1990 ; Hjeltnes, 1991). D'autre part, lors de la propulsion du FRM, les muscles des membres supérieurs et du tronc sont sollicités de façon intensive, répétée et prolongée. Et ces muscles ne sont pas entraînés à ce type d'effort (Bazzi-Grossin et coll., 1995). Leurs capacités oxydatives et leurs propriétés contractiles sont nettement moins développées que celles des membres inférieurs. De plus, le retour veineux initié par le travail des bras est plus faible que celui initié par les jambes (Di Prampero, 1983 ; Sawka, 1986).

Cependant, l'activité quotidienne de propulsion engendre des adaptations locales musculaires (Schneider et coll., 1999). L'entraînement permet d'accroître le volume et les qualités aérobies des masses musculaires des membres supérieurs (Bazzi-Grossin et coll., 1995). Les capacités oxydatives augmentent par l'accroissement du nombre et de la taille des mitochondries, ainsi que par le développement de l'activité enzymatique du muscle (Holloszy, 1975). Il suffit d'observer les athlètes Handisport et leur hypertrophie musculaire des membres supérieurs (Sawka, 1986).

Néanmoins, les performances mesurées lors d'un exercice effectué avec les membres supérieurs n'en restent pas moins inférieures de 30 % en moyenne à celles atteintes lors d'un exercice réalisé avec les jambes (Vokaz et coll., 1975 ; Vrijens et coll., 1975 ; Cerretelli et coll., 1977 ; Glaser, 1979 ; Sawka, 1986 ; Kang et coll., 1997 ; Secher et Volianitis, 2006). Ainsi, un jeune sujet valide non sportif qui effectue un exercice maximal sur bicyclette ergométrique présente une $VO_2\text{max}$ moyenne de $40 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. Et même si des athlètes de haut niveau Handisport ont une $VO_2\text{max}$ supérieure à $50 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$, un jeune sujet paraplégique sédentaire soumis à un test d'effort sur ergocycle à bras présente une $VO_2\text{max}$

de l'ordre de $20 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ et un sujet tétraplégique peut être limité à $9 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (Bazzi-Grossin et coll., 1996 ; Burkett et coll., 1990, Druvert et coll., 2004 ; Levêque et coll. 2004).

Malgré les adaptations de l'organisme à l'effort, les capacités fonctionnelles des sujets blessés médullaires sont limitées. Et ce d'autant plus lorsque le niveau lésionnel est élevé. Pourtant, leur autonomie et leur participation sociale imposent l'usage du FRM, un moyen de locomotion contraignant... et encore davantage dans un environnement inadapté...

II. 3. Le fauteuil roulant

II. 3. 1. Histoire du fauteuil roulant

La naissance du FR est naturellement conditionnée par l'invention de 2 objets : la roue et le fauteuil. Tous deux apparaissent dans les civilisations proche-orientale et méditerranéenne. Les premières „traces” de roues datent de l'époque sumérienne, environ 3500 ans avant Jésus-Christ (JC). Quant aux premiers fauteuils, ils virent le jour en Egypte 3000 ans avant JC (Roques, 1997). Mais encore fallait-il associer les roues à un fauteuil, à une chaise, voire à un lit ou à un brancard... Les illustrations présentées dans cette partie sont extraites des travaux de Kamenetz (1969), de Roques (1997) et de De Saint Remy (2005).



Figure 13.
Vase représentant
un lit à roulettes
(530 avant JC).

Un vase étrusque datant de 530 ans avant JC témoigne de cette première association : la peinture représente un enfant allongé sur un lit à roulettes (Figure 13). En 525 avant JC, la gravure d'un sarcophage chinois illustre un fauteuil muni de roues (Figure 14) (Kamenetz, 1969). Preuves de l'existence du FR, mais son utilisation reste confidentielle.



Figure 14.
Gravure chinoise
d'un fauteuil à roues
(525 avant JC).



Figure 15.
Fauteuil à roulettes
de Philippe II de
Hasbourg (1595).

Bien plus tard, en 1595, les premiers témoignages attestent de l'utilisation d'un FR „médical”. Le roi d'Espagne Phillippe II de Hasbourg, souffrant de „goutte”, disposait d'un FR personnel en bois, matelassé, équipé d'un dossier et d'un repose pieds inclinables (Figure 15). A la cour de Louis XIV, l'utilisation de ces fauteuils appelés „roulettes” était aussi très répandue. André Le Nôtre en bénéficia. Le roi soleil lui-même en fit usage en 1686 suite à l'opération d'une fistule, mais également pour prendre ses derniers repas devant la cour en 1715 (Kamenetz, 1969). Le FR royal est né. Cependant, ce type de FR nécessite un tiers. C'est à cette époque qu'émergea la préoccupation d'équiper le FR d'un système de propulsion permettant à l'usager de se déplacer seul.

Ainsi, en 1655, Stephan Farfler, horloger allemand paraplégique, construit le premier FR permettant une certaine autonomie de déplacement. Ce FR est équipé de trois roues, dont une roue avant dentée actionnée manuellement par l'utilisateur à l'aide d'une manivelle horizontale (Figure 16). Ce fauteuil est considéré comme l'ancêtre du hand bike (Figure 27).



Figure 16.
Fauteuil roulant à manivelles
inventé par Stephan Farfler (1655).

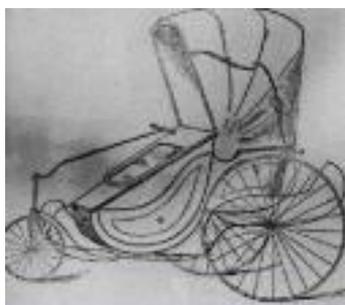


Figure 17.
Fauteuil roulant
autonome à 3 roues de
John Dawson (1783).

Un siècle plus tard en Angleterre, en 1783, John Dawson invente un modèle différent de FR „autonome’ à trois roues (Figure 17). A la même époque (1791-1794), Georges Couthon, député révolutionnaire paralysé des membres inférieurs, utilise le „fauteuil à tourniquets’ (Figure 18). Ce FR est composé de trois roues, dont deux à l'avant actionnées à l'aide de deux manivelles verticales.

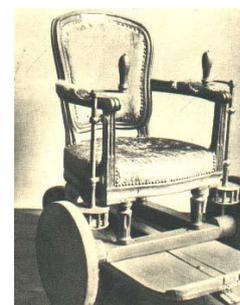


Figure 18.
Fauteuil à
tourniquets de
Georges Couthon
(1791).

Au cours du XVIII^{ème} siècle, des améliorations ont été apportées au FR pour le confort des usagers : repose pieds réglables, dossiers inclinables, coussins...

Jusqu'à la moitié du XIX^{ème} siècle, le nombre de FR va s'accroître doucement. C'est au cours de la guerre de sécession, de 1861 à 1865, que l'utilisation du FR au service des blessés et des malades va considérablement augmenter (Roques, 1997). Et la demande va encore s'accroître suite à la première guerre mondiale.

A l'origine, les FR étaient à la fois un moyen de locomotion pour les personnes riches, et un dispositif médical pour les blessés, les malades et/ou les personnes handicapées. Au début des années 1900, le FR est davantage associé au transport des personnes handicapées (Watson et Woods, 2008).

Outre-atlantique, les américains Herbert A. Everest, paraplégique depuis 1918 suite à un accident de travail, et Harry C. Jennings, ingénieur mécanicien, unirent leurs efforts pour mettre sur le marché en 1933 le premier FR pliable, léger, en métal (Figure 19) (Kamenetz, 1969). Ce FR moderne est considéré comme le modèle le plus célèbre, et peut être même le plus influent. Peu encombrant et beaucoup plus léger que les FR existants, il entre facilement dans une voiture. Il peut ainsi être une interface avec d'autres modes de transport. Fait révolutionnant l'autonomie de déplacement des usagers, le FR est équipé de cerceaux métalliques positionnés sur les roues pour propulser le fauteuil : les mains courantes. Par ailleurs, les grandes roues motrices étant situées à l'arrière et les petites roues directrices à l'avant, le franchissement d'obstacles est alors envisageable (ressauts, bordures de trottoirs...).



Figure 19.
Premier fauteuil roulant moderne à propulsion manuelle inventé par Herbert A. Everest et Harry C. Jennings (1933).

Avec ce FR, l'autonomie des usagers connaît un essor remarquable. „Voyager et accéder’ entrent dans le champ des possibles. Le FR devient un outil d’indépendance. La mobilité au sein de la communauté, la possibilité d’une vie autonome et la mobilisation politique des personnes en situation de handicap engagent en 1945 une dynamique de changement dans les pratiques d’emploi, de transport et d’accès à l’environnement bâti (Watson et Woods, 2008).

Au lendemain de la seconde guerre mondiale, les centres de rééducation prennent en charge un nombre important de blessés contraints d’utiliser un FR comme moyen de locomotion. La médecine physique et de réadaptation se développe. En Angleterre, Ludwig Guttmann, neurochirurgien à l’hôpital de Stoke Mandeville, inclut l’activité physique aux programmes de rééducation des blessés médullaires. Le 28 juillet 1948, la veille de l’ouverture des jeux olympiques de Londres, il organise au sein de son service les jeux de Stoke Mandeville. Ce sont les premières rencontres sportives pour personnes handicapées. La pratique Handisport est née. En 1960, les premiers jeux paralympiques voient le jour à Rome. Ils réunissent 400 athlètes représentant 23 pays dans 8 disciplines sportives. Cette dynamique va largement contribuer à l’évolution du FR de „ville’.

L’intérêt croissant pour le sport en FR associé à l’augmentation du nombre de pratiquants favorisent le développement de fauteuils spécifiques pour des disciplines telles que le basket

ball, le tennis ou encore l'athlétisme. L'apparition de matériaux composites plus solides et surtout plus légers (aluminium, titane, carbone) conforte cette dynamique qui permet d'accroître le rendement des fauteuils et de les rendre plus efficaces. Le marathon de Boston de 1975 est la première course d'importance à laquelle les sportifs en FR peuvent prendre part. Cette année là, Robert Hall a franchi la ligne d'arrivée après 2 heures 58 minutes d'effort. À l'heure actuelle, Jean Driscoll détient le record féminin établi en 1994 pour cette course, en 1 heure 33 minutes et 22 secondes. Ernst Van Dyk quant à lui détient le record masculin depuis 2004 en 1 heure 18 minutes et 27 secondes. Les innovations techniques, technologiques et biomécaniques ont permis aux sportifs d'optimiser leur potentiel et d'améliorer de façon spectaculaire leurs performances.

Cette évolution des matériaux et des réglages effectués sur les FR de sport a largement profité aux modèles de FR de ville. Les années 1980 voient „la révolution du FR ultraléger' (Cooper, 1996). Le poids d'un FR de ville passe de 18 kg en 1970 à 7 kg en 1990 (Watson et Woods, 2008). Ce gain de poids permet de diminuer la dépense énergétique des usagers mais aussi de réduire le risque de troubles musculo-squelettiques des membres supérieurs.

II. 3. 2. Les types de fauteuils roulants

Après les cannes, le FR est l'aide technique la plus utilisée (André et coll., 1997). Il doit être perçu comme le prolongement du corps et l'élément indispensable, permettant de retrouver mobilité et autonomie, en compensant l'incapacité de marcher...Au fil du temps, au-delà de cette compensation, le FR s'est imposé comme le symbole des personnes en situation de handicap.

Aujourd'hui, la gamme de FR disponible sur le marché est large. Les concepteurs de FR se sont adaptés aux besoins des usagers. Deux familles de FR existent :

- Les fauteuils roulants à propulsion manuelle (FRM) ;
- les fauteuils roulants à propulsion électrique (FRE).

Par ailleurs, d'autres fauteuils permettent de réaliser des actes plus spécifiques de la vie quotidienne : FR de douche, FR verticalisateurs, FR de plage „Hippocampe[®], ...

Dans ce cadre théorique, seuls les FRM sont présentés. Ils sont classés en 5 types :



Figure 20.
Fauteuil roulant à
propulsion
manuelle standard.

Le FRM standard :

Ce fauteuil pliant, en aluminium, est équipé de 2 mains courantes, l'une située sur la roue droite et l'autre sur la gauche (Figure 20). Il est considéré comme léger (environ 15 kg). Les modèles conçus avec du matériel haut de gamme peuvent être encore plus légers : 10 à 14 kg selon les équipements du fauteuil (accoudoirs, freins, repose pieds, diamètre des roues avant...) (Guillon, 2008). Le FRM standard permet d'obtenir un compromis entre „performances techniques de roulage’ et „confort de l'utilisateur’, sans privilégier l'une ou l'autre de ces qualités.



Figure 21.
Fauteuil roulant
manuel pour sujets
hémiplegiques.

Le FR à propulsion manuelle spécifique :

La technique de propulsion est adaptée aux capacités fonctionnelles de l'utilisateur. Pour la grande majorité des FRM, les 2 mains courantes sont situées sur les 2 roues du fauteuil. Pour ce type de FRM, les 2 mains courantes sont fixées sur la même roue. L'autre roue étant actionnée par un pantographe. Cette double main courante permet aux sujets hémiplegiques, paralysés de la partie droite ou gauche du corps, de propulser le FR avec l'hémicorps sain (Figure 21).

Par ailleurs, d'autres FRM équipés d'un système à levier pendulaire permettent aux personnes ayant une mobilité très limitée du membre supérieur de se déplacer (Figure 22).

Cependant, la maniabilité est médiocre et les déplacements extérieurs sont éprouvants et donc peu recommandés. Les châssis de ces FR à propulsion manuelle spécifique sont pliants et facilement transportables à l'arrière ou dans un coffre d'une voiture.



Figure 22.
Fauteuil roulant manuel
à levier pendulaire.

Le FRM de confort :

Il est essentiellement dédié aux séniors et aux personnes souffrant d'une déficience sévère, motrice et parfois cognitive, qui les empêche de se déplacer seul en FRM, mais aussi seul en FRE. Le FRM de confort est équipé d'un appui tête, d'accoudoirs, d'un coussin et de repose jambes matelassés (Figure 23). Il améliore le maintien de la personne. Cependant, il est lourd (30 à 40 kg) et encombrant, et bien qu'ils soient équipés de mains courantes, ce type de FRM est le plus souvent poussé par un tiers.



Figure 23.
Fauteuil roulant
manuel de confort.



Figure 24.
Fauteuil roulant
manuel actif.

Le FRM actif :

Il bénéficie des améliorations techniques et technologiques, et notamment de nouveaux matériaux (titane, carbone). Il est „ultraléger” (7-8 kg selon les options choisies), maniable et son châssis fixe le rend plus solide.

Ce FRM offre une autonomie importante de déplacement (Figure 24).

Le FRM de sport :

Il est conçu pour une pratique sportive spécifique. Il bénéficie de toutes les innovations existantes afin d'en améliorer la performance dans l'activité. Les besoins sont propres à chacune des disciplines sportives et le FR doit y répondre au mieux. Au tennis, la maniabilité permettant de pivoter plus rapidement ainsi que la stabilité sont 2 qualités essentielles que doit posséder le FR (Figure 25). En athlétisme, la qualité de roulage et la position optimale offerte à l'athlète en sont 2 autres (Figure 26).



Figure 25.
Fauteuil roulant de tennis.



Figure 26.
Fauteuil roulant d'athlétisme.



Figure 27. Handbike.

Pour finir ce tour d'horizon, ci-contre le modèle de hand bike disponible en 2012 (Figure 27), plus de 350 ans après le premier FR à manivelles de Stephan Farfler (Figure 16).

L'importance du FRM est „vitale”. Il permet aux usagers de bénéficier d'une autonomie dans leurs déplacements, de participer activement à la vie sociale, voire même de façon très extrême (Figure 28)...



Figure 28.
„Freestyle’ en fauteuil roulant.

II. 3. 3. Caractéristiques d'un fauteuil roulant manuel standard

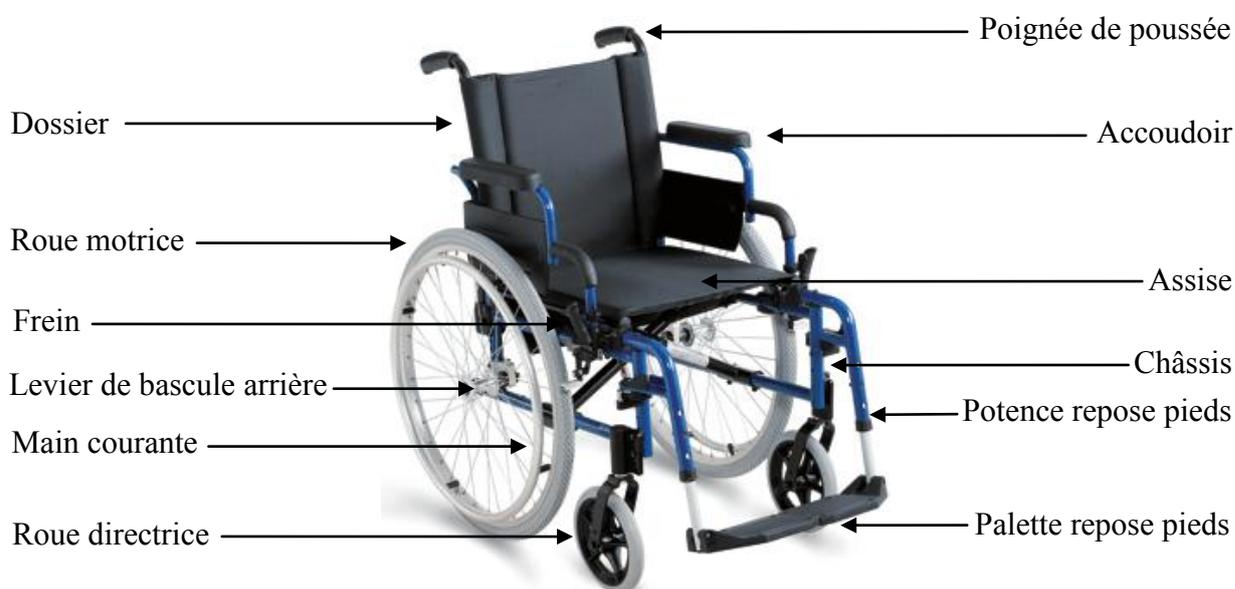


Figure 29. Principaux éléments constitutifs d'un fauteuil roulant manuel standard.

II. 3. 4. Le choix d'un fauteuil roulant manuel

A ce jour, la multitude de FRM disponibles sur le marché rend le choix difficile. De nombreux paramètres sont à considérer avant d'en faire l'acquisition. De toute évidence, le FRM doit répondre aux besoins de l'utilisateur. Deux fonctions bien distinctes, mais difficilement compatibles, lui sont conférées : être une chaise confortable pour les actes du quotidien et permettre à l'utilisateur de se déplacer le plus facilement possible. Le choix final du FRM repose sur 3 critères qui sont intimement liés (Guillon et coll., 2009) :

- Les critères personnels

Le FRM doit être adapté à l'utilisateur : à son âge, à sa morphologie, à sa pathologie, à ses capacités fonctionnelles, à l'usage souhaité du FR, à la fréquence d'utilisation mais aussi à sa personnalité et à ses goûts. Même s'il paraît secondaire, le 'look' du fauteuil est en pratique un élément déterminant du choix. Par ailleurs, compte tenu des tarifs appliqués, déconcertants pour certains types de FR, et des remboursements qui sont loin de couvrir les frais engagés, le coût peut également orienter le choix de l'utilisateur.

- Les critères environnementaux

Les spécificités du lieu d'habitation (largeur des portes, superficie des pièces...) doivent être prises en compte dans le choix du fauteuil, tout comme l'environnement extérieur proche du domicile. En effet, les conditions de déplacement ne sont pas tout à fait identiques à la ville et à la campagne.

- Les critères techniques

Les caractéristiques du fauteuil doivent répondre aux attentes de l'utilisateur. La légèreté, la maniabilité, le confort, la qualité de roulement, la solidité, la longévité sont autant de critères examinés par les acquéreurs potentiels. Il est intéressant de préciser que le bon fauteuil n'est pas uniquement évalué selon des critères de confort et de mobilité mais aussi sur des critères de qualité. En effet, les fauteuils sont exposés à d'importantes contraintes environnementales qui les détériorent prématurément (Shirado et coll., 1995 ; Cooper et coll., 2004). Et la participation sociale de cette population dépend de l'utilisation de leur FRM, elle-même influencée par la qualité du matériel. Il est donc primordial que les fauteuils soient de bonne qualité et que la maintenance ou les réparations nécessaires à une utilisation satisfaisante ne soient pas trop fréquentes (Fitzgerald et coll., 2005). La résistance des FRM „ultralégers' (7-8 kg) étant supérieure à celle des „légers', eux-mêmes plus résistants que les FRM „standards' (15 kg) (Cooper et Cooper, 2008).

Par ailleurs, même si les mesures anthropométriques de la personne ont été prises avant la conception du fauteuil, les possibilités de réglage existantes encore à réception du fauteuil peuvent orienter le choix des usagers primo acheteurs de FRM et/ou ayant une déficience évolutive et qui souhaitent pouvoir le modifier.

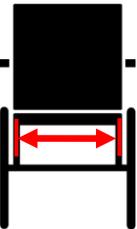
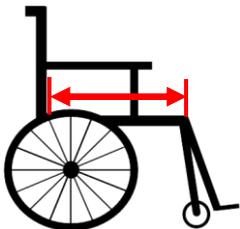
Le FRM ne doit pas être considéré comme un „chariot’ qui dépanne les personnes à mobilité réduite mais bel et bien comme un outil devant pallier au mieux à la déficience et surtout aux incapacités inhérentes. Le FRM devient ainsi le prolongement du corps de l’usager.

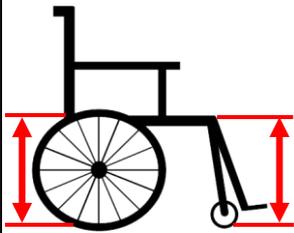
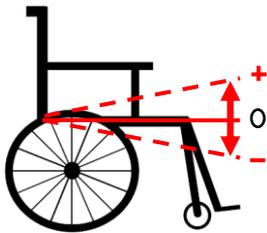
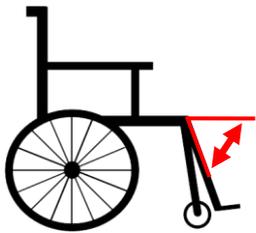
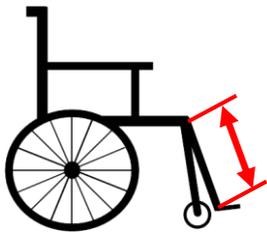
II. 3. 5. Réglages d’un fauteuil roulant manuel et facteurs de maniabilité

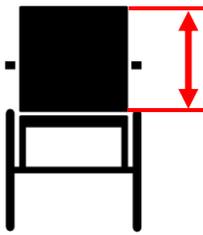
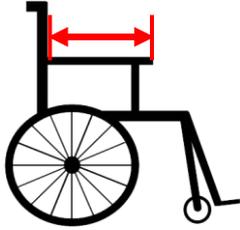
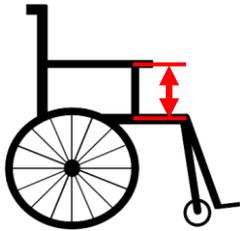
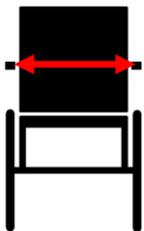
II. 3. 5. 1. Les possibilités de réglage d’un fauteuil roulant manuel

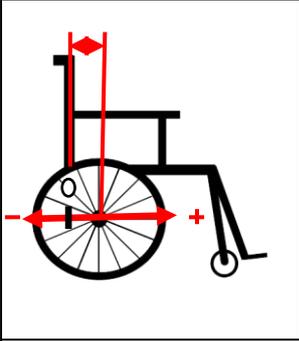
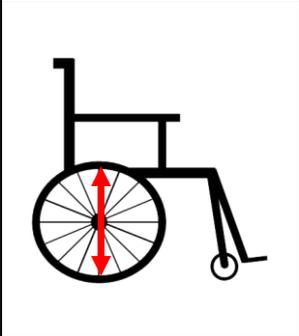
Un fauteuil bien choisi et bien réglé ne supprime bien évidemment pas la déficience mais il permet de compenser de façon optimale l’incapacité de marcher et ainsi, de faciliter la participation sociale de l’usager. Les réglages possibles permettant de répondre au mieux aux besoins de l’usager sont nombreux, et parfois complexes. La littérature française et étrangère regorge de conseils, parmi les plus connus, les travaux de Brubaker (1990), d’Axelson et coll. (1994), de Cooper (1998), de Van der Woude et coll. (2001), et plus récemment de Guillon et coll. (2009) et de Faupin et coll. (2011). Le tableau 2 synthétise ces travaux et présente les principaux réglages possibles sur un FRM.

Tableau 2. Les réglages d’un fauteuil roulant manuel.

	<p><u>Largeur d’assise</u> :</p> <p>Elle détermine la largeur du FRM. Ainsi, il est souhaitable de réduire la largeur d’assise afin de pouvoir franchir les passages étroits (porte, ascenseur) mais également pour „bloquer’ le sujet et améliorer sa stabilité posturale. Cependant, l’assise doit être suffisamment large pour éviter le risque d’escarres sur les faces latérales des cuisses (trochanter) et pour avoir la possibilité de porter un vêtement plus épais. La règle communément admise :</p> <p>Largeur d’assise = Largeur du bassin + 1 cm</p>
	<p><u>Profondeur d’assise</u> :</p> <p>Elle dépend de la longueur de la cuisse du sujet. La profondeur doit être maximisée pour augmenter la surface d’appui et diminuer la pression au niveau du fessier (ischion), en prenant garde à ce que la toile ne soit pas en contact avec le creux poplité du sujet, ce qui risquerait de le blesser. Par ailleurs, une grande profondeur d’assise facilite les transferts. La règle communément admise :</p> <p>Profondeur d’assise = Longueur de la cuisse - 5 cm.</p>

	<p><u>Hauteur d'assise</u> :</p> <p>Réglable à l'avant et à l'arrière, c'est la distance comprise entre l'assise et le sol. Elle ne doit pas être trop importante pour permettre à l'utilisateur de passer les genoux sous les tables, les lavabos. A contrario, elle doit être suffisante pour saisir des objets ou pour être à même niveau que son interlocuteur assis sur une chaise. Une hauteur d'assise égale à celle d'un lit ou d'une baignoire facilite les transferts. Elle influence également le confort de propulsion.</p> <p>La règle communément admise : Hauteur d'assise = 50 cm.</p>
	<p><u>Inclinaison de l'assise</u> :</p> <p>Elle est obtenue par une hauteur d'assise à l'avant supérieure à celle de l'arrière. L'inclinaison évite le glissement du bassin vers l'avant et permet d'améliorer la stabilité posturale. Le confort de l'utilisateur est augmenté, avec la possibilité d'incliner le dossier. Par ailleurs, le risque de chutes vers l'avant est diminué. Cependant, plus la pente est importante, plus la pression ischiatique est élevée, ce qui accroît le risque d'escarres (Jan et coll., 2010). La règle communément admise : Inclinaison de l'assise = 3°.</p>
	<p><u>Angle entre l'assise et la potence</u> :</p> <p>Il est formé par le plan de référence de l'assise et le plan passant par le point avant de l'assise et le point arrière de la palette repose-pieds. L'angle a une incidence sur :</p> <ul style="list-style-type: none"> -la longueur du système „sujet + FRM” et par conséquent sur sa maniabilité (+ l'angle est faible, + la longueur est importante) ; -la stabilité avant/arrière ; -le confort de l'utilisateur. <p>Le compromis le + habituel : Angle entre l'assise et la potence = 70°.</p>
	<p><u>Longueur de la potence</u> :</p> <p>Elle influence la répartition des pressions au niveau des fesses et des cuisses :</p> <ul style="list-style-type: none"> -des potences trop courtes relèvent les jambes et augmentent les pressions ischiatiques ; -des potences trop longues augmentent les pressions sous les cuisses. <p>Recommandation :</p> <p>Longueur de la potence = Longueur du tibia (creux poplité-voûte plantaire, pied chaussé).</p>
	<p><u>Largeur du dossier</u> :</p> <p>Elle dépend de la morphologie de l'utilisateur et agit sur son confort. Si la largeur du tronc est supérieure à celle du bassin, la largeur du dossier peut être augmentée. Cependant, dans la grande majorité des cas : Largeur du dossier = Largeur de l'assise.</p>

	<p><u>Hauteur du dossier :</u> Elle dépend essentiellement de la morphologie, de la déficience et du confort souhaité par l'utilisateur. Une personne de grande taille peu active avec une mauvaise stabilité posturale va privilégier un dossier plus haut qu'un sujet sportif plus petit avec un bon équilibre du tronc. C'est un choix très personnel. Les hauteurs de dossier varient de 30 à 55 cm.</p>
	<p><u>Inclinaison du dossier :</u> L'angle formé par le dossier et l'assise influence le confort de l'utilisateur et la maniabilité du FRM. Le degré d'inclinaison dépend de la qualité de la stabilité posturale du sujet :</p> <ul style="list-style-type: none"> -bon équilibre du tronc : angle $\leq 90^\circ$; -équilibre précaire du tronc : angle $\geq 90^\circ$.
	<p><u>Longueur de l'accoudoir :</u> Elle influence le confort de l'utilisateur. Un accoudoir plus long améliore le confort de repos en augmentant la surface d'appui et peut également faciliter les transferts. Un accoudoir plus court gênera moins l'utilisateur pour accéder sous les tables et facilitera la propulsion du FRM. La recommandation pourrait être : Longueur de l'accoudoir = Longueur de l'avant-bras (coude-poignet) - 2 cm. L'utilisateur fera son choix.</p>
	<p><u>Hauteur de l'accoudoir :</u> Les accoudoirs affectent le confort et la stabilité de l'utilisateur. Ils améliorent la posture dorsale et diminuent les contraintes, à condition d'être bien réglés. Le coude et l'avant-bras doivent être en appui sur l'accoudoir, en veillant à ce que l'épaule soit relâchée et que le dos soit en appui sur le dossier. Par ailleurs, des accoudoirs trop hauts peuvent empêcher l'utilisateur de passer sous les tables : des accoudoirs amovibles peuvent être proposés. Lors du réglage, un compromis adapté à l'utilisateur devra être trouvé.</p>
	<p><u>Distance entre les accoudoirs :</u> Elle est habituellement égale à la largeur d'assise mais peut éventuellement être supérieure pour les utilisateurs ayant des épaules plus larges que le bassin. Cependant, il faut veiller à ne pas gêner la propulsion car cette position pourrait provoquer une rotation interne et une abduction de l'épaule traumatisantes.</p>

	<p><u>Déport de la roue arrière :</u> L'ajustement de l'axe des roues arrière est un réglage essentiel fait de compromis, mais probablement le plus important. Avancée de l'axe des roues arrière vers l'avant :</p> <p>-Avantages : ↗ de la maniabilité, ↘ de l'effort ; ↗ de l'angle de poussée et ↘ de la cadence, ↘ de la sollicitation au niveau des épaules ; ↘ du risque de chutes vers l'avant ; ↘ de la longueur du FRM.</p> <p>-Inconvénients : ↘ de la stabilité du FRM, ↗ du risque de chutes vers l'arrière ; ↗ de la difficulté à monter une pente.</p>
	<p><u>Diamètre de la roue arrière :</u> La dimension de jantes la plus répandue est de 24 pouces. Les jantes de 22 pouces existent et permettent de diminuer la longueur du FRM mais elles diminuent également sa hauteur. De plus, avec des jantes plus petites, l'efficacité de propulsion est réduite et le choix dans la qualité des pneus est restreint. Par ailleurs, des jantes plus grandes poseraient le problème inverse quant à la hauteur et à la longueur du FRM. Des jantes de 24 pouces offrent un bon compromis.</p>
	<p><u>Diamètre de la roue avant :</u> Ce choix est l'un des plus importants dans la configuration d'un FRM. De 3 à 8 pouces, la taille des roues avant n'offre pas les mêmes avantages. Les plus petites permettent un meilleur changement directionnel à l'intérieur du domicile mais peuvent se bloquer sur un obstacle à l'extérieur (bordure, plaque d'égouts) et provoquer la chute de l'utilisateur en avant. Des roues plus grandes offrent une résistance au roulement plus importante lors des changements de directions et risquent de se bloquer contre les talons des usagers.</p>

Il est également possible d'ajouter un appui tête au FRM pour des usagers souvent peu actifs, fortement dépendants, et qui souhaitent privilégier leur confort. La hauteur recommandée pour l'appui tête est celle de la protubérance occipitale de l'utilisateur (Axelson et coll., 1994 ; Cooper, 1998).

II. 3. 5. 2. Facteurs de maniabilité et de qualité de roulement

Après avoir présenté les différentes possibilités de réglage d'un FRM, cette partie s'intéresse aux principaux facteurs techniques et matériels qui permettent d'optimiser la propulsion.

- Effets des pneus... à l'avant... à l'arrière

La qualité et la pression des pneus influencent la résistance au roulement et la maniabilité du FRM et par conséquent, les contraintes imposées aux usagers.

Le FRM standard est équipé de 4 roues : 2 grandes roues motrices à l'arrière et 2 petites roues directrices à l'avant. Mais quel(s) type(s) de pneus faut-il privilégier ? Pleins (ou bandages), gonflés, les 2 ? Les roues arrière et avant n'ayant pas les mêmes fonctions, les recommandations sont différentes :

-A l'arrière, les pneus pleins offrent une résistance au roulement supérieure à celle des pneus gonflés : ils entraînent une augmentation significative de 25 % de la dépense énergétique et de la fréquence cardiaque à partir de 50 % du gonflage idéal (Sawatzky et coll., 2004 ; Sawatzky et coll., 2005). Bien qu'ils soient increvables, les pneus pleins sont à éviter à l'arrière.

-A l'avant, l'effet est inverse : les pneus gonflés s'écrasent lorsque les petites roues pivotent (Guillon et coll., 2009). La mobilité giratoire et plus largement, la maniabilité du FRM, sont diminuées. Cette fois, à l'avant, les pneus pleins sont recommandés.

- Effets du carrossage

Le carrossage est défini par l'inclinaison latérale des roues arrière. Un écartement entre les roues arrière plus important en bas qu'en haut est observable. Ce réglage permet de pivoter plus facilement : il améliore ainsi la maniabilité du FRM. Il facilite également le déplacement sur une surface en dévers en réduisant la tendance au déport du trottoir vers la route. Par ailleurs, l'incidence du carrossage sur les contraintes physiologiques des usagers est contestée. Veeger et coll. (1989) n'ont pas mesuré de différences sur les réponses cardio-respiratoires, contrairement à Buckley et Bhambhani (1998). Cependant, la 1^{ère} étude a été réalisée sur un tapis roulant et la 2^{nde} sur un ergomètre à rouleaux, ce qui pourrait peut-être expliquer ces résultats contradictoires.

Suite à ce bilan, le carrossage est conseillé, mais de quelques degrés uniquement afin de ne trop augmenter la largeur du FRM qui pourrait par ailleurs poser problème dans les franchissements de passages étroits.

- Effets du déport des roues arrière vers l'avant

L'avancée de l'axe des roues arrière vers l'avant influence fortement la qualité de la propulsion en FRM :

-Il diminue la résistance à l'avancement en modifiant la répartition du poids : moins de poids sur les roues avant permet d'améliorer la qualité de roulement du système „sujet + FRM”. La configuration classique suggère une répartition du poids de 60 % sur les roues arrière et de 40% sur les roues avant (Brubaker, 1990).

-Le déport augmente la maniabilité du FRM... :

...En facilitant la pratique du „2 roues”, technique qui consiste à se maintenir en équilibre sur les roues arrière du FRM. En avançant l’axe des roues arrière, le poids est davantage vers l’arrière : il est ainsi plus aisé de faire basculer le FRM vers l’arrière. La maîtrise de cette technique est essentielle pour le franchissement d’obstacles (seuils, bordures de trottoirs) ou lors de déplacements sur des surfaces irrégulières (graviers).

...En diminuant la tendance à l’action giratoire ou „effet d’inclinaison latérale”. Lors d’un déplacement sur une surface latéralement inclinée (dévers), les roues avant subissent une tendance à l’action giratoire. Le recul de l’assise vers l’arrière déplace le centre de gravité et réduit alors significativement cette tendance (Brubaker, 1990).

Cependant, même si l’avancée des roues arrière améliore la propulsion, elle n’augmente pas moins le risque de chutes en arrière...En fonction de ses capacités, de ses activités et de l’environnement habituel dans lequel il évolue, l’usager va privilégier un déport plus ou moins important, mais attention tout de même à ne pas trop perturber la stabilité du FRM.

- Effets de la hauteur d’assise

L’efficacité de la propulsion est également conditionnée par une hauteur optimale de l’assise. Brubaker (1990) préconise un angle bras / avant-bras de 120° lorsque la main vient saisir le haut de la main courante. Par ailleurs, ce réglage assure un meilleur confort articulaire qui réduit le risque de pathologies et de traumatismes (Lepoutre et coll., 2011).

- Effets combinés du déport des roues arrière vers l’avant et de la hauteur d’assise

L’avancée et l’ascension de l’axe des roues arrière sur le cadre du FRM permettent d’augmenter l’angle de poussée et de diminuer la cadence ainsi que la pente de force de propulsion. Sachant qu’une propulsion intensive à cadence élevée favorise l’occurrence de lésions classiques du membre supérieur, l’optimisation de ces réglages, selon les besoins et les caractéristiques individuels des usagers, est essentielle (Cooper et Cooper, 2008).

L’ensemble de ces réglages permet d’améliorer la qualité de roulement et la maniabilité du FRM... Néanmoins, la propulsion est un phénomène complexe qui ne se résume pas uniquement à ces aspects techniques et matériels...

II. 3. 6. La propulsion en fauteuil roulant manuel : exemple du sujet blessé médullaire

La propulsion en FRM est un mode de déplacement contraignant dont la qualité dépend de l'interaction de 3 composantes : les facteurs personnels, le système „sujet + FRM’ et les facteurs environnementaux.

Lors de la propulsion, les contraintes musculaires imposées aux usagers sont importantes. Les muscles des membres supérieurs et du tronc sont sollicités de façon intensive, répétée et prolongée bien qu'ils ne soient pas entraînés à ce type d'effort (Bazzi-Grossin et coll., 1995). Malgré des capacités physiques altérées et une masse musculaire active réduite, les sujets doivent également faire face à de fortes contraintes cardio-respiratoires et mécaniques (Hjeltnes et Vokac, 1979 ; Hjeltnes, 1986 ; Janssen et coll., 1994 ; Janssen et coll., 1997). Cette sur sollicitation des membres supérieurs augmentant par ailleurs le risque de troubles musculo-squelettiques, notamment au niveau des épaules : 30 à 73 % des sujets paraplégiques sont concernés (Pentland et Twomey, 1991 ; Ballinger et coll., 2000), après 13 ans d'utilisation en moyenne (Bayley et coll., 1987).

Cependant, il est essentiel pour les sujets blessés médullaires d'utiliser leur FRM afin de ne pas limiter leurs activités quotidiennes et par conséquent, ne pas réduire leur participation sociale (CIF, OMS, 2001). D'autre part, la sous utilisation du FRM encourage l'inactivité des sujets. Cette inactivité pouvant entraîner surpoids et obésité, et ainsi causer des problèmes de santé tels que le diabète, des syndromes métaboliques, des problèmes cardio-vasculaires mais aussi des troubles urinaires ou orthopédiques (Noreau et coll., 2000 ; Haisma et coll., 2007).

II. 3. 6. 1. Cycle de propulsion

Le mouvement de propulsion en FRM est cyclique. Le cycle est composé de 2 phases distinctes : la phase de poussée et la phase de récupération (Figure 30) (Sanderson et Sommer, 1985 ; Vanlandewicjk et coll., 1994 ; Vanlandewijck et coll., 1997 ; Vanlandewijck et coll., 2001 ; Yang et coll., 2006 ; Vaslin et coll., 2011).

La phase de poussée, correspondant à la période pendant laquelle la main est en contact avec la main courante, se divise elle-même en 2 temps :

-Un temps de traction pendant lequel la main est postérieure à la verticale de la roue arrière ; il débute au premier contact de la main avec la main courante pour finir à la verticale de l'axe de la roue (0° : vertex de la main courante).

-Et un temps de poussée qui débute par le passage de la main en avant de la verticale de la roue arrière et qui se termine avec le dernier contact de la main sur la main courante, marquant la fin de la phase de poussée.

La phase de poussée représente en moyenne 33 % du cycle de propulsion mais ce rapport peut varier selon la technique et la fréquence de propulsion, la vitesse de déplacement du FRM et les inclinaisons du sol (Newsam et coll., 1999).

La phase de récupération correspond à la phase de retour qui varie selon les utilisateurs et les stratégies de propulsion et de récupération adoptées.

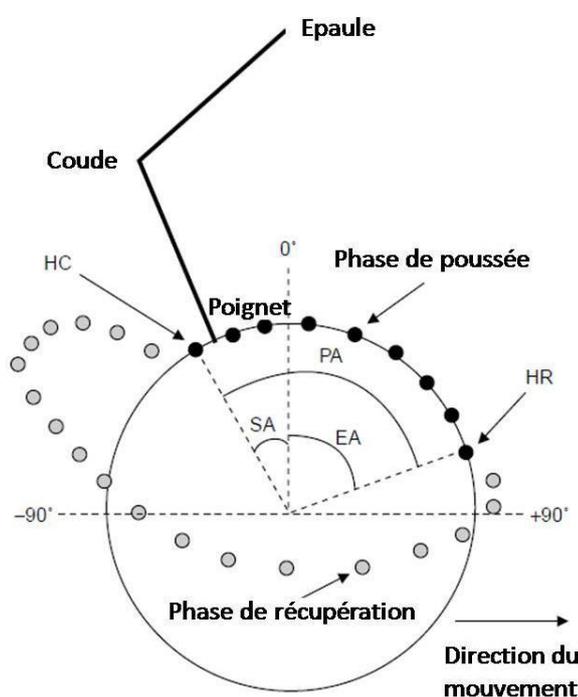


Figure 30. Le cycle de propulsion (Vanlandewijck et coll., 2001) (début de la phase de poussée (HC), fin de la phase de poussée (HR), vertex de la main courante (0°), angle de la phase de poussée (PA), angle d'attaque (SA), angle de lâcher (EA)).

II. 3. 6. 2. Styles de propulsion

L'étude de la trajectoire du poignet lors de la locomotion en FRM a permis d'identifier 4 'styles' ou 'stratégies' de propulsion qui peuvent varier selon la déficience de l'utilisateur et sa maîtrise du FRM (Figure 31) (Shimada et coll., 1998 ; Boninger et coll., 2002).

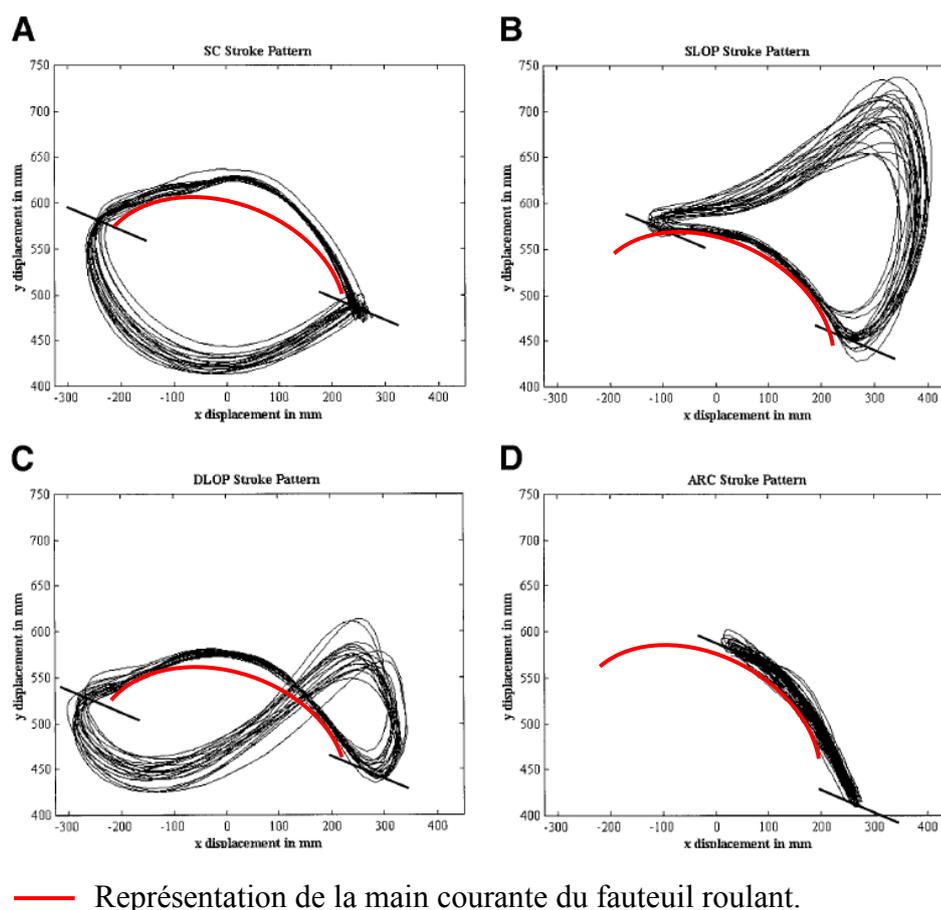


Figure 31. Les différents styles de propulsion (Boninger et coll., 2002) (A : semi circulaire (SC), B : simple boucle à propulsion supérieure (SLOP : „single looping over propulsion’), C : double boucle à propulsion supérieure (DLOP : „double looping over propulsion’), D : en arc de cercle (ARC).

Le style SLOP semble être préféré aux styles DLOP, SC et ARC (Boninger et coll., 2002). Le style ARC est privilégié par les sujets inexpérimentés ou avec de faibles capacités musculaires des membres supérieurs (sujets tétraplégiques). Cependant, le style SC est considéré comme le moins délétère (Cooper et Cooper, 2008). En effet, la fréquence de poussée est inférieure et la phase de poussée est plus longue relativement à la phase de récupération que dans les autres styles de propulsion. Ainsi, la répétitivité du geste est diminuée tout en assurant une meilleure efficacité. L'accélération angulaire des articulations du membre supérieur étant également inférieure à celle mesurée dans les styles SLOP et DLOP (Sanderson et Sommer, 1985 ; Shimada et coll., 1998). Sachant qu'une accélération angulaire importante favorise la détérioration articulaire (Glousman et coll., 1992 ; Marras, 1992). Le style de propulsion SC permet ainsi de retarder l'apparition de troubles musculo-squelettiques.

D'autre part, lors de la pratique sportive, et notamment en athlétisme, les usagers adoptent un style proche du SC : le „boxing”. Les athlètes boxent la main courante, la préhension du cerceau disparaît, ce qui permet d'augmenter la cadence (Guillon et coll., 2009).

Par ailleurs, pendant la phase de poussée, les techniques de saisie et de poussée des mains courantes entre les usagers paraplégiques et tétraplégiques sont différentes (Nadeau, 1997 ; Newsam et coll., 1999 ; Vaslin et coll., 2011). La préhension n'étant pas toujours possible chez les sujets tétraplégiques.

A titre d'information, la littérature abonde d'études sur les forces développées et appliquées par les usagers sur les mains courantes lors de la propulsion (Jarvis et Rolfe, 1982 ; Samuelsson et coll., 1989 ; Asato et coll., 1993 ; Rodgers et coll., 1994 ; Cooper et coll., 1997 ; Faupin et coll., 2004 ; Dabonneville et coll., 2005 ; De Saint Remy, 2005 ; De Groot et coll., 2008 ; Sauret, 2010).

II. 3. 6. 3. Amplitudes articulaires

Lors de la propulsion du FRM, la main entraîne les différents segments du membre supérieur ainsi que le tronc dans des positions diverses. Plusieurs études se sont intéressées aux mouvements et aux amplitudes occasionnés. Les résultats sont variables, en voici la synthèse :

- L'épaule est constamment en abduction, avec une amplitude variant de 30 à 60°, combinée à une flexion ou à une extension comprise entre 0 et 60° (Shimada et coll., 1998 ; Goosey et coll., 2000).

- Le coude effectue une flexion de 15° environ lors de la 1^{ère} moitié de la phase de poussée (temps de traction), puis une extension d'environ 35° lors de la 2^{nde} moitié de cette même phase de poussée (temps de poussée) (Vanlandewijck et coll., 1997).

- Le poignet réalise des mouvements de flexion et d'extension avec une valeur angulaire maximale de 30° (Veeger, 1991).

- Le tronc effectue une flexion grandissante avec l'augmentation de l'activité (Van der Woude et coll., 1988 ; Van der Woude et coll., 1989 ; Veeger et coll., 1989 ; Lees, 1991). Cependant, les usagers n'adoptent pas tous la même position du tronc lors de la propulsion. Certains préfèrent maintenir le tronc en position inclinée afin que celui-ci serve de base stable à la propulsion au mouvement de poussée, pendant que d'autres oscillent le tronc simultanément avec le mouvement de poussée. Ces 2 styles ont pour objectif de favoriser la propulsion (Lees, 1991).

II. 3. 6. 4. *Activité musculaire*

Lors de la propulsion en FRM, les sujets paraplégiques (haut et bas) ainsi que les sujets tétraplégiques (C7-C8) mobilisent principalement 11 muscles du membre supérieur (deltoidus anterior, pectoralis major, supraspinatus, infraspinatus, serratus anterior, biceps brachii deltoïdus medialis, deltoïdus posterior, subscapularis, trapezius medialis, triceps brachii). Chez les sujets tétraplégiques ayant une lésion médullaire plus haute (C6), la propulsion en FRM est toujours possible mais cette fois, en ne mobilisant que 9 muscles : le trapezius medialis et le triceps brachii n'étant plus fonctionnels (Mulroy et coll., 2004). Cette raison explique d'ailleurs le style de propulsion adopté par ces sujets (ARC).

La propulsion en FRM fait intervenir 2 chaînes musculaires synergistes. La 1^{ère} est active lors de la phase de poussée pendant laquelle l'humérus est successivement dans une position d'antépulsion, d'abduction et de rotation externe. Cette chaîne antérieure met en œuvre des masses musculaires plus volumineuses. Elle est composée des muscles antépulseurs du bras et également des muscles fixateurs de la scapula. La phase de récupération fait intervenir une 2^{nde} chaîne musculaire synergique à la 1^{ère}. Cette chaîne postérieure permet d'effectuer les mouvements de rétropulsion, d'adduction et de rotation interne de l'épaule (Isambert et coll., 1997 ; Khélia, 2003).

Le pattern électromyographique d'activation musculaire permet de différencier les phases de poussée et de récupération (Figure 32).

Quelques commentaires peuvent accompagner la lecture de la figure 32 :

- Les muscles actifs en fin de phase de poussée et dans la phase de récupération débutent lorsque les muscles actifs en fin de phase de récupération et initiant la phase de poussée cessent (Mulroy et coll., 2004).
- Chez tous les sujets paraplégiques (haut et bas), le pattern d'activation musculaire des membres supérieurs est similaire.
- Chez les sujets tétraplégiques, l'activation du muscle subscapularis est modifiée : il devient actif dans la phase de poussée.
- Et enfin, le muscle supraspinatus est sollicité pendant l'intégralité du cycle de propulsion, à la fois en contraction concentrique mais aussi en contraction excentrique. Cette sollicitation importante n'est certainement pas étrangère à la fréquence de tendinopathies de la coiffe des rotateurs chez cette population (Guillon et coll., 2009).

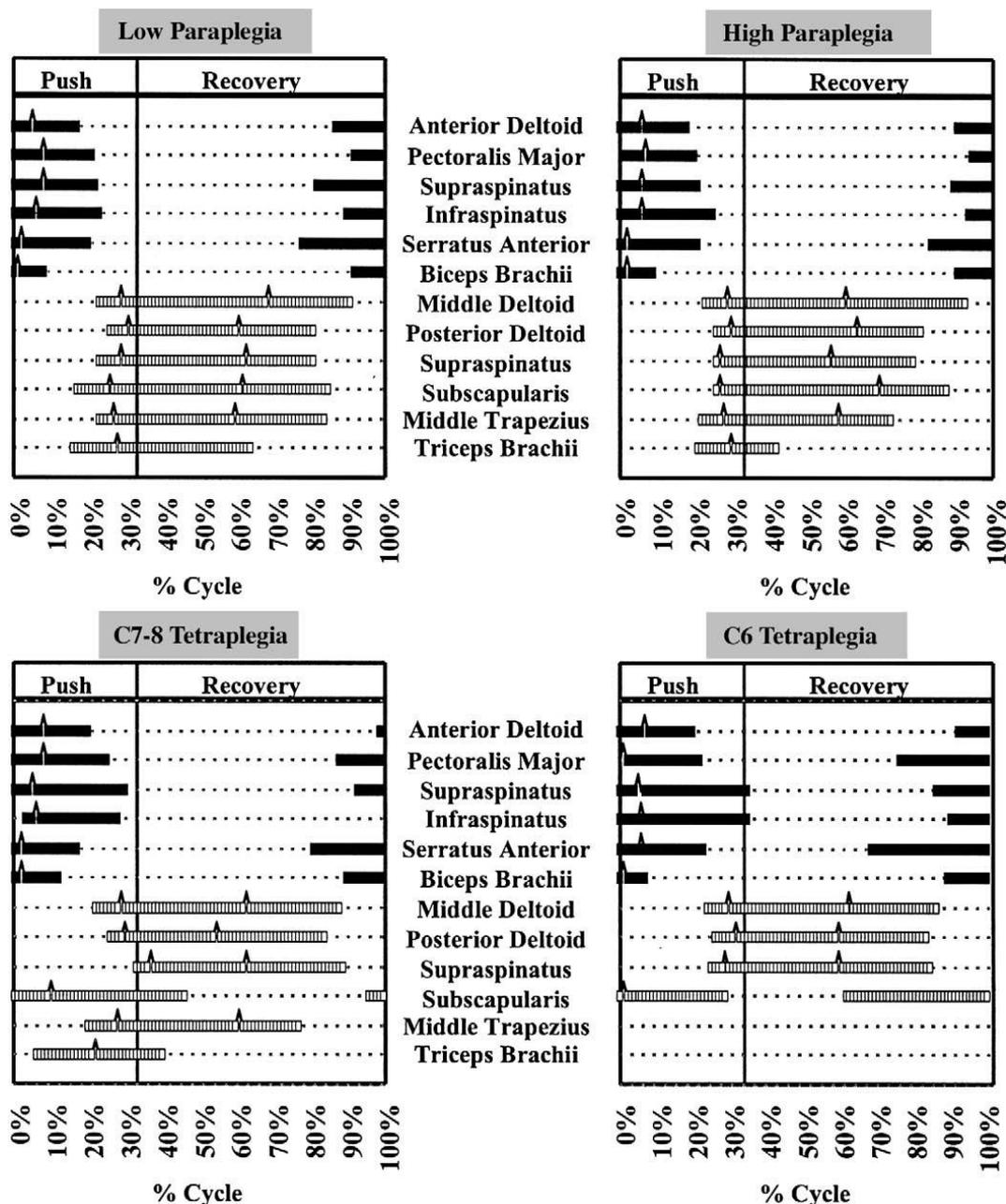


Figure 32. Pattern d'activation musculaire du membre supérieur lors de la propulsion en FRM chez des sujets blessés médullaires selon le niveau lésionnel : paraplégie basse ; paraplégie haute ; tétraplégie C7-C8 ; tétraplégie C6 (Mulroy et coll., 2004).

II. 3. 6. 5. Coût énergétique du déplacement en fauteuil roulant manuel

Le coût énergétique du déplacement (CE_m, en J.m⁻¹) est égal au produit du coût d'oxygène (cVO₂, en l.min⁻¹) par l'équivalent énergétique de l'oxygène (k, en J.l⁻¹), divisé par la vitesse de déplacement (V, en m.min⁻¹), soit : CE_m = cVO₂.k/V.

Dans cette relation :

-Le coût d'oxygène (cVO_2 , en $l \cdot \text{min}^{-1}$) est la différence entre la consommation d'oxygène à l'exercice ($VO_{2\text{exercice}}$, en $l \cdot \text{min}^{-1}$) et la consommation d'oxygène au repos ($VO_{2\text{repos}}$, en $l \cdot \text{min}^{-1}$), soit : $cVO_2 = VO_{2\text{exercice}} - VO_{2\text{repos}}$.

-L'équivalent énergétique pour 1 litre d'oxygène est calculé selon la relation : k (en $J \cdot l^{-1}$) = $16600 + 4600 \text{ QR}$, où le quotient respiratoire (QR, en unité arbitraire (ua)) est le rapport entre le volume de dioxyde de carbone produit (VCO_2) et le volume d'oxygène consommé (VO_2), soit $\text{QR} = VCO_2 / VO_2$ (Wilmore et Costill, 2004).

Pour Brubaker et coll. (1986), lors de la propulsion en FRM à $0,97 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ sur un tapis roulant à 0 %, le CEm est de $97 \text{ J} \cdot \text{m}^{-1}$. Hadj Yahmed et Charpentier (1990) ont mesuré un CEm de $236 \text{ J} \cdot \text{m}^{-1}$ sur un tapis roulant avec une pente de 1 % et une vitesse de $0,83 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Toujours sur un tapis roulant contre une pente de 1 %, Bazzi-Grossin et coll. (1995) ont mesuré un CEm de $213 \text{ J} \cdot \text{m}^{-1}$ à vitesse de confort comprise entre $0,55$ et $1,11 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Lorsque les valeurs de CEm des études de Hadj Yahmed et Charpentier (1990) et de Bazzi-Grossin et coll. (1995) sont corrigées en soustrayant la $VO_{2\text{repos}}$ au calcul (en effet, les valeurs de CEm présentées dans ces 2 études sont calculées en considérant la VO_2 et non pas le cVO_2), les résultats sont proches de ceux de Brubaker et coll. (1986) malgré la pente de 1 %.

D'après ces études, lorsque les sujets se déplacent en FRM à vitesse moyenne d' $1 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ sur une surface plane (ou très légèrement inclinée, pente = 1 %), le CEm moyen est d'environ $100 \text{ J} \cdot \text{m}^{-1}$.

A titre comparatif, la marche sur un terrain plat engendre un CEm compris entre 110 et 220 $\text{J} \cdot \text{m}^{-1}$ (Di Prampero et coll., 1979 ; Di Prampero, 1983). Et pour Glaser et coll. (1979), les CEm de la marche et en FRM sont similaires pour vitesse de déplacement de $0,97 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ sur une surface dure et plane. Dans les mêmes conditions expérimentales de surface que précédemment mais avec une vitesse de déplacement plus faible, $0,83 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, le CEm en FRM est même plus faible que celui mesuré pour la marche (Glaser et coll., 1981). Cependant, lorsque la vitesse de déplacement augmente ou que le revêtement de sol offre davantage de résistance à l'avancement (moquette), le CEm en FRM est significativement plus élevé que celui de la marche (Glaser et coll., 1981).

Ainsi, l'environnement amplifie considérablement le CEm, et plus largement, l'ensemble des contraintes imposées aux usagers de FRM. Le CEm et les contraintes augmentent avec la pente du cheminement (Van der Woude et coll., 1989 ; Hadj et Charpentier, 1990 ; Kulig et coll., 1998), avec le dévers (Brubaker et coll., 1986 ; Chesney et Axelson, 1996 ; Kockelman et

coll., 2001 ; Longmuir et coll., 2003 ; Richter et coll., 2007; Cooper et coll., 2011), mais aussi en fonction des obstacles rencontrés (trottoirs) (Bazzi-Grossin et coll., 1995 ; Van Drongelen et coll., 2005 ; Pradon et coll., 2011) et de la qualité et des propriétés du revêtement de sol (Van der Woude et coll., 2001 ; Hurd et coll., 2008 ; Collins et coll., 2010). La résistance à l'avancement est bien plus élevée sur une surface molle (moquette) ou irrégulière (graviers) que sur une surface dure (carrelage). La déperdition d'énergie occasionnée lors du contact sol-roue étant plus forte sur une surface molle (Van der Woude et coll., 2001).

En quelques mots, le CEm en FRM sur une surface plane, dure et uniforme à vitesse de confort est relativement modéré et proche de celui de la marche. Cependant, il augmente significativement avec les variations de sol, les dénivellations ou avec les obstacles.

Un jour peut-être, l'environnement sera parfaitement adapté aux usagers de FRM et les pentes, dévers ou autres difficultés seront de lointains souvenirs...Mais aujourd'hui, cet environnement là majore les contraintes originelles du FRM qui sont imposées aux usagers, parmi lesquelles figure le rendement...

II. 3. 6. 6. Rendement mécanique de la propulsion

Le rendement mécanique brut (R_{brut} , en %) de la propulsion en FRM est égal au rapport de la puissance développée sur l'énergie dépensée par le sujet. La puissance dépendant des résistances à l'avancement et de la vitesse de déplacement de l'ensemble „sujet + FRM”. Habituellement, il se situe entre 2 et 10 % dans les activités de la vie quotidienne (Van der Woude et coll., 1988 ; Van der Woude et coll., 1989). Ce rendement est faible comparé à celui d'un mode de déplacement assez semblable comme le cyclisme (25 %) ; il est proche de celui de la natation (5 %) (Di Prampero et coll., 1979). Les valeurs de rendement mécanique de la propulsion en FRM étant largement influencées par l'environnement, par la vitesse de déplacement mais aussi par les caractéristiques et les réglages du FRM (Van der Woude et coll., 1989 ; Lemaire et coll., 1991 ; Hugues et coll., 1992 ; Bazzi-Grossin et coll., 1995 ; Boninger et coll., 2000 ; Tomlinson, 2000 ; Fitzgerald et coll., 2005). Un sol offrant de fortes résistances à l'avancement (moquette) diminue le rendement qui ne peut être que de 5 % (Bazzi-Grossin et coll., 1995). D'autre part, Van der Woude et coll. (1986) ont mesuré l'influence de la pente sur le rendement mécanique de la propulsion : il croît de 4,5 % à 9 %

quand la pente augmente de 0 à 3,5 % et décroît quand la pente tend vers 5 %. Remijn (1991), cité par Grossin (1992), obtient des résultats semblables avec une augmentation du rendement de 7,7 % à 1 % de pente et de 9,9 % à 3 % de pente. Les résultats sont légèrement supérieurs pour Bazzi-Grossin et coll. (1995) mais la tendance est la même : à vitesse de confort, le rendement est de 8,3 % contre 1 % de pente et de 11,3 % à 3 % de pente. Par ailleurs, les variations de vitesse influencent elles aussi le rendement mécanique : il passe de 7,9, à 9,7 puis à 10 % pour des valeurs de vitesse respectives de 0,55, 0,83 et 1,11 m.s⁻¹. Au delà de 1,38 m.s⁻¹, le rendement décroît. (Van der Woude et coll., 1986 ; Van der Woude et coll., 1988 ; Van der Woude et coll., 1989). Ces résultats sont confirmés par Brubaker et coll. (1986) qui ont mesuré un rendement de 7,6 % à 0,83 m.s⁻¹ et de 8,5 % à 1,11 m.s⁻¹. Enfin, les faibles valeurs de rendement mesurées lors de la propulsion en FRM peuvent s'expliquer par l'inadaptation du FRM et de ses réglages aux caractéristiques des usagers (Smith et coll., 1983 ; Brubaker et coll., 1984). En effet, un FRM haut de gamme, léger et bien réglé peut avoir un rendement supérieur d'un tiers à celui d'un FRM standard (Boninger et coll., 2000). Un des moyens permettant de retarder l'occurrence de certaines pathologies ...

II. 3. 7. Pathologies et fauteuil roulant manuel

La pratique intensive et prolongée du FRM, nécessaire à l'autonomie des usagers, peut entraîner de nombreuses complications aggravant la situation de handicap des sujets. Les pathologies recensées peuvent être regroupées comme suit.

- Pathologies traumatiques causées par des chutes ou des accidents

Les chutes : un des plus grands dangers chez les usagers de FRM (Lee et Kim, 1997). En 2003, le nombre de blessures en FRM traitées par les urgences médicales américaines était de 100 000, 2 fois plus qu'en 1991. Dans 65 à 85 % des cas, les blessures sont provoquées par des chutes (Xiang et coll., 2006). Kirby et coll. (1994) rapportent que 57 % des usagers de FRM répondant à leur questionnaire indiquent avoir subi un épisode de chutes. Trois types de chutes sont identifiés (Kirby et coll., 1994) :

-Les chutes en avant : elles se produisent lorsque le FRM bute sur un obstacle (seuils de trottoirs, pavés...) et provoquent l'éjection du sujet du FRM vers l'avant. Ce type de chutes est le plus fréquent, il représente 46 % des cas. Les chutes en avant sont favorisées par l'utilisation de roues avant de faible diamètre (roulettes de rollers de 3 pouces) ou la présence d'un repose pieds trop proche du niveau du sol.

-Les chutes en arrière : elles sont dues à l'instabilité antéro-postérieure d'un FRM démunie de système anti bascule. Ce type de chutes représente 30 % des cas. Ce chiffre est très certainement supérieur aujourd'hui compte tenu de l'augmentation importante du nombre de FRM présentant un déport bien plus prononcé des roues arrière vers l'avant que par le passé.

-Les chutes latérales : elles peuvent survenir lors de déplacements sur une surface en dévers ou lorsque le sujet se penche excessivement sur le côté. Représentant 24 % des cas, les chutes latérales sont les plus rares.

Fort heureusement, les accidents sont mineurs dans 84 % des cas. Et parmi les lésions les plus graves, les fractures représentent 11 % des cas et les traumatismes crâniens, 3 % (Kirby et coll. 1994).

- Complications cutanées

Les escarres, ou ulcères de pression, sont des „lésions cutanées d'origine ischémique par une compression des tissus mous entre un plan dur et les saillies osseuses' (National pressure ulcer advisory panel). La prévalence estimée chez les sujets blessés médullaires dans les 2 années post lésionnelles est comprise entre 34 et 46 % (Whiteneck et coll., 1992). Dans le cadre de lésions médullaires, les troubles neurologiques associés à l'atteinte motrice favorisent l'apparition d'escarres en raison des divers troubles sensitifs et trophiques, des dysfonctionnements sphinctériens, des troubles du tonus musculaire et des troubles vasomoteurs sous lésionnels (Labourot et Thevenon, 2011). Dans les cas les plus extrêmes, le pronostic vital peut être engagé (Colin et Lebastard, 1995). Au fauteuil, l'appui est réparti sur de petites zones très vulnérables en raison d'une faible masse musculaire présente entre la peau et le relief osseux. Les zones les plus touchées sont les régions ischiatiques et sacro-coccygiennes inférieures. Il faut également être vigilant à l'état cutané au niveau de la face postérieure des cuisses, des creux poplités, des zones condyliennes et de la face plantaire des pieds qui sont soumis à de fortes contraintes mécaniques (Labourot et Thevenon, 2011). D'autre part, une assise de FRM trop étroite peut occasionner une escarre trochantérienne. Et enfin, chez les sujets tétraplégiques, il faut surveiller les appuis occipitaux et la face postérieure des avant-bras. Une surveillance quotidienne de l'état cutané du sujet est inéluctable pour prévenir ces complications majorant la situation de handicap.

- Complications orthopédiques

Ce type de complications est précisément lié au maintien de la position assise imposé par le mode de locomotion. L'absence de motricité des membres inférieurs provoque l'apparition de raideurs, comme pour toute immobilisation prolongée.

Il est donc essentiel de veiller à bien régler le FRM, d'être vigilant à la position du sujet au fauteuil, d'encourager l'utilisateur à alterner les postures et de le sensibiliser à la mobilisation articulaire par le biais d'un kinésithérapeute afin d'éviter l'installation de fessum de hanches et de genoux, d'équins des pieds ou de déformations rachidiennes (Labourot et Thevenon, 2011).

- Troubles musculo-squelettiques

La propulsion en FRM sollicite de façon intensive, répétée et prolongée les membres supérieurs des usagers. Pendant une heure d'activité quotidienne en FRM, un sujet exécute environ 1800 poussées sur les mains courantes, générant une force de compression dans chaque épaule pouvant atteindre près de 400 N par poussée, soit 40 kg... (Veeger et coll., 2002 ; Van Drongelen et coll., 2005). L'effort nécessaire à la locomotion en FRM est biomécaniquement nuisible au système musculo-squelettique des usagers (Boninger et coll., 1998 ; Veeger et coll., 2002). Les mouvements cycliques effectués par les utilisateurs lors de la propulsion du FRM „n'ont rien de commun avec ceux d'un valide marchant, tant par leurs amplitudes et les secteurs articulaires concernés que par les muscles et la puissance mise en jeu' (Bernard et coll., 1992 ; Reinold et Ohanna, 1997). La répétition du geste à des cadences élevées, la surutilisation des articulations, l'application de forces excessives et les positions et amplitudes articulaires extrêmes favorisent le développement de pathologies d'hypersollicitation, plus communément appelées troubles musculo-squelettiques (Codine et coll., 1997). Gênants, douloureux et parfois même très invalidants dans les activités quotidiennes, ces troubles affectent les muscles, les tendons, les nerfs et les articulations surmenés.

Depuis les années 1980, bon nombre d'études se sont intéressées à la prévalence des troubles musculo-squelettiques du membre supérieur chez les sujets blessés médullaires, et particulièrement à l'épaule et au poignet. Selon la littérature, la prévalence des douleurs d'épaule chez les sujets paraplégiques est comprise entre 30 et 73 % (Pentland et Twomey, 1991 ; Ballinger et coll., 2000). Les résultats des principales études référencées sur ce sujet figurent dans le tableau 3. Il n'est pas exhaustif mais les études présentées comportent, en

majorité, un nombre important de sujets qui ne sont pas issus uniquement d'une population de sportifs.

Tableau 3. Prévalence des troubles musculo-squelettiques du membre supérieur chez les sujets blessés médullaires usagers de fauteuil roulant manuel : revue de la littérature.

Référence		Population étudiée	Localisation des douleurs/prévalence (%)		
Auteur...et coll.	Année		Epaule	Coude	Poignet/Main
Akbar...	2010	Paraplégiques	67		
Jain...	2010	Blessés médullaires	35		
Alm...	2008	Paraplégiques T2-T12	40		
Salisbury...	2006	Tétraplégiques	70		
Boninger...	2001	Paraplégiques	32		
Ballinger...	2000	Paraplégiques	30		
Curtis...	1999	Paraplégiques	42		
		Tétraplégiques	59		
Dalyan...	1999	Blessés médullaires	71	35	53/43
Schroer	1996	Paraplégiques			48
Subbarao...	1995	Blessés médullaires	73 (épaule ou poignet)		
Pentland...	1994	Paraplégiques	39	31	40
Sie...	1992	Paraplégiques	36	16	13/11
		Tétraplégiques	46	15	15/15
Pentland...	1991	Paraplégiques	73		
Silfverskiold...	1991	Paraplégiques	35		
		Tétraplégiques	78		
Gellman...	1988	Paraplégiques	35	5	5
Bayley...	1987	Blessés médullaires	30		
Nichols...	1979	Blessés médullaires	51		
Nepomuceno...	1979	Paraplégiques	35		

Les pathologies les plus fréquemment associées à la propulsion en FRM sont la tendinite de la coiffe des rotateurs (Veeger et coll., 2002 ; Mulroy et coll., 2004) et le syndrome du canal carpien (Veeger et coll., 1998 ; Boninger et coll., 1999 ; Boninger et coll., 2004).

-La tendinite de la coiffe des rotateurs

Située au niveau de l'articulation de l'épaule, la coiffe des rotateurs est composée de 4 muscles et tendons : le subscapularis (sous-scapulaire), le supraspinatus (supra-épineux), l'infraspinatus (infra-épineux) et le teres minor (petit rond) (Figure 33).

Les mouvements cycliques de la propulsion en FRM sollicitent de façon intense les épaules, et tout particulièrement les tendons de la coiffe des rotateurs. D'autre part, lors des mouvements, ces tendons frottent exagérément l'acromion (confit sous acromial). La

combinaison de ces 2 facteurs entraîne une inflammation du tendon (tendinite), et selon les cas, de sa bourse (bursite). Le tendon le plus fréquemment lésé est le supraspinatus (80 %), suivi de l'infraspinatus (15 %) et enfin le subscapularis (5 %).

Dès l'apparition de la tendinite, il est impératif de la soigner, afin de ne pas l'aggraver et d'éviter au sujet d'importantes douleurs chroniques qui pourraient l'encourager à l'inactivité.

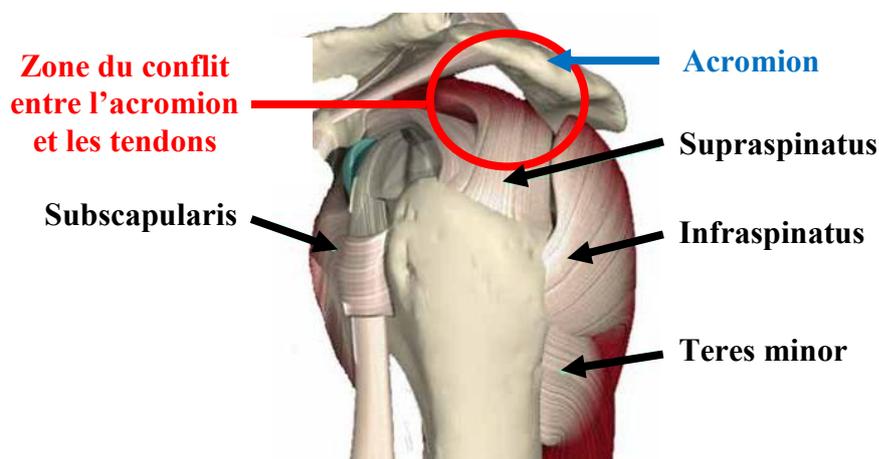


Figure 33. Tendinite de la coiffe des rotateurs de l'épaule.

-Le syndrome du canal carpien

Le canal carpien est situé dans la paume de la main entre les os du carpe et le ligament annulaire antérieur du carpe. Il est composé de neuf tendons fléchisseurs et du nerf médian. Les symptômes dont souffrent les usagers de FRM résultent de la compression du nerf médian au niveau du canal carpien (Figure 34). Le syndrome se manifeste par des engourdissements et des fourmillements dans les doigts, associés à une perte de force musculaire dans le poignet et la main.

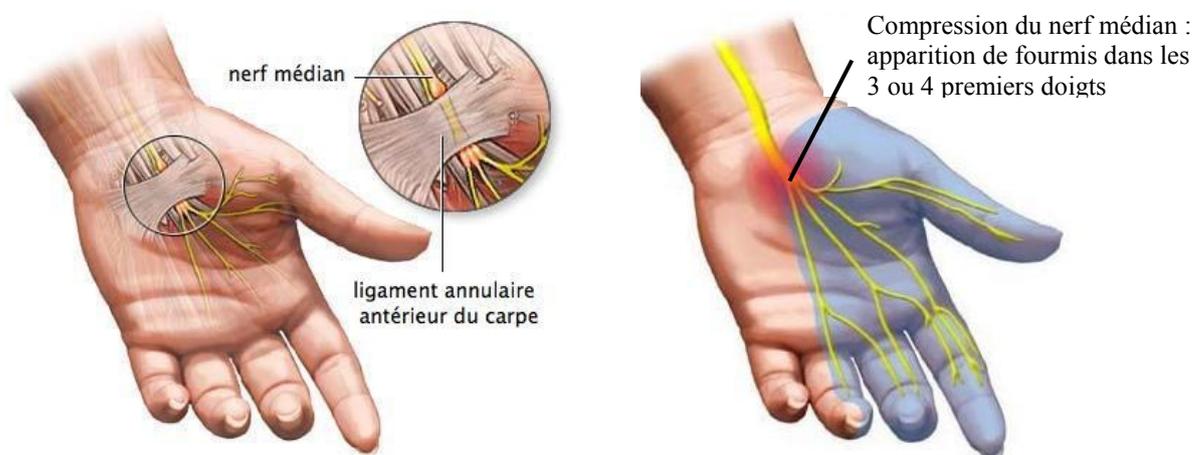


Figure 34. Le syndrome du canal carpien.

Les études présentées sur la prévalence des troubles musculo-squelettiques mettent en évidence le caractère traumatisant de la propulsion en FRM pour les articulations du membre supérieur. Des douleurs et des blessures musculaires, ligamentaires et articulaires apparaissent. Dans leur étude, Sie et coll. (1992) se sont intéressés à cette prévalence des douleurs chez une population de blessés médullaires, mais aussi à l'importance de ces douleurs, à leur significativité. Les douleurs significatives étant définies comme celles nécessitant l'administration d'analgésiques, liées à 2 activités quotidiennes au minimum, ou suffisamment graves pour entraîner une cessation d'activité. Et pas moins de 59 % des sujets tétraplégiques et 41 % des sujets paraplégiques ont déclaré souffrir de douleurs significatives du membre supérieur. Ces résultats sont éloquentes. D'autre part, Lundqvist et coll. (1991) rapportent que les douleurs des membres supérieurs étaient le seul facteur corrélé avec une faible qualité de vie chez les sujets en FRM. Pendant que d'autres études indiquent une diminution de l'autonomie des sujets atteints de douleurs du membre supérieur (Gerhart et coll., 1993 ; Subbarao et coll., 1995 ; Dalyan et coll., 1999). Et pour clore ce constat inquiétant, ces symptômes sont identifiés comme étant une cause majeure de l'abandon de l'usage du FRM, qui conduit naturellement à l'inactivité et à la sédentarisation des sujets (Van der Woude et coll., 2006 ; Ville et Winance, 2006). Auquel cas l'intégration sociale et professionnelle de cette population est fortement compromise...

II. 4. Conclusion

Le FRM est une aide technique quotidienne et essentielle aux sujets blessés médullaires. Leur autonomie en dépend. Néanmoins, la propulsion en FRM sollicite intensément les membres supérieurs des usagers. Cependant, même si l'occurrence de phénomènes dégénératifs et douloureux semble inévitable à long terme, quelques précautions peuvent être prises pour retarder au maximum leur apparition. Le choix du FRM et de ses composites, l'optimisation des réglages selon les caractéristiques individuelles et les besoins de l'utilisateur, l'adoption d'un style de propulsion moins traumatisant... sont autant de facteurs qui permettent de prévenir les troubles musculo-squelettiques et qui facilitent par ailleurs le déplacement des usagers. Il est essentiel que les usagers de FRM maintiennent un niveau d'activité suffisant. L'objectif étant de préserver voire même de développer l'autonomie des usagers afin d'accroître leur participation sociale. Cependant, la qualité du déplacement n'est pas seulement dépendante de l'utilisateur et de son FRM mais bel et bien de l'environnement dans lequel il s'effectue. Dans son appartement équipé et parfaitement adapté, le blessé médullaire est déficient certes, mais il n'est pas en situation de handicap... Cependant, qu'en est-il de ses déplacements à l'extérieur du domicile, passage obligé vers une intégration sociale et professionnelle réussie...

III. Etude 1.

**Déplacement en fauteuil roulant manuel :
Habitudes et difficultés chez une population de sujets paraplégiques**

III. 1. Matériel et méthodes

III. 1. 1. Sujets

Les sujets ont été inclus selon les critères suivants : femmes et hommes paraplégiques, en âge de travailler et majeurs (18-65 ans), qui se déplacent en FRM sans aide. Ils ont tous répondu à un questionnaire relatif aux déplacements des personnes en FR.

III. 1. 2. Protocole

Le questionnaire conçu pour mener l'étude a pour titre : „Déplacements des personnes en fauteuil roulant' (Annexe 1). Il est composé de 2 parties et compte 17 questions fermées à choix multiples :

-La 1^{ère} partie s'intitule „fiche d'identité'. Elle s'intéresse aux caractéristiques des sujets : sexe, âge, situation maritale, déficience(s), situations socioprofessionnelles actuelle et pré-accidentelle si la déficience est acquise, reconnaissance ou non de la qualité de travailleur handicapé, freins à l'emploi, niveau scolaire, pratique ou non d'une activité physique et/ou sportive.

-La 2^{nde} partie s'intitule „mobilité-accessibilité'. Elle précise les habitudes et les difficultés de déplacement des usagers de FR : moyen de locomotion habituel, avec ou sans aide (FRM sans aide, FRM avec aide, FRE), raisons de sortir ou de limiter ses sorties à l'extérieur du domicile, moyens de transport utilisés à l'extérieur en précisant si une aide est nécessaire ou pas, perception du contexte environnemental.

Avant de diffuser le questionnaire, un test a été réalisé sur un échantillon réduit d'usagers de FR. L'objectif était de s'assurer de la clarté et de la compréhension des questions. Aucune difficulté n'a été constatée, le questionnaire a été diffusé plus largement, par voie postale et par internet. Une version papier du questionnaire a été envoyée à 428 blessés médullaires admis au centre de rééducation fonctionnelle de Lay Saint-Christophe sur la période 2003-2008. Le questionnaire était accompagné d'une lettre présentant l'étude (Annexe 2), et d'une enveloppe retour timbrée et libellée à mes nom et adresse. Afin de recueillir une vision plus nationale des habitudes et des difficultés de déplacement des usagers de FR, une version informatique du questionnaire était disponible, pendant 3 mois, sur un site web créé pour l'étude. Le site comprenait 2 pages : une page d'accueil présentant l'étude et une page

hébergeant le questionnaire. L'association des paralysés de France (APF) a été sollicitée dans le but de créer un lien entre leur site web et le site web de cette étude. Ce lien a permis aux visiteurs du site de l'APF d'accéder en un seul clic au site web de l'étude. Le lien avait pour titre : „Si vous vous déplacez en fauteuil roulant, votre avis m'intéresse". Une fois sur le site de l'étude, les personnes intéressées pouvaient compléter le questionnaire en ligne et leurs réponses étaient automatiquement envoyées vers une messagerie électronique.

Sur une période de 3 mois, 470 questionnaires ont été recueillis : 326 en version informatique et 144 en version papier avec un taux de retour de 34 % pour ces derniers. Parmi les questionnaires reçus en version papier, 32 n'ont pas été traités en raison d'un nombre trop important de réponses manquantes pour 17 d'entre eux, et de l'absence de déplacement en FR pour les 15 autres. Ainsi, 438 questionnaires renseignés par des sujets de tous âges avec des déficiences variées qui se déplacent en FR, que ce soit en FRM sans aide, en FRM avec une aide ou en FRE, ont été saisis manuellement dans la base de traitement du logiciel Sphinx[®]. Parmi ces 438 questionnaires, 48 ont été renseignés par des sujets qui n'étaient pas majeurs ou plus en âge de travailler. Ils n'ont donc pas été traités. Le tableau 4 présente la répartition selon la déficience des 390 sujets âgés de 18 à 65 ans qui se déplacent en FR à l'extérieur du domicile, parmi lesquels 220 sujets se déplacent en FRM sans aide.

Tableau 4. Répartition selon la déficience pour l'ensemble des sujets se déplaçant en FR et pour les sujets se déplaçant en FRM sans aide.

Déficiences	Mode de propulsion à l'extérieur du domicile	
	FR n = 390	FRM sans aide n = 220
Paraplégie	138	118
Tétraplégie	60	23
Hémiplégie	13	2
Infirmité motrice cérébrale	24	10
Myopathie	21	1
Sclérose en plaques	36	15
Poliomyélite	24	14
Spina bifida	18	15
Amputation(s) membre(s) inférieur(s)	4	3
Autres	52	19

Dans la présente étude, l'objectif est d'analyser les déplacements d'une population majeure en âge de travailler, homogène, suffisamment nombreuse, avec une déficience non évolutive, et

qui se déplace à l'extérieur du domicile majoritairement en FRM de façon autonome. Ainsi, la population d'étude retenue est celle des 118 sujets paraplégiques âgés de 18 à 65 ans qui se déplacent en FRM sans aide.

III. 1. 3. Analyse des données

L'analyse des données a été effectuée sur l'ensemble de la population d'étude ($n = 118$). Pour mieux comprendre les causes de l'inactivité des sujets, une analyse comparative a également été réalisée sur 2 échantillons indépendants composés à partir de la population d'étude : les sujets exerçant une activité professionnelle ($n = 42$) et les sujets „inactifs” ($n = 36$). Les sujets „inactifs” sont définis comme étant ni à la retraite, ni en arrêt de travail et ne souhaitant pas non plus trouver un emploi ni même s'inscrire dans un projet de formation. Cette situation est choisie par les sujets.

Les résultats présentés sont les proportions, les moyennes et les écarts-types (ET) des différents échantillons. Les proportions ont été comparées à l'aide du test du Khi^2 . La méthode utilisée pour discriminer entre les moyennes est la procédure des différences significatives minimales de Fisher (LSD). Le seuil de significativité retenu est de 5 % ($p < 0,05$). Les analyses ont été réalisées à l'aide de 2 logiciels : Sphinx[®], utilisé pour l'élaboration du questionnaire et la saisie des réponses, a permis de procéder à une analyse descriptive globale, et Statgraphics[®] Centurion XVI a permis d'effectuer une analyse statistique plus précise, avec les tests du Khi^2 et de Fisher en particulier.

III. 2. Résultats

III. 2. 1. Caractéristiques de la population

Les 118 sujets paraplégiques majeurs en âge de travailler se déplacent tous en FRM de façon autonome. L'âge moyen des sujets est de 39 (11) ans. Les hommes représentent 70 % de l'échantillon. Un tiers des sujets est paraplégique „haut’ : leur niveau lésionnel médullaire est compris entre la 1^{ère} et la 6^{ème} vertèbre thoracique (T1-T6). Et la moitié d'entre eux vivent seuls.

Les sujets en emploi (n = 42) et les sujets inactifs (n = 36) ne présentent aucune différence significative pour l'âge : 37 (8) vs 40 (8) ans, le sexe : 67 % vs 69 % d'hommes, le niveau lésionnel „haut’ : 34 % vs 38 % et l'ancienneté de la déficience : 19 (11) vs 17 (11) années.

Les situations socioprofessionnelles de la population d'étude sont présentées dans la figure 35, en notant que 30 % des sujets se déclarent inactifs. D'autre part, même s'ils ne sont que 36 % à exercer une activité professionnelle, 61 % des sujets ont obtenu la reconnaissance de la qualité de travailleur handicapé (RQTH).

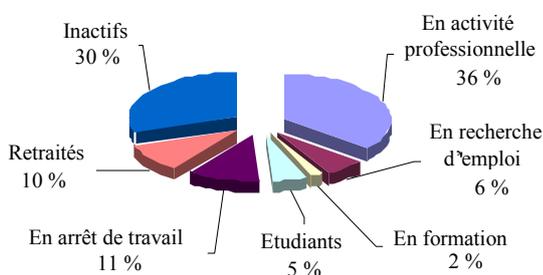


Figure 35. Situations socioprofessionnelles de la population d'étude.

La déficience est acquise pour 92 % des sujets, depuis 14 (10) ans en moyenne. Avant l'accident, 55 % d'entre eux avaient un emploi. A ce jour, parmi ces derniers, seuls 17 % retravaillent. Près de 9 % recherchent un emploi, 3 % sont en formation, 22 % sont en arrêt de travail, 20 % sont retraités et 29 % sont inactifs (Figure 36).

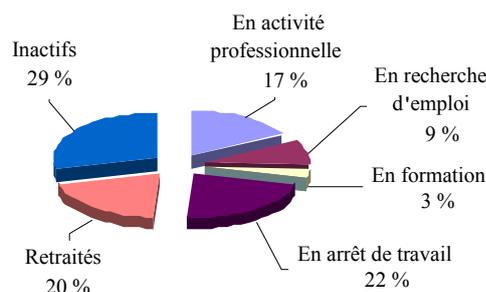


Figure 36. Situations socioprofessionnelles actuelles des sujets en emploi avant l'accident.

A propos de la formation, 33 % des sujets ont obtenu un diplôme supérieur au baccalauréat. Le niveau scolaire étant significativement différent selon la situation socioprofessionnelle : 48 % des sujets en emploi ont un niveau d'études supérieur au baccalauréat contre 22 % des sujets inactifs ($p < 0,05$).

Quant aux activités physiques et/ou sportives (APS), 75 % des sujets déclarent pratiquer de façon plus ou moins régulière. Le taux de pratiquants est significativement lié à la situation socioprofessionnelle : 83 % des sujets en emploi contre 64 % des inactifs ($p < 0,05$).

III. 2. 2. Raisons de l'inactivité socioprofessionnelle des sujets

Parmi la population d'étude, 30 % des sujets sont inactifs. Le questionnaire proposait 7 raisons susceptibles de les avoir conduits à cette situation socioprofessionnelle. Evaluée sur une échelle de 0 à 10, l'influence sur leur inactivité de chacune des 7 raisons varie de 2,9 pour la complexité du trajet domicile-travail à 6,7 pour l'incompatibilité des capacités de travail actuelles avec les qualifications initiales (Tableau 5).

Tableau 5. Inactivité socioprofessionnelle des sujets : les raisons et leur influence (moyennes et écarts-types (ET) évalués sur une échelle graduée de 0 à 10, avec 0 : aucune influence et 10 : influence maximale. * indique une différence significative entre „Trajet domicile-travail compliqué' et „Fatigabilité due à la déficience' et entre „Capacités de travail actuelles incompatibles avec vos qualifications initiales' et toutes les autres propositions ($p < 0,05$)).

	Moyennes (ET) Sujets inactifs n = 36
-Trajet domicile-travail compliqué	2,9 (3,2)
-Fréquence des soins	3,7 (3,0)
-Ressources financières suffisantes	3,9 (3,3)
-Aucune envie de travailler ou de se former	4,0 (3,7)
-Rythme de travail difficile à soutenir	4,6 (3,0)
-Fatigabilité due à la déficience	4,7 (2,6)
-Capacités de travail actuelles incompatibles avec vos qualifications initiales	6,7 (3,5)

* indique une différence significative entre „Trajet domicile-travail compliqué' et „Fatigabilité due à la déficience' et entre „Capacités de travail actuelles incompatibles avec vos qualifications initiales' et toutes les autres propositions ($p < 0,05$)).

III. 2. 3. Habitudes de déplacement des usagers de FRM

Pour quelle raison principale les sujets sortent de chez eux ? Sept propositions leur ont été faites. Pour 34 % d'entre eux, le travail est la raison principale de sortir. Il est suivi du besoin de faire des achats pour 26 % des sujets, et 16 % quittent le domicile pour leurs loisirs. Quatre autres raisons de sortir étaient proposées : la pratique sportive, les soins médicaux ou personnels, les promenades et les démarches administratives. Ces propositions ont été respectivement choisies par 12 %, 8 % et 4 % des sujets. La dernière raison n'a été retenue par aucun d'entre eux. D'autre part, la situation socioprofessionnelle des sujets modifie la raison première de quitter le domicile. En effet, 61 % des sujets inactifs sortent pour faire des achats alors que 84 % des sujets en emploi sortent principalement pour se rendre au travail ($p < 0,01$) (Figure 37).

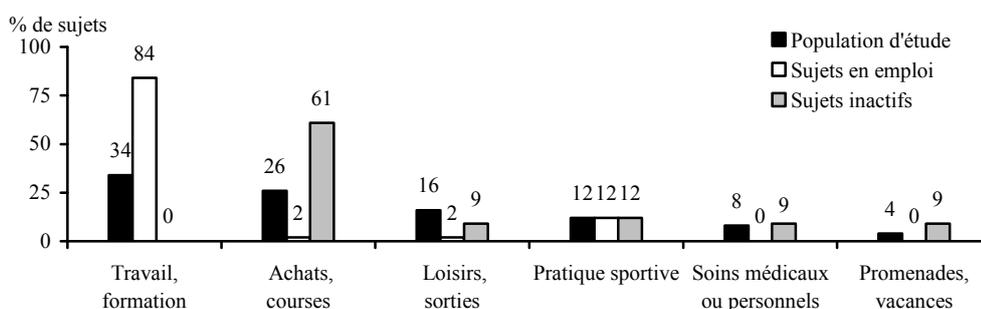


Figure 37. Raisons principales de sortir du domicile. Les résultats (en %) sont présentés pour 3 groupes : population d'étude, sujets en emploi et sujets inactifs.

Que les sujets exercent une activité professionnelle ou qu'ils soient inactifs, les habitudes de transport à l'extérieur du domicile sont identiques. Deux modes de déplacement sont privilégiés : la conduite d'un véhicule personnel aménagé ou non (65 %) et le FRM (19 %). Onze pour cent sont passagers d'un véhicule aménagé ou non, et 5 % des sujets empruntent les différents moyens de transport (Figure 38). Par ailleurs, 93 % d'entre eux sont titulaires du permis de conduire : à savoir, 100 % des sujets en emploi et 86 % des sujets inactifs.

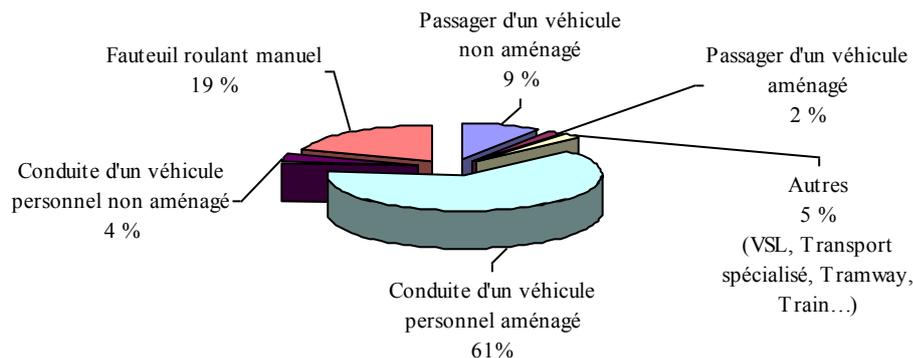


Figure 38. Modes de déplacement privilégiés à l'extérieur par la population d'étude.

Les sujets empruntent les différents moyens de transport avec une autonomie variable. L'aide nécessaire peut être totale, partielle ou nulle. Sans besoin d'aide, 80 % des sujets utilisent leur véhicule, 61 % empruntent le taxi ou les transports spécialisés, 48 % prennent le tramway, 25 % se déplacent en bus ou en métro et 6 % indiquent prendre le train ou l'avion. Néanmoins, 23 sujets au moins ne peuvent emprunter seuls l'un ou l'autre des moyens de transport proposés (Figure 39).

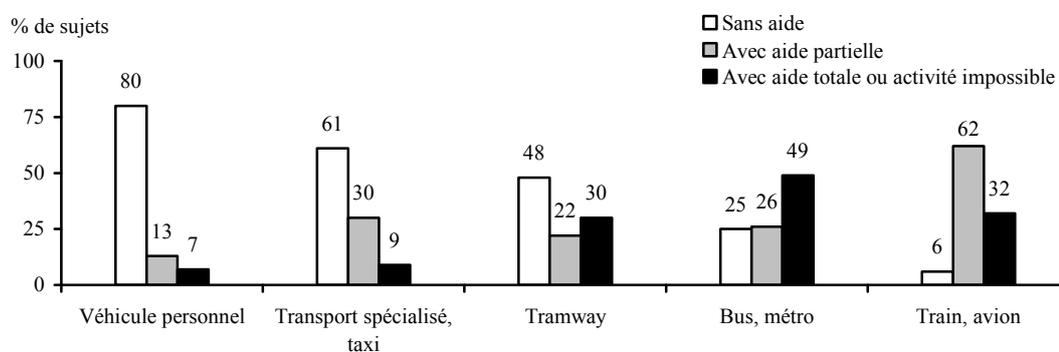


Figure 39. Autonomie de la population d'étude selon les moyens de transport empruntés.

D'autre part, la proportion de sujets en emploi qui empruntent les moyens de transport sans aide est plus élevée que celle des sujets inactifs. C'est une tendance pour les transports en commun : tramway, bus, métro, train et avion. Cette tendance est davantage marquée pour les transports spécialisés et le taxi : 68 % des sujets en emploi les empruntent sans aide contre 51 % des sujets inactifs. Cette différence devient significative quant à l'utilisation d'un véhicule personnel : 93 % des sujets en emploi en disposent sans aucune aide contre 66 % des sujets inactifs ($p < 0,05$).

III. 2. 4. Difficultés de déplacement des sujets

Evoluer en FRM à l'extérieur du domicile n'est pas toujours évident. Les usagers s'exposent à de nombreuses contraintes. Le questionnaire proposait 8 raisons susceptibles de limiter leurs sorties. Evaluée sur une échelle de 0 à 10, l'influence de chacune d'elle varie de 2 à 6,3 selon l'échantillon de sujets (Tableau 6). L'influence a tendance à être supérieure chez les sujets inactifs.

Tableau 6. Limitations des sorties des sujets : les raisons et leur influence (moyennes et écarts-types (ET) évalués sur une échelle graduée de 0 à 10, avec 0 : aucune influence et 10 : influence maximale, par 3 groupes : population d'étude, sujets en emploi et sujets inactifs.

* indique une différence significative avec les sujets en emploi ($p < 0,05$).

	Moyennes (ET)		
	Population d'étude n = 118	Sujets en emploi n = 42	Sujets inactifs n = 36
-Trop fatigant de pousser le fauteuil	2,4 (2,9)	2,2 (2,9)	2,2 (2,6)
-Pas de raisons de sortir	2,4 (3,0)	2,3 (3,0)	3,1 (3,3)
-Pas d'accompagnateur pour vous aider	2,5 (3,1)	2,0 (2,9)	3,0 (3,4)
-Pas de moyens financiers	3,2 (3,3)	3,0 (3,3)	3,7 (3,8)
-Pas de moyens de transport accessibles	4,4 (4,1)	4,7 (4,2)	4,2 (4,1)
-Absence d'activités accessibles à proximité (loisirs, sports...)	4,7 (3,6)	3,8 (3,4)	5,6 (3,5)*
-Trop d'obstacles sur la voirie	5,4 (3,5)	4,7 (3,9)	5,8 (3,3)
-Etablissements recevant du public inaccessibles (commerces, restaurants...)	6,1 (3,1)	6,1 (3,2)	6,3 (3,2)

Les déplacements sur trottoirs posent problèmes à l'ensemble de la population d'étude. La largeur des trottoirs et leur hauteur, la pente, le dévers, le revêtement de sol et les obstacles, qu'ils soient mobiles ou fixes, sont autant de contraintes susceptibles de complexifier la progression des usagers de FRM.

Evaluée sur une échelle graduée de 0 à 10, la gêne indiquée par les sujets en emploi et par les sujets inactifs pour chacune de ces 7 contraintes varie de 4,7 (2,9) à 7,1 (2,8) (Figure 40). De façon unanime, la gêne occasionnée par la hauteur des trottoirs figure en 1^{ère} position avec une évaluation moyenne de 6,9 (2,9). Pour le revêtement de sol et pour les obstacles fixes et mobiles, la gêne varie de 5,5 (3,2) à 6,4 (3,1) et n'est pas non plus modifiée par la situation socioprofessionnelle des sujets. D'autre part, la gêne occasionnée par la largeur des trottoirs,

par la pente et par le dévers a tendance à être plus importante chez les sujets inactifs, de 6 (2,8) à 6,5 (2,8), comparée à celle exprimée par les sujets en emploi, de 4,7 (2,0) à 5,6 (3).

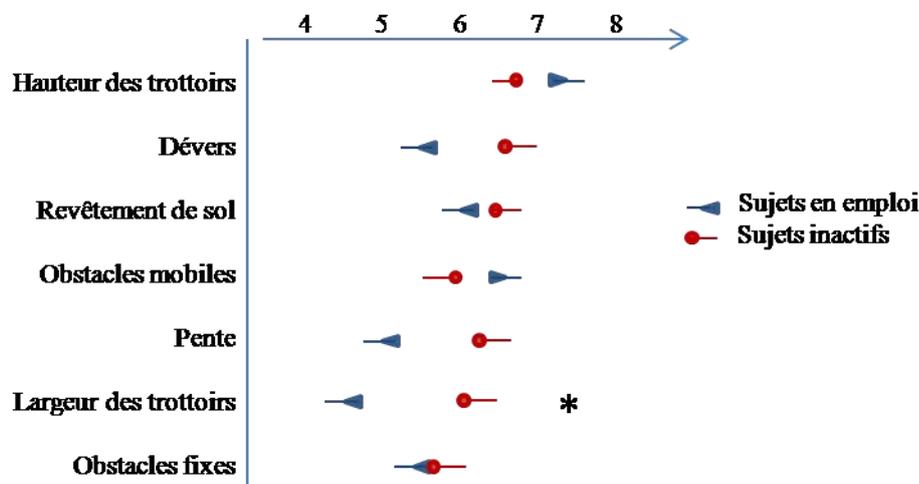


Figure 40. Déplacement sur trottoirs : évaluation des contraintes (moyennes et erreurs standards de la gêne occasionnée par 7 contraintes potentielles de déplacement sur trottoirs, évaluée sur une échelle graduée de 0 à 10, avec 0 : aucune influence et 10 : influence maximale, par 2 groupes : sujets en emploi et sujets inactifs. * indique une différence significative avec les sujets en emploi ($p < 0,05$)).

La gêne indiquée pour les inclinaisons de terrain (pente + dévers) par les sujets inactifs étant significativement différente de celle indiquée par les sujets en emploi ($p < 0,05$). Cette gêne étant également significativement modifiée par l'âge selon la relation :

$$(\text{Pente} + \text{dévers}) / 2 = 2,46 + 0,08 \text{ âge} ; r^2 = 0,1 ; p < 0,05.$$

III. 3. Discussion

La discussion aborde successivement les caractéristiques de la population d'étude, les raisons qui freinent l'intégration professionnelle des sujets inactifs, les habitudes de déplacement ainsi que les difficultés rencontrées par l'ensemble des usagers de FRM lors de leurs déplacements à l'extérieur du domicile.

III. 3. 1. Caractéristiques de la population

Les hommes représentent 70 % de la population d'étude.

Ce résultat est en accord avec les études présentées dans la littérature, composées de sujets masculins à 72, 79 ou 87 % (Cayot-Decharte et coll., 1994 ; Noreau et coll., 2004 ; Wyndaele et Wyndaele, 2006). Dans l'enquête Tétrafigap menée auprès de 1600 blessés médullaires tétraplégiques, la proportion masculine est 4 fois plus élevée (Ravaud et coll., 2000). En France, 1000 à 1500 nouveaux cas de para- ou tétraplégies sont constatés chaque année : ce sont majoritairement de jeunes hommes. L'étiologie indique que 75 % des lésions médullaires sont d'origine traumatique et que 25 % d'entre elles sont d'origine médicale (Désert, 2002). Au rang des causes traumatiques figurent prioritairement les accidents de la circulation, les chutes incluant les accidents de travail, et les traumatismes sportifs : les hommes y étant davantage exposés.

La population est âgée de 39 (11) ans en moyenne. Huit pour cent des sujets présentent une déficience congénitale et 92 % ont acquis leur déficience en cours de vie, depuis 14 (10) ans en moyenne, à l'âge de 26 (11) ans.

Le plus souvent, la population de blessés médullaires est âgée de moins de 30 ans au moment de l'accident (Lucas et Stehman, 1990). Les chiffres de la présente étude sont également en accord avec ceux d'une étude française menée sur 721 blessés médullaires : les sujets étaient âgés de 44 ans en moyenne, avec une déficience acquise depuis 14 ans, soit à l'âge de 30 ans (Cayot-Decharte et coll., 1994). Cependant, l'âge auquel les sujets acquièrent leur déficience a évolué des années 1970 jusqu'au début des années 2000. Entre 1970 et 1973, l'âge des sujets était de 24,5 ans au moment du traumatisme. De 1973 à 1979, il était de 28,7 ans, avec la plupart des occurrences entre 16 et 30 ans. Puis la moyenne d'âge des sujets lors de l'accident s'est progressivement élevée pour atteindre 38,9 ans entre 1999 et 2003, et 40,7 ans en 2005 (Noreau et coll., 2004 ; Ho et coll., 2007 ; NSCISC, 2011). Cette augmentation est

liée à la modification des causes des traumatismes médullaires. En 1970, 60 % des lésions médullaires sont dues aux accidents de la circulation, dans lesquels sont majoritairement impliqués les moins de 25 ans. En 2003, ce chiffre est nettement plus faible : il est de 41 %. Dans le même temps, les traumatismes médullaires liés aux chutes, impliquant cette fois des sujets de tous âges, augmentent considérablement. En 1970, 11 % des lésions sont dues aux chutes contre 42 % en 2003 (Noreau et coll., 2004). Ainsi, au fil des années, les sujets accidentés sont de plus en plus âgés. Toutefois, 78 à 84 % des lésions médullaires surviennent chez des personnes de 45 ans et moins (Stover et coll., 1995 ; Kirshblum et coll., 2002).

Au moment de l'accident, 55 % des sujets exerçaient une activité professionnelle et 39 % étaient étudiants, soit 94 % de la population d'étude.

Dans l'étude de Kirshblum et coll. (2002), la proportion est inférieure : 70 % des sujets étaient présents sur le marché du travail ou suivaient des études au moment du traumatisme. Les résultats de la présente étude sont plus proches de ceux avancés dans 2 autres études : la 1^{ère} indiquant qu'au moment de l'accident, 88 % des sujets étaient soit en emploi (72 %), soit étudiants (16 %) (Cayot-Decharte et coll., 1994) ; et la 2^{nde} rapportant que 91,5 % des sujets étaient soit en emploi (67,5 %), soit étudiants (24 %) (Espagnacq, 2008).

Mais après l'accident, la situation socioprofessionnelle des sujets est significativement différente.

Au moment de l'enquête, 36 % des sujets exercent une activité professionnelle et 5 % sont étudiants.

Les chiffres rapportés dans les 2 études précédemment citées sont encore plus faibles : dans la 1^{ère} étude, 25 % des sujets sont en emploi et 3 % sont étudiants après l'accident (Cayot-Decharte et coll., 1994) ; et dans la 2^{nde} étude, 26,5 % des sujets sont en emploi (Espagnacq, 2008). Le taux d'activité professionnelle de la présente étude correspond aux valeurs les plus élevées rapportées dans la littérature, comprises entre 20 et 35 % (De Vivo et coll., 1991 ; Umbach et coll., 1991 ; Crisp, 1992 ; De Vivo et Richards, 1992 ; Castle, 1994 ; Van Asbeck et coll., 1994 ; Athanasou et coll., 1996 ; Kruse et coll., 1996 ; Levi et coll., 1996 ; Ville et Ravaud, 1996 ; Murphy et coll., 1997). Néanmoins, le taux de sujets en emploi passe de 55 % avant l'accident à 36 % après. Dans les études d'Espagnacq (2008) et de Cayot-Decharte et coll. (1994), l'écart est encore plus important, le taux de sujets en emploi est divisé par 2,5 en moyenne.

Ces chiffres témoignent de l'impact considérable de l'accident sur la situation socioprofessionnelle.

D'autre part, 61 % des sujets ont obtenu la reconnaissance de la qualité de travailleur handicapé (RQTH). Elle leur permet de postuler sur des emplois réservés, s'ils le souhaitent. Cette mesure est liée à l'obligation des entreprises de plus de 20 salariés de compter parmi leur effectif au moins 6 % de travailleurs handicapés. Pourtant, les sujets ne sont que 36 % à exercer une activité professionnelle. L'écart entre la proportion de sujets ayant la RQTH et celle des sujets en emploi est important. Ce constat renforce l'idée que la RQTH n'influence pas assez la reprise d'une activité professionnelle (Espagnacq, 2008).

Par ailleurs, le niveau de formation ainsi que la pratique régulière d'une activité physique et/ou sportive sont 2 facteurs déterminants dans l'accès ou le retour au travail (Cf. III. 2. 1.) :

Le 1^{er} offrant aux sujets la possibilité de prétendre à un emploi plus qualifié, souvent moins manuel, et plus compatible avec une déficience qui nécessite l'usage d'un FRM.

Le 2nd permettant aux sujets d'améliorer leurs capacités fonctionnelles, développant ainsi leur autonomie, tout en veillant à leur état de santé.

Il est donc essentiel d'inciter cette population à poursuivre un cursus de formation et d'accompagner les sujets dans cette démarche, sachant que 39 % d'entre eux étaient déjà étudiants au moment de l'accident. Il est également très important de favoriser leur implication dans la pratique régulière d'une activité physique et/ou sportive.

III. 3. 2. Raisons de l'inactivité socioprofessionnelle des sujets

Dans la présente étude, 30 % des sujets en âge de travailler se déclarent inactifs. Les sujets ne sont ni à la retraite, ni en arrêt en travail et ne souhaitent pas non plus trouver un emploi, ni même s'inscrire dans un projet de formation. Cette inactivité socioprofessionnelle est moins représentée dans la population en âge de travailler dite „valide”. Cette situation est choisie par les sujets, pour des raisons diverses ayant une influence plus ou moins importante.

Des raisons médicales et financières :

Sur une échelle graduée de 0 à 10, les sujets évaluent l'influence de la fréquence des soins sur leur inactivité à 3,7 (3,0). Des troubles sont associés à la lésion médullaire. Les soins et les actes élémentaires du quotidien tels que la toilette, l'habillement ou encore les mictions... sont

bien plus chronophages que pour les sujets valides. Les sujets déficients doivent planifier leur quotidien, ce qui laisse très peu de place à l'imprévu. Et parmi les activités affectées suite à une lésion médullaire, les soins personnels font partie des perturbations les plus difficiles à accepter (Widerstrom-Noga et coll., 1999 ; Noreau et Fougeyrollas, 2000). Cette gestion de la déficience et des troubles associés peut également fatiguer les sujets. Ainsi, le temps et l'énergie consacrés à se préparer, tous les jours, pour simplement sortir du domicile, peuvent orienter le choix des sujets d'exercer ou non une activité professionnelle.

D'autre part, l'influence de leurs ressources financières sur leur inactivité est évaluée à 3,9 (3,3). Les différentes aides perçues liées à l'accident lui-même (rente d'incapacité permanente ou indemnité en capital en cas d'accident du travail, d'accident sur la voie publique causé par un tiers...), ou liées à la situation de handicap (allocation aux adultes handicapés, allocation compensatrice pour tierce personne, prestation de compensation du handicap...) peuvent, sur le plan financier, permettre à certains sujets de ne pas exercer d'activité professionnelle. Ils risqueraient même de perdre tout ou partie des aides accordées en exerçant une activité professionnelle, selon le montant de leur rémunération. Une étude précise par ailleurs que la présence d'un tiers responsable lors de l'accident, synonyme d'indemnités importantes, influence la reprise d'une activité (Espagnacq, 2008). Certes, la majorité des sujets est loin d'être fortunée mais certains d'entre eux s'en satisfont après avoir considéré les contraintes liées à l'exercice d'une activité professionnelle.

Des raisons individuelles liées à l'adaptation au travail : l'envie, le rythme et la fatigue.

L'envie d'exercer une activité professionnelle, le rythme imposé par le travail et la fatigue inhérente ont une influence respective évaluée à 4,0 (3,7), 4,6 (3,0) et 4,7 (2,6) sur l'inactivité des sujets. La motivation des sujets est sans nul doute liée à l'équilibre de la balance „avantages/inconvénients' d'occuper un emploi. Sachant que les sujets ont tous des ressources financières, même modiques, que les contraintes professionnelles peuvent être difficiles à soutenir et source de fatigue, et qu'elles viennent s'ajouter aux contraintes personnelles directement liées à la déficience, les sujets font le choix de ne pas s'inscrire dans un projet professionnel.

Une raison propre à l'activité professionnelle : l'inadéquation de la formation initiale et des capacités fonctionnelles post-lésionnelles.

Dans le choix des sujets de rester inactifs, cette raison est la plus influente : elle est évaluée à 6,7 (3,5).

Pour les sujets étudiants au moment de l'accident (39 %), il est important de les encourager à reprendre leur cursus de formation antérieur, en veillant à adapter le parcours à leurs capacités. En cas d'impossibilités fonctionnelles, l'objectif sera d'accompagner les sujets dans leur réorientation afin qu'ils puissent acquérir des compétences dans un autre domaine leur permettant d'accéder à l'emploi, et d'éviter ainsi leur inactivité socioprofessionnelle.

Quant aux sujets en emploi au moment de l'accident (55 %), la reconversion professionnelle post-lésionnelle peut s'avérer plus complexe. La formation initiale des sujets est terminée depuis de nombreuses années : 10 ans, 15 ans voire même plus... Et les capacités de travail après l'accident ne sont plus compatibles avec cette formation : un sujet plombier, peintre ou mécanicien avant l'accident ne pourra plus exercer son métier assis dans un FR. Ainsi, une fois la période de rééducation terminée, il est impératif de proposer aux sujets une formation adaptée à leurs capacités physiques, intellectuelles, mais aussi à leurs envies... pour leur donner la possibilité de se reconvertir après cet accident et de retrouver une vie professionnelle active et enrichissante.

Par ailleurs, la complexité du trajet à effectuer entre le domicile et le travail est évaluée à 2,9 (3,2). Même si cette raison n'est pas la plus influente dans l'inactivité des sujets, elle n'est pas négligeable et pas non plus significativement différente de l'influence de 4 autres des raisons évaluées : à savoir, la fréquence des soins, les ressources financières suffisantes, l'envie de travailler ou de se former et le rythme de travail à soutenir. La suite de la discussion s'intéresse à cette problématique du déplacement en FRM.

III. 3. 3. Habitudes de déplacement des usagers de FRM

Les déplacements font partie des habitudes de vie. Cependant, se déplacer en FRM à l'extérieur du domicile n'est pas toujours si évident.

Considérant les 4 réponses les plus fréquemment exprimées, les sujets sortent principalement de leur domicile pour se rendre au travail (34 %), pour faire des courses (26 %), pour leurs loisirs (16 %) et pour leur(s) pratique(s) sportive(s) (12 %). Néanmoins, les raisons de sortir diffèrent selon la situation socioprofessionnelle des sujets, et notamment entre les sujets en emploi et les sujets inactifs.

Premier constat, les sujets en emploi sortent essentiellement pour aller travailler (84 %) mais pas tous, 12 % d'entre eux sortent principalement pour pratiquer une activité sportive. Ces

derniers occupent probablement un emploi à mi-temps, et peut-être moins, ce qui pourrait expliquer qu'ils sortent plus souvent pour pratiquer une activité physique que pour se rendre au travail. A moins qu'ils ne soient sportifs de haut niveau avec des entraînements quotidiens qui les obligent à sortir davantage.

Second constat, les sujets inactifs sortent principalement pour faire des courses, ou plus largement, des achats (61 %). Ces sujets consomment et représentent une clientèle à ne pas négliger. D'où l'importance de rendre accessible aux usagers de FRM l'ensemble des commerces, et notamment ceux de proximité qui ne nécessitent pas forcément l'emprunt d'un autre moyen de transport. Douze pour cent des sujets inactifs indiquent que leur principale raison de sortir est la pratique sportive. Même si ce pourcentage est équivalent à celui des sujets en emploi, il aurait peut-être pu être supérieur compte tenu de leur disponibilité.

Concernant les modes de déplacement privilégiés à l'extérieur du domicile par les usagers de FRM, les sujets sont unanimes, quelle que soit leur situation socioprofessionnelle. Deux modes sont préférés, dont un très largement : la conduite d'un véhicule personnel aménagé ou pas (65 %) et le FRM (19 %). Il est donc essentiel d'être titulaire du permis de conduire. De plus, 100 % des sujets en emploi possèdent le permis contre 86 % des sujets inactifs. Le permis de conduire est donc un facteur déterminant de l'intégration professionnelle et plus largement, de la participation sociale de cette population. Tous les sujets blessés médullaires paraplégiques devraient avoir la possibilité de l'obtenir avant de quitter les différents instituts et de regagner définitivement leur domicile.

Néanmoins, ces sujets doivent faire preuve d'autonomie et être en capacité de se transférer seuls dans le véhicule, puis de charger et décharger leur FRM, même si le chargement du FRM peut être mécaniquement assisté. Cependant, sur l'ensemble de la population d'étude, 20 % des sujets indiquent avoir besoin d'une aide partielle ou totale pour utiliser leur propre véhicule. Cette autonomie étant significativement modifiée par la situation socioprofessionnelle : 7 % des sujets en emploi ont besoin d'aide alors que 34 % des sujets inactifs ne peuvent utiliser leur véhicule personnel sans aide.

Ces constats renforcent l'idée de développer les capacités fonctionnelles des sujets, mais aussi celle de faciliter l'accès au permis de conduire afin d'accroître l'autonomie des usagers de FRM favorisant leur intégration professionnelle... et plus généralement, leur intégration sociale.

Par ailleurs, les sujets empruntent les différents moyens de transport avec une autonomie variable, mais néanmoins limitée. Près de 40 % des sujets qui souhaitent prendre le taxi ou un transport spécialisé ont besoin d'aide, et pas moins de 94 % des sujets ne peuvent emprunter le train ou l'avion sans aide. Concernant les transports en commun plus locaux, 52 % des sujets ont besoin d'aide pour prendre le tramway et 75 % des sujets ne peuvent emprunter seuls le bus ou le métro. Même si les capacités fonctionnelles et les habiletés en FRM de quelques sujets leur permettent d'emprunter seuls l'ensemble des moyens de transport, bon nombre d'usagers sont dépendants d'un tiers. La mise en accessibilité des moyens de transport est essentielle pour offrir à chacun des usagers de FRM la possibilité de se rendre là où il le souhaite sans personne, en toute liberté... tout simplement comme tout le monde...

III. 3. 4. Difficultés de déplacement des sujets

L'inaccessibilité des moyens de transport est un frein à la participation sociale des usagers de FRM mais cette contrainte n'est pas isolée. Les sujets rencontrent d'autres difficultés lors de leurs déplacements extérieurs, des raisons qui les incitent à limiter leurs sorties.

L'effort physique nécessaire pour propulser le FRM, amplifié par un environnement inadapté, contraint les usagers à restreindre leurs sorties. Les sujets évaluent l'influence de la fatigue liée au déplacement sur la limitation de leurs sorties à 2,4 (2,9) et celle de l'absence de tierce personne pour les aider à 2,5 (3,1) sur une échelle graduée de 0 à 10. Dans l'enquête Handicaps-Incapacités-Désavantages, le groupe d'usagers de FRM le plus actif, composé à 60 % de sujets paraplégiques, indique des possibilités de déplacements supérieures à l'ensemble des utilisateurs de FRM. Cependant, il leur arrive malgré tout d'avoir besoin de l'aide d'un tiers pour leurs déplacements extérieurs. D'ailleurs, 16 % d'entre eux ne se déplacent pas seuls en dehors du domicile et 31 % déclarent se déplacer rarement à l'extérieur (Ville et coll., 2011). Même si ces contraintes de fatigabilité et d'absence d'accompagnants ne sont pas les plus influentes, elles existent et impactent le choix de sortir ou pas. Ainsi, l'amélioration des capacités physiques des sujets, initiée lors de la prise en charge rééducative, ne doit pas être abandonnée une fois le séjour en centre de rééducation terminé. De retour à domicile, les sujets doivent poursuivre leurs efforts afin de développer et d'optimiser leur autonomie. Il serait d'ailleurs judicieux d'inciter davantage les sujets à pratiquer une activité sportive qui leur permettra d'être plus performant, mais aussi de retarder l'apparition de fatigue lors de la

propulsion du FRM. D'autre part, une réflexion plus fine sur l'accompagnement des usagers de FRM lors de leurs déplacements extérieurs pourrait être engagée.

Par ailleurs, les facteurs environnementaux sont susceptibles de décourager les usagers de FRM qui souhaitent sortir. L'inaccessibilité des établissements recevant du public (commerces, restaurants...), celle des activités de proximité (loisirs, sport...) ainsi que la présence d'obstacles sur la voirie ont une influence respective évaluée à 6,1 (3,1), 4,7 (3,6) et 5,4 (3,5) sur la limitation des sorties des sujets.

Parmi les facteurs environnementaux, quid des trottoirs ? Ils devraient permettre une progression confortable mais ne sont malheureusement pas toujours adaptés aux usagers de FRM. Des contraintes existent. La gêne occasionnée par la hauteur du trottoir est évaluée à 6,9 (2,9) et figure en 1^{ère} position. D'une part, une hauteur trop importante ne permet pas aux sujets de franchir cet obstacle. Et d'autre part, même si la hauteur du trottoir n'est que de 10 centimètres, le faible taux de réussite de franchissement de cet obstacle serait lié à la nécessité de produire un effort articulaire au niveau des membres supérieurs nettement plus important que celui effectué lors de la propulsion sur un terrain plat (Kirby et coll., 2008). En effet, les moments articulaires nets mesurés au niveau du coude et de l'épaule sont plus de 10 fois supérieurs (Van Drongelen et coll., 2005). Et dans le pire des cas, le franchissement de ce type d'obstacles peut provoquer une chute pour les plus téméraires qui s'y risqueraient. Certes, les trottoirs sont plus bas à certains endroits mais cela oblige les sujets à parcourir une distance plus importante pour profiter de cet abaissement, pour tout simplement monter sur un trottoir. Ces résultats soulignent l'importance à porter à la technique de franchissement, mais aussi et surtout à la nécessité d'adapter l'environnement afin d'éliminer ces obstacles et réduire ainsi le risque de troubles musculo-squelettiques liés à l'utilisation du FRM (Pradon et coll., 2011).

D'autre part, les différents types de revêtements de sol, leur qualité, les obstacles fixes (poteaux, bornes, luminaires, jardinières...) ou mobiles (voitures, deux-roues, poubelles...) sont autant d'éléments qui perturbent le cheminement des usagers en les obligeant à slalomer, voire même à descendre du trottoir et à emprunter la route pour poursuivre leur progression. L'effort demandé n'en est que plus important.

Dernier constat, l'inclinaison des cheminements (pente et dévers) gêne les usagers de FRM, et encore davantage les sujets inactifs. La gêne indiquée pour la pente est de 6,2 (2,9) et celle indiquée pour le dévers est de 6,5 (2,8). Ainsi, parmi les contraintes les plus gênantes pour les sujets inactifs, la pente occupe la 4^{ème} place et le dévers figure en 2^{nde} position, juste après la hauteur des trottoirs. Les sujets les plus âgés se plaignent encore davantage. A ce jour,

l'inclinaison des cheminements est réglementée par l'arrêté du 15 janvier 2007 portant application du décret du 21 décembre 2006 relatif aux prescriptions techniques pour l'accessibilité de la voirie et des espaces publics. Cependant, force est de constater que cette obligation n'est pas toujours respectée. Pourtant, la pente du cheminement, son dévers, et parfois même la combinaison des 2, imposent des contraintes physiologiques et biomécaniques plus élevées à des sujets déficients avec des aptitudes altérées. Les incidences cardio-respiratoires et musculaires du déplacement en FRM sur une surface en pente étant à ce jour largement référencées, contrairement à celles opérées lors d'un déplacement sur une surface en dévers (Cooper et coll., 2011).

Ces restrictions dans les déplacements dues à une incapacité de marcher perturbent la réalisation d'activités courantes et diminuent ainsi la participation sociale des usagers de FRM, source de valorisation à travers le travail, les études, la pratique sportive, les loisirs...

III. 4. Conclusion

Au moment de l'accident, 55 % des sujets exerçaient une activité professionnelle. Lors de l'enquête, 36 % des sujets occupent un emploi et 30 % sont inactifs.

Avec une influence variable, diverses raisons orientent le choix des sujets de s'inscrire ou non dans un projet professionnel. Les raisons sont médicales, financières, mais aussi liées à l'adaptation au travail ou sont propres à l'activité professionnelle elle-même.

La chaîne du déplacement n'étant à ce jour que partiellement opérante, la complexité du trajet domicile travail est une des raisons de l'inactivité des sujets, même si ce n'est pas la plus influente. A l'exception des véhicules personnels des sujets, les moyens de transport ne sont pas suffisamment adaptés aux usagers de FRM pour leur permettre de les emprunter en toute autonomie. D'autre part, certains établissements recevant du public et d'autres activités de proximité restent encore inaccessibles. Et sur les trottoirs, les obstacles présents sont nombreux et gênent considérablement la progression des usagers. A noter qu'après la hauteur des trottoirs, les sujets inactifs considèrent le dévers comme le 2nd facteur le plus gênant lors de leurs déplacements. L'environnement limite les sorties des usagers et freine ainsi leur intégration professionnelle.

Lors des déplacements, la situation de handicap n'est autre que le résultat de l'interaction entre les facteurs individuels et les facteurs environnementaux. Une fois les habiletés requises pour se déplacer en FRM optimisées, les usagers doivent avoir accès aux mêmes choses que les personnes valides. Par conséquent, l'environnement doit être repensé en tenant compte des spécificités des usagers de FRM, et plus largement, des différents modes de déplacement existants et de leurs contraintes afin qu'une personne déficiente ne soit plus en situation de handicap lors de ses déplacements. La participation sociale des usagers de FRM doit être facilitée pour favoriser leur intégration professionnelle. L'histoire de l'évolution du FR et de son utilisation, associée aux revendications des personnes en situation de handicap, appelle à une meilleure accessibilité de l'environnement, laquelle en retour, et même si beaucoup reste à faire, contribue à augmenter l'usage. C'est un processus dynamique (Ville et coll., 2011). Des améliorations sont remarquables sur les trottoirs de nos villes ou pour accéder aux différents bâtiments publics mais le travail est loin d'être terminé, il reste encore du chemin à parcourir. La loi du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées inscrit l'obligation d'organiser l'accessibilité en tant que chaîne du déplacement comprenant le cadre bâti, la voirie, les aménagements des espaces

publics, les systèmes de transport et leur intermodalité (Loi handicap, 2005). Cette chaîne du déplacement devrait être opérationnelle au 1^{er} février 2015. En espérant que cette loi soit réellement appliquée, et non pas noyée sous un flot de dérogations.

Néanmoins, parmi les difficultés gênant considérablement les usagers de FRM lors de leurs déplacements, une a très peu été étudiée à ce jour : le dévers des trottoirs. Afin de mieux comprendre les contraintes de cette inclinaison des cheminements perpendiculaire au sens de circulation, la suite de ce travail s'intéresse aux effets du dévers sur les astreintes cardiaques, énergétiques, musculaires et subjectives de sujets paraplégiques en FRM.

IV. Etude 2.

**Effets du dévers sur les astreintes cardio-respiratoires, musculaires
et subjectives de sujets paraplégiques en fauteuil roulant manuel**

IV. 1. Introduction

La qualité du déplacement est un élément déterminant pour les usagers de FRM (Fougeyrollas et coll., 2002 ; Lidal et coll., 2007 ; Longmuir et coll., 2003 ; Van Velzen et coll., 2009). La capacité de se déplacer en toute autonomie facilite leur participation sociale et professionnelle (Kilkens et coll., 2005 ; Van Velzen et coll., 2009). Cependant, l'inadaptation de l'environnement amplifie les contraintes initiales de la propulsion. Les difficultés peuvent être liées à des obstacles physiques ou à de mauvaises conditions de déplacement (pentes, dévers, natures des sols...) qui, isolées ou combinées, entraînent des contraintes trop élevées pour des sujets présentant des capacités physiques réduites (Meyers et coll., 2002 ; Hurd et coll., 2008 ; Collins et coll., 2010). En effet, si des sujets blessés médullaires sportifs ont des consommations maximales d'oxygène (VO_2max) supérieures à $35 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (Huonker et coll., 1998 ; Van der Woude et coll., 2001 ; Bhambhani, 2002 ; Haisma et coll., 2006), pour de nombreux usagers de FRM, ces capacités sont inférieures à 20 voire à $15 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (Figoni, 1984 ; Tahamont et coll., 1986 ; Haisma et coll., 2006). Ces variations étant dépendantes du niveau lésionnel, du genre, de l'âge ou encore de l'entraînement des sujets (Sawka et coll., 1981 ; Haisma et coll., 2006 ; De Groot et coll., 2008 ; Gorce et Louis, 2012). Des données électromyographiques (EMG) et cinématiques montrent également que l'articulation de l'épaule est la zone la plus sollicitée lors du déplacement en FRM (Rodgers et coll. 1994 ; Mercer et coll., 2006 ; Dubowski et coll., 2009). Les contraintes supplémentaires imposées aux usagers peuvent ainsi dégrader leur état de santé en augmentant notamment la fréquence de troubles musculo-squelettiques, en particulier au niveau des épaules et des poignets (Burnham et coll., 1994 ; Mercer et coll., 2006 ; Van Drongelen et coll., 2006 ; Alm et coll., 2008). Des études EMG permettent de définir des styles de propulsion minimisant la contrainte au niveau des épaules et réduisant ainsi les risques ou la gravité des pathologies (Thoumie et coll., 1994 ; Requejo et coll., 2008). Ce processus précoce d'altération des qualités de propulsion conduit à l'inactivité des sujets. Sachant que la santé et la qualité de vie d'un sujet paraplégique sont améliorées par l'activité physique, le maintien du déplacement en FRM est un facteur essentiel de santé (Shephard., 1988 ; Haisma et coll., 2006).

L'étude exploratoire menée au préalable sur les déplacements en FRM auprès de 118 sujets paraplégiques révèle les difficultés rencontrées au quotidien par cette population pour laquelle le dévers figure parmi les contraintes les plus gênantes.

Le dévers est défini comme une inclinaison du terrain perpendiculaire au sens de circulation (Association française de normalisation, 1988). Nécessaire à l'évacuation des eaux, il est limité à 2 % en cheminement courant par la législation française (Arrêté du 15 janvier 2007). Cette valeur limite de 2 % est réglementaire dans de nombreux pays (McMillen et coll., 1999). Cependant, la réalité est toute autre. La loi n'est que peu respectée, essentiellement pour des raisons d'ordres pratiques et économiques.

Le dévers est une contrainte majeure de déplacement susceptible de décourager une personne en FRM, déjà fragilisée dans son accès, son maintien ou son retour à l'emploi (Barat et coll., 2006). L'inclinaison transversale du cheminement provoque une action giratoire des roulettes avant du FRM qui engendre une force entraînant le couple „sujet + FRM” latéralement en contre-bas et oblige les usagers à lutter contre cette force pour maintenir une trajectoire rectiligne (Cooper, 1990 ; Van der Woude et coll., 2001).

Peu d'études se sont intéressées aux déplacements en FRM sur une surface en dévers et aucun résultat ne permet de justifier la valeur limite fixée à 2 %. Une revue récente de Cooper et coll. (2011) ne recense que 5 études. Trois se sont essentiellement appliquées à étudier les aspects biomécaniques de la propulsion (Brubaker et coll., 1986 ; Chesney et Axelson, 1996 ; Richter et coll., 2007). Les 2 autres se sont intéressées aux difficultés de déplacement sur des surfaces variées, dont certaines en dévers, de populations souffrant de pathologies diverses (Kockelman et coll., 2001 ; Longmuir et coll., 2003). Les études de Brubaker et coll. (1986) et de Kockelman et coll. (2001) intègrent des mesures physiologiques. Les premiers ont mesuré la consommation d'oxygène (VO_2) et la fréquence cardiaque (FC) chez un seul sujet, les deuxièmes ont appliqué un modèle de régression linéaire aux variations de FC chez 10 sujets en FRM. Malgré la disparité de ces études menées le plus souvent en situation de laboratoire, avec un faible nombre de sujets, présentant des pathologies variées, un constat ressort de l'ensemble de ces travaux : le dévers augmente l'effort des personnes qui se déplacent en FRM. Les données recueillies permettent de définir des limites de dévers comprises entre 16 et 20 % sur de courtes distances (Chesney et Axelson, 1996). Pour des déplacements plus longs, Kockelman et coll. (2001) proposent 2 seuils : l'un de 4 % acceptable pour tous et l'autre plus critique de 10 % à ne jamais dépasser. Ces valeurs étant éloignées de la limite de dévers fixée à 2 % généralement imposée (McMillen et coll., 1999).

Afin de proposer une valeur de dévers admissible argumentée, cette étude a pour objectif de déterminer les effets de différents dévers sur les astreintes cardio-respiratoires, musculaires et

subjectives d'un nombre élevé d'usagers habituels de FRM dans des conditions les plus proches possibles de situations réelles de propulsion.

IV. 2. Matériel et méthodes

L'étude a été réalisée au centre de Lorraine de l'institut national de recherche et de sécurité (INRS), au sein du laboratoire de physiologie du travail, en collaboration avec l'institut régional de médecine physique et de réadaptation (IRR) de Lorraine.

IV. 2. 1. Sujets

Les 25 sujets volontaires ont été recrutés parmi les patients suivis régulièrement à l'IRR selon les critères d'inclusion suivants : hommes, paraplégiques, majeurs et en âge de travailler (18-65 ans), se déplaçant en FRM de façon autonome et régulière depuis au moins 6 mois. Le niveau lésionnel est défini comme „haut’ pour des lésions comprises entre T1 et T6, et „bas’ pour des lésions de niveau inférieur ou égal à T7. Ce regroupement distingue les sujets à ceinture abdominale fonctionnelle de ceux qui n'en ont pas. Dans la classification clinique de la National Wheelchair Athletic Association (NWAA) qui compte 5 classes (I à V), les sujets paraplégiques à lésion „haute’ sont en classe II et ceux à lésion „basse’ en classes III et IV (Cooper, 1990). Les tests ont été effectués en tenue de sport (pantalon et tee-shirt). Les sujets présentant une contre indication médicale lors de la visite d'inclusion (pathologies cardiovasculaires, pulmonaires, musculaires, cutanées et/ou générales évolutives) ont été exclus. Les sujets ont été informés du protocole et ont donné leur consentement écrit (Annexes 3 et 4). Néanmoins, ils conservaient la possibilité de se retirer de l'étude s'ils le souhaitaient. Les sujets ont été indemnisés pour leur participation. L'étude a reçu un avis favorable du comité de protection des personnes (CPP) Est III (Annexe 5) et de l'agence française de sécurité sanitaire des produits de santé (AFSSAPS) (Annexe 6).

IV. 2. 2. Protocole expérimental

Deux tests ont été réalisés successivement, précédés d'un examen médical (Annexe 7) : un test d'effort sous-maximal sur ergocycle à bras et un test de propulsion sur piste. Les tests ont été effectués sous surveillance médicale au cours d'une 1^{ère} demi-journée consacrée à l'examen médical d'inclusion et au test d'effort, puis d'une 2^{nde} journée complète consacrée au test de propulsion sur piste. Au moins 2 jours de repos séparent les 2 journées expérimentales afin d'éliminer la fatigue du test d'effort.

Les sujets ont été examinés par les médecins investigateurs de l'étude qui contrôlaient l'absence de contre indication à l'inclusion dans le protocole. Lors de cette visite, le médecin renseigne la 1^{ère} partie de la fiche „sujet” (Annexe 8). Cette fiche accompagne les sujets tout au long de la phase expérimentale.

Au cours de cette visite et pour les besoins des tests suivants, les sujets sont pesés. La méthode utilisée est adaptée à la population d'étude : l'ensemble „sujet + FR” est pesé, puis le sujet effectue un transfert sur une chaise et seul son fauteuil est pesé (Figure 41). La masse du sujet (kg) est égale à la différence des 2 valeurs recueillies.



Figure 41. Pesée des sujets.

IV. 2. 2. 1. Test d'effort sous-maximal sur ergocycle à bras

Le test d'effort sous-maximal est une épreuve triangulaire de pédalage sur ergocycle à bras équipé d'un système de freinage à induction magnétique qui contrôle la puissance (Upper body cycle, Kardiomed®). Ce test permet d'estimer la consommation maximale d'oxygène (VO_{2max}) des sujets (Glaser et coll., 1980 ; Burkett et coll., 1990 ; Paré et coll., 1993). Les sujets restaient assis dans leur FRM personnel, bloqué de telle sorte que l'axe du pédalier de l'ergocycle soit à hauteur des épaules et que les bras soient tendus lorsque les pédales sont en position éloignée. Les sujets pouvaient modifier légèrement ce positionnement pour plus de confort (Figure 42). Après un temps de repos assis de 10 minutes permettant de stabiliser les paramètres physiologiques, le test débute par une période d'échauffement de 2 minutes à 25 watts et se poursuit par paliers de 2 minutes avec un incrément de 10 watts par palier, à une fréquence de pédalage de 50 rotations par minute (rpm). Celle-ci était maintenue constante grâce à un écran qui présentait la fréquence réelle de pédalage aux sujets. Le test est arrêté à la demande des sujets ou lorsque leur fréquence cardiaque (FC, en battements par minute (bpm))

atteint 85 % de leur FC maximale (FCmax, en bpm) théorique. La FCmax théorique étant égale à $220 - \text{âge}$ (années) (Fox et coll., 1971). Le test se termine par une période de récupération passive de 20 minutes au cours de laquelle l'évolution des paramètres cardio-respiratoires reste mesurée.



Figure 42. Test d'effort sous-maximal sur ergocycle à bras (Upper body cycle, Kardiomed[®]).

IV. 2. 2. 2. Test de propulsion sur piste

Après avoir préparé les sujets pour la journée d'expérimentations et avant de débiter le test de propulsion sur piste proprement dit, la force et l'activité électrique maximales des 16 muscles étudiés (8 de chaque côté) sont mesurées (extensor carpi, biceps brachii, deltoïdus anterior, pectoralis major, triceps brachii, deltoïdus posterior, trapezius medialis, latissimus dorsi). Les sujets effectuent 8 exercices spécifiques à chacun des muscles côté droit, puis les mêmes côté gauche : la figure 43 en présente deux. Pour chaque exercice, les sujets doivent réaliser 2 contractions isométriques maximales. Les signaux de force sont contrôlés en continu sur un écran qui permet d'encourager le sujet et de lui demander d'interrompre son effort après l'obtention d'un plateau de force pendant 3 secondes. Entre chaque contraction, ils disposent d'1 minute de récupération. Avant de débiter les exercices, une période d'échauffement est prévue.

Les données recueillies pour l'activité électrique musculaire maximale (ie 100 %) permettront de normaliser les données obtenues pour les mêmes muscles lors du test sur piste.

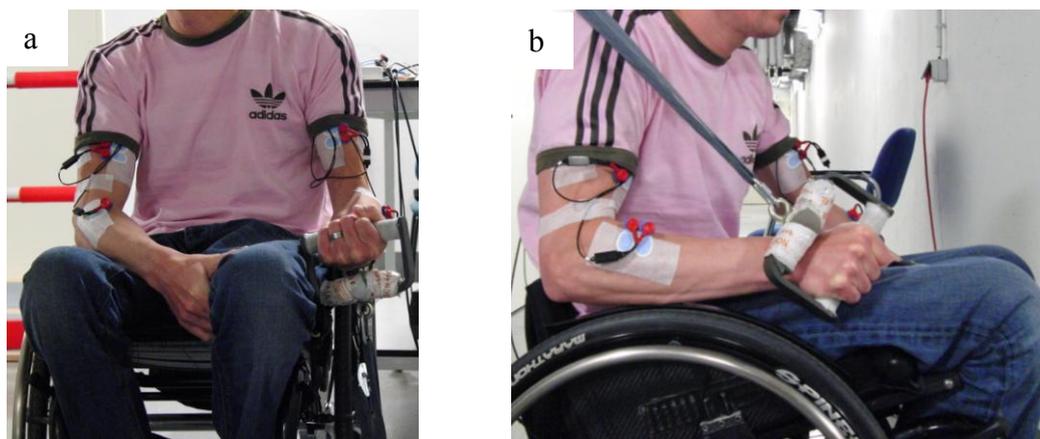


Figure 43. Exercices de force maximale : évaluation du biceps brachii (a) et du pectoralis major (b).

Le test de propulsion sur piste permet d'évaluer les effets du dévers sur les astreintes cardio-respiratoires, musculaires et subjectives de sujets en FRM. Il est réalisé sur une piste de 50 mètres conçue spécialement pour l'étude (Figure 44).



Figure 44. Piste spécifique pour fauteuil roulant.

Elle comporte 2 lignes droites en vis-à-vis mesurant 24 mètres chacune et 2 virages à 180° à chaque extrémité. Sa largeur est de 1,2 mètre conformément à la largeur minimale des cheminements (Arrêté du 15 janvier 2007). Pour ce test de propulsion réalisé en laboratoire, le souhait était de s'approcher des conditions réelles de terrain. Une piste en bois n'en étant pas le reflet, elle a été recouverte d'un revêtement (Tarasafe super, Gerflor®) choisi en raison de son coefficient de frottement dynamique (0,4 unité arbitraire (ua)), proche du coefficient moyen mesuré sur un trottoir extérieur (0,38 ua). Ce coefficient de frottement dynamique a

été mesuré sur 3 zones d'un trottoir extérieur en asphalte d'un lotissement nancéen. L'asphalte des zones évaluées était de structure fermée, ce qui a permis de réaliser les mesures en régime lubrifié en utilisant le bérol comme agent lubrifiant. Le coefficient de frottement dynamique moyen obtenu est de 0,38 ua, l'incertitude des mesures étant de ± 10 %. En raison d'un coefficient de frottement dynamique de 0,4 ua, le Tarasafe Super (Gerflor[®]) est le revêtement choisi pour l'étude. Le dévers est réglé mécaniquement à l'aide de tiges filetées qui permettent de relever le bord externe de la piste selon l'inclinaison souhaitée (Figure 45). Le contrôle de ce réglage a été effectué à l'aide d'un niveau électronique (Laser Cross Liner Novipro, précision ± 3 mm à 10 m, Bosch[®]) au cours de 7 journées expérimentales choisies de façon aléatoire entre la 1^{ère} et la dernière journée de tests. A chacune de ces journées, 24 mesures ont été réalisées : pour chaque dévers (0, 2, 8 et 12 %), 6 mesures ont été effectuées à différents emplacements sur la piste.



Figure 45. Conditions de dévers de la piste : 0, 2, 8 et 12 (%).

Le test de propulsion sur piste compte 8 conditions expérimentales. Elles combinent 4 conditions de dévers (0, 2, 8 et 12 %) et 2 conditions de vitesse, l'une imposée ($V_i = 0,97 \text{ m.s}^{-1}$) et l'autre naturelle dite „de confort” (V_c), choisie par les sujets. Pour chacune des 8 conditions, les sujets parcourent 6 tours de piste (300 mètres), distance qui permet de stabiliser les paramètres physiologiques (Wilmore et Costill, 2004). L'ordre de passage pour chacune des conditions est aléatoire. Le temps de repos entre chaque passation est au minimum d'une demi-heure. Le style de propulsion est libre. Le sens de déplacement est choisi par les sujets en leur indiquant que leur côté dominant doit correspondre au bas du dévers. En effet, avec un dévers important, la propulsion est plus intense pour le côté situé en contre bas de la piste. Les sujets utilisent leur FRM personnel. Le diamètre des roues arrière est de 24 pouces et la pression des pneus est de 8 bars.

La V_i est contrôlée par des diodes électroluminescentes fixées tous les 2 mètres sur les murs qui bordent la piste. Les sujets ajustent leur vitesse de déplacement sur l'allumage décalé des

diodes, programmé à $0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. La V_i est constante pour les 8 conditions expérimentales. La V_c , choisie par le sujet, est mesurée par chronométrage.

Afin de s'affranchir de tout biais lié à la fatigue, un exercice de force maximale d'extension du bras (côté dominant) est réalisé avant chaque condition expérimentale. Les sujets disposent de 2 essais. Toute baisse de force serait signe de fatigue.

La température et l'humidité relative sont mesurées pour chaque demi-journée, avec un hygro-thermomètre portable (Omega[®] RH 70) dont l'erreur maximale est égale à $\pm 0,2 \%$ de la valeur obtenue.

IV. 2. 3. Variables mesurées

Les variables cardiaques, respiratoires et subjectives des sujets ont été mesurées pendant le test d'effort. A ces paramètres se sont ajoutées les contraintes musculaires lors du test de propulsion sur piste.

IV. 2. 3. 1. Variables cardiaques

La FC est mesurée en continu sur l'intégralité des journées expérimentales à l'aide d'un cardio-fréquencemètre (S 810i, Polar[®]). Les sujets sont équipés d'une ceinture au niveau de la poitrine (Figure 47) et d'une montre attachée à l'arrière de leur FRM pour permettre aux expérimentateurs de contrôler plus facilement la FC en direct si besoin. La durée d'intégration du comptage de FC est de 15 secondes. Les données sont recueillies par le logiciel Précision Performance Polar[®]. Les variables cardiaques traitées sont :

- Pour le test d'effort
 - la FC ;
 - le coût cardiaque absolu (CCA, en bpm) : il exprime la différence entre la FC à l'exercice et la FC de repos assis mesurée avant le début de l'effort ;
- Pour le test de propulsion sur piste
 - la FC ;
 - le CCA ;
 - le coût cardiaque relatif (CCR, en %) : il exprime le CCA en pourcentage de la FC de réserve (FCr, en bpm), égale à la différence entre la FCmax théorique du sujet et sa FC de repos (Karvonen et coll. 1957 ; Wilmore et Costill, 2004).

Pour chaque sujet, une FC de repos est mesurée le matin et une autre l'après-midi.

IV. 2. 3. 2. Variables respiratoires

Au cours des tests d'effort et de propulsion sur piste, les paramètres gazeux et respiratoires sont enregistrés à l'aide du système téléométrique analyseur de gaz cycle à cycle Cosmed K4b²® (Figure 46) validé par McLaughlin et coll. (2001) et Duffield et coll. (2004).



Figure 46. Système téléométrique Cosmed K4b²®.

Cet appareil portable permet d'effectuer des mesures dans les conditions réelles de propulsion du FRM grâce à un système de transmission réception pouvant couvrir théoriquement jusqu'à 3 kilomètres de distance. Les sujets sont équipés d'un masque relié à une unité portable alimentée par une batterie rechargeable (NiMH) placée dans un sac à l'arrière du FRM. L'ensemble du dispositif pèse environ 500 grammes. L'unité dispose d'un écran d'affichage, d'un clavier et sa capacité d'enregistrement est de 16 000 cycles respiratoires. Les données sont envoyées par télémetrie à une unité de réception elle-même reliée à un ordinateur. Avant chaque expérimentation, les analyseurs de gaz sont étalonnés et calibrés en fonction de la concentration de l'air ambiant (O_2 : 20,93 % et CO_2 : 0,03 %) et d'un gaz étalon contenu dans une bouteille (O_2 : 15,00 % et CO_2 : 5,00 %). Les analyseurs de gaz sont thermorégulés. L'appareil prend en compte la pression barométrique, la température et le degré d'humidité de l'air expiré pour convertir le volume ventilé (VE) de la condition BTPS (Body Temperature Pressure and Saturated) à un VE en STPD (Standard Temperature Pressure and Dry) afin de calculer l'équivalent en watts (W) de la consommation d'oxygène (VO_2). La fraction d' O_2 contenue dans l'air expiré (FEO_2) est mesurée par une sonde polarographique tandis qu'une sonde infrarouge permet d'analyser la fraction de gaz carbonique ($FECO_2$). Le masque porté

par le sujet est équipé d'une turbine de 28 mm de diamètre pour la mesure des volumes gazeux échangés. Cette turbine est calibrée avant chaque expérimentation grâce à une seringue de 3 litres (Hans Rudolph Inc, Dallas, USA). La rotation de la turbine est mesurée par un système optoélectronique qui compte le nombre de révolutions par seconde. Les masques utilisés permettent aux sujets de respirer simultanément par la bouche et le nez, aboutissant à un plus grand confort. Trois tailles de masques sont disponibles pour éviter les risques de fuites qui sont contrôlés systématiquement avant le début des tests. Les variables respiratoires traitées sont :

- Pour le test d'effort

- la consommation d'oxygène (VO_2 , en $l \cdot \text{min}^{-1}$ ou en $ml \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) ;
- la production de dioxyde de carbone (VCO_2 , en $l \cdot \text{min}^{-1}$) ;
- le volume ventilé (VE , en $l \cdot \text{min}^{-1}$) ;
- la fréquence respiratoire (Rf , en $\text{cycle} \cdot \text{min}^{-1}$).

Ces données permettent de calculer le quotient respiratoire ($QR = VCO_2/VO_2$), le volume courant ($Vt = VE/Rf$, en $l \cdot \text{cycle}^{-1}$), l'équivalent ventilatoire de l'oxygène (VE/VO_2) et le coût énergétique du pédalage ($M = cVO_2 \cdot k$, en watts (W)). Le coût d'oxygène (cVO_2) est la différence entre la VO_2 à l'exercice et la VO_2 au repos ($VO_{2\text{repos}}$). L'équivalent énergétique pour 1 litre d'oxygène (k , en $J \cdot l^{-1}$) est calculé selon la relation $k = 16600 + 4600 QR$ (Wilmore et Costill, 2004). Le rendement net ($R_{\text{net}} = P_p/M$, en %) est calculé avec P_p : puissance de pédalage (W).

Lors de ce test d'effort, la relation entre la FC et la VO_2 a permis d'estimer la $VO_{2\text{max}}$ des sujets par extrapolation de la relation à leur FC_{max} (Paré et coll., 1993).

- Pour le test de propulsion sur piste

- la VO_2 ;
- la VCO_2 ;
- le coût énergétique par mètre parcouru et par kg de poids du système „sujet + FRM’ (CEmkg, en $J \cdot m^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$) : il est égal au produit du cVO_2 ($l \cdot \text{min}^{-1}$) par k ($J \cdot l^{-1}$) divisé par la vitesse (V , en $m \cdot \text{min}^{-1}$) et le poids (P , en kg) du système „sujet + FRM’ ($CEmkg = cVO_2 \cdot k / V \cdot P$) ;
- le coût énergétique relatif (CER, en %) : il représente la fraction de la réserve d'oxygène impliquée dans l'exercice. Il est, comme le CCR pour la FC, le rapport entre cVO_2 et l'oxygène de réserve égal à $VO_{2\text{max}} - VO_{2\text{repos}}$ (Wilmore et Costill, 2004).

IV. 2. 3. 3. Variables musculaires

Les 16 muscles étudiés (8 pour le côté droit et 8 pour le côté gauche) sont ceux considérés comme principalement actifs lors de la propulsion en FRM : extensor carpi, biceps brachii, deltoïdus anterior, pectoralis major, triceps brachii, deltoïdus posterior, trapezius medialis (Do et coll. 1985 ; Van der Helm et Veeger, 1996 ; Kawazu et coll., 1999 ; Mayer et coll., 1999 ; Chow et coll., 2000 ; Mulroy et coll., 2004 ; Chow et coll., 2009 ; Louis 2010). La propulsion ayant lieu sur une surface en dévers, le latissimus dorsi est également évalué. Ce muscle est essentiel pour l'équilibre assis des sujets, particulièrement pour les paraplégiques „hauts’ qui n'ont pas de muscles abdominaux fonctionnels leur permettant un équilibre du tronc dans l'axe antéro-postérieur.

La force maximale de ces muscles est mesurée lors des exercices préalables au test sur piste par un capteur de force miniature (Type F 621 TC, étendue de mesure ± 100 daN, TME[®]). Pour chaque essai, la valeur prise en compte est celle obtenue pendant le plateau. Pour chacun des 16 muscles, la valeur de force maximale retenue est la valeur la plus élevée des 2 essais.

L'activité électrique musculaire maximale mesurée lors des exercices de force et l'activité électrique musculaire enregistrée lors du test sur piste sont évaluées en continu par l'analyse du signal électromyographique (EMG) de surface. Le signal EMG recueilli en surface étant considéré comme représentatif de l'activité électrique du muscle entier (Bouisset et Maton, 1972). La détection du signal est effectuée par dérivation bipolaire en utilisant des électrodes de surface auto-adhésives à usage unique de type „argent-chlorure d'argent’ (Blue Sensor, Medicotest, Danemark). Un système de bouton pression assure la liaison avec le câble blindé relié à l'amplificateur. La surface de la peau est préalablement nettoyée avec une solution d'alcool puis rasée pour réduire l'impédance entre les électrodes (Z), qui devait toujours être inférieure à 2 k Ω . L'impédance était mesurée après le collage des électrodes et contrôlée en fin d'expérimentation. Pour chaque muscle, la paire d'électrodes est fixée sur le „ventre’ musculaire, dans l'axe longitudinal des fibres en respectant un espacement inter-électrodes (centre à centre) de 2 cm. Une électrode de référence est placée au niveau de l'acromion. Pour s'assurer de la reproductibilité interindividuelle, le positionnement des électrodes est établi à partir de références anatomiques et des recommandations du SENIAM (Hermens et coll., 2000). Contrôlées par palpation lors des exercices de force maximale, les localisations retenues sont les suivantes (Figure 47) :

-extensor carpi (EC) : sur le segment épitrochlée-milieu de la face dorsale du poignet, à un tiers de l'épitrochlée ;

- biceps brachii (BB) : sur la ligne acromion-insertion du biceps sur le cubitus, à la jonction tiers bas et médian du segment ;
 - deltoidus anterior (DA) : à 2 cm en avant de l'acromion ;
 - pectoralis major (PM) : sur le bord externe à 4 cm au dessus du mamelon ;
 - triceps brachii (TB) : au milieu et 3 cm en dedans du segment crête acromiale-olécrane. Le chef externe du TB étant le plus actif dans la propulsion, c'est son activité qui sera enregistrée dans cette expérimentation ;
 - deltoidus posterior (DP) : à 3 cm en arrière de l'acromion ;
 - trapezius medialis (TM) : sur le bord supérieur du trapèze à mi distance entre C7 et l'acromion ;
 - latissimus dorsi (LD) : sur le bord externe du muscle à hauteur de T4.
- Pour les muscles pectoralis major et latissimus dorsi, les électrodes ont été positionnées essentiellement par palpation afin de repérer les bords externes de ces muscles.

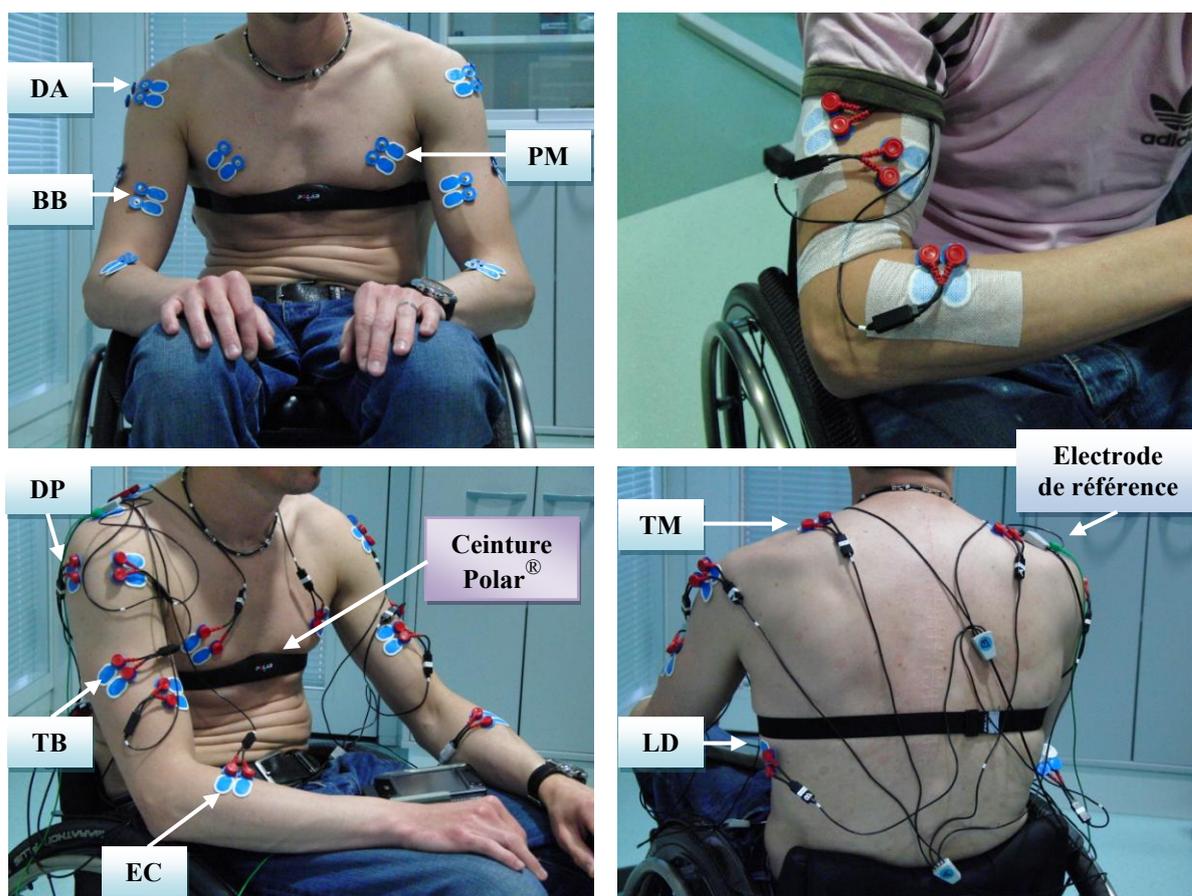


Figure 47. Equipement du sujet pour l'enregistrement de l'activité électrique musculaire. Huit muscles sont étudiés de chaque côté : extensor carpi (EC), biceps brachii (BB), deltoïdus anterior (DA), pectoralis major (PM), triceps brachii (TB), deltoïdus posterior (DP), trapezius medialis (TM), latissimus dorsi (LD). Une électrode de référence (masse) est située au niveau de l'acromion. La ceinture permet d'enregistrer la fréquence cardiaque.

Le signal EMG est enregistré avec une bande passante comprise entre 10 et 499 Hz (Filtre Butterworth). Le taux de rejet en mode commun est supérieur à 100 dB à 65 Hz et l'impédance d'entrée est supérieure à 10 G Ω . Le signal est recueilli à une fréquence d'échantillonnage de 1 KHz à l'aide du système pocket EMG et du logiciel Myolab (BTS spa[®], Garbagnate Milanese, Milano, Italy).

IV. 2. 3. 4. Variable subjective

La perception de l'effort des sujets est évaluée à l'aide de l'échelle subjective ratings of perceived exertion (RPE) de Borg (1998) (Figure 48) pour l'ensemble du corps et pour 5 zones anatomiques précises (avant-bras/main, bras/épaule pour chaque côté et dos). Cette évaluation est réalisée au cours des périodes de récupération du test d'effort et des tests de propulsion sur piste à l'issue de chacune des 8 conditions expérimentales. Le masque étant toujours sur le visage des sujets, ces derniers ne peuvent s'exprimer. Ils indiquent alors l'effort perçu en posant le doigt sur le chiffre de l'échelle de Borg correspondant.

6	Aucun effort
7	Extrêmement léger
8	
9	Très léger
10	Léger
11	
12	Un peu dur
13	
14	Dur
15	
16	Très dur
17	
18	Extrêmement dur
19	
20	Effort maximal

Figure 48. Echelle rating of perceived exertion (RPE) de Borg (1998).

IV. 2. 4. Analyse des données

Les données présentées correspondent à la moyenne des 25 sujets et à leur écart-type (ET) entre parenthèses. Le traitement et l'analyse des données sont spécifiques aux tests et aux variables mesurées.

- Test d'effort sous-maximal

Pour chaque palier de puissance, les variables sont calculées pour la 1^{ère} et pour la 2^{ème} minute. Les régressions qui ont permis par extrapolation le calcul des VO₂max et des rendements énergétiques ont été calculées sur les résultats des 2^{èmes} minutes de chaque palier. Afin de ramener les durées de pédalage dont la variabilité interindividuelle est importante à une valeur identique pour tous, son évolution temporelle a été partagée en 5 phases découpées par quintile de la durée totale. Des modèles de régression simple ou multiple par la méthode des moindres carrés sont utilisés pour établir les relations des différentes variables entre elles et avec la puissance de pédalage.

- Test de propulsion sur piste

- Variables cardio-respiratoires et subjectives

Des tests t de Student pour échantillons appariés permettent d'analyser les effets du dévers sur la vitesse de déplacement (Vi et Vc), la FC, la VO₂ et les évaluations subjectives (RPE). Des analyses de variance (ANOVA) à 2 facteurs avec correction des effets des covariables (âge, VO₂max, poids, activité physique) qualifient les effets du dévers et de la vitesse sur la FC, le CCA, le CCR, la VO₂, le CEmkg, le CER, le QR et le RPE. Des modèles de régression simple ou multiple par la méthode des moindres carrés sont utilisés pour établir les relations entre les différentes variables.

- Variables musculaires

Afin de comparer l'activité des muscles entre eux et de corriger, pour chaque muscle, la variabilité interindividuelle, les niveaux d'EMG sont transformés en pourcent de leur variation maximale selon la relation :

$$\text{EMG (en \%)} = (\text{EMGm} - \text{EMGr}) / (\text{EMG}_{\text{Fmax}} - \text{EMGr})$$

Avec : EMGr = EMG au repos musculaire ; EMG_{Fmax} = EMG lors d'un effort isométrique maximal ; EMGm = EMG mesuré lors des tests (Clarys et coll., 1988 ; Khelia, 2003). L'EMG_{Fmax} de chaque muscle a été mesuré lors des exercices spécifiques de force maximale, avec une durée d'effort comprise entre 5 et 10 secondes. Cet effort a été répété 2 fois et l'EMG_{Fmax} est la valeur maximum recueillie pendant 0,5 seconde au cours des 2 efforts. Les forces maximales mesurées lors de ces exercices sont présentées dans les résultats des sujets (Cf. § IV. 3. 1.) Exprimés en %, les EMG sont traités par cycle de propulsion. Chaque cycle de propulsion comporte une phase de poussée et une phase de récupération (Sanderson et Sommer, 1985 ; Rodgers et coll., 1994 ; Thoumie et coll., 1994 ; Vanlandewijck et coll., 1994 ; Boninger et coll., 1997 ; Vanlandewijck et coll., 1997 ; Vanlandewijck et coll., 2001 ;

Guo et coll., 2006 ; Yang et coll., 2006 ; Vaslin et coll., 2011). Une valeur moyenne de l'EMG (EMG_{moy}) est calculée sur 10 cycles de propulsion par tour sélectionnés au milieu de chaque ligne droite qui en comportait toujours au moins 15. Les premières poussées ne sont pas analysées car elles correspondent à la mise en action du FRM lors du départ ou lors de la relance après chaque virage, et les dernières poussées car elles sont effectuées en prévision du virage. Ces poussées ne sont donc pas stables. La valeur crête (EMG_{max}) est la valeur maximale par cycle de propulsion d'une fenêtre mobile de 0,1 seconde qui se déplaçait par pas de 0,01 seconde (De Groot et coll., 2003). Au total, 60 cycles de propulsions sont analysés par sujet, par muscle et pour chacune des 8 conditions expérimentales (4 dévers et 2 vitesses). Aucun traitement du décours temporel de l'activité des muscles n'a été réalisé. En effet, du fait de la durée de chaque test en situation de déplacement réel, de la variabilité interindividuelle de la gestuelle et de l'évolution de celle-ci en fonction de la vitesse et du dévers, il paraissait difficile de construire un modèle unique de décours temporel.

Les muscles analysés sont répartis en 2 groupes. Les muscles actifs dans la phase de poussée appelés les propulseurs (P). Ce sont les muscles du groupe antérieur (extensor carpi (EC), biceps brachii (BB), deltoïdus anterior (DA), pectoralis major (PM)). Les muscles actifs dans la phase de récupération, rétracteurs du bras entre 2 poussées, appelés les rétracteurs (R). Ce sont les muscles du groupe postérieur (triceps brachii (TB), deltoïdus posterior (DP), trapezius medialis (TM), latissimus dorsi (LD)) selon les classifications proposées par Mulroy et coll. (1996) et Chow et coll. (2009). Sur l'ensemble des sujets analysés, un seul était gaucher. Son sens de déplacement a été inversé et ainsi, la latéralité des membres supérieurs a été côté soit dominant (D) ou non dominant (ND). Quatre groupes musculaires ont été constitués : les propulseurs dominants (PD) et non dominants (PND), et les rétracteurs dominants (RD) et non dominants (RND).

Sur les 25 sujets inclus, les résultats EMG de 23 sujets seulement ont été traités. En effet, pour un sujet, de trop nombreux problèmes d'interférences ont rendu les signaux ininterprétables et pour un autre, le nombre de tours effectués dans les conditions à 8 et 12 % de dévers n'est pas suffisant. L'effet des tours a été traité sur l'ensemble des résultats, soit plus de 35000 valeurs. Afin de réduire le nombre de points et de répondre à la critique des résultats dépendants, les effets de la vitesse, du dévers et du niveau lésionnel ne l'ont été que sur une valeur moyenne de chaque EMG calculée sur les tours 2 à 5. Dans ce cas, l'analyse a porté sur environ 5500 valeurs indépendantes.

Des tests paramétriques ont été effectués. La normalité de la distribution des EMG a été contrôlée (test de Kolmogorov-Smirnoff). Les variables dont la distribution n'était pas

normale ont été traitées après transformation logarithmique. Les analyses de la variance (ANOVA) ont été calculées sur ces valeurs transformées. Cependant, les résultats des EMG sont présentés sous forme de moyennes et d'intervalles de confiance de celles-ci.

Le seuil de significativité retenu est de 5 % ($p < 0,05$). Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel Statgraphics® Centurion XVI.

IV. 3. Résultats

IV. 3. 1. Caractéristiques des sujets

Les moyennes, les écarts-types (ET) et les valeurs extrêmes de l'âge, de la taille, du poids, de l'indice de masse corporelle (IMC), de la consommation maximale d'oxygène (VO_2max), du niveau et de l'ancienneté de la lésion des 25 sujets paraplégiques masculins sont présentés dans le tableau 7.

Tableau 7. Moyennes, écarts-types (ET) et valeurs extrêmes des caractéristiques anthropométriques, fonctionnelles ainsi que du niveau et de l'ancienneté de la lésion des 25 hommes paraplégiques.

	Moyenne (ET)	Minimum - Maximum
Age (année)	38,9 (9,5)	23 - 61
Taille (cm)	178,0 (7,7)	163 - 192
Poids (kg)	75,3 (14,0)	57 - 116
IMC ($kg.m^{-2}$)	23,8 (4,6)	16,5 - 34,6
VO_2max ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$)	25,0 (5,5)	19,4 - 38,0
Niveau lésionnel		T3 - L4
Recul / Lésion (année)	10,6 (7,8)	2 - 32

Parmi la population d'étude, 10 sujets ont une lésion „haute’ (T1-T6) et 15 ont une lésion „basse’ ($\leq T7$), avec une sangle abdominale et des muscles respiratoires plus fonctionnels. Aucune des caractéristiques présentées dans le tableau 7 n'est significativement modifiée par le niveau lésionnel ($p > 0,1$). En particulier pour la VO_2max qui est de $24,0 ml.kg^{-1}.min^{-1}$ pour les sujets à lésion „haute’ et de $25,6 ml.kg^{-1}.min^{-1}$ pour ceux à lésion „basse’ ($p > 0,15$). Le niveau lésionnel ne modifie pas non plus de façon significative les VO_2 et FC moyennes mesurées au repos : elles sont respectivement de $5 ml.kg^{-1}.min^{-1}$ et de 80,7 bpm pour les sujets à lésion „haute’ et de $4,4 ml.kg^{-1}.min^{-1}$ et 73,4 bpm pour ceux à lésion „basse’ ($p = 0,07$). De même, à une question sur leurs activités physiques et/ou sportives, 3/4 des sujets se déclarent actifs et près des 2/3 pratiquent un sport de façon régulière. Les réponses ne sont pas différentes selon le niveau lésionnel ($p = 0,067$).

Par ailleurs, le poids moyen des FRM est de 14,6 (2,1) kg et 3/4 des sujets sont en FRM depuis plus de 4 ans.

Les résultats EMG portent sur 23 sujets et non pas sur les 25. Les valeurs moyennes et les écarts-types (ET) de ces 23 sujets sont de 38,3 (9,2) ans pour l'âge, de 179 (7,5) cm pour la taille et de 74,9 (14,1) kg pour le poids. Treize sujets ont une lésion „basse’ et 10 ont une lésion „haute’. Leur VO₂max moyenne est de 24,8 (5,6) ml.kg⁻¹.min⁻¹.

Sur le plan musculaire, les forces maximales des 25 sujets présentées dans le tableau 8 ont été mesurées lors des exercices spécifiques réalisés pour étalonner les EMG des 16 muscles analysés.

Tableau 8. Force maximale (Fmax) et écart-type (ET), en dN, des 16 muscles analysés pour les côtés dominant (D) et non dominant (ND). La dernière colonne indique les valeurs des Fmax lorsqu'une différence significative existe entre les 2 niveaux lésionnels (Le 1^{er} chiffre indique la Fmax des sujets à lésion „basse’ et le 2nd indique celle des sujets à lésion „haute’ ; p est la significativité).

Muscle	Côté	Fmax (ET)	Fmax/Niveau lésionnel (Bas vs Haut)
Extensor carpi	D	14,2 (3,5)	
	ND	13,7 (3,8)	
Biceps brachii	D	23,2 (5,2)	
	ND	22,9 (4,6)	
Triceps brachii	D	18,2 (5,8)	16,9 vs 19,6 (p = 0,1)
	ND	17,4 (5,9)	
Deltoidus anterior	D	14,1 (4,1)	
	ND	14,7 (4,8)	
Deltoidus posterior	D	14,9 (5,2)	16,6 vs 12,5 (p < 0,01)
	ND	16,1 (5,7)	17,6 vs 13,9 (p < 0,03)
Trapezius medialis	D	12,6 (4,1)	13,6 vs 11,1 (p < 0,05)
	ND	13,0 (5,3)	14,4 vs 11,1 (p < 0,05)
Pectoralis major	D	30,5 (9,9)	
	ND	30,5 (9,3)	
Latissimus dorsi	D	41,3 (8,1)	43,7 vs 37,7 (p < 0,01)
	ND	42,1 (8,7)	44,5 vs 38,5 (p < 0,02)

Les Fmax D et ND ne sont pas différentes excepté pour le triceps brachii (t = 2,07 ; p < 0,05). Cette différence est une tendance pour le deltoïdus posterior (p = 0,06). Pour toutes les autres forces, la différence n'est pas significative (p > 0,3). Le niveau lésionnel modifie les Fmax. Celles des muscles de la chaîne postérieure sont plus élevées chez les sujets à lésion „basse’. Le triceps brachii est plus fort chez les sujets à lésion „haute’, mais ce n'est qu'une tendance (p = 0,1).

IV. 3. 2. Test d'effort sous maximal sur ergocycle à bras

IV. 3. 2. 1. Conditions expérimentales

Les tests d'effort ont été effectués dans des conditions de confort thermique. Les valeurs moyennes sont de 21,4 (1,3) °C pour la température et de 41,5 (15,9) % pour l'humidité relative de l'air.

La durée des tests est comprise entre 8 et 18 minutes. Elle est en moyenne de 11,4 (0,7) minutes pour les sujets à lésion „haute’ et de 14,0 (1,0) minutes pour ceux à lésion „basse’. A l'arrêt du test, la FC des sujets correspond en moyenne à 81 % de leur FC max théorique (Fox et coll., 1971). Peu de sujets ont été arrêtés car ils avaient atteint la FC limite fixée à 85 % de la FCmax théorique. Ils ont stoppé leur effort d'eux-mêmes, pour la plupart en raison d'une incapacité physique à le poursuivre. Le quotient respiratoire (QR) au terme de l'effort est toujours supérieur à 1. Ce résultat confirme que les sujets étaient proches de leur maximum réel.

IV. 3. 2. 2. Décours temporel

La figure 49 présente les évolutions au cours du test de la consommation d'oxygène (VO_2), du coût cardiaque absolu (CCA), du quotient respiratoire (QR) et de l'équivalent ventilatoire en oxygène (VE/VO_2).

Les résultats mettent en évidence l'augmentation parallèle de la FC et de la VO_2 , ainsi qu'une récupération incomplète de FC dix minutes après l'arrêt de l'effort. Les extra pulsations cardiaques thermiques (EPCT), qui sont la valeur moyenne du CCA des minutes 3 à 5 après l'arrêt du pédalage, sont égales à 27,6 (12,4) bpm. Sans que la différence ne soit statistiquement significative ($p = 0,06$), les EPCT sont supérieures chez les sujets à lésion „basse’ (29,9 bpm) comparées à celles calculées chez les sujets à lésion haute (24,1 bpm). Les données de la figure 49 montrent également l'augmentation du QR jusqu'à la 2^{ème} minute après l'arrêt de l'effort. De même pour VE/VO_2 qui est très élevé après 2 minutes de récupération et qui ne revient pas à sa valeur de repos au terme des 10 minutes de récupération. Par ailleurs, VE/VO_2 augmente dès la moitié de la période de pédalage.

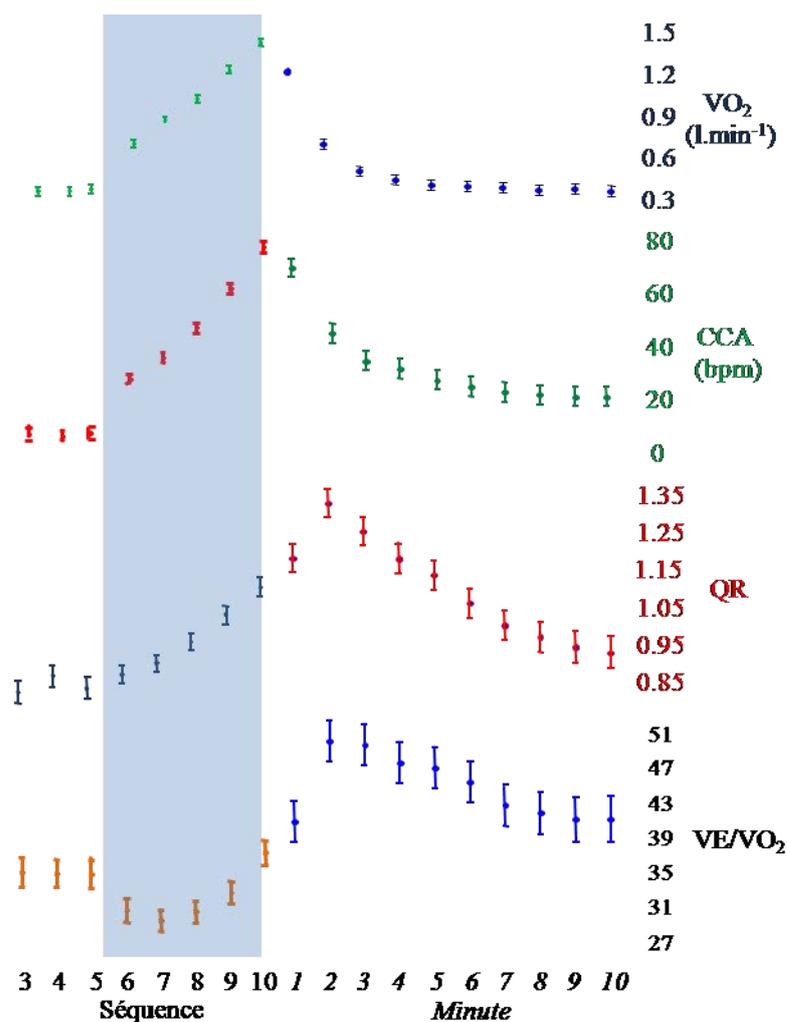


Figure 49. Evolution sur l'ensemble du test de la consommation d'oxygène (VO₂), du coût cardiaque absolu (CCA), du quotient respiratoire (QR) et de l'équivalent ventilatoire de l'oxygène (VE/VO₂). Les séquences 3 à 5 correspondent à la période de repos avant le test. Les séquences 5 à 10 correspondent à la période de pédalage (zone grisée). La durée pour les périodes de repos et de pédalage est en quintile de la durée totale pour chaque période afin de superposer les résultats de tests de durées différentes. Pour la période de récupération, la durée est en minutes (1 à 10).

IV. 3. 2. 3. Relations entre les variables physiques et physiologiques

Les relations entre la FC ou le CCA et la VO₂ ou la puissance de pédalage (Pp, en W) d'une part, et entre la VO₂ et la Pp ou le VE d'autre part sont de la forme :

$$FC = 66,7 + 50,6 \text{ VO}_2 \quad r = 0,75 ; \text{etr} = 16,7$$

$$CCA = -10,2 + 54,2 \text{ VO}_2 \quad r = 0,85 ; \text{etr} = 13,1$$

$$CCA = 1,8 + 0,79 \text{ Pp} \quad r = 0,89 ; \text{etr} = 11,5$$

$$\text{VO}_2 = 0,278 + 0,0135 \text{ Pp} \quad r = 0,95 ; \text{etr} = 0,12$$

$$\text{VO}_2 = 0,208 + 0,024 \text{ VE} \quad r = 0,91 ; \text{etr} = 0,16$$

Les relations précédentes sont toutes significatives ($p < 0,0001$). Elles ont été calculées pour l'ensemble des sujets sur une période comprenant les 2 minutes de repos avant le début du test et l'intégralité du pédalage, ce qui représente pour chaque régression 404 minutes de mesures. Les VO_2 max extrapolées de la relation $FC = f(VO_2)$ sont de 1,991 (0,476) $l \cdot min^{-1}$ et 25,6 (6,0) $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ pour les 15 sujets à lésion „basse” et de 1,659 (0,244) $l \cdot min^{-1}$ et 24,0 (4,8) $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$ pour les 10 sujets à lésion „haute”. Les VO_2 max rapportées aux poids des sujets ne sont pas statistiquement différentes selon le niveau lésionnel ($p > 0,4$). Dans les conditions de cette étude, la consommation de tabac n'a pas d'influence sur la VO_2 max ($p > 0,4$).

La figure 50 présente les évolutions du coût d'oxygène (cVO_2) et du coût cardiaque absolu (CCA) en fonction de la Pp pour les 2 groupes de sujets (Lésions „basse” et „haute”).

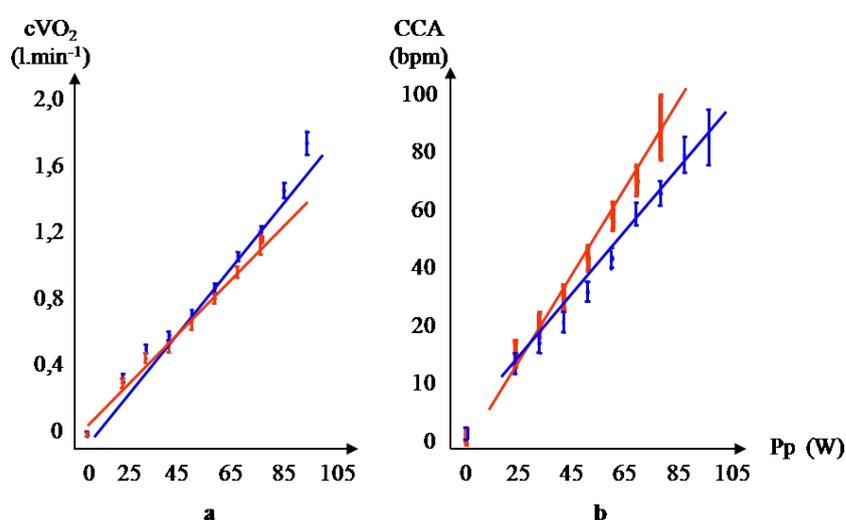


Figure 50. Evolutions du coût d'oxygène (cVO_2) (a) et du coût cardiaque absolu (CCA) (b) en fonction des puissances de pédalage (Pp). Les droites de régression, les valeurs moyennes et les intervalles de confiance pour chaque puissance sont présentés en bleu pour les sujets à lésion „basse” et en rouge pour ceux à lésion „haute”.

La différence des droites de régression de la figure 50 (a) n'est qu'une tendance ($p = 0,07$). Elle est expliquée en partie par la différence non significative de poids entre les populations des 2 groupes de niveau lésionnel (70 vs 78 kg). Par contre, comme le montrent les droites de régression de la figure 50 (b), pour une même Pp, les sujets à lésion „haute” ont un CCA qui augmente plus que celui des sujets à lésion „basse” ($p < 0,01$). Les relations entre les variables dépendantes (cVO_2 et CCA) et la Pp sont de la forme : $y = a + b \cdot Pp$

Tableau 9. Valeurs d'ordonnées à l'origine (a) et de pentes (b) des droites de régression pour le coût d'oxygène (cVO_2) et le coût cardiaque absolu (CCA) en fonction de Pp selon le niveau lésionnel.

	Niveau lésionnel	Ordonnée à l'origine (a)	Pente (b)	r^2
cVO_2	Bas	-0,073	0,0146 (0,0004)	0,88
	Haut	0	0,0130 (0,0006)	0,83
CCA	Bas	0	0,807 (0,04)	0,67
	Haut	0	0,955 (0,07)	0,64

Les résultats de la figure 50 et du tableau 9 montrent que les sujets à lésion „haute’ ont un cVO_2 plus faible que les sujets à lésion basse qui, à l'inverse, ont un CCA plus faible que celui des sujets à lésion „haute’.

IV. 3. 2. 4. Rendement énergétique

Le rendement énergétique net du pédalage (Rnet, en %) a été calculé sur les résultats des 2^{èmes} minutes de pédalage pour chaque palier. Le Rnet étant le rapport entre la puissance de pédalage (Pp, en W) et le coût énergétique du pédalage (M, en W).

Le cout énergétique du pédalage est lié à la puissance de pédalage (Pp, en W) et au niveau lésionnel (NI) selon la relation :

$$M = 5,29 Pp - 16,9 NI \quad n = 160 ; r^2 = 0.89 ; p < 0,001$$

Dans cette régression l'effet du NI est significatif ($p < 0,02$) alors que le poids des sujets ne l'est pas ($p > 0,7$). De cette relation ressort que le rendement énergétique net moyen est de 18,9 (0,4) %. Néanmoins, en calculant Rnet à chaque palier de puissance, il varie entre 18,6 (0,6) % à 25 W et 22,6 (0,8) % à 45-55 W et diminue ensuite. Il est de 20,1 (0,5) % pour une Pp de 75 W. Le Rnet moyen est plus élevé chez les sujets à lésion „haute’ (19,2 (0,9) %) que chez ceux à lésion „basse’ (18,5 (0,7) %) mais cette différence n'est qu'une tendance ($p = 0,07$).

IV. 3. 2. 5. Adaptations ventilatoires à l'effort

Au repos avant le début du pédalage, le VE des sujets à lésion „haute’ (11,0 (0,5) $l \cdot \text{min}^{-1}$) est significativement supérieur ($p < 0,01$) à celui des sujets à lésion „basse’ (9,7 (0,3) $l \cdot \text{min}^{-1}$). Cette différence est maintenue au cours de l'effort. Au repos, la fréquence respiratoire (Rf) des sujets à lésion „haute’ (18,6 (0,4) $\text{cycles} \cdot \text{min}^{-1}$) est significativement supérieure ($p < 0,01$)

à celle des sujets à lésion „basse” (15,8 (0,3) cycles.min⁻¹). L'adaptation respiratoire à l'effort des sujets diffère selon leur niveau lésionnel (Figure 51). En effet, les sujets à lésion „basse” ont un volume courant (Vt) qui augmente régulièrement alors que ceux à lésion „haute” semblent être bloqués à un Vt inférieur à 1,5 l.cycle⁻¹. A l'inverse, Rf augmente significativement plus chez ces derniers (p < 0,01).

Le tableau 10 présente les valeurs moyennes du Vt et de la Rf de 24 des 25 sujets aux Pp inférieures à 45 W et à la puissance de 75 W. Le sujet manquant n'est pas parvenu à terminer le palier de 2 minutes à 75 W.

Tableau 10. Valeurs moyennes et écarts-types du volume courant (Vt, en l.min⁻¹) et de la fréquence respiratoire (Rf, en cycle.min⁻¹) aux puissances de pédalage (Pp) < à 45 W et à la puissance de 75 W pour les sujets à lésion „basse” et ceux à lésion „haute”.

Niveau lésionnel	Repos	Puissance de pédalage (W)		Différence (%)
		< 45	75	< 45 vs 75
Vt	Bas	0,61 (0,05)	1,04 (0,2)	+ 75
	Haut	0,59 (0,04)	1,41 (0,9)	+ 41
Rf	Bas	15,8 (0,4)	19,3 (0,5)	+ 18
	Haut	18,6 (0,3)	21,7 (0,6)	+ 30

La figure 51 illustre les résultats du tableau 10 et présente les évolutions simultanées de VE, de Vt et de Rf en fonction des Pp et du niveau lésionnel.

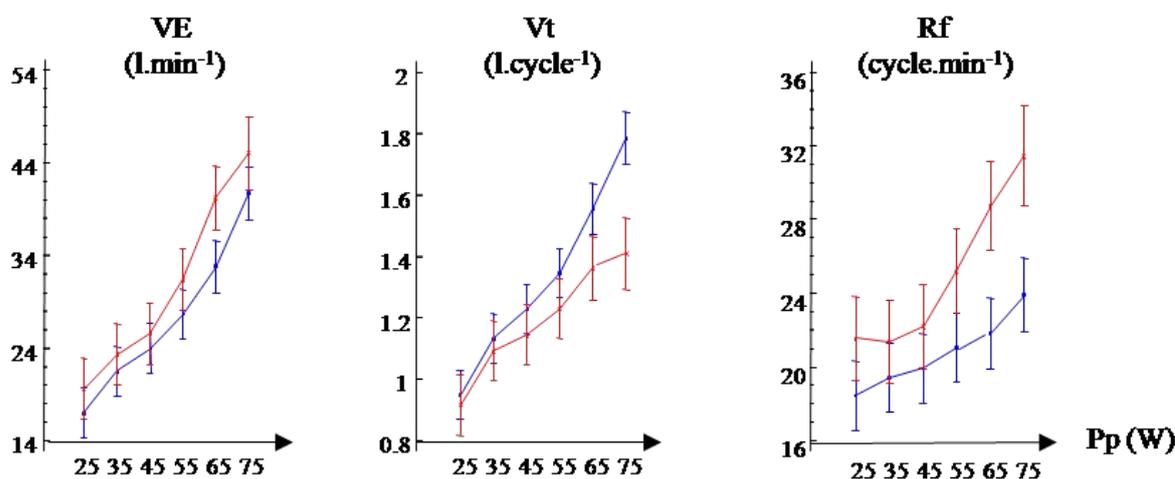


Figure 51. Evolutions du VE (l.min⁻¹), du Vt (l.cycle⁻¹) et de Rf (cycle.min⁻¹) en fonction des Pp (25 à 75 W) pour les sujets à lésion „basse” (en bleu) et ceux à lésion „haute” (en rouge).

Les données de la figure 51 mettent en évidence une augmentation régulière du Vt et de Rf chez les sujets à lésion „basse” (en bleu) alors que chez ceux à lésion „haute” (en rouge),

l'accélération plus importante de Rf compense un ralentissement de l'augmentation du Vt. Les différences d'évolution du Vt et de Rf en fonction de la Pp chez les sujets à lésion „haute’ et ceux à lésion „basse’ sont significatives ($F_{5,274} > 2,3$; $p < 0,05$)

L'efficacité de la ventilation, mesurée par le quotient VE/VO₂, est significativement meilleure ($p < 0,001$) chez les sujets à lésion basse (35,4 (0,3)) comparée à celle des sujets à lésion „haute’ (37,3 (0,4)). Ceci est vrai au repos avant le début du test (33,0 vs 35,7 ; $F_{1,157} = 15$, $p < 0,0001$) et au cours de l'exercice (30,5 vs 33,0 ; $F_{1,351} = 20,7$, $p < 0,001$). Par contre, lors de la période de récupération après l'effort, il n'y a plus de différence ($p > 0,4$). Durant les 2 premières minutes de récupération VE/VO₂ augmente brutalement, ce qui traduit une chute de l'efficacité respiratoire. Entre les 2^{èmes} et 4^{èmes} minutes après l'arrêt de l'effort, VE/VO₂ moyen est égal à 47,5 (Figure 49).

Le pouls d'oxygène (VO₂/FC, en ml.bpm⁻¹) augmente avec la Pp. Au repos sa valeur (4,0 (0,1) ml.bpm⁻¹) n'est pas modifiée par le niveau lésionnel. Par contre, lorsque la Pp augmente, le pouls d'O₂ augmente significativement plus chez les sujets à lésion „basse’ que chez ceux à lésion „haute’ ($p < 0,001$). A la Pp de 75 W, il est respectivement de 10,1 (0,3) et de 8,6 (0,3) ml.bpm⁻¹ chez les sujets à lésions „basse’ et „haute’.

Les puissances maximales développées sont significativement plus élevées chez les sujets à lésion „basse’ que chez ceux à lésion „haute’ ($p < 0,01$). Le QR est significativement supérieur à 1 à la fin du pédalage ($p < 0,01$). Pendant les 2^{èmes} et 3^{èmes} minutes après la fin de l'effort, le QR moyen est de 1,30 (0,06). Pendant cette période, il est de 1,36 (0,07) chez les sujets à lésion „basse’ et de 1,25 (0,09) chez ceux à „lésion haute’. L'effet du niveau fonctionnel n'est pas significatif lorsque la Pp est considérée. En effet, celle-ci est liée à QR selon la relation :

$$QR = 0,707 + 0,00414 Pp \quad n = 322 ; r = 0.78$$

L'élévation plus importante du QR après l'arrêt du pédalage chez les sujets à lésion „basse’ est expliquée par une durée et une intensité d'effort plus élevées chez ceux-ci.

IV. 3. 2. 6. Evaluations subjectives

Au terme du test, la perception de l'effort général est évaluée par les sujets à 12,7 (2,4) en moyenne. Bien que la différence ne soit pas significative ($p > 0,2$), l'effort perçu par les sujets à lésion „basse’ (13,1 (2,2)) est supérieur à celui perçu par les sujets à lésion „haute’ (12,0 (2,5)).

Par ailleurs, la VO₂max est liée à la perception de l'effort général (RPEg^{al}) selon la relation :

$$VO_{2max} = 7,9 + 1,35 RPEg^{al} \quad n = 245 ; r^2 = 0,33 ; p < 0,05$$

IV. 3. 3. Test de propulsion sur piste

IV. 3. 3. 1. Conditions expérimentales

Afin de contrôler l'apparition de fatigue, un exercice de Fmax d'extension du bras D était réalisée à 2 reprises, séparées par une minute de repos, avant d'effectuer chacune des 8 conditions expérimentales du test sur piste. La valeur moyenne de cette force est de 19,3 (4,6) dN. Elle n'évolue pas au cours des 8 efforts successifs ($p > 0,4$). Par ailleurs, la Fmax exercée n'est pas différente entre les 2 essais chez les sujets à lésion „basse’ ($p > 0,4$). Par contre, elle diminue significativement chez les sujets à lésion „haute’ ($t = 2,4$; $p < 0,02$), passant de 19,3 (5,4) dN au 1^{er} essai à 16,4 (3,1) dN au 2nd, signe d'une fatigabilité particulière chez les sujets à lésion „haute’.

Les tests de propulsion sur piste et les exercices de Fmax ont été réalisés, tout comme les tests d'effort, dans des conditions thermiques de confort. Les moyennes de température et d'humidité relative de l'air sont respectivement de 19,4 (1,9) °C et de 42 (10) %.

Le contrôle des dévers montre que les valeurs moyennes mesurées sont légèrement, mais systématiquement supérieures aux valeurs théoriques. L'erreur moyenne est comprise entre 0,34 et 0,81 % selon le dévers (tableau 11). Cette erreur est liée au mode de réglage mécanique du dévers et à l'incertitude du vissage, ainsi qu'à l'inclinaison du sol de la zone expérimentale, elle-même comprise entre 0 et 1 %.

Tableau 11. Dévers de la piste : valeurs théoriques et valeurs mesurées. Les valeurs mesurées présentées sont les moyennes (%) et les écarts types entre parenthèses, de 42 mesures réalisées pour chaque condition de dévers (0, 2, 8 et 12 %).

Valeurs théoriques	Valeurs mesurées
0	0,34 (0,71)
2	2,36 (0,68)
8	8,79 (0,65)
12	12,81 (0,64)

Parmi les 25 sujets, 5 n'ont pas été capables d'effectuer le 6^{ème} et dernier tour dans toutes les conditions expérimentales. Par conséquent, l'analyse des données et les résultats présentés ne tiennent pas compte du dernier tour.

En théorie, la Vi est de 0,97 m.s⁻¹. Sa valeur moyenne effective est de 0,95 (0,03) m.s⁻¹. Elle varie de 0,95 m.s⁻¹ à 0 % à 0,94 m.s⁻¹ à 12 % de dévers. La Vc moyenne est de 1,26 (0,25) m.s⁻¹. Dans chaque condition de dévers, la Vc est stable dès le 2^{ème} tour de piste. Elle diminue

significativement ($F_{3,1169} = 57$; $p < 0,001$) lorsque le dévers augmente : 1,41 (0,25) à plat, 1,33 (0,21) à 2 %, 1,21 (0,19) à 8 % et 1,10 (0,24) $m.s^{-1}$ à 12 % de dévers. Les durées totales moyennes des tests sont de 5,28 (0,18) minutes à Vi, et de 3,75 (0,6) à 0/2 %, 4,25 (0,82) à 8 % et 4,85 (1,45) minutes à 12 % à Vc.

La Vc est significativement liée à la VO_2max des sujets ($t = 3,7$; $p < 0,001$). Pour une augmentation de $5 ml.kg^{-1}.min^{-1}$ de la VO_2max , Vc augmente de $0,08 m.s^{-1}$. De façon surprenante, la Vc des sujets à lésion „haute” ($1,25 m.s^{-1}$) est significativement supérieure ($p < 0,05$) à celle des sujets à lésion „basse” ($1,18 m.s^{-1}$).

Il existe une différence significative de FC et de VO_2 entre les tours 1, 2 et 3 ($p < 0,01$). Du 3^{ème} au 6^{ème} tour de piste, elle ne l'est plus ni pour la FC ($F_{3,753} < 0,1$; $p > 0,9$), ni pour la VO_2 ($F_{3,773} = 0,6$; $p > 0,6$). D'autre part, entre les 2 conditions de dévers à 0 et 2 %, il n'y a pas de différence significative de FC ($F_{1,592} = 0,5$; $p > 0,4$) ni de VO_2 ($F_{1,598} = 0,3$; $p > 0,5$).

Ces observations ainsi que les difficultés des sujets à effectuer le 6^{ème} tour ont conduit d'une part à ne traiter que les données des tours 3, 4 et 5, et d'autre part à regrouper les résultats obtenus aux dévers 0 et 2 % : ils seront notés 0/2 %.

IV. 3. 3. 2. Astreintes cardiaques

La FC, le CCA et le CCR présentés dans le tableau 12 sont tous les 3 significativement modifiés par les conditions de vitesse ($F > 95$; $p < 0,001$) et pour chaque vitesse, par les 3 conditions de dévers ($F > 92$; $p < 0,001$).

Tableau 12. Astreintes cardiaques moyennes : fréquence cardiaque (FC), coût cardiaque absolu (CCA) et coût cardiaque relatif (CCR) pour les 2 conditions de vitesse (imposée (Vi) et confort (Vc), en $m.s^{-1}$) et les 3 conditions de dévers (0/2, 8 et 12 %).

Dévers (%)	FC (bpm)		CCA (bpm)		CCR (%)	
	Vi	Vc	Vi	Vc	Vi	Vc
0/2	92,2 (14,6)	106,5 (16,4)	19,9 (5,7)	33,7 (12,9)	19 (6)	31 (11)
8	104,4 (14,9)	117,8 (18,2)	34,5 (14,0)	45,0 (15,0)	32 (14)	42 (16)
12	114,7 (19,0)	129,5 (15,9)	43,7 (18,4)	55,1 (17,8)	40 (18)	51 (16)

Même si la majorité des sujets ne sont pas épuisés dans les conditions expérimentales de cette étude, l'astreinte cardiaque du déplacement sur un dévers est significative, et particulièrement pour le dévers et la vitesse de déplacement (Vc) les plus élevés. Le CCA est lié au dévers (D, en %) et à la vitesse réelle de déplacement (V, en $m.s^{-1}$) selon la relation :

$$CCA = - 7,1 + 2,3 D + 28,1 V \quad n = 568 ; r^2 = 0,44 \quad \text{équation 1}$$

Dans l'équation 1, les effets individuels du dévers et de la vitesse sont significatifs ($p < 0,001$). Le CCA est lié au dévers et à la vitesse (équation 1) mais également à d'autres facteurs individuels tels que le poids des usagers ($p < 0,001$), la $VO_2\text{max}$ ($p < 0,001$), l'âge ($p < 0,001$), l'ancienneté de la lésion ($p < 0,001$), la FC de repos ($p < 0,001$) et l'IMC ($p < 0,05$). Après correction pour tous les facteurs individuels précités, le CCA des sujets atteints d'une lésion „basse’ est significativement plus faible (4 bpm) que celui des sujets à lésion „haute’ ($p < 0,01$).

IV. 3. 3. 3. Astreintes énergétiques

La VO_2 , le CEmkg et le CER présentés dans le tableau 13 sont tous les 3 significativement modifiés par les conditions de vitesse ($F_{1,570} > 20$; $p < 0,005$) et pour chaque vitesse, par les 3 conditions de dévers ($F_{2,570} > 108$; $p < 0,001$).

Tableau 13. Astreintes énergétiques moyennes : consommation d'oxygène (VO_2), coût énergétique par mètre et par kg (CEmkg) et coût énergétique relatif (CER) pour les 2 conditions de vitesse (imposée (V_i) et confort (V_c), en $m.s^{-1}$) et les 3 conditions de dévers (0/2, 8 et 12 %).

Dévers (%)	VO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$)		CEmkg ($J.m^{-1}.kg^{-1}$)		CER (%)	
	V_i	V_c	V_i	V_c	V_i	V_c
0/2	8,0 (1,3)	11,2 (3,1)	1,20 (0,38)	1,50 (0,43)	16,8 (7,5)	32,0 (13,5)
8	10,8 (2,1)	13,3 (3,3)	2,11 (0,76)	2,33 (0,94)	29,6 (14,0)	42,3 (15,4)
12	11,9 (2,6)	15,7 (4,0)	2,76 (0,97)	3,37 (1,43)	37,5 (15,5)	52,4 (17,9)

La VO_2 est liée au dévers (D, en %) et à la vitesse réelle de déplacement (V, en $m.s^{-1}$) selon la relation :

$$VO_2 = 0,51 D + 8,6 V \quad n = 583 ; r^2 = 0,55 \quad \text{équation 2}$$

Dans l'équation 2, les effets individuels du dévers et de la vitesse sont significatifs ($p < 0,001$). L'astreinte énergétique augmente linéairement avec l'IMC ($p < 0,001$). Elle est liée à d'autres facteurs individuels tels que la $VO_2\text{max}$ ($p < 0,001$), l'âge ($p < 0,001$), la pratique d'une activité physique ($p < 0,001$), le niveau lésionnel ($p < 0,01$) et la FC de repos ($p < 0,02$). Contrairement au CCA, lorsque le CEmkg est corrigé pour tous les facteurs précités, il est indépendant du niveau lésionnel ($p > 0,2$).

Le quotient respiratoire (QR) moyen est de 0,77 (0,08) au repos. Il est de 0,86 (0,15) à 0/2%, 0,92 (0,15) à 8 % et 0,96 (0,11) à 12 % de dévers. Les QR moyens sont significativement différents pour les 3 dévers ($F_{2,579} = 23$; $p < 0,001$). A 12 %, le QR est modifié par la vitesse :

il est de 0,93 (0,09) à Vi contre 0,98 (0,14) à Vc ($p < 0,01$). Par ailleurs, à 0/2 %, le QR n'évolue pas au cours des tours alors qu'à 8 et à 12 %, il augmente régulièrement et significativement ($p < 0,01$). Pour la moitié des sujets, au terme du test à 12 % à Vc, le QR est supérieur à 1. Le QR moyen des sujets à lésion „basse” (0,92) est significativement supérieur à celui des sujets à lésion „haute” (0,89) sans que le dévers ou la vitesse ne modifient cette différence ($p < 0,02$).

IV. 3. 3. 4. Astreintes subjectives

Les efforts perçus (RPE) par les sujets ne sont pas modifiés par la vitesse ($p > 0,4$) mais ils le sont significativement par le dévers ($p < 0,001$). L'évaluation moyenne est de 7,8, (1,8) à 0/2 %, de 9,9 (2,6) à 8 % et de 11,9 (3,4) à 12 % de dévers, soit respectivement sur l'échelle de Borg, l'équivalent de très léger, léger et modéré. Elle est significativement ($p < 0,001$) plus élevée chez les sujets à lésion „basse” que chez ceux à lésion „haute” : 9,9 (0,6) vs 8,5 (0,7). Le RPE augmente avec l'IMC ($F_{1,199} = 5,5$; $p < 0,02$).

Enfin, le dévers n'est perçu qu'à 8 et à 12 %. En effet, le rapport entre l'effort local (épaule + bras) perçu côté dominant et non dominant n'est pas différent de 1 aux dévers de 0 et 2 % ($p > 0,3$). L'astreinte subjective du coté dominant devient significativement supérieure à celle du côté non dominant à partir du dévers à 8 % ($p < 0,01$). Néanmoins, comme le montre la figure 52, le RPE à 0 % n'est pas différent selon le niveau lésionnel alors qu'il l'est à 2 %. En effet, à ce dévers, le RPE est significativement ($F_{1,48} = 11$; $p < 0,005$) plus élevé chez les sujets à lésion „basse” que chez ceux à lésion „haute” : 8,5 (0,5) vs 7,0 (0,6).

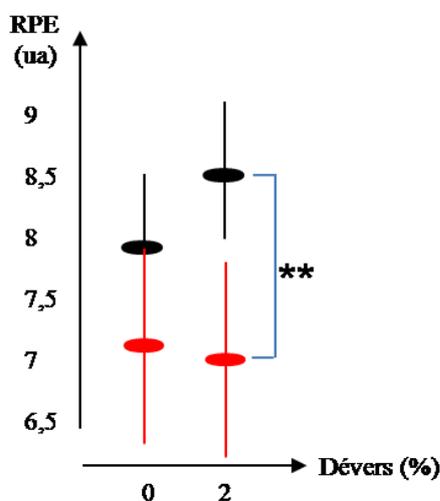


Figure 52. Evaluations subjectives. Scores moyens et intervalles de confiance de la perception générale de l'effort (RPE) aux dévers de 0 et 2 % des sujets à lésion „haute” (en rouge) et de ceux à lésion „basse” (en noir).

IV. 3. 3. 5. Astreintes musculaires

La présentation des résultats des variables musculaires va aborder successivement le déroulé temporel, l'activité électrique musculaire maximale (EMG_{max}) et moyenne (EMG_{moy}) ainsi que leur ratio qui est un indicateur de vitesse ou de brutalité de l'effort du muscle. L'analyse pour les 4 groupes de muscles (propulseurs dominants (PD) et non dominants (PND) ; rétracteurs dominants (RD) et non dominants (RND)) de l'effet du dévers, du niveau lésionnel et de la vitesse clôturera cette partie. La figure 53 présente, à titre d'exemple, le déroulé temporel des 16 muscles chez un sujet à lésion „basse” à vitesse imposée à 0 et à 12 % de dévers.

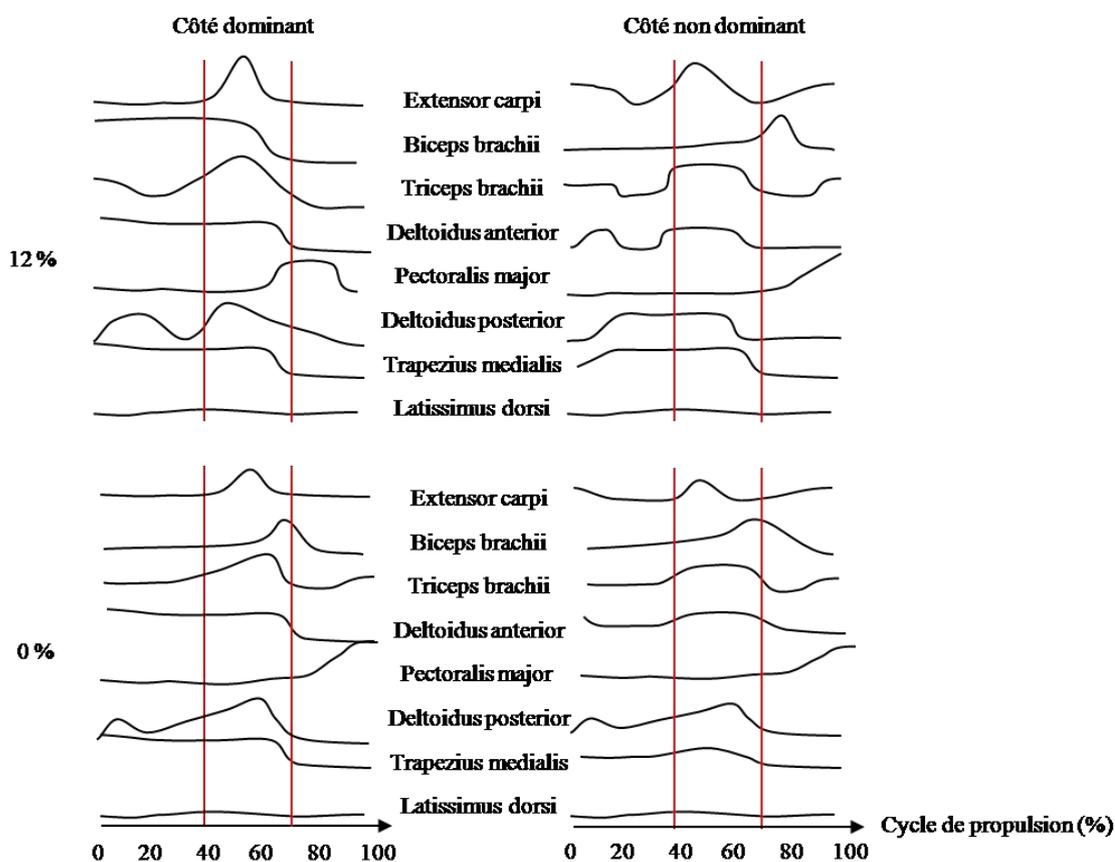


Figure 53. Déroulé temporel pour un sujet à lésion „basse”, à vitesse imposée à 0 et à 12 % de dévers. Les verticales en rouge indiquent le début et la fin de la phase de poussée dans un cycle de propulsion.

Les courbes de la figure 53 indiquent que le déroulé temporel de l'activité musculaire au cours d'un cycle de propulsion est assez peu modifié par le dévers.

La figure 54 présente les résultats moyens (EMG_{moy}) et maximaux (EMG_{max}) des 16 muscles étudiés lors des 8 conditions expérimentales pour les 23 sujets.

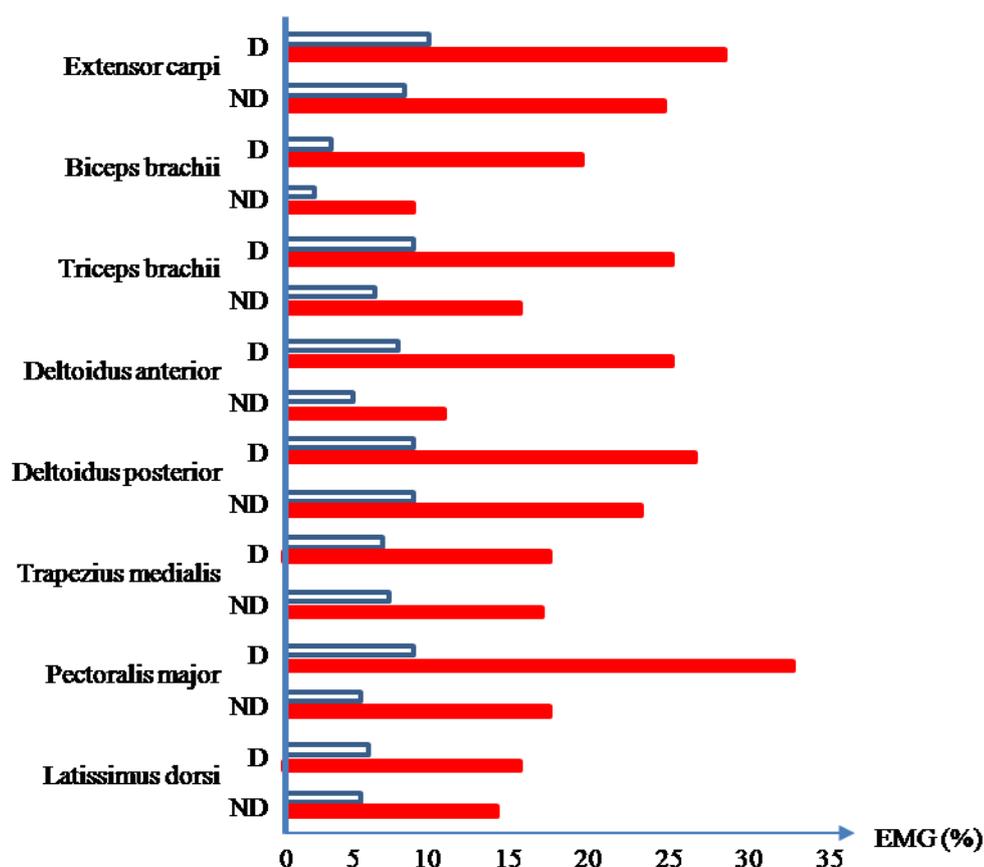


Figure 54. Valeurs moyennes (en %) des 16 EMG dominants (D) et non dominants (ND), toutes vitesses, dévers et niveaux lésionnels confondus. Résultats des EMG_{moy} en bleu et des EMG_{max} en rouge. Pour des raisons de clarté, les intervalles de confiance ne sont pas présentés.

Les résultats montrent que l'activité maximale est largement supérieure à l'activité moyenne, le rapport EMG_{max}/EMG_{moy} est de 3,3 en moyenne avec des extrêmes à 1,5 et à 6. Ce rapport augmente régulièrement avec les tours, sa moyenne est égale à 3,1 au 1^{er} tour et à 3,3 au 6^{ème} tour ($F_{5,35700} = 15$; $p < 0,001$). Ceci est vrai pour tous les dévers. Le ratio est de 3,6 (3,5-3,6) pour les PD, il n'est que de 3,1 pour les 3 autres groupes (PND, RD, RND) ($F_{3,5900} = 70$, $p < 0,001$). Quel que soit le dévers, le ratio est stable (3,2) sur les 4 groupes musculaires des sujets à lésion „haute”. Il est significativement plus élevé (3,5) pour les PD des sujets à lésion „basse” ($p < 0,001$).

Enfin, le ratio des PND diminue lorsque le dévers augmente ($p < 0,001$). Entre 0 et 12 %, il passe en moyenne de 3,5 à 3,1 chez les sujets à lésion „haute” et de 3,9 à 2,9 chez ceux à lésion „basse”. La relation entre l'EMG_{max} et l'EMG_{moy} est de la forme :

$$\text{EMG}_{\text{max}} = 1,5 + 2,9 \text{ EMG}_{\text{moy}} \quad r^2 = 0,85 ; n = 5900 ; p < 0,001$$

L'activité moyenne et maximale des 4 groupes musculaires est présentée dans la figure 55.

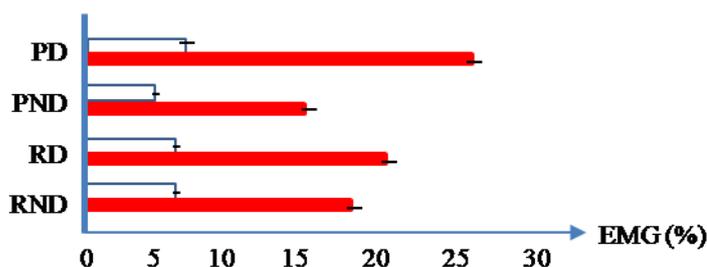


Figure 55. Valeurs moyennes (en %) des 4 groupes d'EMG, propulseurs dominants (PD) et non dominants (PND), rétracteurs dominants (RD) et non dominants (RND), toutes vitesses, dévers et niveaux lésionnels confondus. Résultats des EMGmoy en bleu et des EMGmax en rouge.

Après avoir écarté de l'analyse les résultats du 1^{er} tour qui permet d'initier et de stabiliser le déplacement du FRM, il n'existe pas d'effet „tour” significatif sur les EMG en dehors de l'augmentation progressive du ratio EMGmax/EMGmoy. En vitesse choisie (V_c), plus rapide que la vitesse imposée (V_i), les 4 groupes musculaires ont des EMG moyens et maximaux plus élevés qu'en V_i ($F_{1,5735} = 163$; $p < 0,0001$). L'augmentation des EMG entre V_c et V_i est de 33 % en moyenne, avec des extrêmes à 22 et à 39 %. De façon surprenante, cette augmentation est similaire aux 4 dévers alors que la différence de vitesse diminue.

La figure 56 présente les valeurs moyennes des EMGmax en fonction des dévers. Les résultats montrent que l'activité des muscles dominants, propulseurs et rétracteurs, augmente avec le dévers alors que du côté non dominant, l'activité des propulseurs tend à diminuer.

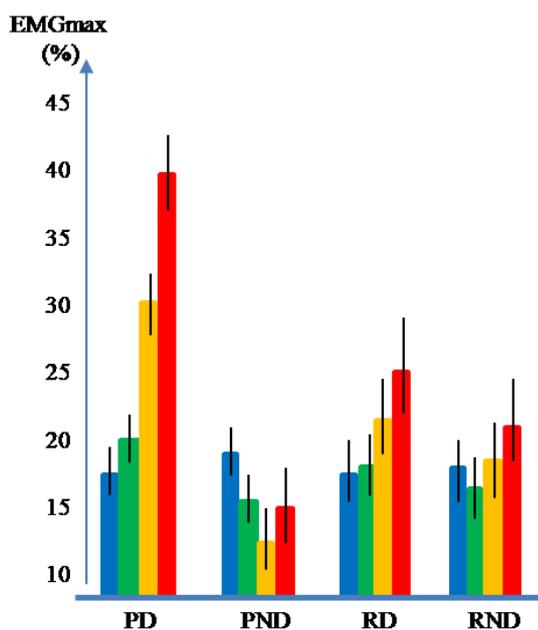


Figure 56. EMGmax : valeurs moyennes et intervalles de confiance pour les 4 groupes musculaires (propulseurs dominants (PD) et non dominants (PND), rétracteurs dominants (RD) et non dominants (RND)), et pour chacun des 4 dévers : 0 % (bleu), 2 % (vert), 8 % (jaune) et 12 % (rouge).

La figure 57 est une autre représentation de l'évolution des activités des muscles des 4 groupes aux 4 dévers. Elle montre plus clairement l'augmentation du déséquilibre entre l'activité des muscles propulseurs alors que les muscles rétracteurs évoluent peu.

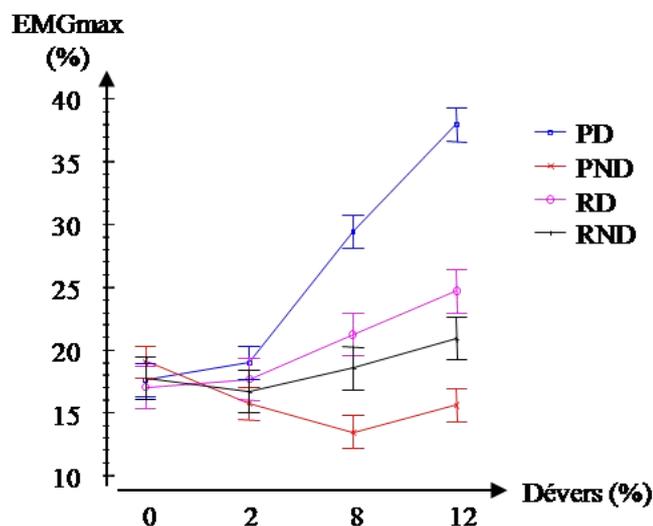


Figure 57. Valeurs moyennes et intervalles de confiance des EMGmax pour les 4 groupes musculaires (propulseurs dominants (PD) et non dominants (PND), rétracteurs dominants (RD) et non dominants (RND)) aux 4 conditions de dévers (0, 2, 8 et 12 %).

La différence des EMGmax n'est pas significative entre les 2 niveaux lésionnels. Elle le devient lorsque ne sont considérées que les conditions à vitesse de déplacement choisies ($F_{1,3000} = 8,9$; $p < 0,005$). Les moyennes de l'EMGmax sont alors respectivement de 22,9 (22,0-23,8) et de 25,0 (24,0-26,1) % pour les sujets à lésion „basse’ et „haute’. Le niveau lésionnel modifie les équilibres d'actions entre les côtés D et ND. Au dévers de 2 %, les sujets à lésion „haute’ ont la même activité des deux côtés. Par contre, chez les sujets à lésion „basse’, dès 2 % de dévers, l'EMGmax du côté D (19,3 ; 18,0-20,6 %) est significativement ($F_{1,410} = 11,1$; $p < 0,001$) supérieur à celui du côté ND (14,8 ; 13,5-16,1 %). Cette observation est également valable pour l'EMGmoy qui est de 6,0 (5,5-6,4) % du côté D et de 4,8 (4,4-5,2) % du côté ND ($F_{1,410} = 6,9$, $p < 0,01$).

La figure 58 illustre l'évolution des EMGmax des 4 groupes musculaires en fonction du niveau lésionnel sur un sol plat (0 %) et aux dévers cumulés de 8 et 12 %.

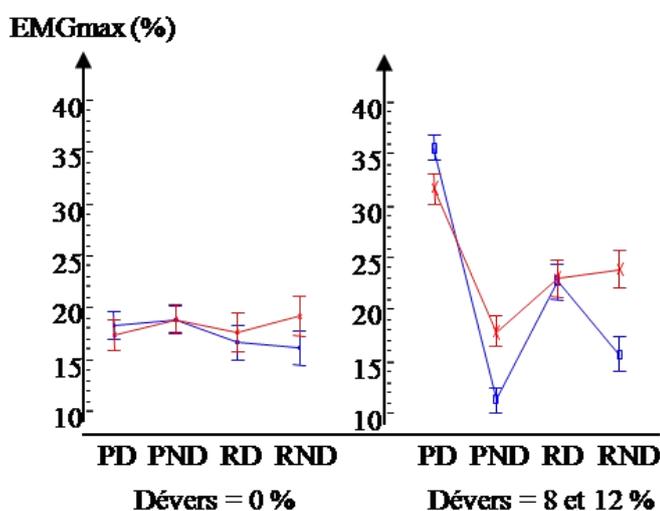


Figure 58. Valeurs moyennes et intervalles de confiance des EMGmax pour les 4 groupes musculaires (propulseurs dominants (PD) et non dominants (PND), rétracteurs dominants (RD) et non dominants (RND)) pour les sujets à lésion „basse’ (en bleu) et ceux à lésion „haute’ (en rouge), sur un sol plat (0 %) et aux dévers cumulés de 8 et 12 %.

L'effet du niveau lésionnel sur les déséquilibres des activités musculaires engendrées par le dévers est notoire. Pour les sujets à lésion „basse’, ce déséquilibre est important et significatif pour les propulseurs (PD vs PND) et pour les rétracteurs (RD vs RND). Chez les sujets à lésion „haute’, il n'est pas significatif pour les rétracteurs et la différence entre les propulseurs dominants (PD) et non dominants (PND) est significativement inférieure à sa valeur chez les sujets à lésion „basse’.

Dans les conditions de la présente étude, aucun signe de fatigue musculaire n'a pu être mis en évidence. Même aux dévers de 8 et de 12 %, l'EMGmax n'augmente pas avec les tours ($F_{4,3600} = 0,8$; $p > 0,4$). Ce constat est identique en analysant chaque groupe musculaire ($F_{4,900} < 0,6$; $p > 0,6$) et chaque muscle individuellement ($F_{4,200} < 0,4$; $p > 0,8$).

IV. 3. 3. 6. Evolutions comparées entre les astreintes cardiaques, énergétiques et subjectives

La figure 59 présente l'évolution des 3 astreintes : cardiaques, énergétiques et subjectives aux 2 vitesses et aux 4 dévers étudiés. Elle confirme que les astreintes objectives et subjectives sur un sol plat et à 2 % de dévers ne sont pas significativement différentes. Par ailleurs, les résultats font apparaître une évolution quasi linéaire des astreintes entre 2 et 12 %.

illustre le fait que, dans les conditions de la présente étude, les modèles linéaires des équations 1 et 2 ne sont pas améliorés par une modélisation non linéaire.

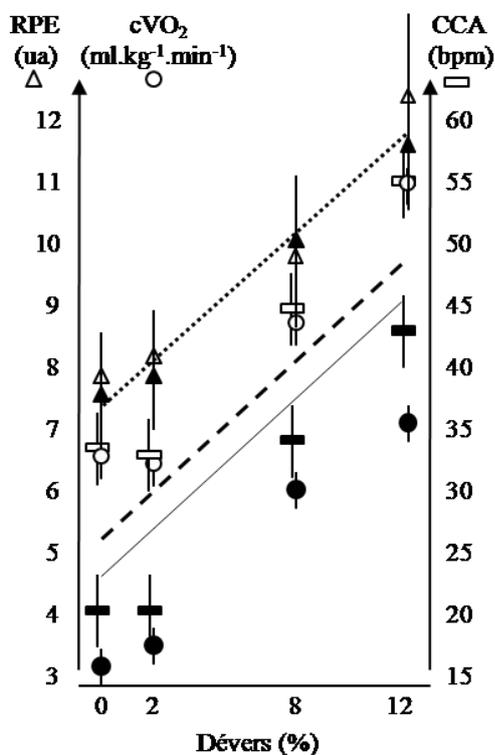


Figure 59. Astreintes moyennes et écarts-types aux 4 dévers et pour les 2 vitesses (symboles pleins pour Vi et vides pour Vc). Les résultats sont présentés pour le coût cardiaque absolu (CCA, en bpm), le coût d'oxygène (cVO_2 , en $ml.kg^{-1}.min^{-1}$) et l'astreinte subjective générale (RPE, en ua). Les équations des modèles d'astreinte proposés (§ IV. 4. 2. 6.) sont représentées.

Les coûts cardiaque absolu (CCA, en bpm) et d'oxygène (cVO_2 , en $l.min^{-1}$) mesurés au cours des tests de propulsion sur piste sont liés selon la relation :

$$CCA = 11 + 51,5 cVO_2 \quad n = 572 ; r^2 = 0,59 \quad \text{équation 3}$$

La même régression, calculée à partir des données recueillies lors des tests d'effort sous maximal sur ergocycle à bras, est de la forme :

$$CCA = 9,5 + 50,1 cVO_2 \quad n = 322 ; r^2 = 0,56 \quad \text{équation 4}$$

Les ordonnées à l'origine et les pentes des équations 3 et 4 ne sont pas statistiquement différentes ($p > 0,2$). Ces 2 régressions indiquent que la consommation d'un litre d'oxygène induit une augmentation de FC de 50 bpm au cours des tests sur piste comme lors du test d'effort sur ergocycle à bras. La différence entre les astreintes cardio-respiratoires lors des tests sur piste et sur ergocycle est faible ($< 10\%$). Les équations 3 et 4 confirment que les VO_{2max} mesurées sur ergocycle à bras ou sur FRM sont équivalentes. Néanmoins, les QR sont significativement ($p < 0,01$) plus élevés à la fin du test sur ergocycle (1,09) comparés à ceux mesurés à la fin du test sur piste à 12 % de dévers (0,96).

IV. 4. Discussion

Le 1^{er} temps de la discussion s'intéresse au test d'effort sous maximal réalisé par les sujets : l'approche méthodologique, les données recueillies, les adaptations à l'exercice et les rendements de cette population sur ergocycle à bras sont successivement discutés.

La seconde partie porte sur les tests de propulsion sur piste. Elle aborde des points relatifs à la méthodologie, aux caractéristiques des sujets en termes de force puis sur la piste, avant d'analyser les niveaux d'astreintes cardiaques, énergétiques, subjectifs et musculaires selon les conditions expérimentales (dévers, vitesses et niveau lésionnel de la population). Les astreintes cardio-énergétiques sont ensuite comparées aux données de la littérature. Au terme de la discussion est proposé un modèle de limites de dévers.

IV. 4. 1. Test d'effort sous maximal sur ergocycle à bras

Le test d'effort effectué sur un ergocycle à bras par les sujets est un test sous-maximal. Afin d'estimer de façon fiable la $VO_2\text{max}$, la durée de l'effort devait être comprise entre 8 et 20 minutes (Veeger et coll., 1991 ; Wasserman et coll., 1994 ; Lampert, 1998). Un test trop court induit des charges élevées et donc une participation accrue des filières anaérobies impliquant le risque de sous-estimer la $VO_2\text{max}$. A l'inverse, des incréments trop faibles allongent le test et peuvent conduire à un phénomène de fatigue et à une déshydratation entraînant l'activation du système de thermorégulation (Gass et Camp, 1987). Ce processus pouvant également impliquer à terme une sous-estimation de la $VO_2\text{max}$ (Martin et coll., 2002). Par ailleurs, dans les procédures de réalisation d'une épreuve d'effort maximal chez les blessés médullaires, la fréquence de pédalage la plus courante est de 50 ou 60 rpm (Rimaud et coll., 2005). Le protocole utilisé au cours de cette étude respecte les standards d'une épreuve sous-maximale sur ergocycle à bras. Plusieurs résultats mettent en évidence que l'effort réalisé était proche du maximum. Les durées des tests, les FC d'arrêt proches du seuil de sécurité (85 % de FCmax théorique = $220 - \text{âge}$), les QR supérieurs à 1 à l'arrêt de l'effort qui ne se stabilisent pas et un équivalent ventilatoire d'oxygène (VE/VO_2) qui augmente dès la moitié de la période de pédalage témoignent d'une astreinte cardio-respiratoire proche du maximum (Wasserman et coll., 1994). En conséquence, les $VO_2\text{max}$ extrapolées sont fiables pour ces sujets actifs mais peu initiés aux efforts maximums en situation de laboratoire.

Cependant, les évaluations subjectives des sujets pourraient laisser penser le contraire. Au terme du test, l'effort général est perçu à 12,7 (2,4) en moyenne sur l'échelle de Borg (1998)

graduée de 6 à 20, ce qui correspond à un effort „un peu dur’. Même si les sujets à lésion „basse’ évaluent leur effort comme étant plus intense (13,1 vs 12,0), ce qui paraît logique en raison d’une durée moyenne de tests plus longues que pour les sujets à lésion „haute’ (14,0 vs 11,4 min), il semble toutefois que l’effort soit sous-évalué par les sujets.

Le choix d’un test d’effort avec des paliers courts (2 min) avec des incréments de puissance faibles (10 W) est courant pour cette population. Il convenait aux sujets de l’étude qui, a priori, présentaient des capacités moyennes et pour lesquels la situation de laboratoire était inhabituelle (Shephard, 1988 ; Haisma et coll., 2006). Ce protocole permettait de suivre l’évolution des variables physiologiques lors de variations progressives de l’astreinte pour pouvoir interrompre les tests rapidement en cas de difficulté du sujet tout en disposant des résultats de quelques paliers. En effet, 1 seul sujet à lésion „haute’ est parvenu à terminer les 2 minutes de pédalage à 85 W. Ceci était le cas de 14 des 15 sujets à lésion „basse’. La comparaison des 2 populations a été réalisée sur les résultats recueillis aux puissances inférieures à 85 W. Cependant, la durée de 2 minutes de pédalage à chaque palier ne permettait pas la stabilisation des grandeurs physiologiques et n’est pas une condition idéale pour le calcul du rendement. Afin de corriger au mieux ces paliers courts, le rendement n’a été calculé que sur les résultats de la 2^{ème} minute à chaque palier de puissance.

Des données de la littérature montrent que lors de tests sur ergocycle à bras, les VO_2 max de sujets paraplégiques sont semblables à celles de sujets valides (Schneider et coll., 1999).

Le tableau 14 présente les résultats obtenus lors de tests d’efforts sur ergocycle à bras ou en FRM sur ergomètre. Il est basé sur des articles (Sawka et coll., 1981 ; Crews et coll., 1982 ; Kofsky et coll., 1983 ; Wicks et coll., 1983 ; Gass et Camp, 1987 ; Brown et coll., 1990 ; Burkett et coll., 1990 ; Veeger et coll., 1991 ; Janssen et coll., 1993 ; Paré et coll., 1993 ; Gass et coll., 1995 ; Schneider et coll., 1999 ; Bernard et coll., 2000 ; Verellen et coll., 2012) ou sur des données de revues de la littérature (Figoni, 1984 ; Shephard, 1988 ; Cooper, 1990 ; Bhambhani, 2002 ; Haisma et coll., 2006).

Tableau 14. Résultats d'études évaluant la VO_{2max} . Le tableau comporte l'auteur principal de l'étude, l'année de publication, le nombre et le genre (1 = h ; 2 = f) des sujets, leur poids moyen (kg), le niveau lésionnel en référence à la classification de la National Wheelchair Athletic Association (NWAA), la VO_{2max} ($l \cdot min^{-1}$ et $ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$), le VE ($l \cdot min^{-1}$), la FC maximale (bpm), la puissance maximale (Pmax, en W), le niveau d'activité des sujets (1 = athlète ; 2 = actif ; 3 = sédentaire ; 4 = inactif ; 5 = autre (âgé)) et le mode d'exercice (ergocycle à bras = 1 ; ergomètre = 2).

Auteur	Année	Sujet		Poids	Lésion NWAA	VO_{2max}		VE	FCmax	Pmax	Niveau activité	Mode exercice
		Nbre	Genre			$l \cdot min^{-1}$	$ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$					
Bernard	2000	6	1	62.8	2	1.79	28.5	87	183		1	2
		6	1	68.5	4	2.35	34.3	111	168		1	2
Brown	1990	5	1	76.4	2	1.47	19.2	80.5	164.6		3	2
		5	1	72.0	5	1.84	25.6	80.7	171		3	2
Burke	1963 1965			74.6	4	2.2	29.5			129	1	1
Burkett	1990	7	1	76.9	3	1.9	24.7				2	2
		4	1	74.7	3	2.1	28.1				1	2
		5	2	50.3	3	0.8	15.9				3	2
Cameron	1978				4		37.4				1	2
					4		34.6				1	2
					4		24.4				1	2
					4		25.6				1	2
Coutts	1983	8	1	70.0	1	0.99	14.1	50	109	25	2	2
		3	1	80.7	2	1.72	22.3	67	167	48	2	2
		3	1	70.7	3	1.52	21.3	65	185	46	2	2
		7	1	69.0	5	2.4	35.7	100	189	75	2	2
	1987	2	1	59.6	1	1.02	17.1	45	102	45	1	2
		2	1	78.6	5	3.3	42	128	182	135	1	2
		1	2	49.1	3	1.42	28.9	68.9	192	85	1	2
1	1	62.6	5	2.94	47	102.6	204	145	1	2		
Crews	1982	4	1	70.0	3	2.17	31	91.7	173.2		1	2
Davis	1987				3	2.24				97	2	1
					3	1.56				62	4	1
					4	2.24	34.1	105.6	182	97	2	1
Francis	1988	15	1	65.6	4	2.24	34.1	105.6	182	97	2	1
		15	1	61.9	4	1.56	25.2	68.8	183	62	4	1
Francis	1981			60.4	5	3.13	51.8				1	2
Gandee	1980	1		59.4	5	3.21	54				1	1
Gass	1979			60.7	3	2.04	33.6				1	2
	1981			66.8	3	1.97	29.5				1	2
	1984			65.1	3	1.96	30.1				2	1
				60.7	3	2.04	33.6				2	2
	1987	6	1	60.2	4	2.86	47.5	100	190	117	1	2
	1995	9	1	70.1	3	1.65	23.8	52	177		4	1
9	1	70.2	3	1.72	24.8	56	177		4	2		
Glaser	1980	16		68.0	5	1.77	26	71.8	169	93	2	1
		16		68.0	5	1.73	25.4	71.5	158	60	2	2
					2	1.24				62	4	2
Goswami	1984			39.4	5	1.15	29.2				4	1
Grimby	1980			72.1	3	1.5	20.8				1	1
				71.2	5	2.03	28.5				1	1
Hjeltnes	1977				3	1.47				110	4	1
	1980				1		14.5			42	4	1
					3			28.2			123	4
Hullemann	1975				2	0.96				74	1	1
					3	1.27				104	1	1
					4	1.41				95	1	1
					5	1.28				113	1	1
					5	1.54				127	1	1
Jackson	1981				3		38.8			98	1	1
					3		36.5			93	2	1
					3		26.5			72	4	1
					3		23.4			49	4	1
Janssen	1993	9	1	80.9	1	1.1	13.6				2	2
		6	1	83.2	2	1.46	17.55				2	2
		15	1	78.8	3	1.67	21.2				2	2
		12	1	79.0	4	2.03	25.7				2	2
Kavanagh	1973				5	1.29					4	1
					5	0.82					4	1
					5	0.78					4	1

Kofsky	1983	9		64.0	3	2.52	39.4			100	1	1	
		18		64.0	3	2.42	37.8			95	2	1	
		22		64.0	3	1.63	25.5			71	4	1	
	1986				3		38.6				1	1	
					3		26.5				4	1	
Lakomi	1987	10	1	74.1	3	1.95	26.3	66.8	193		1	2	
Littel	1981	1		75.0	2	1.2	16				3	1	
		1		65.3	4	1.6	24.5				3	1	
Marincek	1978				3	1.78				100	4	1	
Nag	1982			47.3	2	0.78	16.5				4	1	
Paré	1993	35	1	68.2	3	1.63	23.9		187	38.5	3	2	
Présente étude	2010	15	1	78.1	3	2	25.6			95	3	1	
		10	1	70.8	2	1.7	24			70	3	1	
Rhodes	1981			70.0	3	2.1	30				3	2	
				68.9	2	0.91	13.2				3	2	
Sawka	1980					1.92				85	4	2	
						0.73				18	4	2	
						0.55				11	4	2	
	1981	6	1	72.0	3	2.16	30		180	82	3	2	
		6	1	73.0	3	0.876	12		120	20	5	2	
		6	1	74.0	3	0.666	9		95	13	5	2	
Schneider	1999	6	1	70.8	4	2.02	29.6	98.1	185	120	2	1	
		6	1	78.9	5	2.28	29.3	112	178	132	2	1	
Swiren	1975			70.4	4	1.38	19.6				4	1	
Van der Woude	1988	8	1	74.1	5	2.15	29		150	90.4	1	2	
Veeger	1991	7	1	82.0	2	1.82	23.6	72	167	66	1	2	
		10	1	74.0	3	1.97	26.8	81.8	175	79.8	1	2	
		13	1	67.0	4	2.42	36.9	108.1	182	85.4	1	2	
		7	1	59.0	5	2.38	40.6	100.3	182	79.3	1	2	
Verellen	2012	12	1	75.0	5	2.73	36.4	84.9	163	171	3	1	
Ward	1984				2		11.1				2	1	
							17.5			22	1	1	
Wicks	1975			59.1	4	2.07	35				1	1	
				70.9	2	1.63	23			40	4	1	
				73.3	2	1.76	24				4	2	
	1980			67.9	1	0.93	13.7				42	1	1
				70.4	2	1.62	23				34	1	1
				70.4	3	1.97	28				98	1	1
				64.8	4	2.01	31				113	1	1
				59.9	5	2.26	37.7				116	1	1
				65.0	1	0.97	14.8	42.6	135	82	1	2	
	1983	13	1	70.5	2	1.55	22	75.6	172	33.8	1	2	
		10	1	70.3	3	1.95	27.8	93.6	178	41.2	1	2	
		17	1	64.8	4	2.02	31.2	84.9	177	42.2	1	2	
		10	1	59.9	5	2.16	36.1	103.3	178	40.2	1	2	
2		2	56.6	1	0.86	15.5	38.2	130	7.1	1	2		
1		2	47.7	2	1.17	24.5	51.6	176	34.3	1	2		
4		2	61.5	3	1.08	17.5	51.4	170	28.1	1	2		
2	2	44.1	4	1.4	30.2	84.4	178	34.3	1	2			

Les données manquantes dans ce tableau ne sont pas renseignées dans les articles ou dans les revues qui y font référence.

Les résultats de cette revue non exhaustive ne font pas apparaître de différence significative de VO₂max selon le mode de l'exercice, qu'il soit réalisé sur ergocycle à bras ou en FRM sur ergomètre ($p > 0,5$). Ceci est en accord avec les résultats de la présente étude et en général, avec les données de la littérature (Shephard, 1988). D'autre part, les résultats des sujets masculins de cette revue ont été utilisés pour calculer une VO₂max en fonction du niveau de leur activité et de leur lésion. Le niveau lésionnel est celui donné dans l'article ou rapporté à la classification de la NWAA selon les informations données par les auteurs. Ces résultats

montrent que le niveau de lésion ($F_{4,84} = 19,6$; $p < 0,0001$) est plus déterminant sur la $VO_2\max$ que le niveau d'activité des sujets ($F_{3,86} = 4,4$; $p < 0,005$). Etre considéré comme un athlète augmente significativement la $VO_2\max$. Par ailleurs, la différence entre actif et sédentaire n'est pas significative (Tableau 15).

Tableau 15. Valeurs moyennes et intervalles de confiance entre parenthèses de la $VO_2\max$ en fonction du niveau d'activité des sujets et du niveau lésionnel (classification NWAA).

Niveau d'activité	$VO_2\max$ ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$)	Niveau lésionnel (NWAA)	$VO_2\max$ ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$)
Athlète	30,7 (28,2-33,1)	I	14,8 (10,0-19,6)
Actif	25,8 (22,0-29,5)	II	20,6 (17,3-23,8)
Sédentaire	23,7 (19,0-28,4)	III	28,0 (25,8-30,2)
Inactif	23,6 (19,2-28,0)	IV	30,9 (27,9-33,9)
	$F_{3,86} = 4,4$; $p < 0,005$	V	35,9 (32,7-39,1)
			$F_{4,84} = 19,6$; $p < 0,0001$

Selon les résultats de cette revue, la $VO_2\max$ ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$) est liée à l'activité des sujets (1 = athlète ; 2 = actif ; 3 = sédentaire ; 4 = inactif) et au niveau lésionnel (I à V, NWAA) d'une part, et à la ventilation (VE, en $l.min^{-1}$) d'autre part selon les relations :

$$VO_2\max = 16,2 - 2,0 \text{ Activité} + 4,8 \text{ Niveau lésionnel} \quad n = 88 ; r^2 = 0,53 ; p < 0,001$$

$$VO_2\max = 0,0224 \text{ VE} \quad n = 36 ; r^2 = 0,75 ; p < 0,001$$

La figure 60 illustre l'évolution de la $VO_2\max$ moyenne en fonction du niveau lésionnel.

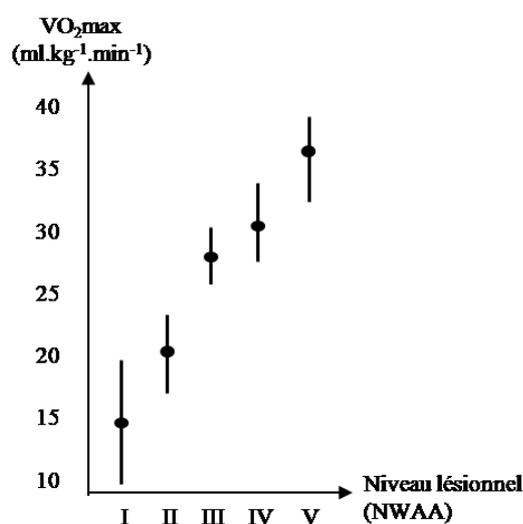


Figure 60. Evolution de la $VO_2\max$ en fonction du niveau lésionnel selon la classification de la NWAA. Valeurs moyennes et intervalles de confiance.

Les données de la figure 60 mettent en évidence l'augmentation de la $VO_2\text{max}$ lorsque le niveau lésionnel est plus bas. Une forte variabilité des résultats est également remarquable. Ceci implique, en particulier pour les lésions cervicales (Classe I) et thoraciques hautes (Classe II) que les valeurs moyennes médiocres de $VO_2\text{max}$ peuvent être améliorées. Les valeurs extrêmes dans ces 2 classes sont proches ou supérieures à $20 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$, seuil de capacité au-delà duquel l'utilisateur peut se déplacer de façon autonome.

En prenant pour référence la classification de la NWAA, les sujets à lésion „haute’ inclus dans la présente étude seraient en classe II et ceux à lésion „basse’ seraient en classes III et IV. Les résultats de la $VO_2\text{max}$ de l'étude sont, pour les sujets à lésion „haute’ ($24,0 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$), supérieurs au résultat moyen de la revue, alors que ceux des sujets à lésion „basse’ sont proches mais plutôt inférieurs ($25,6 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$). Ce résultat, en accord avec certaines données publiées (Schneider et coll., 1999), reste surprenant car peu conforme aux données de la littérature rassemblées dans le tableau 13. L'explication peut venir de la population d'étude. D'une part, le niveau lésionnel est déclaré par le sujet, ce qui n'exclut pas les erreurs éventuelles. D'autre part, le groupe des sujets à lésion „haute’ (T1-T6) compte exclusivement des sujets atteints entre T3 et T6. L'absence de sujets paraplégiques „très hauts’ (T1-T2) dans ce groupe implique des différences moins marquées lors d'un test d'effort maximum (Kofsky et coll., 1983 ; Wicks et coll., 1983), en particulier chez des sujets qui se jugeaient actifs. L'étude de Davis et Shephard (1988) a montré que l'amélioration de la $VO_2\text{max}$ induite par une activité physique pouvait être importante. Ces auteurs ont mesuré des augmentations de débits cardiaques de plus de 30 % chez des sujets actifs comparés à des inactifs. La relation $FC = f(VO_2)$ mesurée lors des tests de pédalage est proche de celle calculée à partir des données recueillies lors des tests de propulsion sur la piste. Ce résultat est en cohérence avec l'absence d'effet du mode d'exercice sur les $VO_2\text{max}$ calculées à partir des données de la revue de la littérature.

Cette étude s'est attachée à l'enregistrement des données lors de la période de récupération (Figure 49), ce qui est peu fréquent (Wasserman et coll., 1994 ; Willmore et Costill, 2004 ; Yamanaka et coll., 2012). Ces résultats montrent les difficultés de récupération respiratoire. En effet, le QR et l'équivalent ventilatoire de l'oxygène (VE/VO_2) augmentent encore de façon importante jusqu'à la 3^{ème} minute de récupération. L'équivalent ventilatoire reste encore significativement supérieur à sa valeur de repos après 10 minutes de repos et le QR n'est inférieur à 1 qu'après 6 à 7 minutes de récupération. De même, la FC ne revient pas à sa valeur de repos au cours de cette période de récupération. Ces résultats ont été observés lors d'efforts maximums prolongés chez des sujets sportifs (Yamanaka et coll., 2012).

Les extra pulsations cardiaques thermiques (EPCT) qui sont en moyenne de 27,6 bpm traduisent une augmentation de la température centrale de plus de 0,7 °C (Meyer et coll., 2001). Ces données enregistrées lors de la récupération témoignent que celle-ci est plus difficile pour des sujets paraplégiques que pour des sujets valides ayant effectué un test d'effort sur tapis ou sur ergocycle (Wasserman et coll., 1994). Les valeurs de QR observées sont plus élevées que celles mesurées chez d'autres paraplégiques, mais chez des sujets sains, les 1^{ères} minutes de récupération après un effort maximal présentent des QR pouvant dépasser 1,7 (Yamanaka et coll., 2012)

Les difficultés de récupération s'expliquent également par une adaptation ventilatoire à l'effort perturbée chez les sujets paraplégiques, et notamment chez ceux à lésion „haute”. Ces données classiques n'ont pas été décrites chez des sujets non sportifs pour des volumes ventilés ou des intensités aussi faibles que celles étudiées dans ce travail. En effet, la dissociation entre le V_t et la R_f apparaît pour des Pp de 45 W.

Les rendements calculés (Rnet) au cours de la présente étude sont en accord avec certaines données de la littérature (Sawka et coll., 1981 ; Shephard, 1988). Cependant, les études dont l'objectif était de mesurer le rendement trouvent des valeurs inférieures à 15 % sur ergocycle à bras (Powers et coll., 1984 ; Hintzy et Tordi, 2004 ; Van der Woude et coll., 2008). Le problème majeur pour ce calcul est la faible durée de pédalage à chaque palier. En effet, la régression utilisée pour calculer un Rnet moyen gomme partiellement l'absence de stabilisation des variables physiologiques et indique un Rnet de 18,9 %. Mais le calcul de Rnet à chaque palier à partir des valeurs de la 2^{ème} minute aboutit à des valeurs de Rnet comprises entre 20 et 23 %, ce qui est sans doute trop élevé pour des sujets peu habitués à l'exercice sur ergocycle à bras. Comme décrit par d'autres auteurs, le calcul du rendement du pédalage avec les membres supérieurs est délicat (Kofsky et coll., 1983 ; Van der Woude et coll., 1989). Les résultats de la présente étude semblent conforter l'idée que le Rnet est inférieur à 18 % et donc au rendement d'un pédalage effectué avec les membres inférieurs (Kofsky et coll., 1983). Le Rnet sur ergocycle à bras reste cependant supérieur à celui du déplacement en FRM qui, dans les meilleurs cas, dépasse à peine 10 % (Veeger et coll., 1992 ; Hintzy et Tordi, 2004 ; Van der Woude et coll., 2008).

Enfin, au terme de ce travail, reste la question de la représentativité de la réalité de la vie de tous les jours par un test „sous maximal”, sur un ergocycle à bras, immobile. Cette étude ne répond pas à cette question mais elle peut indiquer une valeur seuil d'autonomie. En effet, tous les sujets menaient une vie autonome et se déplaçaient sans difficulté particulière avec leur FRM ; la valeur minimale de $VO_2\text{max}$ du groupe est de $18,6 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$.

IV. 4. 2. Test de propulsion sur piste

IV. 4. 2. 1. Méthodologie

Contrairement à la majeure partie des études publiées à ce jour, les résultats du présent travail s'appuient sur un grand nombre de sujets (25), tous paraplégiques en classes II, III ou IV de la NWAA et habitués à se déplacer en FRM. Cependant, cette „homogénéité” des sujets n'est que partielle car il existe de fortes variabilités interindividuelles comme le montrent les écarts-types des résultats des tableaux 12 et 13. Cette variabilité expliquée en partie par l'âge, l'IMC, la VO₂max et les vitesses de déplacement n'est pas totalement corrigée par la prise en compte de ces variables individuelles (équations 1 et 2, cf. § IV. 3. 3. 2 et IV. 3. 3. 3.). Ceci témoigne du caractère complexe du déplacement en FRM dans lequel entrent des paramètres non abordés tels que l'évolution du rendement en fonction du dévers, ou de la vitesse (Paré et coll., 1993 ; Van der Woude et coll., 2001). L'objectif initial de ce travail n'était pas d'approfondir les causes de ces variabilités, par ailleurs peu étudiées par le passé.

Le choix des dévers (0, 2, 8 et 12 %) s'est fait sur la base d'une littérature peu abondante en prenant comme point d'ancrage la référence réglementaire de 2 % présente dans de nombreux pays (McMillen et coll., 1999). Entre 2 et 12 %, il pourrait sembler plus pertinent de choisir un dévers de 6 % au lieu de 8 %. Cependant, le seul modèle existant à ce jour propose un seuil acceptable de dévers critique de 10 % (Kockelman et coll., 2001). Le choix des dévers de 8 et de 12 % est basé sur ce modèle. Les résultats mesurés indiquent que le choix est judicieux car l'astreinte à 8 % se situe à peu près à mi-distance des astreintes à 2 et 12 %. Pour affiner le modèle (équations 1 et 2), il aurait fallu ajouter une condition de dévers à 5 ou à 6 %, soit 2 tests (V_i et V_c) supplémentaires qui auraient surchargé la journée expérimentale et risqué de fatiguer les sujets. Néanmoins, les données de la présente étude permettent de construire un modèle linéaire d'astreintes cardio-respiratoires en fonction du dévers. En effet, un modèle non linéaire optimisé n'explique pas plus de variance que le modèle linéaire simple (56 vs 55 %). Le choix a priori d'effectuer 6 tours est validé a posteriori car les 2 premiers tours duraient plus de 1,5 minute et permettaient de stabiliser les paramètres physiologiques (Wilmore et Costill, 2004). De fait, les résultats montrent que les vitesses, les FC et les VO₂ sont stables au cours des tours 3 à 6. Le dernier tour n'a pas été analysé car 5 sujets n'ont pas été capables d'effectuer entièrement le 6^{ème} tour à 8 et/ou à 12 % en maintenant la vitesse de référence (V_i ou V_c).

Ce travail présente des limites, notamment dans le traitement des données musculaires. D'une part, l'analyse des EMG a écarté a priori le traitement temporel de l'activation des muscles. Sa réalisation systématique imposait l'équipement d'une roue du FRM ou l'utilisation d'un système d'analyse du mouvement. En effet, l'exiguïté du local expérimental et la nécessité de télémétriser l'information mécanique de la roue du FRM rendaient ces 2 choix difficiles, l'objectif initial de ce travail étant d'étudier un déplacement réel en FRM. D'autre part, la fatigue n'a pas été analysée. La mise en évidence de ce phénomène impose une analyse fréquentielle des EMG entraînant une quantité de données à traiter difficilement compatible avec un travail de thèse, ou des déplacements plus longs. En effet, pour les conditions les plus dures, la durée moyenne de chaque test n'excède pas 300 secondes.

L'analyse temporelle réalisée dans la littérature l'est souvent sur des tests sur ergomètres qui permettent un bon équipement du FRM et une répétitivité gestuelle importante (Thoumie et coll., 1994 ; Mulroy et coll., 1996 ; Boninger et coll., 1997 ; De Groot et coll., 2003 ; Chow et coll., 2009 ; Dubowski et coll., 2009 ; Louis, 2010). Plusieurs auteurs indiquent que, malgré la faible variation de la gestuelle, le décours temporel peut être sujet à de fortes variations inter et intra individuelles (Harburn et Spaulding, 1986 ; Thoumie et coll., 1994 ; Schantz et coll., 1999) et qu'il est fonction de la durée d'apprentissage (De Groot et coll., 2008), de la fatigue (Rodgers et coll., 1994) et de la posture adoptée par les usagers (Schantz et coll., 1999 ; Roux et coll., 2006). Ce sont les raisons pour lesquelles le choix de ne pas développer de méthodologie pour étudier le décours temporel en fonction du dévers a été fait. Les 4 groupes musculaires ayant été définis à partir de données de la littérature (Mulroy et coll., 1996 ; Chow et coll., 2009).

Cette étude comporte des points forts : les effets du dévers, en situation réelle de déplacement, avec des mesures de variables cardiaques, respiratoires, subjectives, combinées aux analyses de 16 muscles dominants et non dominants. A notre connaissance, ceci n'a jamais été réalisé. Seule l'étude de Do et coll. (1985) a mesuré des EMG bilatéraux, son objet étant l'adaptation du poste de travail à un salarié en FRM, et non pas l'étude de son déplacement. Les études expérimentales effectuées lors de déplacements réels en FRM sont rares (Louis, 2010). Et menées sur des surfaces en dévers, elles sont exceptionnelles, même dans le champ des contraintes cardio-vasculaires. De plus, elles sont réalisées avec un faible nombre de sujets et des conditions expérimentales peu variées (Kockelman et coll., 2001 ; Cooper, 2011).

IV. 4. 2. 2. Caractéristiques de la population

- En termes de force

Les Fmax des sujets à lésion „basse’ sont plus élevées que celles des sujets à lésion „haute’ pour les muscles de la chaîne postérieure (Tableau 8). Ceci pourrait expliquer que l'une des adaptations aux efforts de poussée serait d'augmenter la flexion du tronc (Cooper, 1990 ; Rodgers et coll., 1994 ; Chow et coll., 2000). Dans la population de Schantz et coll (1999), les mouvements du tronc des sujets paraplégiques à lésion „basse’ sont plus faibles que ceux des tétraplégiques. Ces derniers compensent leur faiblesse musculaire par des oscillations plus importantes du tronc. La tendance de la force du triceps à être supérieure chez les sujets à lésion „haute’ confirme l'activation de compensations et explique également que les contraintes locales, en particulier au niveau de l'épaule, soient plus élevées chez les sujets à lésion „haute’. Ceux-ci ont moins de muscles fonctionnels et doivent ainsi augmenter les forces qu'ils exercent et, de fait, augmenter les contraintes articulaires (De Groot et coll., 2003 ; Mercer et coll., 2006 ; Requejo et coll., 2008 ; Louis, 2010).

- Sur la piste

Les 25 sujets masculins actifs ont une $VO_2\text{max}$ moyenne de 25,0 (5,5) $\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ comparable aux données les plus élevées de la littérature pour des usagers de FRM paraplégiques non sportifs (Coutts et coll., 1983 ; Burkett et coll., 1990 ; Van der Woude et coll., 2001 ; Bhamhani, 2002) et supérieure aux valeurs plus communément décrites comprises entre 15 et 25 $\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (Hjeltnes, 1986). Dans une population moins active que celle étudiée, les astreintes du dévers seraient sans doute plus élevées que celles observées dans la présente étude. Si à V_c , le dévers de 12 % représente une astreinte cardiaque et énergétique de 52 % pour la population de cette étude (tableaux 12 et 13), pour une population moins active dont la $VO_2\text{max}$ n'est que de 20 $\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ qui est une valeur courante (Coutts et coll., 1983 ; Figoni, 1984 ; Veeger et coll., 1991), l'astreinte énergétique du dévers à 12 % représenterait 75 % des capacités maximales. Les conséquences des dévers seraient sans doute plus contraignantes encore pour une population plus fragile, plus âgée et moins active.

Comme le montrent les équations 3 et 4 (cf. § IV. 3. 3. 6), l'évaluation des capacités cardiovasculaires sur ergocycle à bras et sur FRM donne des résultats de $VO_2\text{max}$ identiques (Glaser et coll., 1980). La $VO_2\text{max}$ est dépendante de la masse musculaire active (Coutts et coll., 1983). Les valeurs mesurées diminuent lorsque le niveau lésionnel s'élève. Une

augmentation de la $VO_2\text{max}$ est couramment décrite dès que la lésion est d'un niveau inférieur à T7 (Coutts et coll., 1983 ; Figoni, 1984 ; Hjeltnes, 1986 ; Burkett et coll., 1990 ; Veeger et coll., 1991). Bien que la différence ne soit pas significative, les résultats de la présente étude sont concordants avec ces données de la littérature. Ils montrent que les sujets ayant une lésion médullaire „basse’ ont une $VO_2\text{max}$ plus élevée ($1,99 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$) que ceux ayant une lésion „haute’ ($1,66 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$). Cette différence n'est qu'une tendance ($p = 0,07$) car la variabilité des résultats est importante, même pour ces tests maximums dans lesquels toutes les composantes de l'effort sont contrôlées (Paré et coll., 1993). Les facteurs de variation les plus compliqués à vérifier sont l'entraînement, l'habitude d'efforts maximums qui tous 2 améliorent le rendement énergétique de ces activités et les postures que peuvent adopter les sujets (Van der Woude et coll., 2001).

Outre les conséquences attendues du niveau lésionnel sur la $VO_2\text{max}$ et sur le QR lors des tests sur piste, les résultats font apparaître les effets surprenants du niveau lésionnel sur les vitesses de confort choisies et les astreintes physiologiques. En effet, les sujets à lésion „haute’, qui n'ont pas d'abdominaux fonctionnels, ont choisi une V_c moyenne significativement ($p < 0,05$) plus rapide ($1,25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) que ceux à lésion „basse’ ($1,18 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Cette différence est significative à tous les dévers. Il n'existe pas d'explication à ce phénomène dans la littérature. Le maintien d'une trajectoire plus rectiligne par ces usagers pourrait aussi leur imposer d'aller plus vite. L'absence de stabilité du tronc pourrait par ailleurs amener les paraplégiques „hauts’ à s'appuyer plus fort sur les mains courantes de leur FRM pour s'équilibrer, ce qui aurait pour conséquence une vitesse plus élevée et une V_c qui augmenterait en fonction de la longueur du secteur rectiligne de la piste. En outre, l'amplitude de flexion du tronc devrait être plus importante en cas de lésion „haute’. Ces hypothèses n'ont pu être vérifiées dans ce travail. Alors qu'aucun résultat ne montre de différence entre le déplacement à plat et en dévers à 2 %, la V_c est significativement différente entre les 2 dévers. Ce résultat fait de la V_c un indicateur potentiel d'astreinte pour évaluer la difficulté d'une condition de déplacement. La V_i ($0,97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) choisie est assez classiquement utilisée (Brubaker et coll., 1986 ; Reid et coll., 1990 ; Mukherjee et Samanta, 2001). Elle n'a pas posé de problème particulier aux sujets en dehors des difficultés déjà rapportées au dernier tour aux dévers à 8 et 12 %.

L'effort perçu par les sujets à lésion „basse’ ($\text{RPE} = 9,9$) est plus important ($p < 0,001$) que celui perçu par les sujets à lésion „haute’ ($\text{RPE} = 8,5$), pourtant, ces derniers se déplacent à des vitesses plus importantes et présentent un CCA significativement plus élevé ($p < 0,5$). Le quotidien du paraplégique „haut’ est plus éprouvant et plus complexe que celui du

paraplégique „bas’. Le premier pourrait avoir un „set-point’ de difficultés plus élevé qui lui permettrait de faire plus facilement face à une contrainte identique et d’avoir une perception plus positive de la situation de laboratoire que l’usager à lésion „basse’. De plus, selon la condition expérimentale, la lésion „haute’ n’entraîne pas toujours d’altération significative des capacités utiles (Vanlandewijck et coll., 2011). Ces éléments, non démontrés ici, pourraient expliquer les différences de perception de l’effort selon le niveau lésionnel.

IV. 4. 2. 3. Astreintes cardiaques, énergétiques et subjectives

- **Astreintes cardiaques et énergétiques**

Elles sont importantes à 8 et à 12 % de dévers. Entre la situation à Vi à 0/2 % et à Vc à 12 %, les moyennes d’astreintes cardiaques sont multipliées par 2,5 (tableau 12) et les astreintes énergétiques par 3 (tableau 13). Plus exactement, le dévers de 0 à 12 % multiplie les astreintes par 2 et le passage de Vi à Vc les multiplie par 1,5. Les limites physiologiques classiquement admises pour les astreintes cardio-respiratoires ne sont pas dépassées dans les conditions de la présente étude. En effet, excepté pour le dévers de 12 %, la FC et la dépense énergétique des sujets restent modérées. Les sujets inclus dans la présente étude sont actifs, habitués à produire un effort et ils ont une bonne adaptation cardio-respiratoire à l’exercice.

A titre de comparaison, les astreintes cardiaques de la présente étude sont inférieures à celles mesurées sur une surface plane à des vitesses proches : 127 bpm (Mukherjee et Samanta, 2001) ou 109 bpm à vitesse plus faible sur une piste plus sinueuse (Reid et coll., 1990). Bien que l’astreinte soit considérée comme modérée sur un sol plat, elle augmente significativement avec le dévers et la vitesse. Les valeurs de FC, de CCA et de CCR mesurées à Vc pour une condition de dévers donnée sont très proches des valeurs mesurées pour la condition de dévers supérieure à Vi. A titre d’exemple, le CCA à Vc à 0/2 % de dévers est de 33,7 (12,9) bpm, il est de 34,5 (14,0) bpm à Vi à 8 % ; le CCR à Vc à 8 % est de 42 (16) %, il est de 40 % à Vi à 12 %.

Le coût énergétique relatif (CER, en %) est équivalent au coût cardiaque relatif (CCR, en %) (tableaux 12 et 13). Les relations liant FC et VO_2 doivent permettre de calculer l’une des variables en connaissant l’autre (équation 3). Le coût énergétique du déplacement (CEm) augmente avec la vitesse de déplacement. Dans la condition notée 0/2 %, il est de 93 J.m^{-1} à Vi ($0,97 \text{ m.s}^{-1}$). Ce résultat est en accord avec l’étude de Brubaker et coll. (1986) qui trouvent, pour une vitesse de déplacement identique, un CEm de 97 J.m^{-1} à 0 % et de 129 J.m^{-1} à 2 % de dévers. Hadj Yahmed et Charpentier (1990) trouvent sur tapis roulant des valeurs

moyennes de CEm plus élevées comprises entre 210 à 240 J.m⁻¹ pour des pentes de 1 % et des vitesses de 1,11 m.s⁻¹. Lorsque ces valeurs sont corrigées en soustrayant la VO₂ de repos, les résultats sont proches de ceux de la présente étude malgré la pente de 1%.

- Astreintes subjectives

La perception de l'effort augmente avec le dévers. Il est perçu comme étant très léger à 0/2 %, léger à 8 % et modéré à 12 % de dévers.

Néanmoins, bien que les astreintes objectives soient significativement différentes selon la vitesse de déplacement pour un même dévers, la perception de l'effort ne l'est pas. Le choix de la vitesse dite de „confort’ (Vc) amène les sujets à une augmentation de l'astreinte cardio-respiratoire qui n'est pas ressentie. La maîtrise de la vitesse semble minimiser l'effort perçu mais peut exposer à un risque de surcharge des astreintes physiologiques.

Par ailleurs, dès le dévers de 2 %, les sujets à lésion „basse’ perçoivent une astreinte significativement plus élevée que les sujets à lésion „haute’. La concordance entre données biomécaniques et subjectives renforce l'idée que le dévers de 2 %, sans induire d'astreinte importante pour la population de la présente étude, impose une régulation gestuelle perçue comme un effort supplémentaire. Pour s'assurer que ce dévers de 2 % n'a pas de conséquence néfaste chez les usagers de FRM, des études complémentaires devraient être menées avec des populations plus fragiles, plus âgées ou moins actives (Cooper et coll., 2011).

IV. 4. 2. 4. Astreintes musculaires

La figure 53 schématise, pour un sujet à lésion „basse’, le décours temporel de l'activité des muscles dominants (D) et non dominants (ND) pour les dévers de 0 et 12 %. Elle montre qu'il est possible de décrire les débuts de phase de poussée mais que les niveaux sont variables et que la phase de récupération peut être parasitée par des contractions sans objectif. Ce schéma confirme les données de la littérature sur la variabilité intra-sujet du décours temporel (Schantz et coll., 1999). La figure illustre cependant les fortes coactivités musculaires en début de phase de poussée entre les muscles propulseurs (P) à l'origine de contraintes biomécaniques importantes sur la zone scapulaire (Rodgers et coll., 1994 ; Van der Helm et Veeger, 1996 ; Van Drongelen et coll., 2006).

Les figures 54, 55 et 56 présentent les niveaux d'activités des muscles ou des groupes musculaires. Les muscles les plus actifs sont ceux situés du côté D, et plus particulièrement les muscles P. L'EMGmoy est très fortement lié à l'EMGmax. C'est pourquoi dans la

présentation des résultats, seules les données d'EMGmax sont développées. La valeur moyenne de l'EMGmax, toutes conditions confondues, est supérieure à 30 % pour le pectoralis major D et elle est supérieure à 25 % pour le groupe des propulseurs dominants (PD). Lorsque les dévers sont considérés, les EMGmax sont fortement liés aux dévers. La figure 56 met en évidence la variation des écarts entre les 4 groupes musculaires en fonction du dévers. Sur sol plat, les EMGmax des 4 groupes sont identiques mais dès 2 % de dévers, les muscles du côté D augmentent alors que ceux du côté ND diminuent. Ce déséquilibre s'accroît pour les PD à 8 %, pour diminuer à 12 %, comme si le déséquilibre arrivait à son maximum et que pour le réduire, les propulseurs non dominants (PND) soient obligés d'augmenter leur activité. Les rétracteurs (R) se maintiennent à un niveau d'activité inférieur mais augmentent tout de même avec le dévers. La figure 57 illustre l'évolution de ces déséquilibres en fonction du dévers. Pour autant que le niveau lésionnel ne soit pas considéré, l'activité musculaire à 2 % de dévers est identique à celle d'un déplacement sur un sol plat. Ce résultat semble conforter la limite de dévers établie à 2 % dans les lieux publics (Kockelman et coll, 2001).

La valeur moyenne de l'EMGmax tous muscles confondus des sujets à lésion „haute’ (21 %) est supérieure à celle des sujets à lésion „basse’ (20 %). Cette différence est une tendance pour l'ensemble des données mais devient significative lorsque ne sont considérées que les conditions à vitesse de déplacement choisie ($F_{1,3000} = 8,9$; $p < 0,005$). Ce constat tend à montrer que l'astreinte musculaire n'est pas une variable qui permet aux usagers de FRM de réguler leur effort et que la diminution des masses musculaires actives chez les sujets à lésion „haute’ impose des contraintes plus importantes sur les muscles fonctionnels. Cette observation est relatée dans la littérature pour des efforts variés de sujets blessés médullaires (Dubowski et coll., 2009 ; Louis, 2010). Elle a, en particulier, pour conséquence d'augmenter les contraintes articulaires chez les usagers qui ne peuvent mobiliser que peu de muscles et qui doivent développer des forces importantes (Mercer et coll., 2006 ; Van Drongelen et coll., 2006 ; Requejo et coll., 2008). Pour certains auteurs, ces adaptations spécifiques des blessés médullaires habitués à se déplacer en FRM justifient que toute expérimentation soit réalisée avec des sujets déficients (Louis 2010 ; Gorce et Louis, 2012).

Cette étude met également en évidence les déséquilibres d'activité électrique des muscles D et ND. Ils sont importants sur les propulseurs, en particulier chez les sujets à lésion „basse’. La présence d'une sangle abdominale des sujets à lésion „basse’ leur permet une plus grande latitude de déséquilibre que les usagers à lésion „haute’. Ces derniers semblent même particulièrement attentifs à maintenir une différence aussi minime que possible entre les

activités musculaires des côtés D et ND. Cependant, aucune donnée de la littérature n'aborde cette question. La présente étude est, à notre connaissance, la première à mettre en évidence la question des déséquilibres d'activité musculaire en situation de déplacement en FRM. La dépendance de ces déséquilibres au niveau lésionnel est sans doute une donnée clinique connue mais elle n'a pas fait l'objet de publications. Des expérimentations complémentaires devraient être menées afin de confirmer ces résultats. En effet, en termes de réadaptation et de prévention, la recherche de posture d'équilibre pourrait être une voie à explorer.

Cette étude montre également que si le seuil de dévers fixé à 2 % est considéré comme une limite sans fondement scientifique, il apparaît qu'il impose un déséquilibre aux usagers à lésion „basse’ qui se traduit par des réactions musculaires de rééquilibrage. Pour les usagers à lésion „haute’, ce déséquilibre n'est pas, ou moins, mis en évidence. Ces sujets semblent adopter une posture mieux adaptée au dévers afin de minimiser les déséquilibres musculaires. Ils ont aussi très certainement plus de difficultés à maîtriser les activités musculaires de compensation dans la mesure où ils ne disposent pas de la stabilisation abdominale des usagers à lésion „haute’. Afin d'être confirmées, ces hypothèses nécessiteraient des études associant l'analyse du mouvement à l'EMG.

IV. 4. 2. 5. Comparaison des astreintes cardiaques et énergétiques aux données de la littérature

Les études qui se sont intéressées au dévers n'ont pas abordé l'aspect physiologique ou l'on fait avec un petit nombre de sujets. Pour valider les données de la présente étude, une comparaison est possible avec des données de coûts physiologiques sur un sol plat. Le tableau 16 présente le CCA, le cVO_2 et le CEmkg de déplacements à plat en fonction de la vitesse de déplacement. Les études retenues ont été menées sur 9 sujets au minimum et la FC et/ou la VO_2 ont été mesurées. La VO_2 permettant de calculer le CEmkg.

Tableau 16. Comparaison des astreintes physiologiques du déplacement en FRM sur un sol plat aux données de la littérature. Pour chaque étude sont indiqués le nombre de sujets, la vitesse de déplacement et les coûts cardiaque (CCA, en bpm), d'oxygène (cVO_2 , en $ml.kg^{-1}.min^{-1}$) et énergétique par mètre et par kilogramme de poids du sujet (CEmkg, en $J.m^{-1}.kg^{-1}$).

	Nombre de sujets	Vitesse ($m.s^{-1}$)	CCA (bpm)	cVO_2 ($ml.kg^{-1}.min^{-1}$)	CEmkg ($J.m^{-1}.kg^{-1}$)
Présente étude	25	0,95	19,9	8,0	1,2
		1,41	33,7	11,2	1,5
Hadj Yahmed et Charpentier, 1990*	12	0,83	28	8,2	1,2
		1,66	47	13,7	1,0
Mukherjee et Samanta, 2001	17	0,95	47,7	7,6	1,6
		1,12	14,6	9,1	1,9
Hilbers et White, 1987	9	1,59	20,4	11,3	1,7
		2,18	34,4	14,4	1,6
		2,92	47,4	24,1	2,0
Beeckmann et coll., 1999	44	1,24		7,6	1,7

* Les résultats de Hadj Yahmed et Charpentier (1990) ont été obtenus sur une pente de 1 %.

Dans le tableau 16, les résultats de Hilbers et White (1987) présentés sont ceux obtenus avec le FRM de sport car son poids (9,8 kg) est plus proche de celui des FRM de la présente étude. Les FRM standards utilisés par ces auteurs pèsent plus de 20 kg et sont éloignés des standards d'un FRM moderne. D'autres auteurs ont indiqué des relations entre la vitesse de déplacement et les astreintes cardio-vasculaires (Van der Woude et coll., 1988). De l'ensemble de ces travaux, il peut être calculé une relation moyenne qui lie le coût cardiaque absolu (CCA, en bpm) à la vitesse (V , en $m.s^{-1}$) selon la relation : $CCA = 25 V$.

L'étude de Hildebrandt et coll. (1970) menée sur une population très hétérogène, propose des équivalents en watts (W) du déplacement sur un sol plat en FRM (18 kg + sujet de 70 kg) aux vitesses de $1 km.h^{-1}$ (2 W), $2 km.h^{-1}$ (4 W), $3 km.h^{-1}$ (6,5 W) et $4 km.h^{-1}$ (11 W), soit un équivalent de 8,7 et de 16 W à V_i et à V_c respectivement. Pour ces auteurs, le rendement sur une surface plane est compris entre 5 et 8 %. Dans la présente étude, le coût énergétique moyen du déplacement à plat est de 100 W à V_i et de 182 W à V_c soit, pour les 2 vitesses, un rendement de 8,7 % qui correspond à un résultat normal en considérant les progrès des FRM, l'habitude et les capacités des sujets de la présente étude (Van der Woude et coll., 1988 ; Chesney et Axelson, 1996).

Richter et coll. (2007) ont pour leur part étudié les conséquences biomécaniques du dévers en FRM chez 26 sujets, sur un tapis roulant. La puissance requise est multipliée par 1,6 et par 2,3

pour un dévers de 5,25 % et de 10,5 % respectivement. Dans le cas de la présente étude, la dépense énergétique n'est multipliée que par 1,2 à 1,3 entre 0/2 et 8 % de dévers. Les contraintes physiologiques ne peuvent être comparées aux contraintes physiques lors de la propulsion d'un FRM.

Enfin, quelques études (Voigt et Bahn, 1969 ; Van der Woude et coll., 1986 ; Van der Woude et coll., 1989) permettent de calculer des relations entre les astreintes cardiaque (CCA, en bpm) et énergétique (VO_2 , en $ml.kg^{-1}.min^{-1}$) en fonction de la vitesse (V, en $m.s^{-1}$) et de la pente (P, en %) de la forme :

$$CCA = 31,4 V + 12,1 P \quad \text{et} \quad VO_2 = 10,1 V + 3,8 P$$

De ces relations, il apparaît que 1 % de pente augmente le CCA de 12 bpm et la VO_2 de 3,8 $ml.kg^{-1}.min^{-1}$. Des relations équivalentes calculées à partir des résultats de la présente étude pour la vitesse (V) et les dévers (D, en %) sont de la forme :

$$CCA = 7,1 + 12,4 V + 2,0 D \quad \text{et} \quad VO_2 = 3,1 V + 0,37 D$$

En partant de ces relations, pour atteindre les astreintes imposées par une pente à 1 %, le dévers devra être de 10 % sur la base du coût énergétique et de 6 % pour le coût cardiaque. Ces résultats ne confirment pas les données de Chesney et Axelson (1996) qui considèrent que 1 % de pente induit une puissance équivalente à 3 % de dévers soit un coût du dévers 2 à 3 fois supérieur à ce qui est extrapolé des résultats de cette étude. Ces auteurs se basent sur l'enregistrement du travail physique (T, en N.m) nécessaire au déplacement d'un FRM sur des pentes et des dévers variés qui aboutit à la relation : $T = 7,76 P + 2,35 D + 26$

La discordance des résultats provient de la diversité des paramètres à partir desquelles sont calculées les relations : certains auteurs s'appuient sur des paramètres physiques de déplacement alors que dans la présente étude, les paramètres mesurés sont des coûts physiologiques. Brubaker et coll. (1986) ont analysé la propulsion d'un seul athlète paraplégique de 20 ans, en FRM standard et de sport, sur un tapis roulant à plat puis avec un dévers de 3,5 %, à une vitesse de 3 puis 4 $km.h^{-1}$. La puissance développée et la résistance à l'avancement ont été multipliées par 2 avec le dévers. Les valeurs FC et de VO_2 n'augmentent que de 17 %. Ces contraintes de force sont presque 2 fois moins importantes que celles mesurées par Chesney et Axelson (1996) qui indiquent une augmentation de 28 % de la force de propulsion entre 0 et 3 % de dévers.

La littérature sur les FRM s'est surtout intéressée aux données techniques et biomécaniques afin d'améliorer le rendement des efforts (Van der Woude et coll., 2008 ; Gorce et Louis, 2012) et aux capacités maximales de sportifs en FRM (Veeger et coll., 1991 ; Paré et coll., 1993 ; Huonker et coll., 1998 ; Van der Woude et coll., 2001). Les études réalisées entre 1975

et 1995 avaient pour objet principal d'améliorer les FRM en bénéficiant de l'évolution explosive de la pratique handisport (Cooper, 1990). Au cours de cette période, les temps des vainqueurs aux marathons de Boston (Etats-Unis) et de Oita (Japon) ont été réduits, passant de près de 3 heures en 1975 à environ 1,5 heure en 1995. Cette évolution a été possible grâce à l'amélioration des caractéristiques techniques et technologiques des FRM (poids, stabilités, roues, conduite...) ainsi qu'à l'adoption de postures qui optimisent le rendement. Ceci explique que les données physiologiques aient été peu mesurées sur un nombre important d'utilisateurs habituels de FRM car les recherches orientées sur des données techniques et mécaniques permettaient de mettre en évidence des améliorations beaucoup plus fines que les données physiologiques (Van der Woude et coll., 2001). L'effet significatif du dévers de 2 % sur la vitesse de confort, alors qu'il ne modifie pas les contraintes, renforce cette idée.

Enfin, Kockelman et coll. (2001) se sont intéressés à la FC et à la perception d'inconfort d'une population souffrant de pathologies diverses et utilisant des aides au déplacement variées sur une surface en dévers notamment. Selon leur modèle, un dévers de 4 % est acceptable pour la plupart des usagers, et lorsque les contraintes ne permettent pas de respecter ce seuil, le dévers critique à ne pas dépasser est de 10 %.

IV. 4. 2. 6. Proposition de modèles d'astreintes

L'observation des données de la figure 59 montre que la relation entre dévers et coûts physiologique et subjectif peut être considérée comme linéaire. Cette observation est renforcée par le fait que les relations entre contraintes et dévers ne sont pas significativement différentes de modèles linéaires et que les données de la littérature ont utilisé ce modèle (Kockelman et coll., 2001 ; Chesney et Axelson, 1996). Toutes variables étant constantes par ailleurs, le coût moyen du dévers peut ainsi se quantifier selon les relations :

$$\text{CCA} = 25,6 + 2,0 D \quad n = 568 ; r = 0.54$$

$$\text{cVO}_2 = 4,6 + 0,37 D \quad n = 583 ; r = 0.51$$

$$\text{RPE} = 7,4 + 0,35 D \quad n = 200 ; r = 0.57$$

En considérant qu'une astreinte de 50 % du maximum peut être maintenue sans difficulté pendant plusieurs centaines de mètres (long terme) et qu'une astreinte de 75 % peut l'être sur quelques dizaines de mètres (court terme) (Monod et Kapitaniak, 2009), il est possible de déterminer les dévers limites à long et court termes en fonction des 3 types d'astreintes (CCA, cVO₂ et RPE). Sur le plan énergétique, pour des usagers de FRM qui ont une VO₂max de 15

ml.kg⁻¹.min⁻¹, un dévers de 2 % est acceptable sans limite de distance (long terme) et un dévers de 8 % serait une valeur limite sur quelques dizaines de mètres. Si la VO₂max des sujets est de 20 ml.kg⁻¹.min⁻¹, la capacité sans doute la plus fréquente dans cette population, ils pourront affronter à court terme un dévers de 19 %, mais qui représente néanmoins un risque très important de déséquilibre. A long terme, ils seront capables de se déplacer sur une surface en dévers de 8 % au maximum. Pour les sujets dont la VO₂max est de 25 ml.kg⁻¹.min⁻¹ comme ceux de la présente étude, il n'y a pas de limitation physiologique de dévers à court terme. A long terme, le dévers limite est supérieur à 15 %. Pour des VO₂max plus élevées, la limitation du dévers n'est plus rationnelle à partir des données énergétiques. Les astreintes cardiaques des sujets de la présente étude sont trop faibles pour calculer un modèle limite crédible. A partir de la FC, aucun dévers n'est inférieur à 12 %. Cependant, si un CCA de 30 bpm devait être une limite de coût cardiaque (Monod et Kapitaniak, 2009), elle ne serait respectée que si le dévers était inférieur à 2 %. Par ailleurs, les limites de dévers calculées à partir de l'évaluation subjective seraient de 10 % pour un dévers à long terme (RPE = 11), et de 15 % à court terme (RPE = 13). Comme l'évolution de l'astreinte est linéairement liée au dévers, il est possible d'interpoler entre les limites de dévers.

IV. 5. Conclusion

Le test d'effort sous maximal réalisé par une population de sujets paraplégiques actifs, qui ne sont par ailleurs pas habitués à ce type d'exercice, a permis de déterminer des valeurs de $VO_2\text{max}$ fiables et proches des données de la littérature. Pour diverses raisons liées à la population et à la méthodologie de l'étude, les $VO_2\text{max}$ ne sont pas liées aux niveaux lésionnels alors qu'une revue, bien que non exhaustive, confirme la relation forte et reconnue entre la hauteur de la lésion et les capacités cardio-respiratoires des sujets blessés médullaires. Cette discordance met en évidence l'importance de l'activité physique chez les usagers de FRM. Cette étude indique également que des adaptations ventilatoires existent pour de faibles puissances de pédalage chez les sujets à lésion „haute”. Par ailleurs, les données recueillies lors de la phase de récupération montrent que celle-ci est difficile et encore incomplète 10 minutes après l'arrêt du test, même pour un effort sous-maximal d'une durée comprise entre 10 et 14 minutes. L'astreinte thermique induite par ces efforts courts est surprenante et confirme les troubles de la thermorégulation associés à la paraplégie.

Sur la piste, les résultats montrent qu'un dévers de 2 % ne se distingue pas d'un sol plat en termes d'astreintes cardio-respiratoires et subjectives. Ils indiquent également que l'astreinte physiologique augmente linéairement avec le dévers tant que celui-ci ne dépasse pas 12 %, pour un déplacement limité à 300 mètres. Dans ces conditions, des dévers de 8 % et plus ne permettent plus la stabilisation du quotient respiratoire. Les dévers de 12 % sont irréalisables pour quelques usagers et donc à proscrire. Les conditions expérimentales des tests effectués n'imposent pas d'astreintes cardio-respiratoires supérieures à 50 % des capacités fonctionnelles des sujets de la présente étude. Il s'agit donc à priori de situations acceptables. Cependant, ces conclusions ne peuvent être généralisées à toutes les personnes en FRM car leurs capacités fonctionnelles sont déterminantes pour définir des seuils. Ainsi, pour des usagers à faibles capacités cardio-respiratoires, un modèle établi à partir des résultats obtenus dans cette étude montre que le seuil de 2 % pour un dévers est un bon repère qui permet à tous de se déplacer et de rester actif.

D'autre part, les résultats révèlent une augmentation importante de l'astreinte musculaire des propulseurs dominants, pour des dévers qui ne sont pas exceptionnels lors de déplacements quotidiens. De plus, cette augmentation n'est pas harmonieuse. En effet, elle est marquée pour les muscles propulseurs dominants (PD) alors que pour les propulseurs non dominants (PND), elle diminue. Les déséquilibres entre les PD et les PND augmentent avec le dévers. A

l'inverse, les muscles rétracteurs dominants et non dominants suivent la même évolution. Par ailleurs, dès 2 % de dévers, la perception de l'effort et la réaction des usagers est significativement modifiée par le niveau lésionnel. Les sujets à lésion „basse’ répondent au dévers par une dissymétrie des activités musculaires. Les sujets paraplégiques à lésion „haute’ essaient de réduire au maximum ces dissymétries qui semblent leur poser plus de problèmes. Les usagers sans ceinture abdominale fonctionnelle seraient donc davantage en difficulté lors d'un déplacement en FRM sur une surface en dévers, et ceci pour de faibles inclinaison, dès 2 %... Ce constat renforce l'idée que pour permettre à tous les usagers de se déplacer en FRM, la notion empirique d'un seuil acceptable de dévers fixé à 2 % doit être maintenue et défendue.

En pratique, un environnement où les dévers supérieurs à 8 % sont absents et où ceux inférieurs ou égaux à 2 % sont la règle devrait encourager le plus grand nombre de personnes en FRM à se déplacer et à maintenir une activité. C'est une condition de prise d'autonomie, de maintien des capacités fonctionnelles et de promotion de la santé. Par ailleurs, cette dynamique favoriserait l'intégration des salariés en FRM.

V. Conclusion générale

L'autonomie et la participation sociale des sujets paraplégiques nécessitent l'usage quotidien d'un FRM. A ce jour, même si la politique d'intégration menée est dynamique et que la législation est renforcée par la loi Handicap de 2005, la chaîne du déplacement n'est que partiellement adaptée aux usagers de FRM. Les sujets n'ont toujours pas la possibilité de copier leurs concitoyens valides en toutes circonstances. L'accessibilité des moyens de transport n'offrent pas encore aux usagers de FRM toute l'autonomie souhaitée. Pour la plupart des moyens de transport, leur emprunt nécessite bien souvent une aide extérieure. Seule la voiture personnelle permet à une majorité d'entre eux de se déplacer seul. L'accès aux bâtiments, aux commerces de proximité, et même aux établissements publics n'est pas toujours adapté à une personne en FRM. Le cheminement, jonché d'obstacles parfois insoupçonnés par les personnes valides, peut rapidement limiter les sorties des personnes à mobilité réduite. Un seuil de trottoir trop élevé, une pente trop abrupte, un dévers trop prononcé, une voiture mal stationnée... sont autant de contraintes pouvant décourager un usager en FRM, mais également susceptibles de dégrader un état de santé déjà fragilisé par la déficience. Même si le déplacement n'est pas le facteur le plus important dans l'accession à l'emploi, il en fait parti et gommer cette contrainte ne pourrait que favoriser l'intégration professionnelle des usagers de FRM, et plus largement leur intégration sociale. La 1^{ère} étude indique que 30 % des sujets sont inactifs pour des raisons médicales, financières mais aussi pour des raisons liées à l'adaptation au travail ou propres à l'activité professionnelle elle-même. La difficile compatibilité entre la formation initiale des sujets et leurs capacités de travail post-traumatiques est le facteur le plus influent. Néanmoins, à ces diverses raisons s'ajoutent le problème du déplacement et notamment les difficultés rencontrées lors de la propulsion sur des cheminements courants. La 2^{nde} étude de ce travail s'est intéressée à une des contraintes évoquées comme particulièrement gênantes par les usagers en FRM, le dévers, qui par ailleurs a très peu été étudié par le passé et dont la limite réglementaire fixée à 2 % fait débat. Les astreintes cardiaques et énergétiques augmentent linéairement avec le dévers. Entre 0 et 12 %, elles sont multipliées par 2. Ces coûts sont encore multipliés par 1,5 en moyenne lorsque la vitesse de déplacement passe de V_i à V_c , de 0,95 à 1,26 $m.s^{-1}$. Concernant les astreintes musculaires, les propulseurs dominants augmentent significativement leur activité avec le dévers. D'autre part, le niveau lésionnel modifie la réactivité musculaire. Les sujets à lésion „basse’ sont davantage déséquilibrés par le dévers, dès 2 %, mais semblent mieux gérer la dissymétrie musculaire que ceux à lésion „haute’ qui n'ont pas de ceinture abdominale fonctionnelle. Les évaluations subjectives sont nettement moins marquées que les données objectives : l'effort perçu est considéré comme modéré à 12 % de dévers malgré un CCA

moyen de 49,4 bpm. Les usagers, et encore plus les sujets à lésion „haute’, semblent ne pas ressentir l’effort que les données plus objectives laissent présager. Les difficultés quotidiennes auxquelles ces personnes sont confrontées ont probablement augmenté leur seuil de tolérance à l’effort, une perception qui fausse la réalité des astreintes cardio-respiratoires et musculaires qui leur sont imposées. Ce facteur pouvant ainsi augmenter le risque de troubles musculo-squelettiques et conduire précocement les sujets à une inactivité forcée, source de complications bien plus dommageables.

De ce travail sont issus des modèles d’astreintes. Ils permettent d’asseoir le seuil de dévers fixé à 2 %, offrant à chacun la possibilité de se déplacer et de maintenir une activité essentielle à leur autonomie sans compromettre leur avenir en fauteuil roulant... manuel. Néanmoins, les contraintes ne permettent pas toujours de respecter les recommandations. Ainsi, pour éviter aux usagers de FRM d’être confrontés à des dévers irrationnels mais tolérés, un dévers critique de 8 % pourrait être la limite maximale à ne jamais dépasser, quelles que soient les „bonnes’ raisons évoquées par les architectes ou autres concepteurs....

VI. Références bibliographiques

A

- Ackermann M, Gros J, Listen K.** La prise en charge interdisciplinaire des blessés médullaires. Immersion en communauté. Partenariat HES-Faculté de médecine de Genève. 2007. 47 p.
http://www.medecine.unige.ch/enseignement/apprentissage/module4/immersion/archives/2006_2007/travaux/07_r_paraplegie.pdf Consulté le 15 juillet 2012.
- Akbar M, Balean G, Brunner M, Seyler TM, Bruckner T, Munzinger J, Grieser T, Gerner HJ, Loew M.** Prevalence of rotator cuff tear in paraplegic patients compared with controls. *J Bone Joint Surg Am.* 2010; 92(1): 23-30.
- Alm M, Saraste H, Norrbrink C.** Shoulder pain in persons with thoracic spinal cord injury: prevalence and characteristics. *J Rehabil Med.* 2008; 40(4): 277-83.
- Almenoff PL, Spungen AM, Lesser M, Bauman WA.** Pulmonary function survey in spinal cord injury: influences of smoking and level and completeness of injury. *Lung.* 1995; 173(5): 297-306.
- Anderson D, Durmont S, Azzaria L, Le Bourdais M, Noreau L.** Determinants of return to work among spinal cord injury patients: a literature review. *J Voc Rehabil.* 2007; 27: 57-68.
- André JM, Rouyer A, De Barmon H, Paysant J, Brugerolle B.** Les fauteuils roulants en France : approche épidémiologique et données chiffrées. Dans : Péliissier J, Jacquot JM, Bernard PL eds. *Le fauteuil roulant.* Editions Masson. Paris. 386 p. 1997 : 8-16.
- Arrêté du 15 janvier 2007** portant application du décret n° 2006-1658 du 21 décembre 2006 relatif aux prescriptions techniques pour l'accessibilité de la voirie et des espaces publics.
- Asato KT, Cooper RA, Robertson RN, Ster JF.** SMARTWheels: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1993; 40: 1320-4.
- Association de gestion du fonds pour l'insertion des personnes handicapées (AGEFIPH).** Rapport annuel. 2006. 28 p.
http://www.agefiph.fr/upload/files/1187878388_1182340717_Rapport_activite_Agefiph_2006.pdf Consulté le 12 janvier 2008.
- Association française de normalisation (AFNOR).** Cheminements. Insertion des handicapés. Cheminement piétonnier urbain. Conditions de conception et d'aménagements des cheminements pour l'insertion des personnes handicapées. P98-350. 1988.
- Athanasou J, Brown D, Murphy G.** Vocational achievements following spinal cord injury in Australia. *Disabil Rehabil.* 1996; 18: 191-6.
- Axelson P, Minkel J, Chesney D.** A guide to wheelchair selection: How to use the ANSI/RESNA wheelchair standards to buy a wheelchair. *Paralysed Veterans of America.* 1994; 202: 872-1300.

B

Ballinger DA, Rintala DH, Hart KA. 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. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000; 81(12): 1575-81.

Bhambhani Y. Physiology of wheelchair racing in athletes with spinal cord injury. *Sports Med.* 2002; 32(1): 23-51.

Barat M, Dehail P, De Seze M. La fatigue du blessé médullaire. *Ann Readapt Med Phys.* 2006 ; 49(6) : 277-82.

Barral C. Evolution conceptuelle internationale dans le champ du handicap. Typologie des modèles du handicap. Communication présentée à la journée d'étude universitaire sur les déficiences intellectuelles. Université Lille III. 2007.

Baudelot C, Gollac M. Faut-il travailler pour être heureux ? Insee première n°560. 1997.

Bayley JC, Cochran TP, Sledge CB. The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am.* 1987; 69 (5): 676-8.

Bazzi-Grossin C, Fouillot JP, Charpentier P, Audic B. Coût énergétique du déplacement en fauteuil roulant : étude en situation réelle chez le paraplégique récent. *Ann Readapt Med Phys.* 1995 ; 38 : 421-8.

Bazzi-Grossin C, Bonnin P, Bailliart O, Bazzi H, Kedra AW, Martineaud JP. Maximal exercise in spinal cord injured subjects : effects of an antigravity suit. *Sci Sports.* 1996; 11(3): 173-9.

Beekmann CE, Miller-Porter L, Schoneberger M. Energy cost of propulsion in standard and ultralight wheelchairs in people with spinal cord injuries. *Phys Ther.* 1999; 79(2): 146-58.

Bernard PL, Micallef JP, Peruchon E, Dauphin M. Comportement fonctionnel de sportifs paraplégiques. De l'approfondissement des connaissances à l'orientation vers les activités physiques et sportives. *J Readapt Med.* 1992 ; 12(4) : 173-8.

Bernard PL, Mercier J, Varray A, Prefaut C. Influence of lesion level on the cardioventilatory adaptations in paraplegic wheelchair athletes during muscular exercise. *Spinal Cord.* 2000; 38(1): 16-25.

Bidart Y. L'adaptation vasculaire à l'exercice chez les paraplégiques. *Ann. Med. Phys.* 1970 ; 13(4) : 349-61.

Boninger ML, Cooper RA, Robertson RN, Rudy TE. Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: an analysis using a local coordinate system. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78(4): 364-72.

Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD, Rudy TE. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. *Spinal Cord.* 1998 ; 36(6): 418-26.

Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, Shimada SD, Koontz A. Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999; 80(8): 910-5.

Boninger ML, Baldwin M, Cooper RA, Koontz A, Chan L. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000; 81: 608-13.

Boninger ML, Towers JD, Cooper RA, Dicianno BE, Munin MC. Shoulder imaging abnormalities in individuals with paraplegia. *J Rehabil Res Dev.* 2001; 38(4): 401-8.

Boninger ML, Souza AL, Cooper RA, Fitzgerald SG, Koontz AM, Fay BT. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83: 718-23.

Boninger ML, Impink BG, Cooper RA, Koontz AM. Relation between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(7): 1141-5.

Borg G. Borg's perceived exertion and pain scales. Champaign IL: Human Kinetics. 1998.

Bouisset S, Maton B. Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. *Am J Phys Med.* 1972; 51(6): 285-95.

Brown DD, Knowlton RG, Hamill J, Schneider TL, Hetzler RK. Physiological and biomechanical differences between wheelchair-dependent and able-bodied subjects during wheelchair ergometry. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1990; 60(3): 179-82.

Brubaker C, Mc Clay I, Mc Laurin CA. The effect of mechanical advantage on handrim propulsion efficiency. 2nd International Conference of Rehabilitation Engineering. Ottawa. Canada. 1984: 17-22.

Brubaker CE, McLaurin CA, McClay IS. Effects of side slope on wheelchair performance. *J Rehabil Res Dev.* 1986; 23(2): 55-7.

Brubaker CE. Ergonomic considerations. *J Rehabil Res Dev. Clin Suppl.* 1990; 2: 37-48.

Buchholz AC, Bugaresti JM. A review of body mass index and waist circumference as markers of obesity and coronary heart disease risk in persons with chronic spinal cord injury. *Spinal Cord.* 2005; 43: 513-8.

Buckley SM, Bhambhani YN. The effects of wheelchair camber on physiological and perceptual responses in younger and older men. *Adapted Physical Activity Quaterly (APAQ).* 1998; 15(1): 15-24.

Burkett LN, Chisum J, Stone W, Fernhall B. Exercise capacity of untrained spinal cord injured individuals and the relationship of peak oxygen uptake to level of injury. *Paraplegia.* 1990; 28(8): 512-21.

Burnham RS, May L, Nelson E, Steadward R, Reid DC. Shoulder pain in wheelchair athletes: The role of muscle imbalance. *Am J Sports Med.* 1993; 21: 238-42.

C

Caisse nationale de l'assurance maladie des travailleurs salariés (CNAMTS). Convention d'objectifs et de gestion pour la branche AT/MP, 2009-2012. Programme n° 6. 2009.
http://www.risquesprofessionnels.ameli.fr/atmp_media/COG%20double2.pdf Consulté le 20 octobre 2009.

Carlson D, Myklebust J. Wheelchair use and social integration. *Top Spinal Cord Inj Rehabil.* 2002; 7: 28-46.

Castel R. An investigation into the employment and occupation of patients with a spinal cord injury. *Paraplegia.* 1994; 32: 182-7.

Cayot-Decharte A, Maury M, Delcey M, Boucher N. L'annonce du handicap aux blessés médullaires : un récit adaptatif. Enquête par questionnaires chez 721 blessés, enquête par entretiens chez 58 de ces personnes. Rapport de recherche. 53 p. 1994 : 25-53.
<http://www.paratetra.apf.fr> Consulté le 28 mai 2012.

Cerretelli P, Shindell D, Pendergast DP, Di Prampero PE, Rennie DW. Oxygen uptake transients at onset and offset of arms and leg work. *Respir Physiol.* 1977; 30: 81-7.

Chan SK, Man DW. Barriers to returning to work for people with spinal cord injuries: a focus group study. *Work.* 2005; 25(4): 325-32.

Chaves ES, Boninger ML, Cooper R, Fitzgerald SG, Gray DB, Cooper RA. Assessing the influence of wheelchair technology on perception of participation in spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85: 1854-8.

Chesney DA, Axelson PW. Preliminary test method for the determination of surface firmness. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1996; 4(3): 182-7.

Chow JW, Millikan TA, Carlton LG, Chae W, Morse MI. Effect of resistance load on biomechanical characteristics of racing wheelchair propulsion over a roller system. *J Biomech.* 2000; 33(5): 601-8.

Chow JW, Milikan TA, Carlton LG, Chae WS, Lim YT, Morse MI. Kinematic and electromyographic analysis of wheelchair propulsion on ramps of different slopes for young men with paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009; 90(2): 271-8.

Clarys JP, Cabri J, De Witte B, Toussaint H, De Groot G, Huying P, Hollander P. Electromyography applied to sport ergonomics. *Ergonomics.* 1988; 31(11): 1605-20.

Codine P, Bernard PL, Herisson C. Equilibre et déséquilibre de la coiffe des rotateurs liés au déplacement en fauteuil roulant. Dans : Pélissier J, Jacquot JM, Bernard PL eds. *Le fauteuil roulant.* Editions Masson. Paris. 386 p. 1997 : 102-10.

Colin D, Lebastard N. Pressure sore in patients with spinal cord injuries. *Rev Prat.* 1995; 45(16): 2023-8.

Collins EG, Gater D, Kiratli J, Butler J, Hanson K, Langbein WE. Energy cost of physical activities in persons with spinal cord injury. *Med Sci Sports Exerc.* 2010; 42(4): 691-700.

Cooper RA. Wheelchair racing sports science: a review. *J Rehabil Res Develop.* 1990; 27(3): 295-312.

Cooper R. A perspective on the ultralight wheelchair revolution. *Technologies and Disability.* 1996; 5: 383-92.

Cooper RA, Robertson RN, VanSickle DP, Boninger ML, Shimada SD. Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. *J Rehabil Res Dev.* 1997; 34: 162-70.

Cooper RA. Wheelchair selection and configuration. Demos Medical Publishing. New York. 1998. 410 p.

Cooper RA, Wolf E, Fitzgerald SG, Kelleher A, Ammer W, Boninger ML, Cooper R. Evaluation of selected sidewalk pavement surfaces for vibration experienced by users of manual and powered wheelchairs. *J Spinal Cord Med.* 2004; 27(5): 468-75.

Cooper RA, Cooper R. Typology of manual wheelchairs. Dans : Ravaud JF, Lofaso F, Lepoutre FX eds. *Le Fauteuil Roulant.* Editions Frison-Roche. Paris. 2008 : 99-109.

Cooper RA, Teodorski EE, Spornier ML, Collins DM. Manual wheelchair propulsion over cross-sloped surfaces: a literature review. *Assistive technology: the official journal of RESNA.* 2011; 23(1): 42-51.

Coutts KD, Rhodes EC, McKenzie DC. Maximal exercise responses of tetraplegics and paraplegics. *J Appl Physiol.* 1983; 55(2): 479-82.

Crewe NM. A 20-year longitudinal perspective on the vocational experiences of persons with spinal cord injury. *Rehabil Counsel Bull.* 2000; 43: 122-33.

Crews DL, Wells CL, Burkett L, McKeeman-Hopkins V. A physiological profile of four wheelchair marathon racers. *Physician Sportsmed.* 1982; 10(6): 134-43.

Crisp R. Vocational decision making by 60 spinal cord injury patients. *Paraplegia.* 1992; 30: 420-4.

Curtis KA, Drysdale GA, Lanza RD, Kolber M, Vitolo RS, West R. Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999; 80(4): 453-7.

D

Dabonneville M, Vaslin P, Kauffmann P, De Saint Remy N, Couétard Y, Cid M. A self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions. *Technology and Disability.* 2005; 17(2): 63-76.

-
- Dale H, Loewi O.** The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1936. http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medecine/laureates/1936 Consulté le 15 juillet 2012.
- Dalyan M, Cardenas DD, Gerard B.** Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord.* 1999; 37(3): 191-5.
- Davis GM, Shephard RJ.** Cardiorespiratory fitness in highly active versus inactive paraplegics. *Med Sci Sports Exerc.* 1988; 20(5): 463-8
- De Groot S, Veeger HE, Hollander AP, Van der Woude LH.** Adaptations in physiology and propulsion techniques during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003; 82(7): 504-10.
- De Groot S, Dallmeijer AJ, Kilkens OJ, Van Asbeck FW, Nene AV, Angenot EL, Post MW, Van der Woude LH.** Course of gross mechanical efficiency in handrim wheelchair propulsion during rehabilitation of people with spinal cord injury: a prospective cohort study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 8: 1452-60.
- De Groot S, De Bruin M, Noomen SP, Van der Woude LH.** Mechanical efficiency and propulsion technique after 7 weeks of low-intensity wheelchair training. *Clin biomech.* 2008; 23(4): 434-41.
- Delcey M.** Notion de situation de handicap (moteur). Les classifications internationales des handicaps. Dans : Déficiences motrices et situations de handicaps : aspects sociaux, psychologiques, médicaux, techniques et législatifs, troubles associés. Ed APF. 504 p. 2002 : 1-17.
- De Saint Remy N.** Modélisation et détermination des paramètres biomécaniques de la locomotion en fauteuil roulant manuel. Thèse de doctorat. Université Blaise Pascal. Clermont-Ferrand. 2005. 232 p.
- Désert JF.** Les lésions médullaires traumatiques et médicales (paraplégies et tétraplégies). Dans : Déficiences motrices et situations de handicaps : aspects sociaux, psychologiques, médicaux, techniques et législatifs, troubles associés. Ed APF. 504 p. 2002 : 235-45.
- De Vivo M, Richards J, Stover S, Go B.** Spinal cord injury: Rehabilitation adds life to years. *Rehabil Med.* 1991; 154: 602-6.
- De Vivo M, Richards J.** Community reintegration and quality of life following spinal cord injury. *Paraplegia.* 1992; 30: 108-12.
- Di Prampero PE, Cortili G, Mognoni P, Saibene E.** Equation of motion of a cyclist. *J Appl Physiol.* 1979; 47: 201-6.
- Di Prampero PE.** Le coût énergétique de la locomotion humaine sur terre et dans l'eau. *Schweiz Ztschr Sport Med.* 1983 ; 31 : 87-94.
- Do MC, Bouisset S, Moynot C.** Are paraplegics handicapped in the execution of a manual task. *Ergonomics.* 1985; 28(9): 1363-75.
-

Druvert JC, Paillet D, Benderitter C, Piera JB. Handisport : une pratique sportive encore méconnue. Médecins du sport. 2004 ; 67 : 13-26.

Dubowski SR, Sisto SA, Langrana NA. Comparison of kinematics, kinetics, and EMG throughout wheelchair propulsion in able-bodied and persons with paraplegia: an integrative approach. J Biomech Eng. 2009; 131(2): 021015.

Duffield R, Dawson B, Pinnington HC, Wong P. Accuracy and reliability of a Cosmed K4b² portable gas analysis system. J Sci Med Sport. 2004; 7(1): 11-22.

E

Enaux C, Lannoy P, Lord S. Les mobilités éprouvantes. Regards sur les pénibilités des déplacements ordinaires. Articulo - Journal of Urban Research [Online]. <http://www.articulo.revues.org/1765> Consulté le 15 novembre 2011.

Eriksson P, Lofstrom L, Ekblom B. Aerobic power during maximal exercise in untrained and well-trained persons with quadriplegia and paraplegia. Scand J Rehabil Med. 1988; 20(4): 141-7.

Espagnacq M. Mortalité à long terme et devenir social des blessés médullaires tétraplégiques. Etudes à partir des enquêtes Tétrafigap 1995 et 2006. Thèse de doctorat de Démographie. 2008. 277 p.

F

Faupin A, Campillo P, Weissland T, Gorce P, Thevenon A. The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. J Rehabil Res Dev. 2004; 41: 421-8.

Faupin A, Guillon B, Lepoutre FX. Contraintes et règles usuelles pour le choix et les réglages d'un FRM. Dans : Le Fauteuil Roulant Manuel : Choix et Réglages. Une approche pluridisciplinaire. Sous la direction de Lepoutre FX. Edition Sauramps Médical. 290 p. 2011 : 241-9.

Figoni SF. Spinal cord injury and maximal aerobic power. Am Correct Ther J. 1984; 38(2): 44-50.

Fitzgerald SG, Collins DM, Cooper RA, Tolerico M, Kelleher A, Hunt P, Martin S, Impink B, Cooper R. Issues in maintenance and repairs of wheelchairs: A pilot study. J Rehabil Res Dev. 2005; 42 (6): 853-62.

Flandrois R, Lacour JR. Les adaptations respiratoires et circulatoires de l'exercice musculaire. Dans : Précis de physiologie. 2^{ème} éd. Paris : Masson. 552 p. 1976 ; 4 : 501-36.

Fougeyrollas P, Cloutier R, Bergeron H, Coté J, St Michel G. Classification québécoise - Processus de production du handicap (PPH). Québec. Ed. Réseau international sur le processus de production de handicap RIPPH / SCCIDIH. 1998.

Fougeyrollas P. L'évolution conceptuelle internationale dans le champ du handicap : Enjeux socio-politiques et contributions québécoises. 26 p. 2002 : 4(2).

Fougeyrollas P, Noreau L, Boschen Kathryn A. Interaction of environment with individual characteristics and social participation: theoretical perspectives and applications in persons with spinal cord injury. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*. 2002; 7(3): 1-16.

Fox SM 3rd, Naughton JP, Haskell WL. Physical activity and the prevention of coronary heart disease. *Ann Clin Res*. 1971; 3(6): 404-32.

Freyschuss U, Knutsson E. Cardiovascular control in man with transverse cervical cord lesions. *Life Sci*. 1969; 8(7): 421-4.

G

Gass EM, Camp EM. Effects of prolonged exercise in highly trained traumatic paraplegic men. *J Appl Physiol*. 1987; 63(5): 1846-52.

Gass EM, Harvey LA, Gass GC. Maximal physiological responses during arm cranking and treadmill wheelchair propulsion in T4-T6 paraplegic men. *Paraplegia*. 1995; 33(5): 267-70.

Gellman H, Sie I, Waters RL. Late complications of the weight-bearing upper extremity in the paraplegic patient. *Clin Orthop Relat Res*. 1988; 233: 132-5.

Gerhart KA, Bergstrom E, Charlifue SW, Menter RR, Whiteneck GG. Long-term spinal cord injury: functional changes over time. *Arch Phys Med Rehabil*. 1993; 74(10): 1030-4.

Glaser RM, Laubach LL, Sawka MN, Suryaprasad AG. Exercise stress, fitness evaluation and training of wheelchair users. In: *Proceedings - International Conference on Lifestyle and Health*. 1978: Optimal Health and Fitness for People with Physical Disabilities edited by Leon AS and Amundson GJ. University of Minnesota Press. Minneapolis. 1979: 167-74.

Glaser RM, Sawka MN, Laubach LL, Surprayasad AG. Metabolic and cardiopulmonary response to wheelchair and bicycle ergometry. *J Appl Physiol*. 1979; 46: 1066-70.

Glaser RM, Sawka MN, Brune MF, Wilde SW. Physiological responses to maximal effort wheelchair and arm crank ergometry. *J Appl Physiol*. 1980; 48(6): 1060-4.

Glaser RM, Sawka MN, Wilde SW, Woodrow BK, Suryaprasad AG. Energy cost and cardiopulmonary responses for wheelchair locomotion and walking on tile and on carpet. *Paraplegia*. 1981; 19: 220-6.

Glousman RE, Barron J, Jobe FW, Perry J, Pink M. An electromyographic analysis of the elbow in normal and injured pitchers with medial collateral ligament insufficiency. *Am J Sports Med*. 1992; 20(3): 311-7.

Gorce P, Louis N. Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: influence of wheelchair settings. *Clin Biomech*. 2012; 27(1): 7-15.

Goillot C, Mormiche P. Enquête Handicaps-Incapacités-Dépendance auprès des personnes vivant en domicile ordinaire en 1999. Résultats détaillés. Insee Résultats n°6. 2002.

Goosey VL, Campbelle IG, Fowler NE. Effect of push frequency on the economy of wheelchair racers. *Med Sci Sports Exerc.* 2000; 32: 174-81.

Gorce P, Louis N. Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: influence of wheelchair settings. *Clin Biomech.* 2012; 27(1): 7-15.

Grossin C. Coût énergétique du déplacement en fauteuil roulant, en situation réelle chez le paraplégique. DEA en Sciences de la Vie et de la Santé. Paris. 1992.

Guillon B. Vingt années d'évolution technologique et réglementaire des fauteuils roulants : point de vue et expérience d'un service de conseil. Dans : Ravaud JF, Lofaso F, Lepoutre FX eds. *Le Fauteuil Roulant.* Editions Frison-Roche. Paris. 2008 : 53-75.

Guillon B, Bouche S, Bernuz B, Pradon D. Fauteuils roulants : description, utilisation, critères de choix. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris). Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation. 26-170-B-10. 2009.

Guo LY, Su FC, An KN. Effect of handrim diameter on manual wheelchair propulsion: mechanical energy and power flow analysis. *Clin Biomch.* 2006; 21(2): 107-15.

H

Hadj Yahmed M, Fouillot JP, Charpentier P, Weissbecker JP, Lenouvel P. Etude du rendement mécanique du déplacement en fauteuil roulant. *Ergonomie et handicap moteur.* Paris 3^{ème} coll. 1987 : 119-32.

Hadj Yahmed M, Charpentier P. Incidence du poids du fauteuil roulant manuel sur les réponses physiologiques de la personne handicapée physique lors d'un exercice à vitesse constante sur tapis roulant. *J Readapt Med.* 1990 ; 10 : 218-22.

Haisma JA, Van der Woude LH, Stam HJ, Bergen MP, Sluis TA, Bussmann JB. Physical capacity in wheelchair-dependent persons with a spinal cord injury: a critical review of the literature. *Spinal Cord.* 2006; 44(11): 642-52.

Haisma JA, Van der Woude LH, Stam HJ, Bergen MP, Sluis TA, Post MW, Bussmann JB. Complications following spinal cord injury: occurrence and risk factors in a longitudinal study during and after inpatient rehabilitation. *J Rehabil Med.* 2007; 39: 393-8.

Hamonet Cl, Magalhaes T. Système d'identification et de mesure du handicap (SIMH). Editions Eska. Paris. 2001.

Hamonet Cl. La notion de handicap. *Ann Readapt Med Phys.* 2003 ; 46 : 521-4.

Hamonet Cl. Les personnes handicapées. Collection que sais-je ? Presses universitaires de France (5^{ème} édition). Paris. 2006. 128 p.

Harburn KL, Spaulding SJ. Muscle activity in the spinal cord-injured during wheelchair ambulation. *Am J Occup Ther.* 1986; 40(9): 629-36.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5): 361-74.

Hilbers PA, White TP. Effects of wheelchair design on metabolic and heart rate responses during propulsion by persons with paraplegia. *Phys Ther.* 1987; 67(9): 1355-8.

Hildebrandt G, Voigt ED, Bahn D, Berendes B, Kroger J. Energy costs of propelling wheelchair at various speeds: cardiac response and effect on steering accuracy. *Arch Phys Med Rehabil.* 1970; 51(3): 131-6.

Hintzy F, Tordi N. Mechanical efficiency during hand-rim wheelchair propulsion: effects of base-line subtraction and power output. *Clin Biomech.* 2004; 19(4): 343-9.

Hjeltnes N, Vokaz Z. Circulatory strain in everyday life of paraplegics. *Scand J Rehabil Med.* 1979; 11(2): 67-73.

Hjeltnes N. Cardiorespiratory capacity in tetra and paraplegia shortly after injury. *Scand J Rehabil Med.* 1986; 18(2): 65-70.

Hjeltnes N. Changes in cardiovascular responses to graded arm ergometry in tetra and paraplegics patients during primary rehabilitation. *Ergonomics of manual wheelchair propulsion.* Amsterdam. Congress. 1991; 51-60.

Ho CH, Wuermsler LA, Priebe MM, Chiodo AE, Scelza WM, Kirshblum SC. Spinal cord injury medicine. 1. Epidemiology and classification. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007; 88(3 suppl 1); S49-54.

Holloszy JO. Adaptation of skeletal muscle to endurance training. *Med Sci Sports Exerc.* 1975; 155-64.

Hopman MT. Circulatory responses during arm exercise in individuals with paraplegia. *Int J Sports Med.* 1994; 15(3): 126-31.

Hugues CJ, Weimear WH, Sheth PN, Brubaker CE. Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user-to-chair interface. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992; 73: 263-9.

Huonker M, Schmid A, Sorichter S, Schmidt-Trucksäb A, Mrosek P, Keul J. Cardiovascular differences between sedentary and wheelchair-trained subjects with paraplegia. *Med Sci Sports Exerc.* 1998; 30(4): 609-13.

Hurd WJ, Morrow MMB, Kaufman KR, An KN. Influence of varying level terrain on wheelchair propulsion biomechanics. *Am J Phys Med Rehabil.* 2008; 87: 984-91.

I

Illman A, Stiller K, Williams M. The prevalence of orthostatic hypotension during physiotherapy treatment in patients with an acute spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2000; 38(12): 741-7.

Isambert JJ, Teissier J, Egon G, Grandin AM, Yvain F, Filipetti P. Chirurgie du membre supérieur du tétraplégique et déambulation en fauteuil roulant. Dans : Pélissier J, Jacquot JM, Bernard PL eds. *Le fauteuil roulant*. Editions Masson. Paris. 386 p. 1997 : 286-96.

J

Jain NB, Higgins LD, Katz JN, Garshick E. Association of shoulder pain with the use of mobility devices in persons with chronic spinal cord. *PM R*. 2010; 2(10): 896-900.

Jan YK, Jones MA, Rabadi MH, Foreman RD, Thiessen A. Effect of wheelchair tilt-in-space and recline angles on skin perfusion over the ischial tuberosity in people with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*. 2010; 91(11): 1758-64.

Janssen TW, Van Oers CA, Hollander AP, Veeger HE, Van der Woude LH. Isometric strength, sprint power, and aerobic power in individuals with a spinal cord injury. *Med Sci Sports Exerc*. 1993; 25(7): 863-70.

Janssen TW, Van Oers CA, Veeger HE, Hollander AP, Van der Woude LH, Rozendal RH. Relationship between physical strain during standardised ADL tasks and physical capacity in men with spinal cord injuries. *Paraplegia*. 1994; 32: 844-59.

Janssen TW, Van Oers CA, Van Kamp GJ, Ten Voorde BJ, Van der Woude LH, Hollander AP. Coronary heart disease risk indicators, aerobic power, and physical activity in men with spinal cord injuries. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997; 78: 697-705.

Jarvis S, Rolfe H. The use of an inertial dynamometer to explore the design of children's wheelchairs. *Scand J Rehabil Med*. 1982: 167-76.

K

Kamenetz HL. A brief history of the wheelchair. *J Hist of Med Allied Sci*. 1969; 24(2): 205-10.

Kang J, Robertson RJ, Goss FL, Dasilva SG, Suminski RR, Utter AC, Zoeller RF, Metz KF. Metabolic efficiency during arm and leg exercise at the same relative intensities. *Med Sci Sports Exerc*. 1997; 29(3): 377-82.

Karvonen MJ, Kentala E, Mustala O. The effects of training on heart rate; a longitudinal study. *Ann Med Exp Biol Fen*. 1957; 35(3): 307-15.

Kawazu T, Tajima F, Makino K, Okawa H, Umezu Y, Akatsu Y, Ogata H. Isokinetic strength of elbow extensor muscles correlates with race time in wheelchair half marathon racers. *J UOEH*. 1999; 21(1): 13-21.

Kennedy P, Lude P, Elfstrom ML, Smithson EF. Psychological contributions to functional independence: a longitudinal investigation of spinal cord injury rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2011; 92: 597-602.

Khélia I. Etude biomécanique de la propulsion du fauteuil roulant manuel par les personnes âgées souffrant ou non de douleurs d'épaules. Thèse de doctorat. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. Centre de Chalons. Champagne. 2003. 236 p.

Kilkens OJ, Post MW, Dallmeijer AJ, Van Asbeck FW, Van der Woude LHV. Relationship between manual wheelchair skill performance and participation of persons with spinal cord injuries 1 year after discharge from inpatient rehabilitation. *J Rehabil Res Dev.* 2005; 42(3 suppl 1): 65-74.

Kirby RL, Ackroyd-Stolarz SA, Brown MG, Kirkland SA, MacLeod DA. Wheelchair-related accidents caused by tips and falls among noninstitutionalized users of manually propelled wheelchairs in Nova Scotia. *Am J Phys Rehabil.* 1994; 73(5): 319-30.

Kirby RL, Gillis DJ, Boudreau AL, Smith C, Rushton P, Clark-Gallant L, Parker KE, Webber A. Effect of a high-rolling-resistance training method on the success rate and time required to learn the wheelchair wheelie skill: a randomized controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil.* 2008; 87(3): 204-11.

Kirshblum SC, Campagnolo DI, Delisa JA. *Spinal Cord Medicine.* Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2002. 655 p.

Kockelman K, Zhao Y, Blanchard-Zimmermann C. Meeting the intent of the ADA in sidewalk cross slope design. *J Rehabil Res Develop.* 2001; 38(1): 101-10.

Kofsky PR, Davis GM, Shephard RJ, Jackson RW, Keene GC. Field testing: assessment of physical fitness of disabled adults. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1983; 51(1): 109-20.

Krassioukov AV, Karlsson AK, Wecht JM, Wuermsler LA, Mathias CJ, Marino RJ; Joint Committee of American Spinal Injury Association and International Spinal Cord Society. Assessment of autonomic dysfunction following spinal cord injury: rationale for additions to International Standards for Neurologic Assessment. *J Rehabil Res Dev.* 2007; 44(1): 103-12.

Krause JS. Employment after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992; 73: 163-9.

Krause JS. Aging and self-reported barriers to employment after spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil.* 2001; 6: 102-15.

Krause JS. Years to employment after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003; 84: 1282-9.

Krause JS, Saunders LL, De Vivo MJ. Income and risk of mortality after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2011; 92: 339-45.

Krause JS, Terza JV, Erten M, Focht KL, Dismuke CE. Prediction of postinjury employment and percentage of time worked after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012; 93: 373-5.

Kruse D, Krueger A, Drastal S. Computer use, computer training, and employment. *Spine.* 1996; 21: 891-6.

Kulig K, Rao SS, Mulroy SJ, Newsam CJ, Gronley JK, Bontrager EL, Perry J. Shoulder joint kinetics during the push phase of wheelchair propulsion. *Clin Orthop Relat Res.* 1998: 132-43.

L

Labourot L, Thevenon A. Pathologies liées à l'utilisation du fauteuil roulant manuel. Dans : *Le Fauteuil Roulant Manuel : Choix et Réglages. Une approche pluridisciplinaire.* Sous la direction de Lepoutre FX. Edition Sauramps Médical. 290 p. 2011 : 31-40.

Lampert E. Erreurs à ne pas commettre lors de la réalisation d'un exercice de détermination de la consommation maximale d'oxygène. *Sci Sports.* 1998 ; 13(4) : 193-201.

Lee HS, Kim MJ. A study on fall accident. *Taehan Kanho.* 1997; 36: 45-62.

Lees A. Performance characteristics of two wheelchair sprint test. In: *Ergonomics of manual wheelchair propulsion: State of Art I.* Amsterdam: IOS press. 1991: 13-20.

Lemaire ED, Lamontagne M, Barclay HW, John T, Martel G. A technique for the determination of center of gravity and rolling resistance for tilt-seat wheelchair. *J Rehabil Res Dev.* 1991; 28: 51-8.

Lenne-Aurier K, Dutil E. Le travail chez les blessés médullaires : une analyse critique de la littérature. *Ann Readapt Med Phys.* 1998 ; 41 : 5-21.

Lepoutre FX, Guillon B, Faupin A. Les critères de choix d'un FRM, leurs facteurs et leur importance pour la personne. Dans : *Le Fauteuil Roulant Manuel : Choix et Réglages. Une approche pluridisciplinaire.* Sous la direction de Lepoutre FX. Edition Sauramps Médical. 290 p. 2011 : 227-39.

Levêque JM, Hanon C, Hausswirth C. Caractéristiques physiologiques et musculaires des athlètes élités spécialistes de „course fauteuil”. *Médecins du sport.* 2004 ; 67 : 28-32.

Levi R, Hultling C, Seiger A. The Stockholm spinal cord injury study: Psychosocial and financial issues of the Swedish annual level-of-living survey in SCI subjects and controls. *Paraplegia.* 1996; 34: 152-7.

Lidal IB, Huynh TK, Biering-Sørensen F. Return to work following spinal cord injury: a review. *Disabil Rehabil.* 2007; 29(17): 1341-75.

Lin KH, Chuang CC, Kao MJ, Lien IN, Tsao JL. Quality of life of spinal cord injured patients in Taiwan: a subgroup study. *Spinal Cord.* 1997; 35: 841-9.

Lindan R, Joiner E, Freehafer AA, Hazel C. Incidence and clinical features of autonomic dysreflexia in patients with spinal cord. *Paraplegia*. 1980; 18(5): 285-92.

Loi handicap. Loi pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées. 11 février 2005.

Longmuir PE, Freeland MG, Fitzgerald SG, Yamada DA, Axelson PW. Impact of running slope and cross slope on the difficulty level of outdoor pathways. A comparison of proposed design guidelines and user perceptions. *Environment and Behavior*. 2003; 35(3): 376-99.

Louis N. Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à mains courantes : indices d'évaluation ergonomique. Thèse de doctorat. Université du Sud Toulon-Var. 2010. 194 p.

Lucas P, Stehman M. Le blessé médullaire. Expertise du dommage corporel. Juridoc. Bruxelles. 1990.

Lundqvist C, Siosteen A, Blomstrand C, Lind B, Sullivan M. Spinal cord injuries. Clinical, functional, and emotional status. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991; 16(1): 78-83.

M

Mailhan L. Ne pas se limiter aux troubles moteurs. Dans : Paraplégie et tétraplégie d'origine traumatique 1^{ère} partie. 411-24. *Neurologies*. 2002 ; 5 : 412.

Mailhan L, Genêt F. Evaluation des déficiences et incapacités : clinique, neurologique et orthopédique. Dans : Paraplégie et tétraplégie d'origine traumatique 1^{ère} partie. 411-24. *Neurologies*. 2002 ; 5 : 413-7.

Marras WS. Toward and understanding of dynamic variables in ergonomics. *Occup Med*. 1992; 7(4): 655-77.

Martin X, Tordi N, Bougenot MP, Rouillon JD. Critical analysis of apparatus and evaluation methods for determination of physical capacity of spinal cord injured people using wheelchair. *Sci Sports*. 2002; 17(5): 209-19.

Mathias CJ, Christensen NJ, Frankel HL, Spalding JM. Cardiovascular control in recently injured tetraplegics in spinal shock. *Q J Med*. 1979; 48(190): 273-87.

Mayer F, Billow H, Horstmann T, Martini F, Niess A, Rucker K, Dickhuth HH. Muscular fatigue, maximum strength and stress reactions of the shoulder musculature in paraplegics. *Int J Sports Med*. 1999; 20(7): 487-93.

McLaughlin JE, King GA, Howley ET, Bassett DR Jr, Ainsworth BE. Validation of the COSMED K4 b² portable metabolic system. *Int J Sports Med*. 2001; 22(4): 280-4.

McMillen B, Axelson PW, Chesney DA, Galvan DV, Kirschbaum JB, Longmuir PE, Lyons C, Wong KM. Designing sidewalks and trail for access. Part I of II: Review of existing guidelines and practices. US Dept Transportation. 169 p. 1999.

Meade MA, Forchheimer MB, Krause JS, Charlifue S. The influence of secondary conditions on job acquisition and retention in adults with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2011; 92: 425-32.

Mercer JL, Boninger M, Koontz A, Ren D, Dyson-Hudson T, Cooper R. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clin Biomech.* 2006; 21: 781-9.

Meyer JP, Martinet C, Payot L, Didry G, Horwat F. Evaluation de l'astreinte thermique à l'aide de la fréquence cardiaque. *Le travail humain.* 2001 ; 64(1) : 29-44.

Meyers AR, Anderson JJ, Miller DR, Shipp K, Hoenig H. Barriers, facilitators, and access for wheelchair users: substantive and methodologic lessons from a pilot study of environmental effects. *Soc Sci Med.* 2002; 55: 1435-46.

Minaire P. Le handicap en porte-à-faux. *Prospective et santé.* 1983 ; 26 : 39-46.

Minaire P. Le handicap. Définition et application en rééducation et réadaptation. *J Readapt Med.* 1986 ; 6 : 202-4.

Monod H, Kapitaniak B. *Ergonomie* 2^{ème} édition. Abrégés de médecine. Masson. 2009. 286 p.

Mukherjee G, Samanta A. Physiological response to the ambulatory performance of hand-rim and arm-crank propulsion systems. *J Rehabil Res Develop.* 2001; 38(4): 391-9.

Mulroy SJ, Gronley JK, Newsam CJ, Perry J. Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996; 77(2): 187-93.

Mulroy SJ, Farrokhi S, Newsam CJ, Perry J. Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(6): 925-34.

Murphy G, Brown D, Athanasou D, Foreman P, Young A. Labour force participation and employment among a sample of Australian patients with a spinal cord injury. *Spinal Cord.* 1997; 35: 238-44.

Murphy GC, Young AE. Employment participation following spinal cord injury: relation to selected participant demographic, injury and psychological characteristics. *Disabil Rehabil.* 2005; 27: 1297-1306.

N

Nadeau G. Lésions ostéo-articulaires et tendino-musculaires, syndromes canauxiers liés à l'usage du fauteuil roulant. Dans : Pélissier J, Jacquot JM, Bernard PL eds. *Le fauteuil roulant.* Editions Masson. Paris. 386 p. 1997 : 353-9.

Nagi SZ. Some conceptual issues in disability and rehabilitation. In: Sussman MB. *Sociology and Rehabilitation.* Washington DC. American Sociological Association. 1965: 100-13.

National spinal cord injury statistical center. Spinal Cord Injury Facts and Figures at a Glance. 2011.

<https://www.nscisc.uab.edu> Consulté le 2 juin 2012.

Nepomuceno C, Fine PR, Richards JS, Gowens H, Stover SL, Rantanuabol U, Houston R. Pain in patients with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 1979; 60(12): 605-9.

Newsam CJ, Rao SS, Mulroy SJ, Gronley JK, Bontrager EL, Perry J. Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait and Posture.* 1999; 10(3): 223-32.

Nguyen KN, Ulrich V. L'accès à l'emploi des personnes handicapées en 2007. Premières synthèses n° 47.1. Direction de l'Animation de la Recherche, des Etudes et des Statistiques (DARES). 2008.

Nichols PJ, Norman PA, Ennis JR. Wheelchair user's shoulder? Shoulder pain in patients with spinal cord lesions. *Scand J Rehabil Med.* 1979; 11: 29-32.

Noreau L, Dion SA, Vachon J, Gervais M, Laramée MT. Productivity outcomes of individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord.* 1999; 37(10): 730-6.

Noreau L, Fougeyrollas P. Long-term consequences of spinal cord injury on social participation: the occurrence of handicap situations. *Disabil Rehabil.* 2000; 22: 170-80.

Noreau L, Proulx P, Gagnon L, Drolet M, Laramée MT. Secondary impairments after spinal cord injury: a population based-study. *Am J Phys Med Rehabil.* 2000; 79: 526-35.

Noreau L, Lavoie A, Fougeyrollas P, Gravel D, Gervais M. Groupe de recherche clinique sur l'adaptation-réadaptation de la personne ayant une lésion médullaire. Evaluation des services médicaux et de réadaptation fournis aux personnes qui ont subi une lésion médullaire. Analyses des résultats et des interventions dispensés dans les phases préhospitalière, hospitalière et de réadaptation fonctionnelle intensive. Février 2004. http://www.cirris.ulaval.ca/cirris_fichiers/files/lucNoreau/BMresultats2004%5B1%5D.pdf
Consulté le 28 mai 2012.

O

Oyster ML, Karmarkar AM, Patrick M, Read MS, Nicolini L, Boninger ML. Investigation of factors associated with manual wheelchair mobility in persons with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2011; 92: 484-90.

Organisation mondiale de la santé, institut national de la santé et de la recherche médicale, centre technique national d'études et de recherches sur les handicaps et les inadaptations. Classification internationale des handicaps : déficiences, incapacités et désavantages. Un manuel de classification des conséquences des maladies. PUF. 1988.

Organisation mondiale de la santé. CIM-10 : Classification statistique internationale des maladies et des problèmes de santé connexes. 10^{ème} révision. Volume 2. Manuel d'utilisation. Genève. 1995. 167 p.

Organisation mondiale de la santé. Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé. Genève. 2001.

P

Paré G, Noreau L, Simard C. Prediction of maximal aerobic power from a submaximal exercise test performed by paraplegics on a wheelchair ergometer. *Paraplegia*. 1993; 31(9): 584-92.

Pentland WE, Twomey LT. The weight-bearing upper extremity in women with long term paraplegia. *Paraplegia*. 1991; 29(8): 521-30.

Pentland WE, Twomey LT. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part I. *Paraplegia*. 1994; 32(4): 211-8.

Powers SK, Beadle RE, Mangum M. Exercise efficiency during arm ergometry: effects of speed and work rate. *J Appl Physiol*. 1984; 56(2) : 495-9.

Pradon D, Desroches G, Watelain E, Delpech E. Le franchissement d'obstacles : Utilisation du „deux roues’ - Apprentissage - Résultats expérimentaux sur les efforts articulaires. Dans : *Le Fauteuil Roulant Manuel : Choix et Réglages. Une approche pluridisciplinaire.* Sous la direction de Lepoutre FX. Edition Sauramps Médical. 290 p. 2011 : 139-45.

R

Ravaud JF. Modèle individuel, modèle médical, modèle social : la question du sujet. *Handicap. Revue de sciences humaines et sociales*. 1999 ; 81 : 64-75.

Ravaud JF, Delcey M, Desert JF, the Tetrafigap Group. The Tetrafigap survey on the long-term outcome of tetraplegic spinal cord injured persons. Part II: Demographic characteristics and initial cause of injury. *Spinal Cord*. 2000; 38(3): 164-72.

Ravaud JF, Mormiche P. Handicaps et incapacités. Dans : Leclerc A, Fassin D, Grandjean H, Kaminski M, Lang T. *Les inégalités sociales de santé.* Ed. La Découverte. 448 p. 2000 : 295-314.

Ravaud JF, Ville I. Le handicap comme nouvel enjeu de santé publique. *Santé et société. Cahiers français*. 2004 ; 324 : 21-6.

Reid M, Lawrie AT, Hunter J, Warren PM. The effect of steering on the physiological energy cost of wheelchair propulsion. *Scand J Rehab Med*. 1990; 22(3): 139-43.

Reinold P, Ohanna F. Techniques de prévention des pathologies d'hypersollicitation. Dans : Pélissier J, Jacquot JM, Bernard PL eds. *Le fauteuil roulant.* Editions Masson. Paris. 386 p. 1997 : 359-63.

Remijn I. Wheelchair ergometry: a practical work on wheelchair weight difference. Stage report in Laboratory of Human Movement Science. Amsterdam. Netherlands. 1991.

Requejo PS, Lee SE, Mulroy SJ, Haubert LL, Bontrager EL, Gronley JK, Perry J. Shoulder muscular demand during lever-activated vs pushrim wheelchair propulsion in persons with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med.* 2008; 31(5): 568-77.

Richter WM, Rodriguez R, Woods KR, Axelson PW. Consequences of a cross slope on wheelchair handrim biomechanics. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007; 88(1): 76-80.

Riffaud L. Traumatismes du rachis. Neurochirurgie. CHU Rennes. http://facmed.univ-rennes1.fr/wkf/stock/RENNES20080208092729riffaudTraumatisme_du_rachis.pdf Consulté le 15 juillet 2012.

Rimaud D, Calmels P, Devillard X. Training programs in spinal cord injury. *Ann Readapt Med Phys.* 2005; 48(5): 259-69.

Rimaud D. Effets cardiovasculaires et métaboliques de la contention veineuse. Etudes au repos, à l'exercice et post-exercice, chez des sujets sains sportifs et des sujets blessés médullaires. Thèse de doctorat. Université Jean Monnet. Saint-Etienne. 2007. 230 p.

Rodgers MM, Gayle GW, Figoni SF, Kobayashi M, Lieh J, Glaser RM. Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994; 75(1): 85-93.

Roques CF. Histoire du fauteuil roulant. Dans : Péliissier J, Jacquot JM, Bernard PL eds. *Le fauteuil roulant.* Editions Masson. Paris. 386 p. 1997 : 1-7.

Roux L, Hanneton S, Roby-Brami A. Shoulder movements during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion in able-bodied subjects. *Clin Biomech.* 2006; 21: S45-51.

S

Salisbury SK, Nitz J, Souvlis T. Shoulder pain following tetraplegia: a follow-up study 2-4 years after injury. *Spinal Cord.* 2006; 44(12): 723-8.

Samuelsson K, Larsson H, Tropp H. A wheelchair ergometer with a device for isokinetic torque measurement. *Scand J Rehabil Med.* 1989; 21: 205-8.

Sanderson DJ, Sommer HJ. Kinematic features of wheelchair propulsion. *J Biomech.* 1985; 18: 423-9.

Sauret C. Cinétique et énergétique de la propulsion en fauteuil roulant manuel. Thèse de doctorat. Université Blaise Pascal. Clermont-Ferrand. 2010. 404 p.

Sawatzky BJ, Kim WO, Denison I. The ergonomics of different tyres and tyre pressure during wheelchair propulsion. *Ergonomics.* 2004; 47(14): 1475-83.

Sawatzky BJ, Miller WC, Denison I. Measuring energy expenditure using heart rate to assess the effects of wheelchair tyre pressure. *Clin Rehabil.* 2005; 19(2): 182-7.

Sawka MN, Glaser RM, Laubach LL, Al-Samkari O, Suryaprasad AG. Wheelchair exercise performance of the young, middle-aged, and elderly. *J Appl Physiol.* 1981; 50(4): 824-8.

Sawka MN. Physiology of upper body exercise. *Exerc Sport Sci Rev.* 1986; 14: 175-211.

Schantz P, Björkman P, Sanberg M, Andersson E. Movement and muscle activity pattern in wheelchair ambulation by persons with para- and tetraplegia. *Scand J Rehab Med.* 1999; 31(2); 67-76.

Scherer MJ, Cushman LA. Measuring subjective quality of life following spinal cord injury: a validation study of the assistive technology device predisposition assessment. *Disabil Rehabil.* 2001; 23: 387-93.

Schneider DA, Sedlock DA, Gass E, Gass G. VO₂ peak and the gas-exchange anaerobic threshold during incremental arm cranking in able-bodied and paraplegic men. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1999; 80(4): 292-7.

Schnitzler A, D'Apolito AC, Roche N, Genêt F, Ameille J, Azouvi P. Les travailleurs handicapés par une déficience neuromotrice en milieu ordinaire de travail. Données d'un service interentreprises de santé au travail. *Ann Readapt Med Phys.* 2006 ; 49(3) : 119-24.

Schroer W, Lacey S, Frost FS, Keith MW. Carpal instability in the weight-bearing upper extremity. *J Bone Joint Surg Am.* 1996; 78: 1838-43.

Schur L. The difference a job makes: the effects of employment among people with disabilities. *J Econ Issues.* 2002; 36: 339-48.

Secher NH, Volianitis S. Are the arms and legs in competition for cardiac output? *Med Sci Sports Exerc.* 2006; 38(10): 1797-1803.

Seuret F, Gandini C. Portrait chiffré des blessés médullaires. *Faire face ParaTétra.* 2011 ; 11 : 6-8.

Shatz IJ, Bannister R, Freeman RL, Goetz CG, Jankovic J, Kaufmann HC, Koller WC, Low PA, Mathias CJ, Polinsky RJ, Quinn PN, Robertson D, Streeten DHP (The Consensus Committee of the American Autonomic Society and the American Academy of Neurology). Consensus statement on the definition of orthostatic hypotension, pure autonomic failure, and multiple system atrophy. *Neurology.* 1996; 46(5): 1470.

Shephard RJ. Sports medicine and the wheelchair athlete. *Sports Med.* 1988; 5(4); 226-47.

Shimada SD, Robertson RN, Boninger ML, Cooper RA. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 1998; 35: 210-8.

Shirado O, Shundo M, Kaneda K, Strax TE. Outdoor winter activities of spinal cord-injured patients. With special reference to outdoor mobility. *Am J Phys Med Rehabil.* 1995; 74(6): 408-14.

Sie IH, Waters RL, Adkins RH, Gellman H. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992; 73(1): 44-8.

Silfverskiold J, Waters RL. Shoulder pain and functional disability in spinal cord injury patients. *Clin Orthop Relat Res.* 1991; 272: 141-5.

Smith PA, Glaser RM, Petrofsky JS, Underwood PD, Smith GB, Richard JJ. Arm crank vs handrim wheelchair propulsion: metabolic and cardiopulmonary responses. *Arch Phys Med Rehabil.* 1983; 64(6): 249-54.

Sondage Harris L. Etude d'opinion sur l'emploi des personnes handicapées réalisée auprès de chefs d'entreprise. 2005.

Stenson KW, Deutsch A, Heinemann AW, Chen D. Obesity and inpatient rehabilitation outcomes for patients with a traumatic spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2011; 92: 384-90.

Stover SL, DeLisa JA, Whiteneck GG. Spinal cord injury: Clinical outcomes from the model system. Maryland: Aspen Publications. 1995.

Subbarao JV, Klopstein J, Turpin R. Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med.* 1995; 18(1): 9-13.

T

Tahamont M, Knowlton RG, Sawka MN, Miles DS. Metabolic responses of women to exercise attributable to long term use of a manual wheelchair. *Paraplegia.* 1986; 24(5): 311-7.

Thoumie P, Thevenin-Lemoine E, Bedoiseau M. Cinésiologie des muscles de la ceinture scapulaire au cours de la locomotion en fauteuil roulant. *Ann Readapt Med Phys.* 1994 ; 37(6) : 365-70.

Tomassen PC, Post MW, Van Asbeck FW. Return to work after spinal cord injury. *Spinal Cord.* 2000; 38: 51-5.

Tomlinson JD. Managing maneuverability and rear stability of adjustable manual wheelchairs: an update. *Phys Ther.* 2000; 80: 904-11.

U

Umbach I, Van Tuyckom D, Prive E. Réinsertion sociale des tétraplégiques : vue à long terme. VII Symposium de Berck. 1991.

V

Valtonen K, Karlsson AK, Alaranta H, Viikari-Juntura E. Work participation among persons with traumatic spinal cord injury and meningomyelocoele. *J Rehabil Med.* 2006; 38: 192-200.

Van Asbeck F, Raasden H, Van de Loo M. Social implications for persons 5-10 years after spinal cord injury. *Paraplegia*. 1994; 32: 330-5.

Van der Helm FC, Veeger HE. Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *J Biomech*. 1996; 29(1): 39-52.

Van der Woude LH, De Groot G, Hollander AP, Van Ingen Schenau GJ, Rozendal RH. Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes. *Ergonomics*. 1986; 29(12): 1561-73.

Van der Woude LH, Hendrick KM, Veeger HE, Van Ingen Schenau GJ, Rozendal RH, De Groot G, Hollander AP. Manual wheelchair propulsion: effects of power output on physiology and technique. *Med Sci Sports Exerc*. 1988; 20(1): 70-8.

Van der Woude LH, Veeger HE, Rozendal RH. Propulsion technique in handrim wheelchair ambulation. *J Med Eng Tech*. 1989; 13: 136-41.

Van der Woude LH, Veeger HE, Rozendal RH, Sargeant AJ. Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1989; 58(6): 625-32.

Van der Woude LH, Veeger HE, Rozendal RH, Sargeant TJ. Seat height in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*. 1989; 26(4): 31-50.

Van der Woude LH, Veeger HE, Dallmeijer AJ, Janssen TW, Rozendaal LA. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Med Eng Phys*. 2001; 23: 713-33.

Van der Woude LH, De Groot S, Janssen TW. Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. *Med Eng Phys*. 2006; 28(9): 905-15.

Van der Woude LH, Horstman A, Faas P, Mechielsen S, Bafghi HA, de Koning JJ. Power output and metabolic cost of synchronous and asynchronous submaximal and peak level hand cycling on a motor driven treadmill in able-bodied male subjects. *Med Eng Phys*. 2008; 30(5): 574-80.

Van Drongelen S, Van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger DH. Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchair-related activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia. 2005; 86: 1434-40.

Van Drongelen S, Van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger DH. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005; 86(6): 1214-20.

Van Drongelen S, De Groot S, Veeger HE, Angenot EL, Dallmeijer AJ, Post MW, Van der Woude LH. Upper extremity musculoskeletal pain during and after rehabilitation in wheelchair-using persons with a spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2006; 44(3): 152-9.

Vanlandewijck Y, Spaepen AJ, Lysens RJ. Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes. *Med Sci Sports Exerc*. 1994; 26: 1373-81.

Vanlandewijck Y, Theisen D, Spaepen A. Le cycle de propulsion: biomécanique, cinétique et cinématique. Dans : Pelissier J, Jacquot JM, Bernard PL eds. Le fauteuil roulant. Editions Masson. Paris. 386 p. 1997 : 69-83.

Vanlandewijck Y, Theisen D, Daly D. Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports. *Sports Med.* 2001; 31: 339-67.

Vanlandewijck YC, Verellen J, Beckman E, Connick M, Tweedy SM. Trunk strength effect on track wheelchair start: implications for classification. *Med Sci Sports Exerc.* 2011; 43(12): 2344-51.

Van Leeuwen CM, Post MW, Hoekstra T, Van der Woude LH, De Groot S, Snoek GJ, Mulder DG, Lindeman E. Trajectories in the course of life satisfaction after spinal cord injury: identification and predictors. *Arch Phys Med Rehabil.* 2011; 92: 207-13.

Van Velzen JM, De Groot S, Post MW, Slootman JH, Van Bennekom CA, Van der Woude LH. Return to work after spinal cord injury: is it related to wheelchair capacity at discharge from clinical rehabilitation ? *Am J Phys Med Rehabil.* 2009; 88(1): 47-56.

Vaslin P, Louis N, Sauret C, De Saint Remy N, Desroches G, Gorce P. La locomotion en FRM. Dans : Le Fauteuil Roulant Manuel : Choix et Réglages. Une approche pluridisciplinaire. Sous la direction de Lepoutre FX. Edition Sauramps Médical. 290 p. 2011 : 83-7.

Veeger D, Van der Woude LH, Rozendal RH. The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 1989; 26(2): 37-46.

Veeger HE, Van der Woude LH, Rozendal RH. Wheelchair propulsion technique at different speeds. *Scand J Rehabil Med.* 1989; 21: 197-203.

Veeger HE. Biomechanics of wheelchair propulsion. Ergonomics of manual wheelchair propulsion. International Workshop. Vrije Universiteit. Amsterdam. 1991.

Veeger HE, Hadj Yahmed M, Van der Woude LH, Charpentier P. Peak oxygen uptake and maximal power output of Olympic wheelchair-dependent athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 1991; 23(10): 1201-9.

Veeger HE, Van der Woude LH, Rozendal RH. Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Med Sci Sports Exerc.* 1992; 24(1): 100-7.

Veeger HE, Meershoek LS, Van der Woude LH, Langenhoff JM. Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 1998; 35(3): 305-13.

Veeger HE, Rozendaal LA, Van der Helm FC. Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002; 17(3): 211-8.

Verellen J, Meyer C, Janssens L, Vanlandewijck Y. Peak and submaximal steady-state metabolic and cardiorespiratory responses during arm-powered and arm-trunk-powered handbike ergometry in able-bodied participants. *Eur J Appl Physiol.* 2012; 112(3): 983-9.

Vignier N, Ravaud JF, Vinance M, Lepoutre FX, Ville I. Demographics of wheelchair users in France: results of national community-based handicaps-incapacities-dependence surveys. *J Rehabil Med.* 2008; 40: 231-9.

Ville I, Ravaud JF. Work, non work and consequent satisfaction after spinal cord injury. *Int J Rehabil Res.* 1996; 19: 241-52.

Ville I. Représentations du travail et de l'inactivité professionnelle. Etude comparative auprès de personnes présentant des déficiences motrices, de personnes sans déficiences, de professionnels de la rééducation/réadaptation. Convention de recherche APF n° 9705. Appel d'offre 1997. Travail et emploi. Rapport final. 1999. 155 p.

Ville I, Winance M. To work or not to work? The occupational trajectories of wheelchair users. *Disabil Rehabil.* 2006; 28(7): 423-36.

Ville I, Ravaud JF, Mahut D. Les utilisateurs de fauteuil roulant en France. Dans : *Le Fauteuil Roulant Manuel : Choix et Réglages. Une approche pluridisciplinaire.* Sous la direction de Lepoutre FX. Edition Sauramps Médical. 290 p. 2011 : 59-68.

Voigt ED, Bahn D. Metabolism and pulse rate in physically handicapped when propelling a wheelchair up an incline. *Scand J Rehab Med.* 1969; 1(3): 101-6.

Vokaz C, Bell H, Bautz-Hoiter E, Rodhal K. Oxygen uptake heart rate relationship in leg and arm exercise, sitting and standing. *J Appl Phys.* 1975; 39: 54-9.

Vrijens J, Hoekstra P, Bouckaert J, Van Uytvanck P. Effect of training on maximal working capacity haemodynamic response during arm and leg exercise in a group of paddlers. *Eur J Physiol.* 1975; 34: 113-9.

W

Wasserman K, Hansen JE, Sue DY, Whipp BJ, Casaburi R. Principles of exercise testing and interpretation. 2nd Edition. Lea & Febiger eds. Philadelphia. 1994. 479 p.

Watson N, Woods B. A social and technological history of the wheelchair. Dans : Ravaud JF, Lofaso F, Lepoutre FX eds. *Le Fauteuil Roulant.* Editions Frison-Roche. Paris. 2008 : 9-20.

Wee J, Lysaght R. Factors affecting measures of activities and participation in persons with mobility impairment. *Disabil Rehabil.* 2009; 31: 1633-42.

Whiteneck GG, Charlifue SW, Frankel HL, Fraser MH, Gardner BP, Gerhart KA, Krishnan KR, Menter RR, Nuseibeh I, Short DJ et coll. Mortality, morbidity, and psychosocial outcomes of persons spinal cord injured more than 20 years ago. *Paraplegia.* 1992; 30(9): 617-30.

Wicks JR, Oldridge NR, Cameron BJ, Jones NL. Arm cranking and wheelchair ergometry in elite spinal cord-injured athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 1983; 15(3): 224-31.

Widerstrom-Noga EG, Felipe-Cuervo E, Broton JG, Duncan RC, Yeziarski RP. Perceived difficulty in dealing with consequences of spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999; 80(5): 580-6.

Wilmore JH, Costill DL. *Physiology of Sport and Exercise.* 3rd ed. Champaign, Illinois: Human Kinetics. 2004.

World health organization. *International classification of impairments, disabilities and handicaps.* Geneva. 1980.

World health organization. *International classification of functioning, disability and health.* Geneva. 2001.

Wyndaele M, Wyndaele JJ. Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: what learns a worldwide literature survey? *Spinal Cord.* 2006; 44: 523-9.

X

Xiang H, Chany AM, Smith GA. Wheelchair related injuries treated in US emergency departments. *Injury prevention.* BMJ Publishing group Ltd. 2006.

Y

Yamanaka R, Yunoki T, Arimitsu T, Lian CS, Roghayeh A, Matsuura R, Yano T. Relationship between effort sense and ventilatory response to intense exercise performed with reduced muscle glycogen. *Eur J Appl Physiol.* 2012; 112(6): 2149-62.

Yang YS, Koontz AM, Triolo RJ, Mercer JL, Boninger ML. Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion. *Clin Biomech.* 2006; 21: 1032-41.

VII. Annexes

Annexe 1. Questionnaire de l'étude 1

Déplacements des personnes en fauteuil roulant

Fiche d'identité

1. Sexe

 Masculin Féminin

2. Age

3. Situation maritale

 Célibataire Marié(e), pacsé(e), concubin(e) Divorcé(e), séparé(e) Veuf(ve)

4. De quelle(s) déficience(s) souffrez-vous ?

 Paraplégie

↳ Niveau(x) lésionnel(s)

 Tétraplégie

↳ Niveau(x) lésionnel(s)

 Hémiplégie Infirmité motrice cérébrale Myopathie Sclérose en plaques Poliomyélite Spina bifida Amputation(s) membre(s) inférieur(s)

↳ Niveau(x) : gauche

droite

 Autre(s)

↳ Précisez

- Depuis combien d'années ?

5. Situation socioprofessionnelle actuelle

 En arrêt de travail Retraité(e) En recherche d'emploi Inactif(ve) Etudiant(e) En formation En activité professionnelle

↳ Précisez laquelle

- Etes-vous reconnu(e) travailleur handicapé ?

 Oui Non

Si vous avez acquis votre déficience au cours de votre vie, répondez à la question suivante. Si votre déficience est congénitale, passez à la question 7.

6. Quelle était votre situation socioprofessionnelle au moment de l'accident ?

 En arrêt de travail Retraité(e) En recherche d'emploi Inactif(ve) Etudiant(e) En formation En activité professionnelle

↳ Précisez laquelle

Si vous êtes actuellement inactif(ve) (cf. question 5), répondez à la question suivante. Si vous n'êtes pas dans cette situation, passez à la question 8.

7. Sans travail ni formation : les raisons ? Sept raisons de ne pas travailler (ou de ne pas se former) pour une personne en situation de handicap ont été identifiées. Évaluez sur une échelle de 0 à 10 l'influence de chacune de ces raisons dans votre situation (0 : aucune influence ; 10 : influence maximale).

1. **Fréquence des soins** (kinésithérapie, soins infirmiers, hospitalisation...)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

2. **Fatigabilité due à la déficience**

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

3. **Rythme de travail difficile à soutenir** (horaires à respecter, nombre d'heures et charge de travail...)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

4. **Trajet domicile-travail compliqué**

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

5. **Ressources financières suffisantes** (rente, AAH, ACTP...)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

6. **Capacités de travail actuelles incompatibles avec vos qualifications initiales**

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

7. **Aucune envie de travailler ou de se former**

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

8. Niveau scolaire

Aucun diplôme

Certificat d'études primaires

CAP, BEP, BEPC

Bac, niveau bac

Bac +2 (DUT, BTS, DEUG...)

Diplôme supérieur

9. Avez-vous une activité physique et/ou sportive ?

Non

Occasionnelle

Régulière

Quotidienne

- Si vous pratiquez une activité sportive, à quel niveau ?

Loisir

Compétition

Haut niveau

Mobilité - Accessibilité

10. Moyen de locomotion habituel

- A domicile

Fauteuil roulant manuel sans aide

Fauteuil roulant manuel poussé

Fauteuil roulant électrique

- A l'extérieur

Fauteuil roulant manuel sans aide

Fauteuil roulant manuel poussé

Fauteuil roulant électrique

11. Déplacements à l'extérieur du domicile. Parmi ces diverses raisons de sortir de votre domicile, choisissez les 3 qui vous incitent le plus à le quitter et classez les selon leur importance (du plus au moins important). Indiquez les numéros des propositions choisies dans les cases 1^{er}, 2nd et 3^{ème} choix.

1. Achats, courses

2. Loisirs, sorties (cinéma, restaurant...)

3. Promenades, vacances

4. Pratique sportive

5. Travail, formation

6. Soins médicaux ou personnels

7. Démarches administratives

1^{er} choix

2nd choix

3^{ème} choix

12. Moyens de transport à l'extérieur du domicile. Parmi ces moyens de transport, choisissez les 3 les plus usuels et classez les selon leur fréquence (du plus ou moins utilisé). Indiquez les numéros des propositions choisies dans les cases 1^{er}, 2nd et 3^{ème} choix.

- | | |
|---|---|
| 1. Conduite d'un véhicule personnel non aménagé | 2. Conduite d'un véhicule personnel aménagé |
| 3. Passager d'un véhicule non aménagé | 4. Passager d'un véhicule aménagé |
| 5. Véhicule sanitaire léger (VSL) | 6. Transport spécialisé (GIHP) |
| 7. Taxi | 8. Bus |
| 9. Tramway | 10. Métro |
| 11. Train | 12. Avion |
| 13. Fauteuil roulant | |

1^{er} choix 2nd choix 3^{ème} choix

13. Etes-vous titulaire du permis de conduire ?

Oui Non

14. Vous pouvez emprunter les moyens de transport suivants (cochez une seule case par ligne).

	Sans aide	Avec aide partielle	Avec aide totale ou activité impossible
- Véhicule personnel	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
- Transport spécialisé (GIHP)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
- Taxi	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
- Bus	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
- Tramway	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
- Métro	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
- Train	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
- Avion	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

15. Restrictions de déplacements à l'extérieur du domicile. Parmi les huit raisons de limiter vos sorties identifiées ci-dessous, évaluez sur une échelle de 0 à 10 l'influence de chacun de ces freins à vos déplacements hors domicile (0 : aucune influence ; 10 : influence maximale).

1. Trop fatigant de pousser le fauteuil

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

2. Pas d'accompagnateur pour vous aider

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

3. Trop d'obstacles sur la voirie

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

4. Etablissements recevant du public inaccessibles (commerces, restaurants...)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

5. Absence d'activités accessibles à proximité (loisirs, sports...)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

6. Pas de moyens de transport accessibles

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

7. Pas de moyens financiers

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

8. Pas de raisons de sortir

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

- 16. Circulation sur les trottoirs.** Sept difficultés rencontrées sur les trottoirs ou à proximité ont été identifiées. Évaluez sur une échelle de 0 à 10 la gêne occasionnée par chacune de ces difficultés lors de vos déplacements (0 : aucune influence ; 10 : influence maximale).

1. Largeur du trottoir

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

2. Hauteur du trottoir / absence de bords

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

3. Pente

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

4. Dévers

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

5. Revêtement du sol (pavés, graviers, trous...)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

6. Obstacles fixes (poteaux, parcmètres...)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

7. Obstacles mobiles (deux roues, voitures...)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

- 17. Commentaires.** Si vous avez des commentaires, n'hésitez pas à m'en faire part.

Merci pour le temps consacré à ce questionnaire

Annexe 2. Courrier joint au questionnaire (étude 1)

PIERRET Benoît
 Institut National de Recherche et de Sécurité
 Laboratoire de Physiologie du Travail
 Avenue de Bourgogne, BP n°27
 54501 Vandoeuvre cedex
 Tél.: 03-83-50-85-46
 E-mail : benoit.pierret@inrs.fr



Nancy, le 26 mars 2008

Objet : Etude sur les déplacements des personnes en fauteuil roulant

Madame, Mademoiselle, Monsieur,

Etudiant en Doctorat à la Faculté de Médecine de Nancy, je m'intéresse à l'insertion professionnelle des personnes en fauteuil roulant, étant moi-même paraplégique. Mon travail est co-dirigé par les médecins du Centre de Réadaptation de Lay Saint-Christophe - Institut Régional de Réadaptation et par le Dr Meyer de l'INRS.

Conscient des difficultés de locomotion des personnes à mobilité réduite, j'ai souhaité orienter ma thèse sur les déplacements des personnes en fauteuil roulant.

Avant de mener des études plus précises dans le cadre de mon travail de thèse, il est nécessaire que je connaisse, de la façon la plus complète possible, l'ensemble des difficultés que peuvent rencontrer les personnes en fauteuil roulant.

L'objectif de ce questionnaire est de **connaître** et de **prendre en considération votre avis !** **Votre collaboration est donc essentielle** au bon déroulement de ce projet.

Le questionnaire est bien sûr anonyme. Pour vous faciliter son renvoi, une enveloppe affranchie et libellée à mes coordonnées est jointe à ce courrier.

Pour celles et ceux qui préfèrent compléter ce questionnaire à partir de leur ordinateur, une version informatique est disponible sur la page suivante : <http://pierretbenoit1.free.fr>

Merci de consacrer quelques minutes pour y répondre...

Comptant sur votre coopération et restant à votre entière disposition pour toute information complémentaire, veuillez agréer, Madame, Mademoiselle, Monsieur, l'expression de mes salutations respectueuses.

Dr L. Le Chapelain
 Pr J. Paysant



Dr JP. Meyer
 B. Pierret



Annexe 3. Lettre d'information destinée au sujet (étude 2)**LETTRE D'INFORMATION AU SUJET**

**Lisez attentivement cette notice et posez toutes les questions qui vous sembleront utiles.
Vous pourrez alors décider si vous voulez participer ou non à cette recherche.**

**Effets du dévers sur les performances fonctionnelles
de salariés en fauteuil roulant manuel**

Nom du promoteur: Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation (Pr. Paysant)

Adresse du promoteur: 75 Boulevard Lobau - CS 34209
54042 Nancy Cedex

Lieu d'expérimentation : Institut National de Recherche et de Sécurité – Centre de Lorraine
Laboratoire de Physiologie du Travail
Rue du Morvan – CS 60027
54519 Vandoeuvre Cedex

(Contact : Benoit Pierret, mail : benoit.pierret@inrs.fr, tél : 03 83 50 85 46)

Madame, Mademoiselle, Monsieur,

Monsieur Benoit Pierret, associé au Professeur Jean Paysant et au Docteur Jean-Pierre Meyer (médecin investigateur), vous propose de participer à une étude qui a pour objectif d'évaluer l'influence du dévers sur les personnes en fauteuil roulant manuel afin de mettre en évidence les difficultés émanant de cette contrainte. Le dévers étant une inclinaison du terrain, perpendiculaire au sens de circulation piétonne, qui pose problème aux usagers de fauteuil roulant.

Les tests auront lieu au centre de Lorraine de l'INRS à Vandoeuvre-les-Nancy, au sein du laboratoire de Physiologie du Travail. La réalisation de ces tests requiert votre présence pendant une journée et demie. Ces tests présentent peu de risque, cependant le risque de chute ne peut pas être exclu. Afin de le limiter, les sujets seront accompagnés par un expérimentateur à pied.

- Au cours de la première demi-journée, vous passerez un examen médical avant d'effectuer un test mesurant vos capacités cardio-respiratoires. Ce test, précédé d'un interrogatoire, permettra de contrôler si vous présentez une éventuelle contre-indication à cette expérimentation.

- Lors de la seconde journée, 2 jours plus tard au minimum et selon vos disponibilités, vous réaliserez un test qui consiste à vous déplacer avec votre fauteuil sur une surface plane ou en dévers. Ce test sera effectué sur une piste. Vous devrez parcourir 300 mètres à votre vitesse (vitesse de confort) et 300 mètres à vitesse imposée ($3,5 \text{ km.h}^{-1}$) pour 4 inclinaisons de piste différentes (0, 2, 8 et 12 %). Au total, vous parcourrez 2400 mètres (300 „mètres” x 2 „vitesses” x 4 „inclinaisons”). Après chaque parcours de 300 m, vous disposerez d'une période de repos. Votre fréquence cardiaque sera enregistrée en continu sur l'ensemble de la journée. Pendant les tests, pour mesurer votre dépense énergétique, vous respirerez à travers un masque qui permet de recueillir les échanges respiratoires. Votre activité musculaire sera recueillie au moyen d'électrodes collées sur votre peau en regard des muscles investigués. A la fin de chaque parcours, vous évalueriez le degré de pénibilité de l'effort que vous avez réalisé à l'aide d'une échelle d'évaluation subjective de l'astreinte physique (échelle de Borg).

Votre affiliation à un régime de sécurité sociale sera vérifiée. Vous percevrez une indemnité en compensation des contraintes subies, selon le tarif horaire en vigueur à l'INRS.

L'ensemble des informations recueillies sont confidentielles, couvertes par le secret médical. Après l'expérimentation votre participation sera enregistrée dans le fichier national des personnes qui se prêtent à des recherches biomédicales sans bénéfice individuel direct. Vous aurez la possibilité de vérifier l'exactitude et de rectifier les données informatisées vous concernant dans ce fichier, auprès du titulaire de l'autorisation de lieu de recherche (Mr. Berthet, responsable du département Homme au Travail à l'INRS) ou du Ministère chargé de la santé. Ces données sont détruites au terme d'un délai défini dans le Code de Santé Publique (R.1124-7). Conformément à la loi Huriet, un contrat d'assurance a été souscrit par le promoteur. Enfin, le fait de participer à cette expérimentation impose que vous ne soyez soumis à aucune expérimentation autre dans la période des 10 jours qui précèdent la première demi-journée expérimentale et la deuxième journée expérimentale. A l'issue de cette étude, vous serez informé des résultats globaux de la recherche en en faisant la demande au médecin investigateur principal, le Professeur Jean Paysant, par e-mail : paysant@irr.u-nancy.fr. Ce protocole a reçu un avis favorable de la part du Comité de Protection des Personnes (CPP EST-III) et de l'Autorité compétente (Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé).

Vous pourrez quitter l'étude à tout moment si vous le souhaitez. N'hésitez pas à nous questionner, nous répondrons jusqu'à satisfaction de votre curiosité. Si vous rencontrez des problèmes (musculaires, cardio-respiratoires ou autres), pendant ou après l'expérimentation, vous pourrez contacter le médecin investigateur, le Docteur Jean-Pierre Meyer, au 03.83.50.20.54. ou par e-mail : meyer@inrs.fr. Nous sommes à votre disposition pour que vous abordiez cette étude le plus sereinement possible.

Annexe 4. Formulaire de consentement destiné au sujet (étude 2)**FORMULAIRE DE CONSENTEMENT****Effets du dévers sur les performances fonctionnelles
de salariés en fauteuil roulant manuel**

Etude promue par l'Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation (Prof J. Paysant) et menée au laboratoire de physiologie du travail de l'Institut National de Recherche et de Sécurité (B. Pierret, Dr J-P. Meyer)

Les détails de cette étude sont fournis dans la lettre d'informations qui vous a été remise.

Lisez le attentivement et posez toutes les questions qui vous sembleront utiles.

Si vous acceptez de participer à cette étude, **veuillez compléter le formulaire ci-dessous.**

Nom, Prénom et adresse :

.....

Je soussigné Monsieur..... (nom complet en lettres capitales) déclare avoir pris connaissance du document d'information sur la recherche biomédicale, en être possesseur, et avoir compris le but et les modalités de cette étude.

J'ai bien compris qu'il s'agit d'une étude sans bénéfice individuel direct.

Si j'accepte d'y participer, ma participation sera enregistrée dans le fichier national des personnes se prêtant à des recherches biomédicales sans bénéfice individuel direct. J'aurai la possibilité de vérifier, auprès du titulaire de l'autorisation du lieu de recherche (Mr M. Berthet) ou du Ministère chargé de la santé, l'exactitude des données me concernant, et la destruction de ces données au terme d'un délai défini dans le Code de Santé Publique (R.1124-7). Je ne pourrai participer à aucune autre recherche sans bénéfice individuel direct pendant la période qui couvre les 10 jours précédant ma première expérimentation et le jour de la dernière expérimentation.

J'ai été informé qu'un contrat d'assurance avait été souscrit par le promoteur de la recherche.

J'ai également été informé que le Comité de Protection des Personnes (CPP EST III) a rendu un avis favorable pour la réalisation de cette étude.

A l'issue de la recherche, je serai informé des résultats globaux de cette recherche.

En conséquence, je donne mon consentement pour participer à cette recherche dans les conditions précisées dans le formulaire d'information.

Je demeure libre de quitter l'étude à tout moment.

Date :	Date :
SIGNATURE DU SUJET	SIGNATURE DE L'INVESTIGATEUR

Fait en 3 exemplaires dont 1 sera conservé par l'investigateur, 1 remis au sujet, 1 conservé par le promoteur.

Annexe 5. Avis du Comité de Protection des Personnes (CPP) Est III (étude 2)

COMITÉ de PROTECTION des PERSONNES EST-III

Hôpital de Brabois. Rue du Morvan - 54511 VANDŒUVRE-LES-NANCY Cedex
Téléphone : 03 83 15 43 24 - Télécopie : 03.59.62.06.02 - Courriel : cpeest.3@chu-nancy.fr

Nancy, le jeudi 9 juillet 2009

Monsieur le Pr Paysant
Institut Régional de Réadaptation
75 bd Lobau
54 042 NANCY cedex

Projet de recherche enregistré
sous les références
N° : 2009-A00447-50
N° CPP : 09.06.03

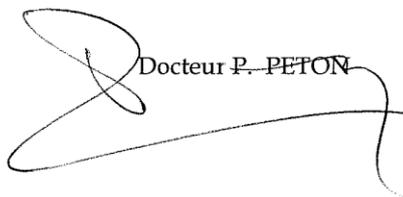
Monsieur et Cher Confrère,

Je vous prie de bien vouloir trouver ci-joint l'avis du Comité concernant les modifications apportées au protocole intitulé :

Effets du dévers sur les performances fonctionnelles de salariés en fauteuil roulant manuel.

Veillez agréer, Monsieur et Cher Confrère, l'assurance de ma sincère considération.

Le Président


Docteur P. PETON

Document communiqué en vertu de l'article 6 de la Loi n° 78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux bases de données.

COMITÉ de PROTECTION des PERSONNES EST-III

Hôpital de Brabois. Rue du Morvan - 54511 VANDŒUVRE-LES-NANCY Cedex

Téléphone : 03 83 15 43 24 - Télécopie : 03.59 62.06.02 - Courriel : cppest.3@chu-nancy.fr

Projet de recherche enregistré
sous les références
N° : 2009-A00447-50
N° CPP : 09.06.03

Le Comité a été saisi le 16 juin 2009 par Monsieur le Professeur Paysant, investigateur principal de l'étude représentant l'Institut Régional de Réadaptation de Nancy, promoteur, pour l'examen des modifications apportées au protocole intitulé :

Effets du dévers sur les performances fonctionnelles de salariés en fauteuil roulant manuel.

Le Comité a examiné ces modifications lors de sa séance du 07 juillet 2009 suite à une première lecture le 02 juin 2009. Ont participé aux délibérations :

- les membres du Collège n° 1 : M. le Docteur Peton (Titulaire, cat. 1), M. le Docteur Lamaze (Suppléant, cat. 1), Mr le Docteur Robert (Titulaire, qualifiée en raison de sa compétence en matière de biostatistique), M. le Docteur Fenot (Titulaire, cat. 2), Mme Picaut (Titulaire, cat. 3), Mme Léonard (Titulaire, cat.4), Mr le Dr Beau (Titulaire, cat.1)
- les membres du Collège n° 2 : Mme Boutet (Suppléante, cat. 5), Mme Batt (Titulaire, cat.7), Mr le Pr Ducrocq (Suppléant, cat. 5), M. Vidal (Titulaire, cat. 9), Mr Pilon (Titulaire, cat.9), Mr Vouaux (Titulaire, cat. 8), Mme Claudot (Titulaire, cat.8), Mr Vauthier (Suppléant, cat.8), Mme François (Suppléante, cat.5), Mme List (Suppléante, cat. 6), Mme Blondelet (Titulaire, cat. 6)

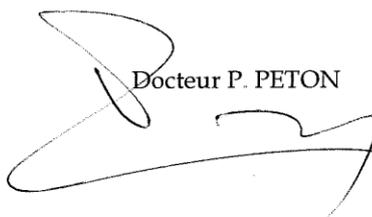
Le Comité a adopté la délibération suivante : **AVIS FAVORABLE** pour :

- Le protocole : version 2 du 11 juin 2009
- Le résumé : version 2 du 11 juin 2009
- Le document additionnel : version 2 du 11 juin 2009
- La note d'information : version 2 du 11 juin 2009
- Le formulaire de consentement : version 2 du 11 juin 2009

Nancy, le jeudi 9 juillet 2009

Le Président

Docteur P. PETON



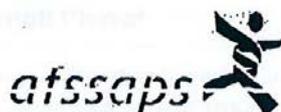
Annexe 6. Avis de l'agence française de sécurité sanitaire des produits de santé (AFSSAPS) (étude 2)

Fax émis par : 33155873642

AFSSAPS U.E.C.

22-07-09 17:46

Pg.: 1/1



Agence française de sécurité sanitaire
des produits de santé

AUTORISATION D'ESSAI CLINIQUE NE PORTANT PAS SUR UN PRODUIT DE SANTE (ESSAI-HPS)

Nombre de pages : 1

(Incluant la page de garde)

Envoi par Télécopie

Date : 22 JUIL. 2009

Identifiants de l'essai clinique			
Titre	Effets du dévers sur les performances fonctionnelles de salariés en fauteuil roulant manuel (FRM)		
Promoteur	Institut Régional de médecine physique et de Réadaptation (IRRS)	Réf. CPP	
Réf. Promoteur	IRR-INRS 2009-1	N° ID RCB	2009-A00447-50
		Réf. Afssaps	B90866-80

Expéditeur
AFSSAPS / DEMED / Département de reevaluation des essais cliniques et des médicaments à statut particulier
Unité essais cliniques médicaments et hors produits de santé
Dossier suivi par : Camille GIRAULT
Tél : 33 (0) 1 55 87 36 41 / Fax : 33 (0) 1 55 87 36 42

Destinataire (demandeur : nom / société / tél.)	
Pr. Jean PAYSANT	
Institut Régional de médecine physique et de Réadaptation	
03 83 52 67 50	
Fax	03 83 52 67 79

CPP destinataire en copie	Est III (Nancy)	Fax	03.83.15.43.05	Code	24
---------------------------	-----------------	-----	----------------	------	----

Vu le code de la santé publique et notamment ses articles L. 1123-8, R. 1123-32 et vu le dossier de demande d'autorisation d'essai clinique adressé à l'Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé (Afssaps),

L'autorisation mentionnée à l'article L. 1123-8 du code de la santé publique est accordée pour l'essai clinique cité en objet. Cette autorisation est valable pour toute la durée de l'essai à compter de la date de la présente décision.

Toutefois, conformément à l'article R. 1123-33 du code de la santé publique, la présente autorisation devient caduque si la recherche n'a pas débuté dans un délai d'un an.

En tant que Directeur Général et par délégation
Dr C. BELORGEY-BISMUT
Chef du Dpt de l'évaluation des Essais Cliniques
et des Médicaments à Statut Particulier

22 JUIL. 2009

Pour toute demande d'informations complémentaires concernant cette autorisation, je vous recommande de solliciter un rendez-vous téléphonique en adressant à cet effet un courriel uniquement sur la boîte **contact-essaiscliniques@afssaps.sante.fr**.

Je vous demande alors de veiller à reporter dans l'objet du message uniquement les mentions suivantes : **AEC/BXXXXX-YY**.

Par ailleurs, afin d'optimiser la gestion des dossiers de modifications substantielles (MS) que vous pourriez être amené(e) à déposer pour l'essai sus-cité, je vous recommande de les transmettre par courriel adressé uniquement sur la boîte **ams-essaiscliniques@afssaps.sante.fr**. Je vous précise qu'il vous est possible d'utiliser à cet effet le système de messagerie électronique sécurisée Eudralink. Lors de l'envoi de ces dossiers, je vous demande de veiller à reporter dans l'objet du message les mentions suivantes :

- pour les MS transmises à l'Afssaps pour information : **MSI / BXXXXX-YY**
- pour les MS soumises pour autorisation ou pour les dossiers mixtes (comportant des modifications soumises pour autorisation et d'autres pour information) : **MSA / BXXXXX-YY**

Si vous ne recevez pas toutes les pages de cette télécopie, veuillez contacter le secrétariat de l'Unité Essais Cliniques médicaments et hors produits de santé au : 33 (0) 1 55 87 36 41.

Confidentialité

Cette transmission est à l'attention exclusive du(des) destinataire(s) ci-dessus mentionné(s) et peut contenir des informations privilégiées et/ou confidentielles. Si vous n'êtes pas le destinataire voulu ou une personne mandatée pour lui remettre cette transmission, vous avez reçu ce document par erreur et toute utilisation, révélation, copie ou communication de son contenu est interdite. Si vous avez reçu cette transmission par erreur, veuillez nous en informer par téléphone immédiatement et nous retourner le message original par courrier. Merci.

Confidentiality

This transmission is intended to the addressee(s) listed above only and may contain preferential or/and confidential information. If you are not the intended recipient you are hereby notified that you have received the document by mistake and any use, disclosure, copying or communication of the content of this transmission is prohibited. If you have received this transmission by mistake, please call us immediately and return the original message by mail. Thank you.

Annexe 7. Formulaire de l'examen médical (étude 2)

CERTIFICAT DE VISITE MEDICALE

Expérimentation relative à :

**Effets du dévers sur les performances fonctionnelles
de salariés en fauteuil roulant manuel**

Je soussigné,, docteur en médecine, certifie
avoir examiné ce jour Melle, Mme, M qui ne
présente pas de contre-indication à l'exposition aux conditions de l'étude précitée.

L'expérimentation se déroule au Laboratoire de Physiologie du Travail
Rue du morvan, CS 60027, 54519 Vandoeuvre Cedex

Vandoeuvre, le

Signature

Annexe 8. Fiche 'sujet' (étude 2)

Fiche Sujet

ID

1ère visite (½ journée)

Date :/...../ 2010

⇒Sujet

Nom : Prénom :

Adresse :

Téléphone :/...../...../...../.....

E-mail :

Sexe : Féminin Masculin

Date, lieu de naissance :/...../..... à

Poids (kg) :

Taille (cm) :

Latéralité : Droitier Gaucher

N° de sécu :

Situation maritale : Célibataire Marié(e), pacsé(e), concubin(e) Divorcé(e), séparé(e) Veuf

Situation socioprofessionnelle :

Actuelle : Retraité En arrêt de travail En recherche d'emploi Inactif EtudiantEn formation En activité professionnelle : ⇒ h/semaineAntérieure : Retraité En arrêt de travail En recherche d'emploi Inactif EtudiantEn formation En activité professionnelle : ⇒ h/semaine

Niveau scolaire :

Aucun diplôme Certificat d'études primaires CAP, BEP, BEPCBac, niveau bac Bac+2 (DUT, BTS, DEUG...) Diplôme supérieurPratique d'une activité physique et/ou sportive : Non Occasionnelle Régulière QuotidienneSi vous pratiquez une activité sportive, à quel niveau : Loisir Compétition Haut niveauFumeur : Oui Non

Déficiência : Paraplégie

Niveau lésionnel : T1 T2 T3 T4 T5 T6 T7 T8 T9 T10 T11 T12L1 L2 L3 L4 L5Lésion : Complète IncomplèteFlasque SpastiqueOrigine : Congénitale Acquise↳ Maladie Traumatique ⇒ AT AVP Accident privé/sport Autres

↳ Date de la lésion :/...../.....

Antécédents médicaux/chirurgicaux :

Traitements en cours :

Tension artérielle (mmHg) :

Auscultation cœur/poumons :

⇒ **Fauteuil roulant**

Poids (kg) :

Pneus : Gonflés Pleins

Diamètre des roues (pouces) : Grandes :

Petites :

⇒ **Test d'effort sous-maximal sur ergocycle à bras**

Heure :

Taille du masque : 4 5 6

Température (°C) :

Hygrométrie (%) :

Fc max théorique (bpm) :

Fc arrêt (85% Fc max théorique) :

Fc repos (bpm) :

Puissance d'arrêt (W) :

<i>Fc (fin de paliers)/Puissance développée (W)</i>			
25	35	45	55
65	75	85	95
105	115	125	135

<i>Perception de l'effort (échelle RPE de Borg)</i>	
<i>Avant-bras-Main D</i>	
<i>Avant-bras-Main G</i>	
<i>Bras-Epaule D</i>	
<i>Bras-Epaule G</i>	
<i>Dos</i>	
<i>Général</i>	

⇒ **Remarques**

Sujet

.....

Nous

.....

2ème visite (1 journée)

Date :/...../ 2010

Température matin (°C) : Hygrométrie matin (%) :

Température après-midi (°C) : Hygrométrie après-midi (%) :

⇒ Tests de force maximale

	Côté droit		Côté gauche	
	essai 1	essai 2	essai 1	essai 2
Extenseur radial du carpe				
Biceps				
Triceps				
Deltoïde antérieur				
Deltoïde postérieur				
Trapèze				
Grand pectoral				
Grand dorsal				

⇒ Fmax : 'triceps' du bras sollicité (avant chaque dévers)

	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8
Essai 1							
Essai 2							

⇒ Tests sur piste

Ordre et horaires de passage (0, 2, 8 ou 12 pour les dévers ; VL : vitesse libre ; VI : vitesse imposée)

1 :/.....	2 :/.....	3 :/.....	4 :/.....
5 :/.....	6 :/.....	7 :/.....	8 :/.....

● Vitesse de déplacement libre

		Dévers (%)			
		0	2	8	12
Perception de l'effort (échelle RPE de Borg)	Avant-bras-Main D				
	Avant-bras-Main G				
	Bras-Epaule D				
	Bras-Epaule G				
	Dos				
	Général				

- Vitesse de déplacement imposée : $0,97 \text{ m.s}^{-1}$

		<i>Dévers (%)</i>			
		0	2	8	12
<i>Perception de l'effort (échelle RPE de Borg)</i>	<i>Avant-bras-Main D</i>				
	<i>Avant-bras-Main G</i>				
	<i>Bras-Epaule D</i>				
	<i>Bras-Epaule G</i>				
	<i>Dos</i>				
	<i>Général</i>				

⇒ Remarques

Sujet

.....

.....

.....

.....

Nous

.....

.....

.....

.....

VIII. Liste des publications et des communications

Revue internationale à comité de lecture

Pierret B^{a,b,c}, Desbrosses K^a, Paysant J^b, Meyer JP^a. Cardio-respiratory and subjective strains sustained by paraplegics subjects when travelling on a cross slope in a manual wheelchair. *Appl Ergon* (Soumis).

Pierret B, Desbrosses K, Paysant J, Meyer JP. Cross slope travelling in a wheelchair and paraplegics strains. *Arch Phys Med Rehabil* (Prochainement soumis).

Pierret B, Desbrosses K, Paysant J, Meyer JP. Muscular strains of wheelchair travelling on a cross slope. *J Electromyogr Kinesiol* (Prochainement soumis).

Pierret B, Desbrosses K, Paysant J, Meyer JP. Submaximal cranking test of paraplegics subjects. *Arch Phys Med Rehabil* (Prochainement soumis).

^a Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS)

^b Institut Régional de médecine physique et de Réadaptation (IRR)

^c Centre de Ressources, d'Expertise et de Performance Sportives (CREPS) de Lorraine

Conférences nationales à comité de lecture

Pierret B, Desbrosses K, Meyer JP, Paysant J. Effets du dévers sur les astreintes cardio-respiratoires de sujets paraplégiques en fauteuil roulant manuel. 27^{ème} congrès de la société française de médecine physique et de réadaptation (SOFMER). Toulouse. 2012.

Pierret B, Desbrosses K, Meyer JP, Paysant J. Astreintes du dévers chez une population de sujets paraplégiques en fauteuil roulant manuel : analyse EMG. 27^{ème} congrès de la société française de médecine physique et de réadaptation (SOFMER). Toulouse. 2012.

Pierret B, Meyer JP, Paysant J. Les déplacements chez une population de sujets paraplégiques. 24^{ème} congrès de la société française de médecine physique et de réadaptation (SOFMER). Lyon. 2009.

Article soumis à ‘Applied Ergonomics’

**Cardio-respiratory and subjective strains sustained by paraplegic subjects,
when travelling on a cross slope in a Manual Wheelchair (MWC)**

Benoît Pierret^{a,b,c}, Kévin Desbrosses^a, Jean Paysant^b, Jean-Pierre Meyer^a.

^a Institut National de Recherche et de Sécurité, Vandœuvre-lès-Nancy cedex, 54519, 1 rue du Morvan, CS 60027, France. (kevin.desbrosses@inrs.fr ; meyer@inrs.fr)

^b Institut Régional de médecine physique et de Réadaptation, Nancy cedex, 54042, 75 boulevard Lobau, CS 34209, France. (jean.paysant@ugcamne.fr)

^c Centre de Ressources, d'Expertise et de Performance Sportives, Essey-lès-Nancy, 54271, 1 avenue Foch, BP 30020, France. (benoit.pierret@yahoo.fr)

Corresponding author:

Jean-Pierre Meyer

INRS, 1 rue du Morvan, 54519,

Vandœuvre-lès-Nancy, France

Tél : 03.83.50.20.54 Fax : 03.83.50.21.85

meyer@inrs.fr

Highlights:

- Strains of MWC displacements increase significantly and linearly with cross slope
- Subjective evaluation of paraplegics underestimate strains and can induce over exertion
- Injury level is a strong determinant of displacement strains and strategy
- Measures and models show that a 2% cross slope can be an efficient limit for the less fit MWC users

Abstract

Aim. Quantify cardiac, energetic and subjective strains during manual wheelchair (MWC) travel on cross slopes (Cs).

Methods. 25 paraplegics achieved height 300 m propulsion tests combining 4 Cs (0, 2, 8 and 12%) and 2 velocities ($V_i = 0.97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, V_c "comfortable"). Heart rate and oxygen uptake were recorded continuously. Subjective rating (RPE) was made on completion of each test.

Results. Cardiac, energetic and subjective strains are the same ($p > 0.5$) for 0% and 2% Cs. V_c exceeds V_i for all Cs. Cardiac and energetic strains at V_c also exceed those at V_i ($p < 0.01$). Mean cardiac cost (in bpm) at V_c is 34 (SD = 13) bpm for a 0/2% and 55 (18) bpm for a 12% Cs. Mean energetic cost (in $\text{J}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) is 1.20 (0.38) and 2.76 (0.97) for 0/2% and 12% Cs at V_i and, at V_c , 1.50 (0.43) and 3.37 (1.43) for 0/2% and 12% Cs respectively. Subjective rating was considered as moderate for a 12% Cs. MWC users with high level injuries travel faster as those with low level injuries.

Conclusion. Strain increase is linear for Cs from 0% to 12%. The results suggest that 2% Cs is generally acceptable, while 8% would be a critical threshold.

Keywords: Wheelchair, Cross Slope, Strains.

1. Introduction

In France, nearly 200,000 disabled persons use a manual wheelchair (MWC) and live at home (Vignier et al., 2008). Travelling difficulties are one of the determining factors in non-integration or occupational exclusion of persons in MWC (Lidal et al., 2007; Van Velzen et al., 2009). Environmental unsuitability amplifies a MWC's initial constraints and requires greater cardio-respiratory and muscular exertion on behalf of persons in relation to their physiological capacities (Collins et al., 2010; Hurd et al., 2008; Meyers et al., 2002). Although the peak oxygen uptakes of MWC sportsmen may exceed $35 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (Bhambhani, 2002; Haisma et al., 2006; Huonker et al., 1998; Van der Woude et al., 2001), these capacities are less than 20, even $15 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ for many users (Figoni, 1984; Haisma et al., 2006; Tahamont et al., 1986). Additional constraints like cross slope can thus degrade MWC user social life and state of health by increasing musculo-skeletal disorders (Burnham et al., 1994; Mercer et al., 2006; Van Drongelen et al., 2006). A 2% cross slope limit is regulatory in many countries (McMillen et al., 1999), but this may not always be respected. Furthermore, no result really prompts justification of this 2% established cross slope limit.

Cross slope causes gyratory action of the chair's front wheels, which generate a force that tends to pull the "subject-wheelchair" combination to the lower side and requires users to fight against this force in order to keep a straight course (Cooper, 1990; Van der Woude et al., 2001). However, few studies have focused on MWC movements on a cross slope. A recent review by Cooper et al. (2011) only lists five such studies. Three were mainly directed towards the biomechanical aspects of wheelchair propulsion (Brubaker et al., 1986; Chesney and Axelson, 1996; Richter et al., 2007). The other two addressed the problems of travelling on varied surfaces, some with a cross slope, experienced by populations suffering from various pathologies (Longmuir et al., 2003; Kockelman et al., 2001). Only the Brubaker et al. (1986) and the Kockelman et al. (2001) studies included physiological measurements. Despite the disparity in these studies an overview reveals that cross slope limits of between 16 and 20% for short distances (Chesney and Axelson, 1996) and for longer journeys, a 4% cross slope is acceptable for all users and a more critical 10% limit should never be exceeded (Kockelman et al., 2001). These values are very far from the 2% regulatory limit (McMillen et al., 1999).

With a view to proposing a rationalised allowable cross slope, the present study sets out to determine the cardio-respiratory and subjective strains involved in MWC travel under real

propulsion conditions on different cross slopes and at two travelling velocities for a large number of regular MWC users.

2. Equipment and Methods

The study was conducted in the occupational physiology laboratory at the Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS) jointly with the Institut Régional de médecine physique et de Réadaptation (IRR) both located in Nancy in the eastern part of France.

2.1. Subjects

The 25 volunteer subjects were recruited from patients monitored at the IRR, based on the following inclusion criteria: men, paraplegic, adult and of working age (18-65 years old), travelling independently and regularly in a MWC for more than 6 months. Injury level was defined as “high” for injuries at or higher than the 6th thoracic vertebra, and as “low” for injuries of the 7th thoracic vertebra or lower who have functional abdominal muscles. Subjects have no contraindication (cardiovascular, pulmonary, muscular, skin and/or developing general pathologies). They were informed of the study protocol and gave their written consent. The study received approval from the local ethical committee.

2.2. Protocol

Two tests were performed: a test involving sub-maximal exertion on an arm ergocycle and a propulsion track test. The arm cranking test was conducted on a first half-day dedicated to the study inclusion medical examination. A second full-day was dedicated to the track propulsion testing. At least two rest days separated the two test sessions to eliminate fatigue from the cranking test. Both tests were conducted under medical surveillance.

a) The sub-maximal arm cranking test was conducted on an arm ergocycle fitted with a magnetic induction braking system ensuring power control (Upper Body Cycle, Kardiomed[®]). This test allowed to estimate the peak oxygen uptake ($VO_2\text{max}$) of the subjects through extrapolating the relationship between HR and VO_2 to their HRmax (Glaser et al., 1980; Paré et al., 1993). The test started with a 2-minute, 25 W warm-up step before continuing in 2-minute steps with an increase of 10 W per step. Pedalling frequency was 50 rotations per minute. The test was stopped when the subjects reached 85% of their theoretical maximum heart rate ($HR_{\text{max}} = 220 - \text{age in years}$) (Wilmore and Costill, 2004).

b) The propulsion test was performed on a 50 m long test track specially designed for the study. Two opposite straights were each 24 m long and the subjects travelled back and forth on these. The track was 1.2 m wide in compliance with wheelchair route minimum width. The wooden track was covered with surfacing material (Tarasafe super, Gerflor[®]) with a dynamic friction coefficient of 0.4 (ua) close to that of an average asphalt pavement (0.38 ua). The track cross slope was mechanically adjusted and checked using an electronic level (Laser Cross Liner Novipro, Bosch[®]).

The subjects were submitted to 8 experimental conditions combining 4 cross slopes (0, 2, 8 and 12%) and 2 velocities: one imposed ($V_i = 0.97 \text{ m.s}^{-1}$), the other so-called “comfortable” (V_c), chosen by the subjects themselves. Under each of the 8 conditions, the subjects undertook 6 laps (300 m) around the track; this distance insured physiological parameter stability (Wilmore and Costill, 2004). The order of testing of the 8 conditions was random. The propulsion method was free. The travelling direction conditions the dominant body side in the most demanding side i.e. in the steeper cross slope. The subjects used their own MWC. Wheel diameter was 24 inches and tyres were inflated to a pressure of 8 bar.

The imposed velocity V_i (0.97 m.s^{-1}), constant for the 4 cross slope, was monitored by electroluminescent diodes fixed every 2 meters along the walls bordering the test track. The subjects adjusted the travelling velocity based on delayed lighting of the diodes. The V_i and the V_c , chosen by the subject, were measured by timing at each lap. Temperature and relative humidity were measured for each half-day using a portable hygro-thermometer (RH70, Omega[®]).

2.3. Measured variables

The measured physiological parameters were heart rate (HR in bpm), oxygen uptake (VO_2 in $\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$) and carbon dioxide production (VCO_2 in $\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$). Subjective strain was assessed based on the Rating of Perceived Exertion (RPE) scale (Borg, 1998).

a) HR was measured continuously for the whole day using a cardio frequency meter (Polar[®], S 810 i) with a count integration time of 15 s. Cardiac strain parameters were: a) the HR, b) the absolute cardiac cost (ACC in bpm), which is the difference between the mean HR during the test and the HR when seated and at rest, c) the relative cardiac cost (RCC in %), which expresses the percentage strain of the HR reserve (HRR), which is the difference between the subject’s HRmax and his HR at rest (Wilmore and Costill, 2004). The RCC is determined by the ACC/HRR ratio.

- b) Respiratory parameters were recorded using a cycle-to-cycle gas analyser telemetric system (Cosmed K4b²[®]). The respiratory parameters processed were: a) the VO_2 , b) the energetic cost per metre travelled and per kg weight (ECmkg in $\text{J}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) and, c) the relative energetic cost (REC in %). The ECmkg is the product of the oxygen cost (cVO_2) by the energy equivalent of one litre of oxygen (k in $\text{kJ}\cdot\text{l}^{-1}$) divided by the velocity and the weight ($P = \text{subject} + \text{MWC}$ weight in kg); $\text{ECmkg} = \text{cVO}_2 \cdot k / V \cdot P$. The oxygen cost (cVO_2 in $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) is the difference between the mean VO_2 during the test and the VO_2 at rest. The energy equivalent of 1 litre of oxygen is calculated using the equation $k = 16.6 + 4.6 \text{ RQ}$, in which the respiratory quotient (RQ) is the ratio $\text{VCO}_2 / \text{VO}_2$. The REC represents the fraction of the oxygen reserve involved in the exercise. REC is the ratio between the cVO_2 and the oxygen reserve (VO_{2R}), equal to $\text{VO}_{2\text{max}} - \text{VO}_{2\text{rest}}$ (Wilmore and Costill, 2004).
- c) Subjective strain was obtained using the RPE (Borg, 1998) scale. A global and 5 local assessments (back, shoulders, upper limbs) were asked for at the end of each track test.

2.4. Statistical analysis

Results are expressed by their mean and standard deviation (SD) shown in brackets for the 25 subjects. Student t tests on the paired samples allow us to analyse the effects of cross slope on: travelling velocity (V_i and V_c), HR, VO_2 and subjective strains. Distribution normality was checked and achieved by variable transform if needed. Three-factor variance analyses (ANOVA) with correction for co-variable effects qualify the effects of cross slope, velocity and injury level on the cardiac, energetic and subjective strains. Simple and multiple regression models based on the least square method were used to establish the relationships between the different variables. A 5% significance threshold was retained ($p < 0.05$). Statistical analyses were conducted using Statgraphics[®] Centurion XVI software.

3. Results

3.1. Subject characteristics

Table 1 displays the means, SD and peak values of age, height, weight, body mass index (BMI) and the injury age and level for the 25 subjects.

Table 1 about here

The MWC mean weight was 14.6 (2.1) kg and $\frac{3}{4}$ of the subjects had been using a wheelchair for over 4 years. No Table 1 characteristic is significantly different ($p>0.1$) in relation to the injury's "low" or "high" level. In particular, the 15 subjects with "low" level injuries display a VO_2max of 25.6 (6.0) $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ and a HR at rest of 71.3 (3.1) bpm that are not statistically different ($p>0.15$) to those of the 10 subjects with "high" level injuries, who display a VO_2max of 24.0 (4.8) $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ and a HR at rest of 73.8 (3.7) bpm. The mean VO_2 at rest is 4.1 (0.9) $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ and is not significantly altered by the injury level either.

3.2. Experimental conditions

- The sub-maximal exertion and track tests were conducted under conditions of thermal comfort; air temperature and relative humidity mean values were 20.5 (1.7) °C and 42 (14) %. Cross slope checking showed that cross slope values were slightly, but systematically, higher than their theoretical values. The mean error was 0.4% and never exceeded 0.8%.

- The imposed velocity V_i (0.97 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) effective mean value was 0.95 (0.03) $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ and is the same at the 4 cross slopes ($p>0.5$). The mean "comfortable" velocity V_c was 1.26 (0.25) $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$. V_c was stable from the second lap onwards under each cross slope condition. It decreased significantly ($F_{3,1169}=57$; $p<0.001$) when the cross slope increased: 1.41 (0.25) on the flat, 1.33 (0.21) for 2%, 1.21 (0.19) for 8% and 1.10 (0.24) $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ for 12% cross slopes. V_c is significantly related to the subject VO_2max ($t=3.7$; $p<0.001$). For an increase of 5 $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ in VO_2max , V_c increases by 0.08 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$. Surprisingly, the V_c of subjects with "high" level injuries (1.25 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) is significantly higher ($p<0.05$) than that of subjects with "low" level injuries (1.18 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$). The mean total test times were 5.28 (0.18) minutes at V_i and comprised between 3.65 (0.6) minutes for 0% slopes and 4.85 (1.45) minutes for 12% slopes at V_c . Total test time ($p<0.05$) and V_c ($p<0.01$) are significantly different between 0 and 2% cross slopes. Among the 25 subjects, 5 were incapable of undertaking the last lap under all the experimental conditions. From the third to the sixth lap, there was no significant difference neither HR ($F_{3,753}<0.1$; $p>0.9$) nor VO_2 ($F_{3,773}=0.6$; $p>0.6$). Moreover, for the 0 and 2% cross slope conditions, there was no significant difference in both HR and VO_2 ($F_{1,592}<0.6$; $p>0.4$). These observations led us to process only the data for laps 3, 4 and 5 and to group the results of the physiological strains at 0 and 2% cross slopes denoted 0/2%.

3. 3. Measured strains

a. Cardiac strains

The HR, ACC and RCC shown in Table 2 are all significantly altered by the velocity conditions ($F>95$; $p<0.001$) and, for each velocity, by the 3 different cross slopes ($F>92$; $p<0.001$).

Table 2 about here

The ACC is related to the cross slope (Cs in %) and the real travelling velocity (V in $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) as follows:

$$\text{ACC} = - 7.1 + 2.3 \text{ Cs} + 28.1 \text{ V} \quad \text{Equation 1}$$

$$n = 568; r^2 = 0.44$$

In Equation 1, the individual effects of Cs and V are significant ($p<0.001$). The ACC is increased by individual factors increase, such as user weight ($p<0.001$), age ($p<0.001$), injury age ($p<0.001$) and VO_2max decrease ($p<0.001$).

b. Energetic strains

The VO_2 , ECmkg and REC values presented in Table 3 are all significantly modified by the velocity conditions ($F_{1.57} >20$; $p<0.005$) and by the cross slopes ($F_{2.570} >108$; $p<0.001$) for each velocity.

Table 3 about here

The oxygen uptake (VO_2 in $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) is related to the cross slope (Cs in %) and the real travelling velocity (V in $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) as follows:

$$\text{VO}_2 = - 4.0 + 0.46 \text{ Cs} + 7.4 \text{ V} \quad \text{Equation 2}$$

$$n = 583; r^2 = 0.52$$

In Equation 2, the individual effects of Cs and V are significant ($p<0.001$). The energetic strain increases when individual factors, such as age ($p<0.001$) and BMI ($p<0.001$) increase or when physical activity ($p<0.001$), injury level ($p<0.01$) or VO_2max ($p<0.001$) decrease.

The mean respiratory quotient (RQ) are significantly different for the three cross slopes studied ($F_{2.579} =23$; $p<0.001$). For the 12% cross slope, the RQ at Vc (0.98) is significantly ($p<0.01$) higher than at Vi (0.93). Additionally, for the 0/2% cross slope, the RQ does not change when laps are performed, while it increases regularly and significantly ($p<0.01$) for

the 8% and 12% cross slopes. The RQ of half the subjects exceeds 1 at the end of the test at Vc on the 12% cross slope. The mean RQ of the subjects with a “low” level injury (0.92) is significantly ($p<0.02$) higher than that of the subjects with a “high” level injury (0.89) and neither the cross slope nor the velocity alters this difference.

c. Subjective strains

The subjective rating results remain unaltered by the velocity ($p>0.4$), but the cross slope increases significantly the subject rating ($p<0.001$). The mean estimation is 7.8 (1.8) for the 0/2%, 9.9 (2.6) for the 8% and 11.9 (3.4) for the 12% cross slope, equivalent to very light, light and moderate on the Borg scale respectively. The RPE increases with BMI ($F_{1,199}=5.5$; $p<0.02$). It is significantly ($p<0.001$) higher (RPE = 9.9 (0.6)) for subjects with “low” level injuries than for those with “high” level injuries, who rated RPE as 8.5 (0.7). Finally, the cross slope is only perceived at 8% and at 12%. The ratio of dominant to non dominant side local RPE (shoulder + arm) remains 1 for the 0% and 2% cross slopes ($p>0.3$) and becomes significantly ($p<0.01$) greater than 1 from the 8% cross slope upwards. However, at 2% cross slope RPE of "low" level injured is significantly ($p<0.005$) higher than that of "high" level injured; 8.5 (0.5) vs 7.0 (0.6).

d. Strains variations

Figure 1 illustrates the variations in the 3 strains (cardiac, energetic and subjective) at 2 velocities and 4 cross slopes studied.

Figure 1 about here

Results in figure 1 reveal a virtually linear variation in strains for cross slopes between 0/2% and 12%. This illustrates the fact that, under the conditions of this study, the linear models representing Equations 1 and 2 are not improved by non-linear modelling.

4. Discussion

Our discussion will address in succession points concerning methodology, subject characteristics and travelling velocities before analysing the strain levels for different cross slopes and comparing these with data in the literature. At the end of this discussion, we propose a cross slope limit model.

4.1. Methodology

Unlike the majority of studies published to date, the results of this work are based on a large number of paraplegic subjects (25) accustomed to travelling in a MWC. However, this subject “uniformity” is only partial since there is great variability between individuals as shown by the standard deviations for the results displayed in Tables 2 and 3. Although this variability may be partly explained by subject age, BMI, $VO_2\text{max}$, physical activity and travelling velocity, it is not totally remedied by taking into account individual variables (Equations 1 and 2). This testifies to the complex nature of MWC travel, involving unconsidered parameters, such as user technique and training, wheelchair adaptation, strength capacities, efficiency variation with respect to cross slope or velocity (Cooper, 1990, Paré et al., 1993; Van der Woude et al., 2001). Our choice of 4 cross slopes (0, 2, 8 and 12%) was made to try to understand this complexity, built a strain model and to take in account the 2% regulatory reference slope adopted in many countries (McMillen et al., 1999) and the acceptable cross slope of 10% (Kockelman et al., 2001) which explains the choice of 8 and 12% cross slopes as upper anchor of the strain model. The V_i ($0.97 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) is used fairly conventionally (Brubacker et al., 1986; Mukherjee and Samanta, 2001) and was easy to be maintained constant. The a priori decision to perform 6 laps has been validated since it allows 3 stable laps from physiological and velocities point of view.

4.2 Subjects characteristics

The 25 active male subjects had a mean $VO_2\text{max}$ of $25.0 (5.5) \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$, which compares with the highest data in the literature for paraplegic MWC users who are not sportsmen (Bhambhani, 2002; Coutts et al., 1983; Van der Woude et al., 2001) and exceeds the most frequently quoted values between 15 and $25 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ (Figoni, 1984; Hjeltnes, 1986; Veeger et al., 1991). In a less active population than that studied, cross slope generated strains would undoubtedly be greater than those observed in the present study. While at V_c , the 12% cross slope represents an energetic strain of 52% in the study population (Table 3), it would represent 75% of the maximum capacity for a less active population with a $VO_2\text{max}$ of only $20 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$. Cross slope consequences would undoubtedly be even more constraining for a more fragile, older and less active population.

The results reveal the surprising effects of injury level on V_c and RQ. Subjects with “high” level injuries, who have no functional abdominal musculature, in fact chose a mean V_c that was significantly ($p<0.05$) faster ($1.25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) than those with “low” level injuries ($1.18 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). This difference is significant for all cross slopes. The literature offers no explanation for this

phenomenon. Maintaining a straighter trajectory may require users to travel faster. Lack of trunk stability could also cause paraplegics with “high” level injuries to lean more on the handrails to keep in balance, which would also result in a higher V_c . Moreover, the trunk flexion amplitude should be greater for a “high” level injury (Chow et al., 2000). These hypotheses could not be verified in this study. Even lower RQ for “high” level injured users could be interpreted as less muscles involved or less respiratory difficulties for them as for the “low” level injured users. Thus, trunk flexion could be used to reduce energetic and respiratory strains.

The V_c is significantly different for 0% and 2% cross slopes, yet no other result reveals a difference between travelling on the flat and over a 2% cross slope. This result makes V_c a powerful strain indicator for assessing the difficulty of a travelling condition.

The exertion perceived by the subjects with “low” level injuries (RPE = 9.9) was higher ($p < 0.001$) than that perceived by subjects with “high” level injuries (RPE = 8.5), who nevertheless travelled faster without significantly different energetic ($p > 0.5$) or cardiac ($p > 0.3$) strains. The day-to-day life of a paraplegic with a “high” level injury is more trying and complex than that of a paraplegic with a “low” level injury. The former could sustain a higher difficulty set-point, which would allow him to confront more easily an identical constraint and have a more positive perception of the laboratory situation than the user with a “low” level injury. Furthermore, depending on the experimental condition, a “high” injury level does not always cause significant alteration in capacities (Vanlandewijck et al., 2011). These factors, which have not been demonstrated in this study, could explain the exertion perception differences in relation to injury level.

4.3. Physiological strains

Between the situation at V_i with a 0/2% cross slope and at V_c with a 12% cross slope, the mean cardiac strains are multiplied by 2.5 (Table 2) and the energetic strains by 3 (Table 3). More precisely, the 0 to 12% cross slope multiplies the strains by 2 and the change from V_i to V_c multiplies them by 1.5. Except for the 12% cross slope, the subjects’ HR and VO_2 strains remain moderate. For comparison, the cardiac strains in this study are significantly lower than those measured on a flat surface at similar velocities: 127 bpm (Mukherjee and Samanta, 2001). The values of HR, ACC and RCC measured at V_c for a given cross slope condition are very close the values measured for the higher cross slope condition at V_i . As an example, the ACC at V_c for a 0/2% cross slope is 33.7 (12.9) bpm and is 34.5 (14.0) bpm at V_i for an 8% cross slope. Thus, it is important to inform MWC users that their velocity is a major strain

factor and must be adapted to the environment. The relative energetic cost is equivalent to the relative cardiac cost (Tables 2 and 3). The energetic cost per meter (ECm) is related to the travelling velocity. Under the 0/2% cross slope condition, ECm is 93 J.m^{-1} at the imposed velocity V_i (0.95 m.s^{-1}). This result echoes the Brubaker et al. (1986) study, in which ECm was found to be 97 J.m^{-1} for a 0% cross slope at a similar travelling velocity.

Subjective strains, at the opposite of the objective ones are not significantly different in relation to the travelling velocity on the same cross slope. Choosing a so-called “comfortable” velocity causes the subjects to sustain an increase in cardio-respiratory strain, which is not subjectively perceived. Velocity control would appear to minimise the perceived exertion, but may expose the subject to a risk of overload in terms of physiological strains.

4.4. Comparison with literature data

Studies that have focused on cross slope have not addressed the physiological aspect or have, but based on a few subjects. To validate the data provided by this study, we can compare them with physiological cost data for flat ground. Table 4 consolidates the ACC, $c\text{VO}_2$ and ECmkg values with respect to travelling velocity on the flat. The studies retained were conducted on a minimum of 9 subjects and involved measuring the HR and/or VO_2 .

Table 4 about here

Results in Table 4 seem to be poorly comparable. However, from these results it is possible to compute a very significant relationship between energetic cost and velocity which is:

$$c\text{VO}_2 = 7.5 V \quad (r^2 = 0.92; p < 0.001)$$

This relationship shows that the results of the present study are strongly in accordance with the other ones in Table 4. Furthermore, mean ECmkg is equal to 1.54 (0.3) and is not related to velocity ($p > 0.3$). Thus, the observed differences in table 4 can probably be related to subject fitness or travelling conditions or MWC technology.

Hildebrandt et al. (1970) study, conducted on a widely varied population, suggests equivalents in watts (W) of travelling on flat ground in a MWC (18 kg + 70 kg subject) at velocities of 0.3 m.s^{-1} (2 W), 0.55 m.s^{-1} (4 W), 0.8 m.s^{-1} (6.5 W) and 1.1 m.s^{-1} (11 W), i.e. an equivalent of 8.7 and 16 W at V_i and V_c respectively. For these authors, the efficiency on the flat lies between 5% and 8%. In this study, the mean energetic cost of travelling on flat ground is 100 W at V_i and 182 W at V_c , i.e. an efficiency of 8.7% for both velocities, which

corresponds to a normal result in view of MWC progress, along with the capacities of our study subjects (Van der Woude et al., 1988).

Finally, a number of studies (Van der Woude et al., 1989; Van der Woude et al., 2001; Voigt and Bahn, 1969) have enabled relationships between ACC (bpm) and VO_2 ($\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$) with respect to velocity (V in m.s^{-1}) and slope (S in %) to be derived in the form: $\text{ACC} = 31.4 V + 12.1 S$ and $\text{VO}_2 = 10.1 V + 3.8 S$. Based on these relationships, 1% slope increases the ACC by 12 bpm and the VO_2 by $3.8 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. From the results of the present study (Equations 1 and 2) Cs will be 8.3%, based on the energetic cost, and 5.3%, based on the cardiac cost, to reach the strains at 1% slope. These results do not agree with the data provided by Chesney and Axelson (1996), who considered that a 1% slope induces a power equivalent to a 3% cross slope, in other words a cost that is 2 times higher than that extrapolated from the results of this study. The differences between Chesney and Axelson (1996), Richter et al. (2007), Van der Woude et al. (1989) results and ours explain that cardio-respiratory strains cannot be compared to physical strains, at least when propelling a MWC. Using only the later to model strains can involve large and dangerous errors. MWC literature focuses, above all, on the technical and biomechanical data for improving exertion efficiency (Gorce and Louis, 2012; Van der Woude et al., 2001) and on the maximum capacities of sportsmen in MWCs (Huonker et al., 1998; Paré et al., 1993; Van der Woude et al., 2001; Veeger et al., 1991). The main aim of MWC studies conducted between 1975 and 1995 was to improve wheelchairs by taking advantage of the wheelchair sports boom (Cooper, 1990). During this period, Boston (USA) and Oita (Japan) marathon winning times dropped from over 2.5 hours to less than 1.5 hours. This progress was made possible by improving the technical and technological characteristics of wheelchairs (weight, stabilities, wheels, propulsion, etc.) and adopting efficiency optimising postures (Van der Woude et al., 2001). This explains why physiological data have been so little measured on large numbers of habitual MWC users since research directed towards technical and mechanical data effectively revealed much more refined improvements than physiological data (Van der Woude et al., 2001). The significant effect of a 2% cross slope on V_c supports this idea, even though it does not alter the strains.

4.5. Strain model

Observation of the data illustrated in Figure 1 shows that the relationship between cross slope and both physiological costs can be considered linear (Chesney and Axelson, 1996;

Kockelman et al., 2001). If all variables are otherwise constant, the mean cross slope (Cs in %) cost can be quantified using the following equations:

$$cVO_2 = 4.6 + 0.4 Cs \quad n = 583; r = 0.51$$

$$ACC = 25.6 + 2.0 Cs \quad n = 568; r = 0.54$$

If we consider that a 50%-of-maximum strain can be easily maintained for several hundred meters (long term) and that a 75%-of-maximum strain can be maintained for several tens of meters (short term), we can establish long- and short-term cross slope limits based on the 2 physiological costs (Monod and Kapitaniak, 2009). For energetic cost ($VO_{2rest} = 4.1 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$) users with a VO_{2max} of $15 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ can travel on a 2% cross slope for several hundred of meters and can travel several tens of meters on a 8% cross slope. If their VO_{2max} is $20 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$, which is undoubtedly the most common among these wheelchair users, they can confront a 19% short-term cross slope, potentially causing a major risk of imbalance. On the other hand, they will be capable of travelling over no more than an 8% cross slope in the long term. For subjects with a VO_{2max} of $25 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$, there is no short-term limitation and the long term one (15%) is risky. For higher VO_{2max} values, cross slope limitation is no longer rational. The cardiac strains of the subjects in this study were too low to be able to derive a credible limiting model based on HR since no cross slope limit was less than 12%. However, if an ACC of 30 bpm would be a cardiac cost limit (Monod and Kapitaniak, 2009), this would only be respected if the cross slope was less than 2%.

5. Conclusion

The results of this study show that a 2% cross slope was indistinguishable from flat ground in terms of cardio-respiratory and subjective strains. The results also indicate that the physiological strain increases linearly with cross slope. Under these conditions, 8% cross slopes are subjectively sensitive, they impose noteworthy physiological costs and they do not allow the RQ to stabilise. The 12% cross slopes are unachievable for some users and should therefore be prohibited. These limits enable to remain well below 50% of the functional capacities of the subjects taking part in this study. These conclusions cannot be generalised to all MWC users. Thus, for users with low cardio-respiratory capacities, a model derived from the results of this study shows that the 2% cross slope limit is a good basis, allowing all users to travel. In practice, an environment in which there are no 8% cross slopes and there is a trend for compliance with the regulatory limit of 2% should encourage a great majority of people in MWCs to travel. These conditions allow acquisition of independence, conservation

of functional capacities and promotion of health. Furthermore, they would favour integration of employees in MWCs.

Acknowledgements

Authors wish to thank the subjects of the study for their interest and willful involvement and Mrs Bruno Corazzini, Gérard Didry, Jean-Charles Guelin and Olivier Remy for their technical help during the experiments.

6. References

Bhambhani, Y., 2002. Physiology of wheelchair racing in athletes with spinal cord injury. *Sports Med.* 32/1, 23-51.

Borg, G., 1998. Borg's perceived exertion and pain scales. *Human Kinetics, Champaign IL.*

Brubaker, C.E., McLaurin, C.A., McClay, I.S., 1986. Effects of side slope on wheelchair performance. *J Rehabil Res Dev.* 23, 55-57.

Burnham, R.S., Steadward, R.D., 1994. Upper extremity peripheral nerve entrapments among wheelchair athletes: Prevalence, location, and risk factors. *Arch Phys Med Rehabil.* 75, 519-524.

Chesney, D.A., Axelson, P.W., 1996. Preliminary test method for the determination of surface firmness. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 4/3, 182-187.

Chow, J.W., Millikan, T.A., Carlton, L.G., Chea, W-S., Morse, M.I., 2000. Effect of resistance load on biomechanical characteristics of racing wheelchair propulsion over a roller system. *J Biomechanics,* 33, 601-608.

Collins, E.G., Gater, D., Kiratli, J., Butler, J., Hanson, K., Langbein, W.E., 2012. Energy cost of physical activities in persons with spinal cord injury. *Med Sci Sports Exerc.* 42/4, 691-700.

Cooper, R.A., 1990. Wheelchair racing sports science: a review. *J Rehabil Res Develop.* 27/3, 295-312.

Cooper, R.A., Teodorski, E.E., Sporner, M.L., Collins, D.M., 2011. Manual wheelchair propulsion over cross-sloped surfaces: a literature review. *Assistive technology: the official journal of RESNA.* 23/1, 42-51.

Coutts, K.D., Rhodes, E.C., McKenzie, D.C., 1983. Maximal exercise responses of tetraplegics and paraplegics. *J Appl Physiol.* 55, 479-82.

Figoni, S.F., 1984. Spinal cord injury and maximal aerobic power. *Amer Corr Ther J.* 38/2, 44-50.

Gorce, P., Louis, N., 2012. Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: Influence of wheelchair settings. *Clinical Biomechanics.* 27, 7-15.

Haisma, J.A., Van der Woude, L.H.V., Stam, H.J., Bergen, M.P., Sluis, T.A.R., Bussmann, J.B.J., 2006. Physical capacity in wheelchair-dependent persons with a spinal cord injury: a critical review of the literature. *Spinal Cord.* 44, 642-652.

Hjeltnes, N., 1986. Cardiorespiratory capacity in tetra and paraplegia shortly after injury. *Scand J Rehab Med.* 1986, 18, 65-70.

Hildebrandt, G., Voigt, E.D., Bahn, D., Berendes, B., Kroger, J., 1970. Energy costs of propelling wheelchair at various speeds: cardiac response and effect of steering accuracy. *Arch Phys Med Rehabil.* 51/3, 131-136.

Huonker, M., Schmid, A., Soricter, S., Schmidt-Trucksäb, A., Mrosek, P., Keul, J., 1998. Cardiovascular differences between sedentary and wheelchair-trained subjects with paraplegia. *Med Sci Sports Exerc.* 30/4, 609-613.

Hurd, W.J., Morrow, M.M.B., Kaufman, K.R., An, K.N., 2008. Influence of varying level terrain on wheelchair propulsion biomechanics. *Am J Phys Med Rehabil.* 87, 984-991.

Kockelman, K., Zhao, Y., Blanchard-Zimmermann, C., 2001. Meeting the intent of the ADA in sidewalk cross slope design. *J Rehabil Res Develop.* 38/1, 101-110.

Lidal, I.B., Huynh, T.K., Biering-Sørensen, F., 2007. Return to work following spinal cord injury: a review. *Disabil Rehabil.* 29/17, 1341-1375.

Longmuir, P.E., Freeland, M.G., Fitzgerald, S.G., Yamada, D.A., Axelson, P.W., 2003. Impact of running slope and cross slope on the difficulty level of outdoor pathways. A comparison of proposed design guidelines and user perceptions. *Environment and Behavior.* 35/3, 376-399.

McMillen, B., Axelson, P.W., Chesney, D.A., Galvan, D.V., Kirschbaum, J.B., Longmuir, P.E., Lyons, C., Wong, K.M., 1999. Designing sidewalks and trail for access. Part I and II: Review of existing guidelines and practices. US Dept Transportation. 169 pp.

Mercer, J.L., Boninger, M., Koontz, A., Ren, D., Dyson-Hudson, T., Cooper, R., 2006. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clinical Biomechanics.* 21, 781-789.

Meyers, A.R., Anderson, J.J., Miller, D.R., Shipp, K., Hoenig, H., 2002. Barriers, facilitators, and access for wheelchair users: substantive and methodologic lessons from a pilot study of environmental effects. *Social Science and Medicine.* 55, 1435-1446.

Monod, H., Kapitaniak, B., 2009. *Ergonomie.* 2nd ed, Masson eds, Paris, 286 pp.

Mukherjee, G., Samanta, A., 2001. Physiological response to the ambulatory performance of hand-rim and arm-crank propulsion systems. *J Rehabil Res Develop.* 38/4, 391-399.

Paré, G., Noreau, L., Simard, C., 1993. Prediction of maximal aerobic power from a submaximal exercise test performed by paraplegics on a wheelchair ergometer. *Paraplegia.* 31, 584-592.

Richter, W.M., Rodriguez, R., Woods, K.R., Axelson, P.W., 2007. Consequences of a cross slope on wheelchair handrim biomechanics. *Arch Phys Med Rehabil.* 88, 76-80.

Tahamont, M., Knowlton, R.G., Sawka, M.N., Miles, D.S., 1986. Metabolic responses of women to exercise attributable to long term use of a manual wheelchair. *Paraplegia*. 24/5, 311-317.

Van der Woude, L.H.V., Hendrich, K.M.M., Veeger, H.E.J., Van Ingen Schenau, G.J., Rozendaal, L.A., De Groot, S., Hollander, A.P., 1988. Manual wheelchair propulsion; effects of power output on physiology and technique. *Med Sci Sports Exerc*. 20/1, 70-78.

Van der Woude, L.H.V., Veeger, H.E.J., Rozendal, R.H., Sargeant, A.J., 1989. Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. *Eur J Appl Physiol*. 58, 625-632.

Van der Woude, L.H.V., Veeger, H.E.J., Dallmeijer, A.J., Janssen, T.W.J., Rozendaal, L.A., 2001. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics*. 23, 713-733.

Van Drongelen, S., De Groot, S., Veeger, H.E.J., Angenot, E.L.D., Dallmeijer, A.J., Post, M.W.M., Van der Woude, L.H.V., 2006. Upper extremity musculoskeletal pain during and after rehabilitation in wheelchair-using persons with a spinal cord injury. *Spinal Cord*. 44, 152-159.

Vanlandewijck, Y.C., Verellen, J., Beckman, E., Connick, M., Tweedy, S.M., 2011. Trunk strength effect on track wheelchair start: implications for classification. *Med Sci Sports Exerc*. 43/12, 2344-2351.

Van Velzen, J.M., De Groot, S., Post, M.W.M., Slootman, J.H.R., Van Bennekom, C.A.M., Van der Woude, L.H.V., 2009. Return to work after spinal cord injury. Is it related to wheelchair capacity at discharge from clinical rehabilitation? *Am J Phys Med*. 88/1, 47-56.

Veeger, H.E.J., Hadj Yahmed, M., Van der Woude, L.H.V., Charpentier P., 1991. Peak oxygen uptake and maximal power output of Olympic wheelchair-dependent athletes. *Med Sci Sports Exerc*. 23/10, 1201-1209.

Vignier, N., Ravaud, J.F., Vinance, M., Lepoutre, F.X., Ville, I., 2008. Demographics of wheelchair users in France: results of national community-based handicaps-incapacities-dependence surveys. *J Rehabil Med.* 40, 231-239.

Voigt, E.D., Bahn, D., 1969. Metabolism and pulse rate in physically handicapped when propelling a wheel chair up an incline. *Scand J Rehab Med.* 1, 101-106.

Wilmore, J.H., Costill, D.L., 2004. *Physiology of Sport and Exercise.* 3rd ed. Human Kinetics eds, Champaign, Illinois.

Figures and tables

Tables' captions

Table 1. Means, standard deviations and peak values of anthropometric and functional characteristics for 25 paraplegic men and their injury level and age.

Table 2. Mean cardiac strains: heart rate (HR), absolute cardiac cost (ACC) and relative cardiac cost (RCC) for imposed (V_i) and comfortable (V_c) velocities conditions at the 3 cross slopes (0/2%, 8% and 12%).

Table 3. Mean energy strains: oxygen uptake (VO_2), energy cost per meter and per kg (ECmkg) and relative energy cost (REC) for imposed (V_i) and comfortable (V_c) velocities conditions at the 3 cross slopes (0/2%, 8% and 12%).

Table 4. Comparison of physiological strains when travelling in a manual wheelchair on flat ground with date in the literature. For each study, we give the number of subjects, the travelling velocity and the cardiac (ACC in bpm), oxygen (cVO_2 in $ml.kg^{-1}.min^{-1}$) and energy costs per meter and per kg of subject weight (ECmkg in $J.m^{-1}.kg^{-1}$).

Figure caption

Figure 1. Mean strains and standard deviations for the 4 cross slopes and 2 travelling velocities. Absolute cardiac cost (ACC in bpm, rectangles), oxygen cost ($cVO_2 = VO_2 - VO_{2rest}$ in $ml.kg^{-1}.min^{-1}$, circles) and subjective strain (RPE, arbitrary unit, triangles). Full forms are for V_i ($0.97 m.s^{-1}$) and empty ones for V_c . Regression lines of § 4.5 equations are plotted to simplify reading.

Table 1

	Mean (SD)	Minimum - Maximum
Age (year)	38.9 (9.5)	23 - 61
Height (cm)	178.0 (7.7)	163 - 192
Weight (kg)	75.3 (14.0)	57 - 116
BMI (kg.m ⁻²)	23.8 (4.6)	16.5 - 34.6
VO ₂ max (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	25.0 (5.5)	19.4 - 38.0
Injury level		T3 - L4
Injury age (years)	10.6 (7.8)	2 - 32

Table 2

Cross slope (%)	HR (bpm)		ACC (bpm)		RCC (%)	
	Vi	Vc	Vi	Vc	Vi	Vc
0/2	92.2 (14.6)	106.5 (16.4)	19.9 (5.7)	33.7 (12.9)	19 (6)	31 (11)
8	104.4 (14.9)	117.8 (18.2)	34.5 (14.0)	45.0 (15.0)	32 (14)	42 (16)
12	114.7 (19.0)	129.5 (15.9)	43.7 (18.4)	55.1 (17.8)	40 (18)	51 (16)

Table 3

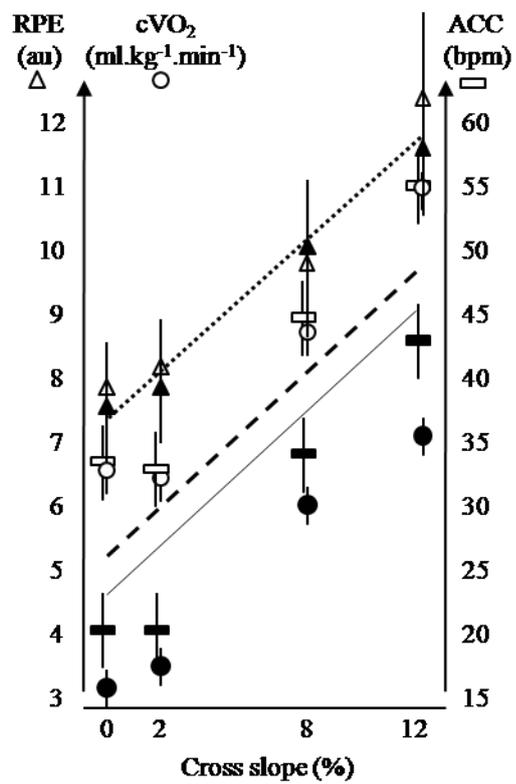
Cross slope (%)	VO ₂ (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)		ECmkg (J.m ⁻¹ .kg ⁻¹)		REC (%)	
	Vi	Vc	Vi	Vc	Vi	Vc
0/2	8.0 (1.3)	11.2 (3.1)	1.20 (0.38)	1.50 (0.43)	16.8 (7.5)	32.0 (13.5)
8	10.8 (2.1)	13.3 (3.3)	2.11 (0.76)	2.33 (0.94)	29.6 (14.0)	42.3 (15.4)
12	11.9 (2.6)	15.7 (4.0)	2.76 (0.97)	3.37 (1.43)	37.5 (15.5)	52.4 (17.9)

Table 4

	Number of subjects	Velocity ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	ACC (bpm)	cVO_2 ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	ECmkg ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$)
This study	25	0.95	19.9	8.0	1.2
		1.41	33.7	11.2	1.5
Hadj Yahmed and Charpentier, 1990*	12	0.83	28	8.2	1.2
		1.66	47	13.7	1.0
Mukherjee and Samanta, 2001	17	0.95	47.7	7.6	1.6
		1.12	14.6	9.1	1.9
Hilbers and White, 1987	9	1.59	20.4	11.3	1.7
		2.18	34.4	14.4	1.6
		2.92	47.4	24.1	2.0
Beeckmann et al, 1999	44	1.24		7.6	1.7

* Hadj Yahmed and Charpentier results obtained for a 1% slope.

Figure 1



Résumé

Introduction. Les capacités et les possibilités de déplacement en fauteuil roulant manuel (FRM) sont déterminantes pour l'intégration sociale et professionnelle des usagers.

Objectifs. Approfondir la connaissance des contraintes de déplacement en FRM à travers 2 études. La 1^{ère} pour identifier les habitudes et préciser les difficultés des usagers ; la 2^{nde}, induite par les résultats de la 1^{ère}, pour évaluer les effets du dévers, encore méconnus, sur les astreintes cardiaques, énergétiques, musculaires et subjectives.

Méthodes. La 1^{ère} étude a été menée par questionnaire complété par 118 sujets paraplégiques en FRM. La 2^{nde} étude, en laboratoire avec 25 hommes paraplégiques, comporte 2 tests : un test d'effort sur ergocycle à bras et un test de propulsion de 300 m et 8 conditions combinant 4 dévers (0, 2, 8 et 12 %) et 2 vitesses (0,97 m.s⁻¹ et une vitesse choisie "de confort").

Résultats. La 1^{ère} étude révèle un environnement peu adapté, avec des moyens de transport et des bâtiments souvent inaccessibles sans aide, et des gênes limitant les sorties des usagers parmi lesquelles figure le dévers. La 2^{nde} étude indique des astreintes cardiaques, énergétiques et musculaires significativement modifiées par le dévers et par la vitesse ($p < 0,01$). L'astreinte subjective n'est pas modifiée par la vitesse. Des différences entre 0 et 2 % sont faibles mais existent. Un dévers de 12 % est difficilement réalisable. Les équilibres des activités musculaires changent dès 2 % de dévers. Le niveau lésionnel modifie de façon très importante les stratégies de déplacements et les niveaux d'astreintes mesurées ou perçues.

Discussion-Conclusion. Les effets du dévers sont perceptibles dès 2 % et sont nets et délétères à 8 %. Ce travail permet de proposer de façon plus argumentée un modèle d'astreintes qui conforte le seuil de dévers fixé réglementairement à 2 % permettant à la grande majorité des usagers de FRM de se déplacer de façon autonome et de rester actifs.

Mots clés : Paraplégiques - Fauteuil roulant manuel - Dévers – Environnement - Astreintes

Abstract

Introduction. Displacement capacities and possibilities in manual wheelchair (MWC) are strong determinants of social and occupational integration of MWC users.

Objectives. Improve the knowledge of the strains involved by displacement in MWC through 2 studies; the first one to identify habits and difficulties of MWC users. The second one, induced by the results of the first one, has assessed the poorly known cardiac, energetic, muscular and subjective strains of the displacement of MWC users on a cross slope.

Methods. The first study was a survey answered by 118 paraplegics habitual MWC users. The second one, a laboratory study conducted with 25 paraplegic men, includes 2 tests: a sub maximal arm-cranking test and a 300 m propulsion test with 8 conditions combining 4 cross slopes (0, 2, 8 et 12%) and 2 velocities (0,97 m.s⁻¹ and a "comfortable" chosen one).

Results. The first study shows an adverse environment, with many places unreachable without help and disturbances, like cross slope, which hinders users' displacements. The second study demonstrates the increases of cardiac, energetic, muscular and subjective strains with cross slope. Differences between 0 and 2% cross slopes are low but quantified. Displacement on a 12% cross slope is very difficult. The balance of muscles activities is changing at 2% cross slope. The injury level makes deep changes in the displacements strategies and in as well perceived as measured strain levels.

Discussion-Conclusion. Effects of cross slope are perceived for as low as 2% and onwards values. They are high and deleterious at 8%. This work allows to construct a model of cross slope strains which confirms that the regulatory 2% cross slope limit is well chosen because it allows most MWC users to move without help and remain active.

Keywords: Paraplegics - Manual wheelchair - Cross slope - Environment - Strains