

AMÉLIORATION DES PERFORMANCES D'ATHLÈTES EN FAUTEUIL ROULANT D'ATHLÉTISME À PARTIR D'UNE CONFIGURATION OPTIMALE

Thèse de doctorat en génie mécanique

Spécialité : génie biomécanique

Geneviève MASSON, ing., M.Sc.A.

Jury : Félix BERRIGAN, Ph.D.

Jean-Marc DROUET (rapporteur), ing., Ph.D.

Denis RANCOURT (directeur), ing., Ph.D.

Cécile SMEESTERS, ing., Ph.D.

Jonathan TREMBLAY, Ph.D.

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE

Faculté de génie, Département de génie mécanique

Sherbrooke (Québec) Canada

Août 2015

*« Life is like riding a bicycle.
To keep your balance you must keep moving. »*
- Albert Einstein

Résumé

L'objectif principal de ce projet de recherche était de démontrer qu'il est possible d'améliorer le temps de course des athlètes paralympiques en fauteuil roulant d'athlétisme de 4% en variant leur configuration. Une revue de littérature a permis d'établir qu'il est clair que la configuration de l'athlète dans son fauteuil roulant d'athlétisme est l'un des points majeurs dans l'optimisation de la performance, et que peu d'auteurs ont réussi à démontrer l'influence de la variation de la position d'un athlète sur l'amélioration de ses performances. En partant de l'hypothèse selon laquelle il existerait une position optimale de l'athlète dans son fauteuil roulant d'athlétisme lui permettant d'augmenter ses performances, les opportunités pouvant influencer la performance des athlètes ont été listées et quantifiées. Les limitations relatives à ces avenues d'amélioration ont été énoncées afin de déterminer dans quelle mesure elles permettent d'augmenter les performances d'un athlète. Par la suite, une étude expérimentale comprenant quatre participants, conjointement avec une étude théorique, ont permis de démontrer que la variation de la configuration de l'athlète influence la vitesse maximale atteinte lors d'un essai lancé sur ergomètre, en plus de permettre à l'athlète de maximiser l'énergie produite de manière « passive » entre le moment du contact et du relâchement, c'est-à-dire en n'utilisant que l'énergie cinétique et potentielle gravitationnelle du membre supérieur, l'énergie potentielle élastique provenant de la contraction musculaire étant négligée. Les résultats découlant de cette étude permettent de positionner de façon préliminaire de nouveaux athlètes ou des athlètes voulant améliorer leur configuration, en leur proposant une première configuration qui leur permet de sauver plusieurs mois, voire plusieurs années, d'itérations d'optimisation de leur configuration.

Mots clés : optimisation, fauteuil roulant, performance, athlètes, biomécanique, modélisation, expérimentation.

Remerciements

J'aimerais remercier mon directeur de thèse, Denis Rancourt ainsi que toute l'équipe du laboratoire PERSEUS, notamment Jean-Luc Lessard, Jean-Philippe Pelland-Leblanc, François Marcou, François Martel, Mathieu Léonard et Valérie Martel, pour m'avoir grandement supportée et aidée à réaliser ma recherche. Sans vous je n'y serais pas arrivée !

Je ne peux aussi passer sous silence l'implication des athlètes paralympiques de Sherbrooke Diane Roy, Colin Mathieson, Jean-Philippe Maranda et Jean-Paul Campaore, ainsi que de Jean Laroche, leur entraîneur. Ils se sont entièrement dévoués lors des multiples séances de tests sur ergomètre et ont grandement contribué à la réussite de ce projet de thèse.

Finalement, je souhaite remercier mes parents, Céline et Richard, mon frère Jonathan ainsi que mon conjoint Yoan qui m'ont supporté et ont cru en moi tout au long de ces journées et soirées de travail. Merci tout spécialement à mon petit Adam, qui m'a probablement encouragée plus qu'il ne le croit à terminer cette thèse !

Table des matières

1	Introduction	1
2	Revue de littérature.....	5
2.1	Interprétation de la littérature.....	5
2.1.1	Choix de la vitesse de déplacement du fauteuil à l'étude	7
2.1.2	Données sur piste extérieure vs ergomètre	8
2.1.3	Utilisateurs et non-utilisateurs de fauteuil roulant.....	8
2.2	Description du cycle de poussée	9
2.2.1	Périodes et phases du cycle de poussée	9
2.2.2	Activité musculaire pendant le cycle de poussée.....	11
2.2.3	Technique de poussée	13
2.3	Caractéristiques temporelles et angulaires de la poussée	15
2.3.1	Fréquence de poussée	17
2.3.2	Durée des périodes de contact et de recouvrement.....	19
2.3.3	Angle de poussée, angles de contact et de relâchement	22
2.4	Cinématique du cycle de poussée	25
2.4.1	Cinématique du membre supérieur	25
2.4.2	Cinématique du tronc.....	27
2.5	Cinétique du cycle de poussée	30
2.5.1	Relations force-vitesse, tension-longueur et puissance-vitesse	30
2.5.2	Forces et moments moyens et maximaux	32
2.5.3	Puissances moyennes et maximales.....	35
2.5.4	Travail négatif et diminution de la puissance	36
2.6	Configuration et dimensionnement.....	39
2.6.1	Dimensionnement du cerceau et des roues	40
2.6.2	Positionnement de l'assise	42
2.6.3	Angulation des roues	46
2.7	Modélisation de la propulsion en fauteuil roulant	48

2.7.1	Modèle « particulière ».....	49
2.7.2	Dynamique inverse.....	50
2.7.3	Dynamique directe.....	51
2.8	Résumé du chapitre.....	53
3	Situation actuelle	55
3.1	Position virtuelle du fauteuil en fonction du temps	56
3.2	Filtrage des signaux	57
3.3	Vitesse et accélération virtuelles du fauteuil	57
3.4	Force et de la puissance produites par l'athlète	60
3.5	Travail et pertes produits par l'athlète	63
3.6	Caractéristiques temporelles et angulaires du cycle de poussée.....	66
3.7	Résumé du chapitre.....	70
4	Objectifs, questions et hypothèse	71
5	Analyse d'opportunités et limitations.....	73
5.1	Critère d'évaluation de la performance	73
5.1.1	Régime transitoire	74
5.1.2	Régime permanent.....	78
5.1.3	Résumé sur la quantification du critère d'évaluation de la performance ..	80
5.2	Avenues d'améliorations potentielles.....	81
5.2.1	Amplitude de la puissance.....	83
5.2.2	Durée de la période de contact	88
5.2.3	Fréquence de poussée	90
5.2.4	Pertes	91
5.3	Contraintes et limitations potentielles	94
5.3.1	Vitesse de déplacement du membre supérieur	95
5.3.2	Vitesse de rotation du poignet	96
5.3.3	Pivotement arrière du fauteuil	96
5.3.4	Glissement entre les roues arrières et le sol.....	100
5.3.5	Glissement du gant au contact.....	101
5.3.6	Durée de la contraction et de la relaxation musculaire.....	101
5.3.7	Limitations géométriques et anthropométriques	104
5.3.8	Vitesse critique de renversement dans les virages.....	105
5.4	Résumé du chapitre.....	107
6	Optimisation expérimentale de la configuration.....	111
6.1	Participants	111
6.2	Critère d'évaluation de la performance	111

6.3	Choix des paramètres testés	113
6.3.1	Ratio de la longueur du membre supérieur sur la distance épaule-cerceau	113
6.3.2	Angle entre le tronc et le membre supérieur dans le plan transverse	115
6.3.3	Angle entre le tronc et le membre supérieur dans le plan sagittal	116
6.4	Montage expérimental	117
6.5	Protocole de test.....	118
6.6	Analyses et statistiques	120
6.7	Résultats.....	121
6.7.1	Participants.....	121
6.7.2	Ratio de la longueur du membre supérieur sur la distance épaule-cerceau	122
6.7.3	Angle entre le tronc et le membre supérieur dans le plan transverse	132
6.7.4	Angle entre le tronc et le membre supérieur dans le plan sagittal	136
6.8	Discussion	140
6.8.1	Influence des paramètres sur la vitesse maximale atteinte	141
6.8.2	Influence des paramètres sur la variation de travail produit.....	147
6.8.3	Autres facteurs pouvant influencer l'interprétation des résultats	151
6.9	Résumé du chapitre.....	153
7	Optimisation théorique de la configuration.....	155
7.1	Description du modèle énergétique.....	156
7.2	Influence de la vitesse	159
7.3	Influence des angles au contact et au relâchement	163
7.4	Influence des paramètres de positionnement	165
7.4.1	Variation du ratio <i>ECép</i>	165
7.4.2	Variation du ratio <i>ECcerc</i>	168
7.4.3	Variation de l'angle <i>θms</i>	171
7.5	Optimisation des angles et paramètres de positionnement	173
7.6	Sensibilité des paramètres du modèle	179
7.7	Résumé du chapitre.....	180
8	Discussion.....	183
9	Conclusion.....	189
10	Annexes.....	191
10.1	Filtrage des signaux de l'encodeur.....	191
10.1.1	Choix de la fréquence de coupure.....	191
10.1.2	Choix du type et de l'ordre de filtre.....	193
10.2	Force et puissance à partir des données de l'encodeur	195
10.3	Données des participants.....	197

10.4	Modèle prédictif du temps de course au 100 m.....	198
10.4.1	Simulation d'une course de 100 m	198
10.4.2	Influence des paramètres du modèle sur le temps de course.....	204
10.5	Pivotement arrière du fauteuil	208
10.6	Vitesse critique dans les virages	209
10.7	Glissement entre les roues et le sol.....	211
10.8	Position du centre de masse du système athlète-fauteuil.....	212
10.8.1	Athlète	213
10.8.2	Fauteuil	214
10.8.3	Roue avant	214
10.8.4	Global	215
10.9	Étude expérimentale : résultats et discussion	215
10.9.1	Vitesses maximales et travaux normalisés	215
10.9.2	Analyse statistiques par modèles mixtes	217
10.10	Modèle énergétique	220
10.10.1	Description du modèle énergétique	221
10.10.2	Données d'entrée du modèle	223
10.10.3	Données de sortie du modèle.....	225
10.10.4	Validation du modèle	226
10.10.5	Optimisation des paramètres	227
10.11	Programmes <i>Matlab</i>	227
11	Références	229

Liste des figures

Figure 1.1 Course en fauteuil roulant lors des 21 ^e Jeux internationaux de Stoke Mandeville, maintenant reconnus comme étant les 4 ^e Jeux paralympiques (1972) [3].....	1
Figure 2.1 Configuration de l'athlète dans son fauteuil d'athlétisme.....	6
Figure 2.2 Profil de vitesse de déplacement d'un fauteuil roulant en fonction du temps.	9
Figure 2.3 Périodes et phases du cycle de poussée, dans le plan sagittal.....	10
Figure 2.4 Périodes et phases du cycle de poussée, dans le plan sagittal.....	11
Figure 2.5 Techniques de poussée A) conventionnelle (CVT) et B), « para-backhand » (PBT).13	
Figure 2.6 Paramètres angulaires représentant la position de la main sur le cerceau.....	16
Figure 2.7 Schématisation de la relation A) force-angle et B), force-vitesse et puissance- vitesse.....	31
Figure 2.8 Schématisation de la présence de travail négatif dans un cycle.....	37
Figure 2.9 Schéma fonctionnel général décrivant une approche système à la modélisation de la propulsion en fauteuil roulant [78].	48
Figure 2.10 Illustration de l'application de la méthode de dynamique inverse.....	50
Figure 2.11 Vitesses de déplacements et moments angulaires à l'épaule et au coude pour deux directions de la force.....	51
Figure 2.12 Illustration de l'application de la méthode de dynamique directe.	52
Figure 3.1 Athlète installée dans son fauteuil, sur l'ergomètre.	55
Figure 3.2 Signal non-filtré du déplacement virtuel du fauteuil en fonction du temps.....	57
Figure 3.3 Vitesse de déplacement du fauteuil en fonction du temps.	58
Figure 3.4 Accélération du fauteuil en fonction du temps.	59
Figure 3.5 Vitesse (à gauche) et accélération (à droite) du fauteuil en fonction du temps.	60
Figure 3.6 Force produite à la roue par l'athlète en fonction du temps.....	62
Figure 3.7 Puissance en fonction du temps.	62
Figure 3.8 Force (à gauche) et puissance (à droite) en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.	63
Figure 3.9 Calcul du travail à partir de la courbe de puissance en fonction du temps.	64
Figure 3.10 Travail et pertes par cycle en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil. 65	
Figure 3.11 Durée totale du cycle ainsi que des périodes de contact et de recouvrement en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.	66
Figure 3.12 Fréquence de poussée en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.....	68

Figure 3.13 Vitesse angulaire de la roue en fonction du temps.	69
Figure 3.14 Étendue de la poussée en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.	69
Figure 5.1 Profils de vitesses typiques d'un athlète en fauteuil roulant en fonction du temps.	74
Figure 5.2 Données réelles de la vitesse en fonction du temps et régression exponentielle associée pour une épreuve de 100 m.	75
Figure 5.3 Influence d'une variation de v_{max} de +5,1% et de τ de -18,1% par rapport à la courbe nominale de vitesse en fonction du temps obtenue à partir du modèle exponentiel pour un 100 m.	77
Figure 5.4 Influence d'une variation de v_{max} de +5,1% et de τ de -18,1% par rapport à la courbe nominale de puissance en fonction du temps obtenue à partir du modèle exponentiel pour un 100 m.	77
Figure 5.5 Pertes en puissance en fonction de la vitesse, pour un athlète masculin typique élite T54.	79
Figure 5.6 Schématisation de la puissance dans le temps.	82
Figure 5.7 Présence de travail négatif A) au début et B), à la fin du cycle.	83
Figure 5.8 Présence d'une baisse en puissance au centre du cycle de poussée.	85
Figure 5.9 Vitesse de déplacement du fauteuil en fonction du temps pour six courbes expérimentales et une courbe provenant du modèle prédictif.	86
Figure 5.10 Variation de la force de l'athlète en fonction de son influence sur le temps de course d'un 100 m obtenue à partir du modèle prédictif.	87
Figure 5.11 Asymétrie remarquée lors de la phase de recouvrement chez trois athlètes élites T54.	88
Figure 5.12 Variation de la l'étendue de la poussée de l'athlète en fonction de son influence sur le temps de course d'un 100 m obtenue à partir du modèle prédictif.	89
Figure 5.13 Variation de la durée de la période de recouvrement de l'athlète en fonction de son influence sur le temps de course d'un 100 m obtenue à partir du modèle prédictif.	90
Figure 5.14 Variation de la masse du système athlète-fauteuil en fonction de son influence sur le temps de course d'un 100 m obtenue à partir du modèle prédictif.	92
Figure 5.15 Variation du coefficient de traînée et d'aire frontale de l'athlète en fonction de son influence sur le temps de course d'un 100 m obtenue à partir du modèle prédictif.	93
Figure 5.16 Force maximale produite par l'athlète sprinteur typique (Fp) et force limite (Flw) en fonction du cycle, obtenue sur ergomètre lors d'une accélération de 7 s.	97
Figure 5.17 Force limite pour un athlète typique avant de produire un pivotement arrière du fauteuil en fonction d'une masse ajoutée au centre du moyeu de la roue avant.	98
Figure 5.18 Force limite que peut produire un athlète sprinteur typique avant d'effectuer un « wheelie » en fonction du déplacement du centre de masse en y et en z par rapport à sa position actuelle.	99
Figure 5.19 Analyse fonctionnelle du biceps et du triceps en fonction des phases du cycle de poussée.	102
Figure 5.20 Estimation de la durée qu'ont chacun des muscles pour se contracter et se relaxer, pour les deux cas de vitesse de déplacement du fauteuil.	103

Figure 5.21 Influence de l'anthropométrie de l'athlète alors que ses membres supérieurs sont en pleine extension.....	105
Figure 5.22 Vitesse critique (v_{crit}) en fonction du déplacement du centre de masse en x , y et en z	106
Figure 5.23 Potentiel d'augmentation de travail par cycle en fonction des améliorations proposées.	107
Figure 6.1 Dimensions définissant le ratio EC , dans le plan sagittal.	114
Figure 6.2 Influence de la variation de EC sur la position de l'athlète et l'étendue de la poussée (PA).	114
Figure 6.3 Dimensions définissant l'angle $alat$, dans le plan transverse.	116
Figure 6.4 Dimensions définissant l'angle βtms , dans le plan sagittal.	116
Figure 6.5 Fauteuil ajustable.	117
Figure 6.6 Données de vitesses normalisées en fonction du paramètre $EC_{ép}$ pour tous les athlètes et courbe du modèle mixte.....	127
Figure 6.7 Données de vitesses normalisées en fonction du paramètre $alat$ pour deux des quatre athlètes et courbe du modèle mixte.....	134
Figure 6.8 Données de vitesses normalisées en fonction du paramètre βtms pour trois des quatre athlètes pour deux types de régressions.	138
Figure 6.9 Puissance produite par l'athlète en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.	150
Figure 6.10 Influence de la variation du ratio EC	151
Figure 6.11 Résistance de l'ergomètre en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.	152
Figure 6.12 Travail produit par un athlète typique en fonction A) de la vitesse et B), du temps.	153
Figure 7.1 Illustration de l'athlète dans son fauteuil utilisé pour le modèle énergétique (plan sagittal).....	156
Figure 7.2 Illustration du déplacement de l'épaule de l'athlète entre le moment du contact (A) où le ratio $EC=0,95$, et du relâchement (B) où le ratio $EC=1,0$, afin de conserver le contact gant-cerceau.	159
Figure 7.3 Énergies totale, cinétique et potentielle en fonction de l'angle de la main sur le cerceau.	161
Figure 7.4 Énergie que produit expérimentalement l'athlète 1 (W_{ath}) et estimé selon le modèle énergétique (E) en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.	162
Figure 7.5 Énergies totale, cinétique et potentielle produites pour deux cas angulaires.....	164
Figure 7.6 Énergies totale, cinétique et potentielle produites pour un $EC_{ép}$ de A) 1,0 et de B), 1,15.	166
Figure 7.7 Différences d'énergies en fonction du ratio $EC_{ép}$, pour les athlètes A) 1 et B), 3.	167
Figure 7.8 Énergies totale, cinétique et potentielle produites pour un EC_{cerc} de A) 1,035 et B), de 1,0.....	169
Figure 7.9 Différences d'énergies en fonction du ratio EC , pour les athlètes A) 1 et B), 3... ..	169
Figure 7.10 Énergies totales pour un ratio EC (1,0) constants et deux rc et AE différents.. ..	170

Figure 7.11 Énergies totale, cinétique et potentielle produites pour un θms de A) 25,9° et B), 60°	171
Figure 7.12 Différences d'énergies en fonction de l'angle θms pour les athlètes A) 1 et B), 3.172	
Figure 7.13 Énergies maximales par cycle en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil, pour des paramètres optimaux.....	175
Figure 7.14 Angle entre le membre supérieur et le sol (θms) en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil, pour des paramètres optimaux.	176
Figure 7.15 Étendue de la poussée (PA) ainsi que les angles au contact (SA) et au relâchement (RA) en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil, pour des paramètres optimaux.177	
Figure 7.16 Différence entre l'énergie optimale pour la vitesse de déplacement du fauteuil donnée et l'énergie obtenue en utilisant les paramètres optimaux d'une vitesse de 11 m·s ⁻¹ .179	
Figure 8.1 Influence du vecteur vitesse du gant et du cerceau au moment de l'angle au relâchement.....	188
Figure 10.1 A) Signal brut de la position virtuelle en fonction du temps. B) Analyse fréquentielle du signal de position virtuelle provenant de l'encodeur.....	191
Figure 10.2 Densité de puissance de deux signaux d'accélération.....	192
Figure 10.3 Réponse fréquentielle d'un filtre butterworth passe-bas ($fc = 20$ Hz et $n=4$). ..	193
Figure 10.4 Réponse temporelle à une impulsion d'un filtre butterworth ($fc = 20$ Hz et $n=2$).194	
Figure 10.5 Comparaison entre un signal d'accélération filtré à l'aide d'un MAV et d'un filtre basse-bas butterworth ($fc = 20$ Hz et $n=2$).	194
Figure 10.6 DCL effectué sur la roue arrière du fauteuil ainsi que sur le rouleau de l'ergomètre.....	195
Figure 10.7 Vitesse de déplacement du fauteuil en fonction de A) la distance et B), du temps.199	
Figure 10.8 Schématisation du programme permettant de prédire les résultats d'un athlète au 100 m.	199
Figure 10.9 Étendue de la poussée en fonction de la vitesse.	200
Figure 10.10 Durée de la période de recouvrement en fonction de la vitesse.....	200
Figure 10.11 Force maximale en fonction de la vitesse.....	202
Figure 10.12 Profils de forces en fonction de l'étendue de la poussée obtenue à partir de l'équation (10.21).	203
Figure 10.13 Vitesse de déplacement du fauteuil en fonction de A) la distance parcourue et B), du temps.....	204
Figure 10.14 Variation des paramètres nécessaire à une diminution de la durée de la course de 4%.....	205
Figure 10.15 Influence de l'augmentation de l'angle poussée par cycle de 30% (courbe supérieure) sur la courbe longueur-vitesse du modèle prédictif (courbe inférieure).....	206
Figure 10.16 Influence de l'augmentation de la force maximale par cycle de 12,6% (courbe supérieure) sur la courbe force-vitesse du modèle prédictif (courbe inférieure).....	206

Figure 10.17 Influence de la diminution de la durée de la période de recouvrement de 28,8% (courbe ronds rouges) sur la courbe durée-vitesse du modèle prédictif (courbe étoiles bleues).....	207
Figure 10.18 Forces aérodynamiques en fonction de la vitesse pour le modèle prédictif.....	207
Figure 10.19 DCL effectué sur le système fauteuil-athlète.....	208
Figure 10.20 Illustration des variables permettant d'estimer la vitesse critique de renversement du fauteuil, dans le plan transverse.	210
Figure 10.21 Illustration des variables permettant d'estimer la vitesse critique de renversement du fauteuil, dans le plan sagittal.	210
Figure 10.22 Diagramme de corps libre effectué sur la roue.	212
Figure 10.23 Illustration des centres de masses pour les trois différents sous-systèmes.	212
Figure 10.24 Illustration du déplacement du centre de masse de l'athlète dans son fauteuil.	213
Figure 10.25 Illustration de l'athlète dans son fauteuil, dans le plan sagittal, utilisé pour le modèle énergétique. On considère le membre supérieur comme un double pendule fixé à l'épaule.....	221
Figure 10.26 Illustration des énergies cinétique, potentielle gravitationnelle et totale alors que la main est en contact avec le cerceau.	225
Figure 10.27 Énergie que produit expérimentalement l'athlète 1 (<i>Wath</i>) et selon le modèle énergétique (ΔE) en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.	226

Liste des tableaux

Tableau 1.1 Records du monde pour les différentes disciplines auxquelles participent les athlètes masculins (M) et féminins (F) classés T54 [6].	2
Tableau 1.2 Caractéristiques des athlètes et écarts entre la première position et celle obtenue par les trois athlètes sherbrookoïses masculins (M) et féminins (F), en moyenne, pour la saison 2010-2011.	3
Tableau 2.1 Évolution du temps de course d'un 800 m pour un même athlète lors des Jeux Paralympiques de 1984 à 2000.	6
Tableau 2.2 Paramètres dimensionnels approximatifs des fauteuils d'athlétisme en fonction des années.	7
Tableau 2.3 Définition des paramètres temporels du cycle de poussée.	16
Tableau 2.4 Définition des paramètres angulaires du cycle de poussée.	16
Tableau 2.5 Fréquence de poussée moyenne (fp) pour diverses disciplines et conditions de tests.	17
Tableau 2.6 Durées des périodes de poussée (PT) et de recouvrement (RT) par rapport au temps total du cycle (CT) pour diverses vitesses de déplacement du fauteuil et conditions de tests.	21
Tableau 2.7 Angles au moment du contact (SA) et du relâchement (RA) et l'étendue de la poussée (PA) pour diverses vitesses de déplacement du fauteuil et conditions de tests.	23
Tableau 2.8 Angle du tronc (TA) par rapport à la verticale et étendue du mouvement du tronc (TR) pour différentes vitesses de déplacement du fauteuil et conditions.	28
Tableau 2.9 Forces tangentielles (Ft), radiales (Fr) et axiales (Fa) maximales et moyennes appliquées au cerceau pour différentes vitesses de déplacement du fauteuil et conditions de test.	32
Tableau 2.10 Moments maximaux (τ_{cmax}) et moyens (τ_{cmoy}) mesurés à l'axe de la roue pour différentes vitesses de déplacement du fauteuil et conditions de test.	33
Tableau 2.11 Puissances moyennes ($Pmoy$) et maximales ($Pmax$) pour différentes vitesses de déplacement du fauteuil et conditions.	36
Tableau 3.1 Caractéristiques principales de l'ergomètre utilisé [101].	56
Tableau 3.2 Caractéristiques cinématiques du fauteuil sur ergomètre.	58

Tableau 3.3 Caractéristiques de la force et de la puissance mesurées sur ergomètre.	61
Tableau 3.4 Caractéristiques du travail et des pertes mesurées sur ergomètre.	65
Tableau 3.5 Caractéristiques temporelles et angulaires du cycle de poussée mesurées sur ergomètre.	67
Tableau 5.1 Comparaison des résultats du modèle exponentiel et d'une courbe réelle.	75
Tableau 5.2 Influence d'une variation du temps de course de 4% sur les deux paramètres calculée à partir de la régression exponentielle, alors qu'un des deux paramètres est constant.	77
Tableau 5.3 Travail par cycle de poussée nécessaire à la diminution du temps de course de 4% pour les deux paramètres calculé à partir du modèle exponentiel, alors qu'un des deux paramètres est constant.	78
Tableau 5.4 Données aérodynamiques et de masse des athlètes ainsi que l'estimation des pertes aérodynamiques et de frottement obtenues à partir de l'équation (5.7).	80
Tableau 5.5 Travail par cycle de poussée nécessaire à la diminution du temps de course de 4% dépendamment du type de course et du paramètre amélioré.	81
Tableau 5.6 Détails des avenues d'améliorations potentielles.	82
Tableau 5.7 Avenues d'améliorations et limitations potentielles associées.	95
Tableau 5.8 Analyse temporelle de la poussée effectuée en laboratoire pour deux vitesses de déplacement du fauteuil.	102
Tableau 5.9 Temps de contraction et de relaxation nécessaires à la production d'une seule secousse musculaire pour le biceps et le triceps [109–112].	103
Tableau 6.1 Exemple typique de l'horaire d'un participant.	119
Tableau 6.2 Exemple typique des tests effectués au J0 pour le paramètre $ECép \pm 10\%$	119
Tableau 6.3 Données des athlètes ayant participé aux tests expérimentaux.	122
Tableau 6.4 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 1 et pour le ratio de $ECép$	123
Tableau 6.5 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 2 et pour le ratio de $ECép$	124
Tableau 6.6 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 3 et pour le ratio de $ECép$	125
Tableau 6.7 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 4 et pour le ratio de $ECép$	125
Tableau 6.8 Ratio optimal $ECép$ pour chacun des athlètes obtenus à partir des régressions polynomiales de 2 ^e ordre effectuées sur les données.	126
Tableau 6.9 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents $ECép$ pour l'athlète 1.	128
Tableau 6.10 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents $ECép$ pour l'athlète 2.	128
Tableau 6.11 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents $ECép$ pour l'athlète 3.	128

Tableau 6.12 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents <i>ECép</i> pour l'athlète 4.	129
Tableau 6.13 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 1, pour le ratio de <i>ECcerc</i>	129
Tableau 6.14 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 3, pour le ratio de <i>ECcerc</i>	130
Tableau 6.15 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 4, pour le ratio de <i>ECcerc</i>	131
Tableau 6.16 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents <i>ECcerc</i> pour l'athlète 1.	131
Tableau 6.17 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents <i>ECcerc</i> pour l'athlète 3.	132
Tableau 6.18 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents <i>ECcerc</i> pour l'athlète 4.	132
Tableau 6.19 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 1, pour le ratio de <i>alat</i>	133
Tableau 6.20 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 3, pour le ratio de <i>alat</i>	134
Tableau 6.21 Ratio optimal <i>alat</i> pour chacun des athlètes obtenus à partir des régressions polynomiales de 2 ^e ordre effectuées sur les données.	135
Tableau 6.22 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents <i>alat</i> pour l'athlète 1.	135
Tableau 6.23 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents <i>alat</i> pour l'athlète 3.	136
Tableau 6.24 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 1, pour le ratio de <i>btms</i>	137
Tableau 6.25 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 2, pour le ratio de <i>btms</i>	137
Tableau 6.26 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 3, pour le ratio de <i>btms</i>	138
Tableau 6.27 Ratio optimal <i>btms</i> pour chacun des athlètes obtenus à partir des régressions polynomiales de 2 ^e ordre effectuées sur les données.	139
Tableau 6.28 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents <i>btms</i> pour l'athlète 1.	139
Tableau 6.29 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents <i>btms</i> pour l'athlète 2.	140
Tableau 6.30 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents <i>btms</i> pour l'athlète 3.	140
Tableau 6.31 Estimés des <i>ECép</i> optimaux selon les deux méthodes de calculs.	141

Tableau 6.32 Comparaison entre les <i>ECép</i> actuels des 4 athlètes et celui estimé à partir du modèle mixte.	142
Tableau 6.33 Vitesses maximales de déplacement du fauteuil et du cerceau moyens pour différents diamètres de cerceau, pour l'athlète 1.	143
Tableau 6.34 Estimés des <i>alat</i> optimaux selon les deux méthodes de calculs.	144
Tableau 6.35 Comparaison entre les <i>alat</i> actuels des 3 athlètes et celui estimé à partir du modèle mixte.	144
Tableau 6.36 Estimés des <i>btms</i> optimaux selon les deux méthodes de calculs.	145
Tableau 6.37 Comparaison entre les <i>btms</i> actuels des 3 athlètes et celui estimé à partir du modèle mixte.	145
Tableau 6.38 Étude de sensibilité des différents paramètres testés, pour tous les athlètes. ...	146
Tableau 6.39 Travail produit en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil pour deux essais d'un athlète typique.	149
Tableau 7.1 Paramètres anthropométriques et de configuration actuels pour deux athlètes typiques.	158
Tableau 7.2 Énergies au contact et au relâchement pour deux vitesses et pour l'athlète 1.	160
Tableau 7.3 Énergies au contact et au relâchement pour deux vitesses et pour l'athlète 3.	160
Tableau 7.4 Comparaison entre les données expérimentales obtenues lors des tests effectués en laboratoire sur ergomètre (cf. section 3.5) et les données du modèle énergétique.	162
Tableau 7.5 Détails des deux cas angulaires à l'étude pour l'athlète 3.	163
Tableau 7.6 Différence d'énergies entre deux cas angulaires.	164
Tableau 7.7 Différence d'énergie entre la configuration actuelle et une configuration optimale de l'athlète d'un point de vue angulaire.	165
Tableau 7.8 Comparatif des résultats expérimentaux et théoriques, pour les deux athlètes à l'étude.	170
Tableau 7.9 Configurations actuelles et optimales pour une seule poussée et pour une basse ($2,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et une haute ($11,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) vitesse.	178
Tableau 7.10 Sensibilité des paramètres lorsque ces derniers subissent une variation de 5 % par rapport à leur valeur optimale, pour deux différentes vitesses de déplacement.	180
Tableau 8.1 Liste des opportunités pouvant augmenter le travail par cycle et limitations associées.	184
Tableau 10.1 Données dimensionnement de la roue arrière du fauteuil et du rouleau de l'ergomètre.	196
Tableau 10.2 Informations générales concernant les athlètes ayant participé aux tests expérimentaux.	197
Tableau 10.3 Données de dimensionnement du fauteuil.	197
Tableau 10.4 Données anthropométrique des athlètes.	198
Tableau 10.5 Comparaison entre les données expérimentales et le modèle prédictif au 100 m.	204
Tableau 10.6 Variation nécessaire à la diminution du temps de course de 4% lors d'une épreuve de 100 m pour chacun des 5 paramètres du modèle.	205

Tableau 10.7 Caractéristiques anthropométriques et de configuration dans son fauteuil d'un athlète typique.....	214
Tableau 10.8 Données mesurées de masse et position du centre de masse global.....	215
Tableau 10.9 Moyenne (écart-type) de la vitesse et du travail normalisés pour différents ratios de <i>ECép</i>	215
Tableau 10.10 Moyenne (écart-type) de la vitesse et du travail normalisés pour différents ratios de <i>ECcerc</i>	216
Tableau 10.11 Moyenne (écart-type) de la vitesse et du travail normalisés pour différents ratios de <i>alat</i>	216
Tableau 10.12 Moyenne (écart-type) de la vitesse et du travail normalisés pour différents ratios de <i>βtms</i>	217
Tableau 10.13 Estimation final des effets fixes.....	218
Tableau 10.14 Estimation final des composantes de variance.	218
Tableau 10.15 Estimation final des effets fixes.....	218
Tableau 10.16 Estimation final des composantes de variance.	219
Tableau 10.17 Estimation final des effets fixes.....	219
Tableau 10.18 Estimation final des composantes de variance.	219
Tableau 10.19 Variation moyenne entre les vitesses maximales et minimales atteintes ($\Delta\%v$) pour une configuration et variation de la configuration associée ($\Delta\%conf$), pour tous les athlètes et les paramètres testés.	220
Tableau 10.20 Données anthropométriques des athlètes 1 et 3.....	223
Tableau 10.21 Paramètres anthropométriques et de configuration actuels pour les athlètes 1 et 3.	224
Tableau 10.22 Énergies cinétique, potentielle gravitationnelle et totale au contact et au relâchement de la main sur le cerceau.	225
Tableau 10.23 Valeurs minimales et maximales pour chacun des paramètres testés.....	227

Liste des variables

A	Aire frontale de l'athlète dans son fauteuil (m^2)
a	Accélération du fauteuil ($m \cdot s^{-2}$)
\bar{a}	Accélération du centre de masse du système athlète-fauteuil ($m \cdot s^{-2}$)
\bar{a}_c	Accélération centripète du centre de masse du système athlète-fauteuil ($m \cdot s^{-2}$)
\bar{a}_s	Accélération du centre de masse du système pivotant, soit l'athlète et le fauteuil moins les deux roues arrières ($m \cdot s^{-2}$)
AE	Distance entre l'épaule (acromion) de l'athlète et l'axe de la roue arrière du fauteuil, alors que le membre supérieur est à un angle θ_{ms} (m)
α	Valeur du seuil statistiquement significatif
α_{lat}	Angle entre le tronc et le membre supérieur, dans le plan transverse ($^\circ$)
α_R	Accélération angulaire de la roue arrière du fauteuil ($rad \cdot s^{-2}$)
α_r	Accélération angulaire du rouleau de l'ergomètre ($rad \cdot s^{-2}$)
α_s	Accélération angulaire du système pivotant, soit l'athlète et le fauteuil moins les deux roues arrières ($rad \cdot s^{-2}$)
β_{tms}	Angle entre le tronc et le membre supérieur, dans le plan sagittal ($^\circ$)
c_d	Coefficient de trainée
CT	Durée de cycle de poussée (« cycle time ») (s)
CVT	Technique de poussée conventionnelle (« Conventional technic »)
d	Distance parcourue par le fauteuil sur l'ergomètre (m)
D_{ec}	Distance entre l'épaule (acromion) et le cerceau, alors que le membre supérieur est à un angle θ_{ms} (m)
dR	Incrément de distance parcourue par la roue arrière du fauteuil (m)
dt	Incrément de temps (s)
$d\theta$	Incrément d'angle de poussée sur le cerceau du fauteuil ($^\circ$)
$\Delta\%conf$	Variation de la configuration associée à $\Delta\%v$
$\Delta\%v$	Écart entre la plus petite et la plus grande vitesse maximale enregistrée lors des tests expérimentaux sur ergomètre
ΔE	Quantité d'énergie transmise au fauteuil par l'athlète (J)
E	Ergomètre
E	Énergie produite par l'athlète (J)
E_{SA}	Énergie produite par l'athlète au moment de la phase de contact (J)
E_{RA}	Énergie produite par l'athlète au moment de la phase de relâchement (J)
EC	Ratio membre supérieur sur distance épaule et cerceau
EC_{cerc}	Ratio membre supérieur sur distance épaule et cerceau modifié par le diamètre du cerceau
$EC_{ép}$	Ratio membre supérieur sur distance épaule et cerceau modifié par le déplacement de l'épaule

EMG	Électromyographie
F	Féminin
F_A	Force aérodynamique (N)
F_a	Force axiale qu'applique l'athlète au cerceau (N)
f_c	Fréquence de coupure des données filtrées de l'ergomètre (Hz)
f_e	Fréquence d'acquisition de données de l'ergomètre (Hz)
F_i	Force à l'interface entre la roue arrière du fauteuil et le rouleau de l'ergomètre (N)
F_{iso}	Force isostatique de l'athlète mesurée expérimentalement (N)
F_{lg}	Force limite que peut produire un athlète avant de créer du glissement entre la roue arrière et le sol (N)
F_{lw}	Force limite que peut produire un athlète avant de produire un pivotement arrière de son fauteuil (N)
F_{max}	Force maximale mesurée expérimentalement pour une vitesse donnée (N)
F_P	Force de propulsion produite par l'athlète (N)
f_p	Fréquence de poussée (Hz)
f_{PN}	Fréquence naturelle de poussée, i.e. fréquence que choisit naturellement l'athlète
F_R	Force due au frottement du pneu au sol (N)
F_r	Force radiale qu'applique l'athlète au cerceau (N)
F_t	Force tangentielle qu'applique l'athlète au cerceau (N)
g	Constante gravitationnelle ($m \cdot s^{-2}$)
h_1	Distance verticale entre le sol et le centre de masse du bras de l'athlète (m)
h_2	Distance verticale entre le sol et le centre de masse de l'avant-bras de l'athlète (m)
I	Instrumentation
I_1	Inertie du bras de l'athlète par rapport à l'épaule ($kg \cdot m^2$)
\bar{I}_2	Inertie de l'avant-bras de l'athlète, par rapport à son centre de masse ($kg \cdot m^2$)
I_R	Inertie de la roue arrière ($kg \cdot m^2$)
I_r	Inertie du rouleau ($kg \cdot m^2$)
\bar{I}_s	Inertie du système pivotant (athlète + fauteuil moins les deux roues arrière) ($kg \cdot m^2$)
J	Junior
J	Matrice jacobienne
k_f	Coefficient d'influence de la vitesse sur la friction ($s^2 \cdot m^{-2}$)
L	Grandeur de l'athlète (m)
L_1	Longueur du bras de l'athlète, de l'acromion à l'épicondyle latéral du coude (m)
l_1	Position du centre de masse du bras de l'athlète, par rapport à l'acromion (m)
L_2	Longueur de l'avant-bras de l'athlète, de l'épicondyle latéral du coude à la jointure de l'index de la main (m)
l_2	Position du centre de masse de l'avant-bras de l'athlète, par rapport à l'épicondyle latéral du coude (m)
l_{ca}	Largeur entre l'extérieur des cerceaux au niveau de l'axe (m)
$L_{com_{hat}}$	Distance entre les tubérosités ischiatiques et le centre de masse de l'ensemble tronc-cou-tête (m)
$l_{ép}$	Largeur des épaules d'un acromion à l'autre (m)
L_f	Distance entre le moyeu avant et arrière du fauteuil dans le plan sagittal (m)
L_{hat}	Longueur entre les tubérosités ischiatiques et le dessus de la tête de l'athlète (m)
L_{ms}	Longueur du membre supérieur de l'acromion à la jointure de l'index (m)
L_t	Longueur du tronc (m)
L_{tc}	Longueur du cou et de la tête (de l'acromion jusqu'au dessus de la tête) (m)
M	Masculin

m_1	Masse du bras de l'athlète (kg)
m_2	Masse de l'avant-bras de l'athlète (kg)
m_A	Masse de la roue avant du fauteuil (kg)
m_a	Masse du sujet (kg)
m_f	Masse du fauteuil sans les roues avant et arrières (kg)
m_R	Masse de la roue arrière du fauteuil (kg)
m_S	Masse du système pivotant (athlète + fauteuil moins les deux roues arrières) (kg)
m_t	Masse total du système ($m_a + 2m_R + m_r + m_f$) (kg)
μ_c	Coefficient de frottement entre le gant de l'athlète et le cerceau
μ_r	Coefficient de frottement dépendant du revêtement et de la pression des pneus (coefficient de résistance au roulement)
μ_s	Coefficient de frottement statique entre le pneu de la roue arrière et le sol
n	Ordre du filtre
N_A	Force normale sous la roue avant (N)
n_{cycle}	Nombre de cycles (poussée)
n_e	Nombre d'échantillons
N_R	Force normale sous la roue arrière (N)
NR	Fauteuil roulant suivant les années 1993 (« New racing wheelchair »)
OR	Fauteuil roulant datant d'avant les années 1993 (« Old racing wheelchair »)
P	Piste extérieure
P	Puissance produite par l'athlète (W)
P_A	Perte en puissance associée à la force aérodynamique (W)
P_R	Perte en puissance associée à la force de frottement du pneu au sol (W)
P_P	Somme des pertes aérodynamiques et de frottement (W)
PA	Étendue de la poussée (« push angle ») (°)
PBT	Technique de poussée para-revers (« Para-backhand »)
PT	Durée de la période de contact (« push time ») (s)
θ_1	Angle entre l'horizontal et le bras de l'athlète dans le plan sagittal (rad)
θ_2	Angle entre l'horizontal et l'avant-bras de l'athlète dans le plan sagittal (rad)
θ_m	Angle entre l'horizontal et le gant de l'athlète sur le cerceau dans le plan sagittal (rad)
θ_{ms}	Angle entre le membre supérieur et le sol alors que le tronc de l'athlète est placé sur ses genoux et que son membre supérieur passe par l'axe, dans le plan sagittal (°)
θ_R	Angle formé par l'axe des y et l'axe de la roue arrière (rad)
θ_{ts}	Angle entre le tronc et le sol dans le plan sagittal, alors que le tronc repose sur les genoux de l'athlète (°)
RA	Angle au moment de la phase de relâchement (« release angle ») (°)
RES	Résolution de l'encodeur
RT	Durée de la période de recouvrement (« recovery time ») (s)
r_1	Rayon du bras (m)
r_2	Rayon de l'avant-bras (m)
r'	Distance perpendiculaire entre le centre de masse et l'axe de rotation dans le plan transverse (m)
r'_2	Distance perpendiculaire entre le centre de masse et l'axe de rotation dans le plan transverse en y incluant le déplacement du centre de masse (m)
r_c	Rayon du cerceau du fauteuil (m)
r_R	Rayon de la roue arrière du fauteuil (m)
r_r	Rayon du rouleau de l'ergomètre (m)
ρ	Densité de l'air ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)
ρ_p	Rayon de courbure d'une piste d'athlétisme (m)

SA	Angle au moment de la phase de contact (« start angle ») (°)
T	Énergie cinétique du membre supérieur de l'athlète (J)
T_1	Énergie cinétique du bras de l'athlète (J)
T_2	Énergie cinétique de l'avant-bras de l'athlète (J)
TA	Angle entre le tronc et la verticale, dans le plan sagittal (°)
TEM	Test d'effort maximal
TF	Type de fauteuil
TR	Étendue du mouvement du tronc (°)
T_{SA}	Énergie cinétique du membre supérieur au moment du contact (J)
T_{RA}	Énergie cinétique du membre supérieur au moment du relâchement (J)
t	Temps (s)
t_c	Temps de contraction du muscle (s)
t_f	Temps de course (s)
t_r	Temps de relaxation du muscle (s)
t_{RA}	Temps au moment du relâchement du gant sur le cerceau (s)
t_{SA}	Temps au moment du contact du gant sur le cerceau (s)
τ	Constante de temps associée à l'accélération (s)
τ_c	Couple produit par l'athlète sur le cerceau (N·m)
τ_f	Couple total dû au frottement (N·m)
τ_R	Couple dû au frottement associé à la roue arrière (N·m)
τ_r	Couple dû au frottement associé au rouleau (N·m)
V_g	Énergie potentielle gravitationnelle du membre supérieur de l'athlète (J)
V_{g_1}	Énergie potentielle gravitationnelle du bras de l'athlète (J)
V_{g_2}	Énergie potentielle gravitationnelle de l'avant-bras de l'athlète (J)
$V_{g_{RA}}$	Énergie potentielle gravitationnelle du membre supérieur au moment du relâchement (J)
$V_{g_{SA}}$	Énergie potentielle gravitationnelle du membre supérieur au moment du contact (J)
v	Vitesse de déplacement du fauteuil ($m \cdot s^{-1}$)
v_c	Vitesse tangentielle du cerceau ($m \cdot s^{-1}$)
v_{crit}	Vitesse critique de renversement dans les virages ($m \cdot s^{-1}$)
v_{cst}	Vitesse constante ($m \cdot s^{-1}$)
v_{max}	Vitesse maximale virtuelle que peut atteindre un athlète sur l'ergomètre ($m \cdot s^{-1}$)
v_{max_e}	Vitesse maximale estimée d'un athlète sur une piste extérieure ($m \cdot s^{-1}$)
v_{moy}	Vitesse moyenne virtuelle que peut atteindre un athlète sur l'ergomètre ($m \cdot s^{-1}$)
v_t	Vitesse tangentielle de la main ($m \cdot s^{-1}$)
\bar{v}_2	Vitesse du centre de masse de l'avant-bras de l'athlète ($m \cdot s^{-1}$)
W	Travail produit par l'athlète (J)
$W_{1re\ cycle}$	Travail total produit par l'athlète à l'intérieur du premier cycle de poussée (J)
W_{ath}	Travail produit par l'athlète pour un moment donné (J)
W_{neg}	Travail négatif produit par l'athlète (J)
W_{tot}	Travail total produit par l'athlète sur un temps donné (J)
ω	Vitesse angulaire de la roue arrière ($rad \cdot s^{-1}$)
ω_1	Vitesse angulaire du bras de l'athlète ($rad \cdot s^{-1}$)
ω_2	Vitesse angulaire de l'avant-bras de l'athlète ($rad \cdot s^{-1}$)
ω_R	Vitesse angulaire de la roue arrière ($rad \cdot s^{-1}$)
ω_r	Vitesse angulaire du rouleau ($rad \cdot s^{-1}$)
x	Position du fauteuil (m)
x_{com}	Position du centre de masse du système athlète-fauteuil par rapport à l'axe de la roue

	arrière du fauteuil en x (m)
x_m	Position de la main de l'athlète par rapport à l'axe de la roue arrière du fauteuil en x (m)
x_{pulse}	Position de l'encodeur (pulse)
\bar{x}_2	Position du centre de masse en x de l'avant-bras de l'athlète par rapport à l'axe de la roue arrière du fauteuil (m)
y_{axe}	Position en y de l'axe de la roue arrière dans le plan sagittal (m)
y_{com}	Position du centre de masse du système athlète-fauteuil par rapport à l'axe de la roue arrière du fauteuil en y (m)
y_{com_A}	Position du centre de masse de la roue avant en y par rapport à l'axe de la roue arrière (m)
$y_{com_{ath}}$	Position du centre de masse de l'athlète en y par rapport à l'axe de la roue arrière (m)
$y_{com_{fau}}$	Position du centre de masse du fauteuil en y par rapport à l'axe de la roue arrière (m)
y_{ep}	Position de l'épaule de l'athlète en y par rapport à l'axe de la roue arrière (m)
y_m	Position de la main de l'athlète par rapport à l'axe de la roue arrière du fauteuil en y (m)
y_{ti}	Position des tubérosités ischiatiques de l'athlète en y par rapport à l'axe de la roue arrière (m)
\bar{y}_2	Position du centre de masse en y de l'avant-bras de l'athlète par rapport à l'axe de la roue arrière du fauteuil (m)
z_{axe}	Position en z de l'axe de la roue arrière dans le plan sagittal (m)
z_{com}	Position du centre de masse du système athlète-fauteuil par rapport à l'axe de la roue arrière du fauteuil en z (m)
z_{com_A}	Position du centre de masse de l'athlète par rapport à l'axe de la roue arrière du fauteuil en z (m)
$z_{com_{ath}}$	Position du centre de masse de l'athlète en z par rapport à l'axe de la roue arrière (m)
$z_{com_{fau}}$	Position du centre de masse du fauteuil par rapport à l'axe de la roue arrière du fauteuil en z (m)
z_{ep}	Position de l'épaule de l'athlète en z par rapport à l'axe de la roue arrière (m)
z_{ti}	Position des tubérosités ischiatiques en z par rapport à l'axe de la roue arrière (m)
\angle_a	Angulation de l'assise du fauteuil par rapport à l'horizontal, dans le plan sagittal (°)
\angle_{R_r}	Angulation des roues arrière par rapport à la verticale dans le plan frontal (°)

1 Introduction

L'origine de l'athlétisme en fauteuil roulant remonte à 1948, alors que Sir Ludwig Guttmann organisa pour la première fois une compétition impliquant des vétérans de la Deuxième Guerre Mondiale avec des lésions à la moelle épinière de l'hôpital de réhabilitation de Stoke Mandeville, au Royaume-Uni. Les premiers Jeux paralympiques, ouverts à tous les types d'athlètes et non seulement aux vétérans, eurent lieu à Rome, en 1960; 400 athlètes en fauteuil roulant de 23 pays différents y participèrent (Figure 1.1). Les Jeux paralympiques de 1988 à Séoul furent les premiers à être tenus après les Jeux Olympiques, dans la même ville et utilisant les mêmes installations que ces derniers [1; 2].



Figure 1.1 Course en fauteuil roulant lors des 21^e Jeux internationaux de Stoke Mandeville, maintenant reconnus comme étant les 4^e Jeux paralympiques (1972) [3].

Tout comme pour l'athlétisme, l'athlétisme en fauteuil roulant respecte les règles de l'*International Association of Athletics Federations* (IAAF) ainsi que de l'*International*

Wheelchair and Amputee Sports Federation (IWAS) quant aux règlements spécifiques aux disciplines paralympiques. Le classement des athlètes participants aux épreuves s’effectue en fonction de leur niveau d’handicap, tel que mentionné dans les normes de l’*International Paralympic Committee (IPC)* [4]. Les athlètes en fauteuil roulant participant aux épreuves de route et piste sont classés de T51 à T54¹, les athlètes T54 étant moins lésés (paraplégiques et amputés) que les T51 (quadruplégiques), et performant mieux en temps sur une même distance.

On compte quatre épreuves de route et piste auxquelles les athlètes paralympiques classifiés T51 à T54 peuvent participer (100 à 800 m) tandis que les disciplines de plus de 1500 m ne sont ouvertes qu’aux classes T53 et T54. Les athlètes T53 possèdent moins de fonctions musculaires au niveau du tronc, ce qui engendre des départs moins rapides et donc des temps de courses plus élevés aux épreuves de sprint (100 à 400 m) et de demi-fond (800 à 1 500 m). Cette différence s’estompe avec l’augmentation de la distance à parcourir [5], permettant à ces derniers de concourir avec les T54 pour les épreuves de fonds (5 000 et 10 000 m) ainsi que pour les marathons. Les temps de courses pour chacune des épreuves varient en fonction du sexe (Tableau 1.1) et du niveau d’handicap.

Tableau 1.1 Records du monde pour les différentes disciplines auxquelles participent les athlètes masculins (M) et féminins (F) classés T54 [6].

Type d'épreuve	Distance	Temps (M)	Temps (F)
Sprint (épreuve de piste, sans rabatement ²)	100 m	00:13.63	00:15.82
	200 m	00:24.18	00:27.52
	400 m	00:45.07	00:51.91
Demi-fond (épreuve de piste avec rabatement)	800 m	01:31.12	01:45.19
	1 500 m	02:54.51	03:21.22
Fond (épreuve de piste et de route avec rabatement)	5 000 m	09:53.05	11:16.96
	10 000 m	19:50.64	24:21.64
Marathon (Épreuve de route avec rabatement)	42 km	1:20:14.0	1:38:32.0

¹ Le « T » signifie *Track* (piste) et le chiffre indique le niveau de la lésion

² Le rabatement signifie que les athlètes peuvent se placer en peloton (pour les épreuves de pistes de 800 m et plus, après les premiers 100 m).

En 2009, Athlétisme Canada et le groupe PERSEUS ont mis sur pied un projet de recherche et de développement visant à optimiser les performances sportives d'athlètes canadiens en fauteuil roulant d'athlétisme afin de les faire grimper sur la première marche du podium. Trois athlètes résidant à Sherbrooke ont activement participé à la réalisation de ce projet. Le Tableau 1.2 démontre qu'une amélioration d'environ 4% permettrait au trois athlètes d'atteindre la première marche du podium, selon les résultats obtenus à la saison 2010-2011³. L'objectif de ce projet de doctorat était par conséquent de maximiser les performances de ces athlètes en vue d'atteindre la première marche du podium.

Tableau 1.2 Caractéristiques des athlètes et écarts entre la première position et celle obtenue par les trois athlètes sherbrookoïses masculins (M) et féminins (F), en moyenne, pour la saison 2010-2011.

	Athlète 1	Athlète 2	Athlète 3
Sexe	Masculin	Masculin	Féminin
Classification	T54	T54	T54
Type d'athlète	Sprinter	Endurance	Endurance
Amélioration minimale	2,14% (200 m)	2,31% (800 m)	0,66% (800 m)
Amélioration maximale	5,74% (400 m)	5,30% (5 km)	3,37% (10 km)
Amélioration moyenne³	3,95%	3,83%	1,27%

Bien que la course en fauteuil roulant d'athlétisme soit encore un jeune sport, plusieurs travaux relatifs à l'analyse de la performance des athlètes ont été réalisés; ceux-ci sont présentés au chapitre 2. Néanmoins, les études relatées ne donnent que peu de données sur la réalité actuelle de la course en fauteuil roulant et par conséquent, le chapitre 3 vise à bonifier les données de l'état de l'art à partir d'une analyse de données expérimentales effectuées en laboratoire. Il est alors possible de clarifier l'objectif principal de recherche de la présente thèse qui est globalement d'améliorer les performances des athlètes paralympiques en fauteuil roulant d'athlétisme (chapitre 4). On pose ainsi l'hypothèse qu'il existerait une configuration optimale de l'athlète dans son fauteuil roulant d'athlétisme lui permettant de diminuer son temps de course.

³ L'amélioration moyenne chez un athlète a été obtenue en calculant, pour chacune des courses, la différence entre le meilleur temps et celui de l'athlète, divisé par celui du meilleur temps. La moyenne est ensuite effectuée pour toutes les courses, selon un des quatre types d'épreuves (sprint, demi-fond, fond ou marathon), et affiché dans le tableau ci-haut.

Pour étudier cette hypothèse, le chapitre 5 liste et quantifie les opportunités pouvant augmenter la performance des athlètes, pour ensuite énoncer les limitations que pourraient encourir ces avenues d'amélioration lors de l'implémentation de ces dernières auprès des athlètes. Les deux chapitres suivants démontrent qu'il est possible d'optimiser la configuration des athlètes de manière expérimentale (chapitre 6) afin d'augmenter la vitesse maximale atteinte lors d'un essai sur ergomètre et de manière théorique (chapitre 7), afin d'augmenter l'énergie transmise au fauteuil à l'intérieure d'une seule poussée. Finalement, le chapitre 8 discute des résultats obtenus et la thèse se conclue au chapitre 9.

2 Revue de littérature

Ce chapitre a pour objectif d'analyser les études effectuées sur la course en fauteuil roulant d'athlétisme en général, et sur l'amélioration de la performance des athlètes en particulier, autre que par des méthodes d'entraînement. Cette revue de littérature porte principalement sur les fauteuils roulants d'athlétisme, mais elle peut inclure à des moments opportuns de l'information sur d'autres types de sports en fauteuil, sur les fauteuils roulants de tous les jours ou même faire l'analogie avec d'autres sports tels que le cyclisme et la course à pied.

2.1 Interprétation de la littérature

La comparaison de la littérature sur la course en fauteuil roulant doit se faire avec prudence. Outre le fait que la condition physique des athlètes paralympiques s'est améliorée depuis les années 40 et que les méthodes d'entraînements ont grandement progressé au cours des dernières décennies, la performance des athlètes a été fortement influencée par l'amélioration de la conception même du fauteuil roulant et de l'interface athlète-fauteuil. Depuis l'introduction aux Jeux Olympiques de 1984 des disciplines du 1 500 m hommes et du 800 m femmes en démonstration, les performances des athlètes n'ont cessé d'augmenter. À titre indicatif, le Tableau 2.1 démontre l'évolution de 1984 à 2000 du temps de course pour un 800 m d'un athlète détenteur, en 2000, du record de monde pour cette discipline [7].

Au début des années 90, la performance des athlètes avait atteint une limite; la résistance aérodynamique occasionnée par le positionnement des athlètes dans leur fauteuil roulant d'athlétisme (Figure 2.1-A) était telle qu'environ 80% de l'effort à $8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ servait à combattre les pertes aérodynamiques [7]. Cette limitation a engendré une modification de la position de l'athlète dans son fauteuil vers 1993 : le tronc de l'athlète se retrouve maintenant plus incliné

vers l'avant et ses jambes sont soit encore placées à la verticale, soit repliées sous ses cuisses (Figure 2.1-B ou voir Chow et Chae [8]).

Tableau 2.1 Évolution du temps de course d'un 800 m pour un même athlète lors des Jeux Paralympiques de 1984 à 2000.

L'athlète était détenteur, en 2000, du record du monde pour cette discipline et a toujours terminé dans le top-3 lors de ces compétitions [7].

Année	Endroit	Temps	Diminution p/r à 1984
1984	Los Angeles	2'26"88	-
1988	Séoul	2'00"93	17,7%
1992	Barcelone	1'44"83	28,6%
1996	Atlanta	1'41"76	30,7%
2000	Sydney	1'38"02	33,3%

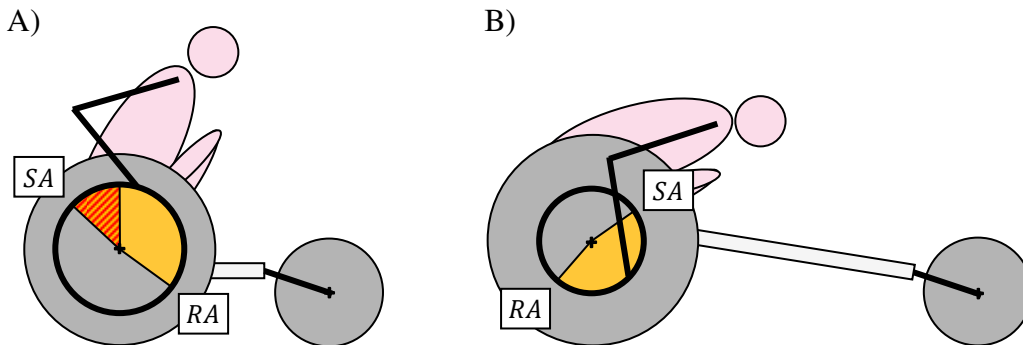


Figure 2.1 Configuration de l'athlète dans son fauteuil d'athlétisme.

A) Avant 1993 [9] où le cycle de poussée débute par une phase de tirée (section hachurée) et se poursuit par une phase de poussée (section unie) et B), après 1993 [10], où le cycle n'est constitué que d'une phase de poussée.

SA (« start angle ») est l'angle de poussée au contact relativement à la verticale, tandis que RA (« release angle ») est l'angle au relâchement.

Le changement de position de l'athlète s'est aussi vu reflété dans la conception du fauteuil roulant lui-même; il est devenu beaucoup plus long que son prédécesseur (voir Figure 2.1), assurant davantage de stabilité dans les virages et déplaçant le centre de masse vers l'avant. Le diamètre des roues ainsi que l'angulation des roues dans le plan frontal ont augmenté, tandis que le diamètre des cerceaux a diminué. Le Tableau 2.2 compare à titre informatif différents paramètres dimensionnels du fauteuil avant et après 1993 [11].

Il est important de noter qu'aucune étude récente consultée ne spécifie le positionnement des jambes de l'athlète dans son fauteuil, qu'elles soient verticales ou repliées. L'interprétation des

résultats doit être faite en conséquence puisque la position des jambes pourrait influencer les résultats de vitesses maximales atteintes ou de temps de course. De même, le niveau de force produite par l'athlète pourrait être affecté puisque la position des jambes modifie la position du haut du corps ainsi que l'aire frontale, dans le cas d'études sur une piste extérieure.

Tableau 2.2 Paramètres dimensionnels approximatifs des fauteuils d'athlétisme en fonction des années.

Paramètres dimensionnels	Avant 1993	Après 1993	% de variation
Rayon des roues arrière (r_R)	55,9 cm	66,7 cm	↑ 19,3%
Rayon du cerceau (r_C)	30,5 cm	38,1 cm	↑ 24,9%
Ratio r_C/r_R	0,55	0,57	~ équivalent
Longueur du fauteuil (L_f)	70 à 100 cm	110 et 140 cm	↑ 40 à 57%
Angulation des roues (\angle_{R_r})	8°	13°	↑ 62,5%
Inclinaison de l'assise (\angle_a)	12,5° vers l'arrière	0°	↓ 100%
Vitesse maximale (v_{max})	6 m·s ⁻¹	10,3 m·s ⁻¹	↑ 71,6%

Ces changements de position et de paramètres dimensionnels du fauteuil ont aussi entraîné une différence dans la technique de poussée. En effet, la position assise droite des athlètes avant 1993 leur imposait une technique de poussée que l'on pourrait qualifier de « tire-pousse » (Figure 2.1-A). La première portion de ce cycle de transfert d'énergie était en fait une phase de tirée qui débutait dans le II^e quadrant (*SA*) et qui se terminait au point le plus haut du cerceau, c'est-à-dire à midi. Il s'en suivait une phase de poussée qui se terminait habituellement dans le IV^e quadrant (*RA*). Pendant toute la phase de transmission d'énergie, l'athlète pinçait le cerceau, un peu comme les utilisateurs de fauteuils roulants conventionnels le font. Depuis 1993, les athlètes utilisent plutôt une technique qui consiste en une phase de poussée, débutant généralement dans le I^{er} quadrant et se terminant dans le III^e quadrant (Figure 2.1-B). Le travail est transmis au fauteuil par l'entremise d'un contact avec frottement entre le gant et le cerceau et non par un pincement, ce qui pourrait influencer le profil de la puissance produite. Par conséquent, une comparaison des techniques de poussées ainsi que des temps de course peut difficilement être effectuée entre les données avant et après 1993.

2.1.1 Choix de la vitesse de déplacement du fauteuil à l'étude

La majorité des études publiées concernant la course en fauteuil roulant ne s'intéressent qu'à des vitesses de déplacement du fauteuil sous-maximales [10; 12–15] ne représentant pas la

réalité de la course en fauteuil roulant (actuellement, les athlètes peuvent atteindre $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$); on pourrait donc remettre en question les conclusions de ces études. De plus, puisque la majorité des études cinématiques utilisent des vitesses variant de $0,6$ à $9,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, il serait difficile de comparer les résultats entre études.

2.1.2 Données sur piste extérieure vs ergomètre

Peu d'études se sont intéressées à des données cinématiques obtenues lors de course sur piste extérieure [8; 16; 17] tandis que plusieurs études s'intéressèrent à la simulation de course sur ergomètre [18–20]. Il n'est probablement pas approprié de comparer ces données puisque l'inertie des rouleaux, souvent non mentionnée dans la littérature, ne représente probablement pas les résistances inertielles ressenties par les athlètes lors d'une course sur piste par contre. Il est à noter que certaines études, telle que celle de Kwarciak *et al.* (2011) [21], démontrèrent pour des fauteuils standards (vitesse d'environ $1,09 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) que les paramètres cinétiques, temporels et angulaires de la poussée sont semblables entre les données enregistrées sur la route et sur un ergomètre, à condition que la puissance produite ainsi que la cadence soient identiques pour les deux conditions.

2.1.3 Utilisateurs et non-utilisateurs de fauteuil roulant

Les articles concernant des études effectuées avec la participation de sujets non-utilisateurs de fauteuil roulant sont nombreux. Par conséquent, l'interprétation des résultats doit être faite en considérant le type d'utilisateur et le genre de données présentées; par exemple, on peut probablement comparer l'allure de profils de vitesse pour un même genre d'effort, mais l'amplitude de la vitesse sera différente entre un utilisateur et un non-utilisateur. Veeger *et al.* (1992) [22] démontra par contre qu'il n'y avait aucune différence entre les utilisateurs (T53 et T54) et non-utilisateurs de fauteuils roulants lors d'un test d'effort maximal sur 30 secondes effectué à la même vitesse, tant au niveau de la puissance que du couple produits. Bien que les utilisateurs de fauteuils produisent une force verticale plus grande que les non-utilisateurs, les auteurs démontrèrent que leur efficacité n'était pas supérieure à celle des non-utilisateurs, peut-être parce que ces derniers n'utilisaient pas la même technique de poussée ou utilisaient

des paramètres temporels (ex. : temps de poussée) et angulaires (ex. : étendues de la poussée) différents [22].

2.2 Description du cycle de poussée

Comme le ski de fond, la nage ou la course à pied, l'athlétisme en fauteuil roulant est un sport cyclique composé d'une phase de travail et d'une phase de repos ou de retour. L'athlète transfère sa puissance au fauteuil en poussant sur un cerceau fixé à la roue à l'aide d'un gant mou ou dur et le contact est assuré par le frottement entre les deux surfaces qui les recouvrent. La phase de retour permet, quant à elle, à l'athlète de repositionner la main pour le prochain cycle. Les sections qui suivent détaillent davantage le cycle de poussée.

2.2.1 Périodes et phases du cycle de poussée

Pour déplacer son fauteuil, l'athlète doit enchaîner plusieurs cycles de poussée pendant lesquels il transmet la puissance au fauteuil. Chacune des dents du profil de vitesse présenté à la Figure 2.2 représente un de ces cycles de poussée et est composé d'une période de contact (pente montante) et d'une période de recouvrement (pente descendante).

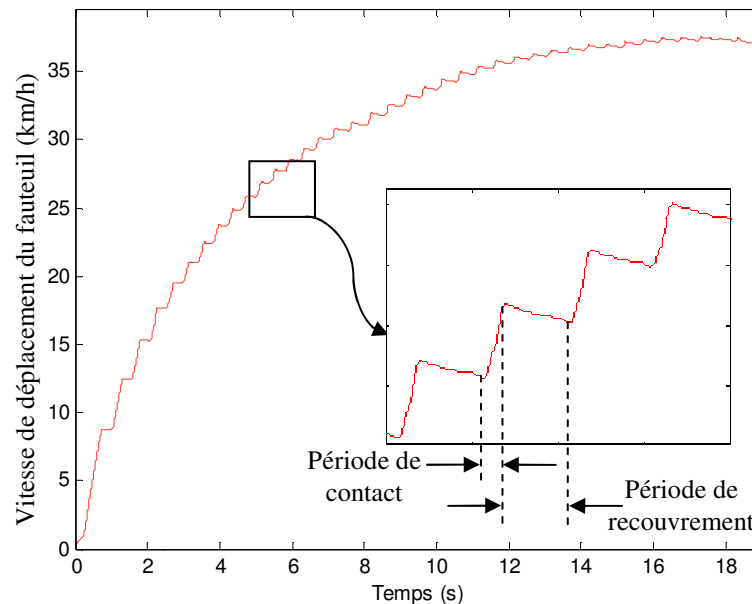


Figure 2.2 Profil de vitesse de déplacement d'un fauteuil roulant en fonction du temps.

Courbe filtrée à 20 Hz obtenue lors d'un test d'accélération maximale sur ergomètre sans résistance avec un athlète masculin élite T54.

C'est pendant la période de contact que l'athlète effectue un travail sur le cerceau pour accélérer ou maintenir la vitesse de déplacement du fauteuil, tandis que c'est pendant la période de recouvrement qu'il repositionne sa main pour la prochaine période de contact. C'est aussi pendant cette période que le fauteuil décélère à cause des pertes internes et externes au système athlète-fauteuil. Ces pertes sont principalement aérodynamiques et de résistance au roulement (déformation du pneu au sol, frottement dans le moyeu, roulements à billes, etc).

Selon les auteurs, les périodes de contact et de recouvrement peuvent être divisées de diverses façons [23–25]. Pour le présent projet, le cycle de poussée a été divisé en cinq phases distinctes (Figure 2.3 et Figure 2.4). La période de contact débute par une phase de prise de contact (I) entre la main et le cerceau et s'en suit une phase de poussée (II). Pendant ces phases, des forces radiales, axiales et tangentielles sont exercées par l'athlète sur le cerceau. Ce sont les forces tangentielles qui produisent le travail nécessaire pour déplacer le fauteuil tandis que les forces axiales et radiales assurent la force de frottement nécessaire pour éviter le glissement entre le gant et le cerceau. Higgs (1993) [25] ajoute, suite à la phase de poussée (II), une « phase de production de puissance rotationnelle » (III) pendant laquelle une force tangentielle serait créée par la rotation de la main juste avant qu'elle ne se désengage du cerceau. Jusqu'à présent, aucune étude ne mentionne la contribution que pourrait avoir cette phase sur le travail total effectué sur le cerceau par l'athlète et ce, bien que l'auteur affirme qu'elle soit considérable.

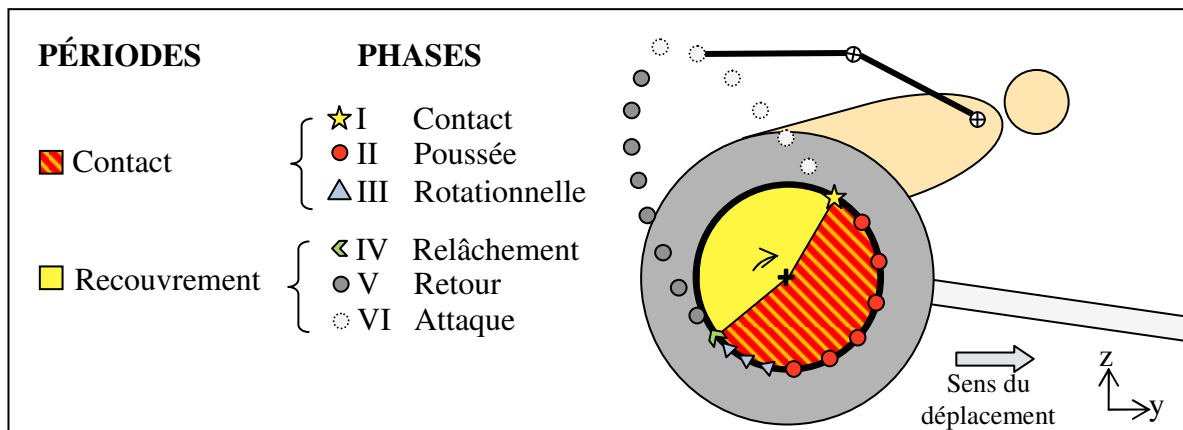


Figure 2.3 Périodes et phases du cycle de poussée, dans le plan sagittal.

La période de recouvrement quant à elle est composée d'une phase de relâchement du contact entre la main et le cerceau (IV), puis d'une phase de retour (V) (phase ascendante) pendant laquelle l'athlète se repose et repositionne sa main pour effectuer la phase finale, soit la phase d'attaque (VI) (phase descendante).

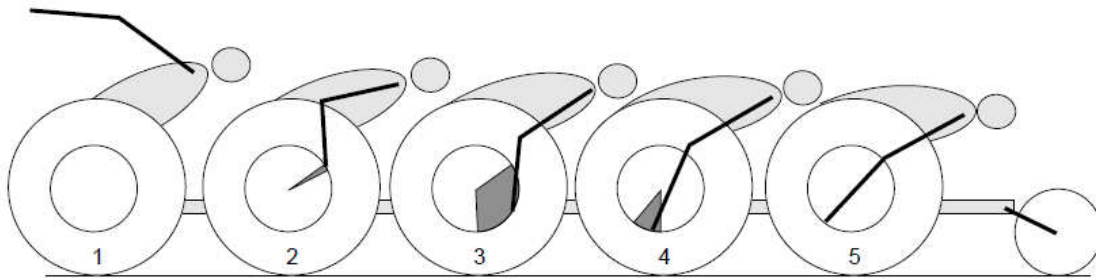


Figure 2.4 Périodes et phases du cycle de poussée, dans le plan sagittal.

Phases d'attaque (de 1 à 2), de contact (2), de poussée (3), de production de puissance rotationnelle (4), de relâchement (5) et de retour (de 5 à 1). Image tirée de Vanlandewijck [7].

2.2.2 Activité musculaire pendant le cycle de poussée

Les auteurs s'entendent pour dire que les principaux muscles utilisés dans le cycle de poussée par les athlètes en fauteuil roulant sont les biceps et les triceps, les fléchisseurs et extenseurs radial du carpe, le deltoïde antérieur et le grand pectoral, ainsi que le deltoïde postérieur et le trapèze supérieur [18; 23; 26]. Le triceps serait maximale activé à la fin de la phase de retour et pendant la phase de poussée [18] puisqu'il participe à l'extension du coude. Le biceps quant à lui serait actif pendant la phase d'attaque [18] puisqu'il est impliqué dans la flexion du coude et de l'épaule. Ces deux muscles sont toujours co-activés, sauf pendant la phase de la poussée [18], où seul le triceps participe à la production de travail.

Le deltoïde postérieur ainsi que le trapèze supérieur seraient tous deux actifs pendant la phase de retour [18] puisqu'ils participent à l'abduction et l'extension de l'épaule. L'activation du deltoïde postérieur a aussi été remarquée pendant la dernière partie de la phase de poussée, puisqu'il serait probablement un stabilisateur de la rotation externe du bras et un extenseur du bras [14; 27]. Le deltoïde antérieur ainsi que le grand pectoral atteindraient leur activité maximale pendant la phase d'attaque, probablement pour accélérer le membre supérieur [18].

Le grand pectoral serait aussi un muscle stabilisateur de la rotation interne du bras qui pourrait survenir à la fin de la phase de poussée et pendant toute la phase de recouvrement [26].

L'activation des biceps, du deltoïde antérieur et du grand pectoral enregistrée par l'étude de Chow *et al.* (2001) [18] ne correspond pas aux résultats des études de Mâsse *et al.* (1992) [26]. Ceci est probablement dû au fait que le positionnement des athlètes entre les années 90 et les années 2000 a grandement changé ; les athlètes peuvent maintenant replier les jambes sous les cuisses, ce qui leur permet d'incliner davantage leur tronc vers l'avant. Cette position permettrait, selon Smith *et al.* (1996) [28], de changer l'activation des muscles de la région des épaules. En effet, un changement de la position du membre supérieur relativement au tronc change la fonction des muscles de la région de l'épaule.

L'extenseur ulnaire du carpe serait sollicité pendant la phase de la poussée, au moment de la phase de puissance rotationnelle, et jusqu'au début de la phase de retour [18], afin de transmettre la force au cerceau et d'empêcher le poignet de « casser ». L'extenseur radial du carpe serait, quant à lui, actif à la fin de la phase de retour et au début de la phase d'attaque [18], préparant la main au contact avec le cerceau. Les extenseurs ulnaire et radial du carpe sont co-contractés pour toutes les phases et l'activation de ces muscles diminue avec l'augmentation de la résistance [18]. L'étude de Chow *et al.* (2001) [18] suppose que le rôle du poignet passe alors de propulsion à stabilisation avec l'augmentation de la résistance. L'activité musculaire modérée de ces deux extenseurs du carpe pendant la période de recouvrement suppose que l'extension du poignet est nécessaire pour la préparation du contact entre la main et le cerceau.

Aucun article, à notre connaissance, n'a étudié l'activation musculaire du tronc pendant les différentes phases du cycle de poussée. Pourtant, le tronc semble contribuer grandement à la production d'énergie nécessaire pour déplacer le fauteuil et ce, principalement chez les athlètes classifiés T54. En effet, une plus grande flexion au cou et au tronc après la phase de recouvrement ont été observés chez les athlètes de ce groupe [17]. Selon Ridgway *et al.* (1988) [17], une plus grande étendue de mouvement des membres supérieurs et du tronc permettrait à ces athlètes de mieux performer. Les auteurs ne spécifient pas pourquoi, mais on

pourrait penser que les athlètes moins lésés peuvent incliner davantage leur tronc et ainsi favoriser soit un meilleur recrutement musculaire [28], soit une portée sur le cerceau plus grande, permettant ainsi à l'athlète de pousser sur une plus grande étendue du cerceau.

Finalement, il est important de noter que les résultats d'électromyographie enregistrée dans ces études dépendent du positionnement de l'athlète dans son fauteuil, ce qui rend l'interprétation des résultats peu évidente.

2.2.3 Technique de poussée

Les athlètes des classes T53 et T54 utilisent actuellement deux principales techniques de poussée, soit la technique dite conventionnelle (CVT) ou la technique « para-backhand » (PBT) ; aucune documentation sur les techniques de poussée des athlètes T51 et T52 n'a été répertoriée. La CVT est utilisée par les athlètes utilisant des gants mous (Figure 2.5-A) et la PBT, par les athlètes utilisant des gants durs (Figure 2.5-B).

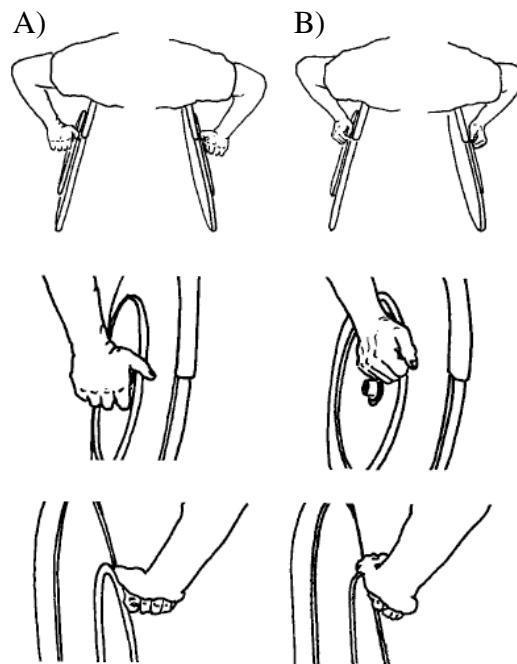


Figure 2.5 Techniques de poussée A) conventionnelle (CVT) et B), « para-backhand » (PBT).
Les gants ne sont pas présentés pour faciliter la visualisation. Tiré de Chow, J.W. et al. (2001) [23].

L'étude de Chow *et al.* (2001) [23] s'intéressa à la cinématique des membres supérieurs d'athlètes utilisant ces deux types de poussée et ils ne notèrent aucune différence statistique entre la vitesse de déplacement du fauteuil, la durée du cycle de poussée ou la fréquence de poussée. Ils constatèrent néanmoins que la durée de la période de contact était plus courte et la période de recouvrement plus longue lorsque que les athlètes utilisaient la technique CVT. Ce faisant, la PBT offrirait une plus grande étendue de poussée puisque la durée du contact entre le gant et le cerceau était supérieure [23; 29]. On doit toutefois faire attention à l'interprétation de ces résultats puisque les auteurs ne spécifient pas si tous les paramètres, tels que le positionnement de l'athlète dans son fauteuil, son niveau d'handicap ou son expérience pour n'en nommer que quelques-uns, étaient identiques d'un sujet à l'autre.

Les auteurs ont aussi noté que la localisation des segments du membre supérieur variait en fonction de la phase, selon la technique utilisée, le coude étant situé à l'extérieur pour la PBT plutôt que près du corps comme pour la CVT [23]. Ceci pourrait être expliqué par le fait que les athlètes utilisant la PBT doivent pousser davantage vers l'intérieur pour assurer le contact avec le cerceau (gants durs). Les auteurs [23] ne notèrent toutefois aucune différence dans l'activation des muscles du tronc et du membre supérieur qui pourrait confirmer cette affirmation. La CVT semble être une technique qui favorise une poussée plutôt compacte (i.e. faible étendue du mouvement de la main et du coude), tandis que la PBT semble offrir généralement de plus grands mouvements et vitesses de déplacement du membre supérieur (quoique non statistiquement significatif) que celles enregistrées lors de l'utilisation de la CVT [23] (aussi soutenu par Chow *et al.* (1999) [29]).

Pour les deux techniques, Chow *et al.* (2001) [23] notèrent que l'angle au moment du contact (*SA*, cf. Figure 2.3) était sensiblement le même, soit environ $30,3 \pm 11,5^\circ$ pour la CVT et $38,6 \pm 11,5^\circ$ pour la PBT, tandis que l'angle au moment du relâchement (*RA*, cf. Figure 2.3) était de $170 \pm 24,3^\circ$ pour la CVT et de $200,5 \pm 8,7^\circ$ pour la PBT, donnant ainsi à la PBT une étendue de poussée supérieure d'environ 30° . Dans les deux cas, les athlètes avaient un angle au coude au relâchement de 109° , ce qui laisse croire qu'ils avaient tous la même portée sur le cerceau et que la différence entre les deux valeurs d'étendues n'était pas due à une limitation géométrique.

Puisque Chow *et al.* (2001) [23] ne notèrent aucune différence entre les deux techniques au niveau de la vitesse de déplacement du fauteuil et de la durée du cycle de poussée, ils affirment que le travail effectué par l'athlète par cycle sur le fauteuil devrait être le même. Par conséquent, les différences notées entre les deux techniques de poussée au niveau de la durée de la période de contact et de l'étendue de la poussée indiquent que la puissance demandée à l'athlète était plus faible lors de l'utilisation de la PBT. À la lumière de cette étude, les auteurs suggèrent que les athlètes d'endurance ou moins explosifs devraient utiliser la technique PBT (gants durs) puisque la plus grande étendue de poussée, la durée de la phase de poussée plus longue ainsi que la moins grande demande en puissance devraient leur permettre de transférer au fauteuil davantage d'énergie que s'ils utilisaient la CVT (gants mous).

Finalement, l'étude de Copper (1990) [15] démontra que des sujets moins expérimentés ou possédant une moins bonne technique de poussée pourraient décélérer le cerceau au moment du contact entre le gant et le cerceau soit en agrippant le cerceau (pour les utilisateurs de la CVT), soit en ayant une vitesse de déplacement de la main au moment du contact inférieure à celle du cerceau. Une décélération pourrait ainsi créer un travail négatif sur le cerceau et s'ajouter aux pertes dues à l'aérodynamisme ainsi qu'à la résistance au roulement.

2.3 Caractéristiques temporelles et angulaires de la poussée

Les études portant sur la course en fauteuil roulant ont démontré que l'augmentation de la vitesse de déplacement du fauteuil était associée à une augmentation de la fréquence de poussée, à une réduction de la durée des périodes de contact et de recouvrement ainsi qu'à un maintien de l'étendue de la poussée [10; 13; 16; 17; 30–32]. Ces tendances surviennent peu importe les résistances choisies lors des expérimentations, du type de test demandé ou du genre de fauteuil choisi pour l'étude (fauteuil standard, d'athlétisme, de basketball, ...). Avant de poursuivre plus loin dans l'analyse des paramètres temporels et angulaires du cycle de poussée, il est primordial de définir les termes qui seront utilisés. Le Tableau 2.3 et le Tableau 2.4 ainsi que la Figure 2.6 expliquent en détail chacun des paramètres.

2.Revue de littérature

Tableau 2.3 Définition des paramètres temporels du cycle de poussée.

Abr. : Abréviation.

Paramètre temporel	Abr.	Définition
Fréquence de poussée (Hz)	f_p	Nombre de poussées par minute
Durée de la période de contact (« push time ») (s)	PT	Différence de temps entre le moment du contact et du relâchement
Durée de la période de recouvrement (« recovery time ») (s)	RT	Différence de temps entre le moment du relâchement et du contact
Durée du cycle de poussée (« cycle time ») (s)	CT	$= PT + RT$

Tableau 2.4 Définition des paramètres angulaires du cycle de poussée.

Abr. : Abréviation.

Paramètre angulaire	Abr.	Définition
Angle au moment de la phase de contact (« start angle ») (°)	SA	Angle entre une verticale passant par l'axe et la main au contact
Angle au moment de la phase de relâchement (« release angle ») (°)	RA	Angle entre une verticale passant par l'axe et la main au relâchement
Étendue de la poussée (« push angle ») (°)	PA	$= RA - SA$

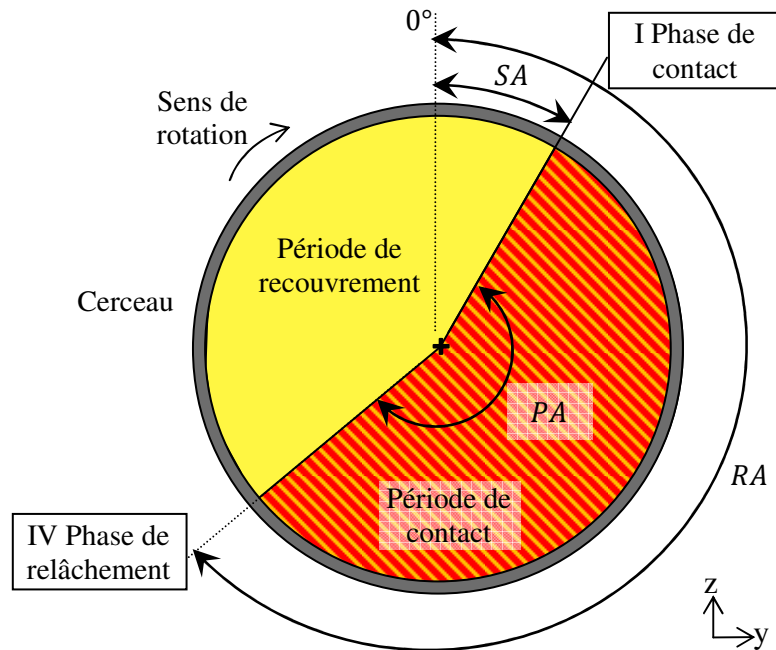


Figure 2.6 Paramètres angulaires représentant la position de la main sur le cerceau.

Les angles sont tous mesurés dans le sens horaire en partant de la droite verticale positionnée à midi.

2.3.1 Fréquence de poussée

La majorité des études répertoriées [32–35] suggèrent que la fréquence de poussée augmenterait avec l’augmentation de la vitesse. La fréquence de poussée des athlètes varierait aussi en fonction du handicap, de par le positionnement de l’athlète dans son fauteuil et parce que les athlètes plus sévèrement lésés n’atteignent pas des vitesses aussi élevées que les athlètes moins lésés [17; 19], et en fonction de la discipline à laquelle ils participent [15]. Le choix de la technique de poussée quant à elle n’influencerait pas la fréquence [18]. Le Tableau 2.5 donne un aperçu des fréquences de poussée mesurées par plusieurs auteurs pour diverses conditions de tests.

Tableau 2.5 Fréquence de poussée moyenne (f_p) pour diverses disciplines et conditions de tests.

v_{max} : vitesse maximale du sujet. v_{moy} : vitesse moyenne pendant le test. TF = type de fauteuil, OR : fauteuil d’athlétisme avant 1993 et NR : après 1993. I : Instrumentation, E : ergomètre et P : piste extérieure. H : homme. F : femme. n_e : nombre d’échantillons.

Conditions de test	TF	I	Sujets	v_{moy} ($m \cdot s^{-1}$)	f_p (Hz)	Réf.
Athlètes quadraplégiques	OR	E	Élite H T51-T52 $n_e=4$	4,26	1,8	[19]
Athlètes paraplégiques			Élite H T53-T54 $n_e=7$ et F T53-T54 $n_e=1$	5,5	2,27	
Athlète T51-T52 100 m après le départ d’un 800 m	OR	P	Élite H T51 $n_e=11$ et H T52 $n_e=3$	3,37	1,22	[17]
Athlète T54 100 m après le départ d’un 800 m			Élite H T54 $n_e=10$	5,75	1,72	
Athlète T53 100 m après le départ d’un 800 m			Élite H T53 $n_e=7$	6,14	1,77	
5 s à 30% v_{max} ($9,21 m \cdot s^{-1}$)	NR	E	Élite H T53-T54 $n_e=10$	2,76	0,92	[10]
5 s à 50% v_{max} ($9,21 m \cdot s^{-1}$)				4,61	1,22	
5 s à 70% v_{max} ($9,21 m \cdot s^{-1}$)				6,45	1,46	
5 s à 90% v_{max} ($9,21 m \cdot s^{-1}$)				8,29	1,69	
Technique de poussée conventionnelle (CVT)	NR	E	Élite H T53-T54 $n_e=8$	9,2	1,86	[18]
Technique de poussée para-backhand (PBT)			Élite H T53-T54 $n_e=6$ et F T54 $n_e=1$	9,6	1,86	
10 premiers mètres d’un 100 m	NR	P	Élite H T53-T54 $n_e=5$ Élite F T53-T54 $n_e=5$	2,69	1,85	[8]
10 derniers mètres d’un 100 m				6,46	1,84	
5 poussées à v_{max}				6,60	1,97	

L’étude de Van der Woude *et al.* (1988) [32] a constaté que l’augmentation de la fréquence se reflète en une diminution marquée de la durée de la période de contact et par une diminution moins marquée de la durée de la période de recouvrement. Il est intéressant de noter que

l'étendue de la poussée entre la phase de contact et de relâchement ne varie pas avec la vitesse. Il reste par conséquent constant peu importe la fréquence de poussée utilisée [32].

L'augmentation de la résistance s'opposant au déplacement (soit par frottement, couple ou pente) diminuerait quant à elle la fréquence de poussée [33–35]. Cette diminution engendrerait une diminution significative de la durée de la période de recouvrement, tandis que l'étendue de la poussée ainsi que la durée de la période de contact resteraient constantes. Selon Chow *et al.* (2000) [18], les athlètes compensent pour la diminution de la phase de recouvrement en diminuant l'amplitude de mouvement du coude et du poignet.

Plus la fréquence de poussée est grande, plus le coût énergétique associé serait grand [30; 36; 37] (voir Grappe (2005) [38] pour le cyclisme). La fréquence naturelle de poussée (f_{PN}), c'est-à-dire la fréquence que choisissent naturellement les athlètes, serait très près de la fréquence dite optimale [35; 39; 40]. La fréquence optimale est définie comme étant celle qui favorise une basse consommation d'oxygène (VO_2) et une grande efficacité mécanique. Cette fréquence se situerait entre 100% et 120% de la f_{PN} et ce, pour les utilisateurs ou non-utilisateur de fauteuil roulant standard, ainsi que pour les athlètes [35; 39; 40]. Les auteurs supposent que la sélection d'une fréquence de poussée n'est pas une conséquence de la pratique, mais reflète plutôt un optimal physiologique prédéterminé, possiblement dépendant de la vitesse de contraction musculaire des sujets ainsi que de la puissance que peuvent produire les muscles stimulés.

La fréquence de poussée optimale (100-120% de la f_{PN}) serait environ 10% plus économique et environ 1% plus efficace que les fréquences à 60% ou 140% de la f_{PN} et ce, peu importe la vitesse testée (variant de 0,55 à 6,58 $m \cdot s^{-1}$) [35; 39; 40]. La variation de la f_{PN} n'a pas influencé statistiquement le rythme cardiaque tandis que le lactate sanguin augmenterait linéairement avec l'augmentation de la fréquence de la poussée [39].

L'augmentation de la consommation d'oxygène à de hautes fréquences (140% de la f_{PN} par exemple) pourrait être due au stress cardiorespiratoire causé par l'augmentation de la vitesse de déplacement de la main nécessaire à l'augmentation de la fréquence de poussée [33; 36].

L'augmentation du recrutement des fibres musculaires rapides (type II), qui augmenterait davantage la consommation d'oxygène que l'utilisation des fibres lentes (type I) [41], ainsi que la stimulation des fibres musculaires lentes à des vitesses supérieures à leur capacité/optimum [42] pourraient aussi expliquer l'augmentation du coût énergétique avec la hausse de la fréquence. Goosey *et al.* (2000) [39] ajoutent que la stabilisation du tronc requise à de plus hautes fréquences de poussée demanderait davantage d'énergie et pourrait influencer les valeurs de VO_2 mesurées. De plus, même si le travail externe n'augmente pas avec la fréquence de poussée pour une même vitesse et une même puissance, le travail des muscles nécessaire pour déplacer plus rapidement les membres supérieurs peut avoir participé à l'augmentation de la consommation d'oxygène.

L'augmentation de la consommation d'oxygène à de basses fréquences (comme à 60% de la f_{PN} par exemple) pourrait être, quant à elle, expliquée par le niveau de force exercée [43]. La force développée, par opposition à la vitesse de contraction musculaire, déterminerait le degré de recrutement musculaire des fibres rapides, pour une puissance produite constante. Par conséquent, à basse fréquence, un plus grand nombre de fibres musculaires rapides pourraient être recrutées, augmentant la demande énergétique [43].

L'augmentation de la fréquence de poussée pourrait avoir un impact sur l'amélioration de 4% sur le temps de course recherchée dans cette thèse. Néanmoins, à la lumière des paragraphes précédents, il semblerait que la variation de ce paramètre autour de la fréquence de poussée que choisissent naturellement les athlètes ne serait pas avantageuse quant à la consommation en oxygène ainsi qu'à l'efficacité mécanique qui influencent négativement la performance des athlètes.

2.3.2 Durée des périodes de contact et de recouvrement

La variation de la durée de la période de contact (PT) est inversement proportionnelle à la vitesse de déplacement du fauteuil, c'est-à-dire une augmentation de la vitesse engendre une diminution de la durée de la phase de contact, tandis que la durée de la période de recouvrement (RT) augmenterait (voir les données résumés du Tableau 2.6) [35]. Cette tendance est observée peu importe le type de fauteuil ou le protocole de test effectué. Le fait

que la durée de la période de contact diminue avec l'augmentation de la vitesse concorde avec la littérature des coureurs debout [44; 45]. Le lecteur doit tout de même être conscient que les méthodes de mesure utilisées pour déterminer les moments où l'athlète touche au cerceau et le relâche peuvent grandement influencer les résultats. En effet, plusieurs auteurs ont déterminé ces instants à l'aide d'une vidéo acquérant des données à des fréquences variant entre 25 et 120 Hz. Sachant que la période de contact peut être d'environ 150 ms, l'erreur sur la mesure des périodes de contact peut varier entre 27 à 6% respectivement, ce qui est considérable.

La diminution significative de la durée de la période de contact avec l'augmentation de la vitesse du fauteuil demande à l'athlète de produire une puissance sur le cerceau dans un délai plus court. Puisque la force que peut générer l'athlète diminue avec l'augmentation de la vitesse d'exécution du geste (cf. section 2.5.1), il doit alors produire la puissance en augmentant la vitesse linéaire de sa main [10; 30; 34; 36; 46]. À ce sujet, Vanlandewijck *et al.* (1994) [46] notèrent une augmentation de plus de 20% de la vitesse de déplacement de la main pendant la période de recouvrement avec l'augmentation de la vitesse du fauteuil d'environ 33% (passant de 1,67 à 2,22 m·s⁻¹) et ce, pour une même production de puissance.

Il est intéressant de constater que les athlètes participant à l'étude de Gao *et al.* (2010) [47] possèdent une durée de cycle de poussée (*CT*) en moyenne de 0,347 s, ce qui est relativement bas considérant que la majorité des études rapportent des durées de cycle d'environ 0,500 s (Tableau 2.6). Les auteurs expliquent ce résultat en affirmant que les athlètes japonais utilisent un patron de mouvement de la main circulaire, contrairement aux athlètes des autres nations qui utiliseraient un patron plus ovoïde. La durée de la période de contact est toutefois supérieure en proportion aux autres études (26% comparativement au 16,6% et 19,9% de l'étude de Chow *et al.* (2001) [23] pour des vitesses probablement semblables), ce qui pourrait en effet confirmer l'hypothèse d'un mouvement circulaire.

Une augmentation de la force de résistance pour une vitesse du fauteuil constante ou l'augmentation de la fréquence de poussée engendreraient plutôt quant à elles une diminution significative de la durée de la période de recouvrement et un maintien de la durée totale du cycle [18; 33; 34; 39; 48]. L'étude de Chow *et al.* (2000) [18] démontra que les athlètes

compensent pour un changement de résistance en augmentant la durée de la phase de poussée et en diminuant la phase de recouvrement. Que ce soit au niveau de la variation de la vitesse de déplacement du fauteuil ou de la résistance, les tendances observées sont indépendantes du niveau d'handicap de l'athlète, de son sexe, de son niveau (amateur vs élite), de la discipline à laquelle il participe ou du type de fauteuil étudié [8; 15–17; 19; 20; 32–36; 46; 49].

Tableau 2.6 Durées des périodes de poussée (*PT*) et de recouvrement (*RT*) par rapport au temps total du cycle (*CT*) pour diverses vitesses de déplacement du fauteuil et conditions de tests.

v_{cst} : vitesse constante. *v_{max}* : vitesse maximale du sujet. *v_{moy}* : vitesse moyenne pendant le test. *TF* = type de fauteuil, *OR* : fauteuil d'athlétisme avant 1993 et *NR* : après 1993. *I* : Instrumentation, *E* : ergomètre et *P* : piste extérieure. *H* : homme. *F* : femme. *J* : junior. *n_e* : nombre d'échantillon. - : donnée non-mesurée.

Conditions de test	TF	I	Sujets	<i>v_{moy}</i> (m·s ⁻¹)	<i>PT</i> (%)	<i>RT</i> (%)	<i>CT</i> (s)	Réf.
<i>v_{cst}</i>	OR	E	Élite H T53-T54	0,83	55	45	-	[32]
<i>v_{cst}</i>			<i>n_e</i> =7 et aucun handicap <i>n_e</i> =1	4,17	30	70	-	
Athlètes quadruplégiques	OR	E	Élite H T51-T52	4,26	35,1	64,9	0,45	[19]
Athlètes paraplégiques			Élite H T53-T54	5,5	34,7	65,3	0,54	
Athlètes T51-T52 100 m après le départ d'un 800 m	OR	P	Élite H T51	3,37	33,8	66,2	0,76	[17]
Athlètes T54 100 m après le départ d'un 800 m			Élite H T54	5,75	33,5	66,6	0,59	
Athlètes T53 100 m après le départ d'un 800 m			Élite H T52 <i>n_e</i> =3 Et H T53 <i>n_e</i> =7	6,14	29,8	70,2	0,58	
<i>v_{cst}</i> à 30% de <i>v_{max}</i>	NR	E	Élite H T53-T54	2,76	30,2	69,8	1,09	[10]
<i>v_{cst}</i> à 50% de <i>v_{max}</i>				4,61	28,4	71,6	0,82	
<i>v_{cst}</i> à 70% de <i>v_{max}</i>				6,45	23,5	76,5	0,68	
<i>v_{cst}</i> à 90% de <i>v_{max}</i>				8,28	21,3	78,7	0,59	
Technique de poussée conventionnelle (CVT)	NR	E	Élite H T53-T54	9,2	16,6	83,4	0,54	[23]
Technique de poussée para-backhand (PBT)			Élite H T53-54	9,6	19,9	80,1	0,53	
<i>v_{cst}</i>	NR	E	Élite japonais H <i>n_e</i> =5 et F <i>n_e</i> =2	-	27,4	72,6	0,35	[47]
Athlètes F au 800 m	NR	P	Élite F T54 <i>n_e</i> =5 et T53 <i>n_e</i> =3	6,0	29	71	0,56	[16]
Athlètes J au 800 m			J H T54 <i>n_e</i> =7	6,2	25	75	0,54	
Athlètes H au 800 m			Élite H T54	7,2	28	72	0,53	
			<i>n_e</i> =7 et T53 <i>n_e</i> =1					

À vitesse constante, la répartition des durées des périodes en fonction de la durée totale du cycle reste constante (Cooper (1990) [15]). Cependant, il existerait une grande variabilité d'un athlète à l'autre sur la proportion de la durée de la période de poussée/recouvrement, notamment lors de la 1^{re} poussée [15]. Ceci pourrait indiquer que le choix de la technique de poussée au départ diffère d'un athlète à l'autre, un athlète plus fort ou possédant des membres supérieurs plus grands pouvant probablement effectuer une poussée plus longue qu'un athlète moins fort ou plus petit.

L'étude de Walsh *et al.* (1996) [50] démontra que la vitesse de déplacement du fauteuil atteinte par l'athlète pourrait être augmentée en variant la durée de la phase de poussée; plus elle est courte, plus la fréquence est grande et plus la vitesse atteinte serait élevée. Walsh a aussi affirmé, dans un article de revue pour les sportifs en fauteuil roulant [51], que les athlètes devraient diminuer l'amplitude du mouvement de la main lors de la phase de recouvrement afin de conserver la main le plus près possible du cerceau et ainsi augmenter la fréquence de poussée en diminuant la durée de la période de recouvrement. Cependant, Wang *et al.* (1995) [10] démontrèrent qu'il serait davantage important de conserver une grande amplitude de mouvement de la main pendant la phase de recouvrement afin d'augmenter au maximum la vitesse de la main avant le contact de cette dernière avec le cerceau (concorde avec Vanlandewijck *et al.* (1994) [46] pour son étude en fauteuil de basketball).

On constate que les rares études effectuées sur l'optimisation de la performance des athlètes en fauteuil roulant d'un point de vue temporel se contredisent et que les avantages qu'apporteraient chacune de ces solutions n'ont pas été démontrés. Il n'est actuellement pas possible, à partir de la littérature, de déterminer les proportions de PT/CT et RT/CT nécessaires à l'amélioration de la performance de 4% du temps de course ni de savoir par quels paramètres (ex. amplitude du mouvement de la main, vitesse de la main avant le contact, ...) la contrôler.

2.3.3 Angle de poussée, angles de contact et de relâchement

La position du point de contact entre la main et le cerceau est définie comme étant l'angle entre la verticale et ce point de contact (SA), tandis que la position du point de relâchement est

représentée comme l'angle entre la verticale et ce point (RA). L'étendue de la poussée est exprimé par la différence entre ces deux angles ($SA - RA = PA$). La Figure 2.6, présentée précédemment, illustre ces positions.

En fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil, de la fréquence de poussée, de la résistance, du type de fauteuil ou de la position de l'athlète, l'étendue de la poussée (PA) reste relativement la même pour un même utilisateur (Tableau 2.7) [20; 27; 32–36; 39; 40; 46; 49]. Aucune étude n'a expliqué ou cherché à comprendre ce phénomène. Les angles au moment du contact (SA) et du relâchement (RA) quant à eux varieraient en fonction de ces paramètres (Tableau 2.7). On remarque en effet que la position de la main au moment du contact (SA) augmente avec l'augmentation de la vitesse de déplacement du fauteuil tandis qu'elle semble diminuer avec l'augmentation de la résistance. Par conséquent, puisque l'étendue de la poussée (PA) reste la même en moyenne pour un même athlète, l'angle de relâchement augmente aussi avec la vitesse et diminue avec l'augmentation de la résistance.

Tableau 2.7 Angles au moment du contact (SA) et du relâchement (RA) et l'étendue de la poussée (PA) pour diverses vitesses de déplacement du fauteuil et conditions de tests.

v_{cst} : vitesse constante. v_{max} : vitesse maximale du sujet. v_{moy} : vitesse moyenne pendant le test. TF = type de fauteuil, OR : fauteuil d'athlétisme avant 1993 et NR : après 1993. I : Instrumentation et E : ergomètre. H : homme. F : femme. n_e : nombre d'échantillon. - : donnée non-mesurée.

Conditions de test	TF	I	Sujets	v_{moy} ($m \cdot s^{-1}$)	SA (°)	RA (°)	PA (°)	Réf.
v_{cst}	OR	E	Élite H T53-T54 $n_e=7$ et aucun handicap $n_e=1$	0,55	-	-	73	[33]
v_{cst}				1,39	-	-	69	
v_{cst} à 30% v_{max}	NR	E	Élite H T53-T54 $n_e=10$	2,76	15,7	191,7	176,0	[10]
v_{cst} à 50% v_{max}				4,61	20,3	196,2	175,9	
v_{cst} à 60% de f_{NP}	NR	E	Élite H T53-T54 $n_e=8$	6,58	-	-	200	[39]
v_{cst} à 100% de f_{NP}					-	-	190	
v_{cst} à 140% de f_{NP}					-	-	200	
v_{cst} à 90% v_{max}	NR	E	Élite H T53-T54 $n_e=10$	8,28	28,8	204,5	176,0	[10]
v_{cst} à 50% du couple max (15 Nm)	NR	E	Élite H T53-T54 $n_e=15$	7,56	29,8	177,1	147,3	[18]
v_{cst} à 30% du couple max (15 Nm)				9,39	33,3	183,1	149,8	
v_{cst}	NR	E	Élite japonais H $n_e=5$ et F $n_e=2$	-	44,2	207,8	163,6	[47]

Des études proposent que le potentiel fonctionnel de l'utilisateur, c'est-à-dire son niveau d'handicap, détermine la position de la main au contact du cerceau (*SA*) [7]. Par exemple, les athlètes quadraplégiques (T51-T52) amorcent le contact plus haut dans le I^{er} quadrant et parfois même dans le II^e quadrant (un peu comme les athlètes utilisant les fauteuils d'avant les années 90, voir Figure 2.1), comparativement aux paraplégiques (T53-T54) qui le débute plus bas dans le I^{er} quadrant [48]. Les athlètes possédant des lésions plus hautes sont souvent assis plus droits dans leur fauteuil puisqu'ils ne possèdent pas les muscles nécessaires pour le maintien d'une position basse et aérodynamique, ni pour compenser les forces réactionnelles de la poussée. Walsh *et al.* (1986) [50] ainsi que Mâsse *et al.* (1992) [14] ont d'ailleurs étudié l'influence entre le positionnement de l'athlète dans son fauteuil et les paramètres temporels et angulaires; les conclusions de ces études seront présentées à la section 2.6 [18; 34; 46; 49].

On constate aussi au Tableau 2.7 que l'étendue de la poussée (*PA*) ne semble pas varier avec la fréquence [39; 40], suggérant que le patron de force appliqué au cerceau a dû quant à lui être modifié par l'athlète afin que ce dernier puisse produire une puissance constante en sortie. Cette remarque est comparable aux études effectuées sur la course à pied, où la longueur de pas ne varie pas avec la vitesse, mais où la durée du contact au sol diminue et la durée dans la phase d'envol augmente [44] avec l'augmentation de la vitesse du coureur.

Aucune des études mentionnées précédemment n'affirme avoir normalisé la position des athlètes dans le fauteuil (ex. position de l'épaule par rapport au cerceau), ce qui pourrait avoir influencé les données d'étendue et d'angle au contact et au relâchement, en plus d'avoir potentiellement ajouté de la variabilité aux résultats moyennés. D'ailleurs, la présence de variabilité dans les données pourrait avoir caché des tendances différentes que celle présentée actuellement (i.e. étendue de l'angle de la poussée constante peu importe la condition, pour un même sujet) lors de la variation de différents paramètres tels que la fréquence de poussée, le niveau d'handicap, le sexe, etc. Aussi, les études recensées ne mentionnent pas les angles au contact ou au relâchement optimaux, ni si l'étendue de la poussée pourrait être augmentée afin de permettre à l'athlète d'atteindre une amélioration en temps de 4% du temps de course, tel que défini par l'objectif de cette thèse.

2.4 Cinématique du cycle de poussée

Les études portant sur la course en fauteuil roulant ont démontré que l'augmentation de la vitesse de déplacement du fauteuil serait associée à une plus grande variation du patron de mouvement du membre supérieur et du tronc pendant les périodes de contact et de recouvrement et ce, peu importe le type de fauteuil roulant utilisé (standard, d'athlétisme ou de basketball) [10; 13; 35].

2.4.1 Cinématique du membre supérieur

Augmenter la vitesse de déplacement du fauteuil augmenterait l'amplitude de mouvement du membre supérieur pendant la période de recouvrement [10], augmentant ainsi les vitesses angulaires des segments corporels [35]. L'étude de Wang *et al.* (1995) [10] portant sur 10 athlètes élités en fauteuil d'athlétisme nota qu'augmenter la vitesse de déplacement du fauteuil de 30 à 90% de la vitesse maximale augmenterait l'extension de l'épaule d'environ 40% (de 58,2 à 81,5°) et l'abduction du bras de près de 20% (99,1 à 117,9°) et ce, pendant la période de recouvrement. Toujours selon cette étude, la vitesse maximale de la main passerait de 0,97 à 3,02 m·s⁻¹ à la fin de la phase d'attaque, soit juste avant la phase de contact, avec l'augmentation de la vitesse de déplacement du fauteuil. Cette tendance à la hausse fut aussi observée par O'Connor *et al.* (1998) [13].

En plus de la variation causée par la vitesse du fauteuil, le patron de mouvement du membre supérieur pendant le cycle complet de la poussée pourrait aussi dépendre du niveau d'handicap de l'athlète, de la discipline à laquelle il participe ou de la résistance au déplacement du fauteuil [17; 18; 52]. Higgs (1986) [52] nota des différences entre la trajectoire de la main des sprinters paralympiques, les athlètes d'endurance effectuant une amplitude de mouvement supérieure à celle des sprinters. Cependant, l'étude de Higgs a été effectuée dans les années 80, ce qui veut dire que la technique de poussée utilisée à l'époque ne ressemble pas à celle d'aujourd'hui; ces constatations peuvent par conséquent être difficilement comparables avec les trajectoires de la main actuelles. Des études plus récentes, telle que celle de Goosey *et al.* (1997) [16], ne trouvèrent aucune différence entre l'angle minimum et maximum atteints par le coude pendant les périodes de contact et de recouvrement pour des athlètes hommes,

femmes et juniors effectuant un 800 m, ce qui suppose que leur patron de mouvement était semblable et que la différence en performance notée dans cette étude n'est pas expliquée par ce facteur.

Chow *et al.*(2000) [18] démontrèrent que l'augmentation de la résistance (de 30 à 50% du couple maximal de l'ergomètre, soit 15 Nm) diminuait l'amplitude de mouvement du coude et du poignet des athlètes, principalement selon l'axe vertical (axe z). Cette adaptation de mouvement expliquerait que les athlètes sont en mesure de conserver une fréquence de poussée constante malgré la variation de la résistance et de la vitesse de déplacement du fauteuil, en diminuant la durée de la période de recouvrement. L'angle au moment du relâchement (*RA*) diminuerait aussi; mais puisque l'étendue de la poussée (*PA*) restait la même pour les deux résistances, ceci indiquerait que le déplacement du membre supérieur pendant la période de recouvrement se fait de façon différente. En effet, les auteurs notèrent que les épaules et les coudes montaient plus haut (en z) et étaient davantage vers l'avant (en y) lors de faibles résistances.

Toujours selon Chow *et al.*(2000) [18], les vitesses angulaires aux articulations (i.e. épaules, coudes et poignets) aux moments du contact et du relâchement diminueraient avec l'augmentation de la résistance, ce qui est normal puisque l'augmentation de la résistance diminue la vitesse de déplacement et par conséquent, la vitesse des segments. À haute résistance, un patron de mouvement plus compact, créé par une trajectoire de la main moins grande ou par de plus grandes accélérations des membres, permettrait de diminuer le temps pendant lequel aucune force n'est appliquée au cerceau, prévenant ainsi la perte potentielle du moment angulaire de la roue due à la résistance. Van der Woude *et al.* (1989) [40] notèrent aussi que l'amplitude du coude et du poignet étaient plus faibles à de hautes fréquences, probablement pour diminuer la période de recouvrement et ainsi augmenter la fréquence de poussée.

La majorité des études consultées firent la supposition que la trajectoire des membres était symétrique afin de simplifier l'acquisition de données. Puisque plus de la moitié du cycle de poussée est non-contraint, on peut s'attendre à ce que cette hypothèse soit fautive. L'asymétrie

de la trajectoire peut engendrer une perte en performance chez les athlètes de haut niveau. Par exemple, une main moins rapide due à une élévation du coude moins grande pourrait décélérer le fauteuil au moment du contact. Il est commun de retrouver des études portant sur l'asymétrie du patron de mouvement dans plusieurs sports (ex. pour la course à pied [53]), mais à notre connaissance, seule l'étude de Goosey *et al.* (1998) [12] s'y intéressa en fauteuil d'athlétisme. Ils affirment qu'il n'existe aucune asymétrie chez les athlètes ayant participé à leur étude, quantifié par la hauteur atteinte par le coude pendant la période de contact. Ils ne mentionnent pas par contre si la hauteur du coude était atteinte au même moment, ni n'étudièrent la position de la main dans l'espace ou ne mentionnèrent la présence de variabilité inter-sujet qui aurait pu effacer des tendances, ce qui laisse croire que cette étude est incomplète. À la lumière de ces études, il serait difficile de confirmer l'existence d'une asymétrie entre les trajectoires des différents segments des membres supérieurs gauche et droit.

Les données précédentes démontrent que la vitesse de la main pendant la phase d'accélération ainsi que la vitesse de la main au moment du contact semblent être des paramètres significatifs dans le développement d'une technique de propulsion performante. Certains auteurs affirment qu'une plus grande vitesse du poignet, jumelée à un court temps d'impact minimiserait la possibilité de perte de momentum causée par une vitesse de la main insuffisante au moment du contact [15; 46; 47; 54; 55] créant du coup un travail négatif de l'athlète sur le cerceau. Ces constatations démontrent qu'il serait primordial d'étudier la cinématique de la période de recouvrement. Quoiqu'il en soit, aucune des études présentées ne proposent de solution quant aux méthodes pouvant être mises de l'avant afin d'augmenter les performances d'athlètes en fauteuil roulant d'athlétisme.

2.4.2 Cinématique du tronc

L'angle du tronc (TA) est défini dans la littérature comme étant l'angle entre la verticale et une droite passant par l'acromion et l'axe de la roue arrière, ou une droite passant par l'acromion et le grand trochanter, dans le plan sagittal. Puisqu'aucune indication n'a été donnée dans les études consultées quant au choix de la mesure, l'analyse des données doit être faite en considération et l'amplitude de mouvement du tronc semble alors être un choix judicieux pour

l'analyse. L'amplitude de mouvement du tronc serait lui aussi influencé par la vitesse de déplacement du fauteuil, par la résistance ainsi que par le type d'handicap [19; 32; 40; 56]. Cependant, aucune étude à notre connaissance n'a définitivement relié ces trois paramètres à la cinématique du tronc (aussi supporté par Vanlandewijck *et al.* (2001) [7]). Le Tableau 2.8 résume les données de la littérature.

Tableau 2.8 Angle du tronc (TA) par rapport à la verticale et étendue du mouvement du tronc (TR) pour différentes vitesses de déplacement du fauteuil et conditions.

v_{cst} : vitesse constante. v_{max} : vitesse maximale du sujet. v_{moy} : vitesse moyenne pendant le test. TF = type de fauteuil, OR : fauteuil d'athlétisme avant 1993 et NR : après 1993. I : Instrumentation, E : ergomètre et P : piste extérieure. H : homme. F : femme. J : junior. n_e : nombre d'échantillons. - : donnée non-mesurée.

Conditions de test	TF	I	Sujets	v_{moy} ($m \cdot s^{-1}$)	TA_{min} ($^{\circ}$)	TA_{max} ($^{\circ}$)	TA_{moy} ($^{\circ}$)	TR ($^{\circ}$)	Réf.
v_{cst} à 30% de v_{max}	OR	E	Élite H T52 $n_e=2$, T53 $n_e=2$ et T54 $n_e=5$	2,2	-	-	20,7	4,3	[56]
Athlètes quadruplégiques	OR	E	Élite H T51-T52 $n_e=4$	4,26	56,5	63,4	-	6,9	[19]
Athlètes paraplégiques			Élite H T53-T54 $n_e=7$ et F T53-T54 $n_e=1$	5,5	54	56	-	2	
Puissance max (1,9 W/kg)	OR	E	Élite H T52 $n_e=2$, T53 $n_e=2$ et T54 $n_e=5$	-	-	-	30,2	10,1	[56]
v_{cst}				6,93	-	-	28,7	6,5	
v_{cst} pendant un 800 m	OR	E	Élite H T51 $n_e=11$	3,37	9,54	16,14	-	4,27	[17]
			Élite H T54 $n_e=10$	5,75	18,6	27,21	-	7,8	
			Élite H T52 $n_e=3$ et T53 $n_e=7$	6,14	19,89	23,64	-	3,8	
v_{cst} à haute résistance	NR	E	Élite H T53-T54 $n_e=15$	7,56	66,9	81,8	-	14,9	[18]
v_{cst} à faible résistance				9,39	65,8	83	-	17,2	
Athlètes F au 800 m	NR	P	Élite F T54 $n_e=5$ et T53 $n_e=3$	6,0	44	62	-	18	[16]
Athlètes J au 800 m			J H T54 $n_e=7$	6,2	36	56	-	20	
Athlètes H au 800 m			Élite H T54 $n_e=7$ et T53 $n_e=1$	7,2	41	62	-	21	

Lees (1991) [56] observa chez des athlètes que l'angle moyen du tronc augmente (i.e. qu'ils s'inclinent davantage vers le bas) avec la vitesse (Tableau 2.8). Ces tendances ont aussi été

observées par l'équipe de Veeger *et al.* (1991) [48], mais aucune des deux études n'avancent d'explications. Goosey *et al.* (1997) [16] notèrent que les athlètes juniors participant à l'étude maintenaient une position du tronc plus haute de 5 degrés par rapport aux athlètes élites, à la fois pendant la période de recouvrement et de contact. Ceci ne serait pas dû à leur niveau d'handicap puisque les juniors participants à l'étude étant tous des T54, ni à la vitesse de déplacement du fauteuil puisqu'ils sont presque aussi rapides que les athlètes féminins participants à l'étude. Aucune explication n'est donnée quant à cette différence.

L'amplitude de mouvement du tronc augmenterait elle aussi avec la vitesse [56] et avec la résistance [18] (Tableau 2.8). Cette oscillation permettrait d'augmenter la force produite par l'athlète au moment du contact par l'augmentation du momentum du tronc et des membres supérieurs de ce dernier [10; 40; 56]. Par contre, cette oscillation pourrait potentiellement accroître la demande énergétique causée par l'augmentation de l'accélération des membres supérieurs et du tronc ainsi que du recrutement musculaire nécessaire à la stabilisation du tronc à de hautes vitesses de déplacement du fauteuil [10; 16; 40; 54].

Aussi, l'amplitude de mouvement du tronc varierait en fonction du niveau d'handicap de l'athlète [57], les athlètes paraplégiques (T53-T54) démontrant davantage d'étendue de mouvement du tronc que les quadraplégiques (T51-T52) [19]. Ceci pourrait être expliqué par le fait que les athlètes quadraplégiques n'ont pas de contrôle sur les muscles de leur dos et de leur abdomen. Cette limitation musculaire diminue leur capacité à résister contre la force qu'ils produisent sur le cerceau pendant la phase de poussée; par conséquent, leur tronc remonte au lieu de redescendre comme le font les athlètes paraplégiques, qui peuvent quant à eux contracter leur abdominaux et dorsaux. Le fait que les quadraplégiques atteignent de moins grandes vitesses maximales pourraient aussi être expliqué par le fait qu'ils ne peuvent utiliser, tel que mentionné par Lees (1991) [56] précédemment, les muscles de leur tronc pour augmenter la force produite au moment du contact.

Les valeurs moyennes d'étendue du mouvement du tronc enregistrées par les différents auteurs (Tableau 2.8) varient grandement de d'une étude à l'autre. Ceci peut être dû à l'évolution des années 90 à nos jours de la position assise des athlètes, qui est passée de l'horizontale à la

verticale, ainsi qu'à leur technique de poussée, qui s'est transformée d'une technique dite « pull-push » à une poussée de haut en bas. Bien que peu de données soient disponibles sur l'apport de mouvement du tronc dans l'augmentation de la performance des athlètes en fauteuil d'athlétisme, les données précédemment présentées laissent croire que l'oscillation du tronc pourrait contribuer à l'augmentation de la vitesse de déplacement de la main juste avant le contact, augmentant ainsi le momentum transféré au fauteuil et, potentiellement, la performance des athlètes.

2.5 Cinétique du cycle de poussée

Les études portant sur la course en fauteuil roulant ont démontré que l'augmentation de la vitesse de déplacement du fauteuil serait associée à une diminution de la force pour des vitesses maximales et ce, peu importe le type de fauteuil roulant utilisé [35; 48; 58]. Plusieurs auteurs notèrent aussi la présence d'une puissance négative au début et à la fin des cycles de poussées de leur sujet et ce, indépendamment de la vitesse de déplacement du fauteuil. Avant de débiter l'analyse des données obtenues de la littérature, il est important de comprendre les relations entre la force et la vitesse, ainsi qu'entre la puissance et la vitesse qui régissent les athlètes.

2.5.1 Relations force-vitesse, tension-longueur et puissance-vitesse

Les relations entre la force et la vitesse ainsi qu'entre la force et la longueur sont des propriétés intrinsèques du muscle qui pourraient jouer un rôle important dans l'optimisation d'un cycle de poussée d'athlète en fauteuil roulant. En effet, la relation force-longueur (voir la Figure 2.7 A pour un exemple avec le biceps) établit la force que peut produire un muscle pour une configuration donnée, tandis que la relation force-vitesse (Figure 2.7 B) établit la capacité qu'a un muscle à générer une force en fonction de sa vitesse de contraction [59–63]. Par conséquent, il existe une configuration pour laquelle la puissance produite par l'athlète est optimale (Figure 2.7 B) effectués par des athlètes en fauteuil). Ces deux relations sont inter-reliées et démontrent aussi qu'il existe une force maximale (à vitesse nulle) et une vitesse d'exécution du geste maximale (à force nulle) que peuvent produire les athlètes. Ces données importantes peuvent avoir un impact direct sur le dimensionnement du fauteuil de l'athlète,

principalement au niveau du diamètre du cerceau puisqu'un plus petit cerceau demandera à l'athlète de produire davantage de force qu'un grand cerceau, qui lui demandera à l'athlète de produire un geste plus rapidement et ce, pour un diamètre de roue arrière constant.

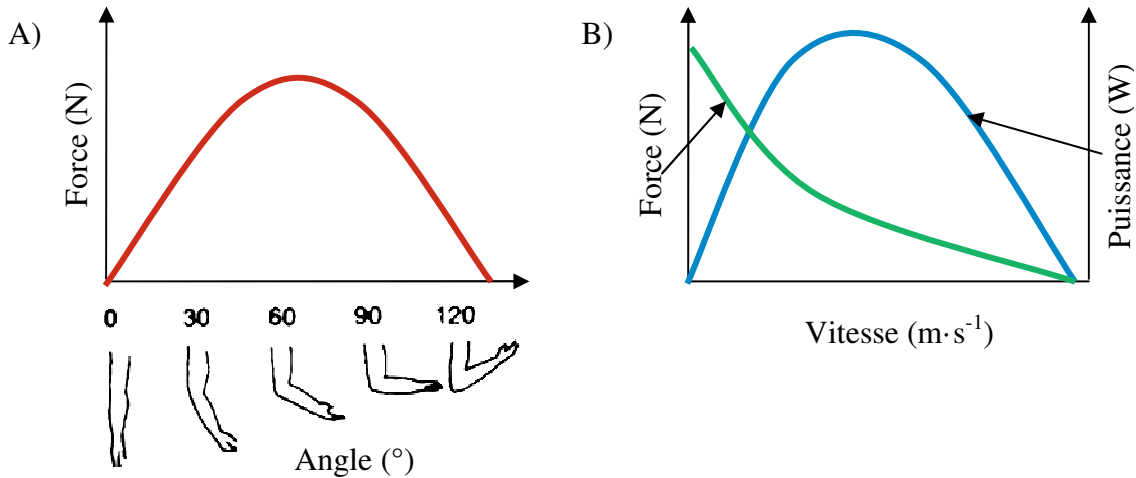


Figure 2.7 Schématisation de la relation A) force-angle et B), force-vitesse et puissance-vitesse.

Pourtant, il n'existe à notre connaissance aucune étude portant sur l'optimisation de la force et de la puissance en fonction de la vitesse d'exécution du geste, ni sur les limitations d'une configuration donnée sur la production de forces d'athlètes en fauteuil roulant d'athlétisme. Il n'y a pas non plus d'études qui se sont intéressées aux relations force-longueur, force-vitesse et puissance-vitesse pour l'ensemble du membre supérieur pour des vitesses d'exécution du geste représentatives de la vitesse atteinte lors de course en fauteuil roulant d'athlétisme. Bien que les études de Leveque (2004) [64] et Asaya *et al.* (1985) [65] s'intéressèrent aux relations forces-vitesses des athlètes en fauteuil roulant obtenues respectivement lors d'un développé-couché et d'un test isocinétique à l'articulation du coude, aucune des deux n'a établi de lien entre les données obtenues et la performance des athlètes en fauteuil. Seule l'étude de Hintzy *et al.* (2003) [66] s'intéressa à la poussée de non-utilisateur de fauteuil roulant standard (de 0,9 à 3,1 m·s⁻¹) sur ergomètre et démontra la similitude entre l'allure de ces courbes obtenus sur le fauteuil et le cyclisme, le pédalage à main ainsi que d'autres actions multi-articulaires du membre supérieur. Seules l'amplitude de la force, de la vitesse et de la puissance étaient différentes et dépendaient du mouvement étudié.

2.5.2 Forces et moments moyens et maximaux

Très peu d'auteurs à notre connaissance se sont intéressés à l'étude des forces produites par l'athlète sur le cerceau pendant la course en fauteuil roulant, qu'elles soient tangentielles (F_t), radiales (F_r) ou axiales (F_a). La force tangentielle sert à propulser le fauteuil vers l'avant tandis que les deux autres composantes de la force participent à créer le frottement nécessaire entre le gant de l'athlète et le cerceau, permettant à ce dernier de transmettre la puissance qu'il produit au fauteuil sans qu'il y ait de glissement. Le Tableau 2.9 ainsi que le Tableau 2.10 comprennent toutes les données de forces et de moments obtenues dans la littérature pour différentes conditions de tests.

Tableau 2.9 Forces tangentielles (F_t), radiales (F_r) et axiales (F_a) maximales et moyennes appliquées au cerceau pour différentes vitesses de déplacement du fauteuil et conditions de test.

TEM : Test d'effort maximal. v_{cst} : vitesse constante. v_{moy} : vitesse moyenne pendant le test. *TF* = type de fauteuil, *OR* : fauteuil d'athlétisme avant 1993 et *NR* : après 1993. *I* : Instrumentation, *E* : ergomètre et *P* : piste extérieure. *H* : homme. *F* : femme. n_e : nombre d'échantillons. - : donnée non-mesurée.

Conditions de test	TF	I	Sujets	v_{moy} ($m \cdot s^{-1}$)	$F_{t_{max}}$ (N)	$F_{r_{max}}$ (N)	$F_{a_{max}}$ (N)	$F_{t_{moy}}$ (N)	$F_{r_{moy}}$ (N)	$F_{a_{moy}}$ (N)	Réf.
TEM sur 30s	OR	E	Élite H T51 $n_e=3$	1,7	-	-	-	56	-	-	[67]
TEM sur 30s			Élite H T52 $n_e=4$	2,5	-	-	-	136	-	-	
TEM 30s			Élite H T53 $n_e=8$	2,7	-	-	-	156	-	-	
TEM sur 30s			Élite H T54 $n_e=21$	3,1	-	-	-	168	-	-	
3 poussées à v_{cst}	NR	E	Élite H T54 $n_e=1$	4,4	102,2	166,2	48,7	-	-	-	[68]
5 poussées à v_{cst}	NR	E	Élite H T54 $n_e=5$ et T53 $n_e=1$	4,7	132	-	90	75	-	53	[58]
5 poussées à v_{cst}				5,4	158	-	104	86	-	62	

On constate que les forces tangentielles et axiales moyennes et maximales (Tableau 2.9) produites par l'athlète pour des efforts sous-maximaux augmenteraient avec la vitesse moyenne de déplacement [35; 58], tandis que le moment produit au cerceau (Tableau 2.10) pendant un test d'effort maximal, soit la force puisque le rayon du cerceau est le même pour tous les tests, diminuerait avec l'augmentation de la vitesse de déplacement du fauteuil [48]. Cette tendance obtenue pendant le test d'effort maximal est une relation connue qui a été discutée à la section 2.5.1.

Tableau 2.10 Moments maximaux ($\tau_{c_{max}}$) et moyens ($\tau_{c_{moy}}$) mesurés à l'axe de la roue pour différentes vitesses de déplacement du fauteuil et conditions de test.

TEM : Test d'effort maximal. v_{moy} : vitesse moyenne pendant le test. TF = type de fauteuil, OR : fauteuil d'athlétisme avant 1993 et NR : après 1993. I : Instrumentation, E : ergomètre et P : piste extérieure. H : homme. n_e : nombre d'échantillons.

Conditions de test	TF	I	Sujets	v_{moy} ($m \cdot s^{-1}$)	$\tau_{c_{moy}}$ (Nm)	$\tau_{c_{max}}$ (Nm)	Réf.
TEM sur 20 s avec 8 kg résistance	OR	E	H $n_e=6$ Aucun handicap	1,73	16,3	49,9	[48]
TEM sur 20 s avec 4 kg résistance				2,47	10,3	39,0	
TEM sur 20 s avec 0 kg résistance				4,22	4,1	29,2	

Bien que l'étude de Limroongreungrat *et al.* (2009) [68] visait à valider l'utilisation d'une roue instrumentée pendant la propulsion d'un fauteuil roulant d'athlétisme, elle nous donne tout de même un aperçu des trois forces en jeu. Pour une vitesse de déplacement du fauteuil de $4,4 m \cdot s^{-1}$, les auteurs mesurèrent (Tableau 2.9) pour trois cycles de poussées consécutifs, des forces maximales tangentielles de 102,2 N, radiale de 166,2 N et axiale de 48,7 N (fréquence d'acquisition de 120 Hz). Selon leur système d'axes, il est normal de retrouver des valeurs de forces radiales positive et axiales négatives. Néanmoins, les auteurs n'expliquent pas la présence d'une portion de force tangentielle négative au début du cycle de poussée qui semble être considérable (environ -25 N). Cette force négative pourrait être une aberration (non expliquée par les auteurs) de filtrage ou autres de la roue instrumentée ou une preuve de la présence d'un travail négatif créé par l'athlète sur le cerceau au moment du contact.

Il a aussi été démontré que la consommation d'oxygène et le rythme cardiaque augmenteraient avec l'augmentation de la force, tandis que l'efficacité mécanique diminuerait [33; 46]. Finalement, la force produite serait aussi associée au niveau d'handicap de l'athlète [67] (Tableau 2.9), diminuant avec la sévérité de la lésion (un athlète classifié T51 étant moins fort qu'un athlète classifié T54).

Les différences en amplitude des forces maximales notées au Tableau 2.9 entre Limroongreungrat *et al.* (2009) [68] et Goosey *et al.* (2001) [58] peuvent être causées par le type d'handicap des participants, du fauteuil utilisé, de la vitesse de propulsion étudiée ou du système d'acquisition et de traitement de données de chacun.

La force tangentielle maximale mesurée par Goosey *et al.* (2001) [58] pendant un cycle de poussée se situe chez 5 des 6 athlètes ayant participé à l'étude entre 140 et 180° par rapport à la verticale. Dans cette étude, les athlètes débutaient la poussée à environ 20-30° et la terminaient entre 200-210°. Par conséquent, la force maximale ne se trouve pas directement au milieu de la poussée, mais plutôt à la fin, où le bras et l'avant-bras sont presque en pleine extension. On peut penser que le fait que la force maximale soit produite à cette position pourrait suggérer que la combinaison de l'étirement des muscles et des angles aux différentes articulations est optimale. De plus, puisque les athlètes déplacent leur tronc de haut en bas pendant le cycle de poussée (telle que discuté à la section 2.4.2), on pourrait penser qu'ils cherchent à conserver une distance épaule-cerceau optimale leur permettant de maintenir une combinaison de longueur du muscle et angle aux joints favorable à la production de la force. Le seul athlète ayant produit une force maximale aux alentours de 60° était un athlète T53. Sa stratégie employée due à sa limitation de mouvement du tronc [57] ainsi que son positionnement ont pu engendrer un pic de force différent des autres athlètes, qui étaient tous des T54. De plus, la position des athlètes dans leur fauteuil n'était pas normalisée.

Toujours selon Goosey *et al.* (2001) [58], la force axiale produite par les athlètes resterait quant à elle presque constante pendant tout le cycle de poussée, ce qui est attendu puisqu'elle est nécessaire à la création d'une force normale qui permet le maintien du contact gant-cerceau grâce au frottement. On constate cependant que Goosey *et al.* (2001) [58] n'étudièrent pas à la force radiale, qui elle aussi participe à la création de la force de frottement. L'étude de Limroongreungrat *et al.* (2009) [68] démontre d'ailleurs à cet effet l'importance de la force radiale puisque cette dernière est deux fois supérieure à la force tangentielle et presque quatre fois supérieure à la force axiale produite par les athlètes; il serait donc pertinent de ne pas l'écarter des études.

Goosey *et al.* (2001) [58] démontrèrent aussi une variabilité entre chacun des cinq cycles de poussée qu'ils étudièrent chez les 6 athlètes, soit environ 14,3% pour la force tangentielle et 26,7% pour la force axiale, ce qui est aussi confirmé par l'étude de Boninger *et al.* (1997) [69] (chez 6 athlètes utilisant un fauteuil roulant standard, se déplaçant à des vitesses réduites de 2,2 m·s⁻¹). Par conséquent, les données de cinétique présentées dans la littérature doivent être

traitées avec précaution, d'autant plus qu'elles sont souvent exprimées sous forme d'une moyenne, ce qui pourrait diminuer la qualité des résultats présentés en éliminant de possibles effets causés par la variation de divers paramètres.

Bien qu'il soit reconnu dans d'autres sports que l'habilité de l'athlète à diriger la force de façon optimale diminue avec l'augmentation de la fréquence (ex. en cyclisme [70] et en aviron [71]), aucune étude en fauteuil roulant ne concerne ce sujet. De plus, aucune étude ne précise la direction que doivent prendre les différentes forces en jeu en fonction de l'angle sur le cerceau pendant la période de contact ni ne discute de méthodes visant l'augmentation de cette force, outre que par l'entraînement. De plus, aucune des études mentionnées ci-avant n'affirme avoir normalisé la position des athlètes dans leur fauteuil (ex. position de l'épaule par rapport au cerceau), ce qui pourrait avoir influencé les données en plus d'ajouter de la variabilité aux résultats moyennés. En bref, à partir de la littérature citée ci-avant, il n'est pas possible de déterminer une méthode permettant d'améliorer les performances des athlètes en fauteuil d'environ 4% de leur temps de course.

2.5.3 Puissances moyennes et maximales

La puissance que peut produire un athlète varie selon la vitesse, telle que présentée à la section 2.5.1, à la manière d'une parabole inversée. La puissance maximale atteinte par les athlètes lors de différentes conditions de tests varierait entre 108,9 W et 575 W (Tableau 2.11), tandis que les moyennes de puissance associées varieraient quant à elles entre 68,3 W et 213 W (Tableau 2.11). La différence élevée entre ces études pourrait être attribuée aux types de fauteuils (avant vs après les années 90), au choix du protocole de test (test de Wingate vs effort maximal), à la vitesse atteinte pendant l'essai, à la fréquence d'acquisition (65-100 Hz), au nombre de participants (un seul vs 21) ou du niveau d'handicap de l'athlète [67].

Les valeurs maximales et moyennes atteintes dans les différents tests présentés au Tableau 2.11 semblent faibles puisque, selon Wilson (2004) [74], un athlète élite devrait être en mesure d'atteindre des puissances maximales de près de 1 000 W pour un effort instantané, tandis que la moyenne sur 30 secondes devraient atteindre environ 700 W (voir la courbe : NASA curve for « first-class athlete » - NASA SP-3006, 1964). Il n'est pas spécifié par contre si cette

courbe vaut autant pour les athlètes utilisant les membres inférieurs que supérieurs. Le choix des fréquences d'acquisition (variant entre 65 et 100 Hz) des diverses études pourrait de plus avoir influencé l'amplitude des données observées.

Tableau 2.11 Puissances moyennes (P_{moy}) et maximales (P_{max}) pour différentes vitesses de déplacement du fauteuil et conditions.

TEM : Test d'effort maximal. v_{moy} : vitesse moyenne pendant le test. TF = type de fauteuil, OR : fauteuil d'athlétisme avant 1993 et NR : après 1993. I : Instrumentation, E : ergomètre et P : piste extérieure. H : homme. F : femme. n_e : nombre d'échantillons.

Conditions de test	TF	I	Sujets	v_{moy} ($m \cdot s^{-1}$)	P_{moy} (W)	P_{max} (W)	Réf.
Test de Wingate	OR	E	Élite H T54 $n_e=9$	-	68,3	108,9	[56]
TEM sur 30s	OR	E	Élite H T51 $n_e=3$	1,70	23,0	64	[67]
TEM sur 20s avec 8 kg résistance	OR	E	H $n_e=6$ Aucun handicap	1,73	114,1	383	[48]
TEM sur 20s avec 4 kg résistance	OR	E	H $n_e=6$ Aucun handicap	2,47	94,5	362	[48]
TEM sur 30s	OR	E	Élite H T52 $n_e=4$	2,50	68,0	211	[67]
TEM sur 30s	OR	E	Élite H T54 $n_e=9$	2,68	59,4	331,5	[72]
TEM sur 30s	OR	E	Élite H T53 $n_e=8$	2,70	100,0	283	[67]
TEM sur 30s	OR	E	Élite H T54 $n_e=21$	3,10	138,0	396	[67]
TEM sur 20s avec 0 kg résistance	OR	E	H $n_e=6$ Aucun handicap	4,22	51,8	362	[48]
Test de Wingate	NR	E	Élite H T52 $n_e=1$	5,50	213,2	234,1	[73]
TEM sur 90s	NR	E	Élite H T54 $n_e=7$	~7,80	~ 150,0	~ 575	[64]

Aucune étude à notre connaissance n'a cherché à optimiser la performance des athlètes en fauteuil roulant par l'entremise de la production de puissance bien que l'augmentation de celle-ci, par une utilisation adéquate de la relation puissance-vitesse par exemple, pourrait être une avenue intéressante quant à l'augmentation des performances recherchée dans cette présente thèse.

2.5.4 Travail négatif et diminution de la puissance

Seules quelques études [18; 44; 63; 68] effectuées sur des fauteuils d'athlétisme du début des années 90, discutèrent de la présence d'un travail négatif au début et à la fin du cycle de poussée (Figure 2.8). Van der Woude *et al.* (1998) [67] estimèrent le travail négatif au début du cycle à environ 1-2% par cycle de poussée chez tous les athlètes et ce, peu importe leur niveau d'handicap, pour des vitesses moyennes variant entre 1,7 et 3,1 $m \cdot s^{-1}$. Bien qu'ils

n'aient pas statistiquement démontré une augmentation du travail négatif avec l'augmentation de la vitesse, probablement dû à la variabilité inter-sujet, ils notèrent tout de même cette tendance.

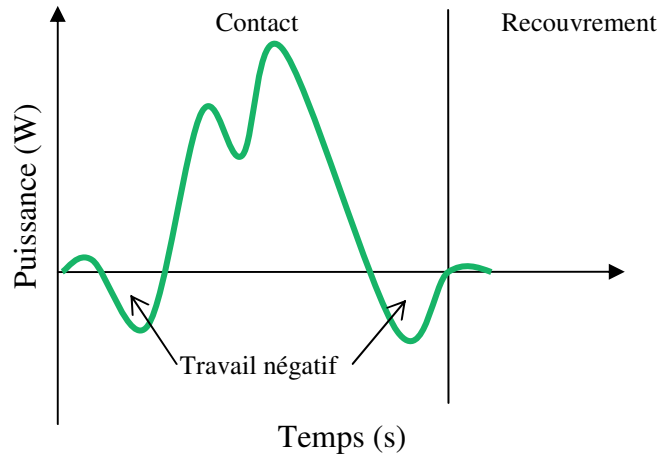


Figure 2.8 Schématisation de la présence de travail négatif dans un cycle.

Veeger *et al.* (1992) [22] quant à eux mesurèrent des pertes moyennes de l'ordre de 5 W (ce qui donne 10% de pertes si on considère la puissance moyenne pendant le temps de test d'environ 50 W) au début et à la fin du cycle de poussée et notèrent une augmentation des pertes avec l'augmentation de la vitesse du cerceau. Cette affirmation concorde avec un travail précédent de Veeger *et al.* (1991) [48], qui mesurèrent des moments négatifs au début des cycles de poussée de 2% à $1,73 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et de 22% à $4,22 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Roeleveld *et al.* (1994) [72] attribuèrent partiellement la présence de travail négatif à l'action d'agrippement de la main de l'athlète sur le cerceau pendant la poussée, qu'ils observèrent chez quelques athlètes. Néanmoins, cet agrippement n'était pas noté chez tous les sujets de cette étude et ne fut pas présent dans l'étude de Veeger *et al.* (1991) [48]. Aucun des auteurs ne fût en mesure d'établir un lien direct entre la technique de poussée et la présence de travail négatif. Il serait aussi difficile de transposer cette explication du travail négatif aux athlètes actuels puisque ces derniers n'utilisent pas la même technique de poussée (aucun agrippement).

Selon de Groot *et al.* (2001) [75], la puissance négative enregistrée avant et après le cycle de poussée pourrait être diminuée par l'entraînement, chez des non-utilisateurs de fauteuils roulants. Les auteurs notèrent une diminution des pertes avant et après le cycle de poussée de près de 50 et 35% respectivement après trois semaines d'entraînement. Cependant, il est fort probable que ces améliorations sont dues au fait que les sujets n'avaient jamais propulsé de fauteuil roulant et que ces résultats ne seraient pas transposables à des athlètes de haut niveau.

Veeger *et al.* (1991) [48] furent les seuls à notre connaissance à dénoter la présence d'une diminution en puissance au milieu du cycle de poussée (Figure 2.8), environ au centre de celui-ci (après 100 ms dans la poussée). Les auteurs ne spécifient pas l'origine de cette perte en fonction de la vitesse. En comparant les graphiques de puissance et d'EMG, les auteurs suggèrent que cette vallée serait causée par le changement de direction de l'avant-bras, passant de la flexion par le biceps à l'extension par le triceps. Une application plus efficace de la force pendant le cycle de poussée diminuerait selon eux la perte associée à ce changement de contraction musculaire.

La création d'un travail négatif dans les sports en fauteuil roulant pourrait aussi être attribuée à la différence de vitesses entre la main de l'athlète au moment du contact et celle du cerceau (la vitesse de la main étant inférieure à celle du cerceau) [48; 54] ou à un patron d'application de force sur le cerceau asymétrique. Bien que l'asymétrie du patron d'application de la force n'ait pas été étudiée en fauteuil roulant, il a été remarqué (mais non statistiquement démontré) chez les cyclistes élités qu'elle diminuait avec l'augmentation de la vitesse de pédalage [76; 77]. Aucune étude n'avance par contre d'explication quant à la présence de travail négatif après la phase de poussée ou ne propose de solution afin de le diminuer, voir l'éliminer.

À la lumière de ces paragraphes, on constate que la compréhension de l'application des forces et moments sur le cerceau ainsi que de la puissance associée semble nécessaire à l'optimisation de la poussée des athlètes en fauteuil roulant, que ce soit pour diminuer la présence d'un travail négatif ou pour optimiser la direction de la force sur le cerceau et diminuer l'asymétrie. Bien que quelques études quantifièrent les forces produites par l'athlète sur le cerceau selon les trois directions orthogonales [68; 72], aucune de celles-ci ne détermina

la direction optimale d'application de la force sur le cerceau pendant la poussée sur un fauteuil roulant d'athlétisme. De plus, l'étude de la cinétique pourrait donner de précieux renseignements au sujet du frottement entre le gant et le cerceau, des mécanismes de blessures possibles et même du positionnement de l'athlète dans son fauteuil afin d'optimiser leur performance.

2.6 Configuration et dimensionnement

Higgs (1983) [9] fut le premier à démontrer la différence entre les performances d'un athlète sur un fauteuil possédant un petit cerceau, de plus grandes roues ainsi qu'une position plus aérodynamique et d'un athlète sur un fauteuil standard. L'auteur proposa que l'augmentation de la performance notée lors de l'utilisation du fauteuil d'athlétisme puisse provenir de la diminution de la résistance de l'air et de frottement causée par une aire frontale plus petite, des meilleures capacités physiques de l'athlète ou bien du positionnement de l'athlète dans son fauteuil, favorisant une meilleure production de force. Veeger *et al.* (1991) [20] nota d'ailleurs qu'un ajustement optimal de la géométrie du fauteuil par rapport aux caractéristiques physiques de l'utilisateur pourrait augmenter l'efficacité mécanique et diminuer les pertes énergétiques de l'athlète.

L'ajustement de la position de l'athlète dans son fauteuil roulant serait, d'un point de vue méthodologique, la tâche la plus complexe dans l'optimisation des performances [7]. Plusieurs études ont d'ailleurs dénoté qu'un mauvais positionnement de l'athlète pourrait diminuer la force tangentielle produite au cerceau [78] tandis que d'autres notèrent l'influence de la position de l'assise sur l'activité musculaire de différents muscles impliqués dans la propulsion du fauteuil [26], suggérant que la posture de l'athlète peut favoriser ou non le recrutement de ces muscles.

Plusieurs paramètres régissent le positionnement de l'athlète, tels que le diamètre du cerceau et des roues, la position en avance-recule et en hauteur de l'assise ainsi que l'inclinaison de l'assise dans le plan sagittal, ainsi que la largeur entre les roues et leur angulation dans le plan frontal. De plus, l'handicap de l'athlète [17], le type de courses auxquelles ils participent ou l'habileté qu'a un athlète à maintenir une quelconque position pour un temps donné peuvent

influencer le positionnement de ce dernier dans son fauteuil. C'est ce dont discutent les sections qui suivent.

2.6.1 Dimensionnement du cerceau et des roues

Le rapport entre le diamètre du cerceau et des roues arrières d'un fauteuil roulant d'athlétisme peut être comparé aux plateaux et pignons d'un vélo, à l'exception que les athlètes en fauteuil ne peuvent changer de ratio à l'intérieur d'une même course, en raison de la réglementation. Différentes situations de course (départ, ascension, attaque, régime permanent) surviennent pendant la durée de l'épreuve, qu'elle soit sur piste ou sur route. Ces différentes situations requièrent toutes différents ratios de roues/cerceau et ce, dépendamment du type d'athlète (handicap, forces et faiblesses, préférences, etc.). Par conséquent, il serait logique de croire que le choix du diamètre du cerceau en fonction de celui des roues doit être propre à chaque athlète. Cooper (1992) [79] affirma qu'il n'existerait cependant aucune corrélation entre la performance d'une athlète au 10 km et le ratio des diamètres des cerceau/roue, l'anthropométrie des athlètes (taille, masse, densité osseuse) et les paramètres physiologiques de ces derniers (VO_{2max} , efficacité mécanique, fréquence respiratoire et cardiaque). Cependant, Cooper (1992) [79] ne corréla seulement que les ratios que possédaient les athlètes sur leur fauteuil au moment de la course avec leur performance pour cette même course, laissant penser que d'autres ratios de diamètres de cerceaux/roues auraient pu influencer les résultats de cette étude.

Mason *et al.* (2012) [80] évalua l'impact de trois diamètres de roue différents (24, 25 et 26 pouces) pour des athlètes de basketball en fauteuil roulant et ce, tout en conservant un ratio de diamètre cerceau/roue fixe, soit de 0,9 (le ratio actuel des athlètes en athlétisme étant de 0,57 environ, référence Tableau 2.2). Ils déterminèrent qu'il était plus demandant aux athlètes de déplacer un fauteuil sur un tapis roulant avec de plus petites roues (25 W et 19 W pour les roues 24 et 26 pouces respectivement) puisque la résistance au roulement augmenterait avec la diminution du diamètre de la roue. En effet, il est possible d'estimer avec les équations illustrées dans Kauzlarich *et Thacker* (1985) [81] qu'il existe une augmentation de 8% de force de résistance entre l'utilisation d'une roue de 24 et de 26 pouces de diamètre et ce, pour un même pneu utilisé sur une surface plane. Mason *et al.* (2012) [80] notèrent alors que cette

augmentation de puissance requise pour maintenir une même vitesse de déplacement avec de plus petites roues requerrait une augmentation de la consommation d'oxygène et du rythme cardiaque, tandis qu'elle favoriserait une augmentation de l'efficacité mécanique. Ce dernier résultat est attendu puisque Van der Woude *et al.* (1988) [33] démontra la relation curviligne entre la puissance produite et l'efficacité mécanique. Malgré l'augmentation de l'efficacité mécanique, les auteurs croient que ce facteur ne serait pas suffisant pour contrecarrer les effets négatifs de l'augmentation de la consommation d'énergie pour des épreuves d'endurance (sur terrain, tel qu'au basketball) [80].

Toutes les études recensées mentionnent que la variation du diamètre du cerceau, pour un diamètre de roue constant, influence différents paramètres physiologiques (tels que le pouls, le taux de lactate sanguin et la consommation d'oxygène) ainsi que temporels et cinématiques de la poussée. Il est attendu que de tels paramètres soient dépendants de la variation du ratio diamètre du cerceau/roue puisque pour maintenir une même vitesse du fauteuil, un athlète utilisant un cerceau plus grand devra augmenter la vitesse de sa main avant et pendant la période de contact. Costa *et al.* (2009) [36] nota d'ailleurs, pour une vitesse de déplacement du fauteuil de $6,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et un cerceau 3% plus gros, une augmentation de la vitesse du cerceau de 3% et de la fréquence de poussée de 6%, se répercutant en une baisse de la durée de la période de contact de 27%. Un léger changement de dimensionnement de ce paramètre peut avoir un gros impact sur des paramètres temporels et cinématiques de la poussée, rendant le choix du diamètre du cerceau important.

Van der Woude *et al.* (1988) [32] étudièrent l'influence de cinq diamètres de cerceau (variant entre 30 à 56 cm) et affirmèrent qu'un plus petit cerceau diminuerait les demandes cardiovasculaire et respiratoire de 20-30% et augmenterait l'efficacité mécanique de 1,6% par rapport à un grand cerceau, pour une même vitesse de déplacement ($3,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et une même puissance. Le faible coût énergétique des petits diamètres de cerceaux pourrait être dû aux plus petits déplacements angulaires nécessaires du membre supérieur [35], mais Van der Woude *et al.* (1988) [32] ne notèrent aucune différence dans la technique de poussée des participants. De plus, puisqu'un plus petit cerceau permettrait des vitesses linéaires du membre supérieur plus faibles, une meilleure production de force causée par un temps de recrutement

musculaire plus grand (voir section 2.3.1) favoriserait potentiellement une plus grande efficacité mécanique, en plus d'éviter que l'athlète ne soit limité par la vitesse du cerceau [20; 32].

Le même genre de résultats fut observé par Veeger *et al.* (1991) [20] dans son étude sur les fauteuils standard et plus récemment par Costa *et al.* (2009) [36], au sujet des fauteuils d'athlétisme. Costa *et al.* (2009) [36] ajoutèrent que le rythme cardiaque ainsi que le lactate sanguin diminueraient avec la diminution du diamètre du cerceau (de 0,36 à 0,34 m) et ce, pour une vitesse de $6,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. D'un point de vue physiologique, les auteurs concluent en disant que le choix du diamètre du cerceau devrait dépendre de la vitesse utilisée pendant la course; ils démontrèrent qu'un petit cerceau (0,34 m), à basse vitesse ($5,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), n'était pas énergétiquement économique tandis qu'il l'était pour de plus grandes vitesses de déplacement du fauteuil (entre $6,1$ et $6,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$).

Le fait qu'aucun des auteurs n'ait varié la position de l'assise de l'athlète en fonction des différents diamètres de cerceaux testés pour conserver une distance épaule-cerceau constante d'un test à l'autre pourrait avoir affecté les résultats en influençant le patron de mouvement ainsi que les relations force-longueur et force-vitesse du muscle. À la lumière de ces paragraphes, on constate que le choix du diamètre du cerceau pourrait influencer grandement la performance des athlètes, d'un point de vue physiologique et mécanique. Quoiqu'intéressantes pour les athlètes d'endurance, ces données n'apportent aucune information quant aux dimensions du cerceau nécessaire lors de l'accélération du départ, ni à la capacité d'un athlète à atteindre une vitesse maximale. Par conséquent, une étude plus approfondie sur le sujet pourrait permettre de déterminer le diamètre du cerceau pour un type d'athlète, en prenant en compte ses forces et faiblesses ainsi que le type d'épreuve à laquelle il participe.

2.6.2 Positionnement de l'assise

Le déplacement de l'assise d'un fauteuil roulant de haut en bas ou d'en avant vers l'arrière varie la distance entre l'épaule de l'utilisateur et le cerceau et pourrait influencer divers paramètres cinématiques et cinétiques de la poussée. Higgs (1983) [9] fut un des premiers à

démontrer une très grande corrélation entre la performance des athlètes et leur position assise; une position assise-basse étant la plus performante, pour des athlètes au 10K utilisant des fauteuils des années 80. Les résultats des études concernant la variation de la position de l'assise sont contradictoires, cette situation étant probablement expliquée par le choix des sujets (handicapés et non-handicapés, niveau de la lésion), du type de fauteuil ou du protocole testé. Par conséquent, aucune ligne directrice concernant le choix du positionnement de l'assise n'a été établie par la littérature.

L'étude de Mâsse *et al.* (1992) [26], bien qu'effectuée avec les fauteuils de la fin des années 80, démontra l'influence que peut avoir la position de l'assise, soit une combinaison de deux hauteurs (haut et bas) et trois positions avancés/reculés (arrière, milieu et avant), sur différents paramètres du cycle de poussée d'un athlète et ce, pour une vitesse du fauteuil constante ($5,92 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). La hauteur basse était déterminée alors que la phalange distale de l'index touchait le bas du cerceau (i.e. à 6h) tandis que la position haute était plus haute de 10% de la longueur du bras que la position basse. La distance entre les positions avancées/reculées était telle que le centre de masse du système athlète/fauteuil était situé 3, 6 ou 10 cm devant l'axe de la roue arrière, ces variations n'étant pas normalisées en fonction de l'anthropométrie du sujet.

Mâsse *et al.* (1992) [26] démontrèrent que les positions assises basse-arrière et basse-milieu, permettraient une plus grande étendue de la poussée (cohérent avec Burbaker *et al.* (1980) [82]), diminueraient la durée de la période de contact et augmenteraient la durée du cycle de poussée, résultant en une diminution de la fréquence de poussée. Aucune de ces variations ne fut notée pour les positions avancées. Les auteurs ne concluent pas sur l'amélioration des performances des athlètes que pourraient engendrer ces deux positions, mais on pourrait croire qu'elles requerraient moins d'énergie puisqu'une basse fréquence de poussée jumelée à une durée de la période de recouvrement plus longue diminuerait la fatigue, mais diminuerait probablement aussi la force générée et par conséquent, la performance temporelle.

De plus, la position assise basse-arrière de cette même étude [26] permettrait à l'athlète de produire des vitesses et accélérations angulaires du membre supérieur plus basses que les autres positions. Ce faisant, cette position pourrait être intéressante quant à la diminution des

risques de glissement des gants sur le cerceau au moment du contact, à l'augmentation de la force que peut produire l'athlète à de plus basses vitesses d'exécution du geste en plus potentiellement diminuer la demande énergétique qu'engendre le déplacement du membre supérieur à de plus basses vitesses de déplacement.

Aucune différence dans les patrons d'activation des muscles en fonction de la position ne fût constatée par les auteurs [26], mais un changement dans l'amplitude d'activation fût remarqué. Les changements de positions affectèrent principalement les muscles pectoraux, les deltoïdes antérieurs ainsi que les triceps (en accord avec Cooper (1990) [11]). L'activité musculaire serait plus faible pour les positions assises basse-reculé et basse-milieu, confirmant que ces positions requièrent moins d'énergie pour ce déplacement à une même vitesse que les quatre autres positions testées [26]. Le fait que le centre de masse soit davantage rapproché de l'axe pour les positions basses-arrières diminuerait la résistance au roulement [83], ce qui pourrait aussi expliquer la plus basse activité musculaire puisque les pertes à combattre seraient plus petites.

Pour les six positions testées, Mâsse *et al.* (1992) [26] ne trouvèrent aucune différence entre les moments angulaires du tronc malgré le fait qu'ils remarquèrent un grand déplacement de haut en bas de ce dernier. La grande variabilité entre les sujets et le fait que les athlètes changent la position de leur épaule pendant le test pour se rapprocher de leur position usuelle ou confortable, pourrait expliquer pourquoi les auteurs ne constatèrent aucune différence dans les déplacements du tronc selon les différentes positions testées. Cette remarque a aussi été faite par Walsh *et al.* (1986) [50] qui ne dénota aucune différence entre la vitesse linéaire maximale de déplacement du fauteuil atteinte par les athlètes en fonction de la position de l'épaule due à la variabilité de la position de l'épaule à l'intérieur même d'un test. Ils suggèrent de mieux contrôler cette variable. En effet, malgré le fait qu'il était demandé aux athlètes de maintenir une position de l'épaule stable pendant le test, les analyses vidéo ont révélé que l'athlète tentait de compenser la nouvelle position inconfortable en variant la distance entre l'épaule et le gant sur le cerceau. Ils supposent aussi que le fait que les variations de positions testées n'étaient peut-être pas suffisantes pour influencer les données de vitesses maximales (trois positions sur l'horizontale distantes de 2,54 cm chacune et trois

positions en hauteur séparées de 3,81 cm). Dans aucune des études répertoriées, les variations de l'épaule par rapport au cerceau n'étaient exprimées proportionnellement aux dimensions anthropométriques des sujets [35].

Les différentes études de Van der Woude *et al.* (1989 et 2009) [35; 84; 85] notèrent, pour une variation de la hauteur de l'assise et une puissance en sortie constante normalisées par rapport à la puissance maximale du sujet, une différence statistiquement significative entre la distance épaule-cerceau et l'efficacité mécanique ainsi que la consommation d'oxygène, pour des fauteuils d'athlétisme datant des années 80 ou pour des fauteuils standards. La consommation d'énergie était minimale et l'efficacité mécanique maximale lorsque l'angle au coude du sujet était situé entre 100 et 120 degrés (alors que la main est placée au dessus du cerceau d'un fauteuil). Tout comme Mâsse *et al.* (1992) [26], les auteurs mesurèrent une augmentation de l'étendue de la poussée avec la baisse de l'assise, mais notèrent une augmentation de la durée de la période de contact, ce qui est contraire à l'étude de Mâsse *et al.* (1992) [26]. L'augmentation de la hauteur de l'assise augmenterait l'amplitude de la trajectoire du tronc vers l'avant, diminuerait l'abduction de l'épaule et la flexion/extension au coude pendant la phase de poussée. La variation dans la trajectoire du membre supérieur et du tronc semblerait compenser pour le manque de portée de la main sur le cerceau dans cette position. La plus grande amplitude de mouvement du membre supérieur et du tronc (ce qui augmente l'activation musculaire), le patron de mouvement différent (ce qui influence la relation tension-longueur) ainsi que le temps de contact plus long pour une même vitesse de déplacement (donc plus grande création de puissance) pourraient expliquer l'augmentation du coût énergétique de la position assise haute notée par Mâsse *et al.* (1992) [26] et Van der Woude *et al.* (1989) [35].

Finalement, quelques études ont relié la position de l'assise à l'efficacité mécanique ainsi qu'au rythme cardiaque [35; 84]. L'efficacité mécanique serait plus grande et le rythme cardiaque plus bas lorsque l'assise favorise une extension au coude entre 100 et 120 degrés. Une étude plus approfondie sur la question démontra aussi une augmentation de la force totale appliquée au cerceau alors que l'assise était en position basse, soit lorsqu'elle favorisait une extension au coude variant entre 100 et 130 degrés [85].

Suite à ces paragraphes, on pourrait penser qu'une position assise basse et reculée serait adéquate quant à l'amélioration des performances des athlètes, principalement d'un point de vue physiologique. Ces données n'apportent pas d'information précise quant au positionnement de l'athlète nécessaire à l'amélioration d'un temps de course de 4%, ni n'étudient l'influence de déplacer le centre de masse de l'athlète sur la stabilité du fauteuil dans les virages ou sur le pivotement arrière du fauteuil (« wheelie »). De plus, aucune des études citées n'a été effectuée sur les fauteuils roulants récents. Il n'est par conséquent pas possible de statuer sur l'impact d'une position donnée sur les performances des athlètes en se basant sur les écrits.

2.6.3 Angulation des roues

L'angulation des roues est nécessaire dans les sports en fauteuil roulant afin de permettre à l'athlète de prendre des virages dans le cas des fauteuils d'athlétisme, ou de tourner sur lui-même dans le cas des sports de courts tels que le basketball, le tennis ou le rugby. Plus l'angulation est grande, plus le virage peut être prononcé. Faupin *et al.* (2004) [86] démontra que l'angulation des roues pourrait influencer la vitesse de déplacement du fauteuil par l'intermédiaire de la force de résistance au roulement, en augmentant soit le frottement interne des roues causé par l'augmentation du chargement et des contraintes dans les roulements, soit par l'augmentation de la déformation des pneus, créant une plus grande surface de contact entre le pneu et le sol et générant une plus grande force de frottement. Il faut toutefois noter que cette étude a été effectuée sur un ergomètre, ce qui pourrait avoir augmenté de manière non réaliste la déformation du pneu sur le rouleau et par conséquent, la force de frottement.

La récente étude de Mason *et al.* (2011) [87] dénota une augmentation de l'efficacité mécanique avec l'augmentation de l'angulation des roues, en plus d'une augmentation de la consommation d'oxygène et du rythme cardiaque, probablement associés à l'augmentation de la puissance produite par l'athlète pour une vitesse constante. Cette affirmation va à l'encontre des données de Veeger *et al.* (1989) [27] qui ne dénotèrent aucun bénéfice quant au coût énergétique, à l'activation des muscles ainsi qu'à l'efficacité mécanique avec l'augmentation de l'angulation des roues. La différence entre les résultats pourrait être causée par les vitesses de déplacement du fauteuil à l'étude (5 km/h pour Veeger *et al.* (1989) [27] et 8 km/h pour

Mason *et al.* (2011) [87]), par le type de participants (non-utilisateurs pour Veeger *et al.* (1989) et athlètes de basketball/rugby/tennis pour Mason *et al.* (2011) [87]), le type de technique de poussée utilisée, par l'angulation testée (entre 0, 3, 6 et 9° pour Veeger *et al.* (1989) [27] et 15, 18, 20 et 24° pour Mason *et al.* (2011) [87]) ou par l'omission de correction de la force de résistance causée par un « toe-in/toe-out ⁴ » mal ajusté. De plus, Mason *et al.* (2011) [87], tout comme Faupin *et al.* (2004) [86] notent avoir conservé la même distance entre le dessus des roues dans le plan frontal pour les différents angles testés, ce que Veeger *et al.* (1989) [27] ne spécifient pas; cela pourrait expliquer une partie de la différence entre les résultats à cause d'un changement potentiel dans les patrons de mouvement et d'application de force des athlètes.

Certaines études démontrent [27; 87], pour des fauteuils standard et de basketball, que les paramètres temporels et angulaires de la poussée ne sont pas affectés par la variation d'angulation des roues, tandis que Faupin *et al.* (2004) [86] notèrent quant à eux une augmentation significative de la durée de la période de contact avec l'augmentation de l'angle des roues (passant de 9 à 15° et conservant la distance du dessus des roues égales dans le plan frontal). Cette observation pourrait être expliquée par l'augmentation de la durée de la période de contact que peut entraîner une augmentation de la puissance produite par l'athlète [86] ou par le fait que l'angulation des roues pourrait influencer la méthode de préhension du cerceau des athlètes (constaté en fauteuil de basketball [27]), variant ainsi la durée du temps de contact.

Aucun des auteurs ci-hauts mentionnés n'ont fait l'étude de l'impact de l'angulation des roues sur la performance des athlètes en fauteuil roulant d'athlétisme, ni n'ont étudié l'influence de la variation de la largeur entre les deux roues dans le plan frontal sur la performance.

⁴ Toe-in/toe-out (pincement en français) : convergence des roues vers l'avant au repos. Le pincement est égal à la différence entre les distances avant et arrière des roues avant prises centre à centre.

2.7 Modélisation de la propulsion en fauteuil roulant

Plusieurs facteurs définissent l'interaction d'un système athlète-fauteuil roulant relativement à la propulsion. Cooper (1990) [78] propose un schéma fonctionnel général décrivant une approche système à la modélisation de la propulsion en fauteuil roulant d'athlétisme (Figure 2.9).

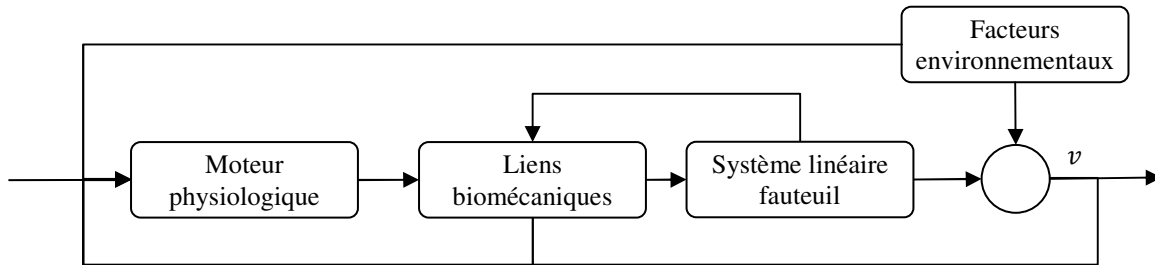


Figure 2.9 Schéma fonctionnel général décrivant une approche système à la modélisation de la propulsion en fauteuil roulant [78].

Dans cette approche, le bloc « moteur physiologique » représente les fonctions internes d'un individu ainsi que sa capacité à convertir l'énergie qu'il possède en force musculaire requise pour générer la force de poussée. Plusieurs facteurs peuvent affecter l'efficacité avec laquelle le corps transforme l'énergie en force musculaire, notamment l'âge, le sexe, le niveau et la nature du handicap, les fonctions du système nerveux autonome et sensorimoteur, la fatigue, la nutrition et l'hydratation, la motivation, la rétroaction, etc. Ce sont tous des facteurs difficiles à modéliser et à tenir en compte.

Le bloc « liens biomécaniques » représente, quant à lui, un modèle cinématique prenant en compte la trajectoire du membre supérieur et transformant les moments aux articulations du sujet en forces appliquées au cerceau du fauteuil roulant. La biomécanique est affectée par l'ajustement du fauteuil à l'individu ainsi que par le positionnement de ce dernier dans son fauteuil.

Le bloc « système linéaire fauteuil » est probablement le plus simple des sous-systèmes. Il peut être généralement modélisé par un système linéaire convertissant les forces en entrées (appliquées au cerceau) en vitesse de la sortie du centre de masse. Finalement, cette vitesse du centre de masse peut être influencée par le bloc « facteurs environnementaux », qui lui tient en

compte les changements de l'environnement tels que la résistance de l'air, les caractéristiques de la piste et des pneus, la pente, le vent, etc.

La boucle de rétroaction de ce schéma fonctionnel est contrôlée par la vitesse du centre de masse, étant donné que le but principal de la course en fauteuil roulant est d'atteindre la plus grande vitesse afin de parcourir la distance donnée le plus rapidement possible.

Trois principaux types de modèles découlent de ce diagramme de blocs, soit les modèles « particuliers », les modèles de dynamiques inverses et directes. Dans le premier cas, le modèle se base sur l'entièreté du diagramme de blocs présenté à la Figure 2.9, tandis que les deux autres ne considèrent que les blocs « liens biomécaniques » et « système linéaire fauteuil » de ce même diagramme.

2.7.1 Modèle « particulier »

Quelques études seulement, telle que Fuss (2009) [88], ce sont intéressées à prédire les performances des athlètes en fauteuil roulant sur différentes distances, à partir de modèles « particuliers » [89; 90]. En considérant le système utilisateur-fauteuil comme une particule créant une force tangentielle entre la roue et le sol (donc les blocs « liens biomécaniques » et « système linéaire fauteuil » de la Figure 2.9 sont remplacées par une force), ces auteurs décrivent les interactions entre ce système et l'environnement à partir d'équations différentielles et sont en mesure de déterminer le temps requis au modèle pour parcourir une distance donnée. L'exercice revient à minimiser le temps (t) pour une distance (x) donnée, ou maximiser x pour un t fixe (2.1), tel que :

$$x = \int_0^t v dt \quad (2.1)$$

À partir de données anthropométriques des participants ainsi que de la littérature concernant les caractéristiques physiologiques et de diverses données cinétiques et cinématiques du fauteuil, les auteurs sont en mesure de prédire les performances des athlètes pour différentes distances et obtiennent, dans le cas de Cooper (1990) [89] par exemple, des différences entre le modèle et la réalité se situant sous la barre des 5%.

En contrepartie, ces modèles ne peuvent considérer les différentes phases d'un déplacement en fauteuil roulant, soit l'accélération, le régime permanent et l'arrêt ou la décélération. Ils ne prennent pas en compte non plus comment est produite la force tangentielle entre la roue et le sol, donc ne considèrent aucunement les caractéristiques de la poussée telle que la fréquence de poussée, l'étendue de la poussée, la direction de la force produite, etc, ni ne considèrent la configuration du sujet dans son fauteuil. Ces modèles ne permettent pas non plus de déterminer de quelle manière augmenter les performances des athlètes en fauteuil roulant.

2.7.2 Dynamique inverse

Les modèles de dynamique inverse permettent de déterminer, à partir de données de cinématiques, de forces externes et de la géométrie, les moments aux différentes articulations des membres supérieurs (Figure 2.10). Ce type de modèle est généralement utilisé pour déterminer une configuration de l'utilisateur permettant une diminution des forces et moments créés aux articulations de ce dernier, pour ainsi diminuer l'incidence de blessures. Ce modèle ne s'intéresse qu'aux blocs « liens biomécaniques » et « système linéaire fauteuil » de l'approche système illustrée à la Figure 2.9.

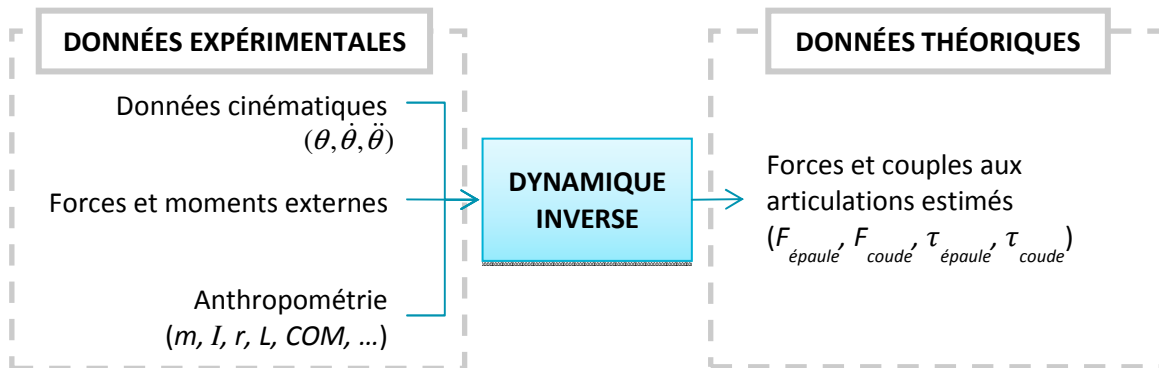


Figure 2.10 Illustration de l'application de la méthode de dynamique inverse.

Les études répertoriées concernant la modélisation de la poussée par la dynamique inverse ne concernent que les utilisateurs de fauteuils standards (fauteuil de tous les jours) [91–95]. Cependant, le modèle de dynamique inverse de la poussée met en lumière un paramètre intéressant de la configuration qui pourrait être applicable à la performance lors d'une course en fauteuil roulant. En effet, Leary *et al* (2012) [92] et van der Woude *et al* (2001) [95] ont

démonstré qu'il existe des situations lors de la poussée, selon la configuration de l'utilisateur, où le sens de déplacement angulaire d'un des segments du membre supérieur est contraire au moment produit à son articulation, tel qu'illustré au niveau du coude, au Cas 2 de la Figure 2.11.

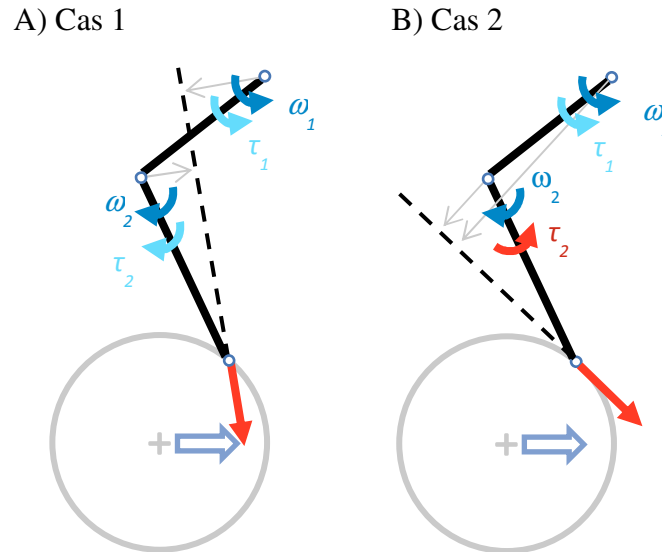


Figure 2.11 Vitesses de déplacements et moments angulaires à l'épaule et au coude pour deux directions de la force.

$\omega_{1,2}$: Vitesses de déplacement et $\omega_{1,2}$: moments angulaires. Indices 1) à l'épaule et 2), au coude.

Le déplacement angulaire du coude dans le sens horaire demande une contraction des extenseurs du coude, tandis que le moment généré dans le sens horaire demande une contraction des fléchisseurs du coude, créant alors une contraction excentrique inefficace. Cette constatation pourrait peut-être expliquer la présence de travail négatif ou de baisse en puissance à l'intérieur du cycle de poussée, tels qu'illustrés à la Figure 2.8. De plus, ce modèle démontre que diriger la force produite tangentielllement au cerceau n'est pas nécessairement la méthode optimale.

2.7.3 Dynamique directe

Les modèles de dynamique directe permettent de déterminer, à partir de données de cinématiques, des moments aux articulations du membre supérieur et de la géométrie, les forces externes (Figure 2.12). Ces modèles quasi-statiques sont généralement utilisés pour déterminer la configuration permettant le plus grand moment à l'axe. Tout comme pour la

dynamique inverse, ce modèle ne s'intéresse qu'aux blocs « liens biomécaniques » et « système linéaire fauteuil » de l'approche système illustrée à la Figure 2.9.

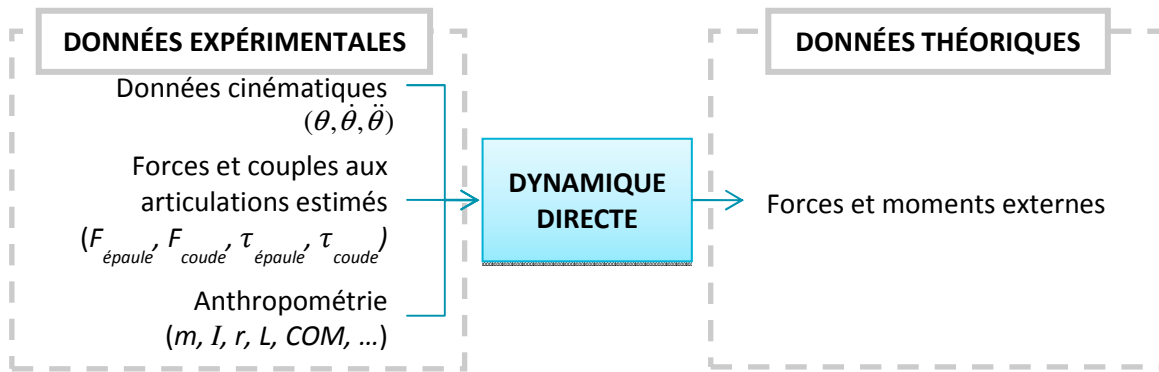


Figure 2.12 Illustration de l'application de la méthode de dynamique directe.

Les deux seules études répertoriées de dynamique directe ne concernent que la modélisation de la poussée pour des utilisateurs de fauteuils standards (fauteuil de tous les jours) [96; 97]. Néanmoins, ces modèles pourraient être intéressants pour l'optimisation de la poussée en fauteuil roulant d'athlétisme puisqu'ils visent la maximisation du moment à l'axe en fonction de la configuration de l'utilisateur dans son fauteuil, sous différentes contraintes.

Le modèle proposé par Guo *et al* (2003) [96] ne démontre aucune différence entre le moment à l'axe produit pour différentes positions avant-arrière de l'assise, mais il détermina qu'un plus grand cerceau augmentait la force effective produite. Les auteurs d'une étude similaire [97] notent que les changements apportés à la variation du déplacement de l'assise sont faibles et pourraient ne pas influencer suffisamment les moments estimés. Ils affirment [96] aussi que le changement d'activation musculaire de la flexion à l'extension du coude pourrait avoir un impact sur la poussée, ce que ne permet pas leur modèle statique. De plus, il n'est pas mentionné si les auteurs ont modifié les courbes tension-longueur obtenues pour différentes configuration du membre supérieur (à l'aide d'un Biodex, pour des vitesses de $120^{\circ}\cdot s^{-1}$) en fonction du déplacement de l'assise de l'avant vers l'arrière dans leur modèle, ce qui pourrait aussi expliquer le fait qu'aucune différence sur le moment à l'axe n'ait été notée. Les auteurs terminent [96; 97] en affirmant qu'un modèle dynamique pourrait permettre de déterminer une position de l'assise permettant à l'utilisateur de produire de plus grands moments à l'axe.

Des approches autres que les modèles « particuliers » et de dynamiques inverses ou directes pourraient être utilisées dans l'étude de la poussée en fauteuil roulant. En effet, un double pendule pourrait permettre d'optimiser la trajectoire du membre supérieur pendant la période de recouvrement et de diminuer les couples nécessaires aux articulations [98–100]. Un modèle d'amortisseur dynamique pourrait quant à lui expliquer l'influence de la tête et du cou dans le déplacement du tronc et de l'épaule. Finalement, une étude énergétique des différentes phases du cycle de poussée pourrait de plus déterminer les sites de contact et de relâchement de la main sur le cerceau susceptibles de favoriser la plus grande transmission d'énergie au système.

2.8 Résumé du chapitre

Ce chapitre avait pour objectif de répertorier les études sur la course en fauteuil roulant d'athlétisme en général, ainsi que sur l'amélioration de la performance des athlètes, autrement que par des méthodes d'entraînements. Suite à ces lectures, on constate qu'il existe peu d'information sur comment améliorer les performances des athlètes en fauteuil roulant d'athlétisme et qu'il serait intéressant d'explorer davantage ce sujet.

À la lumière de la revue de littérature sur la configuration de l'athlète dans son fauteuil, on note que peu d'auteurs ont réussi à démontrer l'influence de la variation de la position d'un athlète sur l'amélioration de son temps de course, sur l'augmentation de sa vitesse maximale atteinte ou sur son accélération à partir de zéro ou d'une vitesse quelconque. L'inclinaison de l'assise ou la position des genoux n'a pas non plus été étudiée et pourrait avoir une influence majeure dans l'implication du tronc dans la dynamique de la poussée et influencer les performances d'athlètes possédant un handicap plus sévère. Il est clair que la configuration de l'athlète dans son fauteuil roulant d'athlétisme est l'un des points majeurs dans l'optimisation de la performance [7]. De plus, considérant l'approche complexe de l'optimisation de la position des athlètes discutés dans les sections précédentes, il est primordial, afin de diminuer la variabilité des résultats, de n'inclure que des athlètes en fauteuil roulant d'athlétisme possédant une expérience significative à la propulsion d'un fauteuil de course.

Finalemment, la section discutant de la modélisation laisse croire qu'il serait possible de déterminer théoriquement une configuration de l'athlète dans son fauteuil permettant d'optimiser le moment que ce dernier transmet au fauteuil. Une telle approche permettrait de diminuer le temps habituellement nécessaire pour performer de telles optimisations expérimentalement, en plus de permettre une meilleure compréhension de la poussée en fauteuil roulant d'athlétisme [78; 89; 90; 96; 97].

3 Situation actuelle

Ce chapitre vise à bonifier la revue de littérature effectuée précédemment à l'aide d'une étude expérimentale puisque peu de données d'actualité sont disponibles sur les athlètes en fauteuil roulant d'athlétisme de haut niveau. Ce chapitre valide aussi l'équipement utilisé en laboratoire, puis explique les calculs qui seront utilisés au cours des prochaines études de cette thèse.

Afin de reproduire la course en fauteuil roulant sur piste dans un milieu contrôlé, un ergomètre a été utilisé (Figure 3.1) en laboratoire. Il comprend deux rouleaux rigidement connectés sur lesquels est fixé un encodeur ainsi qu'un moteur, à chacune des deux extrémités. Une description détaillée du montage mécanique et électrique ainsi que du contrôle et du système d'acquisition de ce dernier sont décrits par Lessard (2013) [101]. Quelques données techniques de l'ergomètre sont présentées au Tableau 3.1.



Figure 3.1 Athlète installée dans son fauteuil, sur l'ergomètre.

L'encodeur utilisé pour cet ergomètre permet de connaître la position virtuelle du fauteuil en fonction du temps. Une fois ces données filtrées, il est possible d'obtenir la vitesse et l'accélération du fauteuil dans le temps, ainsi que la force, la puissance, le travail et les pertes que produit l'athlète, en plus d'obtenir les caractéristiques temporelles et angulaires du cycle de poussée. C'est ce que détaillent les sections qui suivent.

Tableau 3.1 Caractéristiques principales de l'ergomètre utilisé [101].

Caractéristique	Valeur
Fréquence d'acquisition (f_e)	1 000 Hz
Résolution de l'encodeur (RES)	262 144 pulses/tour (total en quadrature)
Rayon du rouleau (r_r)	0,135 m

3.1 Position virtuelle du fauteuil en fonction du temps

La position virtuelle du fauteuil en fonction du temps ($x(t)$), ci-après nommée position, peut être obtenue à partir de l'équation suivante :

$$x(t) = 2 \frac{x_{pulse} \pi r_r}{RES} \quad (3.1)$$

où x_{pulse} est la position de l'encodeur.

La Figure 3.2 illustre un signal typique (non-filtré) de la position virtuelle du fauteuil en fonction du temps pour un athlète élite sprinteur classé T54 qui effectue un test d'effort maximal de 60 secondes sur ergomètre, pour lequel il accélère de 0 à 11,7 m·s⁻¹ et parcourt 593,5 m. À partir de ces données, il est possible de calculer la vitesse et l'accélération du déplacement du fauteuil sur ergomètre après avoir filtré les données de position.

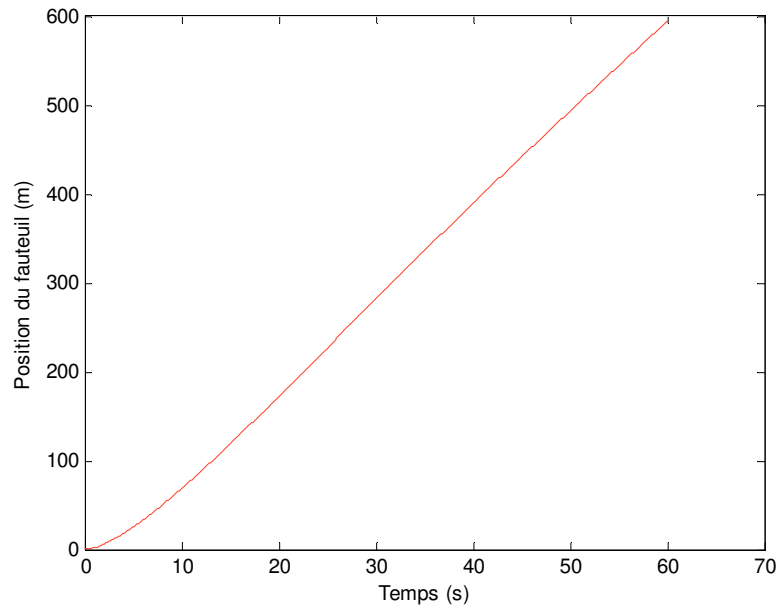


Figure 3.2 Signal non-filtré du déplacement virtuel du fauteuil en fonction du temps.

Données obtenues à partir de l'encodeur de l'ergomètre pour un athlète élite sprinteur T54 effectuant une accélération de 0 à $11,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en 60 secondes.

3.2 Filtrage des signaux

Les signaux de positions ont été filtrés afin d'éliminer les bruits indésirables. Pour ce faire, un filtre butterworth passe-bas d'ordre 2 a été utilisé avec une fréquence de coupure de 20 Hz et la fonction Matlab *filtfilt*. Une analyse complète de ces choix est présentée à l'Annexe 10.1.

3.3 Vitesse et accélération virtuelles du fauteuil

Une fois les données de position filtrées, il est possible d'obtenir les vitesses ($v(t)$) et accélérations ($a(t)$) virtuelles du fauteuil en fonction du temps, ci-après nommées vitesse et accélération, à l'aide des équations (3.2) et (3.3) [61], telles que :

$$v(t) = \frac{x(i+1) - x(i-1)}{2dt} \quad (3.2)$$

$$a(t) = \frac{x(i+1) - 2x(i) + x(i-1)}{dt^2} \quad (3.3)$$

où dt est le pas de temps. Des exemples de signaux typiques obtenus sur ergomètre sont présentés au Tableau 3.2 ainsi qu'aux Figure 3.3 et Figure 3.4, pour un athlète masculin élite classé T54 effectuant un test d'effort maximal sur 60 s. Pour cet essai, l'athlète a atteint une vitesse maximale de $11,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, ce qui est légèrement supérieur aux résultats de plusieurs

3.Situation actuelle

études présentées dans les divers tableaux du chapitre 2. La vitesse moyenne de $9,9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ quant à elle concorde davantage. L'athlète a une accélération maximale de $6,23 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ et de $0,16 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ en moyenne. L'accélération moyenne est basse puisqu'elle inclut le cycle de poussée complet, soit la période de contact (accélération) ainsi que la période de recouvrement (décélération). En ne considérant que la période de contact du cycle de poussée, l'accélération moyenne augmente à $0,77 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$. La littérature n'offre à notre connaissance aucune donnée d'accélération maximale ou moyenne pouvant être utilisée à titre de comparaison.

Tableau 3.2 Caractéristiques cinématiques du fauteuil sur ergomètre.

Résultats pour un essai d'effort maximal effectué par un athlète typique élite masculin T54, sans résistance. Les moyennes présentées comprennent aussi les valeurs mesurées pendant la période de recouvrement.

Caractéristique	Valeur
Vitesse maximale	$11,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$
Vitesse moyenne	$9,9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$
Accélération maximale	$6,23 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$
Accélération moyenne	$0,16 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$

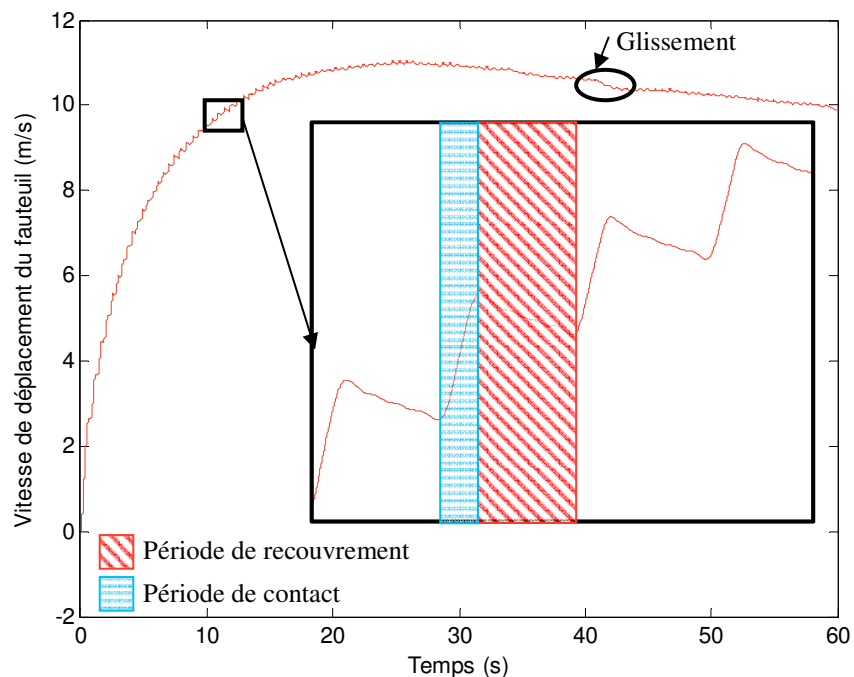


Figure 3.3 Vitesse de déplacement du fauteuil en fonction du temps.

Résultats obtenus lors d'un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète masculin élite classé T54 sur ergomètre, sans résistance. Signal filtré à 20 Hz à l'aide d'un filtre butterworth ($n=2$).

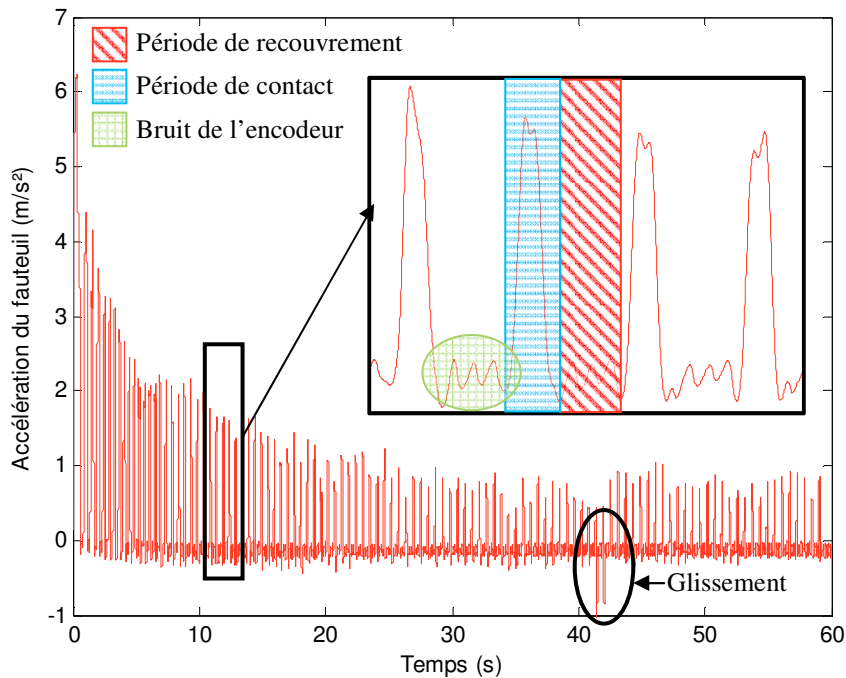


Figure 3.4 Accélération du fauteuil en fonction du temps.

Résultats obtenus lors d'un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète masculin élite classé T54 sur ergomètre, sans résistance. Signal filtré à 20 Hz à l'aide d'un filtre butterworth ($n=2$).

Les deux périodes du cycle de poussée, soit la période de contact et la période de recouvrement, sont clairement visibles sur les signaux de vitesse (Figure 3.3) et d'accélération (Figure 3.4). On note aussi sur le graphique de vitesse (Figure 3.3) que le gant de l'athlète a glissé au moment du contact sur le cerceau à deux reprises (Figure 3.5 à gauche), résultant sur le graphique d'accélération (Figure 3.4) en une décélération d'environ $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ du cerceau pendant la phase de poussée (Figure 3.5 à droite), créant ainsi une perte en puissance que l'on qualifiera plus tard dans ce document de travail négatif.

Finalement, le graphique présentant les données d'accélération (Figure 3.4) démontre aussi la présence de bruit pendant la période de recouvrement. Ce bruit est potentiellement causé par un désalignement de l'encodeur et varie en amplitude et fréquence d'un essai à l'autre; il n'a pas été quantifié [101].

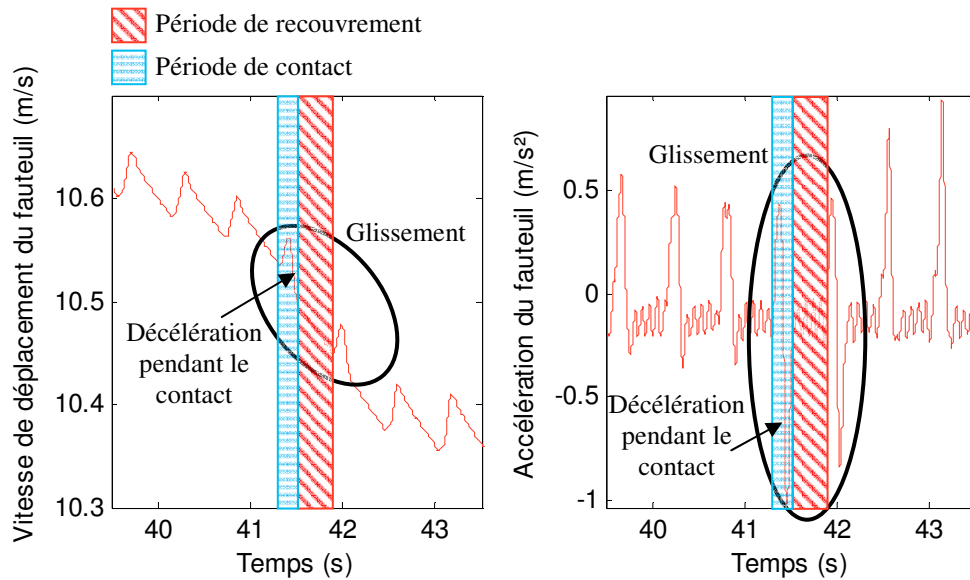


Figure 3.5 Vitesse (à gauche) et accélération (à droite) du fauteuil en fonction du temps.

Résultats obtenus lors d'un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète masculin élite classé T54 sur ergomètre, sans résistance. Signal filtré à 20 Hz à l'aide d'un filtre butterworth ($n=2$).

La valeur absolue de la vitesse a été validée à l'aide d'un vélocimètre à effet doppler (Lessard, 2013 [101]) et l'erreur se retrouve sous la barre des 0,5%, ce qui est acceptable. De plus, puisque la valeur absolue de la vitesse a été validée, on considère qu'il en est de même pour la valeur d'accélération puisque le calcul de cette accélération découle des mêmes données que celles utilisées pour le calcul de la vitesse.

3.4 Force et de la puissance produites par l'athlète

Il est possible de calculer la force tangentielle appliquée au rouleau (F_i) ainsi que la puissance produite par un athlète (P) sur l'ergomètre à partir des équations suivantes :

$$F_i \cong I_r \alpha_r + \tau_f \quad (3.4)$$

$$P \cong F_i \omega_r \quad (3.5)$$

où I_r est l'inertie du rouleau, ω_r est la vitesse angulaire du rouleau, α_r est l'accélération angulaire du rouleau et τ_f est le couple associé aux pertes en frottement (roulements de l'ergomètre, frottement et déformation entre les pneus et les rouleaux). Ce couple en fonction de la vitesse est obtenu à partir de la décélération libre du fauteuil de $11,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ à $1,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

alors que le sujet est assis dans son fauteuil en position penchée sur ses genoux, mais que ce dernier ne pousse pas. Le calcul complet de la force et de la puissance est présenté à l'Annexe 10.2.

Les principales caractéristiques des courbes de force et de puissance sont présentées au Tableau 3.3 ainsi qu'aux Figure 3.6 et Figure 3.7. Pour cet athlète masculin typique élite T54 effectuant un test d'effort maximal de 60 s sur ergomètre, on constate que la force et la puissance produites diminuent toutes deux avec le temps. La force tangentielle maximale atteinte lors de cet essai est de 293 N, et est de 42,6 N en moyenne pendant les périodes de contact, tandis que la puissance maximale est de 1 001 W et de 372,8 W en moyenne. Ces données sont de l'ordre de grandeur de celles obtenues dans la littérature (Tableau 2.9 et Tableau 2.11). Le fait que les appareils de mesure utilisés, les temps d'effort ainsi que les niveaux de vitesses atteints pendant les différents tests répertoriés ne soient pas les mêmes explique en grande partie les différences notées.

Tableau 3.3 Caractéristiques de la force et de la puissance mesurées sur ergomètre.

Résultats obtenus pour un essai d'effort maximal effectué par un athlète typique élite masculin classé T54, sans résistance. Les moyennes présentées ne tiennent compte que des valeurs enregistrées pendant la période de contact.

Caractéristique	Valeur
Force maximale	293,0 N
Force moyenne	42,6 N
Puissance maximale	1 001,0 W
Puissance moyenne	372,8 W

Tout comme pour les graphiques de vitesse et d'accélération présentés à la section précédente, on remarque très bien, aux Figure 3.6 et Figure 3.7, les deux poussées où l'athlète a glissé sur le cerceau, ainsi que la baisse en force et puissance qui lui sont associées, soit plus de 50 N ou 200 W par poussée. Ce graphique démontre l'importance d'une poussée manquée sur la production de force/puissance de l'athlète.

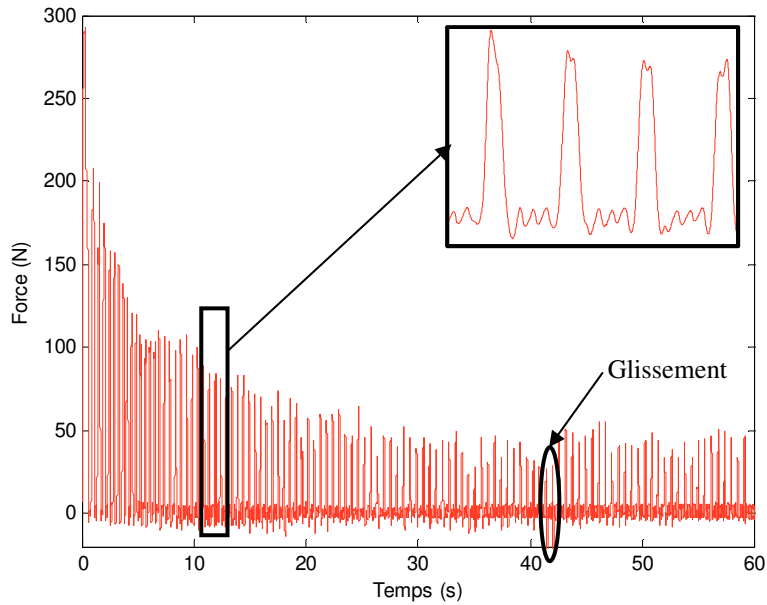


Figure 3.6 Force produite à la roue par l'athlète en fonction du temps.

Résultats obtenus lors d'un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète masculin élite classé T54 sur ergomètre, sans résistance. Signal filtré à 20 Hz à l'aide d'un filtre butterworth (n=2).

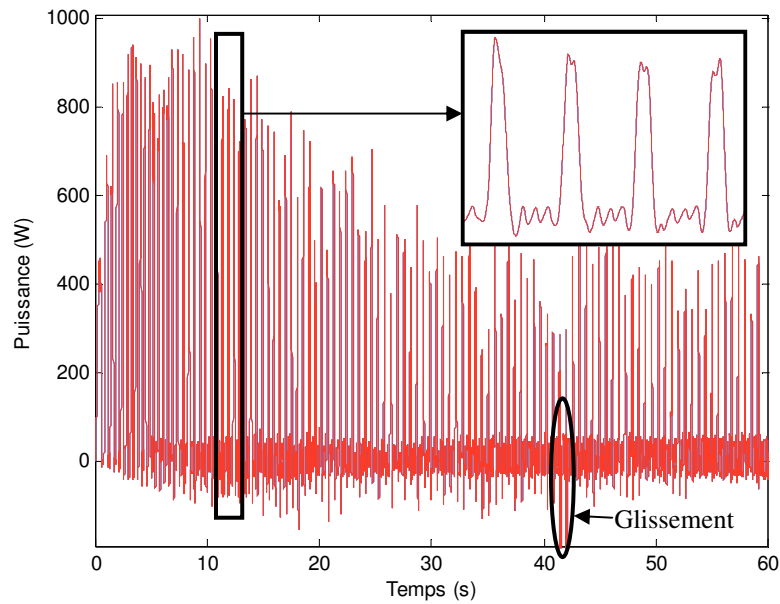


Figure 3.7 Puissance en fonction du temps.

Résultats obtenus lors d'un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète masculin élite classé T54 sur ergomètre, sans résistance. Signal filtré à 20 Hz à l'aide d'un filtre butterworth (n=2).

La Figure 3.8 illustre très bien les relations force-vitesse et puissance-vitesse présentées à la section 2.5.1. En effet, tel qu'attendue, la force que produit l'athlète diminue avec

l'augmentation de la vitesse (Figure 3.8 gauche), tandis que la puissance varie à la manière d'une parabole inverse avec l'augmentation de la vitesse (Figure 3.8 droite).

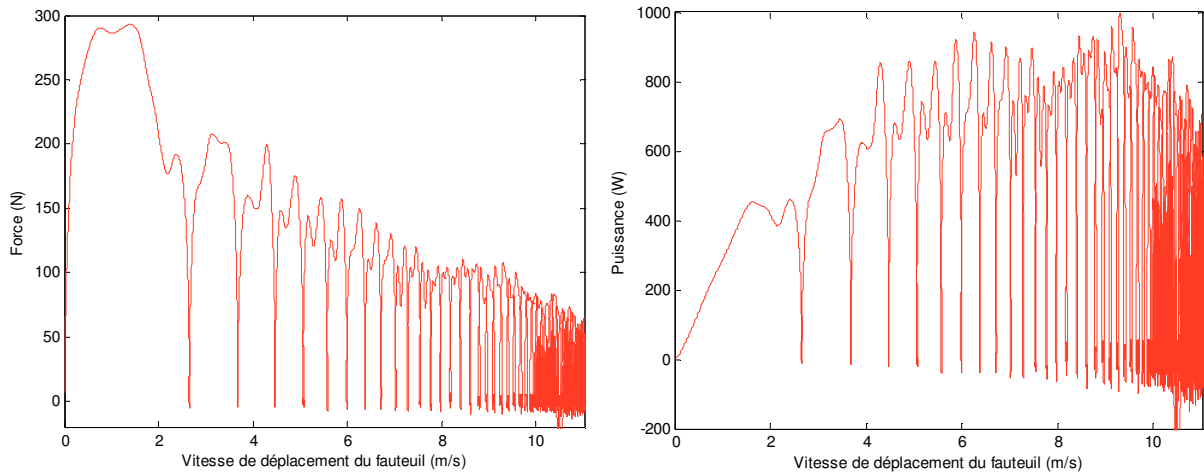


Figure 3.8 Force (à gauche) et puissance (à droite) en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil. Résultats obtenus lors d'un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète masculin élite classé T54 sur ergomètre, sans résistance. Signal filtré à 20 Hz à l'aide d'un filtre butterworth ($n=2$).

3.5 Travail et pertes produits par l'athlète

Le travail (W) que produit un athlète à chacun des cycles de poussée est obtenu à partir du calcul de l'aire sous la courbe de la puissance dans le temps (Figure 3.9), telle que :

$$W = \sum_{i=1}^{n_{cycle}} \int_{t_{SA}(i)}^{t_{RA}(i)} P dt \quad (3.6)$$

où n_{cycle} est le nombre de cycles de poussée effectués et où t_{SA} et t_{RA} sont le temps au moment du contact et du relâchement pour le cycle i . De la même façon, le travail négatif au début et à la fin de chacun des périodes de contact est obtenu. Par exemple, le travail négatif à la fin de la période de contact est estimé en calculant l'aire du point $t_{RA}(i-1)$ au point a de la Figure 3.9, permettant d'obtenir la surface rayée noire. Le travail négatif est ensuite estimé en doublant la valeur obtenue (somme de l'aire rayée noire et de l'aire rayée grise à la Figure 3.9). Cette méthode a été choisie plutôt que de calculer l'aire sous la courbe de $t_{RA}(i-1)$ au point b puisque la valeur de cette dernière est souvent erronée, advenant le cas par exemple où le signal ne recroise pas 0 W avant la prochaine poussée (i.e. avant $t_{SA}(i)$). Le même genre

3.Situation actuelle

calcul est aussi effectué avant chacun des cycles de poussée et la somme de tous les travaux négatifs donne le travail négatif total (W_{neg}).

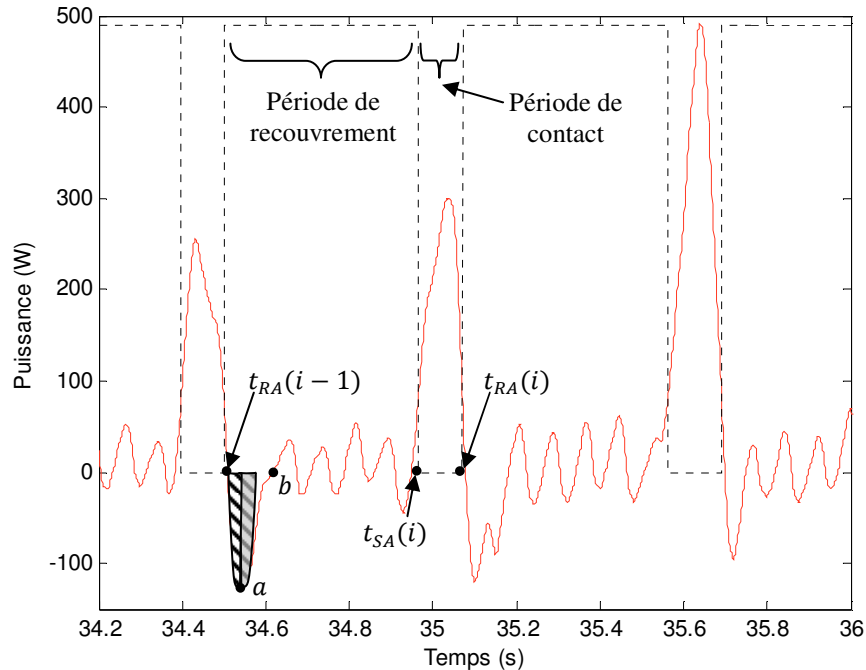


Figure 3.9 Calcul du travail à partir de la courbe de puissance en fonction du temps.

Résultats obtenus lors d'un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète masculin élite classé T54 sur ergomètre, sans résistance. Le signal a été filtré à 20 Hz à l'aide d'un filtre butterworth ($n=2$).

Des exemples de travail et de pertes par cycle ainsi obtenus sont présentés au Tableau 3.4 et à la Figure 3.10, pour un athlète typique élite T54 effectuant une accélération maximale de 60 s sur ergomètre. Le travail que produit l'athlète diminue avec l'augmentation de la vitesse, ce qui est attendu puisque la force que peut produire un athlète diminue avec la vitesse (Figure 3.8) tandis que l'étendue de la poussée (voir section suivante) semble constante. Les pertes quant à elles augmentent avec la vitesse, probablement à cause d'une limitation en vitesse de déplacement du membre supérieur (voir section 5.3.1 pour davantage de détails).

L'athlète produit en moyenne (Tableau 3.4) un travail de 58 J par cycle, en plus des 3,0 J/cycle qu'il doit produire en moyenne afin de compenser les pertes en puissance en début et fin de cycle. À notre connaissance, aucune étude répertoriée n'a calculé le travail net par cycle (soit le travail produit plus le travail négatif) et il n'est par conséquent pas possible de comparer ces données avec la littérature. Le travail négatif représente environ 4,9% du travail net, ce qui en

fait une perte considérable si on considère une amélioration de la performance recherchée de 4% sur le temps de course tel qu'estimé au chapitre 1. Cependant, l'estimation du travail négatif peut être erronée due au bruit de l'encodeur présent dans le signal. Par conséquent, l'analyse du travail négatif n'est présentée qu'à titre indicatif et ne sera pas effectuée dans les prochaines études.

Tableau 3.4 Caractéristiques du travail et des pertes mesurées sur ergomètre.

Résultats obtenus pour un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète typique élite masculin classé T54, sans résistance.

Caractéristique	Valeur
Travail total	6 433 J
Travail moyen	58,0 J/cycle
Travail négatif total	- 330,9 J
Travail négatif moyen par cycle	- 3,0 J/cycle
Travail négatif total / travail total	4,9%

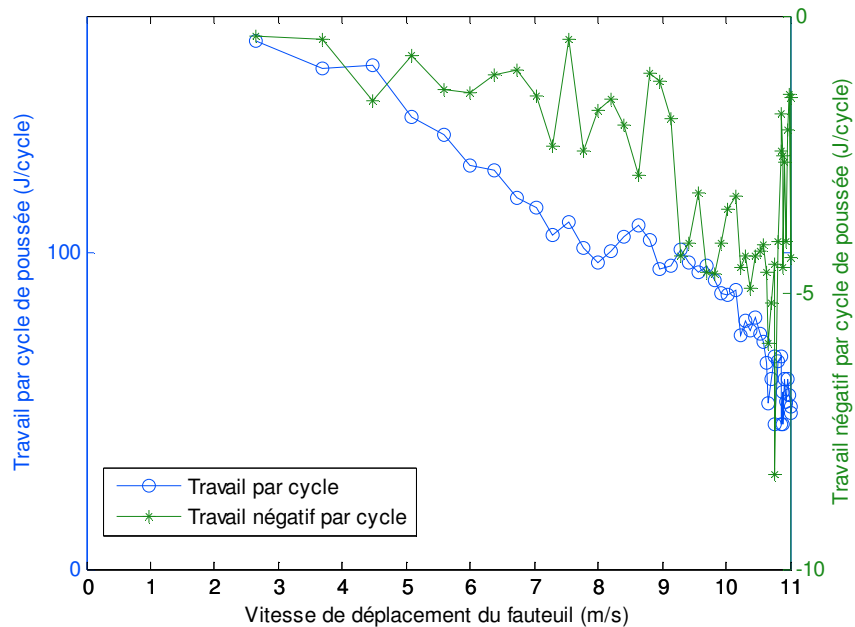


Figure 3.10 Travail et pertes par cycle en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.

Résultats obtenus lors d'un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète masculin élite classé T54 sur ergomètre, sans résistance. Signal filtré à 20 Hz à l'aide d'un filtre butterworth ($n=2$).

3.6 Caractéristiques temporelles et angulaires du cycle de poussée

La durée de la période de contact (PT) est obtenue en soustrayant le temps du point $t_{RA}(i)$ à celui du point $t_{SA}(i)$ de la Figure 3.9, tandis que la période de recouvrement (RT) est estimée à partir de la soustraction du point $t_{SA}(i)$ au point $t_{RA}(i - 1)$ de la même figure.

Pour un athlète typique élite T54 effectuant un test d'effort maximal de 60 s sur ergomètre, la Figure 3.11 montre une diminution de la durée de la période de contact avec l'augmentation de la vitesse, contrairement à la durée de la période de recouvrement, qui elle augmente. La durée totale du cycle (CT) pour cet athlète diminue puis augmente en fonction de la vitesse, bien qu'en général chez les autres athlètes rencontrés en laboratoire, elle diminue puis reste constante. Ceci est dû au fait que cet athlète engage, aux environs de $8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, une « deuxième vitesse » (i.e. changement de rythme de poussée), ayant pour effet d'augmenter la durée de la période de recouvrement et par conséquent, la durée totale du cycle.

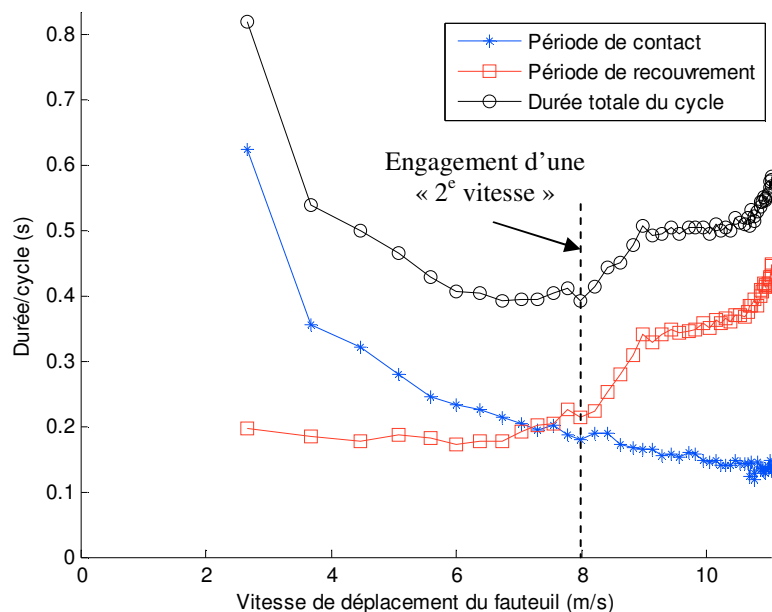


Figure 3.11 Durée totale du cycle ainsi que des périodes de contact et de recouvrement en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.

Résultats obtenus lors d'un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète masculin élite classé T54 sur ergomètre, sans résistance. Signal filtré à 20 Hz à l'aide d'un filtre butterworth ($n=2$).

3.6 Caractéristiques temporelles et angulaires du cycle de poussée

En moyenne (Tableau 3.5), la durée totale du cycle de poussée est d'environ 503 ms, dont 176 ms sont attribuées à la période de contact (35,5% de CT), et 327 ms sont passées en période de recouvrement (64,5% du CT). Ces données sont semblables à celles obtenues dans la littérature (référence Tableau 2.6). À cause de la présence d'un travail négatif en début et fin de période de contact, on estime que les mesures de durée possèdent une incertitude d'environ ± 12 ms en moyenne.

Tableau 3.5 Caractéristiques temporelles et angulaires du cycle de poussée mesurées sur ergomètre. Résultats obtenus pour un essai d'effort maximal effectué par un athlète typique élite masculin T54, sans résistance.

Caractéristique	Valeur
Durée moyenne du cycle de poussée	503 ms
Durée moyenne de la période de contact	176 ms
Ratio moyen de la période de contact/durée totale du cycle	35,5%
Durée moyenne de la période de recouvrement	327 ms
Durée de la période de recouvrement/durée totale du cycle	64,5%
Fréquence max	2,6 Hz
Fréquence moyenne	2,0 Hz
Étendue de la poussée maximale	282°
Étendue de la poussée moyenne	248°

À partir de la durée totale des cycles de poussée, il est aussi possible d'estimer une fréquence de poussée en fonction de la vitesse ($f_p = 1/CT$), telle qu'illustrée à la Figure 3.12. La fréquence de poussée est généralement plus faible à de basses vitesses, pour ensuite augmenter avec la vitesse et habituellement maintenir une valeur constante, ce qui n'est pas le cas pour l'athlète présenté puisque, tel qu'expliqué plus tôt, il engage une « deuxième vitesse » aux environs de $8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, changeant alors la fréquence de poussée. On voit d'ailleurs clairement à la Figure 3.12 le moment où l'athlète engage cette « deuxième vitesse ».

La fréquence maximale atteinte dans cet essai est de l'ordre de 2,6 Hz tandis que la moyenne de cet athlète typique est d'environ 2,0 Hz (Tableau 2.6). Ces valeurs sont dans les mêmes ordres de grandeur que les études présentées dans la revue de littérature au Tableau 2.5.

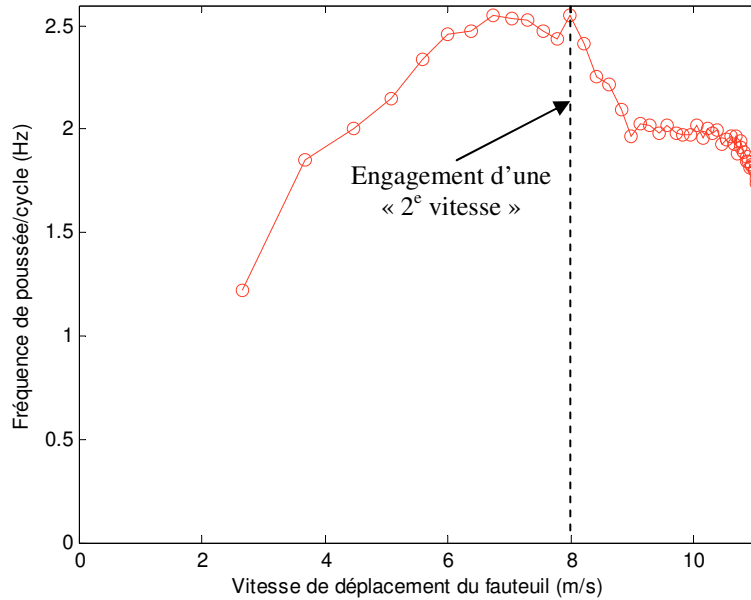


Figure 3.12 Fréquence de poussée en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.

Résultats obtenus lors d'un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète masculin élite T54 sur ergomètre, sans résistance. Signal filtré à 20 Hz à l'aide d'un filtre butterworth ($n=2$).

Finalement, il est possible d'obtenir l'étendue de la poussée de l'athlète, soit l'angle entre le moment du contact et du relâchement de la main sur le cerceau, à partir de l'équation (3.7), qui est en fait l'intégrale de la courbe de la vitesse angulaire dans le temps, pendant la période de contact (se référer à la Figure 3.13) :

$$PA = \frac{CT(\omega_{SA} + \omega_{RA})}{2} \quad (3.7)$$

où PA est l'étendue de la poussée, CT est la durée du cycle entre les points t_{SA} et t_{RA} et ω_{SA} et ω_{RA} sont les vitesses angulaires de la roue aux temps t_{SA} et t_{RA} . Les résultats obtenus sont présentés pour l'athlète typique à la Figure 3.14.

On constate que l'étendue de la poussée augmente légèrement avec l'augmentation de la vitesse, pour se stabiliser, pour cet athlète, aux environs de $8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. En moyenne (Tableau 3.5), l'étendue de la poussée est de 248° tandis que l'étendue maximale atteinte pour cet athlète type est de 282° . Ces données sont supérieures à celles obtenues dans la littérature (Tableau 2.7), probablement dû à la technique de poussée de cet athlète ainsi qu'aux méthodes de calculs utilisées.

3.6 Caractéristiques temporelles et angulaires du cycle de poussée

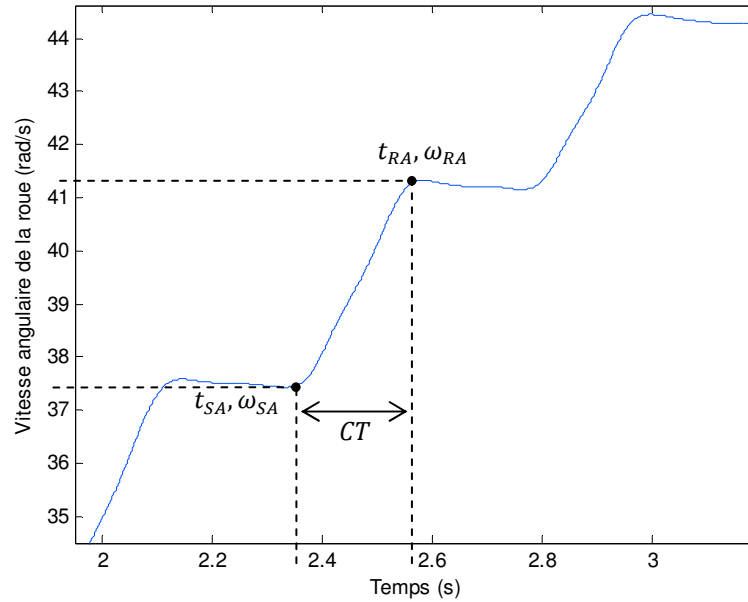


Figure 3.13 Vitesse angulaire de la roue en fonction du temps.

Résultats obtenus lors d'un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète masculin élite classé T54 sur ergomètre, sans résistance. Signal filtré à 20 Hz à l'aide d'un filtre butterworth ($n=2$).

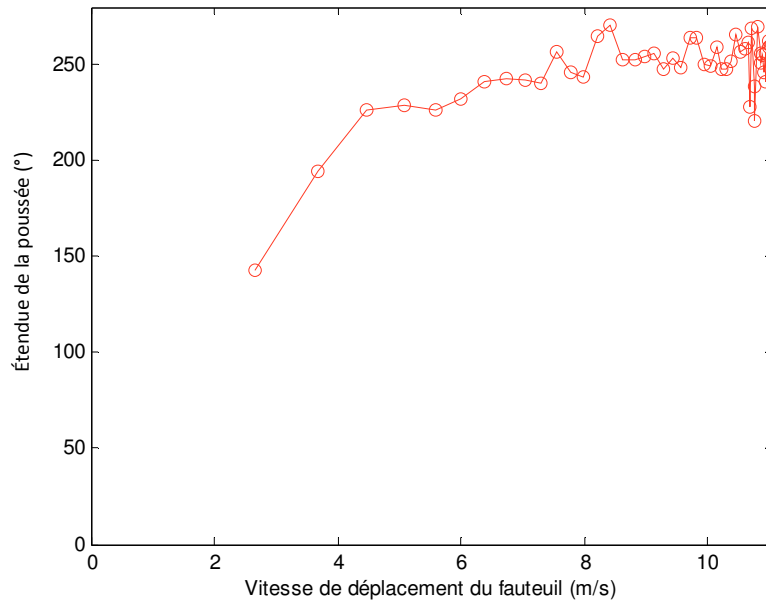


Figure 3.14 Étendue de la poussée en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.

Résultats obtenus lors d'un essai d'effort maximal de 60 s effectué par un athlète masculin élite classé T54 sur ergomètre, sans résistance. Signal filtré à 20 Hz à l'aide d'un filtre butterworth ($n=2$).

3.7 Résumé du chapitre

Le présent chapitre avait pour objectif de compléter la revue de littérature effectuée au chapitre précédent en établissant la situation actuelle des athlètes sherbrookoïses et de démontrer la validité de l'équipement et des calculs qui seront utilisés lors des tests expérimentaux des chapitres suivants.

4 Objectifs, questions et hypothèse

L'objectif global de ce projet de recherche est d'améliorer les performances des athlètes paralympiques en fauteuil roulant d'athlétisme de 4% sur leur temps de course. La revue de littérature effectuée au chapitre 2 ne permet pas d'identifier de pistes concrètes permettant d'assurer l'atteinte de cet objectif. En effet, bien qu'il existe une grande source d'informations concernant la caractérisation de divers paramètres de la poussée ou des relations entre ces mêmes paramètres et les réponses physiologiques des participants, aucune étude ne donne de lignes directrices quant aux méthodes à utiliser afin d'améliorer les performances des athlètes en fauteuil roulant d'athlétisme. De plus, de nombreuses études présentent des données qui ne sont pas normalisées par rapport aux participants ou qui se basent sur des sujets qui ne sont pas reliés à la course en fauteuil roulant, soit des athlètes d'autres sports, des utilisateurs de fauteuils de tous les jours ainsi que des sujets qui ne sont pas handicapés. Aussi, les conditions de tests de ces études ne représentent pas les vitesses atteintes actuellement lors des épreuves en fauteuil roulant d'athlétisme.

Néanmoins, plusieurs études citées dans la revue de littérature affirment qu'une configuration adéquate de l'athlète dans son fauteuil lui permettrait d'augmenter ses performances. Cette affirmation est avancée sans qu'aucune explication sur le positionnement requis ne soit donnée. Le concept de configuration optimale semble intéressant puisqu'il a été démontré dans plusieurs sports, tel qu'en cyclisme [102–106], que le positionnement d'un athlète joue un rôle primordial dans sa capacité à produire de la puissance sur un temps donné. Aussi, les relations force-vitesse et tension-longueur permettent de croire que le positionnement de l'athlète dans son fauteuil aurait en effet une influence sur la capacité de ce dernier à produire une plus grande amplitude de force et par conséquent, de travail.

Par conséquent, l'objectif principal de ce projet est de tester l'hypothèse selon laquelle il existerait une configuration optimale de l'athlète dans son fauteuil roulant d'athlétisme lui permettant d'augmenter ses performances.

Pour ce faire, on liste et quantifie dans un premier temps les opportunités pouvant influencer la performance des athlètes pour par la suite énoncer les limitations que pourraient encourir ces avenues d'amélioration lors de leur implémentation avec les athlètes. Ces analyses ont pour but de déterminer s'il est possible d'augmenter les performances d'un athlète et si oui, dans quelle mesure. Une fois cela établi, on déterminera, à l'aide d'une étude expérimentale, l'influence de certains paramètres de la configuration sur la performance des athlètes pour ensuite évaluer, à partir d'une étude théorique, l'influence de la configuration de l'athlète dans son fauteuil sur ses performances et déterminer une configuration optimale.

5 Analyse d'opportunités et limitations

Le présent chapitre a pour objectif d'identifier les avenues d'amélioration qui pourraient augmenter la performance des athlètes en fauteuil roulant et de quantifier dans quelle mesure. On énonce ensuite les limitations que pourraient encourir ces avenues d'amélioration lors de l'implémentation de ces dernières auprès des athlètes.

5.1 Critère d'évaluation de la performance

Afin de quantifier dans quelle mesure une opportunité améliore la performance d'un athlète, il est nécessaire de déterminer un critère d'évaluation de la performance. Une amélioration de 4% sur le temps de course d'un athlète tel qu'estimé au Tableau 1.1 peut être atteinte en augmentant la vitesse maximale pendant la course ou en augmentant l'accélération initiale au moment du départ.

Les athlètes en fauteuil d'athlétisme participent à plusieurs types d'épreuves qui peuvent être classées sous deux types de régimes, soit le régime permanent, pour les plus longues distances (Figure 5.1-A) où la vitesse maximale est principalement d'importance, ainsi que le régime transitoire, pour les courtes distances (Figure 5.1-B) où l'accélération initiale et la vitesse maximale atteintes sont toutes deux une partie importante de la course. L'étude de ces deux régimes permettra de déterminer un critère d'évaluation de la performance pour ces types d'épreuves.

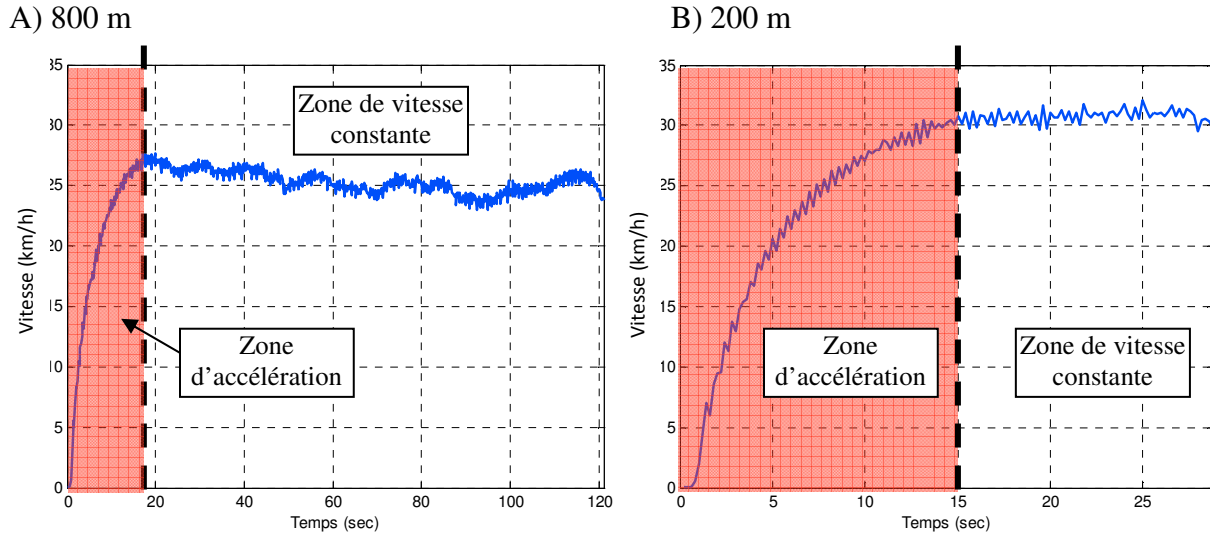


Figure 5.1 Profils de vitesses typiques d'un athlète en fauteuil roulant en fonction du temps. Épreuves de A), 800 m et B), de 200 mètres effectuées sur une piste extérieure, pour deux athlètes différents. Les courbes ont été obtenues à partir de données GPS possédant une fréquence d'acquisition de 5 Hz.

5.1.1 Régime transitoire

Lors des courses de courtes distances, les athlètes accélèrent jusqu'à environ 100 m puis maintiennent la vitesse maximale pendant un certain temps, pour généralement redescendre vers une vitesse moindre, dû à la fatigue. L'estimation des gains en travail requis par cycle de poussée peut être effectuée en établissant un modèle exponentiel de la vitesse en fonction du temps, tel que :

$$v(t) = v_{max} \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}} \right) \quad (5.1)$$

où v_{max} est la vitesse maximale réelle que peut atteindre l'athlète, τ est une constante de temps à laquelle est associée l'accélération, v est la vitesse de déplacement du fauteuil et t est le temps.

Lors de l'essai utilisé pour calibrer le modèle, l'athlète de l'équipe de développement classé T54 de 74 kg (incluant son fauteuil) a atteint une vitesse maximale de $8,38 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en 15,18 s alors qu'il parcourait 100 m sur l'ergomètre du laboratoire. Cette distance a été choisie puisqu'elle ne tient pas compte de la fatigue qui peut influencer la dernière partie de la course des épreuves de 200 et 400 m. La comparaison des données réelles pour cet athlète et du modèle exponentiel sont présentés au Tableau 5.1 et à la Figure 5.2. Le coefficient de

détermination R^2 de la régression exponentielle est de 0,9923 (outils *cftool* de Matlab (Natick, MA, USA)), pour un v_{max} de $8,26 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et un τ de $3,6 \text{ s}$, résultant en un temps de course (t_f) de $15,26 \text{ s}$.

Tableau 5.1 Comparaison des résultats du modèle exponentiel et d'une courbe réelle.

	Courbe réelle	Modèle exponentiel	Différence
Temps de course (s)	15,18	15,26	+ 0,46%
Vitesse maximale ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	8,38	8,26	- 2,5%
Accélération moyenne sur 5 s ($\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$)	1,21	1,25	+ 3,3%

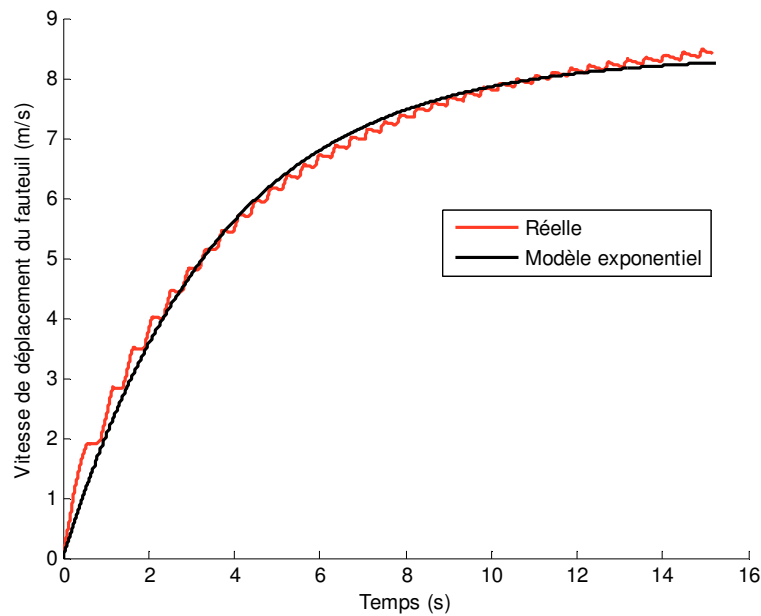


Figure 5.2 Données réelles de la vitesse en fonction du temps et régression exponentielle associée pour une épreuve de 100 m.

Les résultats réels ont été obtenus sur ergomètre suite à un essai d'effort maximal par un athlète élite T54 typique, tandis que la régression exponentielle provient de l'équation (5.1) ($R^2 = 0,9923$).

L'intégration de l'équation de la vitesse (5.1) permet d'obtenir l'expression de la position en fonction du temps (équation (5.2)) :

$$x(t) = \int_0^{t_f} v(t) dt = \int_0^{t_f} v_{max} \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}} \right) dt = v_{max} \left(t_f + \tau \left(e^{-\frac{t_f}{\tau}} - 1 \right) \right) \quad (5.2)$$

Il est possible de déterminer ensuite l'influence de la variation du temps de course (t_f) lors d'un 100 m sur les deux paramètres du modèle (v_{max} et τ) en calculant en première approximation la différentielle de $x(t)$:

$$dx = \frac{\partial x(t)}{\partial v_{max}} dv_{max} + \frac{\partial x(t)}{\partial \tau} d\tau + \frac{\partial x(t)}{\partial t_f} dt_f \quad (5.3).$$

En posant dans un premier temps que τ est constant ($d\tau = 0$) et puisque $dx = 0$ (la distance parcourue reste constante), l'équation (5.3) peut se réécrire :

$$dv_{max} = - \frac{v_{max} \left(1 - e^{-\frac{t_f}{\tau}}\right)}{t_f + \tau \left(e^{-\frac{t_f}{\tau}} - 1\right)} dt_f \quad (5.4).$$

De la même manière, il est possible de déterminer l'importance de τ , pour un v_{max} constant en posant $dv_{max} = 0$:

$$d\tau = \frac{\left(1 - e^{-\frac{t_f}{\tau}}\right)}{\left(e^{-\frac{t_f}{\tau}} - 1\right) + t_f e^{-\frac{t_f}{\tau}}} dt_f \quad (5.5).$$

À partir de ces équations, il est possible d'estimer que pour obtenir une diminution du temps de course de 4% (telle que suggérée par le Tableau 1.2 pour les athlètes de Sherbrooke), un athlète doit augmenter sa vitesse maximale de 5,1% ou diminuer la constante de temps de 18,1% (Tableau 5.2 et Figure 5.3). De plus, en calculant l'aire sous la courbe de la puissance dans le temps⁵ (Figure 5.4), il est possible d'estimer que le travail total actuellement nécessaire par le modèle pour parcourir une distance de 100 m en 15,26 s est de 3 926 J (Tableau 5.3). De la même manière, on peut estimer que le travail total nécessaire à l'augmentation de la vitesse ou de la constante de temps est de 4 259 J et de 4 015 J respectivement.

⁵ La courbe de puissance dans le temps est obtenue telle que présentée à la section 3.4 et en utilisant les données estimées pour un athlète, tel que démontré à l'Annexe 10.4.1.

Tableau 5.2 Influence d'une variation du temps de course de 4% sur les deux paramètres calculée à partir de la régression exponentielle, alors qu'un des deux paramètres est constant.

	Valeur nominal du modèle	Variation p/r à la valeur nominale	Valeur finale	Variation relative
t_f (s)	15,26	-0,61	14,65	4%
v_{max} (m·s ⁻¹)	8,26	0,42	8,68	5,1%
τ (s)	3,60	- 0,65	2,95	-18,1%

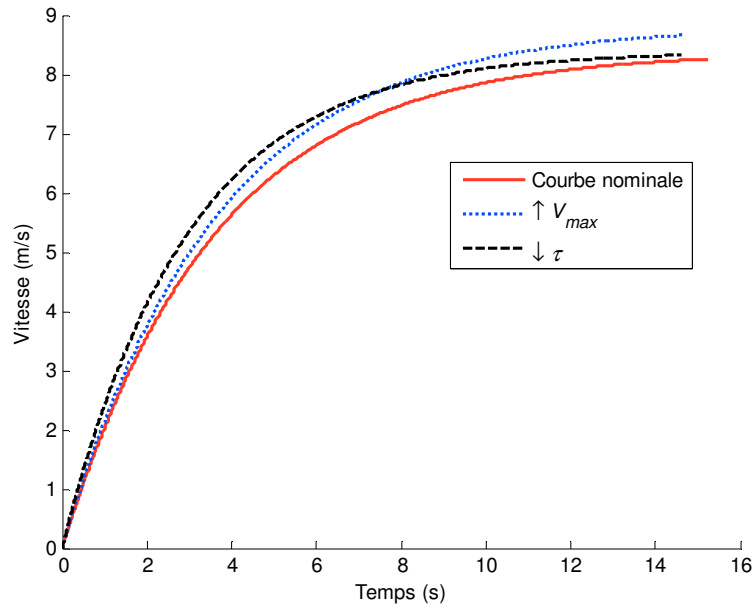


Figure 5.3 Influence d'une variation de v_{max} de +5,1% et de τ de -18,1% par rapport à la courbe nominale de vitesse en fonction du temps obtenue à partir du modèle exponentiel pour un 100 m.

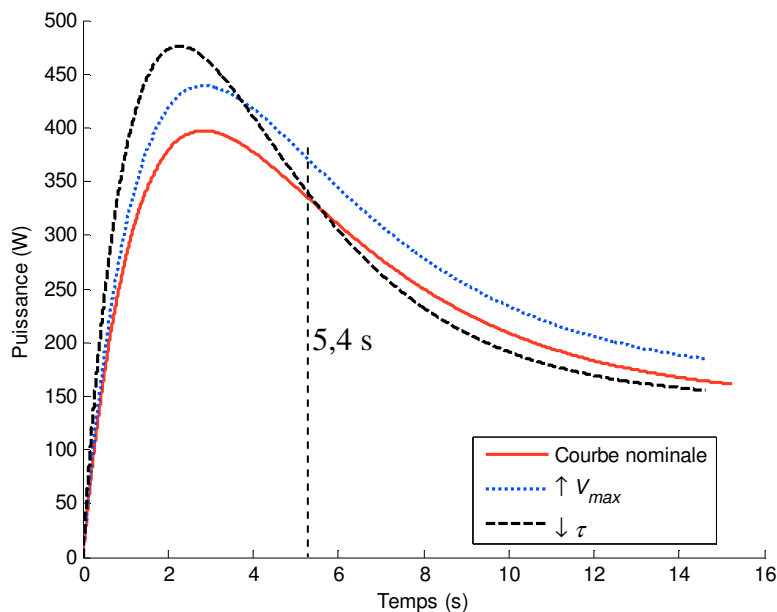


Figure 5.4 Influence d'une variation de v_{max} de +5,1% et de τ de -18,1% par rapport à la courbe nominale de puissance en fonction du temps obtenue à partir du modèle exponentiel pour un 100 m.

En regardant les courbes de la Figure 5.4, on constate que l'augmentation du travail nécessaire à l'augmentation de la vitesse maximale de 5,1% est répartie sur toute la durée de la course par rapport à la courbe nominale du modèle tandis que la diminution de la constante de temps de 18,1% doit s'effectuer sur les 5,4 premières secondes. Par conséquent, l'athlète devra augmenter son travail par rapport à la courbe nominale de 333 J sur les 14,65 s de course (soit 15,26 s moins 4%), tandis qu'il devra produire 313 J de plus dans les 5,4 premières secondes de la course (Tableau 5.3).

Tableau 5.3 Travail par cycle de poussée nécessaire à la diminution du temps de course de 4% pour les deux paramètres calculé à partir du modèle exponentiel, alors qu'un des deux paramètres est constant.

⁽¹⁾ En supposant une fréquence de poussée de 2 Hz.

	Valeur nominale du modèle	$v_{max}+5,1\%$	$\tau-18,1\%$
Travail total (J)	3 926	4 259,0	4 015
Temps disponible pour produire le travail (s)	-	14,65	5,4
Nombre de cycles sur le temps disponible ⁽¹⁾	-	29,3	8,0
Travail à produire sur le temps disponible (J)	-	333	313
Travail à produire par cycle ⁽¹⁾ (J/cyc)	-	11,4	39,1

En supposant que l'athlète pousse à une fréquence de 2 Hz (référence Chapitres 2 et 3), on estime qu'il devra produire en moyenne 11,4 J/cycle de plus afin d'augmenter sa vitesse maximale de 5,1%, tandis qu'il devra en produire 39,1 J/cycle afin de diminuer la constante de temps de 18,1% (Tableau 5.3), soit plus du triple du travail par cycle nécessaire à l'augmentation de la vitesse maximale.

5.1.2 Régime permanent

En supposant que la vitesse tout au long de l'épreuve est constante (i.e. on néglige les départs, les montées, les relances, etc.), une diminution du temps de course (dt) résulte en une augmentation de la vitesse atteinte (dv) équivalente et ce, pour une distance parcourue totale constante x , puisque :

$$dx = vdt \tag{5.6}$$

Ce modèle est davantage valide pour les épreuves de 800 m et plus. À partir de données d'aérodynamisme obtenues en soufflerie au CNRC (2011) [107] et des données de masses des athlètes (Tableau 5.4), il est possible d'estimer les pertes en puissance (P_P), en fonction de la vitesse de cet athlète, qu'entraîne une augmentation de la vitesse de 4% (Figure 5.5). Les pertes aérodynamiques (P_A) et de frottement (P_R) sont données par :

$$P_P = P_A + P_R \quad (5.7)$$

$$\text{Où } P_A = F_A v = \left(\frac{1}{2} \rho c_d A v^2 \right) v \quad (5.8)$$

$$P_R = F_R v = \left(m_t g (\mu_r + k_f v^2) \right) v \quad (5.9)$$

où F_A et F_R représentent les forces aérodynamiques et de frottement, ρ est la densité de l'air, A est l'aire frontale, v est la vitesse de déplacement du fauteuil, c_d est le coefficient de traînée, m_t est la masse du système athlète-fauteuil, g la constante gravitationnelle, μ_r est le coefficient de frottement dépendant du revêtement et de la pression des pneus [88] et k_f est un coefficient d'influence de la vitesse sur le frottement [88].

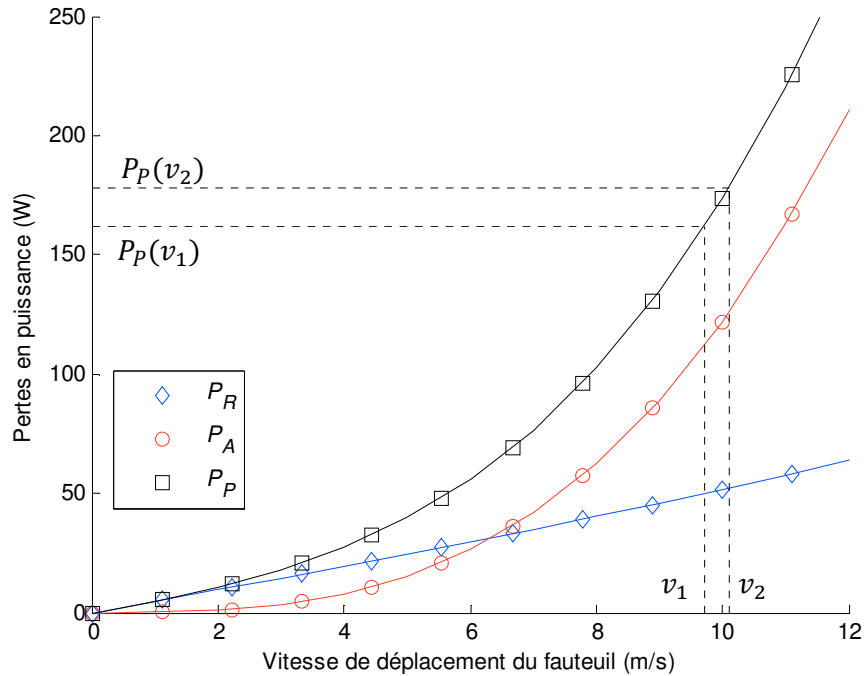


Figure 5.5 Pertes en puissance en fonction de la vitesse, pour un athlète masculin typique élite T54.

L'athlète doit produire 16,3 W ($P_P(v_2) - P_P(v_1)$) de plus pour passer d'une vitesse de $9,72 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (v_1) à $10,11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (v_2).

Un athlète masculin typique élite T54 participant au projet possède une vitesse de régime permanent d'environ $9,72 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et nécessite une vitesse de $10,11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ afin de diminuer son temps de course de 4%. À partir de ces données et des équations ci-hauts, on peut donc estimer (Tableau 5.4) qu'un athlète doit augmenter sa puissance d'environ 16,3 W et ce, pour chacun des cycles de poussée en régime permanent, afin que ce dernier augmente sa vitesse maximale de 4%. En supposant que cet athlète pousse à une fréquence d'environ 2 Hz, il devra produire 8,6 J de plus par cycle⁶, ce qui est du même ordre de grandeur que l'augmentation du travail estimée en régime transitoire pour obtenir une augmentation de la vitesse maximale de 5,1%.

Tableau 5.4 Données aérodynamiques et de masse des athlètes ainsi que l'estimation des pertes aérodynamiques et de frottement obtenues à partir de l'équation (5.7).

v_1 est la vitesse nominale et v_2 est la vitesse nominale majorée de 4%. ⁽¹⁾ CNRC [107]. ⁽²⁾ Fuss, 2009 [88].
⁽³⁾ $\Delta P_P = P_P(v_2) - P_P(v_1)$.

$c_d A$ ⁽¹⁾	ρ ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	μ_r ⁽²⁾	k_f ⁽²⁾ ($\text{s}^2\cdot\text{m}^{-2}$)	m_t (kg)	v_1 ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	v_2 ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	ΔP_P ⁽³⁾ (W)
0,200	1,22	0,007	$5e^{-6}$	70	9,72	10,11	16,3

5.1.3 Résumé sur la quantification du critère d'évaluation de la performance

À la lumière des données présentées, on constate que l'athlète peut diminuer son temps de course de 4% en régime transitoire (courses de courtes distances) en augmentant la vitesse maximale atteinte de 5,1% ou en diminuant sa constante de temps reliée à l'accélération initiale de 18,1%, tandis qu'il peut diminuer son temps de course en régime permanent (course de longue distance) de 4% en augmentant sa vitesse maximale de 4%. Ces variations se traduisent par une augmentation de travail par cycle, qui sont résumés au Tableau 5.5 et qui varient entre 8 et 40 J d'énergie de plus par cycle de poussée dépendamment du type de course et du paramètre à améliorer.

⁶ Travail par cycle (J) = Puissance (W=Js) divisée par la fréquence (1/s).

Tableau 5.5 Travail par cycle de poussée nécessaire à la diminution du temps de course de 4% dépendamment du type de course et du paramètre amélioré.

	Régime transitoire (courtes distances)	Régime permanent (longues distances)
Variation de τ (s)	-18,1 %	-
Augmentation du travail nécessaire par cycle pour atteindre la variation	+ 39,1 J/cyc	-
Variation de v_{max} (m·s ⁻¹)	+5,1 %	+4,0 %
Augmentation du travail nécessaire par cycle pour atteindre la variation	+11,4 J/cyc	+8,6 J/cyc

5.2 Avenues d'améliorations potentielles

Trois approches peuvent être considérées afin d'augmenter le travail produit l'athlète, soit :

- i) augmenter l'aire sous la courbe de la puissance en fonction du temps (Figure 5.6-B);
- ii) augmenter le nombre de cycles de poussée dans le temps (Figure 5.6-C); ou
- iii) diminuer les pertes.

L'augmentation de l'aire sous la courbe de la puissance dans le temps peut s'obtenir par l'augmentation de l'amplitude de la puissance atteinte à chaque poussée (Figure 5.6-B, poussée de gauche) ou par l'augmentation de la durée de la période de contact (Figure 5.6-B, poussée de droite). Le nombre de cycles de poussée peut, quant à lui, être augmenté (Figure 5.6-C) en augmentant la fréquence à laquelle un athlète pousse ou en évitant de manquer des poussées. Le Tableau 5.6 détaille davantage les trois approches proposées et établit la liste complète des avenues d'améliorations potentielles pour chacune de ces approches.

Les sections qui suivent permettront de quantifier l'influence de chacune de ces opportunités sur l'augmentation du travail que produisent les athlètes. Cette augmentation est nécessaire à la diminution de leur temps de course de 4% (se référer au Tableau 1.2).

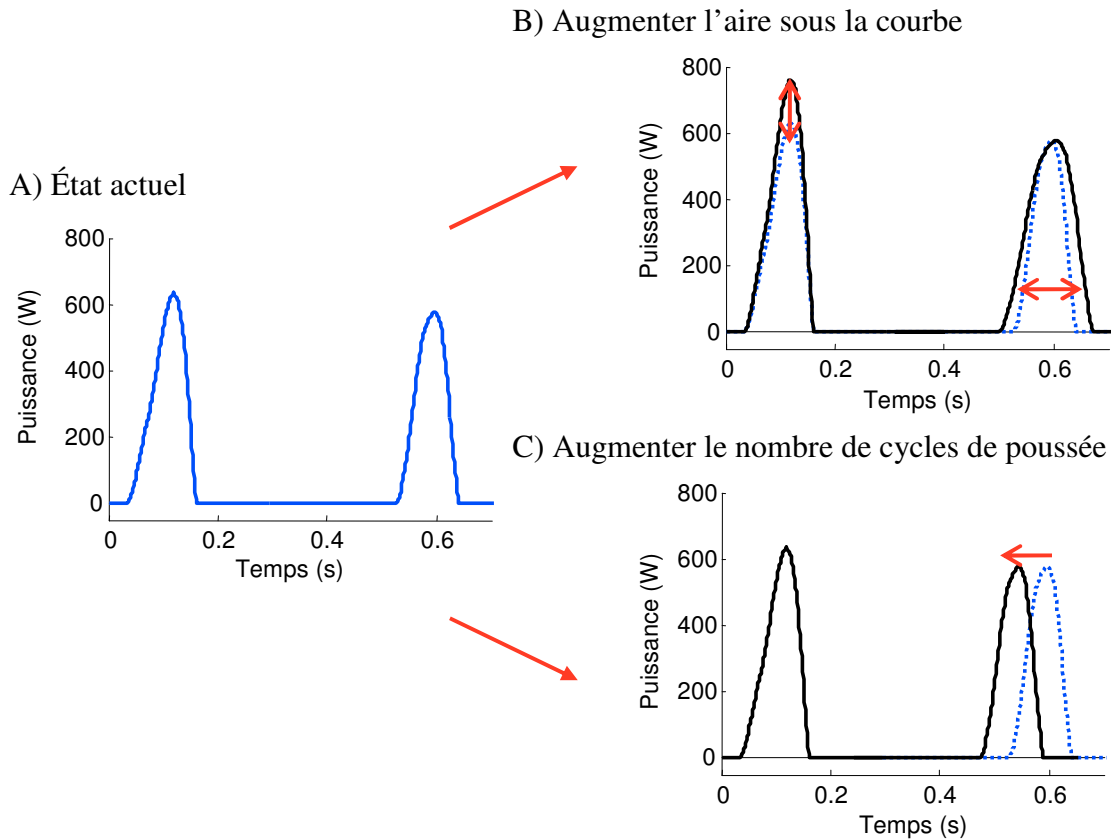
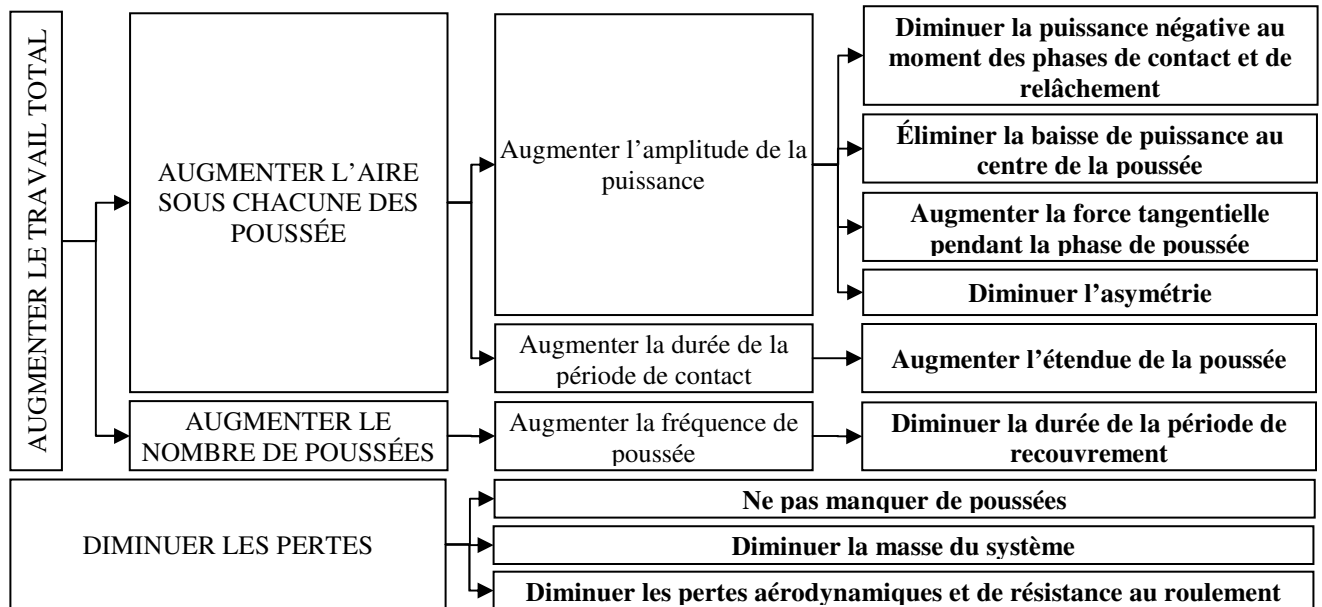


Figure 5.6 Schématisation de la puissance dans le temps.

A) État actuel. B) Cycles de poussée dont l'amplitude (poussée de gauche) et la durée (poussée de droite) ont été augmentées. C) Diminution de la durée de la période de recouvrement afin d'augmenter la fréquence.

Tableau 5.6 Détails des avenues d'améliorations potentielles.



5.2.1 Amplitude de la puissance

La première méthode pouvant être utilisée afin d'augmenter l'aire sous la courbe de chacune des poussées et, par conséquent, le travail total produit par l'athlète, est d'augmenter l'amplitude de la puissance sur tout le temps de cycle. Ceci peut se traduire par l'élimination des pertes en puissance possibles au début et à la fin de chaque cycle, par l'augmentation de la puissance produite au centre du cycle de poussée, par l'augmentation de la force appliquée au cerceau pendant toute la poussée ainsi que par la diminution de l'asymétrie des athlètes.

Puissance négative au moment des phases de contact et de relâchement

Chez quelques athlètes testés en laboratoire, la présence d'une puissance négative a été remarquée au début du cycle de poussée, au moment où le gant entre en contact avec le cerceau (Figure 5.7-A), ainsi qu'à la fin du cycle, au moment du relâchement du contact entre le gant et le cerceau (Figure 5.7-B). Des études effectuées avec des utilisateurs de fauteuils standards ont d'ailleurs démontré qu'il y aurait présence d'un travail négatif au moment du contact, pour une vitesse de déplacement du fauteuil variant entre 1,11 et 4,16 m·s⁻¹ [7; 68]. Cependant, l'explication du phénomène ou même la preuve d'une présence du travail négatif chez les athlètes en fauteuil roulant d'athlétisme n'ont pas été répertoriées lors de la revue de littérature.

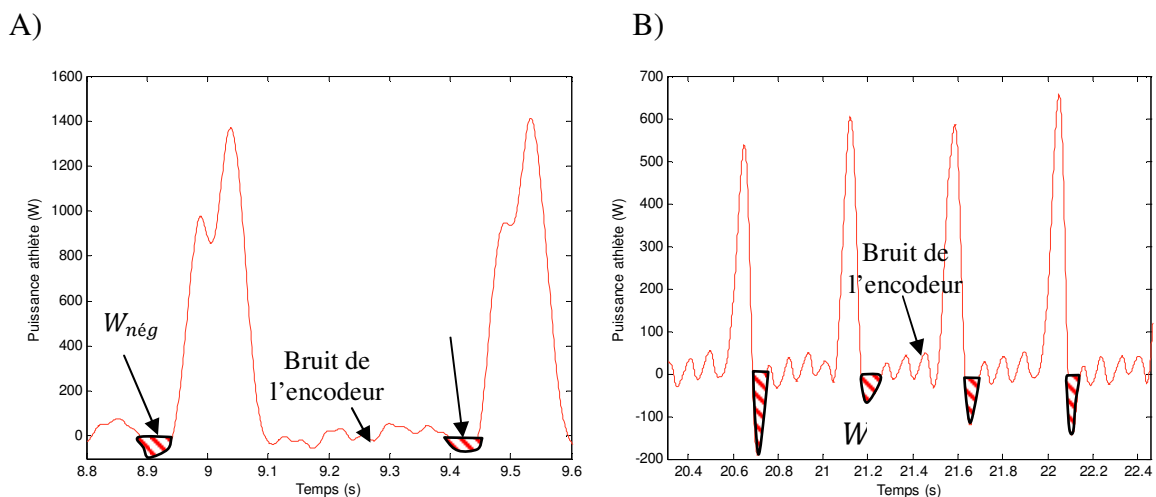


Figure 5.7 Présence de travail négatif A) au début et B), à la fin du cycle.

Données mesurées avec un athlète masculin T54 lors d'un test d'accélération maximale sur ergomètre, sans résistance, pour une vitesse de déplacement d'environ 9,2 m·s⁻¹. W_{nég} : travail négatif.

Ces diminutions de puissance se traduisent par des pertes en travail par cycle variant entre 4 et 16% selon l'athlète et la vitesse (exemple pour un athlète typique à la Figure 3.10). En supposant qu'un athlète produit environ 100 J par cycle à une vitesse de $9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (référence Figure 3.10), cette perte en puissance se traduit par une diminution de 4 à 16 J par cycle, soit dans l'ordre de grandeur de ce qui est nécessaire pour augmenter la vitesse maximale de 5,1% et ainsi, diminuer le temps de course de 4%.

Baisse de puissance au centre de la phase de poussée

Chez quelques athlètes testés en laboratoire (cf. chapitre 3), la présence d'une baisse de puissance a été remarquée au centre du cycle de poussée (Figure 5.8). Cette baisse au centre du cycle se traduit par une diminution du travail total produit par cycle, variable selon les athlètes, qui s'estompe généralement avec la vitesse puisque la durée de la période de contact diminue. La perte de travail associée est difficilement estimable puisqu'il faudrait être en mesure de connaître le patron de puissance attendu pour chacun des cycles de poussée, ce qui n'est pas possible. Par conséquent, il est difficile d'exprimer l'impact qu'aurait la réduction, voire même l'élimination, de cette baisse en puissance sur le travail total produit. Cependant, en supposant que la puissance attendue de la Figure 5.8 est représentée par la surface à motif lignée rouge, on pourrait estimer que cet athlète a perdu environ 28% de travail dû à la baisse en puissance au milieu du cycle. En supposant que cet athlète produit 100 J par cycle à $9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (cf. Figure 3.10), cette perte en puissance se transpose par une diminution d'environ 28 J par cycle, ce qui est supérieur à ce qui serait théoriquement nécessaire pour augmenter la vitesse maximale de 5,1% et diminuer le temps de course d'un athlète de 4%.

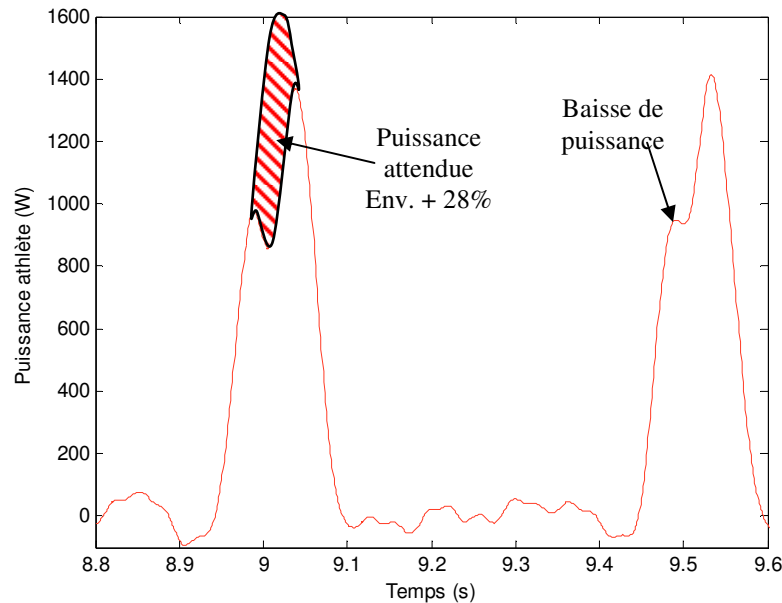


Figure 5.8 Présence d'une baisse en puissance au centre du cycle de poussée.

Données mesurées avec un athlète masculin T54 lors d'un test d'accélération maximale sur ergomètre, sans résistance, pour une vitesse de déplacement d'environ $9,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Force tangentielle pendant la phase de poussée

La force qu'applique un athlète au cerceau pendant la phase de poussée se décompose en forces tangentielles, lui permettant de déplacer le fauteuil, ainsi qu'en forces radiales et axiales, nécessaires à la création de la force de frottement entre le gant et le cerceau. Afin d'estimer l'impact de la variation de la force tangentielle produite sur le cerceau pendant tout le cycle de poussée sur la performance des athlètes, un modèle prédictif de la performance sur un 100 m a été élaboré.

Le modèle se base sur des données expérimentales obtenues lors de tests d'effort maximal sur ergomètre, pour un athlète typique masculin T54 de l'équipe de développement. Ces données comprennent la force appliquée par l'athlète au rouleau, la vitesse de déplacement du fauteuil ainsi que les angles et les fréquences de poussée. Ce modèle tient aussi compte des données de masses du système, de dimensionnement du fauteuil, des données d'aérodynamismes obtenues lors de visites au CNRC (2011) [107] ainsi que de la résistance au mouvement.

Le modèle simule chacun des cycles de la poussée et parcourt une distance donnée, dans le présent cas, 100 m (Figure 5.9). Cette distance a été utilisée afin d'éviter la modélisation de la

fatigue, qui varie grandement en amplitude et en forme d'un athlète à l'autre et selon la course. Un essai a servi de calibration au modèle tandis que six autres ont été utilisés pour le valider. L'explication détaillée du modèle est présentée à l'Annexe 10.4.

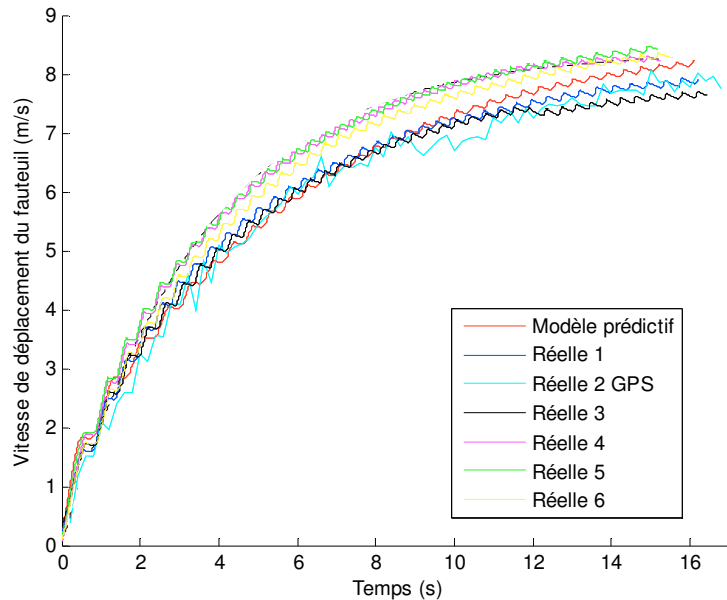


Figure 5.9 Vitesse de déplacement du fauteuil en fonction du temps pour six courbes expérimentales et une courbe provenant du modèle prédictif.

Cinq des temps ont été obtenus lors d'une simulation sur ergomètre d'un 100 m en utilisant les paramètres réels de la piste, tandis que le 6^e temps a été effectué à l'extérieur et mesuré à l'aide d'un GPS 5 Hz.

Le modèle permet de modifier certains paramètres tels que l'amplitude de la force appliquée, l'étendue de la poussée (PA) sur le cerceau, la durée de la période de recouvrement (t_r) ainsi que la masse et les caractéristiques aérodynamiques du système. Il permet de voir leur influence sur le temps de course de l'athlète. Ainsi, en ne faisant varier que l'amplitude de la force tangentielle maximale produite, le modèle prédictif démontre que l'athlète doit augmenter la force qu'il produit à chacun des cycles d'environ 12,6% (Figure 5.10) s'il veut diminuer son temps de course de 4% et ce, pour une course de 100 m. Cela se traduit par une augmentation de travail sur tout le temps de course d'environ 202 J, soit 6,3 J par cycle, en considérant que le modèle effectue 32 cycles de poussée, ce qui est dans l'ordre de grandeur de l'estimation obtenue à la section 5.1 pour la variation de vitesse maximale.

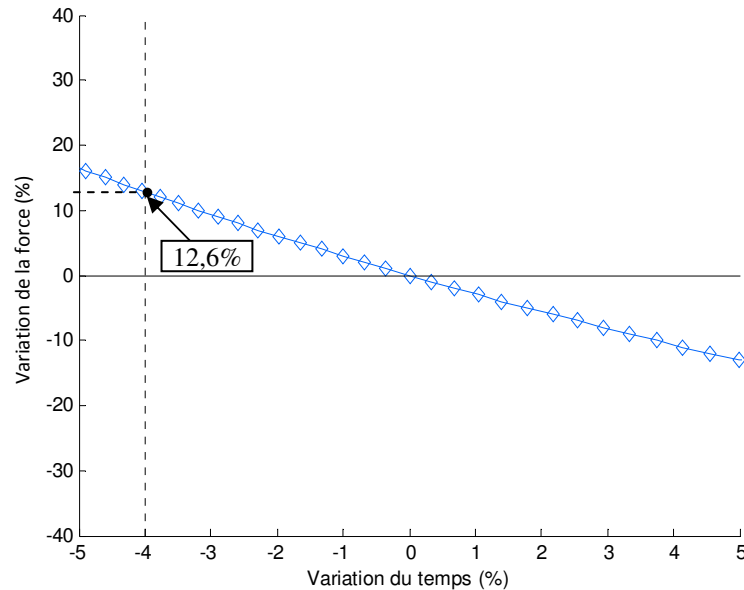


Figure 5.10 Variation de la force de l'athlète en fonction de son influence sur le temps de course d'un 100 m obtenue à partir du modèle prédictif.

Une augmentation de la force tangentielle maximale de 12,6% requiert, pour l'athlète typique utilisé pour le modèle, une force moyenne de 85,8 N sur 100 m, comparativement aux 78,8 N qu'il produit présentement. Puisque des athlètes de développements et experts ont déjà démontré en laboratoire être en mesure d'atteindre des forces moyennes au-delà de 100 N sur des distances supérieures à 100 m (référence Figure 3.6), il est réaliste de croire que cette augmentation de production de force serait physiologiquement réalisable chez cet athlète.

Asymétrie de la poussée

Lors de quelques camps d'entraînement effectués avec les athlètes et suite à des observations effectuées en laboratoire, il a été constaté que plusieurs athlètes présentent de l'asymétrie dans la trajectoire de la main pendant la période de recouvrement (Figure 5.11).

Il n'a pas été possible de quantifier en laboratoire l'impact de l'asymétrie du mouvement sur la production de puissance pendant le cycle de poussée puisque l'ergomètre n'était pas adéquatement équipé. On peut s'attendre néanmoins à ce que la puissance produite soit moindre d'un des deux côtés puisque l'athlète a, entre autres, moins de distance pour accélérer son membre supérieur et atteindre une vitesse suffisante au moment du contact, créant potentiellement un travail négatif pendant cette phase.



Figure 5.11 Asymétrie remarquée lors de la phase de recouvrement chez trois athlètes élités T54.

A) *Sprinter masculin*, B) *marathonienne féminin* et C), *marathonien masculin*.

La diminution de puissance d'un membre par rapport à l'autre peut aussi augmenter le risque de pivotement du fauteuil autour de l'axe vertical (axe z), risquant d'entraîner un débordement du fauteuil dans le corridor voisin et par conséquent, une disqualification selon l'épreuve. Pour éviter à cette situation, l'athlète doit utiliser les muscles du tronc pour ramener le fauteuil dans le droit chemin et dans le cas où les muscles de ce dernier ne fonctionnent pas (athlètes classés T53 et moins, ainsi que quelques T54), il doit alors pousser plus fort du côté où son membre supérieur est le plus faible, diminuant alors la puissance produite dans ce cycle. Bien que non quantifiée, on peut croire que la diminution de l'asymétrie dans la poussée pourrait augmenter les performances des athlètes et ce, peu importe la discipline. À notre connaissance, aucune étude de la revue de littérature n'affirme avoir quantifié l'importance de l'asymétrie sur la performance des athlètes ni ne semble avoir même observé ce phénomène.

5.2.2 Durée de la période de contact

La deuxième méthode pouvant être utilisée pour augmenter l'aire sous la courbe de chacune des poussées et par conséquent, du travail total produit par l'athlète, est d'augmenter la durée de la période de contact pour chacun des cycles. Ceci peut se traduire, pour une vitesse de déplacement constante, par une augmentation de l'étendue de la poussée (PA), telle qu'illustrée à l'équation (5.10) :

$$PA = \omega PT \quad (5.10)$$

où ω est la vitesse de rotation du cerceau et PT est la durée de la période de contact. Afin d'estimer l'importance de l'étendue de la poussée sur la performance des athlètes, il est aussi possible d'utiliser le même modèle prédictif de la performance au 100 m que celui de l'Annexe 10.4. Ainsi, en ne faisant varier que l'étendue de la poussée pendant chacun des cycles, le modèle prédictif démontre que l'athlète doit augmenter d'environ 30% (Figure 5.12) l'étendue de sa poussée s'il veut diminuer son temps de course de 4%, qui se traduit par une augmentation de travail sur tout le temps de course d'environ 202 J, soit 7,2 J par cycle en moyenne, en considérant que le modèle effectue 28 cycles de poussée pour réduire le temps de course de 4%, ce qui est dans l'ordre de grandeur de l'estimation obtenue à la section 5.1 pour la variation de vitesse maximale.

Une augmentation de 30% requiert, pour l'athlète typique utilisé dans le modèle, qu'il ait une étendue de la poussée de près de 208° en moyenne, comparativement au 163° d'étendue actuelle. Puisque plusieurs athlètes testés en laboratoire lors d'études préliminaires ont démontré être en mesure d'atteindre des angles au-delà de 200° (cf. Figure 3.14), il est réaliste de croire que cette augmentation de l'ordre de 30% serait physiquement possible chez cet athlète.

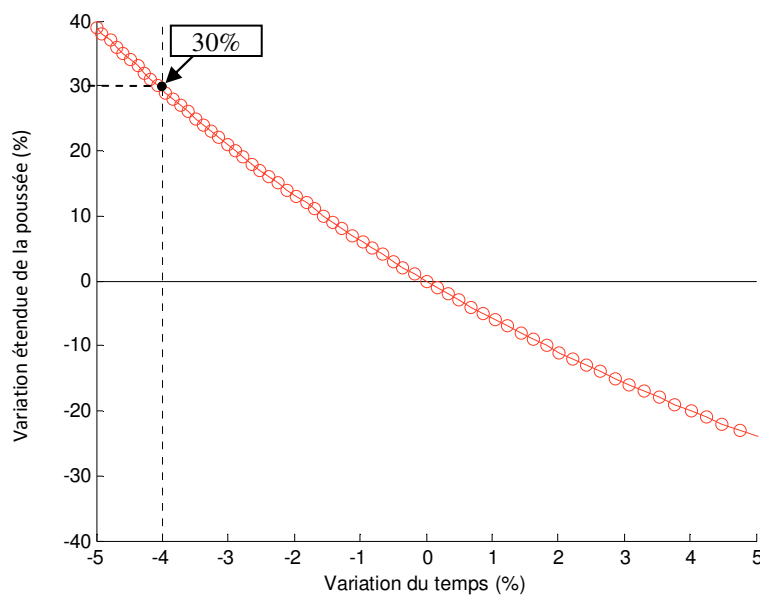


Figure 5.12 Variation de la l'étendue de la poussée de l'athlète en fonction de son influence sur le temps de course d'un 100 m obtenue à partir du modèle prédictif.

5.2.3 Fréquence de poussée

Une autre des méthodes pouvant être utilisée pour augmenter le travail total que produit l'athlète sur un temps de course donné est d'augmenter le nombre de poussées effectuées sur cette période, qui se traduit par une diminution de la durée de la période de recouvrement. Afin d'estimer l'importance de la durée de la période de recouvrement sur la performance des athlètes, il est aussi possible d'utiliser le même modèle prédictif de la performance au 100 m que celui de l'Annexe 10.4

En variant la valeur de la durée de la période de recouvrement de chacun des cycles de poussée, le modèle prédictif démontre que l'athlète doit diminuer d'environ 28,8% (Figure 5.13) la durée de la période de recouvrement s'il veut diminuer son temps de course de 4%. Cela se traduit par une augmentation de travail sur tout le temps de course d'environ 202 J, soit 5,5 J par cycle, en considérant que le modèle effectue 37 cycles de poussée pour réduire le temps de course de 4%, ce qui est dans l'ordre de grandeur de l'estimation obtenue à la section 5.1 pour la variation de vitesse maximale.

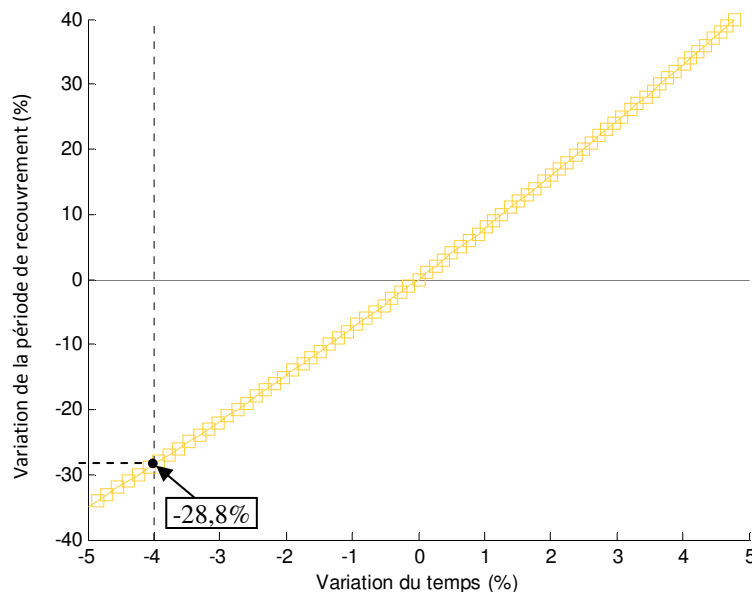


Figure 5.13 Variation de la durée de la période de recouvrement de l'athlète en fonction de son influence sur le temps de course d'un 100 m obtenue à partir du modèle prédictif.

Cette augmentation requiert, pour le présent athlète, une diminution moyenne de la durée de la période de recouvrement d'environ 0,20 s pour atteindre une fréquence de poussée de 1,9 Hz, comparativement à la durée actuelle d'environ 0,26 s sur 100 m, ce qui résulte en une fréquence de poussée de 1,7 Hz. Plusieurs athlètes ont démontré en laboratoire (cf. Figure 3.12) d'être en mesure d'atteindre des fréquences de poussée au-delà de 2 Hz alors que le présent athlète ne pousse qu'à une fréquence de 1,7 Hz. Il est par conséquent réaliste de croire que ce dernier pourrait diminuer la durée de la période de recouvrement afin d'augmenter sa fréquence de poussée.

5.2.4 Pertes

Une dernière méthode pouvant être mise en œuvre afin d'augmenter le travail est de diminuer les pertes tout au long de l'épreuve. Ceci peut s'effectuer en évitant de manquer une poussée, en diminuant la masse totale du système athlète-fauteuil ainsi qu'en diminuant l'aire frontale et/ou le coefficient de traînée.

Manquer une poussée

Les pertes peuvent être réduites en diminuant le nombre de fois où l'athlète rate une poussée. Ces poussées manquantes peuvent survenir suite à un glissement du gant sur le cerceau au moment du contact ou pendant la phase de poussée, ou par un déplacement de l'épaule dans l'espace.

Dans les deux cas, il n'est actuellement pas possible de quantifier expérimentalement le travail perdu par une poussée manquée. On peut néanmoins l'estimer. Supposons que l'athlète produit sur une distance de 100 m un travail moyen par poussée d'environ 100 J (le modèle prédictif présenté dans les sections précédentes donne un travail total de 3 291 J, pour 34 poussées, soit 96 J/cycle). Par conséquent, si l'athlète manque une seule poussée, il perd environ 3% du travail total qu'il doit produire, soit 2,8 J par cycle en moyenne. Ce manque sera plus grand en début de course puisque le travail produit par cycle diminue avec l'augmentation de la vitesse de déplacement (cf. Figure 3.10). C'est aussi à ce moment qu'il a été remarqué que les athlètes glissent sur leur cerceau. Même si un travail de 2,8 J est inférieur

à celui requis pour diminuer le temps de course des athlètes de 4%, cette perte peut augmenter rapidement si l'athlète glisse à plusieurs reprises, surtout en début de course.

Masse du système athlète-fauteuil

Afin d'estimer l'importance de la masse sur la performance des athlètes, il est aussi possible d'utiliser le modèle prédictif de la performance au 100 m que celui de l'Annexe 10.4.

Ainsi, en ne faisant varier que la masse du système athlète-fauteuil, le modèle prédictif démontre qu'une diminution de la masse de 12,4% (Figure 5.14), soit 9,1 kg pour un système de 73 kg, est nécessaire afin de diminuer le temps de course de 4%. Cela se traduit par une diminution de travail sur tout le temps de course d'environ 202 J, soit -6,3 J par cycle, en considérant que le modèle effectue 32 cycles de poussée, ce qui est dans l'ordre de grandeur de l'estimation obtenue à la section 5.1 pour la variation de vitesse maximale.

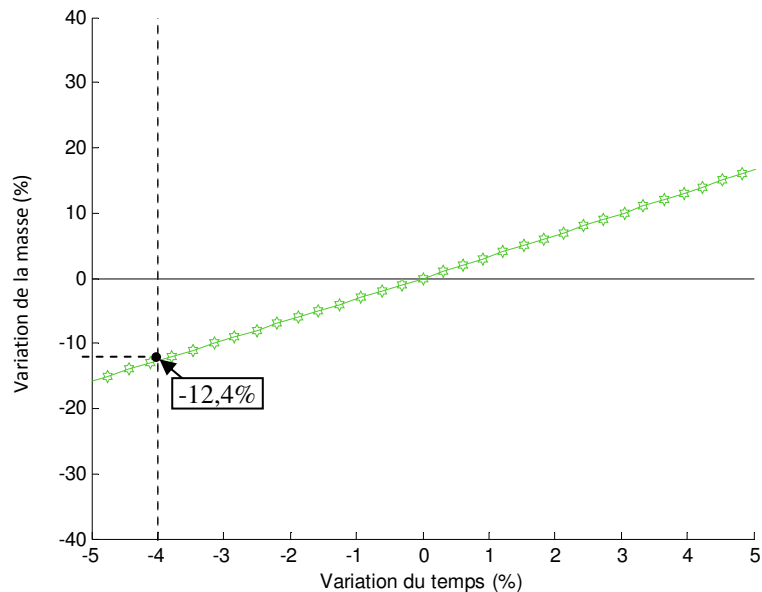


Figure 5.14 Variation de la masse du système athlète-fauteuil en fonction de son influence sur le temps de course d'un 100 m obtenue à partir du modèle prédictif.

Néanmoins, cette baisse de 9,1 kg pour un système athlète-fauteuil de 73 kg (13 kg pour le fauteuil et 60 kg pour l'athlète) est considérable. En effet, considérant que les fauteuils roulants actuels sont déjà épurés, il en reviendrait à l'athlète de réduire sa propre masse. Cette diminution de masse corporelle de près de 15% est relativement énorme et il serait utopique de

croire que certains athlètes pourraient perdre autant de masse. Par conséquent, une diminution de la masse totale du système pourrait être bénéfique pour des athlètes en surpoids, mais ce ne serait pas une opportunité d'amélioration pour tous.

Caractéristiques aérodynamiques du système athlète-fauteuil

Toujours à partir du modèle prédictif (Annexe 10.4), il est possible d'estimer l'importance des caractéristiques aérodynamiques d'un athlète dans son fauteuil. À cet effet, la Figure 5.15 démontre qu'une diminution du coefficient de traînée et/ou de l'aire frontale ($c_d A$) de plus de 100% serait nécessaire à l'atteinte de l'objectif d'une diminution de 4% en temps lors de l'épreuve du 100 m. En effet, puisque l'athlète ne passe que très peu de temps à haute vitesse, il est normal de retrouver de tels résultats. On pourrait alors s'attendre à ce que le coefficient de traînée et l'aire frontale influencent par conséquent des épreuves au-delà de 100 m.

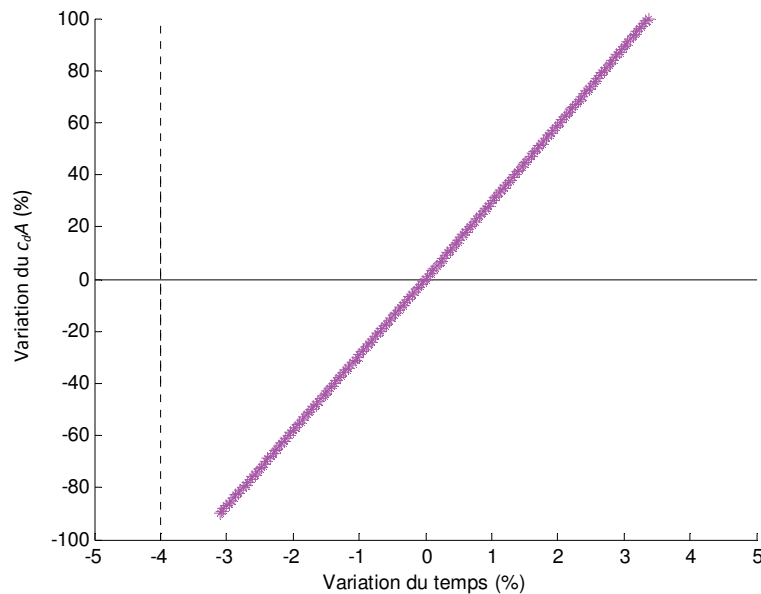


Figure 5.15 Variation du coefficient de traînée et d'aire frontale de l'athlète en fonction de son influence sur le temps de course d'un 100 m obtenue à partir du modèle prédictif.

En effet, il est possible d'estimer la diminution du coefficient de traînée et de l'aire frontale ($c_d A$) nécessaires à l'augmentation de la vitesse de 4% d'une course de longue distance se déroulant en régime permanent à $9,72 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (cf. section 5.1), soit $10,11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et ce, en considérant que la force produite par l'athlète reste constante pour les deux conditions, i.e. :

$$\frac{1}{2}v^2\rho(c_dA)\Big|_{v=9,72\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}} = \frac{1}{2}v^2\rho(c_dA)\Big|_{v=10,11\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}}. \quad (5.11).$$

Selon le Tableau 5.4, la valeur de la densité de l'air (ρ) lors des tests effectués en soufflerie au CNRC [107] était de $1,22\text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ tandis que le coefficient de trainée fois l'aire frontale (c_dA) était de 0,23 en moyenne. Avec ces données, il est possible d'estimer que le coefficient c_dA doit diminuer à 0,208, soit de 9,5%, afin que l'athlète puisse augmenter sa vitesse tout en conservant une même force moyenne pendant la poussée, soit une diminution de 3,3 J en moyenne par cycle.

Dans les dernières années, l'ajout de règlements limitant l'utilisation de déflecteurs de vent a diminué les chances de minimiser le coefficient de trainée. De plus, les athlètes de longues distances ont de la difficulté à être inclinés vers l'avant pour de longues minutes afin de réduire l'aire frontale puisque cette position leur occasionne des douleurs cervicales. Par conséquent, une diminution du coefficient c_dA pourrait être bénéfique pour des athlètes assis hauts et pouvant supporter d'être rabaissés, mais elle ne serait pas une opportunité d'amélioration pour tous.

L'objectif visé par cette section était de lister et de quantifier tous les paramètres pouvant influencer le travail que produisent les athlètes en fauteuil roulant d'athlétisme sur un temps donné. Il a été démontré que l'augmentation de la puissance produite à différents moments du cycle de poussée, de la force tangentielle appliquée au cerceau, de la durée de la période de contact ainsi que de la fréquence de poussée pourraient augmenter le travail par cycle de 4 à 28 J. Néanmoins, plusieurs limitations et contraintes potentielles pourraient empêcher l'implémentation de ces opportunités avec les athlètes; c'est ce que détaille la section suivante.

5.3 Contraintes et limitations potentielles

À la section précédente, plusieurs avenues d'améliorations potentielles de la performance ont été détaillées et nombreuses de ces avenues semblent prometteuses. Néanmoins, ces opportunités pourraient être limitées ou contraintes par plusieurs facteurs, tels que présentés au Tableau 5.7. Les sections qui suivent détaillent davantage chacune de ces limitations.

Tableau 5.7 Avenues d'améliorations et limitations potentielles associées.

Avenues d'amélioration	Limitations potentielles
Augmenter puissance : début du cycle	Vitesse de déplacement du membre supérieur
Augmenter puissance : centre du cycle	Aucune limitation actuellement identifiée
Augmenter puissance : fin du cycle	Vitesse de rotation du poignet
Augmenter force tangentielle	Pivotement arrière du fauteuil Glissement roues arrière au sol Glissement du gant au contact Durée de la contraction et relaxation musculaire
Augmenter durée de la période de contact	Limitations géométriques et anthropométriques
Augmenter fréquence de poussée	Durée de la contraction et relaxation musculaire Vitesse de déplacement du membre supérieur
Augmenter la vitesse maximale du fauteuil	Vitesse critique de renversement dans les virages Vitesse de déplacement du membre supérieur

5.3.1 Vitesse de déplacement du membre supérieur

La vitesse maximale à laquelle peut se déplacer le membre supérieur pourrait affecter la puissance produite au début du cycle de poussée, en plus de limiter la vitesse maximale de déplacement du fauteuil ainsi que la fréquence de poussée de l'athlète.

Pour une vitesse de déplacement du fauteuil de $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (i.e. vitesse maximale d'un athlète typique), la main de l'athlète doit être en mesure de se déplacer à une vitesse d'environ $5,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, pour des cerceaux de 15 pouces de diamètre et des roues de dimensions standards (700C). Une augmentation de la vitesse maximale de déplacement du fauteuil de 5,1% (cf. section 5.1) nécessiterait une augmentation de la vitesse de la main de $0,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, augmentant cette dernière à $6,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Cette augmentation serait théoriquement possible pour un athlète en fauteuil d'athlétisme puisque des vitesses de déplacement du fauteuil de $11,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ont été mesurées en laboratoire (chapitre 3), soit une vitesse de la main équivalente à $6,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

De plus, il serait toujours possible de diminuer le diamètre du cerceau, diminuant ainsi la vitesse tangentielle du cerceau pour une même vitesse de déplacement du fauteuil, si un athlète est limité au niveau de la vitesse de déplacement du membre supérieur. Par conséquent, la vitesse de déplacement du membre supérieur ne semble pas être une limitation.

5.3.2 Vitesse de rotation du poignet

La vitesse de rotation du poignet pourrait affecter la puissance produite à la fin du cycle de poussée. Afin de désengager le gant du cerceau, la majorité des athlètes effectue une rotation interne du poignet en fin de poussée. Plusieurs de ces mêmes athlètes semblent coller sur le cerceau au moment du relâchement et absorbent alors de l'énergie du système. Ce problème pourrait être relié à une limitation de vitesse de rotation du poignet. Comme aucune donnée n'a pu être répertoriée sur les capacités de vitesse maximale de rotation du poignet, il est difficile de déterminer si la vitesse de rotation du poignet au moment du relâchement est une limitation à la production de puissance en fin de cycle.

5.3.3 Pivotement arrière du fauteuil

Le pivotement arrière du fauteuil (« *wheelie* » en anglais) limite la force tangentielle que l'athlète peut appliquer au cerceau lors de la poussée, puisque ce dernier, s'il ne fait pas attention, pourrait se retrouver sur le dos. Aussi, une perte de contact de la roue avant avec le sol peut provoquer une rotation du fauteuil selon l'axe des z (perpendiculaire au sol), puisque la force de frottement entre la roue et le sol dans la direction des x (parallèle à l'axe arrière) n'est plus disponible pour balancer l'asymétrie de poussée qu'ont plusieurs athlètes.

La force limite (F_{lw}) que peut produire un athlète pour éviter un pivotement arrière du fauteuil est donnée par l'équation (5.12) :

$$F_{lw} < m_t \frac{y_{com} g m_s}{z_{com} m_s - r_R m_R + r_R m_t} \quad (5.12)$$

où m_t est la masse totale du système athlète-fauteuil, y_{com} et z_{com} sont la position du centre de masse du système athlète-fauteuil selon l'axe des y et des z , g est la constante d'accélération gravitationnelle, m_s est la masse du système pivotant (soit l'athlète et le fauteuil moins les deux roues arrières), r_R et m_R sont le rayon et la masse des roues arrières respectivement. Le calcul complet est présenté à l'Annexe 10.5. Il est alors possible d'estimer à partir de l'équation (5.12) que la force limite d'un athlète masculin T54 sprinteur typique est d'environ 200 N. La Figure 5.16 démontre que l'athlète produit une force supérieure à la force

limite estimée à chacun de ses cycles de poussée, lors de tests d'accélération maximale de 7 s sur ergomètre. Puisque le fauteuil de l'athlète sur l'ergomètre est fixe (i.e. il ne peut pivoter vers l'arrière), la force mesurée à chacun des cycles lors de ce 7 s d'accélération est considérée comme étant maximale. Considérant que cet athlète participe à des épreuves de 100 m d'une durée d'environ 15 s, on peut estimer qu'il risque d'effectuer des pivotements arrière sur environ la moitié de sa course, ce qui est considérable. Ce nombre augmentera si la vitesse maximale (v_{max}) et/ou la constante de temps (τ) varient afin de diminuer le temps de course de 4%. De plus, ces résultats démontrent que l'athlète ne peut produire actuellement toute la force qu'il est en mesure de générer.

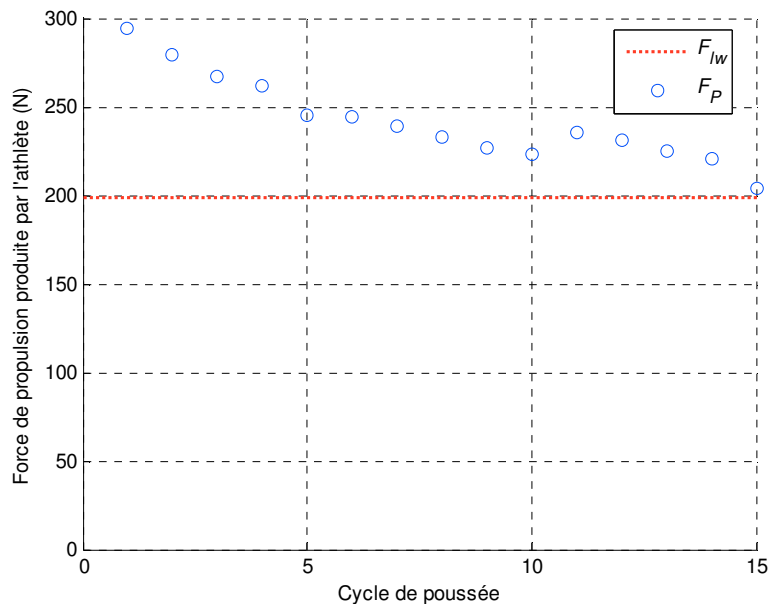


Figure 5.16 Force maximale produite par l'athlète sprinteur typique (F_p) et force limite (F_{lw}) en fonction du cycle, obtenue sur ergomètre lors d'une accélération de 7 s.

Afin d'augmenter la force limite, de la masse peut être ajoutée au système. À ce sujet, le graphique de la Figure 5.17 démontre l'influence de la masse alors que cette dernière est ajoutée au centre du moyeu de la roue avant du même athlète sprinteur typique.

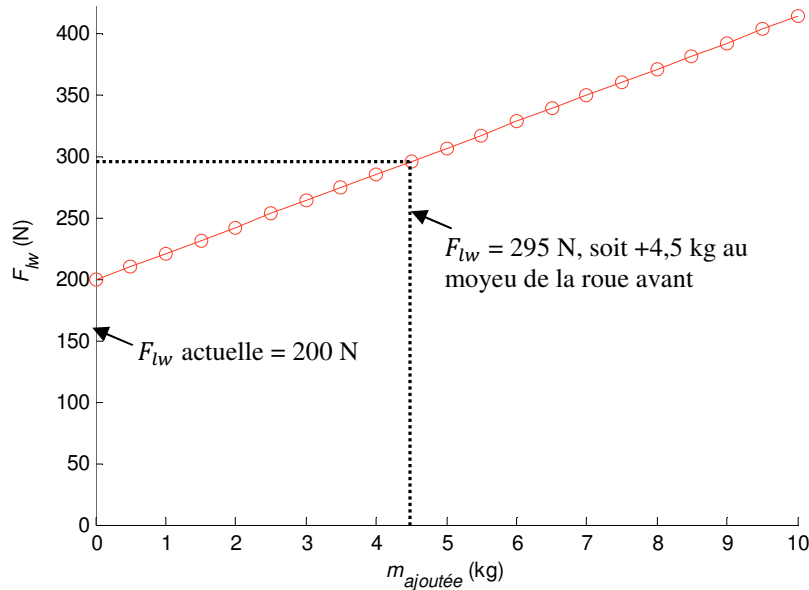


Figure 5.17 Force limite pour un athlète typique avant de produire un pivotement arrière du fauteuil en fonction d'une masse ajoutée au centre du moyeu de la roue avant.

On constate qu'une masse de 4,5 kg, soit environ 6,3% de la masse totale, serait nécessaire pour augmenter la force limite à plus de 295 N (i.e. force maximale atteinte dans l'essai présenté à la Figure 5.16) et ainsi éviter la production de « *wheelies* » et permettre à l'athlète de produire toute la force qu'il est en mesure de générer. Six virgule trois pourcents semble peu mais pourrait être critique lors d'épreuves de sprint, où la portion accélération compte pour une bonne partie de la durée de la course. En effet, en utilisant le modèle prédictif (Annexe 10.4), on peut démontrer qu'une augmentation de la masse de 6,3% augmenterait le temps de course au 100 m de 18%.

Ces estimations de forces limites possèdent des limitations. En effet, l'équation (5.12) ne tient pas compte de la dynamique de la poussée, négligeant l'influence du déplacement du centre de masse de l'athlète le long de l'axe des y et des z survenant lors des premières poussées, qui pourrait diminuer (lorsque l'athlète se penche vers l'avant au moment de la phase de poussée) ou augmenter (lorsque l'athlète se relève et projette ses bras vers l'arrière pendant la phase de recouvrement) l'effet du « *wheelie* ». Cette estimation considère de plus la masse des membres inférieurs comme faisant partie de l'ensemble tronc-cou-tête, ce qui a comme effet d'estimer à la hausse la position du centre de masse en z et de diminuer ainsi la valeur de la force limite.

Une autre façon d'influencer la valeur de la force limite serait, selon l'équation (5.12), de déplacer le centre de masse du système pivotant (soit l'athlète et le fauteuil sans les roues arrière) vers l'avant (en y) ou vers le bas (en z). En effet, la Figure 5.18 démontre que le déplacement du centre de masse du système pivotant de 9 cm vers l'avant suivant l'axe des y pourrait suffire à éliminer complètement le risque de pivotement arrière du fauteuil, tandis qu'un abaissement de 20 cm serait nécessaire pour en faire autant avec un déplacement du centre de masse selon l'axe des z uniquement. Le déplacement du centre de masse pourrait être effectué en redistribuant la masse du fauteuil ou en déplaçant l'athlète.

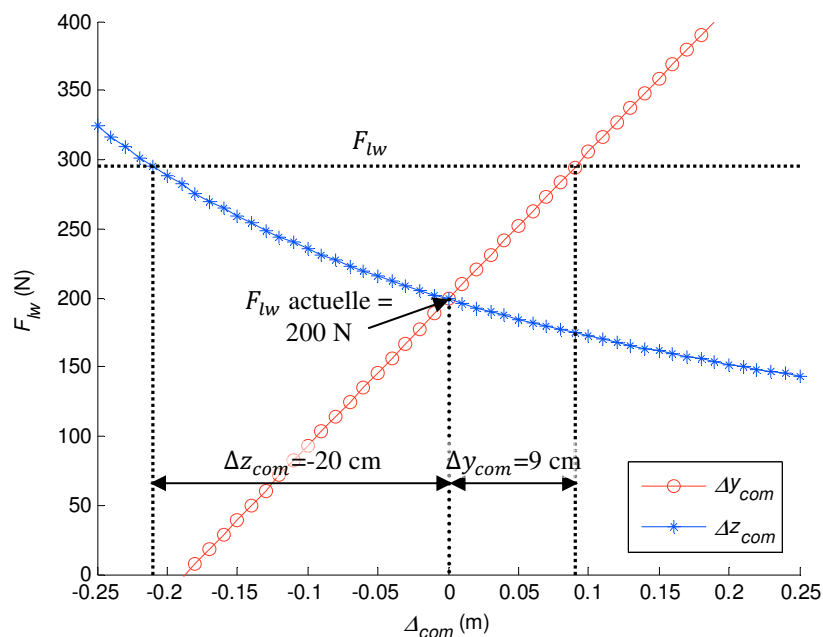


Figure 5.18 Force limite que peut produire un athlète sprinteur typique avant d'effectuer un « *wheelie* » en fonction du déplacement du centre de masse en y et en z par rapport à sa position actuelle.

Le pivotement arrière de la roue semble actuellement être une limitation importante à l'augmentation de la force que peuvent produire les athlètes, principalement dans les premières poussées d'une course. La probabilité que ce phénomène survienne augmente si la vitesse maximale et/ou l'accélération lors du départ sont augmentés. Il est peu probable que l'ajout de masse à l'essieu soit une solution gagnante, surtout pour les courses de courtes distances, tandis que le déplacement du centre de masse du système vers l'avant ou le bas semble être une avenue potentielle afin de minimiser la production de « *wheelies* », en autant que la redistribution de la masse du fauteuil ou que le déplacement de l'athlète soient possible.

5.3.4 Glissement entre les roues arrières et le sol

Le glissement entre les roues arrières et le sol au moment du départ peut limiter la force tangentielle que peut produire un athlète au cerceau. Cette force limite (F_{lg}) peut être estimée à partir de l'équation :

$$F_{lg} < m_t g \mu_s \quad (5.13)$$

où μ_s est le coefficient de frottement statique entre le pneu et le sol. La démonstration complète est disponible à l'Annexe 10.7.

Selon un fabricant de revêtement de pistes d'athlétisme [108], le coefficient de frottement de ces surfaces (μ_s) varie de 0,5 à 1,0. Par conséquent, pour un système athlète-fauteuil typique pesant environ 70 kg, la force nécessaire au départ pour que ce dernier glisse se situe entre 343 et 687 N.

Selon les pistes sur lesquelles s'effectuent les compétitions auxquelles participe l'athlète sprinteur typique présenté à la Figure 5.16, il est peu probable, mais possible dépendamment de l'usure des pneus de l'athlète, de la piste et des conditions météorologiques, que les roues de ce dernier glissent au départ puisqu'il est en mesure de produire une force maximale d'environ 295 N au départ.

De plus, dans l'optique où une diminution du temps de course pourrait être atteinte en augmentant l'accélération initiale (cf. section 5.1), on estime à partir du modèle exponentiel présenté à la section 5.1.1 que cet athlète devra produire, lors du premier cycle de poussée, 94,1 N de plus que les 295 N actuellement nécessaires afin de diminuer de 18,1% la constante relative à l'accélération initiale (τ) et ce, en considérant un cerceau de 15 po de diamètre et une étendue de la poussée (PA) de 125°. Cette nouvelle force produite (i.e. 389,1 N) est au-delà de la limite de 343 N estimée ci-haut. Il est donc probable que, selon les conditions d'usure des pneus et de la piste, les roues de l'athlète puissent glisser au départ.

5.3.5 Glissement du gant au contact

Le glissement du gant sur le cerceau peut survenir lorsque le coefficient de frottement entre les deux surfaces est insuffisant, comme c'est entre-autres le cas lorsqu'il pleut, et limiter ainsi la force appliquée au cerceau par l'athlète. Afin d'éviter ce glissement, il est nécessaire que la somme des forces radiale (F_r) et axiale (F_a) appliquées au cerceau multipliée par le coefficient de frottement (μ_c) entre les deux surfaces soit égale ou supérieure à la force tangentielle (F_t) appliquée par l'athlète, tel que (5.14) :

$$F_t \leq \mu_c(F_r + F_a) \quad (5.14)$$

Il n'est actuellement pas possible de quantifier au laboratoire les forces radiales et axiales qu'appliquent l'athlète sur le cerceau, mais on sait que des glissements ont souvent été rapportés et observés en laboratoire dans les premières poussées suivant le départ. Il est par conséquent assuré qu'advenant le cas où la force tangentielle que produit l'athlète sur le cerceau augmente afin d'augmenter la vitesse maximale ou de diminuer la constante de temps associée à l'accélération initiale, que les athlètes qui glissaient déjà encourront encore davantage de risques de glissement dans les premières poussées de la course.

5.3.6 Durée de la contraction et de la relaxation musculaire

La durée de la contraction et de la relaxation des muscles du haut du corps nécessaire à la production d'une force maximale pourrait limiter la vitesse de déplacement du membre supérieur pendant la période de recouvrement ainsi que la production de force pendant la période de contact.

Les principaux muscles utilisés dans le cycle de poussée par les athlètes en fauteuil roulant sont les biceps et les triceps, les fléchisseurs et extenseurs radiaux du carpe, le deltoïde antérieur et le grand pectoral, ainsi que le deltoïde postérieur et le trapèze supérieur [18; 23; 26]. La suite de l'analyse n'étudie que l'activité des muscles du membre supérieur puisqu'ils sont sollicités à tous les moments du cycle de poussée et davantage de données sont disponibles dans la littérature.

5. Analyse d'opportunités et limitations

Une analyse fonctionnelle du membre supérieur permet de déterminer à quels moments des périodes de contact ou de recouvrement les biceps (flexion du coude) et les triceps (extension du coude) participent et ce, en fonction des phases du cycle de poussée (Figure 5.19) et par conséquent, d'estimer la durée disponible pour leur contraction et relaxation musculaire.

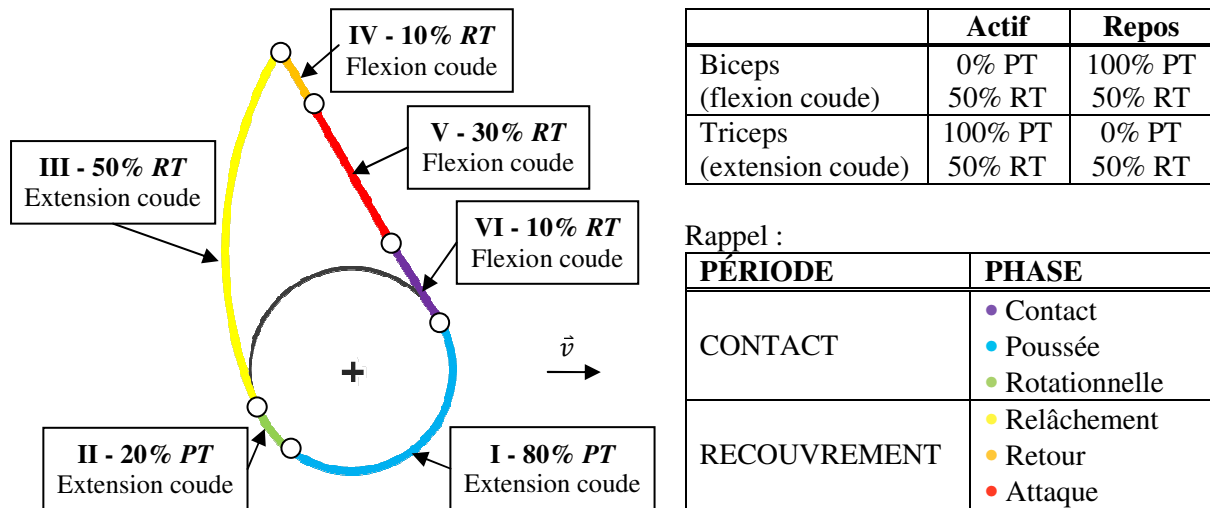


Figure 5.19 Analyse fonctionnelle du biceps et du triceps en fonction des phases du cycle de poussée.

PT : durée de la période de contact. RT : Durée de la période de recouvrement.

Une analyse temporelle de la poussée effectuée en laboratoire permet de déterminer la durée des deux périodes ainsi que la fréquence de poussée de l'athlète, pour de basses et hautes vitesses (Tableau 5.8). En considérant que la fréquence de poussée reste la même pour les deux cas, soit 2 Hz (t_c de 500 ms), il est possible d'estimer que les durées des périodes de contact et de recouvrement sont de 300 ms et 200 ms respectivement à basse vitesse ($3,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et de 100 et 400 ms pour une haute vitesse ($10,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$).

Tableau 5.8 Analyse temporelle de la poussée effectuée en laboratoire pour deux vitesses de déplacement du fauteuil.

PT : durée de la période de contact. RT : Durée de la période de recouvrement. ⁽¹⁾Aucune étude n'a été effectuée sur les fréquences de poussée spécifiques à une basse ou haute vitesse; on suppose donc une fréquence égale à la moyenne mesurée lors d'une accélération maximale sur ergomètre, soit de 2 Hz.

	Cas 1 : Basse vitesse	Cas 2 : Haute vitesse
Vitesse de déplacement du fauteuil ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	3,3	10,0
Fréquence de poussée ⁽¹⁾ (Hz)	2,0	2,0
Durée période de contact (PT) (ms)	300	100
Durée période de recouvrement (RT) (ms)	200	400

La Figure 5.20 résume l'analyse fonctionnelle de la contraction des muscles du membre supérieur ainsi que l'analyse temporelle de la poussée et permet ainsi d'estimer la durée qu'ont chacun des muscles pour se contracter et se relaxer.

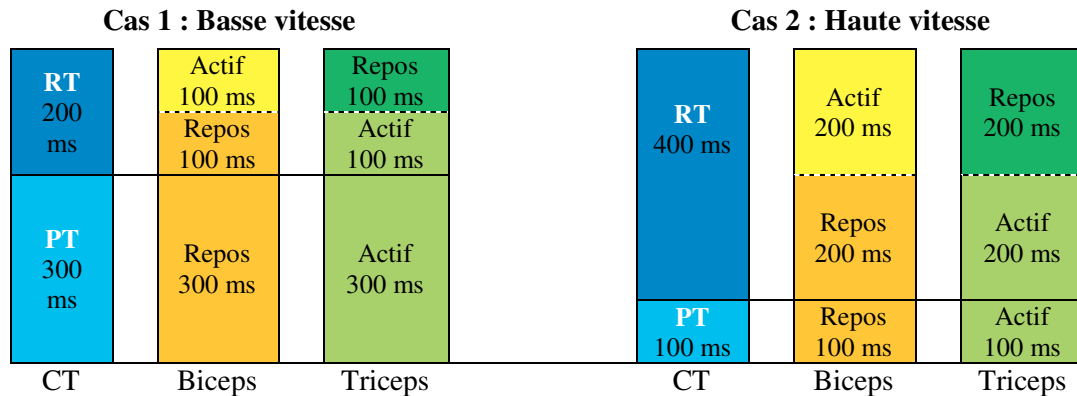


Figure 5.20 Estimation de la durée qu'ont chacun des muscles pour se contracter et se relaxer, pour les deux cas de vitesse de déplacement du fauteuil.

PT : durée de la période de contact. *RT* : Durée de la période de recouvrement. *CT* : durée du cycle de poussée.

À partir de données de la littérature [109–112], il est possible d'estimer l'ordre de grandeur du temps de contraction et de relaxation d'un muscle pour une seule secousse musculaire (Tableau 5.9). En analysant ce tableau, on constate que la durée d'une seule secousse pour le biceps (34 à 72 ms) est dans l'ordre de grandeur de la durée qu'a ce dernier pour se contracter pendant le cycle de poussée à basse vitesse (100 ms). Cependant, le biceps n'étant sollicité que pendant la période de recouvrement et puisque la force requise ne sert qu'à déplacer le membre supérieur, la durée de la contraction disponible pourrait être suffisante.

Tableau 5.9 Temps de contraction et de relaxation nécessaires à la production d'une seule secousse musculaire pour le biceps et le triceps [109–112].

* Estimation à partir de $t_r \approx 3 \times t_c$ [112; 113].

	Temps de contraction (t_c)	Temps de relaxation (t_r)
Biceps (fibres mixtes, type I et II)	34 à 72 ms	102 à 216 ms*
Triceps (fibres rapides, type II)	20 à 59 ms	45 à 65 ms

Le Tableau 5.9 démontre aussi que le temps de relaxation requis par le triceps, variant entre 45 et 65 ms et nécessaire à l'obtention d'un repos complet, est dans l'ordre de grandeur de la durée disponible pour la relaxation de ce dernier (100 ms) à basse vitesse. Cependant, puisque

la poussée à basse vitesse requiert moins de force que celle à haute vitesse (à l'exception des montées qui engendrent de hautes résistances), il est probable que la contraction sous-maximale requise pendant la poussée permette au triceps de se reposer suffisamment dans la période de recouvrement. Pour les deux muscles étudiés, la contraction et relaxation à haute vitesse (cas 2) semblent moins contraignantes.

Ces conclusions ne sont valables que pour une fréquence de poussée égale ou inférieure à 2 Hz. En effet, une augmentation de la fréquence engendrerait conséquemment une diminution de la durée des périodes de contact ou de recouvrement, diminuant ainsi la durée disponible pour la contraction et la relaxation du biceps et du triceps.

5.3.7 Limitations géométriques et anthropométriques

La grandeur de l'angle sur lequel peut pousser un athlète (étendue de la poussée) pourrait être limitée par des contraintes géométriques et anthropométriques. Cette limitation a été remarquée principalement chez les athlètes féminins. En effet, de par la dimension des roues du fauteuil et du cerceau ainsi que de la longueur de leurs membres supérieurs, ces dernières ne sont pas en mesure de toucher entièrement au cerceau (Figure 5.21-A), comme le ferait de plus grands athlètes (Figure 5.21-B), diminuant alors l'étendue de la poussée et potentiellement le travail produit. Il peut être difficile de diminuer l'impact de cette contrainte, autrement qu'en diminuant le diamètre des cerceaux ou des roues.

Une diminution du diamètre du cerceau doit convenir à la physiologie de l'athlète ainsi qu'aux types de disciplines auxquelles il participe, des études ayant démontré que diminuer le diamètre des roues engendrerait une augmentation considérable de la demande énergétique chez l'athlète [80; 81]. Par conséquent, cette limitation peut être importante et très contraignante chez certains athlètes puisque difficile à minimiser ou éliminer.

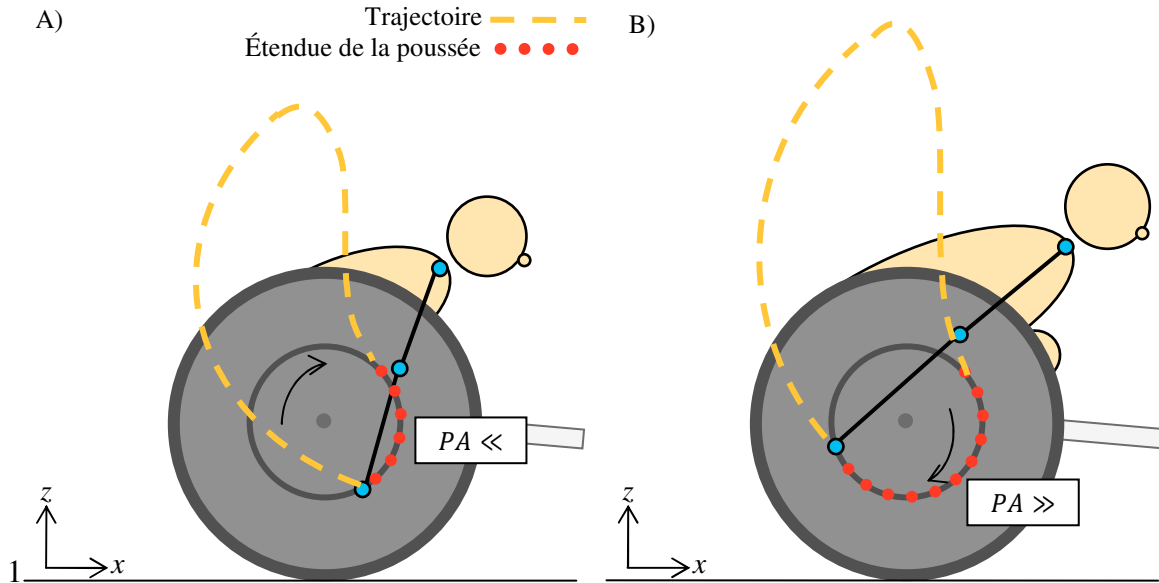


Figure 5.21 Influence de l'anthropométrie de l'athlète alors que ses membres supérieurs sont en pleine extension.

Athlète dont l'anthropométrie A) ne lui permet pas de toucher entièrement au cerceau et B), permet de toucher complètement au cerceau, lui procurant une étendue de la poussée (PA) plus élevée qu'en A).

5.3.8 Vitesse critique de renversement dans les virages

La vitesse maximale que peuvent atteindre les athlètes pourrait être limitée par la vitesse critique à laquelle un athlète en fauteuil roulant peut renverser dans un virage sur une piste de 400 mètres. Cette vitesse critique (v_{crit}) peut se calculer à partir de l'équation suivante :

$$v_{crit} = \sqrt{\rho_p g \frac{(L_f - y_{com}) \tan \theta_R - x_{com}}{(z_{axe} + z_{com})}} \quad (5.15)$$

où ρ_p est le rayon de courbure de la piste, L_f est la longueur du fauteuil, du moyeu arrière au moyeu avant, θ_R est l'angle formé par l'axe des y et l'axe de la roue arrière, x_{com} , y_{com} et z_{com} sont la position du centre de masse en x , y et z , et z_{axe} est la distance en z entre l'axe de la roue arrière et le sol. Le détail des calculs est présenté à l'Annexe 10.6.

Pour un athlète assis légèrement plus haut que la moyenne et possédant un fauteuil aux dimensions standards, la vitesse critique peut être estimée à environ $12,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et ce, en

5. Analyse d'opportunités et limitations

considérant que le centre de masse de l'athlète reste centré selon les trois axes tout au long du virage. Puisque les athlètes n'atteignent que rarement des vitesses supérieures à $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ sur les pistes de 400 m et ce, même avec un très bon vent de dos, on peut croire que la vitesse critique de renversement dans les virages n'est pas une limitation à la performance des athlètes, considérant un déplacement du centre de masse nul.

Néanmoins, la Figure 5.22 démontre qu'un déplacement du centre de masse selon x de seulement 7 cm (latéral) est suffisant pour rabaisser la vitesse critique à $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Par conséquent, la position du centre de masse en x pendant le virage peut avoir une grande influence sur la vitesse maximale que peut atteindre un athlète, d'autant plus que plusieurs athlètes ne possèdent pas les muscles nécessaires au niveau des abdominaux et des dorsaux (athlètes classés T53 et moins, et quelques T54) pour compenser l'accélération centripète créée dans les virages. Un déplacement du centre de masse de 35 cm vers l'avant et 27 cm (vers le haut) seraient nécessaires pour diminuer la vitesse critique à $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en y et en z , respectivement.

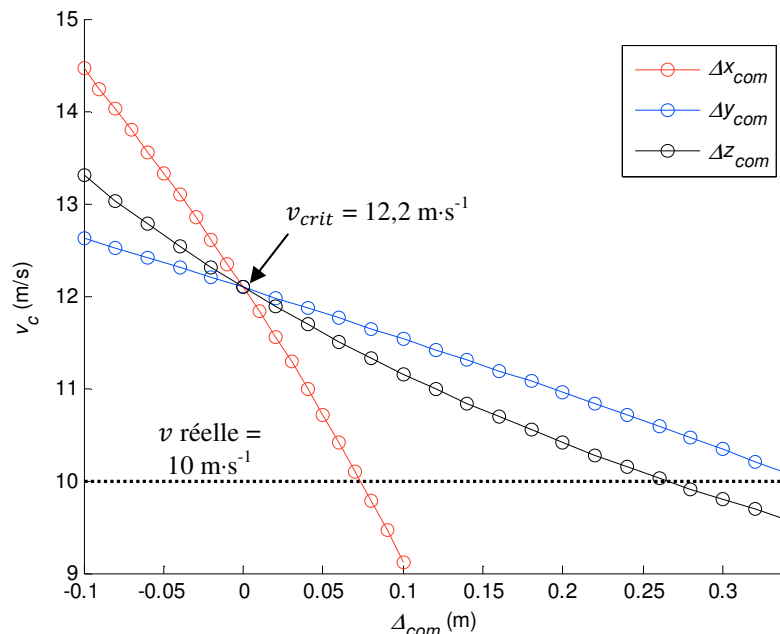


Figure 5.22 Vitesse critique (v_{crit}) en fonction du déplacement du centre de masse en x , y et en z .
La vitesse réelle de cet athlète sur la piste est d'environ $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

La vitesse critique dans les virages ne devrait pas limiter l'augmentation de la vitesse maximale en autant que la position du centre de masse respecte les limites illustrées ci-haut.

5.4 Résumé du chapitre

Cette section avait comme objectif de déterminer s'il est physiquement et physiologiquement possible d'augmenter les performances d'un athlète et si oui, dans quelle mesure. Ce chapitre a donc présenté des avenues pouvant augmenter le travail que produisent les athlètes ainsi que les limitations et contraintes qui leurs sont associées. Il a été estimé à la section 5.1 que l'augmentation de travail recherchée par cycle se situait aux environs de 11 J si on voulait augmenter la vitesse maximale, et de 39 J si l'on désirait augmenter la constante de temps rattachée à l'accélération initiale, toutes deux lors d'une course de 100 m. On recherche alors des avenues d'améliorations pouvant générer de telles augmentations de travail. Le graphique de la Figure 5.23 illustre le travail que peuvent engendrer ces avenues d'amélioration proposées par rapport à ce qui est recherché, soit de 11 à 39 J par poussée.

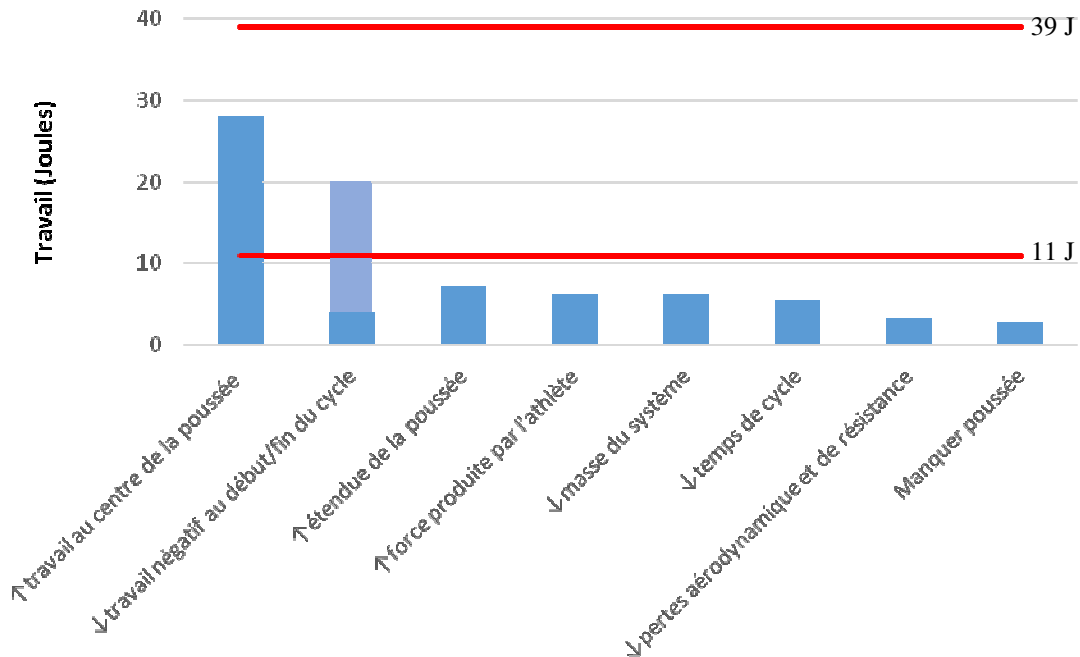


Figure 5.23 Potentiel d'augmentation de travail par cycle en fonction des améliorations proposées. Les lignes rouges représentent l'augmentation de travail recherchée par cycle si on voulait augmenter la vitesse maximale (11 J) ou la constante de temps rattachée à l'accélération initiale (39 J), toutes deux pour une course de 100 m.

Il a tout d'abord été identifié que la diminution de la puissance négative en début et fin de cycle pouvait augmenter le travail produit par cycle de 4 à 16 J, dépendamment de la vitesse du fauteuil. Cependant, cette hausse pourrait éventuellement être limitée par la vitesse de déplacement du membre supérieur au moment du contact ainsi que par la vitesse de rotation du poignet au relâchement. L'augmentation de la puissance au centre du cycle pourrait engendrer quant à elle une augmentation du travail d'environ 28 J, dépendamment de la vitesse de déplacement du fauteuil. Aucune limitation à cette augmentation n'a été notée, mais il n'est pas encore connu comment réaliser cette amélioration et l'équipement nécessaire à la mesure précise du travail en fonction de la position de la main et donc, de la configuration du membre supérieur, n'est pas disponible au laboratoire.

Par la suite, il a été estimé que l'augmentation d'environ 12,6%, de la force tangentielle produite par les athlètes pendant la phase de poussée, pourrait engendrer une augmentation de travail de 6,3 J. Cependant, cette augmentation pourrait être limitée par le pivotement arrière du fauteuil au moment du départ, par le glissement des roues arrières au sol, par le glissement du gant sur le cerceau et par la durée de la contraction et de la relaxation musculaire. Néanmoins, si cette force supplémentaire est produite en augmentant la force moyenne sur tout le temps de cycle plutôt que la force maximale atteinte à l'intérieur du cycle de poussée, ces deux événements risquent moins de se produire.

L'augmentation de l'étendue de la poussée d'environ 30% pourrait être intéressante puisqu'elle permettrait aux athlètes d'augmenter leur travail d'environ 7,2 J, à condition que ces derniers soient géométriquement capables de toucher entièrement au cerceau. Finalement, l'augmentation de la fréquence de poussée de 29% engendrerait une augmentation potentielle du travail de 5,5 J, mais pourrait aussi être éventuellement limitée par la vitesse de déplacement du membre supérieur ainsi que par la vitesse de contraction des muscles participants à la poussée.

La diminution de l'asymétrie de poussée, de la masse, du nombre de poussée ratées ainsi que de l'aire frontale et/ou du coefficient de trainée ne sont pas considérés dans cette étude soit parce qu'il a été impossible d'estimer le gain qu'ils engendreraient, soit parce que ce gain

n'est pas considérable, ou parce que leur mise en œuvre est impossible. À la lumière de cette analyse, les prochaines études s'attarderont principalement à l'augmentation de la force produite par l'athlète ainsi qu'à l'étendue de la poussée.

6 Optimisation expérimentale de la configuration

Le but de ce chapitre est de confirmer, par une approche expérimentale, l'hypothèse selon laquelle il existe une configuration optimale de l'athlète dans son fauteuil roulant d'athlétisme lui permettant une diminution de la durée de course de 4% en augmentant le travail de l'ordre de 11 à 39 J par cycle. Pour ce faire, quatre athlètes sherbrookoïses se sont prêtés à l'exercice en testant différents paramètres de la configuration pouvant augmenter leurs performances.

6.1 Participants

Les quatre athlètes participants à cette étude ont été recrutés à l'intérieur de l'équipe canadienne paralympique résidant à Sherbrooke. Le sexe, le niveau et le type d'handicap n'étaient pas des contraintes à la sélection de ceux-ci. Les participants ont lu et initialisé chacune des pages du formulaire de consentement approuvé par le comité d'éthique de l'Institut universitaire de Gériatrie de Sherbrooke qui les informait de la nature de l'expérience à laquelle ils allaient participer (no. de dossier : 2010-12).

6.2 Critère d'évaluation de la performance

À la lumière des données présentées au chapitre précédent, notamment à la section 5.1, on constate que le choix de la vitesse maximale s'avère être un critère pertinent puisqu'il influence la diminution de la durée de la course autant lors d'épreuves en régimes transitoires que permanents et que la majorité des courses s'effectuent en régime permanent. De plus, la demande énergétique par cycle requise pour diminuer le temps de course est moindre avec l'augmentation de la vitesse maximale atteinte en régime transitoire et pourrait par conséquent

être plus facilement réalisable par les athlètes. De plus, le travail supplémentaire requis à la diminution de la constante de temps risque d'être contraint par certains facteurs limitatifs qui ont été présentés à la section 5.3.

Le choix de la vitesse maximale atteinte lors du test est aussi appuyé par des études telle que celle effectuée par Chow et Chae (2007) [8], qui indique que la vitesse maximale atteinte pendant une course de 100 mètres est considérée comme un facteur important de la performance pour cette discipline. Leur étude, effectuée avec six athlètes T54 et quatre athlètes T53 sur piste extérieure, démontra une corrélation entre la durée nécessaire pour effectuer le 100 mètres ainsi que la vitesse maximale atteinte pendant le test, tandis qu'ils ne démontrèrent aucune corrélation entre l'accélération initiale et la performance de l'athlète du 100 mètres.

D'un point de vue statistique, l'utilisation de la vitesse maximale comme critère d'optimisation permettra de plus, lors des tests expérimentaux, d'effectuer les répétitions nécessaires à l'obtention d'une puissance statistique. En effet, en débutant les essais d'une vitesse lancée, on diminue la durée des tests ainsi que potentiellement la fatigue de l'athlète, ce que des accélérations à partir d'une vitesse nulle ne permettraient pas nécessairement.

Pour ces raisons, la vitesse maximale atteinte lors d'un essai sera considérée comme étant le critère d'évaluation de la performance dans ce chapitre. Bien entendu, cette analyse est théorique puisqu'elle ne tient compte ni de la physiologie de l'athlète, ni des stratégies que ce dernier emploie lors d'une course. De plus, on ne connaît pas l'influence réelle de l'augmentation de la vitesse maximale sur les disciplines; en effet, une augmentation de la vitesse maximale absolue ne signifie pas que l'athlète sera en mesure d'augmenter sa capacité à l'utiliser, ni qu'il sera en mesure d'effectuer des départs au 100 m aussi efficaces que ceux démontrés par le modèle exponentiel (réf. section 5.1). À titre d'exemple, l'utilisation d'un plus petit cerceau peut augmenter la vitesse maximale qu'atteint un athlète, mais pourrait fortement influencer l'accélération au départ de ce dernier puisque l'utilisation d'un plus petit cerceau requiert davantage de force et augmente ainsi son temps de course. Par conséquent, le choix de la vitesse maximale comme critère d'optimisation est intéressant, mais les résultats

obtenus dans les prochaines sections devront être analysés en ayant en tête les commentaires précédents.

6.3 Choix des paramètres testés

Plusieurs approches peuvent être utilisées afin d'étudier l'impact de la configuration des athlètes dans leur fauteuil sur la vitesse maximale atteinte lors des essais. Les paramètres choisis dans cette étude permettent de varier qu'un seul paramètre à la fois afin d'en mesurer l'influence sur la performance en plus d'être normalisé afin de minimiser l'impact du facteur sujet sur les résultats. L'anthropométrie est la référence de normalisation qui a été utilisée dans cette étude.

Les trois paramètres de la configuration choisis sont le ratio de la longueur du membre supérieur sur la distance de l'épaule par rapport au cerceau (EC) ainsi que les angles entre le tronc et le membre supérieur dans le plan transverse (α_{lat}) et dans le plan sagittal (β_{tms}). Les sections suivantes décrivent la mesure de chacun de ces paramètres.

6.3.1 Ratio de la longueur du membre supérieur sur la distance épaule-cerceau

Le ratio EC est défini comme étant le rapport de la longueur du membre supérieur (L_{ms}), de l'acromion à la jointure de l'index, sur la distance séparant l'acromion du cerceau (D_{ec}), alors que le tronc de l'athlète repose sur ses genoux et que son membre supérieur passe par l'axe de la roue arrière (Figure 6.1) à un angle θ_{ms} par rapport à l'horizontale. Ce ratio (EC) est déterminé par l'équation :

$$EC = \frac{L_{ms}}{D_{ec}} = \frac{L_1 + L_2}{AE + r_c} \quad (6.1)$$

où L_1 et L_2 sont les longueurs du bras et de l'avant-bras, AE est la distance entre l'acromion et l'axe de la roue arrière du fauteuil et r_c est le rayon du cerceau.

Pour ce paramètre, plus l'épaule de l'athlète s'éloigne du cerceau, plus le ratio diminue, et vice-versa (Figure 6.2). Un ratio plus grand ou égal à 1 signifie que l'athlète est capable d'atteindre tous les endroits du cerceau s'il le désire, sans perdre contact avec celui-ci. On

s'attend à obtenir de meilleurs résultats alors que le ratio est près de 1 puisque cette configuration pourrait entre autres favoriser un plus grand angle de poussée (PA) ainsi que la force tangentielle produite et augmenter ainsi la production de travail par cycle.

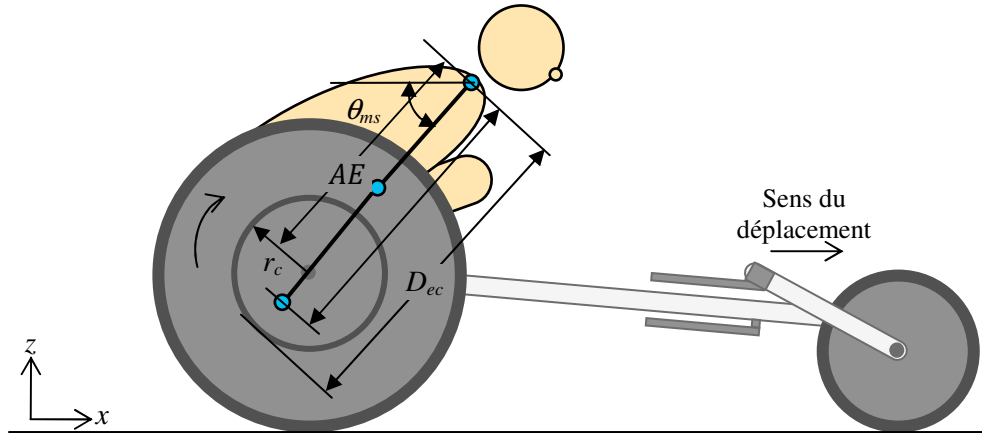


Figure 6.1 Dimensions définissant le ratio EC , dans le plan sagittal.

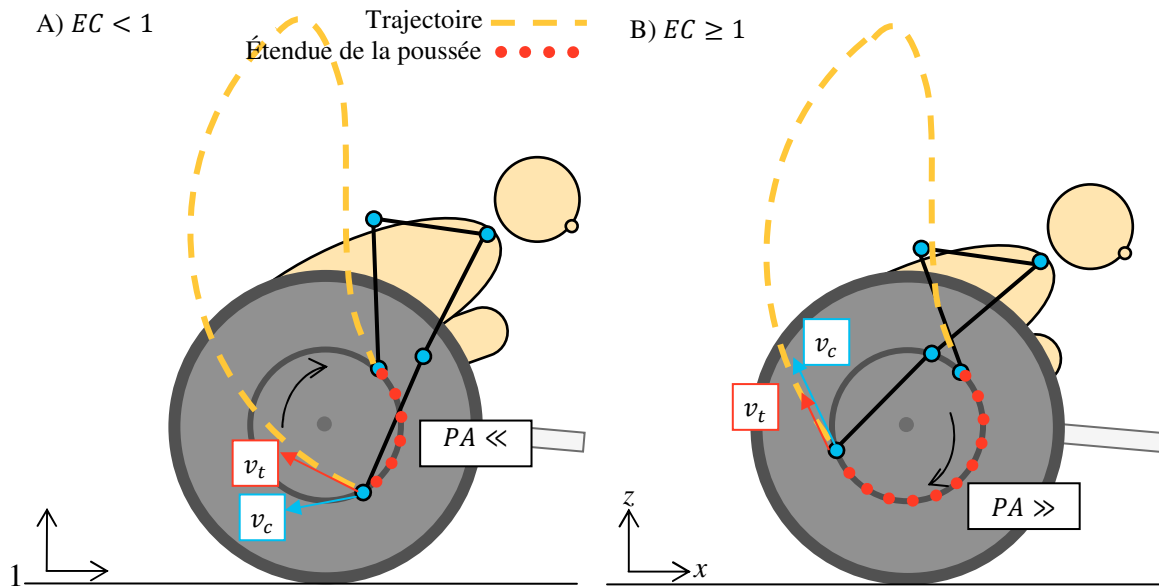


Figure 6.2 Influence de la variation de EC sur la position de l'athlète et l'étendue de la poussée (PA).

A) $EC < 1$: l'athlète ne peut rester en contact avec tout le cerceau, a une faible PA et une vitesse de trajectoire (v_t) différente de la vitesse tangentielle (v_c) au cerceau et B), $EC \geq 1$: l'athlète pourrait rester en contact avec tout le cerceau, obtenir une plus grande PA qu'en A et une vitesse de trajectoire (v_t) égale à la vitesse tangentielle (v_c) au cerceau.

Un ratio près de 1 peut aussi favoriser au moment du relâchement (Figure 6.2) une vitesse de la main en sortie (v_t), imposée par la géométrie du membre supérieur, dans la même direction

que la vitesse tangentielle du cerceau (v_c), diminuant potentiellement le travail négatif que font certains athlètes à la fin de la poussée.

Selon l'équation (6.1), on constate que ce ratio peut aussi bien être modifié en déplaçant l'épaule par rapport à l'axe de la roue arrière (AE), qu'on notera à l'avenir $EC_{ép}$, qu'en modifiant le rayon du cerceau (r_c), soit EC_{cerc} .

Ce ratio a été choisi pour exprimer la variation de la position de l'épaule de l'athlète par rapport au cerceau sans toutefois modifier les autres paramètres de la configuration. Par exemple, si seulement la hauteur de l'assise avait été déplacée, l'angle du membre supérieur par rapport à l'horizontale ainsi que les angles au contact et au relâchement auraient eux aussi varié et les variations de vitesses maximales atteintes auraient difficilement pu être attribuées à l'un ou l'autre de ces paramètres.

6.3.2 Angle entre le tronc et le membre supérieur dans le plan transverse

La variation de l'angle entre le tronc et le membre supérieur dans le plan transverse (α_{lat}) est définie comme étant l'angle entre l'axe des y et le membre supérieur (Figure 6.3) alors que ce dernier est en pleine extension et passe par l'axe. Cet angle est déterminé par l'équation (6.2),

$$\alpha_{lat} = \text{asin} \left(\frac{1}{2} \frac{l_{ca} - l_{ép}}{L_{ms} \cos \theta_{ms}} \right) \quad (6.2)$$

où l_{ca} est la largeur entre l'extérieur des cerceaux au niveau de l'axe et $l_{ép}$ est la largeur des épaules d'un acromion à l'autre. Tout comme pour le paramètre EC , cet angle a été choisi pour exprimer la variation de la largeur entre les deux roues sans toutefois modifier les autres paramètres de la configuration.

Plus α_{lat} est grand, plus les roues sont éloignées les unes des autres et vice-versa. On s'attend à obtenir de plus grande vitesse alors que les roues sont près de l'athlète puisque la configuration du membre supérieur pour cette position devrait favoriser un meilleur recrutement des muscles du complexe de l'épaule [114] et ainsi augmenter la force tangentielle et le travail produits.

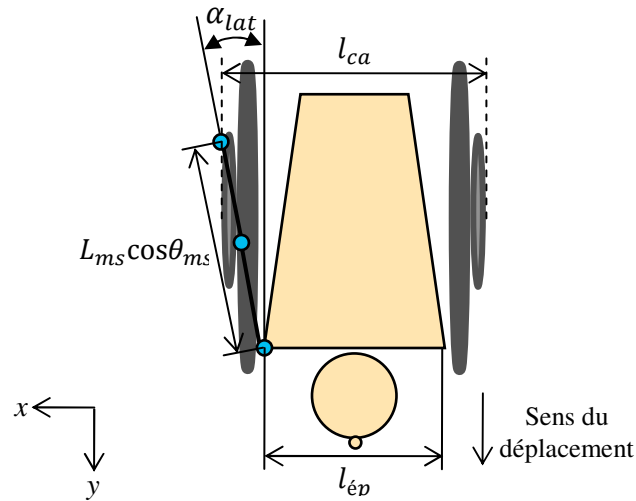


Figure 6.3 Dimensions définissant l'angle α_{lat} , dans le plan transverse.

6.3.3 Angle entre le tronc et le membre supérieur dans le plan sagittal

La variation de l'angle entre le tronc et le membre supérieur dans le plan sagittal est définie telle que présentée à la Figure 6.4. Cet angle (β_{tms}) est déterminé par l'équation (6.3) :

$$\beta_{tms} = \theta_{ms} - \theta_{ts} \quad (6.3)$$

où θ_{ts} est l'angle entre le tronc et le sol. Tout comme pour les deux paramètres précédents, cet angle a été choisi pour exprimer la variation de la position du tronc sans toutefois modifier les autres paramètres de la configuration.

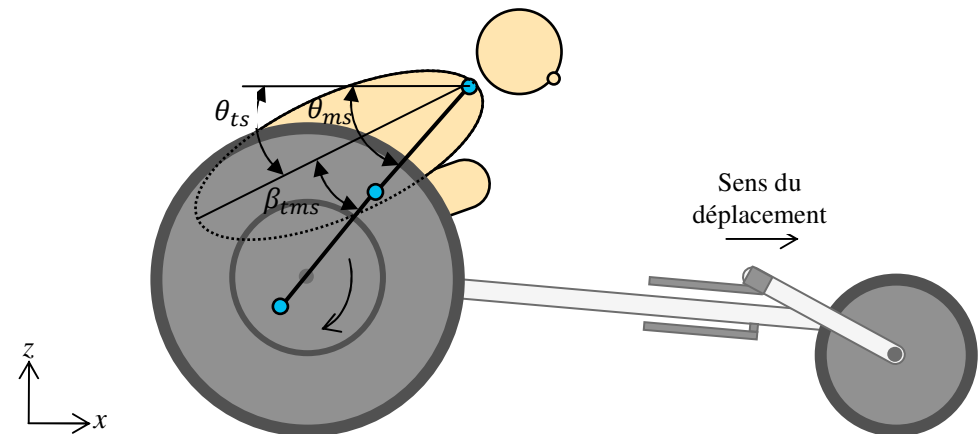


Figure 6.4 Dimensions définissant l'angle β_{tms} , dans le plan sagittal.

Plus β_{tms} est grand, plus l'assise est haute par rapport à l'axe de la roue, et vice-versa. On s'attend à obtenir de plus grandes vitesses alors que l'angle est près de 0 puisque cette configuration favoriserait un meilleur recrutement des muscles du complexe de l'épaule [114] et augmenterait ainsi la force tangentielle et le travail produits.

6.4 Montage expérimental

Afin de mesurer l'influence de la variation des paramètres de la configuration de l'athlète sur la vitesse maximale atteinte lors d'un essai, un ergomètre ainsi qu'un fauteuil ajustable ont été utilisés. L'ergomètre utilisé a été détaillé au chapitre 3, tandis que le fauteuil ajustable est présenté à la Figure 6.5 [101].

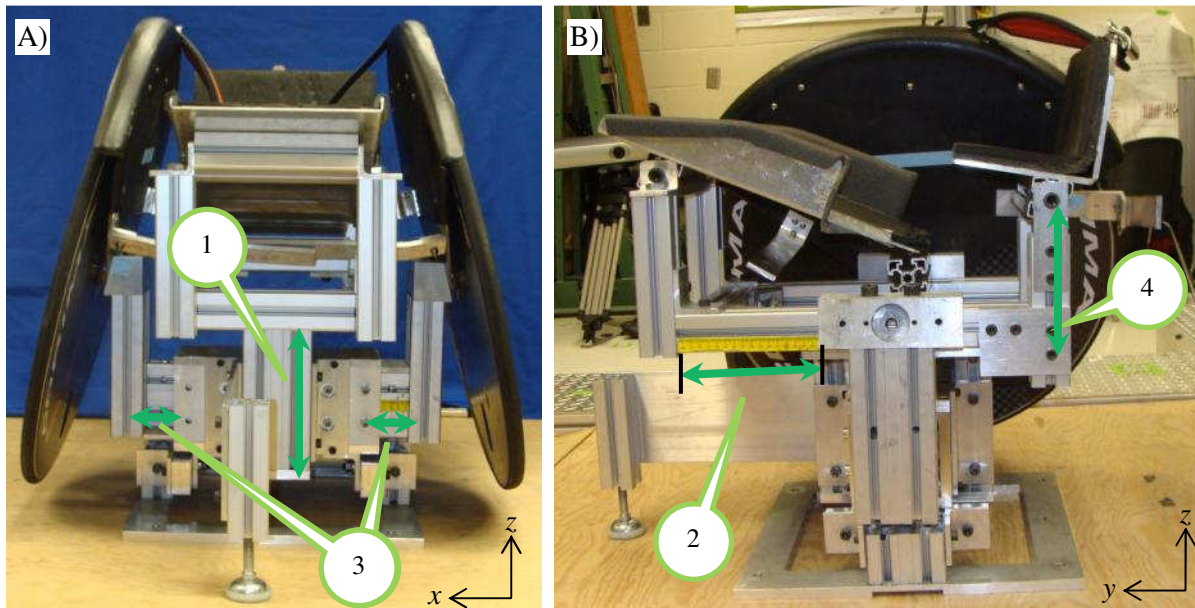


Figure 6.5 Fauteuil ajustable.

A) Vue de face et B), vue latérale. (1) Ajustement de la hauteur de l'assise en z, (2) ajustement antéropostérieur de l'assise en y, (3) ajustement de la largeur des roues en x et (4) ajustement de la hauteur des fesses par rapport aux genoux.

Le fauteuil ajustable est composé d'une base sur laquelle sont fixées les roues, et d'une assise personnalisée, unique à chaque athlète. La configuration exacte du fauteuil actuel de l'athlète, ci-après nommée configuration nominale, est reproduite sur le fauteuil ajustable à l'aide d'une caméra optoélectronique (Optotrak, NDI, Canada) et de différents points de mesures. Le

fauteuil ajustable (Figure 6.5) s'installe directement sur l'ergomètre et permet de varier les quatre paramètres de la configuration détaillée à la section précédente tels que :

- 1) Paramètre $EC_{ép}$:
 - hauteur de l'assise (numéro 1);
 - position antéropostérieure de l'assise (numéro 2);
- 2) Paramètre EC_{cerc} :
 - diamètre des cerceaux (non illustré).
- 3) Paramètre α_{lat} :
 - largeur entre les roues et par conséquent, entre les cerceaux (numéro 3);
- 4) Paramètre β_{tms} :
 - la hauteur des fesses par rapport aux genoux (numéro 4).

6.5 Protocole de test

Lors de la première rencontre avec les participants (Jour 0), plusieurs mesures anthropométriques et de dimensionnement du fauteuil ont été prises afin d'établir les ratios et angles présentés à la section 6.3. La configuration nominale du fauteuil de l'athlète a aussi été enregistrée à l'aide du système de caméras optoélectroniques, puis reproduite sur le fauteuil ajustable.

Le Tableau 6.1 présente l'horaire typique d'un participant. L'athlète devait, pour chacun des quatre paramètres testés (de A à D), effectuer trois jours de tests qui étaient toujours espacés d'au moins une journée de repos. La journée 0 (J0) servait à dimensionner l'athlète et le fauteuil ainsi qu'à établir les limites physiques du test (i.e. les configurations pour lesquelles l'athlète n'est pas en mesure de pousser sur le cerceau).

Se référant à une étude préliminaire effectuée avec les athlètes en laboratoire au début du projet, il a été choisi de varier le ratio $EC_{ép}$ de plus ou moins 10%, tandis que les angles ont été modifiés de plus ou moins 5°. Le ratio EC_{cerc} a plutôt été modifié de 0,01 à 0,03 m selon l'athlète, considérant que les diamètres de cerceau disponibles varient de 14 à 16 pouces. Pour

chaque paramètre, lors de la journée de test J0, les tests ont été effectués selon l'ordre présenté au Tableau 6.2 et chacune des 9 configurations n'était répétée qu'une seule fois.

Tableau 6.1 Exemple typique de l'horaire d'un participant.

Para. : paramètre. *J* : jour. *Anthropo.* : Anthropométrie. *config.* : configuration. *rand.* : randomisée. *rép.* : répétitions. *min.* : minimum.

Para.	A - α_{lat}	B - $EC_{ép}$	C - EC_{cerc}	D - β_{tms}
J0	<u>Jour 0-A</u> Anthropo. + limites de tests	<u>Jour 0-B</u> Anthropo. + limites de tests	<u>Jour 0-C</u> Anthropo. + limites de tests	<u>Jour 0-D</u> Anthropo. + limites de tests
J1	<u>Jour 1-A</u> 3 config. rand. min. 2 rép./config. min 10' repos/rép.	<u>Jour 1-B</u> 3 config. rand. min. 2 rép./config. min 10' repos/rép.	<u>Jour 1-C</u> 3 config. rand. min. 2 rép./config. min 10' repos/rép.	<u>Jour 1-D</u> 3 config. rand. min. 2 rép./config. min 10' repos/rép.
J2	<u>Jour 2-A</u> 3 config. rand. min. 2 rép./config. min 10' repos/rép.	<u>Jour 2-B</u> 3 config. rand. min. 2 rép./config. min 10' repos/rép.	<u>Jour 2-C</u> 3 config. rand. min. 2 rép./config. min 10' repos/rép.	<u>Jour 2-D</u> 3 config. rand. min. 2 rép./config. min 10' repos/rép.

Tableau 6.2 Exemple typique des tests effectués au J0 pour le paramètre $EC_{ép} \pm 10\%$.

Les tests ont été effectués dans l'ordre, de 0 à 8.

Ordre	1	7	3	5	0	6	4	8	2
Configuration	-10%	-7.5%	-5%	-2.5%	Nominale	+2.5%	+5%	+7.5%	10%

Une fois les limitations de tests établies, au moins trois configurations représentatives de la plage de test possible étaient sélectionnées pour les prochaines journées de tests, dont la configuration nominale. De quatre à cinq configurations pouvaient être testées si le temps et la physiologie de l'athlète le permettait.

Les deux journées de tests (J1 et J2) subséquentes (pouvant aller jusqu'à trois pour certains athlètes) permettait de tester les configurations établies suite au J0 et de les répéter de 2 à 3 fois chacune. Avant l'arrivée de l'athlète, le fauteuil ajustable était installé sur l'ergomètre et la configuration nominale pour les quatre paramètres était sélectionnée. Afin de déterminer la vitesse maximale atteinte par l'athlète pour une configuration donnée, le protocole suivant a été suivi :

1. Installation de l'athlète dans son fauteuil (configuration nominale).
2. Échauffement pendant 15 minutes, incluant quelques accélérations.

3. Descente de l'athlète du fauteuil et installation de la configuration à tester, établie de manière randomisée.
4. Installation de l'athlète dans son fauteuil (nouvelle configuration).
5. Répétition d'une centaine de poussées dans la nouvelle configuration.
6. Calibration de l'ergomètre.
7. Repos de 2 minutes (incluant la calibration).
8. Accélération de 60% de la vitesse maximale estimée (v_{max_e}) suite à des essais préliminaires jusqu'à la vitesse maximale qu'il est en mesure d'atteindre dans cette configuration. Le moteur de l'ergomètre aide l'athlète à atteindre une vitesse d'environ 60% de v_{max_e} . Une fois cette vitesse atteinte, l'aide du moteur était enlevée et l'athlète peut débiter son accélération, au moment qu'il choisit.
9. Descente de l'athlète du fauteuil et installation de la prochaine configuration à tester.
10. Repos de 10 minutes.
11. Répéter les étapes 3 à 10 pour chacune des configurations et répétitions.

Une séquence de tests d'une journée typique où 4 configurations étaient testées et répétées 3 fois pouvait ressembler à ceci : C1-1, C3-1, C4-1, C2-1, C2-2, C4-2, C1-2, C3-2, C3-3, C1-3, C2-3 et C4-3 (où par exemple C2-3 signifie configuration 2, répétition 3).

6.6 Analyses et statistiques

Afin de déterminer l'influence de la variation de la configuration sur la vitesse atteinte, les données ont été normalisées par rapport à la valeur maximale obtenue lors de la journée de test. Ce faisant, on élimine l'effet de jour, qui pourrait être considérable étant donné que certains des athlètes ont testé des configurations à plusieurs mois d'intervalles, en plus de nous permettre de comparer les résultats entre les sujets.

Afin de démontrer la différence statistique entre les résultats obtenus pour les différentes configurations d'un paramètre chez un même sujet, une analyse de variance (ANOVA) à un facteur a été utilisée (SPSS, IBM, USA). Toutes valeurs obtenues sous le seuil de signification $\alpha = 0,05$ démontrent une mesure statistiquement significative. De plus, la méthode de Bonferroni a été utilisée en tests post-hoc pour déterminer les contrastes significatifs. Un

modèle mixte de type HLM a été utilisé pour démontrer les similarités entre les courbes obtenues pour chacun des athlètes (HLM 7 Hierarchical Linear and Nonlinear Modeling, SSI, USA).

Pour toutes les régressions présentées dans les sections suivantes, un coefficient de détermination (R^2 ou pseudo- R^2) supérieur à 0,5 pour une régression entre x et y a été jugée acceptable. Ceci dit, il est évident que seuls les modèles statistiquement significatifs présenteront des coefficients de détermination.

6.7 Résultats

Cette section présente les résultats obtenus pour les 4 athlètes participants à l'étude. À la section 6.2, il a été établi que le critère d'évaluation de la performance déterminant, à savoir si une configuration est plus bénéfique qu'une autre, est la vitesse maximale (v_{max}) atteinte pendant l'essai. Il y est aussi mentionné que le travail produit par l'athlète par cycle devrait être augmenté à chacun des cycles entre 11 et 39 J afin d'atteindre une diminution d'environ 4% sur le temps de course d'un athlète en régime permanent et transitoire. Afin de vérifier la validité de cette affirmation, les données de travail par cycle sont aussi présentées (W/cyc) et ont été normalisées par rapport au travail maximal obtenu lors de la journée de test. Aussi, puisque la durée de chacun des essais ainsi que la fréquence de poussée pourraient influencer les comparaisons des données de travail par cycle, le travail total a aussi été divisé par la durée de l'essai (W/t) et normalisé. Le calcul du travail à partir de données expérimentales est présenté à la section 3.5.

6.7.1 Participants

Toutes les données recueillies lors de la première visite des athlètes au laboratoire sont disponibles à l'Annexe 10.3 et elles sont résumées dans le tableau Tableau 6.3. On constate qu'il existe beaucoup de disparités dans le positionnement des athlètes.

Tableau 6.3 Données des athlètes ayant participé aux tests expérimentaux.

Dév. : développement.

Caractéristiques		1	2	3	4	Moyenne (écart-type)
Sexe	-	♂	♂	♂	♀	-
Classification	-	T54	T54	T54	T54	-
Niveau	-	Dév.	Élite	Élite	Élite	-
Masse (kg)	m_a	60	63	60	50,5	61,0 (1,7)
Grandeur (cm)	L	180	129	180	162	162,8 (24,0)
Vitesse maximale estimée ($m \cdot s^{-1}$)	v_{max_e}	36,0	38,0	38,0	32,0	36,0 (2,8)
Rayons des cerceaux (m)	r_c	0,191	0,197	0,191	0,178	0,189 (0,008)
Ratio membre supérieur sur distance épaule-cerceau (m)	EC	0,993	0,956	0,953	0,960	0,965 (0,018)
Angle entre le tronc et le membre supérieur, plan transverse (°)	α_{lat}	5,3	4,3	3,5	-	4,4 (0,90)
Angle entre le tronc et le membre supérieur, plan sagittal (°)	β_{tms}	25,9	29,9	34,2	-	30,0 (4,15)

6.7.2 Ratio de la longueur du membre supérieur sur la distance épaule-cerceau

Le ratio exprimant la longueur du membre supérieur sur la distance entre l'épaule et le cerceau (EC) peut être varié en modifiant la position de l'assise du fauteuil ajustable selon l'axe des y et des z dans le plan sagittal ($EC_{ép}$) ou le diamètre du cerceau de l'athlète (EC_{cerc}). Dans les deux cas, l'angle entre le membre supérieur alors qu'il passe par l'axe et le sol (θ_{ms}) ainsi que les angles α_{lat} et β_{tms} restent constants, à moins d'avis contraire. Plus EC est petit, plus l'athlète est assis loin du cerceau tandis que plus EC est élevé, plus il est assis près du cerceau. Un ratio supérieur ou égal à 1 indique que l'athlète pourrait pousser sur le cerceau entièrement, sans en détacher le gant. Les sections suivantes montrent les résultats pour les deux types de variations du ratio EC .

Déplacement de l'assise du fauteuil ajustable ($EC_{ép}$)

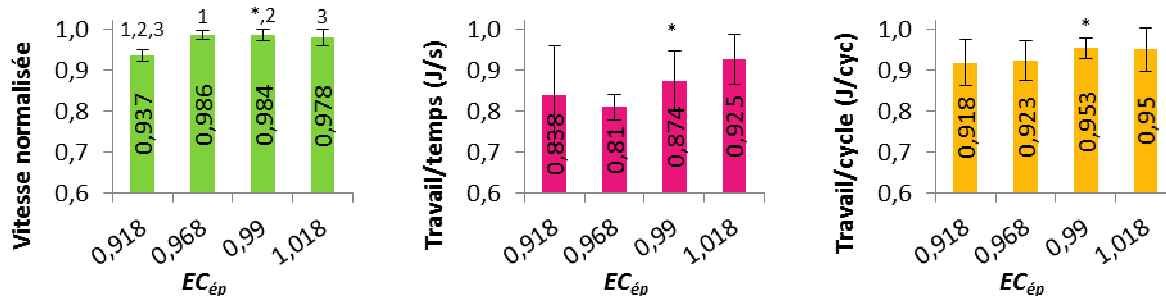
Les résultats de vitesses normalisées atteintes en moyenne pour chacune des configurations testées ainsi que le travail normalisé par le temps et le nombre de cycles sont présentés pour les quatre athlètes du Tableau 6.4 au Tableau 6.7. Les résultats moyens sont aussi disponibles sous forme de tableau à l'Annexe 10.9.

Les résultats présentés au Tableau 6.4 démontrent que l'athlète 1 atteint une vitesse maximale de 0,986 alors qu'il est assis selon un ratio $EC_{ép}$ égal à 0,968, soit assis légèrement plus loin du cerceau que lui permet sa position actuelle. Les différences entre les vitesses maximales atteintes en fonction du ratio $EC_{ép}$ sont statistiquement significatives ($p = 0,002$) et une analyse post-hoc des données de vitesses permet de déterminer qu'il existe une différence entre un de $EC_{ép} = 0,918$ (assis loin) et les autres configurations testées. Les différences entre les données de travail par temps et par cycle ne sont pas significatives ($p > 0,05$), mais on constate que la configuration favorisant une plus grande vitesse maximale ($EC_{ép} = 0,968$) ne produit pas nécessairement le plus grand travail normalisé en fonction du temps et du nombre de cycles, ces derniers étant produits dans les configurations $EC_{ép} = 1,018$ (soit la configuration pour laquelle l'assise est la plus près du cerceau) et $EC_{ép} = 0,990$ respectivement pour cet athlète.

Tableau 6.4 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 1 et pour le ratio de $EC_{ép}$.

*représente la configuration nominale.

¹ $p=0,004$, ² $p=0,005$, ³ $p=0,014$



Les résultats présentés au Tableau 6.5 démontrent que l'athlète 2 atteint une vitesse maximale de 0,991 alors qu'il est assis selon sa configuration nominale, soit pour un ratio $EC_{ép}$ de 0,956. Tout comme l'athlète 1, les données de l'athlète 2 démontrent une différence statistique dans les données de vitesses maximales atteintes ($p < 0,001$) alors que ce n'est pas le cas pour les données de travail par temps et par cycle ($p > 0,05$). Une analyse post-hoc des données de vitesses permet de déterminer qu'il existe une différence entre la position $EC_{ép} = 0,881$ (assis loin) et toutes les autres configurations testées. Bien qu'aucune différence statistique ne soit démontrée pour les données de travail en fonction du temps ou du cycle, on constate que la

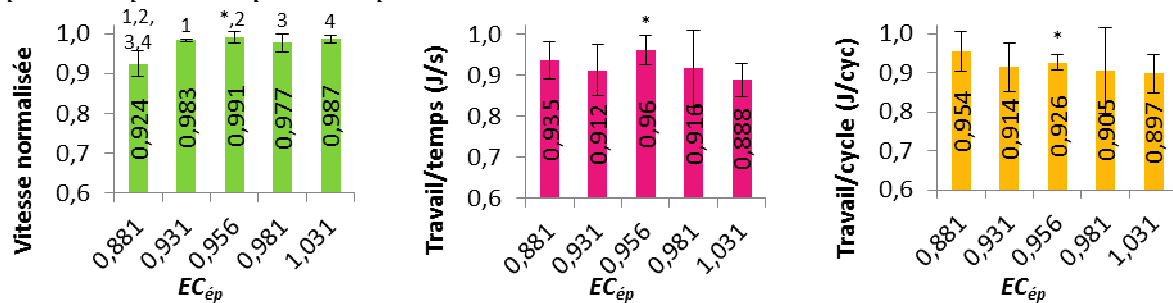
6.Optimisation expérimentale de la configuration

configuration favorisant une plus grande vitesse maximale ($EC_{ép} = 0,956$) produit le plus grand travail par temps, mais que c'est la configuration pour laquelle l'assise est la plus loin du cerceau ($EC_{ép} = 0,881$) qui favorise la plus grande production de travail par cycle pour cet athlète.

Tableau 6.5 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 2 et pour le ratio de $EC_{ép}$.

*représente la configuration nominale.

¹ $p=0,001$, ² $p=0,002$, ³ $p=0,001$, ⁴ $p<0,0001$



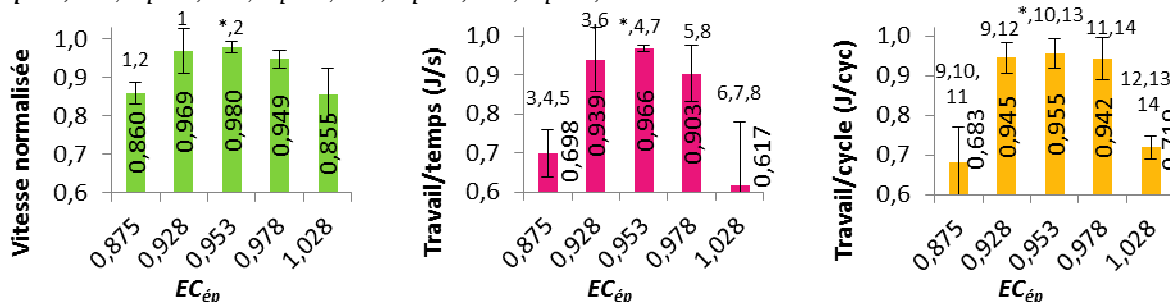
Les résultats présentés au Tableau 6.6 montrent que l'athlète 3 atteint une vitesse maximale de 0,980 alors qu'il est assis selon sa configuration nominale, soit pour un ratio $EC_{ép}$ de 0,953. Les résultats démontrent des différences statistiques pour les vitesses maximales atteintes ($p = 0,007$) ainsi que pour le travail produit en fonction du temps ($p = 0,001$) et du cycle ($p < 0,0001$). Pour cet athlète, la configuration nominale ($EC_{ép} = 0,953$) favorise l'atteinte de la plus grande vitesse maximale en moyenne en plus de permettre une plus grande production de travail par temps et par cycle.

Lors des tests effectués au jour 0 pour l'athlète féminin (athlète 4), il a été constaté qu'il était physiquement impossible pour cette dernière de tester des configurations requérant un $EC_{ép}$ inférieur à 0,96 puisqu'elle est déjà assise au plus bas. En effet, ses aisselles l'empêchent d'approcher l'assise plus près du cerceau; par conséquent, des roues de 26 pouces de diamètre (comparativement aux roues de 27,5 pouces) ont été utilisées pour effectuer tous les essais avec cette dernière.

Tableau 6.6 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 3 et pour le ratio de $EC_{ép}$.

*représente la configuration nominale..

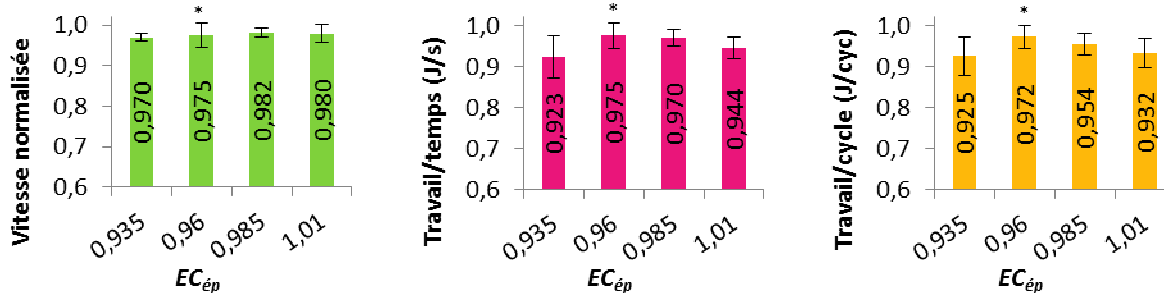
¹ $p=0,032$, ² $p=0,062$, ³ $p=0,015$, ⁴ $p=0,029$, ⁵ $p=0,045$, ⁶ $p=0,008$, ⁷ $p=0,013$, ⁸ $p=0,019$, ⁹ $p=0,001$,
¹⁰ $p=0,002$, ¹¹ $p=0,001$, ¹² $p=0,010$, ¹³ $p=0,021$, ¹⁴ $p=0,011$.



Les résultats présentés au Tableau 6.7 démontrent que l'athlète 4 atteint une vitesse maximale de 0,975 alors qu'elle est assise selon sa configuration nominale, soit pour un ratio $EC_{ép}$ de 0,960. Les données de l'athlète 4 (Tableau 6.7) ne présentent aucune différence statistique au niveau de la vitesse maximale atteinte ($p > 0,05$) ou du travail produit par temps ou par cycle ($p > 0,05$). La configuration $EC_{ép}=0,985$ semble tout de même permettre à l'athlète d'atteindre une plus grande vitesse maximale, tandis que la configuration nominale ($EC_{ép}=0,960$) lui permet de produire davantage de travail par temps et par cycle.

Tableau 6.7 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 4 et pour le ratio de $EC_{ép}$.

*représente la configuration nominale.



Des régressions de deuxième ordre ont été effectuées sur chacune des courbes de vitesses normalisées en fonction de la configuration des athlètes (Figure 6.6 et Annexe 10.9) afin de déterminer une configuration optimale pour chacun des athlètes. Une parabole a été choisie pour représenter ces données puisqu'on s'attend à ce que la performance de l'athlète diminue

alors que ce dernier est assis plus loin ou plus près du cerceau. Dans le premier cas, on peut imaginer qu'à la limite l'athlète ne touche plus au cerceau, l'empêchant alors de produire une force suffisante et d'atteindre une grande vitesse de déplacement. Dans le deuxième cas, si l'athlète est assis trop près de l'axe, son bras restera probablement en flexion pendant toute la poussée, n'atteignant pas une configuration du membre supérieur dans laquelle une force maximale pourrait être produite (cf. Figure 2.7) et par conséquent, diminuant les probabilités selon lesquelles l'athlète pourrait atteindre une vitesse maximale de déplacement du fauteuil. On sait de plus qu'il existe une configuration optimale entre ces deux positions.

Les régressions de 2^e ordre permettent d'établir une configuration optimale pour chacun des athlètes (Tableau 6.8) en plus de permettre d'estimer un $EC_{ép}$ optimal moyen de $0,982 \pm 0,022$ correspondant à un coefficient de variabilité de 2,2%. L'utilisation d'un modèle mixte (Figure 6.6 et Annexe 10.9) permet d'estimer un ratio $EC_{ép}$ optimal de 0,9681, soit une différence d'environ 1,4% par rapport à la moyenne des $EC_{ép}$ obtenue ci-haut. Ce modèle possède un pseudo- R^2 de 0,600, ce qui est acceptable compte tenu du nombre inégal de répétitions entre les athlètes et de la répartition des configurations testées.

Tableau 6.8 Ratio optimal $EC_{ép}$ pour chacun des athlètes obtenus à partir des régressions polynomiales de 2^e ordre effectuées sur les données.

Athlète	$EC_{ép}$ optimal	p	R^2
1	0,987	0,002	0,6930
2	0,992	< 0,0001	0,5775
3	0,950	0,001	0,6873
4	0,997	> 0,5	-
Moyenne (écart-type)	0,982 (0,022)	-	-
Modèle mixte	0,9681	-	0,600

Finalement, il est possible de représenter les données de travail en fonction de la vitesse (Tableau 6.9 à Tableau 6.13) afin de valider que ces dernières se présentent sous la forme d'une courbe de puissance de type $y = ax^b + c$. En effet, puisque le travail provient de l'intégrale de la puissance pour le temps de contact et que ces deux variables varient toutes deux à la manière d'une fonction de puissance d'ordre 2 en fonction de la vitesse (se référer à

la Figure 3.8 et à la Figure 3.11), on s'attend à obtenir une courbe de travail s'exprimant à partir d'une fonction puissance d'ordre 5 ($\int x^2 \cdot x^2 dx = x^5/5$).

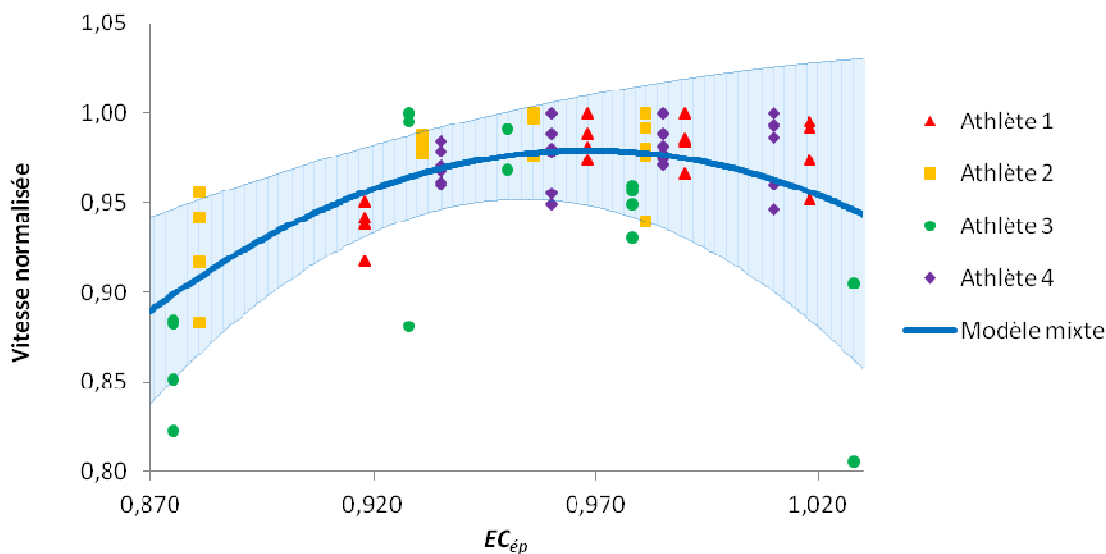


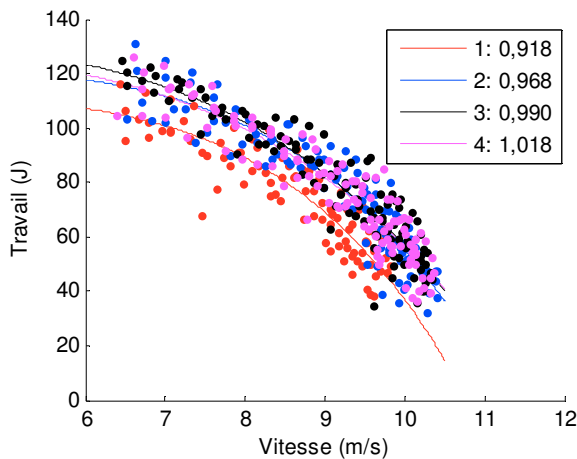
Figure 6.6 Données de vitesses normalisées en fonction du paramètre $EC_{ép}$ pour tous les athlètes et courbe du modèle mixte.

La région ombragée réfère à l'écart-type du modèle mixte.

L'allure des courbes du travail par cycle en fonction de la vitesse des athlètes 1 et 2 (Tableau 6.9 et Tableau 6.10) présentent des coefficients de détermination (R^2) supérieur à 0,5. Pour la majeure partie des équations pour ces deux athlètes, le coefficient b des équations se situe aux environs de 5. Un t -test confirme d'ailleurs que la moyenne des coefficients b ($6,51 \pm 3,67$), pour les courbes de tous les athlètes dont les R^2 sont supérieurs à 0,5, n'est pas différente de 5. Les coefficients a sont de l'ordre de grandeur de 10^{-4} tandis que les coefficients c se situent dans le même ordre de grandeur pour chacun des deux athlètes, soit $124,1 \pm 9,0$ pour le premier et $151,8 \pm 14,6$ pour le second. Ces constatations ne concordent pas néanmoins avec les courbes des athlètes 3 et 4 (Tableau 6.11 et Tableau 6.12), qui présentent d'ailleurs de faibles coefficients de détermination.

6.Optimisation expérimentale de la configuration

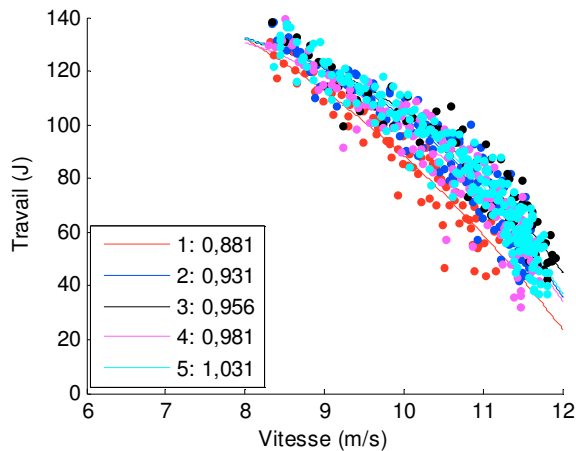
Tableau 6.9 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents $EC_{ép}$ pour l'athlète 1.



$EC_{ép}$	Équation	R^2
0,918	$y = -3,73 \cdot 10^{-4} x^{5,31} + 112,2$	0,823
0,968	$y = -5,76 \cdot 10^{-4} x^{5,07} + 122,8$	0,878
0,990	$y = -69,5 \cdot 10^{-4} x^{4,04} + 133,2$	0,887
1,018	$y = -57,5 \cdot 10^{-4} x^{4,10} + 128,4$	0,867

La configuration en **gras** représente celle où la vitesse atteinte a été maximale.

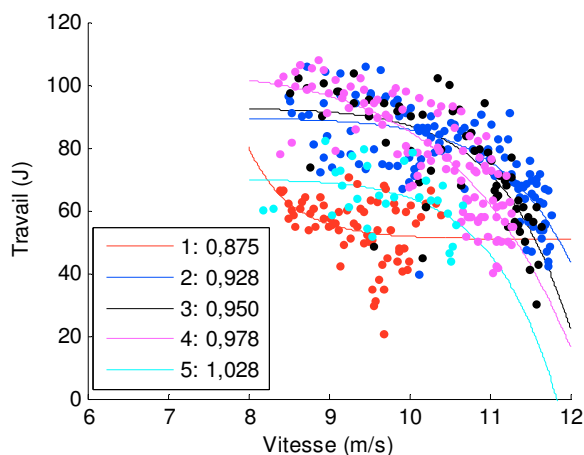
Tableau 6.10 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents $EC_{ép}$ pour l'athlète 2.



$EC_{ép}$	Équation	R^2
0,881	$y = -902 \cdot 10^{-4} x^{2,99} + 177,8$	0,894
0,931	$y = -3,18 \cdot 10^{-4} x^{5,14} + 146,3$	0,898
0,956	$y = -2,87 \cdot 10^{-4} x^{5,13} + 144,3$	0,918
0,981	$y = -6,86 \cdot 10^{-4} x^{4,83} + 146,6$	0,875
1,031	$y = -1,62 \cdot 10^{-4} x^{5,40} + 144,2$	0,929

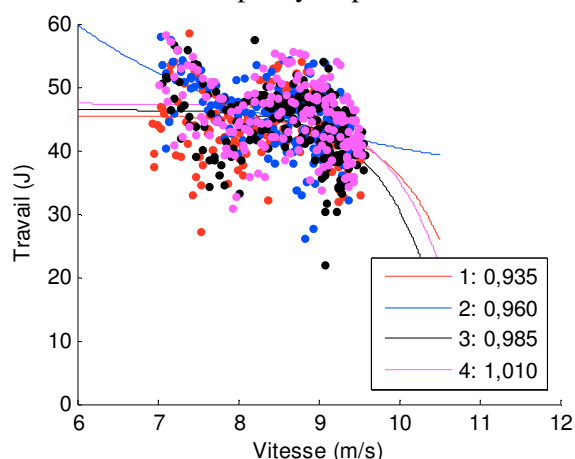
La configuration en **gras** représente celle où la vitesse atteinte a été maximale.

Tableau 6.11 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents $EC_{ép}$ pour l'athlète 3.



$EC_{ép}$	Équation	R^2
0,875	$y = 192 \cdot 10^{-13} x^{-15,3} + 50,7$	0,132
0,928	$y = -5,88 \cdot 10^{-14} x^{13,8} + 89,4$	0,557
0,953	$y = -6,11 \cdot 10^{-14} x^{14,0} + 92,6$	0,574
0,978	$y = -8,14 \cdot 10^{-8} x^{8,37} + 104$	0,697
1,028	$y = -1,41 \cdot 10^{-14} x^{14,6} + 70,0$	0,219

La configuration en **gras** représente celle où la vitesse atteinte a été maximale.

Tableau 6.12 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents $EC_{ép}$ pour l'athlète 4.

$EC_{ép}$	Équation	R^2
0,935	$y = -7,58 \cdot 10^{-15}x^{15,1} + 45,5$	0,045
0,960	$y = 636,9x^{-1,63} + 25,1$	0,246
0,985	$y = -1,61 \cdot 10^{-14}x^{15,0} + 46,4$	0,141
1,010	$y = -1,31 \cdot 10^{-14}x^{15,0} + 47,4$	0,103

La configuration en **gras** représente celle où la vitesse atteinte a été maximale.

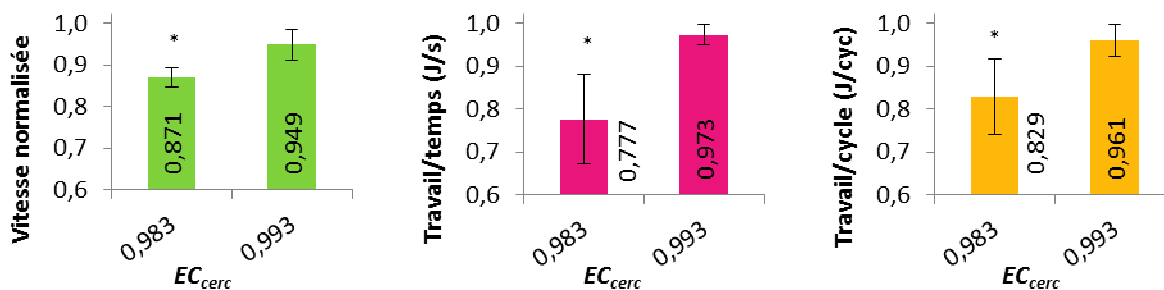
Variation du diamètre du cerceau (EC_{cerc})

Les résultats de vitesses maximales atteintes en moyenne pour chacune des configurations testées ainsi que le travail normalisé par le temps et le nombre de cycles sont présentés pour trois des quatre athlètes du Tableau 6.13 au Tableau 6.15. Les résultats moyens sont aussi disponibles sous forme de tableau à l'Annexe 10.9.

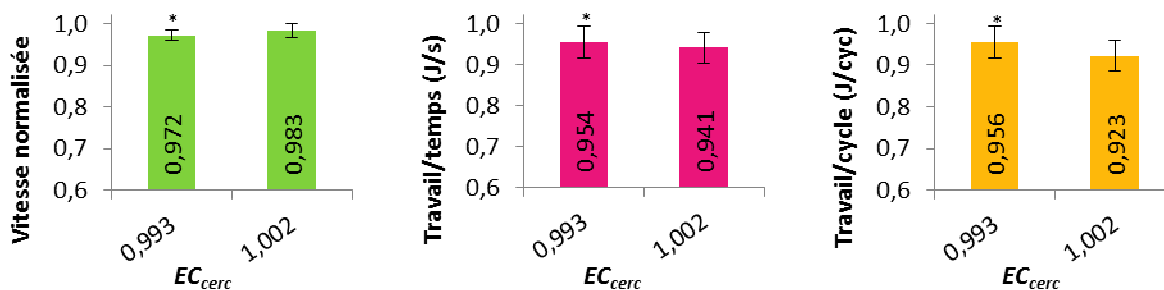
Tableau 6.13 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 1, pour le ratio de EC_{cerc} .

*représente la configuration nominale.

Jour 1



Jours 2 et 3



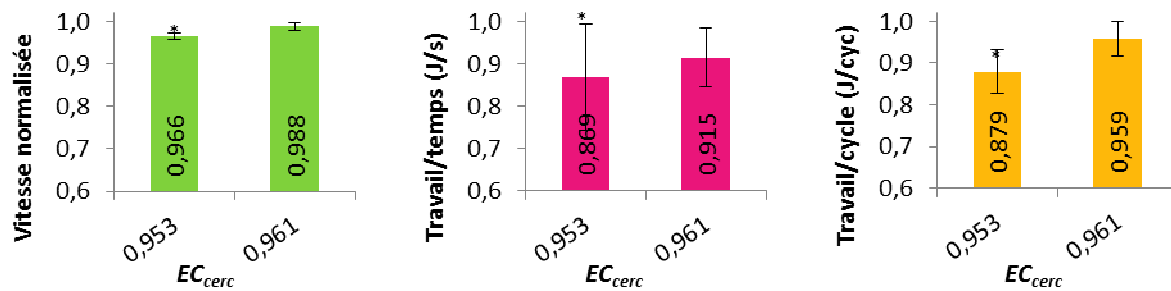
6.Optimisation expérimentale de la configuration

L'athlète 1 démontre (Tableau 6.13) une différence statistiquement significative ($p = 0,026$) entre les deux EC_{cerc} testés au jour 1 (EC_{cerc} de 0,938 et 0,993) au niveau des vitesses maximales atteintes, et aucune différence ($p > 0,05$) pour ses données des jours 2 et 3 (EC_{cerc} de 0,993 et 1,002). Pour les deux journées de tests, aucune différence n'est notée pour les données de travail par temps et par cycle ($p > 0,05$). Pour les deux séries de tests (soit jour 1 et jours 2 et 3), l'athlète atteint de plus hautes vitesses alors qu'il teste les cerceaux de plus petits diamètres (EC_{cerc} plus grand), bien que cette affirmation ne soit pas appuyée par les données statistiques pour les jours 2 et 3.

Les résultats obtenus pour les athlètes 3 et 4 (Tableau 6.14 et Tableau 6.15) sont similaires, c'est-à-dire qu'on constate une augmentation de la vitesse maximale atteinte alors que ces derniers testent les petits cerceaux (EC_{cerc} plus grands), bien que seul l'athlète 3 démontre une différence statistiquement significative ($p = 0,009$). Dans les deux cas, le travail produit n'était pas non plus différent par unité de temps ou par cycle ($p > 0,05$), mais est toujours maximal dans la configuration favorisant l'atteinte de la plus grande vitesse maximale. Notez que les tests de l'athlète 4 ont été effectués avec des roues de 26 pouces de diamètre, pour les raisons expliquées à la section précédente.

Tableau 6.14 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 3, pour le ratio de EC_{cerc} .

*représente la configuration nominale.

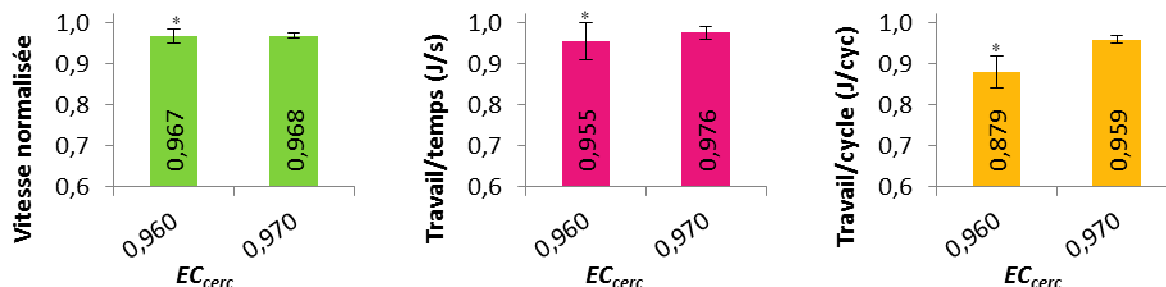


Il n'est pas possible d'effectuer une régression de deuxième ordre sur les courbes de vitesses normalisées en fonction de la configuration des athlètes afin de déterminer un ratio EC_{cerc} optimal ni d'effectuer une analyse par modèle mixte, puisqu'un nombre insuffisant de

configurations a été testé. Dans tous les cas testés néanmoins, le plus petit cerceau permettait toujours d'atteindre une vitesse maximale plus élevée.

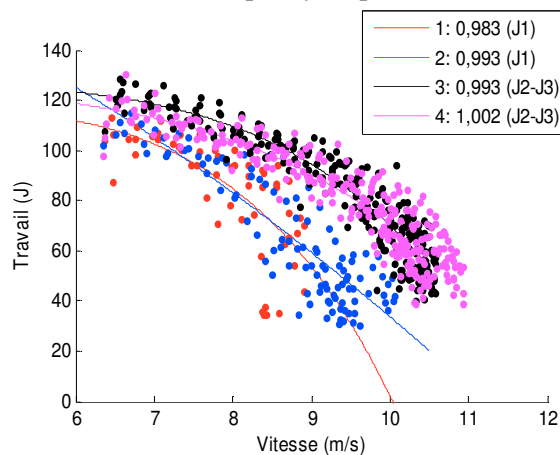
Tableau 6.15 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 4, pour le ratio de EC_{cerc} .

*représente la configuration nominale.



L'allure des courbes du travail en fonction de la vitesse des athlètes 1 et 3 (Tableau 6.16 et Tableau 6.17) est semblable et les coefficients de détermination (R^2) sont supérieurs à 0,5. Pour ces dernières, le coefficient b des équations se situe aux environs de 5 et un t-test confirme que la moyenne des coefficients b ($4,49 \pm 1,47$) n'est pas différente de 5 (voir section précédente). Les coefficients a sont en général de l'ordre de grandeur de 10^{-4} tandis que les coefficients c se situent dans le même ordre de grandeur pour chacun des deux athlètes, soit $141,3 \pm 35,4$ pour le premier et $120,1 \pm 10,9$ pour le troisième. Ces constatations ne concordent pas néanmoins avec les données de l'athlète 4 (Tableau 6.18), qui présente d'ailleurs de faibles coefficients de détermination.

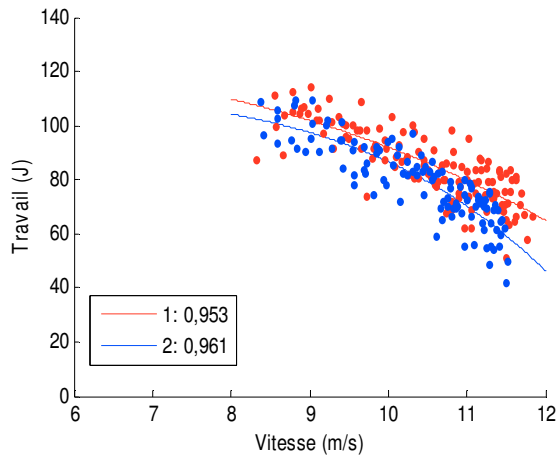
Tableau 6.16 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents EC_{cerc} pour l'athlète 1.



EC_{cerc}	Équation	R^2
0,983 (J1)	$y = -3,34 \cdot 10^{-4}x^{5,54} + 118,8$	0,500
0,993 (J1)	$y = -3,56x^{1,65} + 194,2$	0,776
0,993 (J2-3)	$y = -2,85 \cdot 10^{-4}x^{5,30} + 127,1$	0,883
1,002 (J2-3)	$y = -34,25 \cdot 10^{-4}x^{4,2} + 125,1$	0,850

La configuration en **gras** représente celle pour laquelle la vitesse atteinte est maximale.

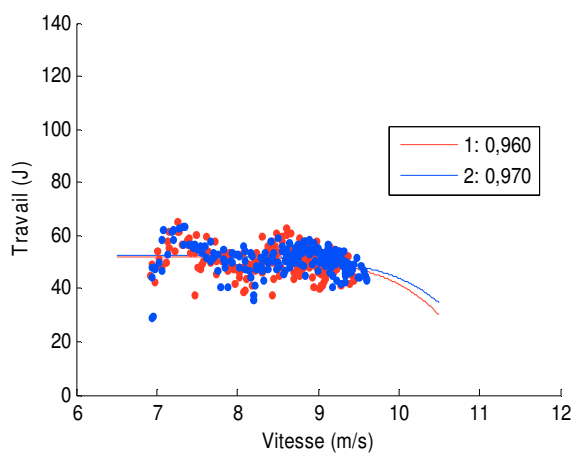
Tableau 6.17 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents EC_{cerc} pour l'athlète 3.



EC_{cerc}	Équation	R^2
0,953	$y = -289 \cdot 10^{-4} x^{5,09} + 127,8$	0,671
0,961	$y = -1,69 \cdot 10^{-4} x^{5,18} + 112,4$	0,753

La configuration en **gras** représente celle pour laquelle la vitesse atteinte est maximale.

Tableau 6.18 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents EC_{cerc} pour l'athlète 4.



EC_{cerc}	Équation	R^2
0,960	$y = -8,04 \cdot 10^{-15} x^{15,1} + 52,1$	0,040
0,970	$y = -8,39 \cdot 10^{-15} x^{15,0} + 52,4$	0,048

La configuration en **gras** représente celle pour laquelle la vitesse atteinte est maximale.

6.7.3 Angle entre le tronc et le membre supérieur dans le plan transverse

L'angle entre le tronc et le membre supérieur peut être varié en élargissant les roues du fauteuil ajustable selon l'axe des x , dans le plan transverse (α_{lat}). Pour tous les tests, l'angle entre le membre supérieur alors qu'il passe par l'axe et le sol (θ_{ms}) ainsi que le ratio EC et l'angle β_{tms} restent constants, à moins d'avis contraire. Plus α_{lat} est grand, plus les roues sont éloignées de l'athlète, et vice-versa.

Les résultats de vitesses maximales atteintes en moyenne pour chacune des configurations de α_{lat} testées ainsi que le travail par unité de temps et par cycle sont présentés pour deux des

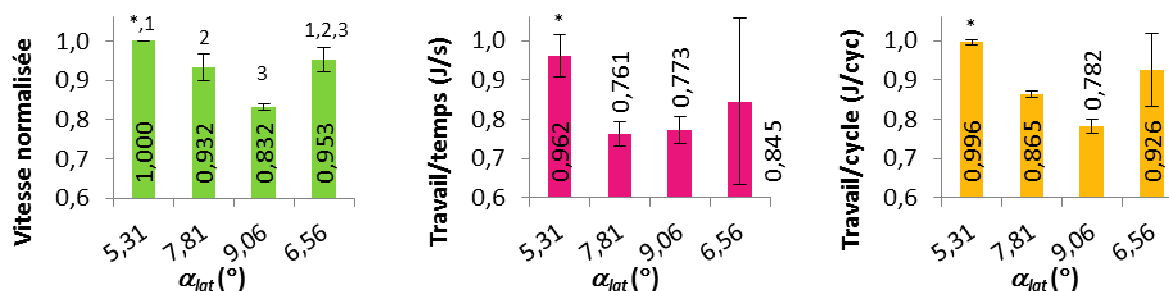
quatre athlètes du Tableau 6.19 au Tableau 6.20. Les résultats moyens sont aussi disponibles sous forme de tableau à l'Annexe 10.9.

L'athlète 1 (Tableau 6.19) démontre des données de vitesses maximales atteintes ainsi que les données de travail par cycle statistiquement significatives ($p = 0,009$ et $p = 0,042$ respectivement) alors que les données de travail en fonction du temps ne démontrent aucune différence ($p > 0,5$). Une analyse post-hoc des données de vitesses permet de déterminer qu'il existe une différence entre les données de vitesses maximales atteintes alors que l'angle entre le tronc et les membres supérieurs est faible ($5,31^\circ$, $6,56^\circ$ et $7,81^\circ$) et élevé ($9,06^\circ$). On constate aussi que la position nominale ($\alpha_{lat} = 5,31^\circ$) de l'athlète dans son fauteuil favorise l'atteinte de la plus grande vitesse. Finalement, bien qu'aucune différence statistique ne soit démontrée pour les données de travail, on constate que la configuration favorisant une plus grande vitesse maximale ($\alpha_{lat} = 5,31^\circ$) produit aussi le plus grand travail par temps et par cycle.

Tableau 6.19 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 1, pour le ratio de α_{lat} .

*représente la configuration nominale.

¹ $p=0,013$, ² $p=0,044$, ³ $p=0,082$.



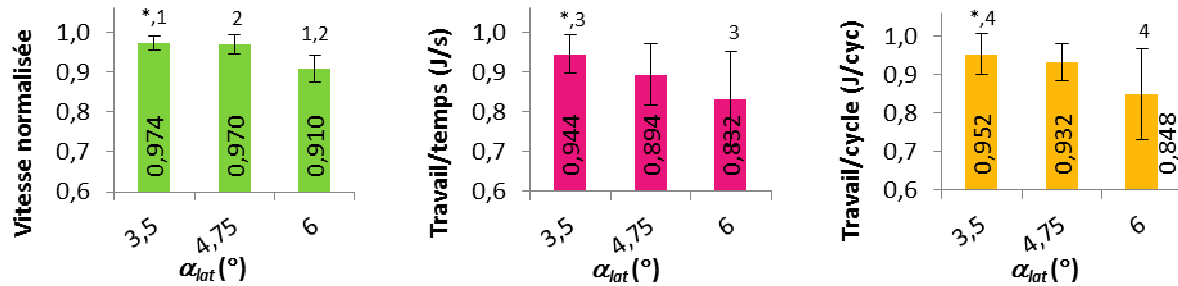
L'athlète 3 (Tableau 6.20) présente quant à lui des données de vitesses maximales atteintes ainsi que de travail par unité de temps et par cycle statistiquement significatives ($p < 0,0001$, $p = 0,029$ et $p = 0,013$ respectivement). L'analyse des contrastes démontrent qu'il existe une différence entre la configuration nominale ($\alpha_{lat} = 3,50^\circ$) et la configuration où les roues sont les plus élargies ($\alpha_{lat} = 6,0^\circ$) pour les trois types de mesures, et que la configuration nominale permet à l'athlète d'atteindre une plus grande vitesse et de produire davantage de travail.

6.Optimisation expérimentale de la configuration

Tableau 6.20 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 3, pour le ratio de α_{lat} .

*représente la configuration nominale.

¹ $p < 0,0001$, ² $p < 0,0001$, ³ $p = 0,038$, ⁴ $p = 0,035$



Les régressions de deuxième ordre (Figure 6.7) effectuées sur les données de chacun des athlètes permettent d'établir que le α_{lat} optimal moyen est de $4,39 \pm 0,50^\circ$ correspondant à un coefficient de variabilité de 11,4% (Tableau 6.21). L'utilisation d'un modèle mixte (Figure 6.7 et Annexe 10.9) pour l'analyse des données permet d'estimer un ratio α_{lat} optimal de $4,88^\circ$, ce qui diffère de 11,2% de la moyenne des régressions effectués pour chacun des sujets. Ce modèle possède un pseudo- R^2 de 0,900.

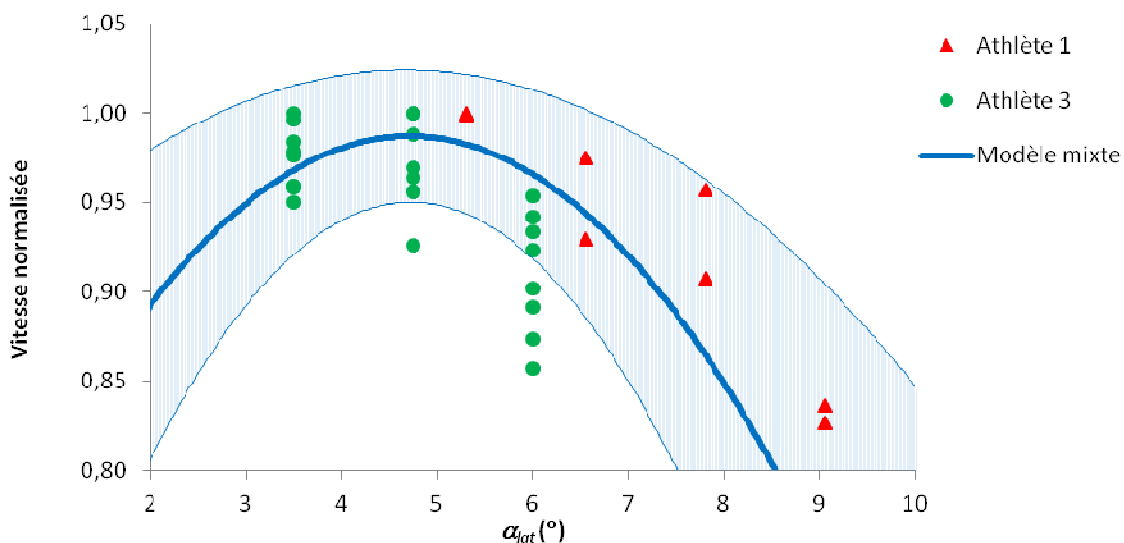


Figure 6.7 Données de vitesses normalisées en fonction du paramètre α_{lat} pour deux des quatre athlètes et courbe du modèle mixte.

La région ombragée réfère à l'écart-type du modèle mixte.

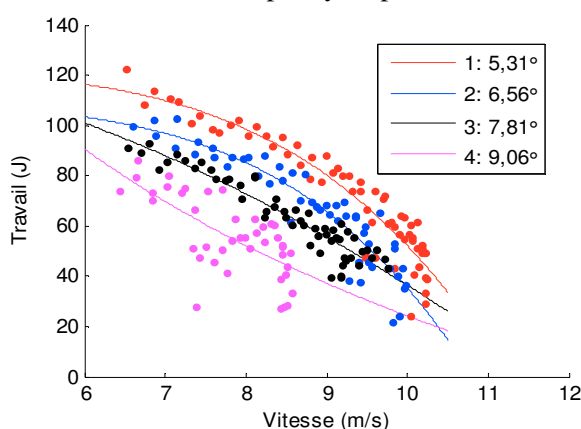
Tableau 6.21 Ratio optimal α_{lat} pour chacun des athlètes obtenus à partir des régressions polynomiales de 2^e ordre effectuées sur les données.

* La donnée n'a pas été utilisée dans les calculs de la moyenne et de l'écart-type puisque l'athlète ne possède pas suffisamment de données.

Athlète	α_{lat} optimal (°)	p	R^2
1	4,74	0,009	0,893
3	4,04	<0,0001	0,581
Moyenne (écart-type)	4,39 (0,50)	-	-
Modèle mixte	4,88	-	0,710

Les résultats de travail par unité de temps et par cycles des athlètes 1 et 3 concordent avec nos attentes (i.e. travail par unité de temps ou par cycle maximale avec l'atteinte de la plus grande vitesse). La majorité des courbes de travail en fonction de la vitesse présentées du Tableau 6.22 au Tableau 6.23 possèdent des coefficients de détermination (R^2) supérieurs à 0,5. Tout comme pour les courbes de travail en fonction de la vitesse présentés dans les sections précédentes, les coefficients a , b et c présentent des valeurs similaires d'une configuration à l'autre et d'un athlète à l'autre, principalement pour le coefficient b , sa moyenne ($5,70 \pm 2,96$), pour les courbes dont les R^2 sont supérieurs à 0,5, n'étant pas différente de 5. Les coefficients a sont généralement de l'ordre de grandeur de 10^{-4} tandis que les coefficients c se situent dans le même ordre de grandeur pour chacun des deux athlètes, soit $122,6 \pm 14,1$ pour le premier et $116,4 \pm 2,69$ pour le troisième.

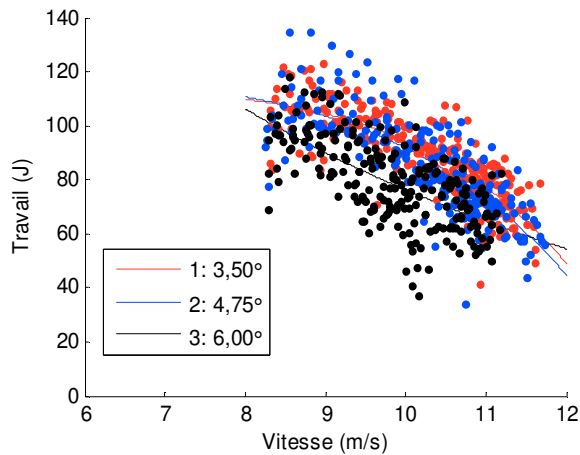
Tableau 6.22 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents α_{lat} pour l'athlète 1.



α_{lat} (°)	Équation	R^2
5,31	$y = -9,26 \cdot 10^{-4} x^{4,88} + 122,2$	0,885
6,56	$y = -5,80 \cdot 10^{-4} x^{5,10} + 108,8$	0,863
7,81	$y = -0,967 x^{2,02} + 136,9$	0,882
9,06	$y = 860,5 x^{-0,25} - 454,3$	0,478

La configuration en **gras** représente celle pour laquelle la vitesse atteinte est maximale.

Tableau 6.23 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents α_{lat} pour l'athlète 3.



α_{lat} (°)	Équation	R^2
3,50	$y = -0,065 \cdot 10^{-4}x^{6,48} + 114,5$	0,671
4,75	$y = -0,65 \cdot 10^{-4}x^{5,61} + 118,3$	0,627
6,00	$y = 821,8x^{-0,56} + 146,4$	0,429

La configuration en **gras** représente celle pour laquelle la vitesse atteinte est maximale.

6.7.4 Angle entre le tronc et le membre supérieur dans le plan sagittal

L'angle entre le tronc et le membre supérieur peut être varié en augmentant ou diminuant la hauteur de l'assise du fauteuil ajustable selon l'axe des z, dans le plan sagittal (β_{tms}). Afin de conserver la position de l'épaule de l'athlète exactement à la même distance du cerceau (ratio EC), il aurait aussi fallu déplacer l'assise vers l'avant ou l'arrière. Néanmoins, puisque ces déplacements étaient de l'ordre de quelques millimètres (environ 4 mm au maximum), et afin de diminuer le temps d'installation, seule l'assise en z a été déplacée (chaque incrément correspondant à environ 13 mm). Pour tous les tests, l'angle entre le membre supérieur alors qu'il passe par l'axe et le sol (θ_{ms}) ainsi que le ratio EC et l'angle α_{lat} restent constants à moins d'avis contraire. Plus β_{tms} est grand, plus l'assise est éloignée de l'axe, et vice-versa.

Les résultats de vitesses maximales atteintes en moyenne pour chacune des configurations de β_{tms} testées ainsi que le travail normalisé par rapport au temps et au nombre de cycles sont présentés pour trois des quatre athlètes du Tableau 6.24 au Tableau 6.26. Les résultats moyens sont aussi disponibles sous forme de tableau à l'Annexe 10.9.

Les athlètes 1 et 2 (Tableau 6.24 et Tableau 6.25) ne présentent aucune donnée statistiquement significative, tant au niveau de la vitesse que du travail ($p > 0,05$). Le premier athlète atteint de plus grandes vitesses maximales alors que l'angle β_{tms} est grand, c'est-à-dire lorsque l'assise est relevée d'environ 5° ($\beta_{tms} = 30,9^\circ$) par rapport à sa position nominale ($\beta_{tms} =$

25,9°). Le travail par unité de temps et par cycle est quant à lui supérieur alors que ce dernier a un faible β_{tms} (23,4°), soit lorsque l'assise est plus basse que la position nominale. L'athlète 2 atteint de plus grandes vitesses dans les essais alors que l'assise est positionnée environ 1,25° plus haute ($\beta_{tms} = 31,1^\circ$) que sa position nominale ($\beta_{tms} = 29,9^\circ$), tandis que le travail maximal par unité de temps est obtenu lors de la configuration nominale.

Tableau 6.24 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 1, pour le ratio de β_{tms} .

*représente la configuration nominale.

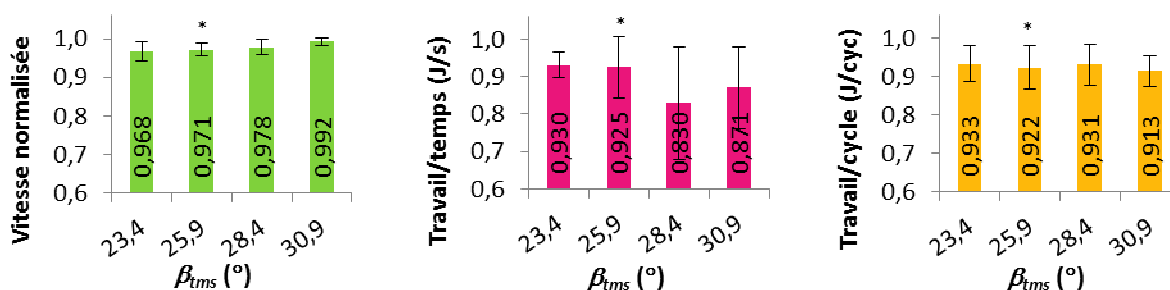
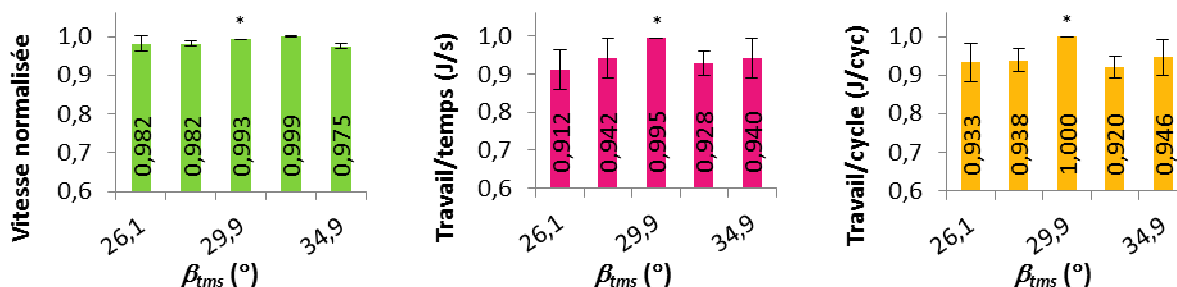


Tableau 6.25 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 2, pour le ratio de β_{tms} .

*représente la configuration nominale.



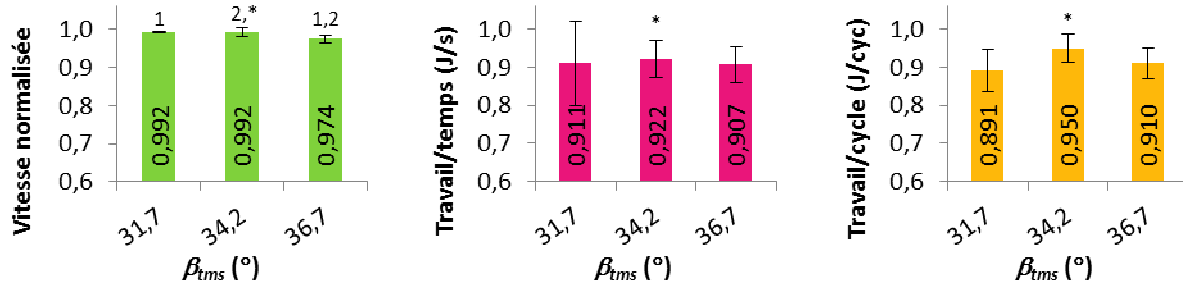
L'athlète 3 (Tableau 6.26) présente quant à lui une différence statistique au niveau des données de vitesses maximales atteintes pour les trois différentes configurations ($p = 0,032$). Cette différence est notée entre les deux premières configurations ($\beta_{tms} = 31,7^\circ$ et $\beta_{tms} = 34,2^\circ$) ainsi que la troisième ($\beta_{tms} = 36,7^\circ$), les deux premières favorisant tout deux l'atteinte d'une plus grande vitesse maximale. La configuration nominale ($\beta_{tms} = 34,2^\circ$) permet finalement la production d'un plus grand travail par temps et par cycle, sans toutefois présenter une différence statistique ($p = 0,05$).

6.Optimisation expérimentale de la configuration

Tableau 6.26 Vitesse normalisée et travail par unité de temps et par nombre de cycles normalisé, pour l'athlète 3, pour le ratio de β_{tms} .

*représente la configuration nominale.

¹ $p=0,06$, ² $p=0,068$



Les régressions de deuxième ordre effectuées sur les données de chacun des athlètes (Figure 6.8) permettent d'estimer un β_{tms} optimal moyen de $30,87 \pm 1,22^\circ$, correspondant à un coefficient de variabilité de 3,96% (Tableau 6.27). L'utilisation d'un modèle mixte (Figure 6.8 et Annexe 10.9) pour l'analyse des données permet d'estimer un ratio β_{tms} optimal de $30,62^\circ$, soit une différence de 0,8% avec la valeur obtenue à partir de la moyenne de chacune des régressions des athlètes. Ce modèle possède par contre un faible pseudo- R^2 de 0,154.

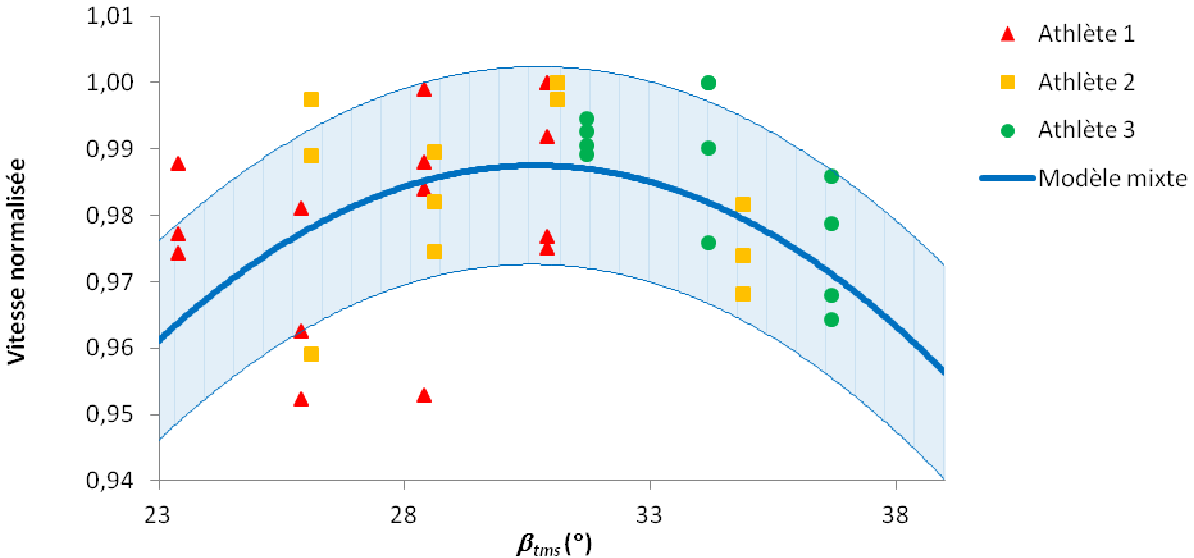


Figure 6.8 Données de vitesses normalisées en fonction du paramètre β_{tms} pour trois des quatre athlètes pour deux types de régressions.

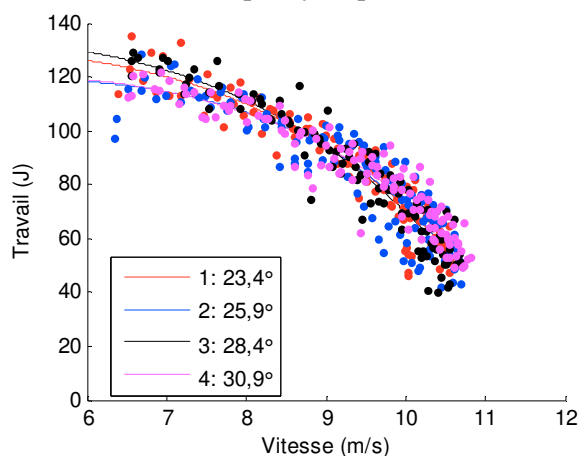
La région ombragée réfère à l'écart-type du modèle mixte.

Tableau 6.27 Ratio optimal β_{tms} pour chacun des athlètes obtenus à partir des régressions polynomiales de 2^e ordre effectuées sur les données.

Athlète	β_{tms} optimal (°)	p	R^2
1	30,90	> 0,05	-
2	29,62	> 0,05	-
3	32,07	0,032	0,533
Moyenne (écart-type)	30,87 (1,22)	-	-
Modèle mixte	30,62	-	0,1538

La majorité des courbes de travail en fonction de la vitesse présentées du Tableau 6.28 au Tableau 6.30 présentent des coefficients de détermination (R^2) supérieurs à 0,5. Tout comme pour les courbes de travail en fonction de la vitesse présentés dans les sections précédentes, les coefficients a , b et c présentent des valeurs similaires d'une configuration à l'autre et d'un athlète à l'autre, principalement pour le coefficient b , sa moyenne ($5,52 \pm 1,33$), pour les courbes dont les R^2 sont supérieurs à 0,5, n'étant pas différente de 5. Les coefficients a sont de l'ordre de grandeur de 10^{-4} tandis que les coefficients c se situent dans le même ordre de grandeur pour chacun des trois athlètes, soit $128,5 \pm 7,38$ pour le premier, $131,9 \pm 15,2$ pour le deuxième et $103,6 \pm 10,5$ pour le troisième.

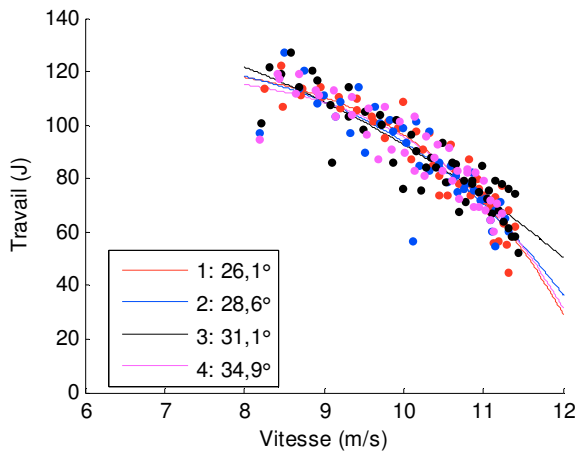
Tableau 6.28 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents β_{tms} pour l'athlète 1.



β_{tms}	Équation	R^2
23,4	$y = -21,5 \cdot 10^{-4} x^{4,45} + 132,5$	0,888
25,9	$y = -1,44 \cdot 10^{-4} x^{5,54} + 121,3$	0,833
28,4	$y = -33,2 \cdot 10^{-4} x^{4,31} + 136,9$	0,918
30,9	$y = -9,12 \cdot 10^{-4} x^{4,73} + 123,5$	0,902

La configuration en **gras** représente celle pour laquelle la vitesse atteinte est maximale.

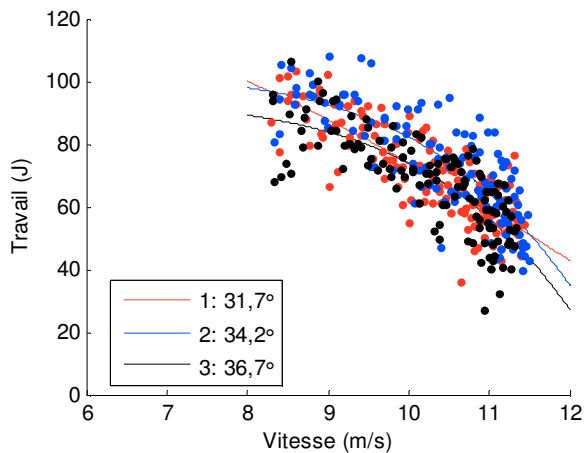
Tableau 6.29 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents β_{tms} pour l'athlète 2.



β_{tms}	Équation	R^2
26,1	$y = -0,05 \cdot 10^{-4} x^{6,76} + 124,1$	0,890
28,6	$y = -1,78 \cdot 10^{-4} x^{5,30} + 129,1$	0,798
31,1	$y = -818,8 \cdot 10^{-4} x^{2,87} + 154,0$	0,811

La configuration en **gras** représente celle pour laquelle la vitesse atteinte est maximale.

Tableau 6.30 Travail par cycle produit en fonction de la vitesse pour différents β_{tms} pour l'athlète 3.



β_{tms}	Équation	R^2
31,7	$y = -8433 \cdot 10^{-4} x^{6,48} + 114,5$	0,683
34,2	$y = -0,05 \cdot 10^{-4} x^{6,59} + 102,7$	0,657
36,7	$y = -0,04 \cdot 10^{-4} x^{6,70} + 93,66$	0,628

La configuration en **gras** représente celle pour laquelle la vitesse atteinte est maximale.

6.8 Discussion

Le présent chapitre avait pour objectif de valider l'hypothèse selon laquelle il existe une configuration optimale de l'athlète dans son fauteuil roulant d'athlétisme lui permettant une diminution de la durée sa course de 4%. Pour ce faire, quatre athlètes sherbrookoïses ont participé à une étude expérimentale en testant quatre différents paramètres de la configuration pour lesquels ils devaient atteindre une vitesse maximale, tel que déterminé au chapitre 5.1 comme critère de performance. Les prochaines sections discutent de l'influence de la variation de la configuration sur la vitesse maximale atteinte, ainsi que sur le travail produit par cycle et unité de temps.

6.8.1 Influence des paramètres sur la vitesse maximale atteinte

Variation du paramètre $EC_{ép}$

Trois des quatre athlètes participant à l'étude ont présenté une courbe de vitesse en fonction de la variation du paramètre $EC_{ép}$ de forme parabolique inverse, indiquant clairement une configuration optimale. Seule l'athlète 4 démontra une courbe non statistiquement significative, probablement causée par le fait que l'étendue de la variation de la configuration testée était trop faible pour noter des différences significatives. En effet, étant donné l'anthropométrie de l'athlète et le dimensionnement du fauteuil, nous avons été limités quant au déplacement de l'assise en y et en z . Cependant, la Figure 6.6 démontre que les données de cet athlète respectent l'allure de la courbe générale créée par le modèle mixte.

Le Tableau 6.31 rappelle les $EC_{ép}$ optimaux estimés selon deux méthodes différentes, soit la moyenne des $EC_{ép}$ obtenus à partir des courbes de régressions polynomiales de 2^e ordre effectuées sur chacun des athlètes ainsi que par la méthode du modèle mixte.

Tableau 6.31 Estimés des $EC_{ép}$ optimaux selon les deux méthodes de calculs.

Méthode	$EC_{ép}$ optimal
$EC_{ép}$ optimaux moyennés pour les 4 athlètes	0,9820
Modèle mixte	0,9681
Différence	0,0139
Différence (%)	1,42

On croit que le meilleur estimé de la valeur d' $EC_{ép}$ est celui obtenu à partir du modèle mixte puisque ce dernier prend en compte le nombre de répétitions effectués par chaque athlète ainsi que l'étendue de la plage de la configuration testée, ce que l'autre méthode ne fait pas. C'est d'ailleurs le nombre de répétitions inégales qui peut expliquer que certaines des moyennes calculées pour chacun des athlètes (Tableau 6.8 et à l'Annexe 10.9) sont aussi élevées; en effet, le fait par exemple que l'athlète 2 est effectué 8 répétitions de la configuration $EC_{ép}=1,031$ influencera davantage la moyenne que les trois répétitions effectuées pour la configuration $EC_{ép}=0,956$. Par conséquent, le modèle mixte nous assure un estimé $EC_{ép}$ plus précis. On peut donc affirmer qu'un $EC_{ép}$ optimal chez les athlètes participant à l'étude serait d'environ 0,968 et que l'équation représentant la vitesse maximale (y) atteinte pendant l'essai

en fonction de la configuration (x) représentant les sujets participants à l'étude est donnée par :

$$y = -9,27x^2 + 17,96x - 7,71 \quad (6.4).$$

Les ratios $EC_{ép}$ actuels des athlètes présentés au Tableau 6.32 démontrent que ces derniers sont en majorité positionnés près du $EC_{ép}$ estimé à partir du modèle mixte, à l'exception de l'athlète 1, qui lui présente une différence de l'ordre de 2,6%. Cette différence peut provenir du niveau d'expérience des athlètes participants. En effet, les athlètes 2 à 4 comptent en moyenne $17,3 \pm 4,6$ années d'expérience tandis que l'athlète 1 n'en compte que 2. Les athlètes possédant davantage d'expérience ont pu optimiser au cours des années leur positionnement à coup d'essais et d'erreurs, ce que l'athlète en développement n'a pas encore eu l'occasion de faire.

Tableau 6.32 Comparaison entre les $EC_{ép}$ actuels des 4 athlètes et celui estimé à partir du modèle mixte.

Athlète	$EC_{ép}$actuel	$EC_{ép}$estimé	Différence
1	0,993	0,9681	+ 2,6%
2	0,956		- 1,3%
3	0,953		- 1,6%
4	0,960		- 0,8%

L'étude de la variation du ratio EC_{cerc} a aussi démontré l'influence de ce paramètre sur la vitesse maximale atteinte. Deux des trois athlètes ayant participé aux tests ont d'ailleurs démontré des modèles statistiquement significatifs. Malheureusement, le nombre de configurations testées pour le paramètre EC_{cerc} n'a pas été suffisant pour être en mesure de déterminer une étude par modèle mixte.

La variation du diamètre du cerceau, en plus d'influencer la distance épaule-cerceau (longueur D_{ec} , de l'équation (6.1)), influence aussi le patron de mouvement pendant la poussée (puisque le cerceau impose une nouvelle trajectoire) en plus de favoriser soit la production de force (si le diamètre du cerceau diminue), soit la vitesse (si le diamètre du cerceau augmente). Il a d'ailleurs été remarqué que la main de certains athlètes glisse sur le cerceau alors qu'ils

atteignent de grandes vitesses avec l'utilisation de grands cerceaux, ce qui est évité avec l'utilisation de plus petits cerceaux. Le Tableau 6.33 démontre à titre d'exemple qu'un athlète typique atteint une vitesse maximale de $8,76 \pm 0,23 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en moyenne lors de l'utilisation des grands cerceaux (0,19 m), lui conférant une vitesse de main au cerceau d'environ $4,77 \pm 0,12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Lors de ces essais, l'athlète glissait constamment sur le cerceau lorsqu'il atteignait sa vitesse maximale et ainsi, se ralentissait. En utilisant un plus petit cerceau (0,18 m, soit 6,7% plus petit), la vitesse maximale atteinte du fauteuil était alors en moyenne de $9,54 \pm 0,37 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, c'est-à-dire 9,0% plus élevée que lors de l'utilisation des grands cerceaux et ce, pour une vitesse de déplacement de la main (v_c) équivalente à celle obtenue avec les plus grands cerceaux, soit de $4,85 \pm 0,19 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (1,7% de différence).

Tableau 6.33 Vitesses maximales de déplacement du fauteuil et du cerceau moyens pour différents diamètres de cerceau, pour l'athlète 1.

r_c : rayon du cerceau. v_{max} : vitesse maximale atteinte en moyenne (écart-type). v_c : vitesse au cerceau en moyenne (écart-type).

	r_c (m)	v_{max} (m·s ⁻¹)	v_c (m·s ⁻¹)
Grand cerceau	0,19	8,76 (0,23)	4,77 (0,12)
Petit cerceau	0,18	9,54 (0,37)	4,85 (0,19)
Δ	6,7%	9,0%	1,7%

À la lecture de cette section, il est clair que le choix du ratio EC optimal pour chaque athlète doit être fait en considérant à la fois la position de l'épaule par rapport au cerceau ainsi que le diamètre du cerceau. Quoiqu'il en soit, le ratio de EC_{cerc} estimé à partir du modèle mixte de 0,9681 semble être approprié comme première itération d'optimisation expérimentale de la position pour la plus part des athlètes puisqu'elle se situe près de la valeur des ratios EC actuels des trois athlètes élités qui comptabilise en moyenne 17 années d'expérience.

Variation du paramètre α_{lat}

Les trois athlètes participant à l'étude de la variation de ce paramètre ont présenté une courbe de vitesse en fonction de la variation de α_{lat} de forme parabolique inverse, indiquant clairement une configuration optimale, et les deux athlètes possédant suffisamment de données pour effectuer une analyse statistique démontrèrent des modèles statistiquement significatifs.

Le Tableau 6.34 rappelle les α_{lat} optimaux estimés selon deux méthodes de calculs différentes, soit la moyenne des α_{lat} obtenus à partir des courbes de régressions polynomiales de 2^e ordre effectuées sur les données des athlètes 1 et 3 (l'athlète 2 ne présentant pas suffisamment de données), soit par la méthode du modèle mixte.

Tableau 6.34 Estimés des α_{lat} optimaux selon les deux méthodes de calculs.

Méthode	α_{lat} optimal (°)
α_{lat} optimaux moyennés pour les 2 athlètes	4,39
Modèle mixte	4,88
Différence	0,49
Différence (%)	10,6

Le meilleur estimé de la valeur de α_{lat} est obtenu à partir de l'équation du modèle mixte puisque ce dernier prend en compte le nombre de répétitions effectuées par chaque athlète ainsi que l'étendue de la plage de la configuration testée. On peut donc affirmer qu'un α_{lat} optimal chez les athlètes participant à l'étude serait d'environ 4,88°, ce qui est légèrement plus large (distance entre les roues) que les valeurs nominales actuelles des athlètes (Tableau 6.35). L'équation qui représente la vitesse maximale (y) atteinte pendant l'essai en fonction de la configuration (x) est donnée par :

$$y = -0,013x^2 + 0,121x + 0,703 \quad (6.5).$$

Tableau 6.35 Comparaison entre les α_{lat} actuels des 3 athlètes et celui estimé à partir du modèle mixte.

Athlète	α_{lat} actuel	α_{lat} estimé	Différence
1	5,3	4,88	7,9%
2	4,3		-13,5%
3	3,5		-28,3%

Notez aussi que tous les athlètes ayant participé à cette étude ne peuvent physiquement pas tester un angle α_{lat} inférieur à celui présent dans le Tableau 6.35 puisque les ailes les protégeant des roues étaient alors collées sur leurs hanches.

Variation du paramètre β_{tms}

Les trois athlètes participant à l'étude de la variation de ce paramètre ont présenté une courbe de vitesse en fonction de la variation de β_{tms} de forme parabolique inverse, indiquant

clairement une configuration optimale. Cependant, seulement 1 des 3 athlètes présente une courbe statistiquement significative.

Le Tableau 6.36 rappelle les β_{tms} optimaux estimés selon deux méthodes différentes, soit la moyenne des β_{tms} obtenus à partir des courbes de régressions polynomiales de 2^e ordre effectuées sur chacun des athlètes, ou soit par la méthode du modèle mixte.

Tableau 6.36 Estimés des β_{tms} optimaux selon les deux méthodes de calculs.

Méthode	β_{tms} optimal (°)
β_{tms} optimaux moyennés pour les 3 athlètes	30,87
Modèle mixte	30,62
Différence	0,25
Différence (%)	0,81

Le meilleur estimé de la valeur de β_{tms} est obtenu par le modèle mixte puisque ce dernier prend en compte le nombre de répétitions effectués par chaque athlète ainsi que l'étendue de la plage de la configuration testée. Cependant, le coefficient de détermination (R^2) inférieur à 0,50 démontre un modèle faible. On peut donc estimer une valeur β_{tms} optimale chez les athlètes participant à l'étude, mais cette dernière ne sera pas représentative de la population des athlètes. Cette valeur serait d'environ 30,62°, ce qui est près des valeurs actuelles mesurées chez les athlètes participants (Tableau 6.37). L'équation de la vitesse maximale (y) atteinte pendant l'essai en fonction de la configuration (x) :

$$y = -0,0004x^2 + 0,275x + 0,565 \quad (6.6).$$

Tableau 6.37 Comparaison entre les β_{tms} actuels des 3 athlètes et celui estimé à partir du modèle mixte.

Athlète	β_{tms} actuel	β_{tms} estimé	Différence
1	25,9	30,62	-15,4%
2	29,9		-2,4%
3	34,2		+11,7%

Le fait que la variation du paramètre β_{tms} ne semble pas influencer la vitesse maximale que peut atteindre un athlète permet de penser qu'il est possible d'asseoir un athlète avec une

assise plus basse qu’actuellement si ce dernier souffre de douleurs dorsales ou cervicales, au détriment par contre d’une potentielle baisse d’aérodynamisme.

Influence générale de la variation des trois paramètres

Les résultats présentés à la section précédente démontrent que certains paramètres de la configuration de l’athlète dans son fauteuil peuvent influencer la vitesse maximale atteinte pendant l’essai. Le Tableau 6.38 illustre l’écart entre la plus petite et la plus grande variation de vitesse maximale enregistrée lors des tests ($\Delta\%v$) ainsi que la variation de la configuration associée ($\Delta\%conf$), pour chacun des athlètes et donne pour chacun un ratio de sensibilité, défini comme étant le rapport de $\Delta\%v$ sur $\Delta\%conf$. Un exemple de calcul pour ces données ainsi que les résultats complets, pour chacun des athlètes, sont disponibles à l’Annexe 10.9.

Tableau 6.38 Étude de sensibilité des différents paramètres testés, pour tous les athlètes.

* $\Delta\%v/\Delta\%conf$

Athlète		Moyenne (%)	Ratio de sensibilité*
$EC_{ép}$	$\Delta\%conf$	5,4	0,97
	$\Delta\%v$	5,3	
EC_{cerc}	$\Delta\%conf$	2,8	0,27
	$\Delta\%v$	0,8	
α_{lat}	$\Delta\%conf$	33,1	0,18
	$\Delta\%v$	6,0	
β_{tms}	$\Delta\%conf$	10,4	0,11
	$\Delta\%v$	1,2	

La variation du ratio EC , qu’elle soit obtenue en variant la position de l’épaule par rapport au cerceau ($EC_{ép}$) ou en modifiant le rayon du cerceau (EC_{cerc}), est celle qui influence le plus la vitesse maximale atteinte lors des tests effectués avec les quatre athlètes paralympiques par rapport à la variation de la configuration. En effet, le ratio de sensibilité de 0,97 du paramètre $EC_{ép}$ (Tableau 6.38) démontre qu’en moyenne, une variation de 5,3% de la vitesse est associée à une variation équivalente de la configuration, tandis que le ratio de sensibilité de 0,27 du paramètre EC_{cerc} démontre qu’une variation de ce paramètre de 2,8% entraîne une variation de la vitesse de près de 0,8%. La variation de ces deux paramètres semble avoir une grande influence sur la vitesse maximale atteinte pendant l’essai.

Le Tableau 6.38 démontre aussi qu'une très grande variation des paramètres α_{lat} (33,1%) et β_{tms} (10,43%) est nécessaire afin d'atteindre une variation de la vitesse de 6,0 et 1,2% respectivement, soit un ratio de sensibilité de 0,18 et 0,11. Une grande variation de la configuration est alors nécessaire pour faire varier la vitesse maximale atteinte dans l'essai. L'influence de ces deux paramètres sur la vitesse maximale atteinte n'est donc pas considérable.

Malgré le fait que les ratios $EC_{ép}$ et EC_{cerc} soient définis de la même façon (section 6.3.1), on note une différence sur l'influence de la variation du ratio EC_{cerc} par rapport au ratio $EC_{ép}$. Cette différence peut s'expliquer par le fait que la variation du cerceau, en plus d'influencer la distance épaule-cerceau (longueur D_{ec} , de l'équation (6.1)), influence aussi le patron de mouvement pendant la poussée (puisque le cerceau impose une nouvelle trajectoire) en plus de favoriser soit la production de force (si le diamètre du cerceau diminue), soit la vitesse (si le diamètre du cerceau augmente). Ces différences pourraient expliquer potentiellement pourquoi les résultats des deux ratios de EC ne sont pas semblables.

Cette étude expérimentale démontre qu'il serait possible de déterminer une configuration optimale de l'athlète dans son fauteuil afin d'augmenter ses performances, dans le présent cas, d'augmenter la vitesse maximale atteinte lors d'essais lancés sur ergomètre.

6.8.2 Influence des paramètres sur la variation de travail produit

De tous les résultats de travail obtenus pour les différents athlètes et paramètres de configurations testés, soit treize⁷ séries de tests au total, seulement sept ont présenté une augmentation de la valeur de travail normalisé associée à une augmentation de la vitesse maximale atteinte, ce qui est contraire à l'énoncé établi au chapitre 5.1, qui stipule qu'une augmentation de vitesse entraîne une augmentation de production de travail produit. Cependant, bon nombre de ces séries n'ont démontré aucune différence statistiquement significative du point de vue de la vitesse maximale atteinte, ce qui laisse penser qu'il serait

⁷ 4 athlètes pour $EC_{ép}$ + 3 athlètes, dont 1 des 3 testa 2 configurations différentes sur 2 jours, pour EC_{cerc} + 2 athlètes pour α_{lat} + 3 athlètes pour β_{tms} = 13.

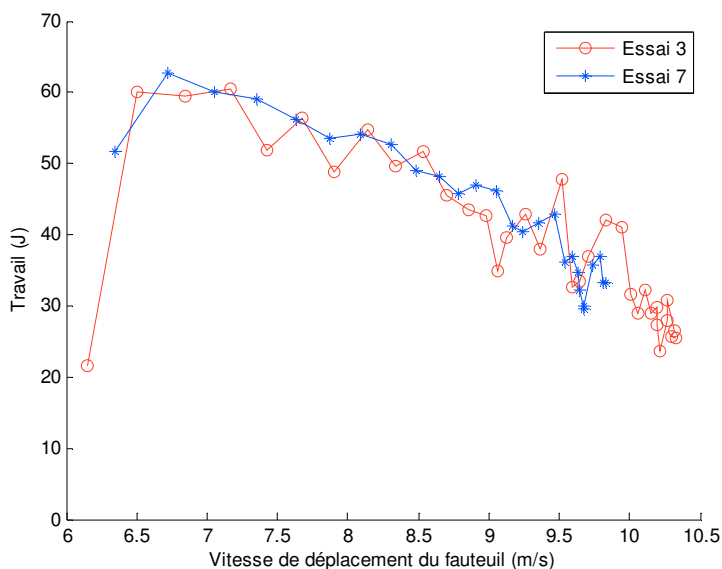
normal de ne pas être en mesure d'associer une vitesse maximale à une production de travail maximal puisque les séries ne sont pas suffisamment différentes. En ne considérant d'ailleurs que les séries où les données de vitesses maximales sont statistiquement significatives, on constate que six des huit séries démontrent une plus grande production de travail pour la configuration favorisant l'atteinte d'une plus grande vitesse maximale, ce qui concorde alors avec l'énoncé du chapitre 5.1.

Le fait que le travail total produit sur tout le temps de test soit calculé à partir de $60\%v_{max_e}$ peut jouer un rôle important dans son estimé. En effet, l'atteinte du $60\%v_{max_e}$ peut survenir à n'importe quel moment dans le cycle de la poussée, au tout début comme à la fin. Prenons par exemple les données d'un athlète typique du Tableau 6.39. Pour les deux essais présentés (no. 3 et 7), le programme Matlab compte le premier cycle comme complet ($W_{1^{re} cycle}$), mais à l'essai 3, l'athlète produit environ 21,5 J, tandis que lors de l'essai 7, ce même athlète produit environ 52 J au premier cycle, ce qui est deux fois plus élevé que l'essai 3. Au final, lorsque le travail total est divisé par le nombre de cycle (W/cyc) afin de normaliser les données, le résultat donne un W/cyc supérieur pour l'essai 7, ce qui fausse le résultat réel.

Dans un même ordre d'idée, l'athlète peut aussi produire un travail par unité de temps (W/t) ou par cycles ($W/cycle$) inférieur lors d'un essai si ce dernier effectue plusieurs cycles de poussée de basse intensité à la fin de l'essai, tel que présenté au graphique du Tableau 6.39. En effet, le travail diminuant à la manière d'une fonction de puissance inverse d'ordre 5 avec l'augmentation de la vitesse, il est normal de retrouver près de la vitesse maximale une baisse de travail par cycle. Ce faisant, l'athlète atteint une plus grande vitesse lors de l'essai 3 que lors de l'essai 7, mais a dû, pour ce faire, additionner plusieurs cycles de poussée de très basse intensité de production de travail à haute vitesse, augmentant ainsi le temps ainsi que le nombre de cycles nécessaires pour atteindre une vitesse maximale. Une fois le travail total normalisé, l'essai 3 présente une valeur de travail par temps et par cycle inférieur à l'essai 7 et ce, même si la vitesse maximale atteinte est supérieure.

Tableau 6.39 Travail produit en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil pour deux essais d'un athlète typique.

Les données en gras représentent la valeur maximale entre les deux essais. v_{max} : vitesse maximale. W_{tot} : travail total produit dans l'essai. $W_{1^{re} cycle}$: travail produit dans le premier cycle. n_{cycle} : nombre de cycles dans l'essai. W/cyc : travail total normalisé sur le nombre de cycle. t : durée de l'essai. W/t : travail total normalisé sur la durée de l'essai.



Essai	3	7
v_{max} (m·s ⁻¹)	10,33	9,83
W_{tot} (J)	2465,6	2059,4
$W_{1^{re} cycle}$ (J)	21,5	51,8
n_{cycle} (nb)	34	26
W/cyc (J/cyc)	72,5	79,2
t (s)	14,3	10,6
W/t (J/s)	172,0	194,8

La méthode de normalisation du travail présenté dans cette thèse n'est probablement pas la plus adéquate afin de démontrer que le travail produit augmente avec l'augmentation de la vitesse maximale. Pour ce faire, il faudrait contrôler la vitesse des athlètes en début de cycle en plus de leur imposer une cadence et une durée limitée pour se rendre à la vitesse maximale, ce qui est pratiquement impossible. Par conséquent, l'utilisation d'une autre méthode d'analyse du travail produit est nécessaire.

L'analyse des courbes de régression de puissance de 5^e ordre du $y = ax^b + c$ peut alors être intéressante. Le coefficient a de cette fonction de puissance est une constante de proportionnalité. Le déplacement de haut en bas des courbes de puissance ou de temps de contact en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil (Figure 6.9-A, exemple donné pour la puissance en fonction de la vitesse) influence ce coefficient. Par conséquent, plus la puissance produite et/ou le temps de contact est grand, plus a est élevé. Le coefficient b influence, quant à lui, la pente de la courbe du travail en fonction de la vitesse. Il varie en fonction de l'élargissant ou de l'amincissant des courbes de puissance ou de temps de contact en fonction de la vitesse (Figure 6.9-B). Plus ces dernières sont évasées, plus b est petit.

6.Optimisation expérimentale de la configuration

Finalement, le coefficient c est l'ordonnée à l'origine de la courbe de travail en fonction de la vitesse. Ce coefficient est influencé par la force isostatique des athlètes ainsi que le temps de contact lors de la première poussée.

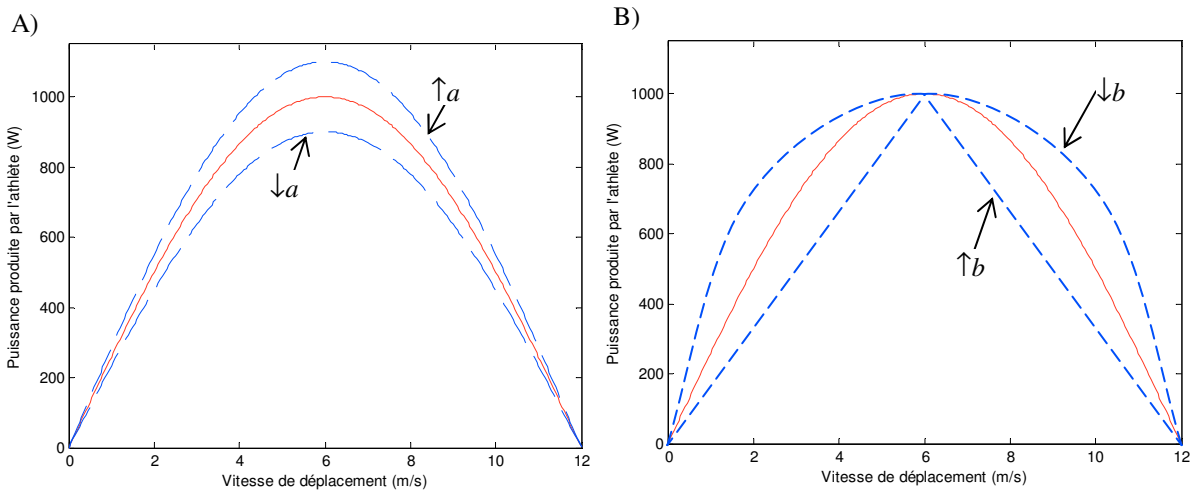
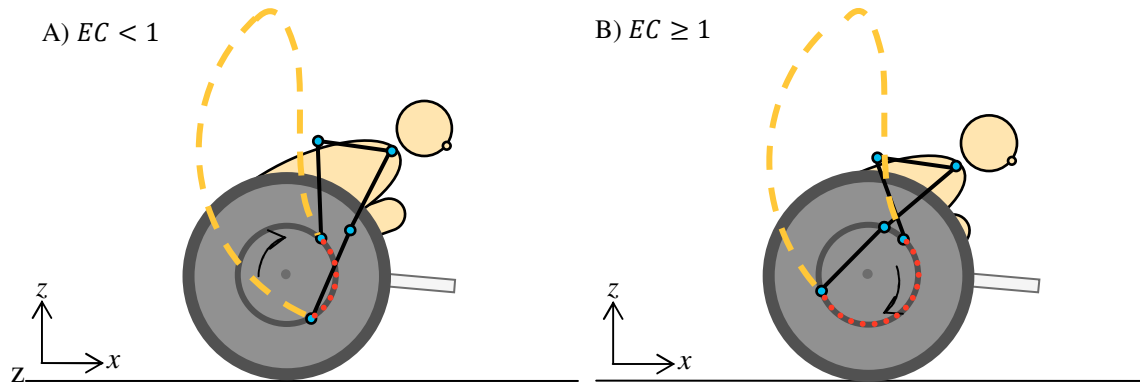


Figure 6.9 Puissance produite par l'athlète en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.

A) Alors que le coefficient a varie et B), que le coefficient b varie.

Suite à cette analyse, on peut affirmer que la courbe théorique permettant d'atteindre la plus grande vitesse maximale devrait être celle qui possède les coefficients a et c les plus élevés ainsi que le coefficient b le plus petit. Cependant, en considérant la physique de la poussée, on s'attend à obtenir un coefficient b d'environ 5, puisque le travail provient de l'intégrale de la puissance dans le temps et que deux variables varient toutes deux à la manière d'une fonction de puissance d'ordre 2 en fonction de la vitesse ($\int x^2 \cdot x^2 dx = x^5/5$). Toutes les courbes de régressions effectuées sur les données de travail en fonction de la vitesse présentées à la section précédente et possédant un R^2 supérieur à 0,5 démontrent d'ailleurs un b moyen qui n'est statistiquement pas différent de 5.

Par la suite, on croit que les coefficients a et c peuvent être influencés par la configuration de l'athlète dans son fauteuil. Par exemple, un EC plus grand ou supérieur à 1 pourrait favoriser une plus faible extension au coude au moment du contact (Figure 6.10-A), engendrant alors une force moindre considérant les relations tension-longueur du muscle (référence Figure 2.7), qu'un ratio EC inférieur à 1 favorisant un angle au coude d'environ 90° (Figure 6.10-B). Cette baisse en force se verrait répercutée sur la valeur des coefficients a et c , en les diminuant.

Figure 6.10 Influence de la variation du ratio EC .

Une diminution du coefficient c ne signifie pas nécessairement une diminution du coefficient a . En effet, une configuration peut défavoriser les relations tension-longueur lors de la première poussée (coefficient c), mais les favoriser pendant le reste de la phase de la poussée (coefficient a), en positionnant le membre supérieur plus longtemps dans une position près de l'optimale.

Tout cela rend l'analyse des courbes de travail difficile et des conclusions face à l'influence de la configuration de l'athlète sur les courbes de travail en fonction de la vitesse peuvent difficilement être émises selon les résultats obtenus dans cette thèse.

6.8.3 Autres facteurs pouvant influencer l'interprétation des résultats

Plusieurs facteurs ont pu influencer les résultats expérimentaux obtenus lors de cette étude. Tout d'abord, la calibration pourrait avoir variée d'un essai à l'autre, bien qu'on ait calibré à nouveau aussitôt qu'un 15 minutes d'arrêt d'utilisation de l'ergomètre était effectué. Cependant, il a été remarqué après la tenue de l'étude expérimentale que la résistance pouvait augmenter dans les roulements après seulement 10 minutes d'arrêt, probablement à cause de la variation de la viscosité de la graisse des paliers soutenant les rouleaux. Par conséquent, pour certains tests dont le repos était supérieur à 10 minutes, il est possible que l'athlète ait été limité dans l'atteinte d'une vitesse maximale par la résistance supplémentaire dans les roulements et non pas une variation de la configuration. C'est ce que démontre la Figure 6.11, pour deux essais effectués dans une même configuration. Pour la même configuration, la

résistance de l'ergomètre pour l'essai 2 était d'environ 12 J à la vitesse maximale tandis qu'elle était de 22 J pour l'essai 7, ce qui a potentiellement diminué la vitesse maximale atteinte de 10,24 à 9,83 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$.

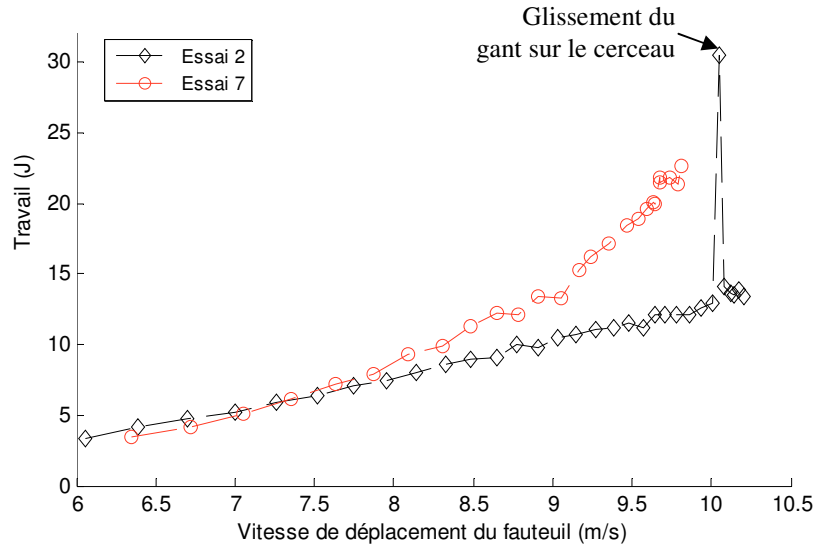


Figure 6.11 Résistance de l'ergomètre en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.

v_{max} pour l'essai 2 est de 10,24 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ et elle est de 9,83 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ pour l'essai 7 et ce, pour la même configuration.

La fatigue de l'athlète ou un glissement du gant sur le cerceau pourraient aussi avoir influencé les résultats. La fatigue ressentie par l'athlète peut en effet l'arrêter de pousser avant qu'il atteigne sa vitesse maximale réelle, comme démontré à la Figure 6.12-A. Dans les deux cas, l'athlète atteint une vitesse maximale comparable (soit 9,82 et 9,83 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ pour l'essai 6 et 7 respectivement) et pourtant, le travail par cycle moyen est d'environ 10 J plus élevé lors de l'essai 7 que lors de l'essai 6, laissant croire que l'athlète aurait pu atteindre une vitesse maximale supérieure lors de l'essai 7. On constate d'ailleurs (Figure 6.12-B) que l'athlète a poussé moins longtemps lors de l'essai 7, ce qui laisse penser qu'il pouvait être fatigué.

Par la suite, le nombre d'athlètes participants ainsi que la quantité de répétitions effectuées pour chacune des configurations testées étant faible et non uniforme, il n'est pas possible de généraliser les tendances trouvées à toute la population d'athlètes paralympiques. Il faudrait de plus, lors de futures études, tenir compte de différents facteurs tels que le sexe, le type de gant utilisé, le niveau d'expérience du sujet et même, si possible, de la technique de poussée employée. Tous ces facteurs n'ont pas été contrôlés dans la présente étude expérimentale. Il

aurait été de plus avantageux, d'un point de vue statistique, de tester les mêmes configurations pour tous les athlètes.

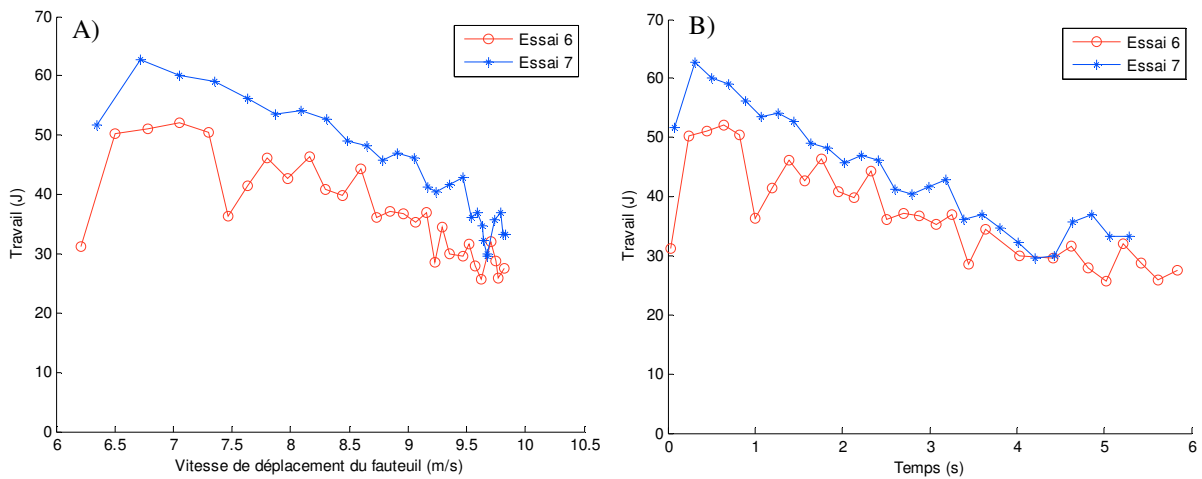


Figure 6.12 Travail produit par un athlète typique en fonction A) de la vitesse et B), du temps.

Enfin, le fait que les athlètes testent de nouvelles configurations en ayant que très peu de temps pour s'adapter à ce changement peut avoir influencé les résultats, de manière positive ou négative. En effet, avec de la pratique, une position qui n'est actuellement pas intéressante du point de vue de la vitesse maximale atteinte pourrait s'avérer intéressante après plusieurs heures de pratique, et vice-versa. Aussi, par manque de temps, les interactions entre chacune des configurations n'ont pas été testées.

6.9 Résumé du chapitre

Le présent chapitre a démontré que la variation de différents paramètres de la configuration de l'athlète dans son fauteuil peut influencer grandement la vitesse maximale atteinte lors d'un essai lancé sur ergomètre et qu'elle pourrait aussi jouer un rôle important dans l'allure des courbes de travail en fonction de la vitesse. En effet, le changement de position de l'athlète dans son fauteuil peut permettre à l'athlète de pousser plus fort (relation tension-longueur par exemple) ou de pousser plus longtemps (parce qu'il peut physiquement rester en contact plus longtemps avec le cerceau). Cependant, l'analyse des courbes de travail en fonction de la vitesse présentées dans les sections précédentes est difficile et l'instrumentation disponible ne permet pas de déterminer quels facteurs de la poussée (tels que l'étendue de la poussée, les

angles au moment du contact et du relâchement, les profils de forces appliqués au cerceau, etc.) ont été modifiés par la variation de la configuration de l'athlète dans son fauteuil. Par conséquent, il n'est pas possible de faire de lien entre les résultats de ce chapitre ainsi que les opportunités listées au chapitre précédent.

De plus, le choix de la vitesse maximale comme critère d'évaluation de la performance n'est peut-être pas le meilleur moyen d'évaluer l'impact des modifications de la configuration sur les différentes disciplines auxquelles les athlètes participent. Comment déterminer alors qu'une configuration est meilleure qu'une autre en fonction de la discipline à laquelle participe l'athlète ? Aussi, avec la pratique, une position qui n'est actuellement pas intéressante du point de vue de la vitesse maximale atteinte pourrait s'avérer intéressante après plusieurs heures de pratique, et vice-versa. Comment déterminer alors une configuration optimale sans tester toutes les variations possibles pendant nombreuses heures ? Le prochain chapitre vise à répondre à cette dernière question.

7 Optimisation théorique de la configuration

L'étude expérimentale présentée au précédent chapitre a démontré que la vitesse maximale atteinte lors d'un essai peut être modifiée en variant différents paramètres de la configuration de l'athlète dans son fauteuil. Cependant, la détermination d'une configuration optimale à partir d'une approche expérimentale peut être exhaustive et laborieuse puisqu'elle demande beaucoup de ressources en temps et en participants. De plus, ce type d'approche permet difficilement d'expliquer la cause de l'augmentation de vitesse observée à l'aide des phénomènes physiques qui sous-tendent la poussée en fauteuil roulant et de directement la relier à une augmentation de travail par cycle. Le but du présent chapitre est par conséquent de comprendre, d'un point de vue théorique, l'influence de la configuration des athlètes sur le travail effectué sur le fauteuil à chaque poussée et de confirmer, si possible, les opportunités d'amélioration listées au chapitre 5. Par la suite, on déterminera s'il existe une configuration de l'athlète dans son fauteuil maximisant le transfert d'énergie au fauteuil.

Pour ce faire, un modèle énergétique a été développé. Dans un premier temps, il est plus simple de modéliser le membre supérieur comme un double pendule passif passant d'un état à un autre sans action musculaire. La contribution musculaire du membre supérieure n'est pas considérée afin de simplifier le modèle et puisque qu'elle n'est pas publiée dans la littérature pour la configuration et les vitesses de déplacement qui concernent cette étude. Par conséquent, le modèle présenté dans ce chapitre est un modèle énergétique planaire inertiel (plan sagittal) qui ne considère que l'énergie potentielle gravitationnelle et cinétique du membre supérieur, pour une vitesse de déplacement du fauteuil donnée. En calculant la différence d'énergie dans le membre supérieur entre la phase de contact et de relâchement du

gant avec le cerceau, il est possible d'estimer le travail effectué par l'athlète sur le fauteuil lors d'une poussée.

7.1 Description du modèle énergétique

Le membre supérieur est modélisé dans le plan sagittal comme un double pendule passif rattaché à l'épaule, qui elle est fixe dans l'espace (Figure 7.1). On suppose qu'au moment du contact, la vitesse du gant est identique à celle du cerceau, en grandeur et en direction. Une fois le contact établi, on suppose qu'aucune force musculaire n'est appliquée par le membre supérieur pendant la poussée et que le contact entre le gant et le cerceau est idéal (c'est-à-dire sans perte et à rotule).

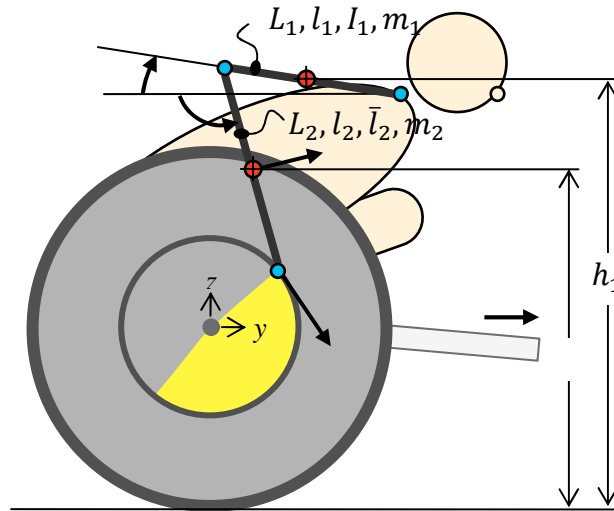


Figure 7.1 Illustration de l'athlète dans son fauteuil utilisé pour le modèle énergétique (plan sagittal).
Le membre supérieur est un double pendule fixé à l'épaule. Voir l'Annexe 10.10 pour le détail des variables.

Lors d'une poussée, la quantité d'énergie transmise au fauteuil (ΔE) entre les phases de contact (E_{SA}) et de relâchement (E_{RA}) pour une vitesse de déplacement du fauteuil (v) donnée peut être estimée à partir de :

$$\Delta E = E_{SA} - E_{RA} = (T_{SA} + V_{g_{SA}}) - (T_{RA} + V_{g_{RA}}) \quad (7.1)$$

$$\text{où } T_{SA,RA} = 2(T_1 + T_2)_{SA,RA} = (I_1 \omega_1^2 + \bar{I}_2 \omega_2^2 + m_2 \bar{v}_2^2)_{SA,RA} \quad (7.2)$$

$$V_{g_{SA,RA}} = 2(V_{g_1} + V_{g_2})_{SA,RA} = 2g(m_1 h_1 + m_2 h_2)_{SA,RA} \quad (7.3)$$

où T est l'énergie cinétique, V_g est l'énergie potentielle gravitationnelle, I indique l'inertie, ω est la vitesse angulaire et m , la masse. L'indice 1 fait référence au bras et l'indice 2, à l'avant-

bras. Se référer à la Figure 7.1 pour la définition des termes. La main fait partie du segment de l'avant-bras et les valeurs de masses, de longueurs et de positions des centres de masse de chacun des segments ont été estimées à partir des tables de Winter [56]. Tous les détails du modèle sont présentés à l'Annexe 10.10.

La vitesse de déplacement du fauteuil est maintenue constante pendant le cycle de poussée de sorte que si l'énergie totale des membres supérieurs au moment du relâchement est plus petite qu'à la phase de contact, cette différence d'énergie a donc été transmise au fauteuil. Une différence d'énergie (ΔE) positive indique alors que le changement de configuration du membre supérieur de l'athlète a fourni de l'énergie au fauteuil, tandis qu'une différence négative indique que le fauteuil a donné de l'énergie au membre supérieur pour effectuer le changement de configuration pendant la poussée.

Le modèle énergétique permet de varier la vitesse de déplacement du fauteuil (v) ainsi que différents paramètres de l'anthropométrie et de la configuration de l'athlète dans son fauteuil, tels que (voir les sections 2.3 et 6.3 pour le détail de chacun des paramètres) :

- l'angle au moment du contact (SA);
- l'étendue de la poussée (PA), et par conséquent, l'angle au relâchement (RA);
- le rapport de la longueur du membre supérieur sur la distance séparant l'acromion du cerceau (ratio EC);
- l'angle entre le membre supérieur alors que ce dernier passe par l'axe de la roue arrière et l'horizontale, dans le plan sagittal (θ_{ms})⁸; ainsi que
- la grandeur et la masse du sujet et de ses segments.

L'étude de l'influence des paramètres listés ci-haut sur la différence d'énergie totale produite à l'intérieur d'une unique poussée sera effectuée, dans les prochaines sections, pour deux des

⁸ L'angle θ_{ms} a été choisi pour l'étude plutôt que β_{tms} , tel qu'étudié à la section 6.3, puisque la variation de ce dernier influence la quantité d'énergie potentielle élastique provenant de la contraction musculaire et que ce modèle n'en tient pas compte. De son côté, l'angle θ_{ms} influence la position de l'épaule par rapport à l'axe de la roue arrière et par conséquent, les énergies potentielle gravitationnelle et cinétique produites.

quatre athlètes typiques étudiés au chapitre 6. Les paramètres actuels de positionnement ainsi que les données anthropométriques de ces derniers sont présentés au Tableau 7.1.

Tableau 7.1 Paramètres anthropométriques et de configuration actuels pour deux athlètes typiques.

* Le ratio EC au moment du contact est de 0,95 et de 1,0 au moment du relâchement pour cet athlète.

Paramètres	Athlète 1	Athlète 3
L (m)	1,80	1,80
m_a (kg)	60	60
EC	1,0	0,95/ 1,0*
AE (m)	0,655	0,711
r_c (m)	0,191	0,191
θ_{ms} (°)	42,5	34,2
SA (°)	65,0	53,5
PA (°)	150,0	198,5
RA (°)	215,0	252,0

Les deux athlètes étudiés ont les mêmes données anthropométriques (L et m), mais n'ont pas la même configuration actuelle dans leur fauteuil (EC et θ_{ms}) ni les mêmes valeurs d'angles au moment du contact et du relâchement (SA , PA et RA). Aussi, bien que le ratio EC calculé expérimentalement soit de 0,95 pour l'athlète 3 (Tableau 7.1), ce dernier doit être égal ou supérieur à 1,0 au moment du relâchement. En effet, un ratio EC inférieur à 1,0 au moment du relâchement signifierait que le gant de l'athlète ne touche plus au cerceau et cette situation, en plus d'être irréaliste, crée une discontinuité dans le modèle. Dans la réalité, l'athlète est en mesure de varier le ratio EC pendant la poussée en déplaçant son épaule, de sorte qu'il peut garder le contact du gant en tout temps avec le cerceau (Figure 7.2).

Les valeurs d'angles au moment du contact (SA) et du relâchement (RA) ont été obtenues suite à l'analyse de plusieurs vidéos où les athlètes devaient accélérer de 0 à leur vitesse maximale. L'estimation des angles a été effectuée à l'aide du programme de traitement d'image *Kinovea* (logiciel « *open source* ») et ont ensuite été moyennées, pour de hautes vitesses. Par conséquent, les angles obtenus ne sont pas spécifiques à une vitesse de déplacement du fauteuil, mais représentent en moyenne les valeurs atteintes à haute vitesse.

Les sections qui suivent déterminent l'influence d'une variation de la vitesse, des angles aux moments du contact et du relâchement (SA et RA) ainsi que du positionnement de l'athlète (EC et θ_{ms}) sur la différence d'énergie produite à l'intérieur d'une seule poussée. Par la suite, tous ces paramètres sont optimisés afin de déterminer une configuration optimale permettant de maximiser l'énergie transmise au fauteuil par le déplacement du membre supérieur entre le moment du contact et de relâchement. Une étude de sensibilité permet aussi de déterminer les paramètres auxquels les athlètes doivent porter attention.

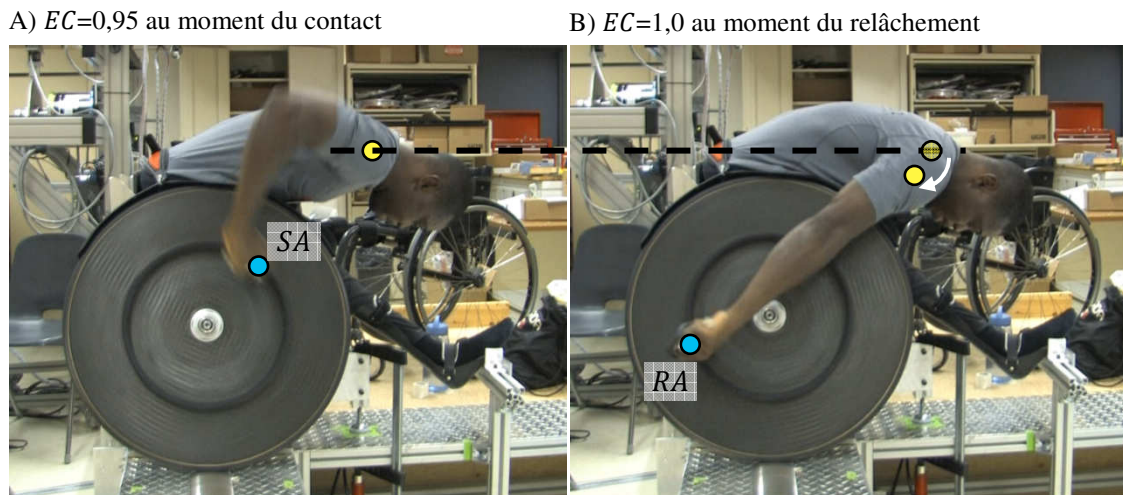


Figure 7.2 Illustration du déplacement de l'épaule de l'athlète entre le moment du contact (A) où le ratio $EC=0,95$, et du relâchement (B) où le ratio $EC=1,0$, afin de conserver le contact gant-cerceau.

7.2 Influence de la vitesse

Cette première analyse vise à déterminer la différence d'énergie produite pour une basse et une haute vitesse de déplacement du fauteuil, pour les athlètes typiques 1 et 3, à l'aide du modèle énergétique présenté précédemment. Les paramètres d'anthropométrie, de positionnement et d'angles présentés au Tableau 7.1 sont constants pour les deux cas étudiés afin d'effectuer une analyse comparative de l'influence de la vitesse sur la production d'énergie. Les résultats sont présentés au Tableau 7.2 et Tableau 7.3, et sont illustrés à la Figure 7.3 (pour l'athlète 1).

7.Optimisation théorique de la configuration

Tableau 7.2 Énergies au contact et au relâchement pour deux vitesses et pour l'athlète 1.

Tous les paramètres d'anthropométrie, de positionnement et d'angles sont constants. Estimées à partir du modèle énergétique. SA : moment de contact. RA : moment de relâchement. Δ : Différence d'énergie entre le moment de contact et de relâchement. V_g : Énergie potentielle gravitationnelle. T : Énergie cinétique. E : Énergie totale.

	Basse vitesse (2,6 m·s ⁻¹)			Haute vitesse (10,3 m·s ⁻¹)		
	SA	RA	Δ	SA	RA	Δ
V_g (J)	38,4	26,7	11,7	38,4	26,7	11,7
T (J)	2,4	1,3	1,1	37,9	21,2	16,7
E (J)	40,8	28,1	12,7	76,3	47,9	28,4

Tableau 7.3 Énergies au contact et au relâchement pour deux vitesses et pour l'athlète 3.

Tous les paramètres d'anthropométrie, de positionnement et d'angles sont constants. Estimées à partir du modèle énergétique. SA : moment de contact. RA : moment de relâchement. Δ : Différence d'énergie entre le moment de contact et de relâchement. V_g : Énergie potentielle gravitationnelle. T : Énergie cinétique. E : Énergie totale.

	Basse vitesse (2,6 m·s ⁻¹)			Haute vitesse (11,0 m·s ⁻¹)		
	SA	RA	Δ	SA	RA	Δ
V_g (J)	41,8	31,2	10,6	41,8	31,2	10,6
T (J)	2,1	3,4	-1,3	37,7	60,1	-22,4
E (J)	43,9	34,5	9,4	79,5	91,2	-11,7

Pour les deux vitesses étudiées, la variation de l'énergie potentielle gravitationnelle (ΔV_g) reste constante, soit 11,7 J pour l'athlète 1 et 10,6 J pour l'athlète 3, ce qui est attendu puisque la position de l'athlète ne varie pas dans ce modèle d'une vitesse à l'autre. La différence d'énergie totale (ΔE) entre la basse et la haute vitesse est alors causée par la variation d'énergie cinétique (ΔT) du membre supérieur. En effet, cette dernière est quasiment nulle à basse vitesse pour l'athlète 1 (1,1 J) et négative pour l'athlète 3 (-1,3 J), alors qu'elle représente plus de la moitié de l'énergie totale à haute vitesse pour l'athlète 1 (soit 16,7 des 28,4 J), tandis qu'elle donne un bilan négatif pour l'athlète 3 (soit -22,4 des -11,7 J). Cette différence négative d'énergie entre l'entrée et la sortie pour l'athlète 3 signifie que la variation de la configuration des membres supérieurs de l'athlète 3, pour cette vitesse, absorbe de l'énergie au système plutôt que d'en transmettre.

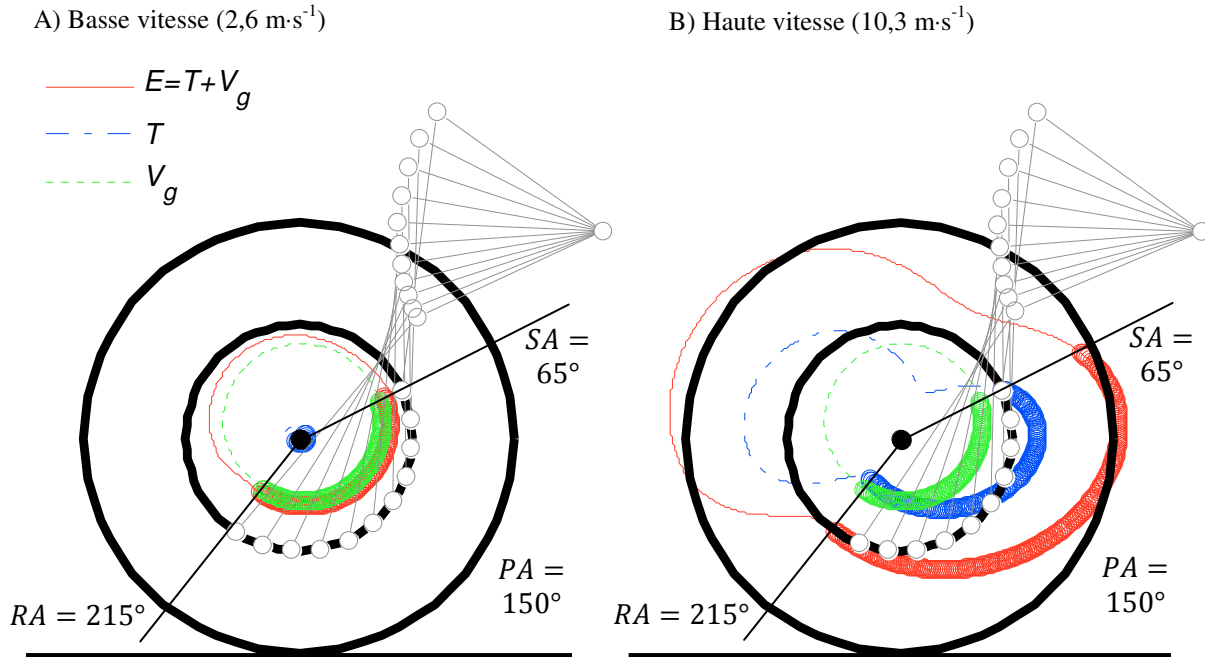


Figure 7.3 Énergies totale, cinétique et potentielle en fonction de l'angle de la main sur le cerceau. Pour l'athlète 1 et une vitesse de déplacement du fauteuil de A) $2,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et B), de $10,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Estimées à partir du modèle énergétique. Tous les paramètres d'anthropométrie et de positionnement sont constants. Traits plus épais : énergie du membre supérieur lorsque le gant est en contact avec le cerceau. Traits plus fins : énergie du membre supérieur si la main de l'athlète reste en contact avec le cerceau au lieu de le relâcher. Cercles : illustration de la position de la main sur le cerceau.

En reprenant les résultats expérimentaux de travail présentés à la section 3.5 et repris au Tableau 7.4, il est intéressant de constater que l'athlète 1 produit expérimentalement un travail d'environ 220 J pour une poussée à basse vitesse et de 44 J pour une poussée à haute vitesse. Selon le modèle énergétique, il est possible d'estimer pour cet athlète qu'environ 5,8 % de ce travail proviendrait du changement de configuration du membre supérieur entre le contact et le relâchement à basse vitesse (soit 12,7 J des 220 J), tandis qu'un peu plus de 64 % du travail serait fourni par ce déplacement à haute vitesse (Figure 7.4).

Le même genre d'analyse peut être effectué pour l'athlète 3 (Tableau 7.4). Bien que le déplacement du membre supérieur de la phase de contact à celle du relâchement de ce dernier représente une contribution énergétique comparable à celle de l'athlète 1 à basse vitesse (9,4 des 167 J, soit environ 5,6%), les résultats obtenus à haute vitesse sont tout autres. En effet, la configuration actuelle de l'athlète 3 à haute vitesse lui fait absorber 11,7 J du fauteuil, ce qui nécessite une production d'énergie d'environ 59 J, soit 25 % d'énergie de plus que ce que

7.Optimisation théorique de la configuration

requière le déplacement du fauteuil à cette vitesse (soit environ 47 J). Cette énergie supplémentaire proviendrait de la contraction musculaire des membres supérieurs. Sachant que la force que produit un athlète diminue avec l'augmentation de la vitesse, il est fort probable que la vitesse maximale atteinte par cet athlète dans cette configuration se retrouve limitée.

Tableau 7.4 Comparaison entre les données expérimentales obtenues lors des tests effectués en laboratoire sur ergomètre (cf. section 3.5) et les données du modèle énergétique.

Pour les deux athlètes typiques et deux vitesses de déplacement du fauteuil (basse vitesse de $2,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et haute vitesse de $10,3$ et $11,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pour l'athlète 1 et 3, respectivement). W_{ath} : Travail estimé expérimentalement. ΔE : Travail estimé à partir du modèle énergétique.

Athlète	Vitesse	Expérimental W_{ath} (J)	Théorique ΔE (J)	Différence entre $W_{ath} - \Delta E$ (J)	$\Delta E/W_{ath}$ (%)
1	Basse vitesse	220	12,7	207,3	5,8
	Haute vitesse	44	28,4	16,0	64,0
3	Basse vitesse	167	9,4	157,6	5,6
	Haute vitesse	47	-11,7	58,7	-25,0

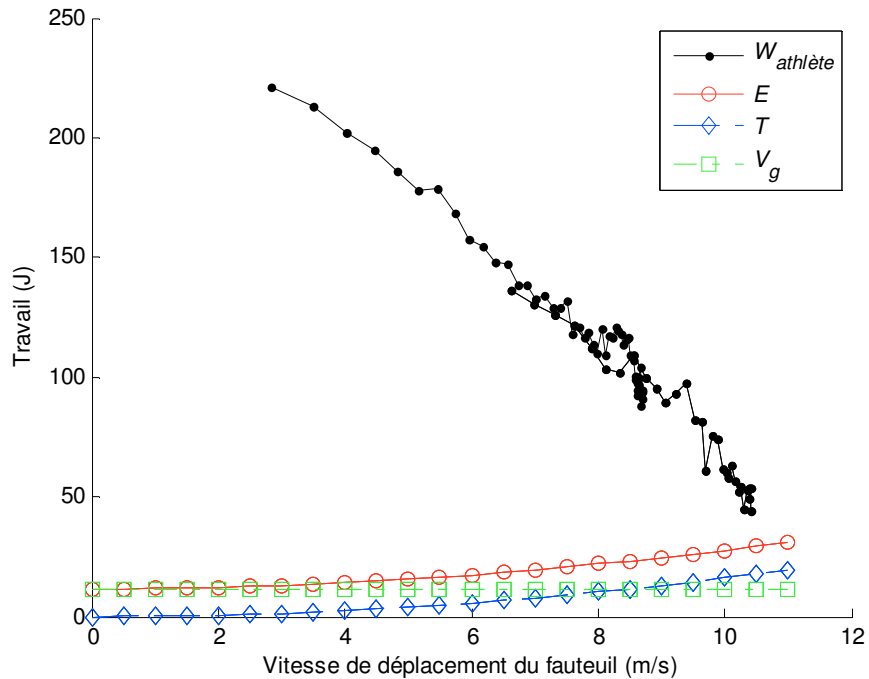


Figure 7.4 Énergie que produit expérimentalement l'athlète 1 (W_{ath}) et estimé selon le modèle énergétique (E) en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.

7.3 Influence des angles au contact et au relâchement

Cette deuxième analyse vise à démontrer l'influence des angles au moment du contact (SA) et du relâchement (RA) du gant avec le cerceau, à l'aide du modèle énergétique, pour les deux cas angulaires présentés au Tableau 7.5.

Tableau 7.5 Détails des deux cas angulaires à l'étude pour l'athlète 3.

	1 ^{re} cas	2 ^e cas
SA (°)	53,5	65
PA (°)	198,5	150
RA (°)	252	215

Pour une vitesse de déplacement du fauteuil de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et des paramètres EC et θ_{ms} constants (Tableau 7.1), la Figure 7.5 démontre de quelle manière les angles au contact et au relâchement influencent les profils d'énergies. On constate que les profils d'énergie en fonction de l'angle de la main sur le cerceau (traits épais et fins) sont identiques peu importe les angles au contact et au relâchement. Ces angles influencent plutôt la valeur d'énergie en entrée (E_{SA}) et en sortie (E_{RA}) et par conséquent, la quantité d'énergie transmise (ΔE) au fauteuil (Tableau 7.6).

Il est donc possible, à partir de ce modèle, de déterminer les paramètres angulaires optimaux pour un athlète lui permettant de maximiser l'énergie transférée au fauteuil à l'intérieur d'une poussée, pour les paramètres de positionnement (EC et θ_{ms}) actuels et une vitesse constante. Le Tableau 7.7 démontre les résultats obtenus pour les deux athlètes typiques, pour une haute vitesse. La méthode d'optimisation est expliquée à l'Annexe 10.10.

Pour des valeurs de EC et θ_{ms} constants, le modèle démontre que les athlètes 1 et 3 auraient avantage à obtenir respectivement des angles au contact de 93° et 85° degrés et de 224° et 217° au relâchement, résultant en une étendue de la poussée d'environ 131° pour les deux, afin de transmettre un maximum d'énergie au fauteuil, soit approximativement 49 J pour les deux athlètes. Cette énergie transmise est $20,0 \text{ J}$ (+70%) plus élevée que ce que transmet actuellement l'athlète 1, et de $61,0 \text{ J}$ (+521%) plus élevée pour l'athlète 3, ce qui est considérable. Cette valeur est aussi dans l'ordre de grandeur de ce que produisent actuellement

7. Optimisation théorique de la configuration

comme travail les athlètes à cette vitesse, soit un W_{ath} d'environ 47 J (Tableau 7.4). Cette analyse démontre qu'il serait possible pour un athlète de transmettre davantage d'énergie au système seulement en variant ses paramètres angulaires et d'augmenter potentiellement la vitesse maximale qu'il peut atteindre. Cette affirmation dépend néanmoins de l'importance du rôle des muscles à haute vitesse, ce qui n'est pas démontré à partir de ce modèle.

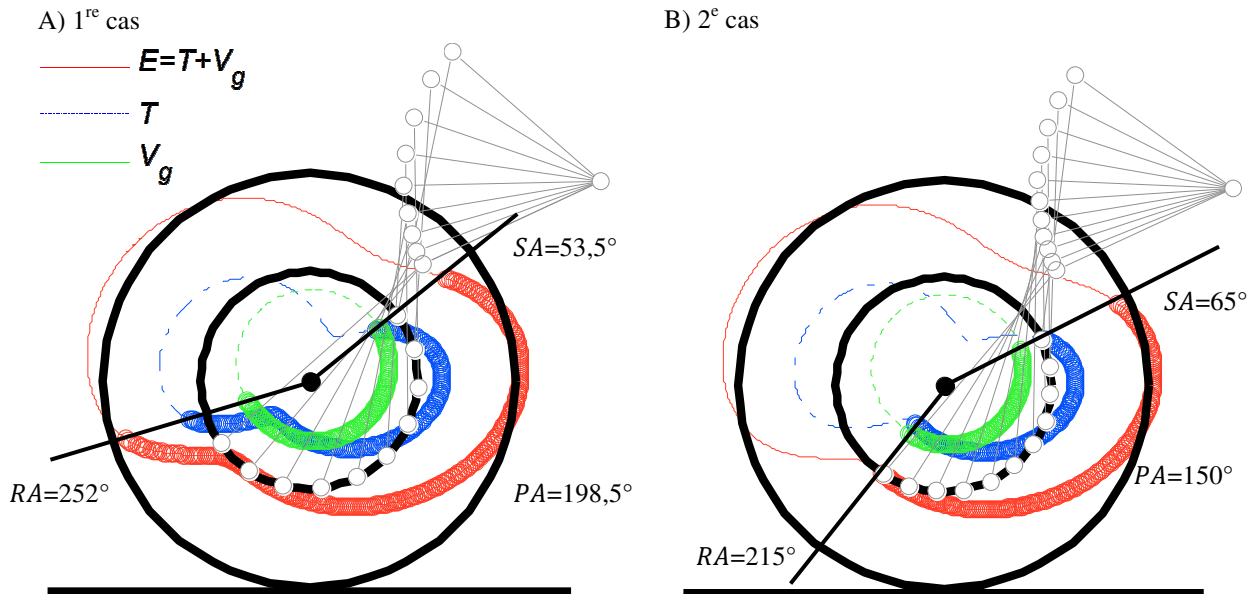


Figure 7.5 Énergies totale, cinétique et potentielle produites pour deux cas angulaires.

Pour l'athlète 3 et une vitesse de déplacement du fauteuil de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Estimées à partir du modèle énergétique.

Tous les paramètres d'anthropométrie et de positionnement sont constants. Traits plus épais : énergie du membre supérieur lorsque le gant est en contact avec le cerceau. Traits plus fins : énergie du membre supérieur si la main de l'athlète reste en contact avec le cerceau au lieu de le relâcher. Cercles : illustration de la position de la main sur le cerceau.

Tableau 7.6 Différence d'énergies entre deux cas angulaires.

Pour l'athlète 3 et une vitesse de déplacement du fauteuil de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Estimés à partir du modèle énergétique.

	1 ^{re} cas	2 ^e cas
E_{SA} (J)	79,5	92,1
E_{RA} (J)	91,2	51,8
ΔE (J)	-11,7	40,3

Tableau 7.7 Différence d'énergie entre la configuration actuelle et une configuration optimale de l'athlète d'un point de vue angulaire.

Vitesse de $10,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pour l'athlète 1 et de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pour l'athlète 3. EC et θ_{ms} sont constants. Δ : différence d'énergies entre les angles optimaux et actuels.

	Athlète 1			Athlète 3		
	Actuel	Optimal	Δ	Actuel	Optimal	Δ
SA (°)	65	93	28,0	53,5	85	31,5
PA (°)	150	131	-19,0	198,5	132	-66,5
RA (°)	215	224	+9,0	252,0	217	-35,0
ΔE (J)	28,4	48,4	20,0	-11,7	49,3	61,0

7.4 Influence des paramètres de positionnement

Cette troisième analyse vise à démontrer le rôle du ratio EC et de l'angle θ_{ms} sur la différence d'énergie produite entre les moments du contact et du relâchement. Il a été mentionné dans le chapitre précédent que le ratio EC pouvait être modifié de deux manières, soit en modifiant la distance entre l'épaule et l'axe de la roue arrière ($EC_{ép}$), soit en variant le rayon du cerceau (EC_{cerc}). À titre de rappel, voici l'équation du ratio EC qui démontre l'importance des deux variables AE (qui modifie le ratio $EC_{ép}$) et r_c (qui influence le ratio EC_{cerc}), sur le calcul :

$$EC = \frac{L_1 + L_2}{AE + r_c} \quad (7.4)$$

où L_1 et L_2 sont respectivement la longueur du bras et de l'avant-bras, AE est la distance entre l'épaule et l'axe de la roue arrière (référence Figure 6.1) et r_c est le rayon du cerceau.

7.4.1 Variation du ratio $EC_{ép}$

Le ratio $EC_{ép}$ peut être modifié en éloignant ou rapprochant l'épaule de l'athlète de l'axe de la roue arrière, c'est-à-dire en modifiant la valeur du paramètre AE (référence Figure 6.1). À partir du modèle énergétique présenté précédemment, il est possible de démontrer l'influence du ratio $EC_{ép}$ sur la production d'énergie alors que l'athlète est assis éloigné ($EC_{ép}=1,0$) ou près ($EC_{ép}=1,15$) du cerceau, pour une vitesse de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et des paramètres SA , RA , θ_{ms} et r_c (Tableau 7.1) constants (Figure 7.6).

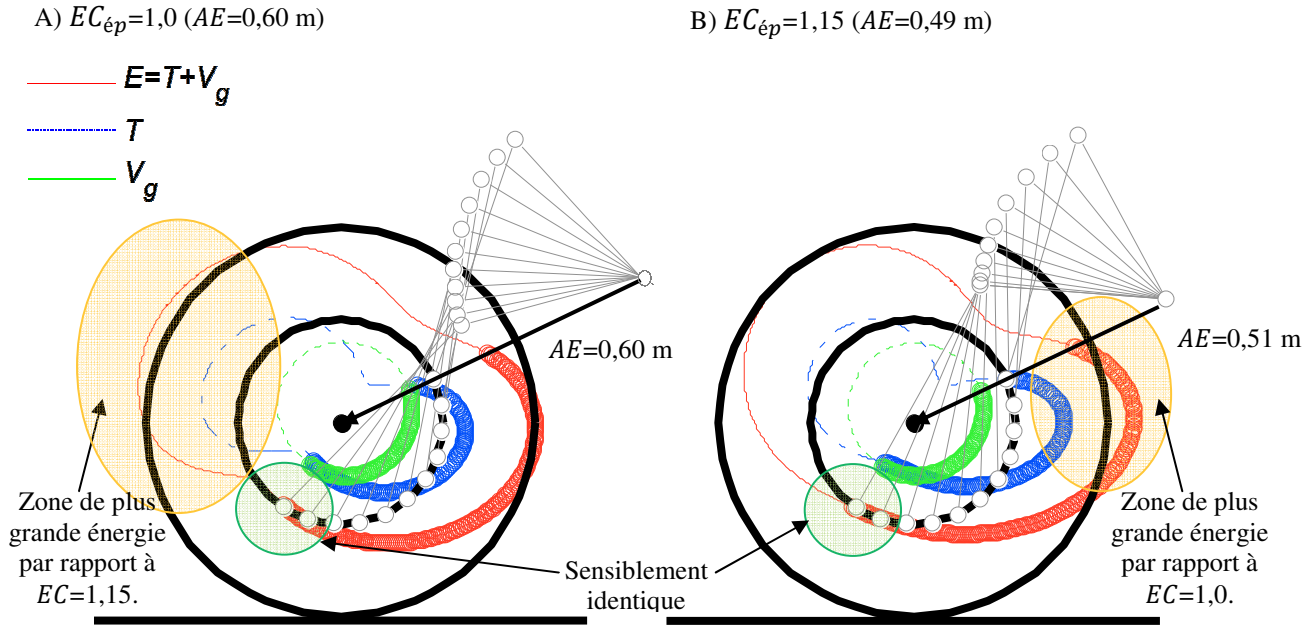


Figure 7.6 Énergies totale, cinétique et potentielle produites pour un $EC_{ép}$ de A) 1,0 et de B) 1,15.

Pour l'athlète 3 et une vitesse de déplacement du fauteuil de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Estimées à partir du modèle énergétique. Tous les paramètres d'anthropométrie, de positionnement et d'angles sont constants. Traits plus épais : énergie du membre supérieur lorsque le gant est en contact avec le cerceau. Traits plus fins : énergie du membre supérieur si la main de l'athlète reste en contact avec le cerceau au lieu de le relâcher. Cercles : illustration de la position de la main sur le cerceau.

On remarque pour l'athlète 3 que la variation du ratio $EC_{ép}$ influence l'allure des profils d'énergies, principalement celui de l'énergie cinétique. La configuration du membre supérieur, alors que l'athlète est assis loin du cerceau ($EC_{ép}=1,0$, Figure 7.6-A), favorise la production d'énergie cinétique dans la région de l'angle de relâchement (RA), tandis qu'elle favorise celle aux environs de l'angle au contact (SA) alors que l'athlète est assis près du cerceau ($EC_{ép}=1,15$, Figure 7.6-B).

Les graphiques de la Figure 7.7 démontrent à cet effet la relation entre le ratio $EC_{ép}$ et les différences d'énergies, pour les athlètes typiques 1 et 3. On constate que les deux athlètes auraient avantages, s'ils conservent la valeur des autres paramètres (i.e. SA, RA, θ_{ms} et r_c) identiques à ce qu'ils ont actuellement, à rapprocher l'assise de leur cerceau de manière à obtenir un ratio $EC_{ép}$ de 1,15, ce qui augmenterait l'énergie transmise au système de l'athlète 1 de 29,2 à 36,7 J, et de -11,7 à 11,6 J pour l'athlète 3.

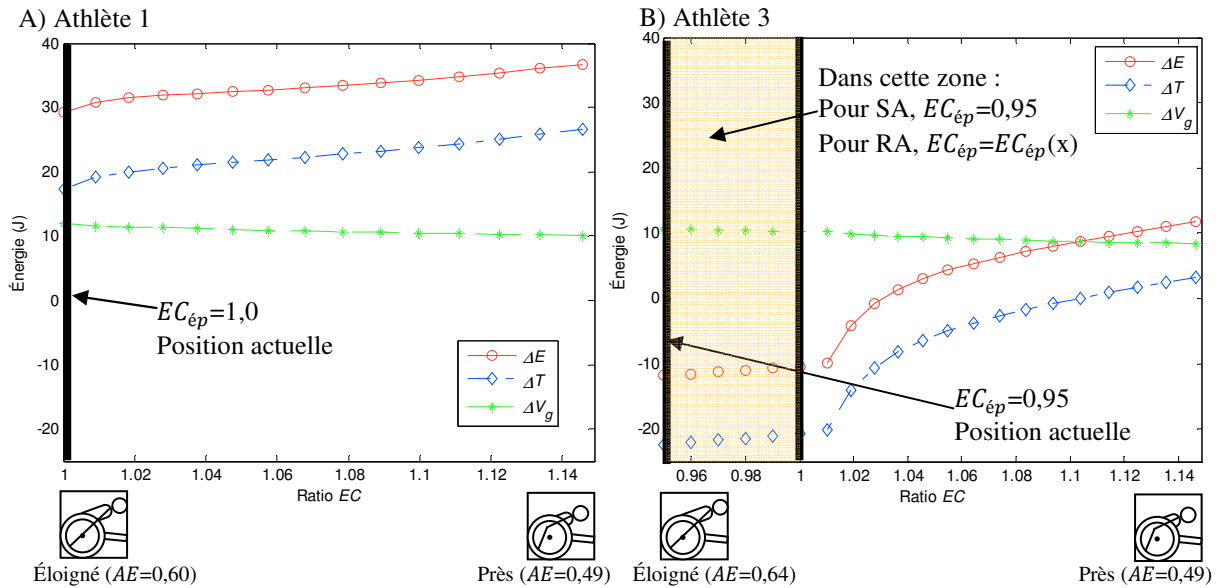


Figure 7.7 Différences d'énergies en fonction du ratio $EC_{ép}$, pour les athlètes A) 1 et B) 3.

Vitesse de déplacement du fauteuil de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Estimées à partir du modèle énergétique. Tous les paramètres d'anthropométrie, de positionnement et d'angles sont constants.

Cette affirmation est vraie seulement si on considère que les muscles du membre supérieur ne contribuent pas à la production de travail, puisqu'un ratio EC de 1,15 ne permettrait pas une extension complète du coude, diminuant potentiellement la force maximale que pourrait produire un athlète en fin de poussée. Cependant, puisque la force produite à haute vitesse est faible (voir relation force-vitesse, section 2.5.1), cette configuration pourrait être avantageuse à ce moment, contrairement à basse vitesse où la contribution du travail musculaire semble primordiale, selon le graphique de la Figure 7.4.

Cette augmentation du ratio $EC_{ép}$ par rapport à la valeur actuelle concorde avec les conclusions des analyses expérimentales, à savoir qu'un $EC_{ép}$ plus élevé augmente la vitesse maximale atteinte pendant l'essai. Cependant, les essais expérimentaux estiment le ratio $EC_{ép}$ à 0,9681, ce qui est bien différent du 1,15 suggéré par l'étude théorique. Cette différence peut provenir du fait que la contraction musculaire a été négligée dans le modèle théorique, ce qui a pu surestimer la valeur du ratio.

7.4.2 Variation du ratio EC_{cerc}

Le ratio EC_{cerc} peut être modifié en augmentant ou diminuant le rayon du cerceau (r_c). À partir du modèle énergétique présenté précédemment, il est possible de démontrer l'influence de ce paramètre pour un petit (0,165 m) et un grand rayon (0,191 m), pour une vitesse de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et des paramètres SA , RA , θ_{ms} et AE (Tableau 7.1) constants. Cette variation de grandeur de cerceau permet d'obtenir un EC_{cerc} variant entre 1,035 et 1,0 respectivement. Cette variation est faible mais elle représente les diamètres de cerceaux disponibles sur le marché.

On remarque, pour l'athlète 1 (Figure 7.8), que la variation du ratio EC_{cerc} influence l'allure des profils d'énergies, principalement celui de l'énergie cinétique, tout comme le fait une variation du paramètre $EC_{ép}$, telle que démontrée à la section précédente. Plus le rayon du cerceau est petit (Figure 7.8-A, $EC_{cerc}=1,035$), plus l'énergie cinétique est faible, et vice-versa (Figure 7.8-B, $EC_{cerc}=1,0$). L'énergie cinétique au moment du contact est plus grande pour un plus grand cerceau, et est presque qu'identique à celle produite par un plus petit rayon au moment du relâchement. La différence d'énergie entre les phases de contact et de relâchement est par conséquent plus grande pour un grand cerceau, ce qui est favorable puisque l'on cherche à transmettre le plus d'énergie au système.

Si on ajoute à la Figure 7.7 présentée précédemment la courbe démontrant l'influence de la variation du ratio EC_{cerc} sur l'énergie produite, on constate (Figure 7.9) que les deux paramètres (AE et r_c) influencent de manière opposée l'énergie transmise au système pour l'athlète 1, tandis que la tendance va dans la même direction pour l'athlète 3. Pour l'athlète 1, plus le rayon du cerceau (r_c) est grand ou plus la distance entre l'épaule et l'axe de la roue arrière (AE) est petite, plus l'énergie transmise au système est grande, tandis que cette énergie augmente avec la diminution à la fois de r_c ou de AE pour l'athlète 3. Ces différences peuvent être dues à la valeur des autres paramètres de la configuration (AE , θ_{ms} , SA ou RA) qui ne sont pas identiques pour les deux athlètes et qui démontrent l'importance de tenir en compte tous les paramètres de la configuration de l'athlète lors de l'optimisation de ces derniers dans leur fauteuil.

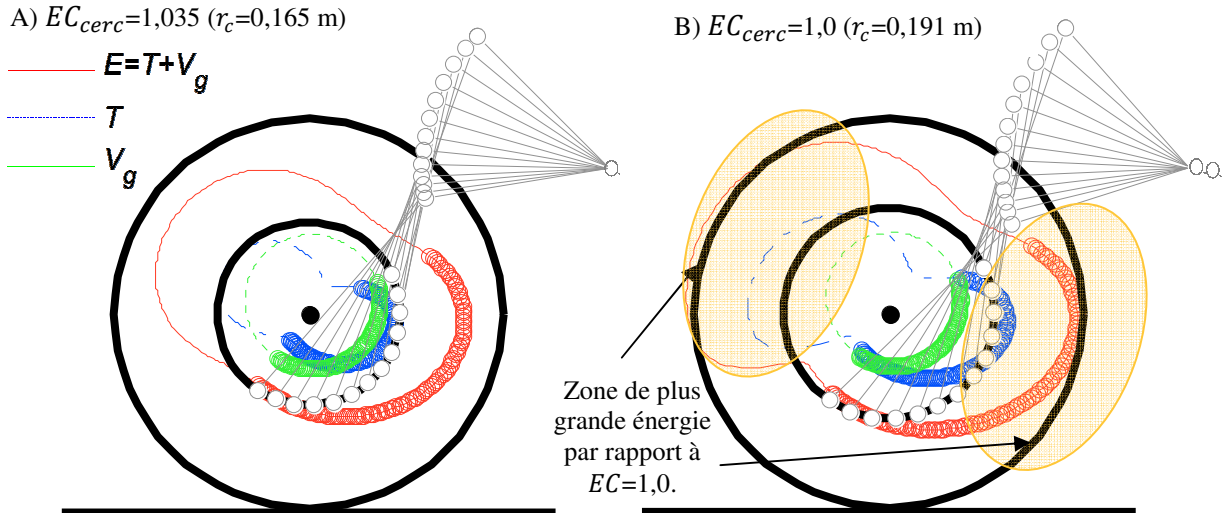


Figure 7.8 Énergies totale, cinétique et potentielle produites pour un EC_{cerc} de A) 1,035 et B), de 1,0. Pour l'athlète 1 et une vitesse de déplacement du fauteuil de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Estimées à partir du modèle énergétique. Tous les paramètres d'anthropométrie, de positionnement et d'angles sont constants. Traits plus épais : énergie du membre supérieur lorsque le gant est en contact avec le cerceau. Traits plus fins : énergie du membre supérieur si la main de l'athlète reste en contact avec le cerceau au lieu de le relâcher. Cercles : illustration de la position de la main sur le cerceau.

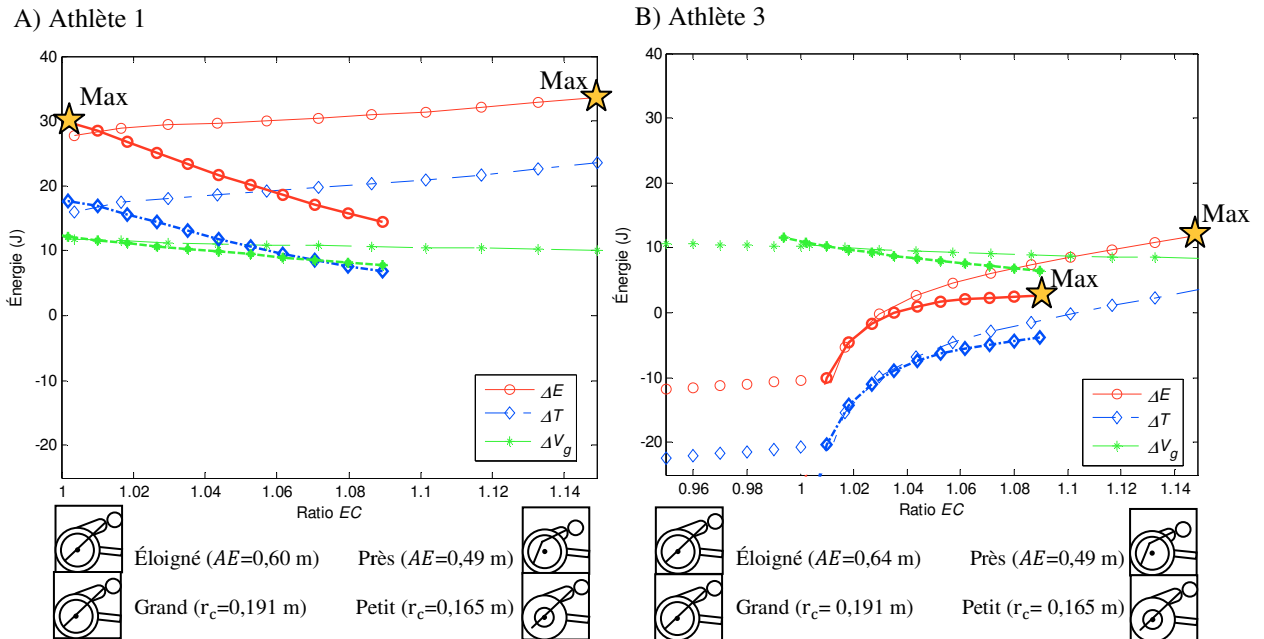


Figure 7.9 Différences d'énergies en fonction du ratio EC , pour les athlètes A) 1 et B), 3. Vitesse de déplacement du fauteuil de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Estimées à partir du modèle énergétique. Tous les paramètres d'anthropométrie, de positionnement et d'angles sont constants. Traits épais : Variation du rayon du cerceau (r_c) pour une distance épaule-axe (AE) constante. Traits fin : Variation de la distance AE pour un r_c constant.

7.Optimisation théorique de la configuration

Aussi, ces résultats sont contraires à ce qu'il a été mesuré expérimentalement pour l'athlète 1 (Tableau 7.8) au niveau de l'influence du rayon du cerceau. Cette différence peut être expliquée entre-autres par le fait que l'apport musculaire est négligé dans le modèle théorique et qu'il influencerait grandement l'énergie transmise au cerceau et par le fait même, la vitesse maximale, pour les paramètres de la configuration actuels de l'athlète.

Tableau 7.8 Comparatif des résultats expérimentaux et théoriques, pour les deux athlètes à l'étude.

	Étude expérimentale		Étude théorique	
	Variation	Impact	Variation	Impact
Athlète 1	$\downarrow r_c$	$\downarrow AE$	$\uparrow v$	$\uparrow E$
Athlète 3	$\downarrow r_c$	$\downarrow AE$	$\uparrow v$	$\uparrow E$

Finalement, la Figure 7.10 illustre un exemple de l'influence de la variation des paramètres r_c et AE pour un ratio EC constant. Le cas A, pour lequel r_c est grand et AE est petit, provoque une plus grande flexion du membre supérieur qu'en B (où r_c est petit et AE est grand) au moment du contact, ce qui produit des énergies cinétiques et totales plus élevées.

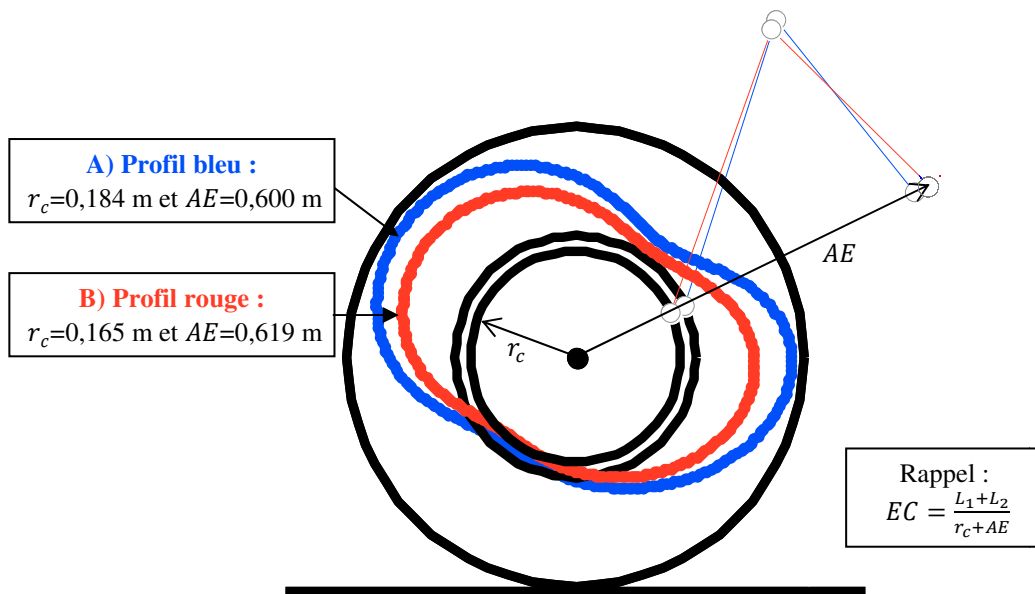


Figure 7.10 Énergies totales pour un ratio EC (1,0) constants et deux r_c et AE différents.

A) $r_c=0,184$ m et $AE=0,600$ m et B), $r_c=0,165$ m et $AE=0,619$ m. Vitesse de déplacement du fauteuil de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Estimées à partir du modèle énergétique. Tous les paramètres d'anthropométrie, de positionnement et d'angles sont constants.

Au moment du relâchement, l'énergie produite est presque la même, la différence entre ces valeurs provenant du fait que l'énergie cinétique est plus grande pour un plus grand cerceau, puisque les vitesses linéaires et angulaires du membre supérieur sont aussi plus grandes. Par conséquent, bien que le ratio EC soit le même, une variation du rayon et de la distance séparant l'épaule de l'axe de la roue arrière n'influence pas de la même façon l'énergie transmise au fauteuil. Par conséquent, on parlera distinctement des paramètres AE et r_c pour la suite de cette étude.

7.4.3 Variation de l'angle θ_{ms}

Le même genre d'analyse (Figure 7.11) peut être effectuée sur la variation de l'angle du membre supérieur par rapport au sol (référence Figure 6.4) pour l'athlète 1, alors que le tronc de l'athlète est penché vers l'avant ($\theta_{ms}=25,9^\circ$) ou lorsque qu'il est relevé ($\theta_{ms}=60,0^\circ$), pour une vitesse constante de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et que les autres paramètres (SA , RA , AE et r_c) sont constants (Tableau 7.1).

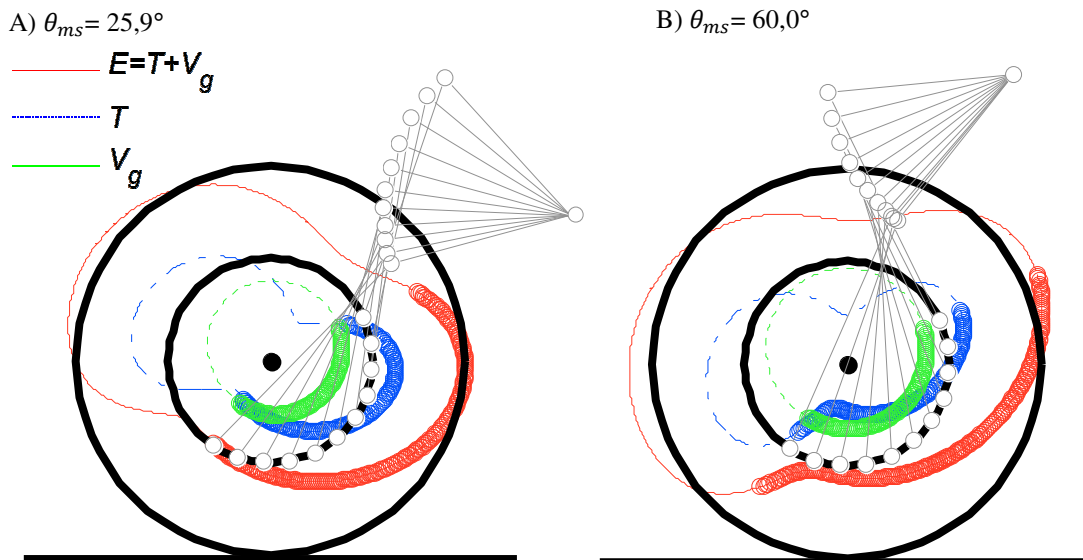


Figure 7.11 Énergies totale, cinétique et potentielle produites pour un θ_{ms} de A) $25,9^\circ$ et B), 60° .

Pour l'athlète 1 et une vitesse de déplacement du fauteuil de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Tous les paramètres d'anthropométrie, de positionnement et d'angles sont constants. Traits plus épais : énergie du membre supérieur lorsque le gant est en contact avec le cerceau. Traits plus fins : énergie du membre supérieur si la main de l'athlète reste en contact avec le cerceau au lieu de le relâcher. Cercles : illustration de la position de la main sur le cerceau.

7.Optimisation théorique de la configuration

La variation de l'angle θ_{ms} permet de déplacer l'épaule autour d'un arc de cercle dont le centre est l'axe de la roue arrière du fauteuil. Par conséquent, la variation de ce paramètre influence principalement la grandeur de l'énergie potentielle gravitationnelle, telle que le démontre la Figure 7.11. L'allure du profil d'énergie cinétique quant à lui reste le même, mais pivote autour de l'axe de la roue avec la variation de l'angle θ_{ms} . La Figure 7.12 démontre la relation entre l'angle θ_{ms} et les différences d'énergies entre les phases de contact et de relâchement, pour les deux athlètes typiques.

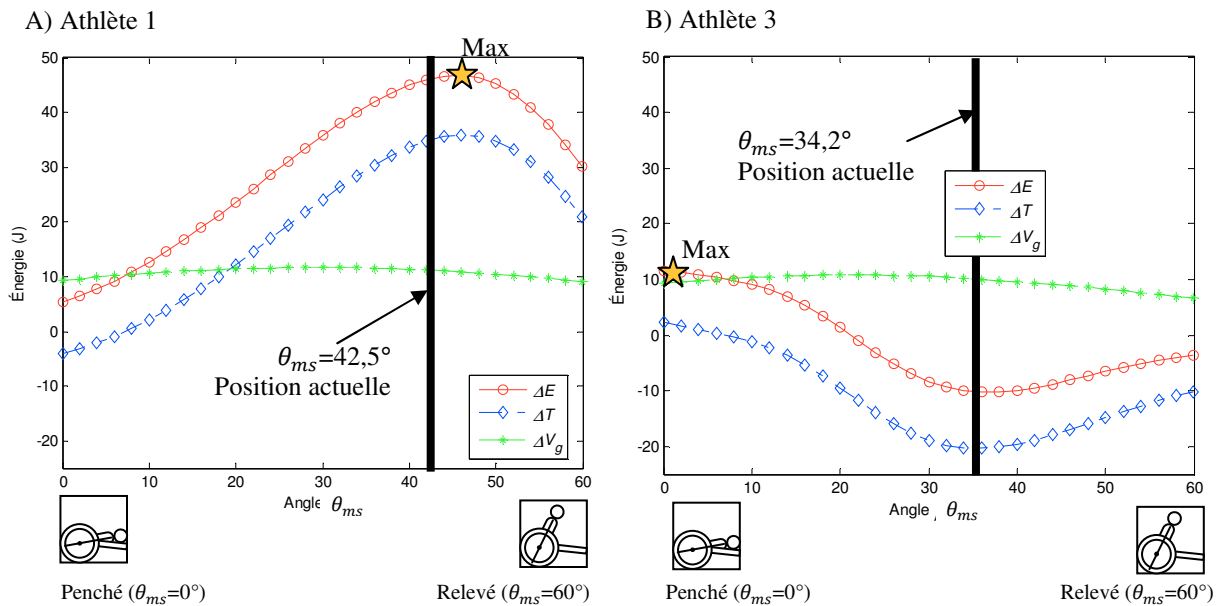


Figure 7.12 Différences d'énergies en fonction de l'angle θ_{ms} pour les athlètes A) 1 et B), 3.

Vitesse de déplacement du fauteuil de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Estimées à partir du modèle énergétique. Tous les paramètres d'anthropométrie, de positionnement et d'angles sont constants.

Ces graphiques démontrent que l'athlète 1 aurait avantage à relever son tronc afin de passer d'un angle θ_{ms} de $42,5$ à 45° afin d'augmenter l'énergie transmise au système de $44,9$ à $46,7 \text{ J}$, soit $1,8 \text{ J}$ de plus (alors que les autres paramètres sont constants). L'athlète 3 devrait quant à lui baisser son tronc afin d'obtenir un angle θ_{ms} de 0° (comparativement au $34,2^\circ$ actuel), passant d'une production d'énergie de $-11,7$ à $11,6 \text{ J}$, soit une augmentation de $23,3 \text{ J}$ (alors que les autres paramètres sont constants). Afin d'obtenir un θ_{ms} nul, l'épaule de l'athlète doit se retrouver sur la même droite horizontale que l'axe de la roue arrière, ce qui serait physiquement impossible pour ce dernier considérant la structure du fauteuil ainsi que la

difficulté de regarder à l'avant dans cette position. Par conséquent, cet athlète devrait, s'il conserve les mêmes paramètres SA , RA , AE et r_c qu'actuellement, baisser le plus possible son tronc vers l'avant afin de transmettre le plus d'énergie au système. Il est nécessaire de préciser que cette étude ne considère pas le fait que la rotation de l'épaule autour de l'axe de la roue arrière modifie l'amplitude de la flexion à l'épaule (puisque les fesses restent à la même hauteur) et que cette modification pourrait influencer la force produite par les fléchisseurs et extenseurs de l'épaule pendant la poussée (référence section 2.2.2).

Les dernières sections ont démontré que la vitesse de déplacement du fauteuil, les angles au contact SA et au relâchement RA , ainsi que le ratio EC et l'angle θ_{ms} influencent la valeur d'énergie que peut transférer un athlète au fauteuil, à l'intérieur d'une unique poussée. Bien que les résultats de ces études soient intéressants, ils ne sont pas optimaux puisqu'un seul des paramètres était étudié à la fois et il a été démontré que l'influence des paramètres, pour une même variation, n'est pas semblable d'un athlète à l'autre. Par conséquent, l'optimisation effectuée à chacune des études ne représente pas la solution optimale visant à maximiser la différence d'énergie entre les phases de contact et de relâchement.

7.5 Optimisation des angles et paramètres de positionnement

Les sections précédentes démontrent que les paramètres à l'étude (SA , RA , AE , r_c et θ_{ms}), en plus de la vitesse de déplacement du fauteuil, influencent la quantité d'énergie que fournit l'athlète au système. À partir du modèle énergétique présenté précédemment, il est possible de maximiser $\Delta E = E_{SA} - E_{RA}$ pour une unique poussée et un athlète donné et ce, pour différentes vitesses et pour les contraintes suivantes :

$$SA \in [30 \ 90]^\circ$$

$$PA \in [100 \ 220]^\circ$$

$$AE \in [0,505 \ 0,600] \text{ m} \rightarrow EC_{ép} \in [1,15 \ 1,0]$$

$$r_c \in [0,165 \ 0,191] \text{ m} \rightarrow EC_{cerc} \in [1,035 \ 1,0]$$

$$\theta_{ms} \in [20 \ 75]^\circ$$

La limite inférieure de l'angle au moment du contact (SA) a été choisie en considérant que les athlètes utilisent une technique requérant un mouvement de poussée, contrairement à un mouvement de tirée, et qu'un angle trop près de 0° nécessiterait un tronc beaucoup trop relevé, ce qui rendrait le système athlète-fauteuil moins aérodynamique. L'étendue de la poussée (PA) quant à elle a été déterminée en étudiant les extrêmes de divers athlètes testés au cours des dernières années au laboratoire. L'angle au moment du relâchement (RA) est la somme de l'angle au moment du contact (SA) et de l'étendue de la poussée (PA). Les plages des paramètres AE , r_c et θ_{ms} ont été choisies afin de représenter ce que les athlètes sont physiquement capables de reproduire sur leur fauteuil ainsi que ce qui est disponible sur le marché, en terme de diamètre de cerceau.

Les résultats optimisés (méthode expliquée à l'Annexe 10.10) pour l'athlète 3⁹ en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil sont présentés de la Figure 7.13 à la Figure 7.15. La Figure 7.13 démontre que l'énergie totale transmise par l'athlète à l'intérieur d'une poussée pour des paramètres optimisés augmente avec la vitesse, puisque l'énergie cinétique produite par le changement de configuration du membre supérieur augmente elle aussi.

Pour être en mesure de produire cette énergie à chacune des poussées, le modèle estime que l'athlète doit utiliser un petit cerceau et ce, peu importe la vitesse de déplacement du fauteuil, tandis que le ratio $EC_{ép}$ doit être égale à 1 de 0 à $3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, puis augmenter à 1,15 pour les vitesses supérieures (soit assis près de l'axe de la roue arrière). Puisqu'à basses vitesses (entre 0 à $3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) le modèle se rend dans la limite inférieure de l'angle au contact SA , soit 30° (Figure 7.15), la valeur du ratio $EC_{ép}$ compense cette limitation en diminuant afin de fournir une énergie totale optimale, ce qui explique la différence du ratio $EC_{ép}$ en fonction de la vitesse. Si on ne limite pas la valeur minimale de SA à 30° , le ratio $EC_{ép}$ reste constant à 1,15 peu importe la vitesse (résultat calculé à l'aide du modèle, mais non représenté sur les graphiques).

⁹ Puisque l'athlète 1 possède des données anthropométriques (masse et grandeur) identiques à celles de l'athlète 3, seuls les résultats de ce dernier sont présentés.

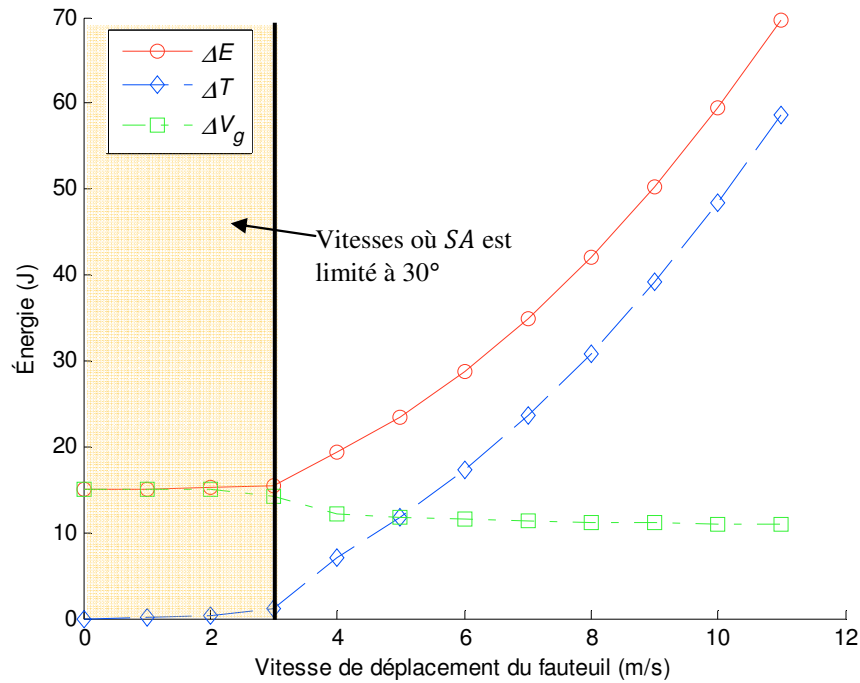


Figure 7.13 Énergies maximales par cycle en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil, pour des paramètres optimaux.

Pour les athlètes 1 et 3. Estimées à partir du modèle énergétique.

L'angle optimal entre le membre supérieur et le sol θ_{ms} (Figure 7.14) augmente quant à lui légèrement de 0 à $3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, pour se stabiliser ensuite autour de 67° à haute vitesse pour la même raison que mentionnée ci-haut, soit la limitation de SA à 30° .

L'angle au moment du contact (SA) tend à augmenter avec la vitesse (Figure 7.15), tandis que l'angle au moment du relâchement (RA) ainsi que l'étendue de la poussée (PA) diminuent. Les trois paramètres se stabilisent aux environs de $8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Ce comportement, du moins pour l'étendue de la poussée, ressemble beaucoup à ce qui a été mesuré expérimentalement en laboratoire (se référer à la Figure 3.14 de la section 3.6), où l'étendue de la poussée se stabilisait aux environs de $8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Cependant, pour de basses vitesses, les valeurs de PA provenant du modèle énergétique sont supérieures à celles mesurées expérimentalement puisque le modèle ne tient pas compte de l'inertie du fauteuil ni des forces de frottement que doivent combattre les athlètes dans les premières poussées et que la valeur de SA était limitée à 30° .

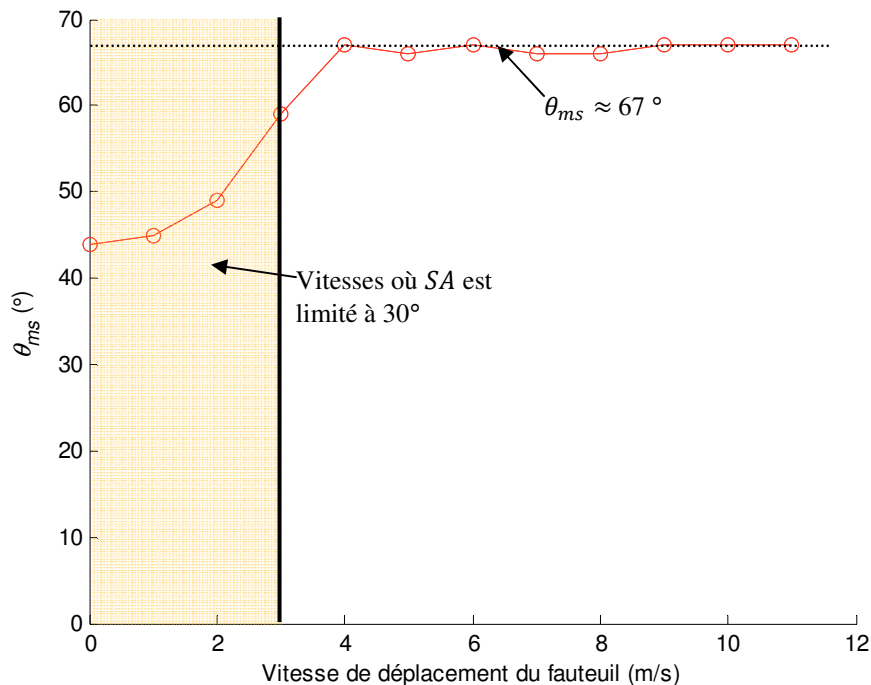


Figure 7.14 Angle entre le membre supérieur et le sol (θ_{ms}) en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil, pour des paramètres optimaux.

Pour les athlètes 1 et 3. Estimées à partir du modèle énergétique.

Il est intéressant de constater que, selon le modèle énergétique, une faible étendue de poussée (PA) serait meilleure afin de transmettre davantage d'énergie au système, contrairement à ce qu'il avait été avancé dans l'analyse d'opportunité à la section 5.2. En effet, puisque le travail transmis est calculé à partir du produit de la force par la distance parcourue, on se serait attendu à obtenir une étendue de la poussée (PA) beaucoup plus élevée. Cependant, puisque le modèle énergétique ne tient pas compte de la force produite par la contraction musculaire du membre supérieur, la valeur d'étendue de la poussée obtenue optimise l'énergie totale du système à l'intérieur d'une poussée en ne considérant que les forces engendrées par l'énergie cinétique et gravitationnelle.

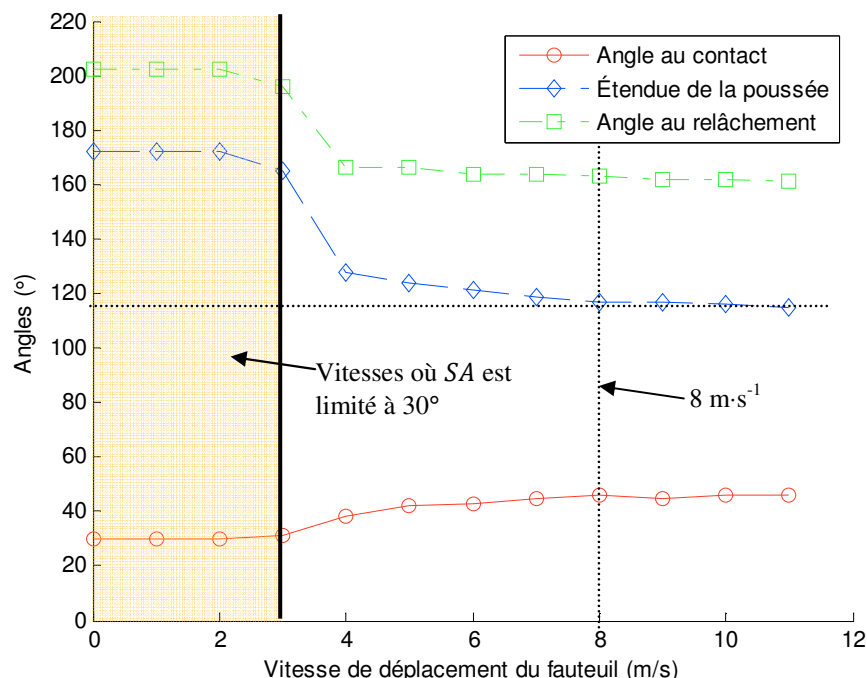


Figure 7.15 Étendue de la poussée (PA) ainsi que les angles au contact (SA) et au relâchement (RA) en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil, pour des paramètres optimaux.

Pour les athlètes 1 et 3. Estimées à partir du modèle énergétique.

Il est possible de comparer la configuration actuelle de l'athlète 3 à sa configuration optimale estimée à partir du modèle énergétique, pour deux vitesses de déplacement du fauteuil (Tableau 7.9). La configuration optimale de l'athlète à basse vitesse lui permettrait de produire 15,5 J d'énergie, comparativement au 7,5 J qu'il produirait actuellement, soit près de 107,2% de plus. À haute vitesse, la configuration optimale lui permettrait de produire environ 69,7 J, soit 81,4 J de plus qu'actuellement.

Le Tableau 7.9 ainsi que les graphiques précédents démontrent que les paramètres optimaux sont différents en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil. Dans les deux cas cependant, l'athlète devrait, par rapport à sa configuration actuelle, pousser sur un plus petit cerceau, s'asseoir plus près de l'axe de la roue arrière, relever son tronc davantage, augmenter l'angle au moment du contact (i.e. le rapprocher de midi) et diminuer l'étendue de sa poussée afin d'obtenir un angle au relâchement inférieur. Ces variations entraînent à basse vitesse une augmentation de l'énergie potentielle gravitationnelle ainsi qu'une augmentation considérable de l'énergie cinétique à haute vitesse.

7. Optimisation théorique de la configuration

Tableau 7.9 Configurations actuelles et optimales pour une seule poussée et pour une basse ($2,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et une haute ($11,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) vitesse.

Pour l'athlète 3. Estimées à partir du modèle énergétique.

	Basse vitesse ($2,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$)			Haute vitesse ($11,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$)		
	Actuelle	Optimale	Différence (%)	Actuelle	Optimale	Différence (%)
EC	0,95	1,0	5,3	0,95	1,15	21,1
AE (m)	0,65	0,60	-7,7	0,65	0,50	-24,6
r_c (m)	0,19	0,18	-5,6	0,19	0,18	-5,6
θ_{ms} ($^\circ$)	34,2	54	57,9	34,2	67	95,9
SA ($^\circ$)	53,5	30	-43,9	53,5	46	-14,0
PA ($^\circ$)	198,5	169	-14,9	198,5	115	-42,1
RA ($^\circ$)	252,0	199	-21,0	252,0	162	-35,7
ΔV_g (J)	10,6	14,8	39,2	10,6	11,0	3,8
ΔT (J)	-1,3	0,8	161,5	-22,4	58,7	362,1
ΔE (J)	9,4	15,5	64,9	-11,7	69,7	695,7

Puisqu'il serait difficile de demander à un athlète de changer ses paramètres de configurations en fonction de la vitesse de déplacement, il serait pertinent de demander à l'athlète de se positionner selon la configuration optimale à haute vitesse puisque les athlètes y passent la majeure partie de leur course, surtout si ces derniers sont des coureurs de demi-fond et plus. En utilisant dans le modèle énergétique les paramètres optimaux obtenus à $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ pour une vitesse de déplacement du fauteuil de $2,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, on obtient les différences d'énergies (ΔE) présentées à la Figure 7.16. À basse vitesse, on remarque que la perte énergétique de cette position par rapport à la position optimale est de l'ordre de 24%, alors que cette différence diminue avec l'augmentation de la vitesse.

Tel que mentionné plus haut, puisqu'un athlète atteint sa vitesse maximale, ou de régime permanent, en 60 m environ, cette baisse de production d'énergie serait de courte durée pour les athlètes de demi-fond et plus (voir le Tableau 1.1), mais elle pourrait être plus importante chez les sprinteurs, surtout si l'on considère que l'augmentation nécessaire à l'ascension de la première marche du podium pour les athlètes actuels est d'environ 4% (se référer au Tableau 1.2). Une optimisation plus précise chez ce type d'athlètes pourrait s'avérer pertinente, mais elle ne sera pas effectuée dans le cadre de cette recherche.

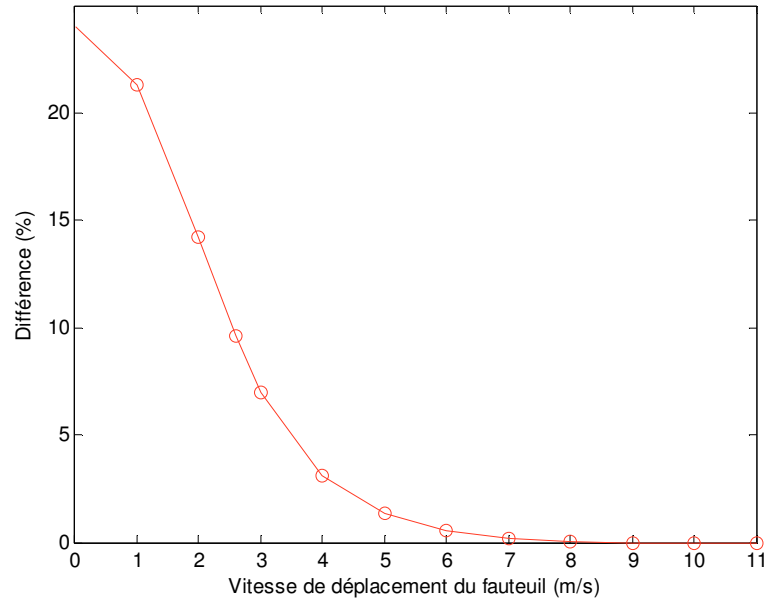


Figure 7.16 Différence entre l'énergie optimale pour la vitesse de déplacement du fauteuil donnée et l'énergie obtenue en utilisant les paramètres optimaux d'une vitesse de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Pour l'athlète 3. Estimées à partir du modèle énergétique.

Cette analyse soulève un point intéressant; dans quel ordre de grandeur peuvent être modifiés les paramètres à l'intérieur d'une même poussée, sans pour autant influencer la valeur d'énergie transmise au fauteuil ? Une analyse de sensibilité peut répondre à cette question.

7.6 Sensibilité des paramètres du modèle

Pour chacun des paramètres optimisés provenant de l'étude précédente, le Tableau 7.10 illustre, pour deux vitesses de déplacement du fauteuil, la variation d'énergie qu'engendre une variation de chacun des paramètres. Une valeur de 5% a été choisie comme variation pour cette étude.

On remarque que ce sont les valeurs de AE et r_c , et donc de EC qui, pour les deux vitesses présentées, influencent le plus la différence d'énergie totale (ΔE) produite entre les phases de contact et de relâchement, soit 3,8% et 6,2% respectivement en basse vitesse et de 11,2% et 12,1% respectivement pour une haute vitesse. Une variation de 5% de la distance AE équivaut à un déplacement de l'épaule le long de l'axe AE (voir la Figure 6.1 à la section 6.3.1) d'environ 3,0 cm. Il est réaliste de croire qu'un athlète est en mesure de déplacer son épaule

d'une telle distance et d'ainsi influencer la valeur d'énergie transmise au système. En effet, l'athlète 3 déplace actuellement son épaule (fait observé lors d'analyses préliminaires de vidéos) entre le moment du contact ($EC_{ép} = 0,95$), et du relâchement ($EC_{ép} = 1,0$). Par conséquent, il serait avantageux dans de futurs travaux de recherche de déterminer une méthode permettant de conserver la distance entre l'épaule et le cerceau constante afin de maximiser le transfert d'énergie au fauteuil.

Tableau 7.10 Sensibilité des paramètres lorsque ces derniers subissent une variation de 5 % par rapport à leur valeur optimale, pour deux différentes vitesses de déplacement.

A) Basse vitesse de $2,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

	Paramètre Optimal	ΔE_{opt} (J)	Paramètre optimal -5%	$\Delta E_{-5\%}$ (J)	$\frac{\Delta E_{opt} - \Delta E_{-5\%}}{\Delta E_{opt}}$
AE	0,60	15,5	0,57	14,98	-3,79%
r_c	0,18		0,17	14,60	-6,23%
θ_{ms}	54		51,3	15,54	-0,19%
SA	30		28,5	15,6	+0,0%
PA	169		160,6	15,48	-0,58%

B) Haute vitesse de $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. * Un AE de 0,474 m donne un EC supérieur à 1,15, qui était la limite du modèle énergétique, ce qui explique que la valeur de différence d'énergie ($\Delta E_{-5\%}$) soit supérieure à celle calculée avec les paramètres optimaux (ΔE_{opt}).

	Paramètre Optimal	ΔE_{opt} (J)	Paramètre optimal -5%	$\Delta E_{-5\%}$ (J)	$\frac{\Delta E_{opt} - \Delta E_{-5\%}}{\Delta E_{opt}}$
AE	0,50	69,7	0,474	77,5*	+11,19
r_c	0,18		0,17	61,25	-12,12
θ_{ms}	67		63,65	69,04	-0,96
SA	46		43,7	69,38	-0,46
PA	115		109,25	69,55	-0,22

7.7 Résumé du chapitre

Il a été possible dans ce chapitre de démontrer, à l'aide d'un modèle énergétique, que l'énergie transmise au fauteuil par l'athlète peut être influencée par différents paramètres de la configuration, notamment par les angles au moment du contact (SA) et du relâchement (RA), du rayon du cerceau (r_c), de la distance entre l'épaule et l'axe de la roue arrière (AE) ainsi que l'inclinaison du tronc par rapport au sol (θ_{ms}). Ce modèle a aussi permis de démontrer qu'il existe une configuration optimale permettant à l'athlète de maximiser l'énergie produite entre

le moment du contact et du relâchement, de manière « passive », c'est-à-dire en n'utilisant que l'énergie cinétique et potentielle gravitationnelle du membre supérieur, l'énergie potentielle élastique provenant de la contraction musculaire étant négligée.

La nouvelle configuration proposée demanderait aux athlètes d'effectuer de hautes (plus petit angle au contact) et courtes (faible étendue de poussée) poussées, ce qui est à l'opposé de ce qu'ils font actuellement. Il est réaliste de se demander si les athlètes peuvent pousser ainsi. La réponse est donnée en partie par les athlètes asiatiques, qui utilisent une technique de poussée courte et rapide, de type « navette », soit de haut en bas. Cependant, aucune preuve ni donnée n'ont été recueillies dans cette étude pour appuyer cette affirmation.

Selon les données obtenues à partir du modèle énergétique, il serait possible pour un athlète de n'utiliser que la variation de la configuration du membre supérieur pour transmettre de l'énergie au fauteuil à haute vitesse. En effet, l'athlète 3 serait en mesure de produire environ 69,7 J à $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, soit davantage que ce que requiert le déplacement du fauteuil à cette vitesse (i.e. 47 J), ce qui démontre que cet athlète serait théoriquement en mesure d'atteindre de plus grandes vitesses de déplacement. Cependant, il est important de se rappeler que le modèle est un système parfait et qu'en réalité, il peut y avoir des pertes à l'intérieur du membre supérieur pendant son déplacement entre les phases de contact et de relâchement dû à une contraction musculaire inefficace. En effet, l'athlète pourrait contracter les muscles afin de pousser sur le cerceau, ou encore la contraction musculaire nécessaire au maintien du contact entre le gant et le cerceau (forces axiales et radiales) pourrait engendrer une contraction indirecte des muscles produisant une force tangentielle et dans les deux cas, diminuer l'énergie produite par l'effet d'entraînement du gant sur le cerceau.

Aussi, le modèle énergétique présenté dans cette section utilise des paramètres AE et θ_{ms} constants à l'intérieur d'une poussée, ce qui n'est pas réaliste puisque des analyses vidéos ont démontré que l'angle du tronc ainsi que la position de l'épaule relativement à l'axe de la roue arrière varient pendant une poussée. Par conséquent, il serait intéressant dans de futures études de s'attarder à ce problème et de voir dans quel ordre de grandeur ces variations peuvent

influencer l'énergie produite, d'autant plus que la section précédente a démontré la grande sensibilité du paramètre AE sur la valeur d'énergie.

L'étude de la longueur des segments et des masses n'a pas été effectuée et pourrait être pertinente dans une future étude. En effet, la masse peut influencer la performance d'un athlète entre autres lors d'un départ, d'accélération ou d'une épreuve de 100 m, tandis que la longueur des segments, qui ont été considérés comme proportionnels à la grandeur (cf. tables anthropométriques de Winter [61]), peuvent influencer l'inertie de ceux-ci et par conséquent, la valeur d'énergie cinétique calculée et transmise au fauteuil.

8 Discussion

L'objectif principal de ce projet de recherche était de démontrer qu'il est possible d'améliorer le temps de course des athlètes paralympiques en fauteuil roulant d'athlétisme de 4% en variant leur configuration. Afin de valider cette hypothèse, une revue de littérature a été effectuée dans un premier temps afin de répertorier les études sur la course en fauteuil roulant d'athlétisme en général, ainsi que sur l'amélioration de la performance des athlètes, autre que par des méthodes d'entraînements. Suite à ces lectures, il a été établi que peu d'auteurs ont réussi à démontrer l'influence de la variation de la position d'un athlète sur l'amélioration de ses performances. Il était clair cependant que la configuration de l'athlète dans son fauteuil roulant d'athlétisme est l'un des points majeurs dans l'optimisation de la performance. De plus, il a été établi qu'il était primordial, afin de diminuer la variabilité des résultats, de n'inclure que des athlètes en fauteuil roulant d'athlétisme possédant une expérience significative à la propulsion d'un fauteuil de course dans la présente étude.

Par la suite, les opportunités pouvant influencer la performance des athlètes ont été listées et quantifiées puis, les limitations relatives à ces avenues d'amélioration ont été énoncées afin de déterminer s'il est possible d'augmenter les performances d'un athlète et, si oui, dans quelle mesure. Il a été estimé à l'aide d'un modèle exponentiel représentant la vitesse du fauteuil en fonction du temps lors d'une course de 100 m, que le travail que devrait produire les athlètes afin de diminuer leur temps de cours de 4% est d'environ 11 J par cycle si on veut augmenter la vitesse maximale atteinte pendant la course, et de 40 J par cycle, si on désire augmenter la constante de temps rattachée à l'accélération initiale. Toutes les améliorations listées et quantifiées au Tableau 8.1 sont alors susceptibles d'augmenter le travail que produit un athlète par cycle et par conséquent, de diminuer le temps de course de ce dernier.

Tableau 8.1 Liste des opportunités pouvant augmenter le travail par cycle et limitations associées.

Opportunité	Augmentation estimée par cycle	Limitations associées
Diminuer la puissance négative en début et fin de cycle	4 à 16 J	- Vitesse de déplacement du membre supérieur au moment du contact - Vitesse de rotation du poignet au relâchement
Augmenter la puissance au centre du cycle	28 J, selon la vitesse du fauteuil	- Aucune limitation
Augmenter la force tangentielle d'environ 12,6%	6,3 J	- Pivotement arrière du fauteuil au moment du départ - Glissement du gant sur le cerceau
Augmenter l'étendue de la poussée d'environ 30%	7,2 J	- Anthropométrie de l'athlète et dimensionnement du fauteuil
Augmenter la fréquence de poussée d'environ 29%	5,5 J	- Vitesse de déplacement du membre supérieur - Vitesse de contraction musculaire

Finalement, la diminution de l'asymétrie de poussée, de la masse, du nombre de poussée ratées ainsi que de l'aire frontale et/ou du coefficient de traînée n'ont pas été considérés dans cette étude, soit parce qu'il a été impossible d'estimer le gain qu'ils engendreraient, soit parce que ce gain n'était pas considérable, ou soit parce que leur mise en œuvre est impossible. Cette analyse a clairement démontré qu'il est possible d'augmenter d'un point de vue mathématique le travail produit par l'athlète par cycle.

Une étude expérimentale comprenant quatre participants a par la suite permis de démontrer que la variation de la configuration de l'athlète influence la vitesse maximale atteinte lors d'un essai lancé sur ergomètre, en plus de jouer un rôle important dans l'allure des courbes de travail en fonction de la vitesse. En effet, le changement de position de l'athlète dans son fauteuil peut lui permettre de pousser plus fort ou de pousser plus longtemps. L'analyse des courbes de travail en fonction de la vitesse obtenue dans cette étude ne permet pas de déterminer quelles opportunités listées plus hautes ont été influencées par la variation de la configuration de l'athlète dans son fauteuil, étant donné l'équipement disponible au laboratoire.

Le choix de la vitesse maximale comme critère d'évaluation de la performance de l'étude expérimentale n'est peut-être pas le meilleur moyen d'évaluation de la performance

puisqu'elle ne reflète pas adéquatement toutes les disciplines auxquelles ils participent. De plus, avec la pratique, une position qui n'est actuellement pas intéressante du point de vue de la vitesse maximale atteinte pourrait s'avérer intéressante après plusieurs heures de pratique, et vice-versa.

Il aurait aussi été intéressant d'avoir un équipement de mesure permettant de connaître les forces appliquées sur le cerceau et les angles au moment du contact et du relâchement afin de quantifier adéquatement le travail que produit les athlètes pendant la poussée ainsi que de connaître exactement la technique de poussée de ces derniers. Afin de combler ces manquements, une étude théorique a été effectuée et a permis d'approfondir davantage l'influence qu'ont certains paramètres de la configuration de l'athlète dans son fauteuil.

Ce modèle permet de démontrer qu'il existe une configuration optimale permettant à l'athlète de maximiser l'énergie produite entre le moment du contact et du relâchement, de manière « passive », c'est-à-dire en n'utilisant que l'énergie cinétique et potentielle gravitationnelle, l'énergie potentielle élastique provenant de la contraction musculaire étant négligée. La nouvelle configuration proposée demanderait aux athlètes d'effectuer de hautes (plus petit angle au contact, SA) et courtes (faible étendue de poussée, PA) poussées, ce qui est à l'opposé de ce qu'ils font actuellement. Il est réaliste de se demander si les athlètes peuvent pousser ainsi mais il est connu, mais non documenté, que des athlètes asiatiques utilisent une technique similaire, dite de type « navette ».

Aussi, le modèle énergétique montre que l'énergie produite par la variation de la configuration du membre supérieur entre la phase de contact et de relâchement serait suffisante, voir même supérieure, à ce qu'il est requis pour déplacer le fauteuil à haute vitesse. Cependant, il est important de se rappeler que le modèle est un système parfait et qu'en réalité, des pertes peuvent survenir à l'intérieur du membre supérieur pendant son déplacement dû à une contraction musculaire inefficace, abaissant du coup la valeur d'énergie estimée à partir du modèle. Il serait par conséquent très intéressant dans une prochaine étude d'inclure des données d'énergie potentielle élastique représentant la contraction musculaire.

Le modèle énergétique pose de plus que les paramètres AE et θ_{ms} sont constants à l'intérieur d'une poussée, ce qui n'est pas représentatif de la réalité. Il serait par conséquent intéressant, dans de futures études, de voir dans quel ordre de grandeur ces variations peuvent influencer l'énergie produite, d'autant plus que l'analyse présentée dans l'étude théorique a démontré la grande sensibilité du paramètre AE sur la valeur d'énergie produite.

Bien qu'elle ait été intéressante, la comparaison entre l'étude expérimentale et théorique n'est pas complète et est difficile à effectuer. En effet, les deux études ne présentent pas le même critère d'évaluation de la performance, la première se basant sur la vitesse maximale atteinte lors d'un essai lancé sur ergomètre et la deuxième, sur l'énergie transmise par le changement de configuration du membre supérieur entre la phase de contact et de relâchement. Aussi, l'étude expérimentale a permis de noter l'influence de la largeur entre les deux roues du fauteuil (α_{lat}) ainsi que de la hauteur des fesses par rapport aux genoux (β_{tms}), ce que l'étude théorique n'a pu faire à cause des limites du modèle, alors que cette dernière présente des données relatives aux angles au moment du contact (SA) et du relâchement (RA), et par conséquent, à l'étendue de la poussée (PA), ainsi que l'angle entre le membre supérieur et le sol (θ_{ms}), ce que l'étude expérimentale n'a pu faire à cause de l'équipement disponible au laboratoire. Ces considérations devraient être prise en compte pour de futures études théoriques ou expérimentales.

Pour les deux études néanmoins, il a été possible de déterminer l'influence de la position de l'épaule par rapport au cerceau (EC), soit par un déplacement de l'épaule par rapport à l'axe de la roue arrière (AE), soit par un changement de diamètre du cerceau (r_c). La comparaison des résultats expérimentaux ($EC=0,968$) aux résultats théoriques ($EC=1,15$) à haute vitesse démontre qu'ils ne concordent pas. Ces différences peuvent être expliquées entre-autres par la négligence de la contraction musculaire dans le modèle théorique, qui influence grandement l'énergie transmise au cerceau. De plus, la variabilité dans les paramètres de l'étude expérimentale, même si on a tenté de contrôler ces derniers constants, peuvent influencer les résultats obtenus. En effet, sachant par exemple que EC est un paramètre sensible et qu'il influence grandement la vitesse maximale atteinte dans l'essai, et sachant que les athlètes bougent pendant tout le cycle de poussée, on peut croire que les résultats expérimentaux sont

actuellement moins fiables et qu'un meilleur contrôle sur les paramètres ou l'ajout de participants devraient être mis de l'avant dans de futurs tests.

À la lumière de ces études, une position de départ pour positionner les nouveaux athlètes ou pour des athlètes voulant améliorer leur performance devrait en être une qui :

- place les roues (α_{lat}) le plus près du corps, dans le plan frontal;
- positionne le tronc (β_{tms}) aux environs de 31° par rapport au membre supérieur alors que ce dernier passe par l'axe de la roue arrière et que le tronc est accoté sur les genoux, alors que le membre supérieur (θ_{ms}) de son côté devrait être d'environ 67° . Ces deux paramètres n'ont toutefois pas été testés lors des mêmes études et l'influence d'un par rapport à l'autre n'a pas été considéré. Ceci dit, dans une première itération de positionnement, un tronc plus haut peut être favorable pour de nouveaux athlètes qui ne sont pas habitués à la position penchée vers l'avant, qui elle peut occasionner des douleurs cervicales. À long terme, l'athlète participant à des courses extérieures et de longues distances cherchera à se pencher davantage vers l'avant afin d'augmenter son aérodynamisme.
- place l'épaule par rapport au cerceau ($EC_{ép}$) de manière à favoriser le contact du gant sur l'entièreté du diamètre du cerceau ($EC_{ép}=1$), en tenant compte du fait que l'épaule de l'athlète bougent pendant la poussée. Un EC plus grand que 1, tel que suggéré par l'étude théorique, pourrait diminuer l'apporte de la force musculaire pendant la poussée étant donné que l'extension du membre supérieur serait incomplète;
- a un cerceau favorisant soit la vitesse de déplacement de la main de l'athlète (grand cerceau), soit la force de ce dernier (petit cerceau). Par exemple, un athlète dont la main glisse à haute vitesse signifie peut-être que ce dernier n'est pas assez rapide pour suivre le cerceau et appliquer une force dessus pour effectuer un contact par frottement et devrait, par conséquent, diminuer le diamètre de son cerceau.

Selon l'étude théorique, la technique de poussée que devrait utiliser les athlètes devrait avoir :

- un angle au contact (SA) élevé sur le cerceau, et augmentant avec l'augmentation de la vitesse (aux environs de 46° à haute vitesse, par rapport à la verticale); et

- une étendue de la poussée (PA) plus faible que la majorité des athlètes actuels, soit aux alentours de 115° .

Ces données procurent à l'athlète un angle au relâchement (RA) d'environ 162° et résultent en une technique de poussée dite « navette », soit de courtes poussées, de haut en bas. Cette technique est visible chez certains athlètes asiatiques et démontrent chez ces derniers de bons résultats, si on considère leur classement mondial. Cependant, un angle au moment du relâchement de 162° , en supposant que le membre supérieur est rendu en pleine extension (Figure 8.1), impose au gant une direction du vecteur vitesse (v_t) différente de celle imposée par le cerceau (v_c), augmentant potentiellement le travail négatif que font certains athlètes à la fin de la poussée, tout comme peut aussi le faire un EC inférieur à 1. Cependant, en considérant que l'angle du tronc de l'athlète pourrait être rabaisé pour obtenir un meilleur aérodynamisme, cette problématique pourrait être amoindrie, voir même disparaître.

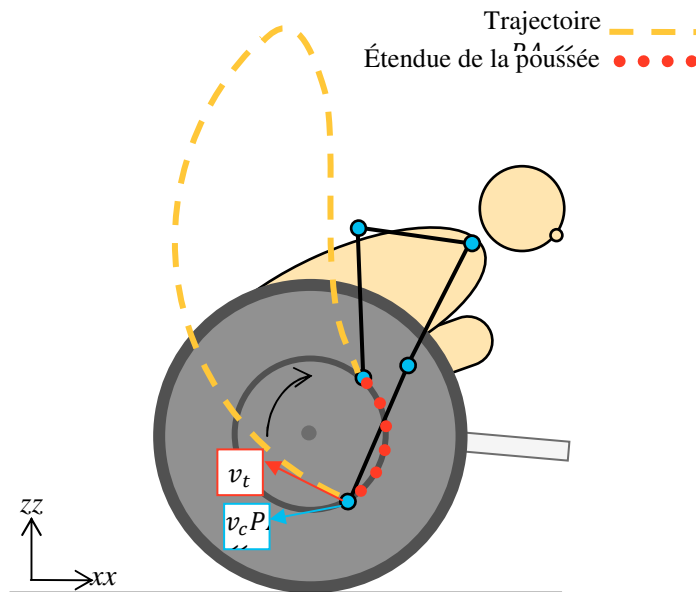


Figure 8.1 Influence du vecteur vitesse du gant et du cerceau au moment de l'angle au relâchement.

La direction du vecteur vitesse de la trajectoire du gant (v_t) est différente de celle du cerceau (v_c).

9 Conclusion

Il est clair que la présente étude a démontré qu'il est possible d'améliorer le temps de course des athlètes paralympiques en fauteuil roulant d'athlétisme en modifiant leur configuration. Davantage de recherches seront nécessaires afin de déterminer avec plus d'exactitude la valeur des paramètres optimaux ainsi que l'interaction qu'ont ces derniers entre eux. Les résultats d'optimisation théorique de la position devront aussi être corroborés avec les données d'une étude expérimentale.

De plus, on tient pour acquis dans cette étude que le rendement mécanique de l'athlète est constant pour une distance donnée, alors qu'il peut varier selon le niveau de fatigue de ce dernier, du patron moteur de ses membres supérieurs et même du déplacement de son tronc de haut en bas. L'étude de la trajectoire de la main pendant la phase de recouvrement ou de l'utilisation de la tête comme amortisseur dynamique pourront assurément permettre d'obtenir des résultats de transfert d'énergie encore plus optimaux.

Les données découlant de cette étude permettent de positionner de façon préliminaire de nouveaux athlètes ou des athlètes voulant améliorer leur configuration, en leur proposant une première configuration qui leur permettra de sauver plusieurs mois, voire années, d'itérations d'optimisation de leur configuration.

10 Annexes

10.1 Filtrage des signaux de l'encodeur

10.1.1 Choix de la fréquence de coupure

La Figure 10.1-A illustre la position virtuelle d'un fauteuil lors d'un test d'effort maximal de 60 s mesuré sur ergomètre à l'aide d'un encodeur différentiel d'une résolution de 262 144 pulse par tour. Puisque ce signal augmente de façon quasi-constante dans le temps, l'analyse fréquentielle de ce signal donne une raie de très grande amplitude à 0 Hz, cachant ainsi le contenu fréquentiel des fréquences subséquentes (Figure 10.1-B) et ce, même si la moyenne du signal est éliminer de l'analyse.

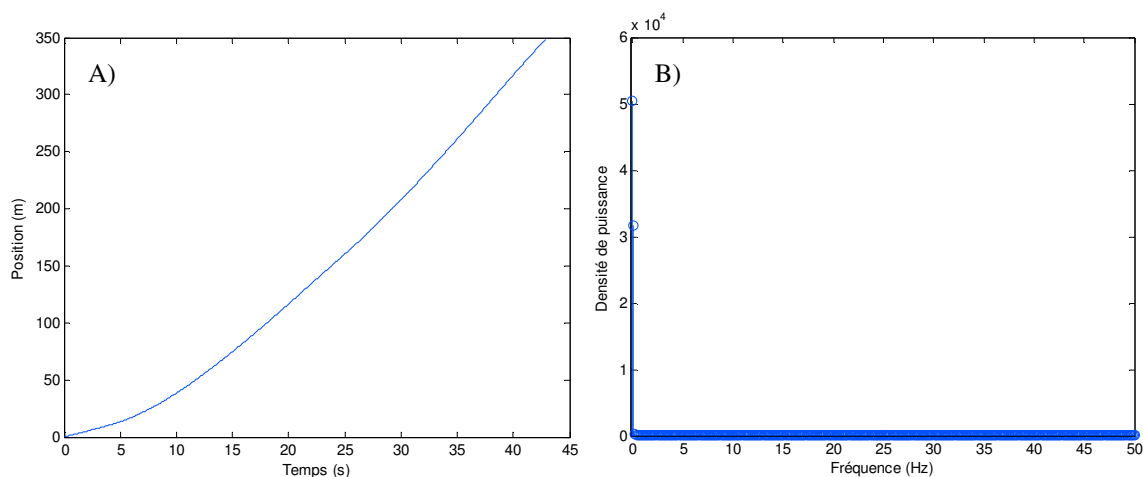


Figure 10.1 A) Signal brut de la position virtuelle en fonction du temps. B) Analyse fréquentielle du signal de position virtuelle provenant de l'encodeur

Données pour un athlète masculin élite T54 effectuant une accélération sur ergomètre de 0 à 11,7 m·s⁻¹.

Puisque le signal d'accélération présente un contenu davantage périodique, l'analyse fréquentielle a été effectuée sur ces données. La Figure 10.2-A démontre à cet effet le contenu fréquentiel des données de décélération du fauteuil alors que l'athlète y ait assis, mais ne pousse pas (données en rouges), ainsi que le contenu fréquentiel d'une accélération effectuée

par le même athlète, de zéro à la vitesse maximale (données en bleues). Cette analyse a été obtenue à partir de la fonction *pwelch* de Matlab (paramètres par défaut, soit un signal séparé en 8 segments avec 50% de chevauchement et un fenêtrage Hamming sur chacun des segments).

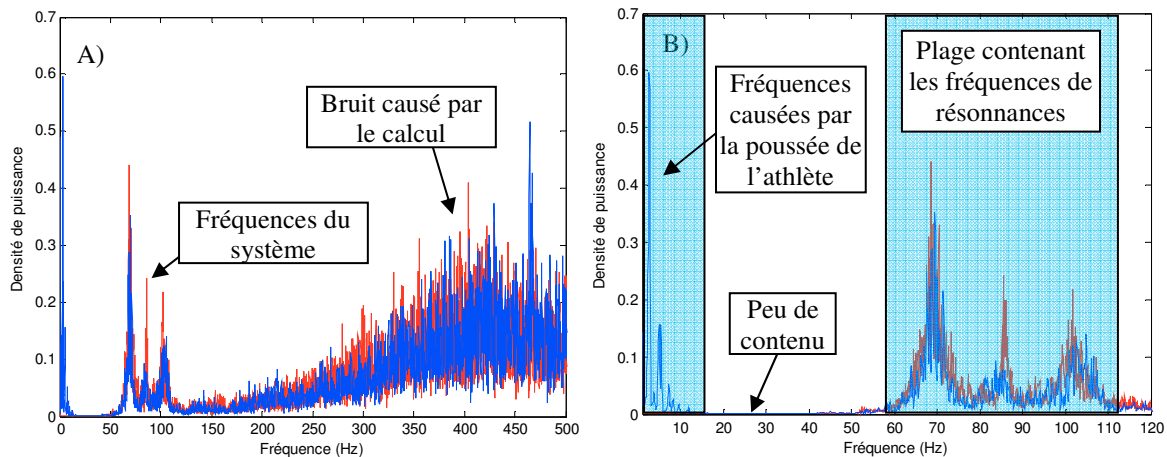


Figure 10.2 Densité de puissance de deux signaux d'accélération.

Pour un athlète masculin élite T54. A) Spectre complet et B), vue sur les fréquences de 0 à 120 Hz. En rouge : signal de décélération ($11,1$ à $1,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) où l'athlète est assis dans le fauteuil mais ne pousse pas. En bleu : accélération de l'athlète (0 à $11,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$).

Le contenu fréquentiel situé au-delà de 125 Hz (Figure 10.2-A) est causé par le calcul de l'accélération obtenue à partir d'une double dérivée de la position et n'est par conséquent que du bruit. Les trois pics situés entre 50 et 125 Hz sont quant à eux des fréquences de résonance du système (selon l'analyse de Lessard (2013) [101]) ainsi que le contenu relié aux vitesses de rotations du rouleau (l'athlète passe plus de 93% de cet essai entre 60 et 80 $\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$). La majeure différence entre les deux contenus, c'est-à-dire avec (bleu) et sans (rouge) l'athlète qui pousse, réside dans le contenu fréquentiel à basses fréquences (Figure 10.2-B). En effet, puisque les athlètes ont des fréquences de poussée variant entre 1,5 et 2,5 Hz, il est normal de retrouver du contenu fréquentiel dans cette région alors que l'athlète pousse sur le fauteuil.

Puisqu'il semble y avoir que très peu de contenu fréquentiel entre 20 et 40 Hz (Figure 10.2-B) et ce, pour tous les athlètes testés, et puisque le contenu d'intérêt est principalement situé entre 1,5 et 2,5 Hz, une fréquence de coupure de 20 Hz a été choisie pour filtrer les données de position.

Note : S'il y avait un impact au moment de la phase de contact, le système d'acquisition actuel n'aurait pas été en mesure d'enregistrer ces données. En effet, le théorème d'échantillonnage de Nyquist-Shannon stipule que la fréquence d'acquisition doit être au minimum le double de la fréquence maximale contenue dans le signal. Actuellement, le système échantillonne à 1 000 Hz, ce qui signifie que notre contenu d'intérêt doit se trouver sous 500 Hz. Cette fréquence

permet d'enregistrer une donnée à toutes les 2 ms. La durée d'un impact est difficilement définissable, surtout dans le cas où, comme pour la poussée en fauteuil roulant, les deux masses (soit la main et le cerceau) restent unies après cet impact. Cependant, plusieurs études dans des sports tel que le baseball [115] affirme que le temps de contact entre la balle et le bâton est d'environ 2 ms à une vitesse d'impact de $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et de 1 ms à $11,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. En considérant alors que le temps d'impact de la main sur le cerceau peut se situer dans le même ordre de grandeur, on peut penser que le système d'acquisition actuel ne serait pas suffisamment rapide pour enregistrer des variations d'accélération au moment du contact entre la main et le cerceau.

10.1.2 Choix du type et de l'ordre de filtre

Le type de filtre choisi pour le filtrage des données de position est un filtre butterworth basse-bas d'ordre 2, utilisé avec la fonction Matlab *filtfilt*, ce qui résulte en un filtre d'ordre 4, avec une fréquence de coupure de 20 Hz. Ce filtre a été choisi puisqu'il offre un gain constant dans la bande passante (Figure 10.3). Bien que sa fréquence de coupure soit moins nette que d'autres types de filtre, un filtre butterworth de 4^e ordre a été considéré comme adéquat puisque la plage fréquentielle disponible, soit de 20 à 40 Hz (Figure 10.2-B), est suffisante pour éliminer le bruit causé par le calcul de la dérivée.

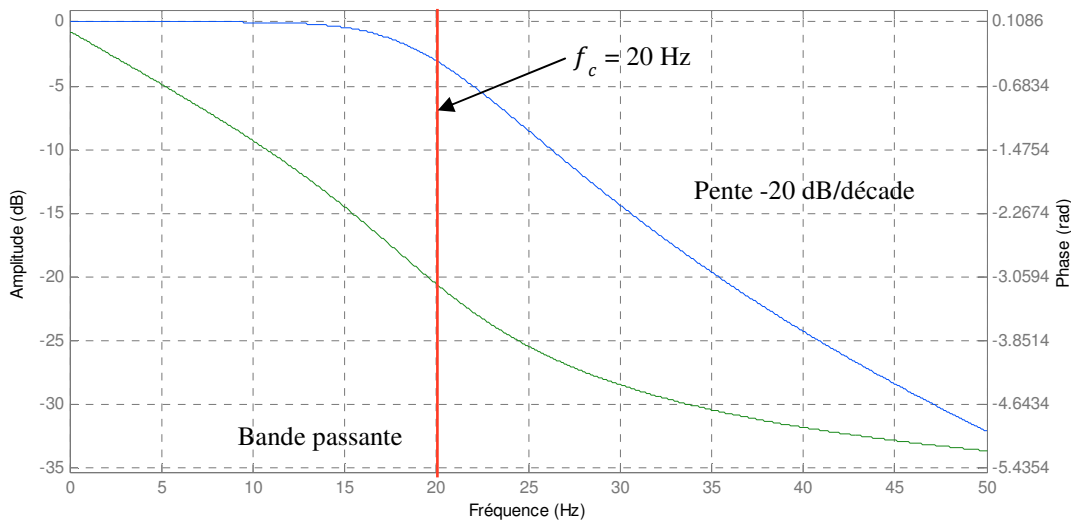


Figure 10.3 Réponse fréquentielle d'un filtre butterworth passe-bas ($f_c = 20 \text{ Hz}$ et $n=4$).

L'amplitude est en bleu (courbe du haut) et la phase en vert (courbe du bas).

Le filtre butterworth n'affecte pas la réponse temporelle du signal par la présence d'oscillations (« ringing ») (Figure 10.4) suivant une poussée effectuée par l'athlète. Pour effectuer cette vérification, le signal brut d'accélération a été filtré à l'aide d'un butterworth passe-bas ($f_c=20 \text{ Hz}$) en utilisant la fonction *filtfilt* (Figure 10.5). Puisque le signal brut d'accélération est beaucoup trop bruité pour le présenter dans un graphique, le même signal

filtré à l'aide d'un « moving average window » (MAV) de 50 échantillons par fenêtre est aussi présenté à titre comparatif (ce type de filtre n'affecte pas le signal temporel tel que le butterworth). On constate que les deux signaux sont semblables et que la baisse en amplitude de l'accélération suivant la poussée ne semble pas être causée par une oscillation causée par le filtre butterworth puisque le signal filtré à l'aide du MAV démontre la même tendance à la baisse.

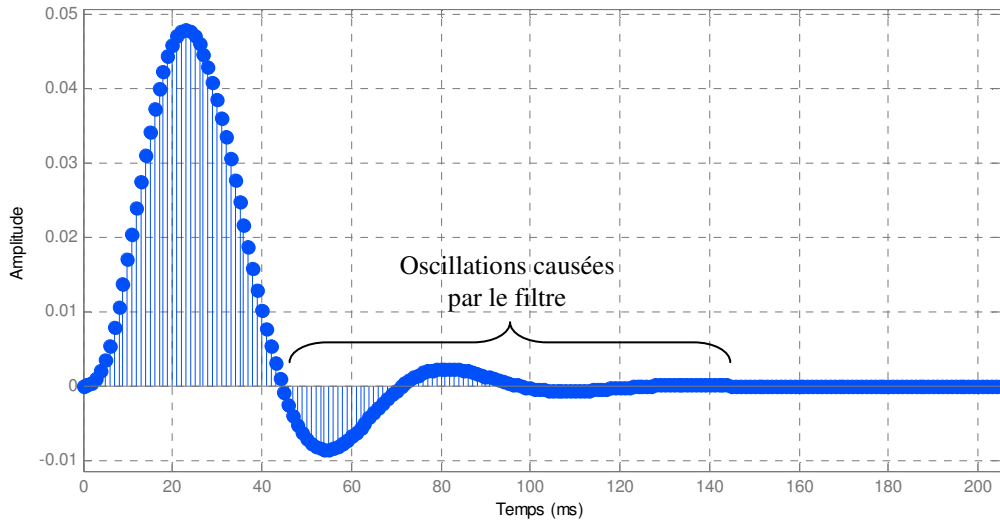


Figure 10.4 Réponse temporelle à une impulsion d'un filtre butterworth ($f_c = 20$ Hz et $n=2$).
On voit bien les oscillations causées par le filtre suivant l'impulsion.

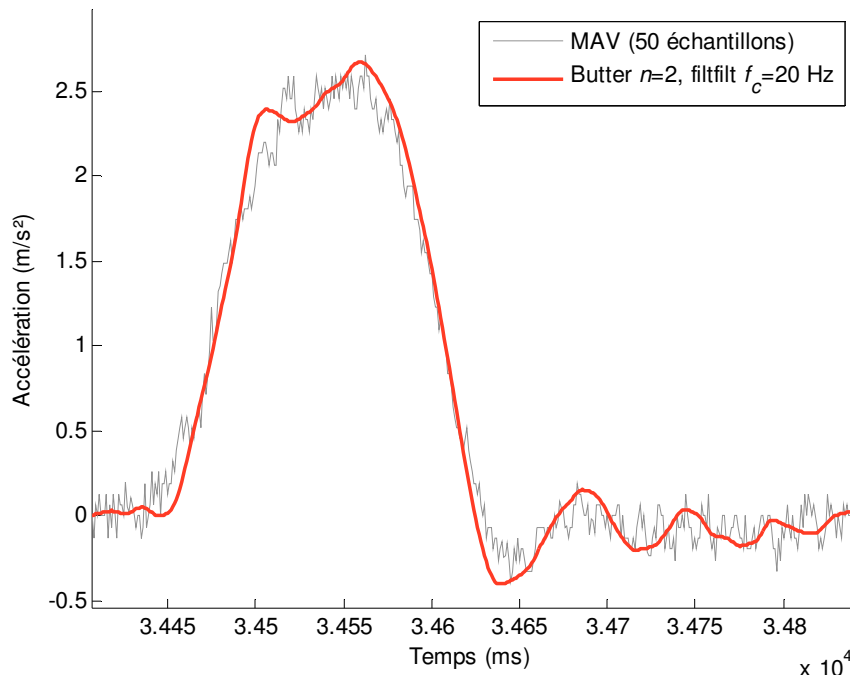


Figure 10.5 Comparaison entre un signal d'accélération filtré à l'aide d'un MAV et d'un filtre basse-pass butterworth ($f_c = 20$ Hz et $n=2$).

10.2 Force et puissance à partir des données de l'encodeur

La puissance produite par un athlète peut être exprimée par :

$$P = \tau_c \omega_R \quad (10.1)$$

où P est la puissance produite par l'athlète, τ_c est le couple de force produit par l'athlète au cerceau et ω_R est la vitesse angulaire de la roue arrière.

Un modèle dynamique (Figure 10.6) de la poussée permet d'exprimer cette puissance en fonction de données provenant de l'ergomètre.

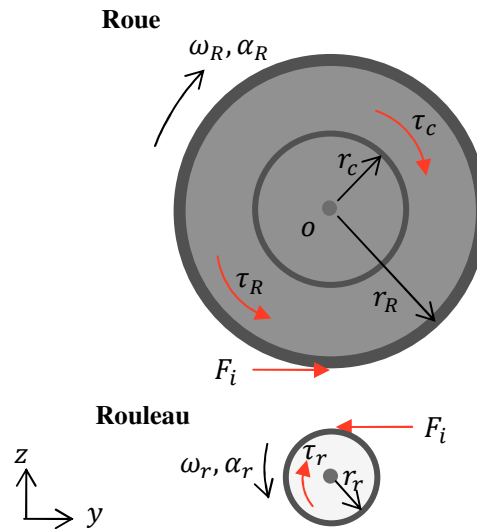


Figure 10.6 DCL effectué sur la roue arrière du fauteuil ainsi que sur le rouleau de l'ergomètre.
Se référer à la liste des symboles et abréviations pour le détail des variables.

La sommation des moments en x par à l'axe de la roue arrière (o) donne :

$$\sum M_{x/o} = \sum \bar{I} \alpha + \sum m \bar{a} d \quad (10.2)$$

$$F_i r_R + \tau_R - \tau_c = -\bar{I}_R \alpha_R \quad (10.3).$$

L'équation (10.3) permet d'isoler le couple que produit l'athlète au cerceau :

$$\tau_c = F_i r_R + \tau_R + \bar{I}_R \alpha_R \quad (10.4).$$

Le même exercice peut être effectué sur le volume de contrôle du rouleau (Figure 10.6) et la force entre la roue et le rouleau peut être isolée, de manière à obtenir :

$$F_i = \frac{\bar{I}_r \alpha_r + \tau_r}{r_r} \quad (10.5).$$

En combinant les équations (10.4) et (10.5) dans l'équation (10.1), on obtient la puissance que peut produire un athlète, telle que :

$$P = \left(I_R \alpha_R + I_r \alpha_r \frac{r_R}{r_r} + \left(\tau_r \frac{r_R}{r_r} + \tau_R \right) \right) \omega_R \quad (10.6).$$

Et puisque :

$$\omega_R r_R = \omega_r r_r \quad (10.7)$$

$$\alpha_R r_R = \alpha_r r_r \quad (10.8).$$

L'équation (10.6) peut se réécrire :

$$P = \left(I_R \alpha_r \left(\frac{r_r}{r_R} \right)^2 + I_r \alpha_r + \left(\tau_r \frac{r_r}{r_R} + \tau_R \right) \right) \omega_r \quad (10.9).$$

De plus, parce que les couples associés au frottement de la roue arrière et du rouleau (τ_R et τ_r) font partis de la même mesure expérimentale, ils seront notés τ_f tels que :

$$\tau_f = \tau_r \frac{r_r}{r_R} + \tau_R \quad (10.10).$$

L'équation (10.9) se simplifie alors telle que :

$$P = \left(I_R \alpha_r \left(\frac{r_r}{r_R} \right)^2 + I_r \alpha_r + \tau_f \right) \omega_r \quad (10.11).$$

Il est possible de simplifier davantage ce calcul en démontrant que l'inertie de la roue arrière et du rapport des rayons est très petite par rapport à l'inertie du rouleau :

$$I_R \omega_r \alpha_r \left(\frac{r_r}{r_R} \right)^2 \ll I_r \omega_r \alpha_r \rightarrow I_R \left(\frac{r_r}{r_R} \right)^2 \ll I_r \quad (10.12).$$

Connaissant les propriétés du rouleau et de la roue arrière (Tableau 10.1), il est possible d'estimer que le terme de gauche de l'équation (10.12) représente 1,16% du terme de droite :

$$I_R \left(\frac{r_r}{r_R} \right)^2 = 0,01 \text{ et } I_r = 0,86 \quad (10.13).$$

Soit : $\frac{0,01}{0,86} = 0,0116 \rightarrow 1,16\%$

Tableau 10.1 Données dimensionnement de la roue arrière du fauteuil et du rouleau de l'ergomètre.

⁽¹⁾ Estimation pour un cylindre mince. ⁽²⁾ Mesure expérimentale et validée à l'aide du logiciel SolidWorks.

	Roue arrière	Rouleau
Masse	1,095 kg	-
Rayon	0,35 m	0,135 m
Inertie	0,0671 kg·m ² ⁽¹⁾	0,86 kg·m ² ⁽²⁾

Par conséquent, l'inertie de la roue ainsi que le rapport des rayons peuvent être négligés. L'équation de la puissance produite par l'athlète devient alors :

$$P \cong (I_r \alpha_r + \tau_f) \omega_r \quad (10.14).$$

Et la force de l'athlète au rouleau peut être exprimée telle que :

$$F_i \cong I_r \alpha_r + \tau_f \quad (10.15).$$

10.3 Données des participants

Toutes les données recueillies lors de la première visite des athlètes au laboratoire sont inscrites dans les tableaux suivants.

Tableau 10.2 Informations générales concernant les athlètes ayant participé aux tests expérimentaux.
Dév. : développement.

Caractéristiques		1	2	3	4	Moyenne (écart-type)
Sexe	-	♂	♂	♂	♀	-
Classe	-	T54	T54	T54	T54	-
Niveau	-	Dév.	Élite	Élite	Élite	-
Années d'expérience	-	2	20	12	20	13,5 (8,5)
Âge (ans)	-	26	34	41	42	35,8 (7,4)
Masse (kg)	m_a	60	63	60	50,5	61,0 (1,7)
Grandeur (m)	L	1,80	1,29	1,80	1,62	1,63 (0,24)
Vitesse maximale estimée ($m \cdot s^{-1}$)	v_{max_e}	36,0	38,0	38,0	32,0	36,0 (2,8)

Tableau 10.3 Données de dimensionnement du fauteuil.

Caractéristiques		1	2	3	4	Moyenne (écart-type)
Rayons des roues arrières (m)	r_R	0,334	0,334	0,334	0,334	0,334 (0)
Rayons des cerceaux (m)	r_c	0,191	0,197	0,191	0,178	0,189 (0,008)
Longueur du fauteuil (m)	L_f	-	1,375	1,270	1,237	1,294 (0,072)
Largeur entre les cerceaux (m)	l_{ca}	0,519	0,508	0,482	0,488	0,499 (0,017)
Masse d'une roue arrière (kg)	m_R	1,195	1,195	1,195	1,195	1,195 (0)
Masse de la roue avant (kg)	m_A	0,42	0,42	0,42	0,42	0,42 (0)
Angulation des roues (°)	\angle_R	14	13	15	15	14,25 (0,967)

Tableau 10.4 Données anthropométrique des athlètes.

Caractéristiques		1	2	3	4	Moyenne (écart-type)
Largeur des épaules (m)	$l_{ép}$	0,430	0,437	0,399	0,326	0,398 (0,051)
Longueur du membre supérieur (m)	L_{ms}	0,650	0,680	0,690	0,610	0,658 (0,036)
Distance entre l'épaule et l'axe de la roue arrière, plan sagittal (m)	AE	0,654	0,711	0,724	0,655	0,681 (0,043)
Ratio membre supérieur sur distance épaule-cerceau	EC	0,993	0,956	0,953	0,960	0,965 (0,018)
Angle entre le membre supérieur et le sol, plan sagittal (°)	θ_{ms}	42,5	45,9	34,2	47,1	42,4 (5,8)
Angle entre le tronc et le au sol, plan sagittal (°)	θ_{ts}	16,6	16,0	0,0	6,0	9,7 (8,1)
Angle entre le tronc et le membre supérieur, plan transverse (°)	α_{lat}	5,3	4,3	3,5	-	4,4 (0,90)
Angle entre le tronc et le membre supérieur, plan sagittal (°)	β_{tms}	25,9	29,9	34,2	-	30,0 (4,15)

10.4 Modèle prédictif du temps de course au 100 m

L'objectif du modèle prédictif est de reproduire, dans un premier temps, les profils de vitesse en fonction de la distance et dans un deuxième temps, de déterminer la variation des différents paramètres du modèle nécessaire à la diminution du temps de course au 100 m de 4%, tel que mentionné au début du chapitre 1.

10.4.1 Simulation d'une course de 100 m

Le premier but du modèle prédictif est de reproduire les profils de vitesse en fonction de la distance (Figure 10.7-A) et du temps (Figure 10.7-B) pour une course de 100 m, à partir de divers paramètres physiologiques et temporels mesurés expérimentalement chez un athlète masculin classé T54 de l'équipe de développement, sur un ergomètre simulant des conditions de piste extérieure (voir Lessard, 2013 [101]).

Le modèle prédictif (Figure 10.8), programmé dans Matlab, est divisé en une boucle principale représentant la distance à parcourir d , ainsi qu'en deux sous-boucles, représentant respectivement les périodes de poussée et de recouvrement. La boucle principale s'effectue par incrément de dR , tant et aussi longtemps que la distance d n'est pas atteinte. La boucle représentant la période de poussée s'effectue pour un angle de poussée allant de 0 à PA par incréments de $d\theta$, tandis que la boucle de la période de recouvrement s'effectue pour un temps allant de 0 à RT , par incréments de dt . Les valeurs de PA et RT en fonction de la vitesse sont obtenus à partir de courbes expérimentales, tel qu'expliqué dans les paragraphes suivants.

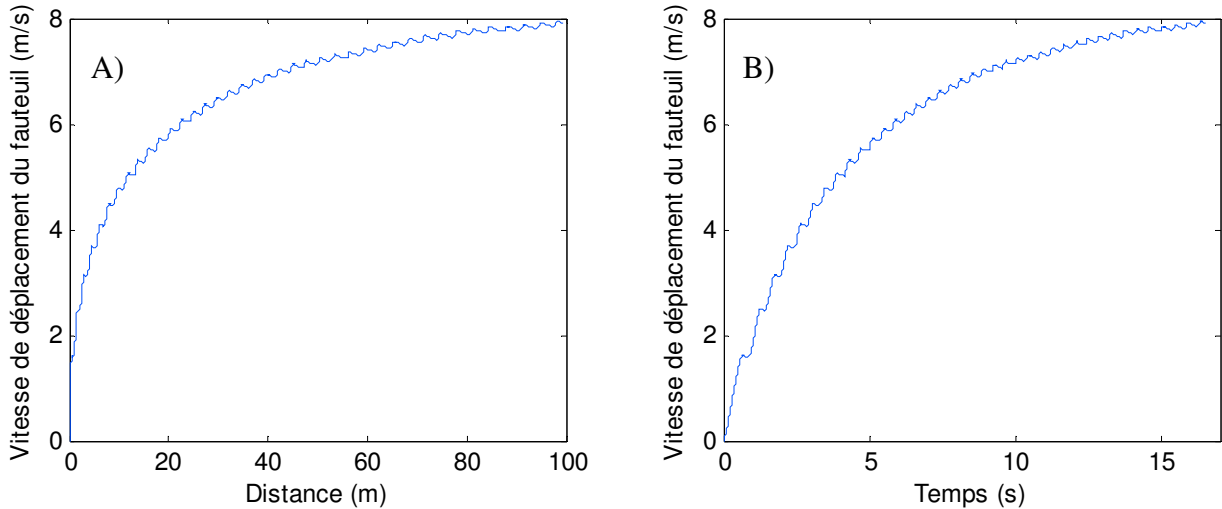


Figure 10.7 Vitesse de déplacement du fauteuil en fonction de A) la distance et B), du temps.
 Course de 100 m typique pour un athlète masculin T54 de l'équipe de développement obtenu sur ergomètre alors qu'on simulait des conditions de piste extérieure.

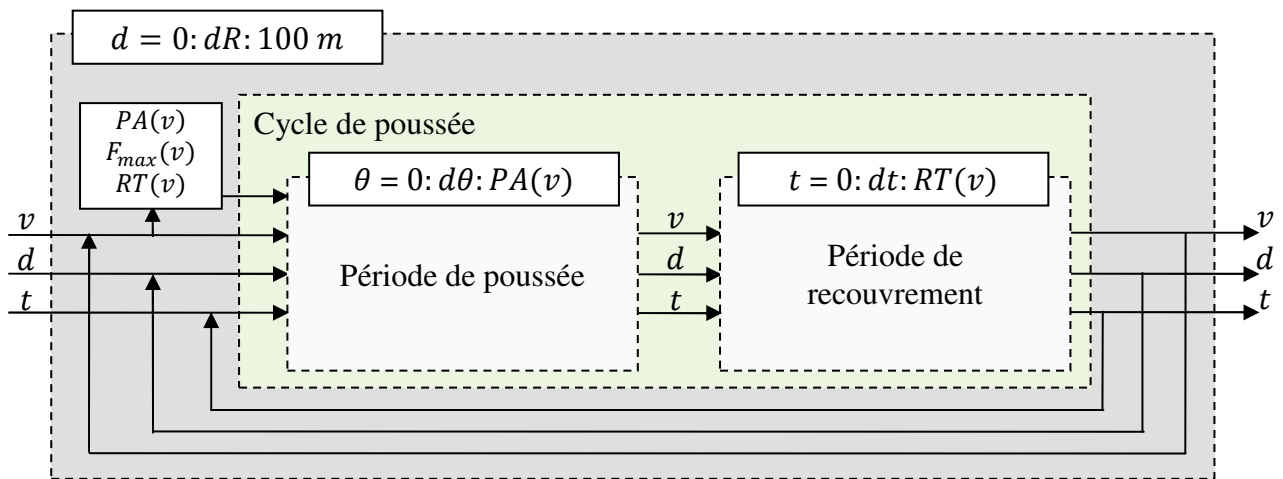


Figure 10.8 Schématisation du programme permettant de prédire les résultats d'un athlète au 100 m.

Pour cet athlète, les données d'angles de poussée (PA) en fonction de la vitesse (v) (Figure 10.9) peuvent être représentées par une fonction de type exponentielle selon l'équation suivante :

$$PA = ae^{-\left(\frac{v-b}{c}\right)^2} \quad (10.16)$$

où a , b et c sont les coefficients de la fonction. À partir de la boîte à outils *cftool* de Matlab, il est possible d'obtenir les coefficients a , b et c ainsi que le coefficient de détermination R^2 (Figure 10.9).

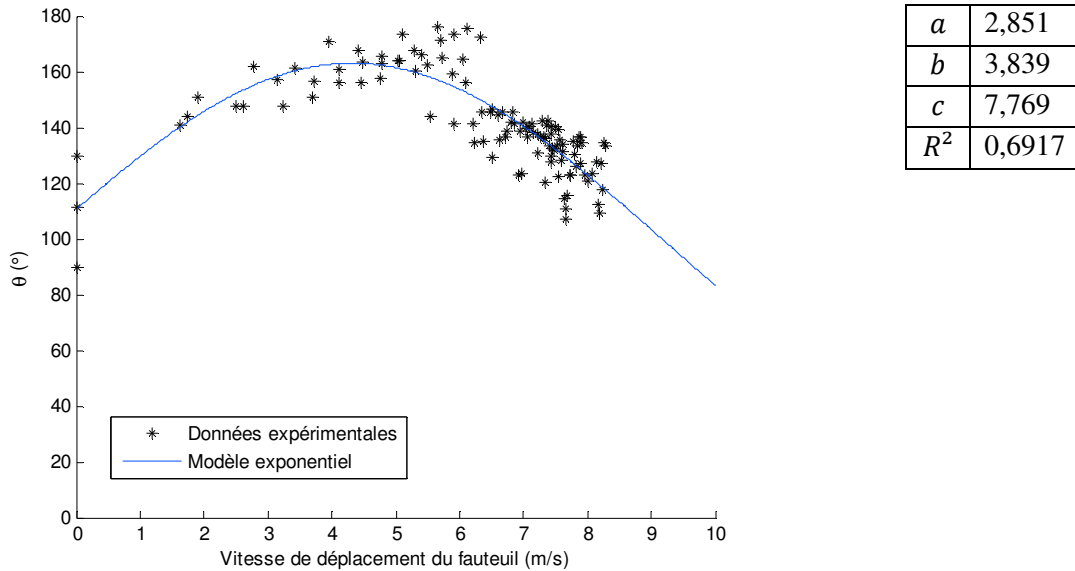


Figure 10.9 Étendue de la poussée en fonction de la vitesse.

Course de 100 m typique pour un athlète masculin T54 de l'équipe de développement obtenu sur ergomètre alors qu'on simulait des conditions de piste extérieure et représentation du modèle exponentiel.

De la même manière, la durée de la période de recouvrement (RT) en fonction de la vitesse (Figure 10.9) peut être obtenue à l'aide d'une fonction de puissance répondant à l'équation:

$$RT = av^b + c \tag{10.17}$$

où a , b et c sont les coefficients de la fonction. La boîte à outils *cftool* de Matlab donne les coefficients présentés à la Figure 10.10.

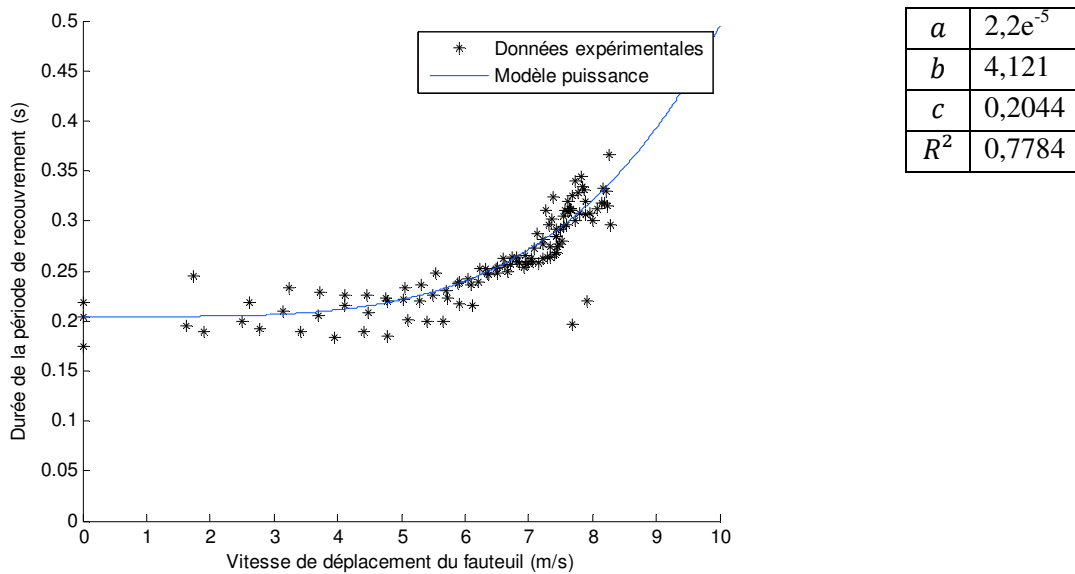


Figure 10.10 Durée de la période de recouvrement en fonction de la vitesse.

Course de 100 m typique pour un athlète masculin T54 de l'équipe de développement obtenu sur ergomètre alors qu'on simulait des conditions de piste extérieure et représentation du modèle exponentiel.

À l'intérieur de la première sous-boucle, soit pendant la période de poussée (Figure 10.8), le modèle créé dans Matlab estime l'accélération a pour chacun des degrés d'angles parcouru sur le cerceau ($d\theta$) pendant la période de poussée, telle que :

$$a = \frac{F_P - F_R - F_A}{m_t} \quad (10.18)$$

où F_P est la force de propulsion, F_A est la force aérodynamique, F_R est la force de résistance au roulement et m_t est la masse totale du système athlète-fauteuil.

Le calcul des forces aérodynamiques et de résistances s'effectuent telles que décrites aux équations (5.8) et (5.9) et reprises ici :

$$P_A = F_A v = \left(\frac{1}{2} \rho c_d A v^2 \right) v \quad (10.19)$$

$$P_R = F_R v = \left(m_t g (\mu_r + k_f v^2) \right) v \quad (10.20)$$

où P_A est la perte en puissance associée à la force aérodynamique, P_R est la perte en puissance associée à la force de frottement du pneu au sol, ρ est la densité de l'air, c_d est le coefficient de trainée, A est l'aire frontale de l'ensemble athlète-fauteuil, g est la constante gravitationnelle, μ_r est le coefficient de frottement dépendant du revêtement et de la pression des pneus (coefficient de résistance au roulement) et k_f est le coefficient d'influence de la vitesse sur la friction.

La force de propulsion (F_P) en fonction de la vitesse obtenues expérimentalement peuvent être modélisées à l'aide d'une sinusoïde d'amplitude F_{max} et d'une demi-période de $\pi \frac{\theta}{PA}$, telle que :

$$F_P = F_{max} \sin \left(\pi \frac{\theta}{PA} \right) \quad (10.21)$$

où F_{max} est la force maximale que peut produire l'athlète à une vitesse v donnée, PA est l'étendue de la poussée qu'atteint l'athlète pour cette vitesse et θ est l'endroit sur le cerceau où la force est calculée.

Les données de force maximale (F_{max}) que peuvent produire les athlètes en fonction de la vitesse peuvent être représentée par une fonction de type hyperbolique (Figure 10.11), tel que le suggère Hill [116] :

$$F_{max} = F_{iso} - \frac{(F_{iso} + a)v}{b + v} \quad (10.22)$$

où F_{iso} est la force isostatique de l'athlète mesurée expérimentalement et où a et b sont les coefficients de l'hyperbole obtenues à partir de la boîte à outils *cftool* de Matlab (Figure 10.11). Des modèles exponentiel ou polynomial auraient aussi pu être utilisés mais ces deux courbes ne coupent pas l'ordonnée au niveau de la force isostatique, ce qui influencerait

grandement la valeur de la force maximale lors de la première poussée et représentent moins bien la physiologie du muscle.

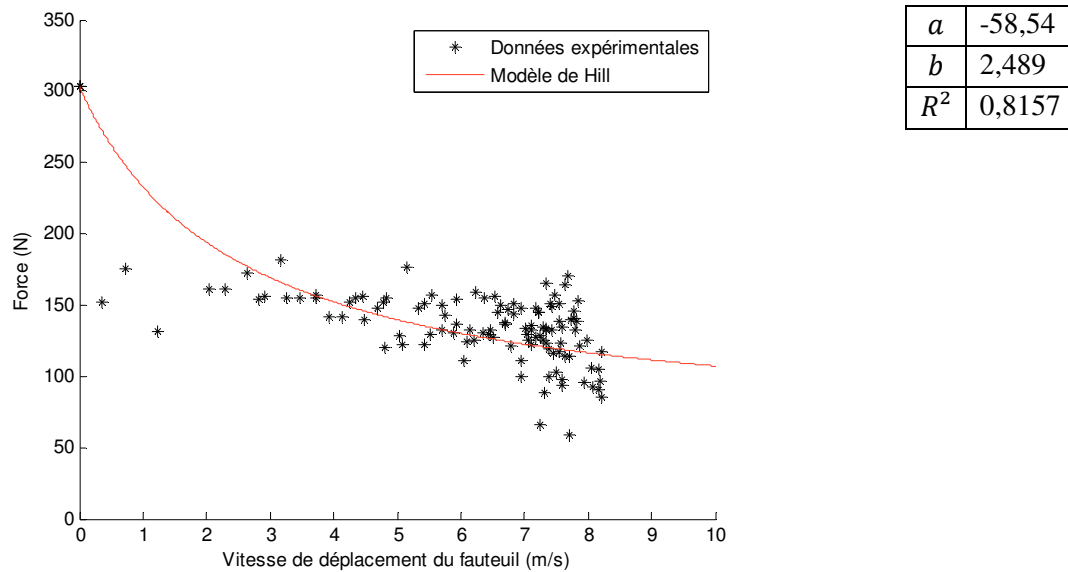


Figure 10.11 Force maximale en fonction de la vitesse.

Course de 100 m typique pour un athlète masculin T54 de l'équipe de développement obtenu sur ergomètre alors qu'on simulait des conditions de piste extérieure et représentation du modèle de Hill.

Le profil de la force de propulsion (équation (10.21)) peut alors être estimée à chacun des cycles de poussée à partir des données expérimentales de F_{max} et PA , tel qu'illustré à la Figure 10.12. La première poussée est tronquée puisqu'au moment du départ, l'athlète a déjà placé ses mains sur le cerceau et que la force initiale n'est pas nulle, contrairement aux poussées subséquentes. À partir de vidéo de l'athlète typique utilisé pour ce modèle, il a été estimé que la position de son gant au départ est à environ 35° par rapport à l'horizontal et que l'étendue de la poussée était d'environ 60° , résultant en un angle de sortie de 95° . On constate que l'amplitude de la force diminue avec l'augmentation du cycle de poussée et par conséquent, avec l'augmentation de la vitesse, tandis que l'étendue de la poussée diminue légèrement.

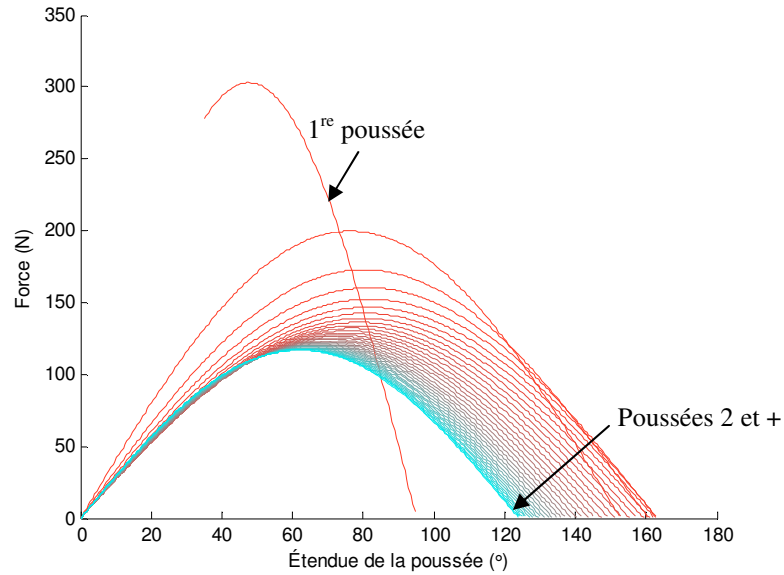


Figure 10.12 Profils de forces en fonction de l'étendue de la poussée obtenue à partir de l'équation (10.21).

Le premier cycle de poussée est illustré ici en rouge, tandis que le dernier cycle de poussée est représenté par une courbe turquoise.

Tant que la condition de fin de la boucle de la période de contact n'est pas atteinte, le programme calcule un nouveau pas de temps (dt), une nouvelle vitesse (v) ainsi qu'un nouveau temps (t), selon les équations suivantes :

$$dR = vdt + \frac{adt^2}{2} \rightarrow dt = \frac{-v + \sqrt{v^2 + 2adR}}{a} \quad (10.23)$$

$$v = v + adt \quad (10.24)$$

$$t = t + dt \quad (10.25)$$

où dR est la distance parcourue par la roue pendant un incrément de roue de $d\theta$. Les mêmes calculs s'effectuent pour la sous-boucle représentant la période de recouvrement, pour chacun des pas de temps (dt). Bien sûr, la force de propulsion F_p est nulle pendant cette période.

Les résultats obtenus à l'aide de ce modèle sont présentés au Tableau 10.5 ainsi qu'à la Figure 10.13. On constate dans un premier temps que la durée moyennes des 6 courses utilisées pour valider le modèle est de $15,90 \pm 0,66$ s, alors que le modèle prédit un temps de course de 15,92 s, soit une différence d'environ 0,13%. Cette faible différence permet de penser que le modèle prédictif est en mesure de simuler adéquatement une course d'une distance de 100 mètres. Cette affirmation est aussi appuyée par le fait que les données moyennes de vitesses maximales et d'accélération moyennes sont respectivement différentes de 0,07% et 3,95% par rapport au modèle prédictif.

Tableau 10.5 Comparaison entre les données expérimentales et le modèle prédictif au 100 m. Moyenne et écart-types (Moy (SD)) ⁽¹⁾ Moyennes effectuées pour 6 courses, dont 5 sur ergomètres représentant la piste, et une à l'extérieur mesurée à l'aide d'un GPS 5 Hz.

	Données expérimentales ⁽¹⁾	Données du modèle	Différence
Durée de la course (s)	15,90 (0,66)	15,92	+0,13%
Vitesse maximale (m·s⁻¹)	8,214 (0,37)	8,208	-0,07%
Accélération moyenne (m·s⁻²)	0,338 (0,20)	0,324	-3,95%

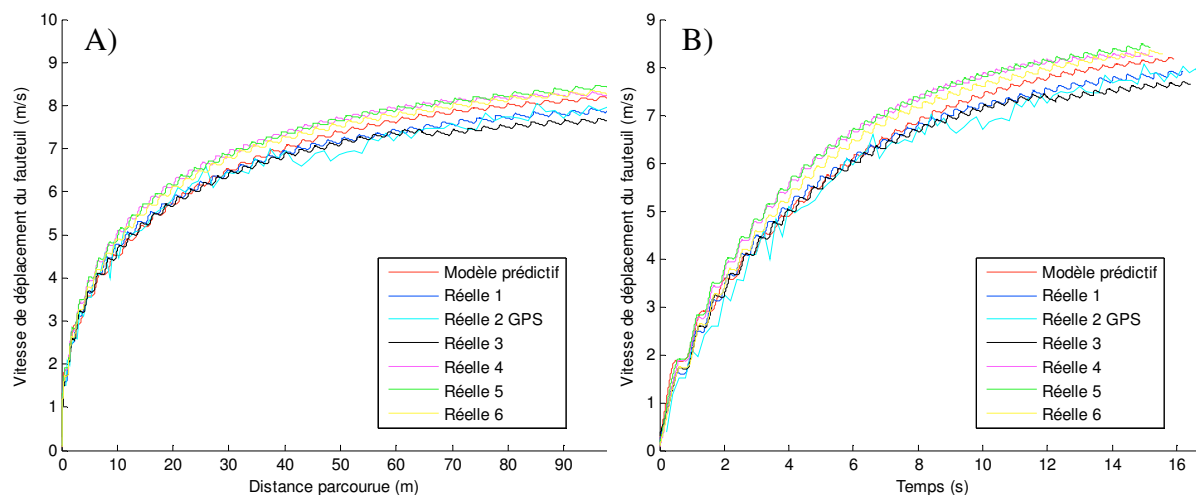


Figure 10.13 Vitesse de déplacement du fauteuil en fonction de A) la distance parcourue et B), du temps.

Comparaison pour 6 courbes réelles (5 obtenues sur ergomètres représentant la piste, et une obtenue sur une piste extérieure mesurée à l'aide d'un GPS 5 Hz) et une courbe provenant du modèle prédictif.

10.4.2 Influence des paramètres du modèle sur le temps de course

Le deuxième objectif du modèle prédictif est de déterminer la variation de différents paramètres physiques et physiologiques nécessaire à l'obtention d'une diminution de la durée de la course de 100 m de 4%, tel qu'estimé au chapitre 1 (Tableau 1.2). Le modèle validé ci-haut permet de modifier 5 de ces paramètres, soit (Figure 10.14) :

- l'étendue de la poussée (PA);
- la force (F_{max}) que produit l'athlète au cerceau;
- le temps de recouvrement (RT) et par conséquent, la fréquence de poussée;
- la masse totale du système athlète-fauteuil (m_T); et,
- l'aérodynamisme ($c_d A$) du système athlète-fauteuil.

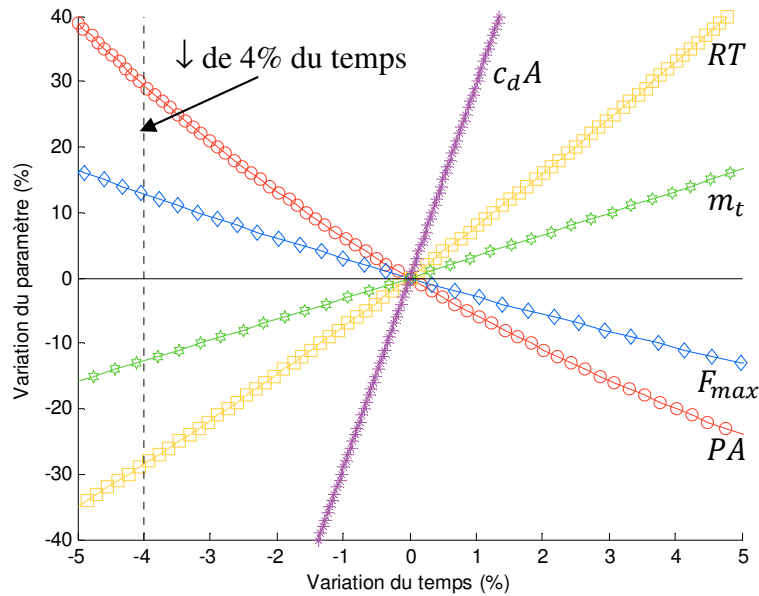


Figure 10.14 Variation des paramètres nécessaire à une diminution de la durée de la course de 4%.

Afin d’obtenir ces courbes, chacun des cinq paramètres est modifié individuellement dans le modèle prédictif de plus ou moins 65% autour de sa valeur nominale (le graphique ci-haut n’illustre que les variations situés à $\pm 40\%$ de la valeur nominale). La variation de chacun des paramètres par rapport à la courbe nominale influence les courbes simulées par le modèle prédictif telle qu’illustrée dans les figures qui suivent (Figure 10.15 à Figure 10.17). Il est possible par la suite d’obtenir la variation de chacun des paramètres nécessaires à une diminution du temps de course de 4% d’une épreuve de 100 m, telles que décrites au Tableau 10.6.

Tableau 10.6 Variation nécessaire à la diminution du temps de course de 4% lors d’une épreuve de 100 m pour chacun des 5 paramètres du modèle.

	PA	F_{max}	m_t	RT	c_dA
Variation (%)	+ 30	+ 12,6	-12,4	-28,8	-100

On constate (Tableau 10.6) que l’étendue de la poussée (PA) ainsi que la force maximale appliquée au cerceau pendant le cycle (F_{max}) doivent augmenter respectivement de 30 et 12,6% afin d’assurer une diminution du temps de course de 4%, tandis que la durée de la période de recouvrement, la masse ainsi que le coefficient d’aérodynamisme doivent diminuer de 28,8%, 12,4% et de plus de 100% respectivement afin d’obtenir la même diminution de temps.

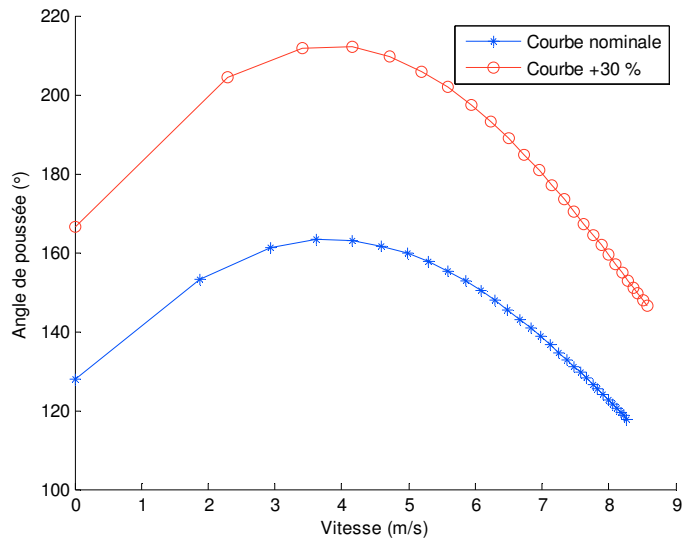


Figure 10.15 Influence de l'augmentation de l'angle poussée par cycle de 30% (courbe supérieure) sur la courbe longueur-vitesse du modèle prédictif (courbe inférieure).

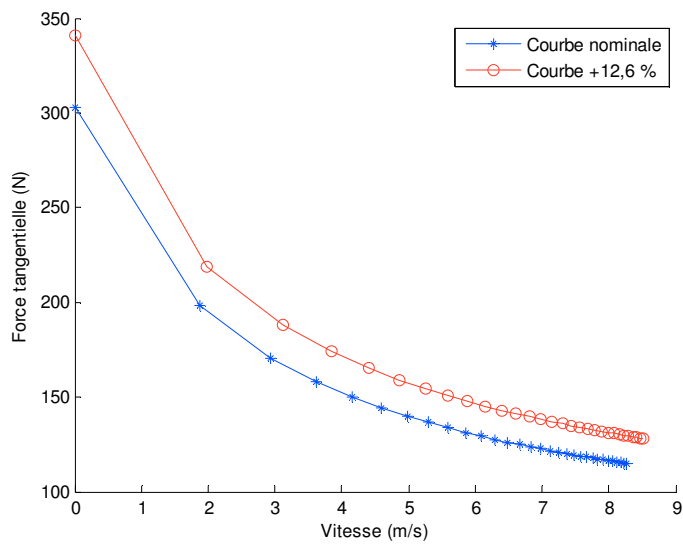


Figure 10.16 Influence de l'augmentation de la force maximale par cycle de 12,6% (courbe supérieure) sur la courbe force-vitesse du modèle prédictif (courbe inférieure).

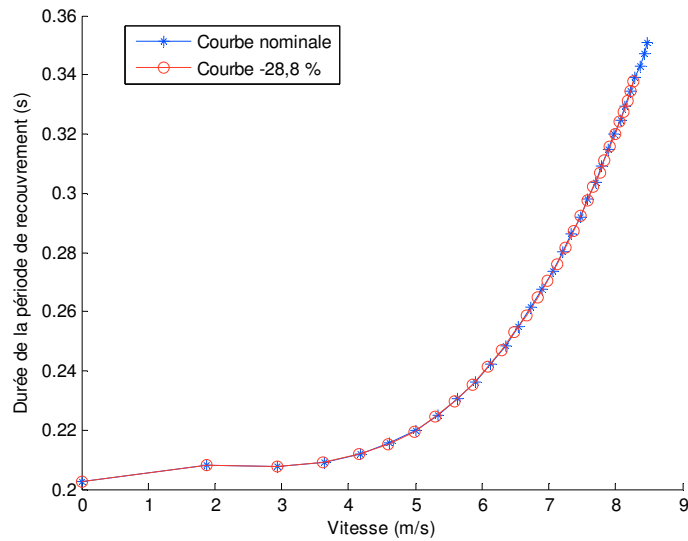


Figure 10.17 Influence de la diminution de la durée de la période de recouvrement de 28,8% (courbe ronds rouges) sur la courbe durée-vitesse du modèle prédictif (courbe étoiles bleues).

La variation de plus de 100% du paramètre d'aérodynamisme nécessaire à une baisse du temps de course au 100 m de 4% s'explique par le fait que l'épreuve étudiée en est une de courte distance, où les vitesses maximales ne sont atteintes que quelques secondes. On constate à cet effet que, à la Figure 10.18, l'annulation entière de la force aérodynamique à haute vitesse n'entraîne qu'une diminution de la force de résistance d'environ 10 N, ce qui n'est pas suffisant si l'on considère que l'augmentation de la force maximale produite à chaque cycle (Figure 10.16) doit être d'environ 20 N afin d'atteindre l'objectif de 4%.

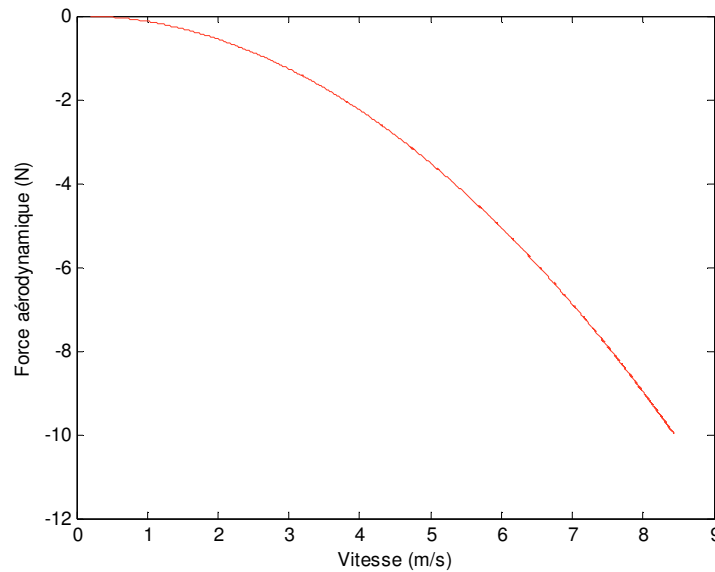


Figure 10.18 Forces aérodynamiques en fonction de la vitesse pour le modèle prédictif.

10.5 Pivotement arrière du fauteuil

Un modèle dynamique de la poussée permet de déterminer la force limite que peut produire un athlète avant qu'il y ait pivotement arrière du fauteuil. À partir du diagramme du corps libre illustré à la Figure 10.19, cette force peut être obtenue en effectuant une sommation des moments en x par rapport à l'axe de la roue arrière (o), telle que :

$$\sum M_{x/axe} = \sum \bar{I}\alpha + \sum m\bar{a}d \quad (10.26)$$

$$r_R F_P - y_{com} m_s g + L_f N_A = \bar{I}_s \alpha_s - \bar{I}_R \alpha_R - m_s \bar{a}_s z_{com} \quad (10.27)$$

où F_P est la force de propulsion produite par l'athlète mesurée au sol (N), N_A est la force de réaction sous la roue avant, L_f est la distance entre le moyeu avant et arrière dans le plan sagittal, r_R est le rayon de la roue arrière, m_s est la masse du système pivotant, soit l'athlète et le fauteuil moins les deux roues arrière, y_{com} et z_{com} sont la position du centre de masse du système athlète-fauteuil en y et z respectivement (voir section 10.8), \bar{I}_s est l'inertie du système pivotant, \bar{I}_R est l'inertie de la roue arrière, α_R est l'accélération angulaire des roues arrière, α_s est l'accélération angulaire du système athlète-fauteuil moins les deux roues arrière, et où \bar{a}_s et g sont respectivement l'accélération du centre de masse du système pivotant et l'accélération gravitationnelle. En première approximation, on suppose que le haut du corps de l'athlète ne bouge pas par rapport à la structure.

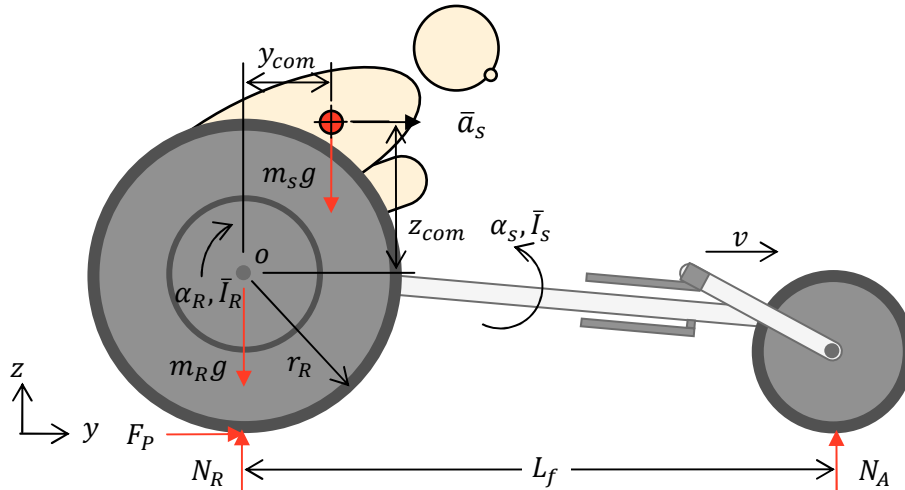


Figure 10.19 DCL effectué sur le système fauteuil-athlète.

Se référer à la liste des symboles et abréviations pour le détail des variables.

L'inertie de la roue arrière peut être estimée à partir de l'équation d'inertie d'un cylindre, soit :

$$\bar{I}_R = \frac{1}{2} m_R r_R^2 \quad (10.28)$$

où m_R est la masse d'une roue arrière.

Son accélération angulaire est :

$$\alpha_R = \frac{\bar{a}_R}{r_R} = \frac{\bar{a}_S}{r_R} \quad (10.29).$$

En considérant l'instant où la roue avant commence à décoller du sol pour simuler le début d'un pivotement du fauteuil ($N_A = 0$ et $\alpha_S = 0$), et on peut supposer que :

$$F_P = F_{lw} = m_t \bar{a}_S \quad (10.30)$$

où F_{lw} est la force limite avant que le fauteuil ne subisse le pivotement arrière.

En remplaçant les équations (10.28) à (10.30) dans l'équation (10.27), on trouve alors que l'accélération maximale que doit respecter l'athlète s'il ne veut pas perdre contact entre le sol et la roue avant. Celle-ci est donnée par :

$$\bar{a}_S \leq \frac{y_{com} g m_s}{z_{com} m_s - r_R m_R + r_R m_t} \quad (10.31)$$

Et puisque $\bar{a}_S = \frac{F_{lw}}{m_t}$ (10.30), on obtient la force limite (F_{lw}) que peut produire un athlète avant de produire un pivotement arrière de son fauteuil :

$$F_{lw} \leq m_t \frac{y_{com} g m_s}{z_{com} m_s - r_R m_R + r_R m_t} \quad (10.32).$$

10.6 Vitesse critique dans les virages

La vitesse critique à laquelle un athlète en fauteuil roulant peut renverser dans un virage sur une piste de 400 mètres peut se calculer en effectuant une sommation des moments en y par rapport à l'axe de la roue arrière du fauteuil (o), telle que (voir Figure 10.20 et Figure 10.21) :

$$\sum M_{y/o} = \sum \bar{I} \alpha + \sum m \bar{a} d \quad (10.33)$$

$$r' m_t g = (z_{axe} + z_{com}) m_t \bar{a}_c \cos \theta_R \quad (10.34)$$

où r' est la distance entre le centre de masse et l'axe de rotation dans le plan transverse, m_t est la masse totale du système, g est la constante gravitationnelle, z_{axe} est la distance en z entre le sol et l'axe de la roue, x_{com} , y_{com} et z_{com} sont les distances en x , y et z respectivement entre l'axe de la roue arrière droite du fauteuil et le centre de masse du système, \bar{a}_c est l'accélération centripète du centre de masse et θ_R est l'angle formé par l'axe des y et l'axe de la roue arrière. On suppose dans un premier temps que le centre de masse selon l'axe des x reste centré et donc que $x_{com} = 0$.

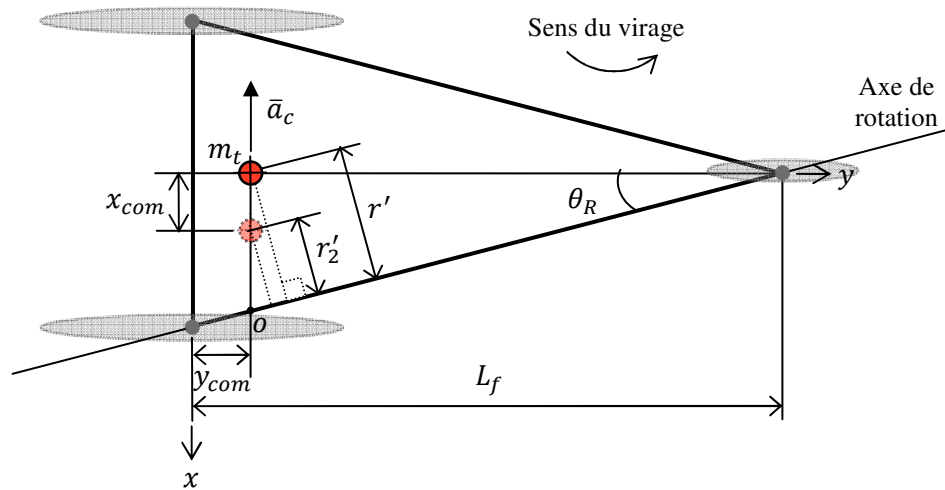


Figure 10.20 Illustration des variables permettant d'estimer la vitesse critique de renversement du fauteuil, dans le plan transverse.

Se référer à la liste des symboles et abréviations pour le détail des variables.

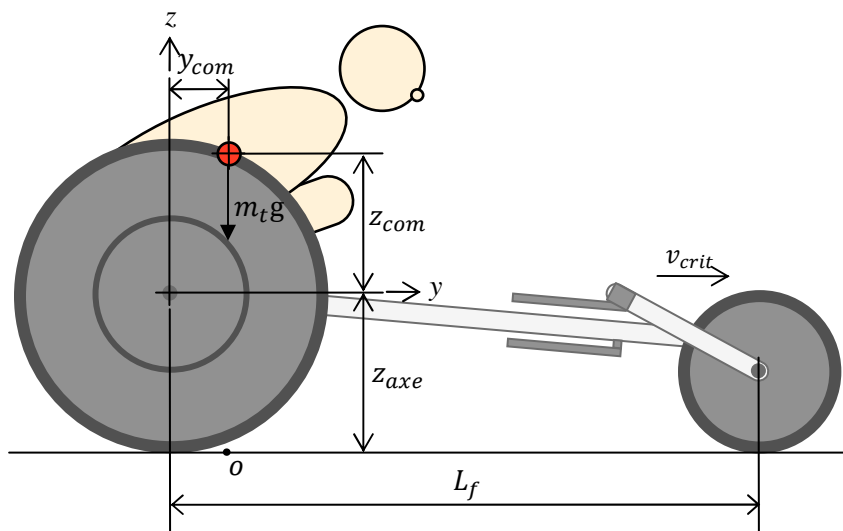


Figure 10.21 Illustration des variables permettant d'estimer la vitesse critique de renversement du fauteuil, dans le plan sagittal.

Se référer à la liste des symboles et abréviations pour le détail des variables.

Aussi, puisque :

$$r' = (L_f - y_{com}) \sin \theta_R \quad (10.35)$$

où L_f est l'empattement du fauteuil.

L'accélération centripète peut être réécrite telle que :

$$\bar{a}_c = \frac{v_{crit}^2}{\rho_p} \quad (10.36)$$

où v_{crit} est la vitesse critique à laquelle le fauteuil peut se renverser et ρ_p est le rayon de courbure de la piste, soit 36,8 m pour une piste de 400 m [117].

À l'aide des équations (10.35) et (10.36), l'équation (10.34) peut se réécrire de manière à obtenir :

$$v_{crit} = \sqrt{\rho_p g \frac{(L_f - y_{com})}{(z_{axe} + z_{com})} \tan \theta_R} \quad (10.37).$$

Ce modèle suppose que le centre de masse selon x reste au centre du fauteuil pendant le virage, ce qui n'est pas nécessairement vrai en réalité puisque le tronc et la tête peuvent être déportés vers l'extérieur pendant le virage si l'athlète ne fait pas attention ou s'il ne peut faire autrement à cause du type d'handicap. En réécrivant l'équation (10.34) en tenant compte de ce déplacement (se référer à la Figure 10.20) :

$$r'_2 m_t g = (z_{axe} + z_{com}) m_t \bar{a}_c \cos \theta_R \quad (10.38)$$

où :

$$r'_2 = r' - x_{com} \cos \theta_R \quad (10.39).$$

L'équation (10.37) peut alors être réécrite de manière à inclure le déplacement du centre de masse selon x :

$$v_{crit} = \sqrt{\rho_p g \frac{(L_f - y_{com}) \tan \theta_R - x_{com}}{(z_{axe} + z_{com})}} \quad (10.40).$$

Se référer à la section 10.8 pour l'estimation de la position du centre de masse en y et en z .

10.7 Glissement entre les roues et le sol

À partir du diagramme de corps libre de la roue arrière d'un fauteuil (Figure 10.22) et de la sommation des moments en x par rapport à l'axe et des forces en z , on peut établir la force maximale que peut produire un athlète afin d'éviter que la roue arrière ne glisse au sol au moment du départ :

$$\sum M_{x/axe} = 0 : F_P r_R - \mu_s N_R r_R = 0 \quad (10.41)$$

$$\sum F_z = 0 : N_R - m_t g = 0 \quad (10.42)$$

où F_P est la force mesurée au sol que produit l'athlète, où r_R est le rayon de la roue arrière du fauteuil, μ_s est le coefficient de frottement statique entre le pneu de la roue arrière et le sol, N_R

est la force normale sous la roue arrière, m_t est la masse totale du système et g est la constante gravitationnelle.

Afin d'éviter le glissement de la roue arrière au sol, la force F_P doit être inférieure à la force limite en glissement F_{lg} , et donc :

$$F_P = F_{lg} < \mu_s m_t g \quad (10.43).$$

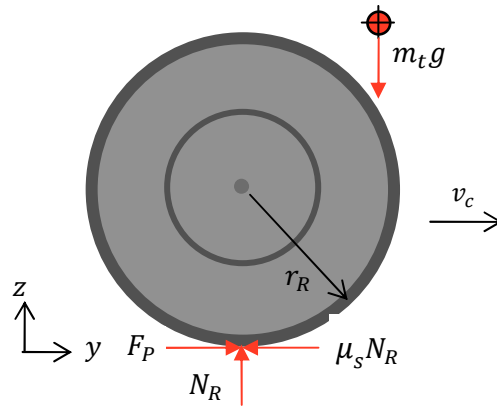


Figure 10.22 Diagramme de corps libre effectué sur la roue.

Se référer à la liste des symboles et abréviations pour le détail des variables.

10.8 Position du centre de masse du système athlète-fauteuil

Afin d'estimer la position du centre de masse du système athlète-fauteuil en y et en z , le système peut être divisé en trois sous-systèmes, soit l'athlète, le fauteuil et la roue avant (Figure 10.23). Puisque le centre de masse est calculé à partir de l'axe de la roue arrière, la masse de cette dernière n'influencera pas le calcul.

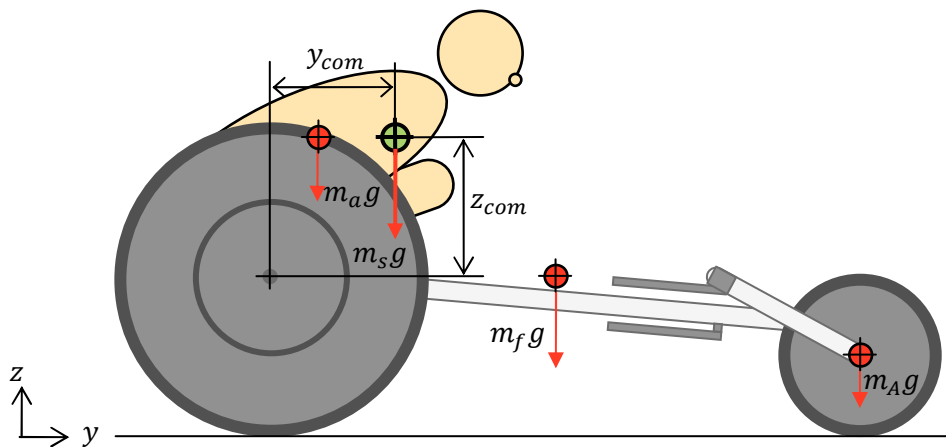


Figure 10.23 Illustration des centres de masses pour les trois différents sous-systèmes.

Se référer à la liste des symboles et abréviations pour le détail des variables.

10.8.1 Athlète

Le centre de masse de l'athlète par rapport à l'axe de la roue arrière peut être estimé à partir des données anthropométriques des athlètes et de leur positionnement dans leur fauteuil (Figure 10.24). Seules les données du tronc, de la tête et du cou sont utilisées dans le calcul. La masse des membres inférieurs est incluse à l'intérieure de la masse totale.

Puisque la position de l'épaule par rapport à l'axe de la roue arrière (y_{ep} , z_{ep}), la longueur du tronc (L_t) et son angle d'inclinaison par rapport au sol (θ_{ts}) sont connus, il est possible d'estimer la position des tubérosités ischiatiques (y_{ti} et z_{ti}) de l'athlète par rapport à l'axe (y_{axe} et z_{axe}) :

$$y_{ti} = y_{ep} - L_t \cos \theta_{ts} \quad (10.44)$$

$$z_{ti} = z_{ep} - L_t \sin \theta_{ts} \quad (10.45).$$

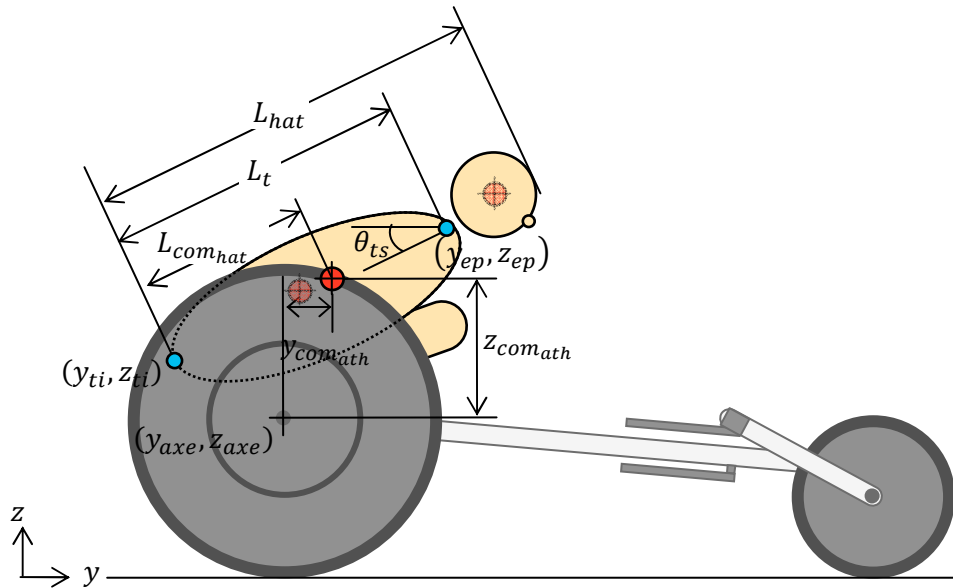


Figure 10.24 Illustration du déplacement du centre de masse de l'athlète dans son fauteuil.

Se référer à la liste des symboles et abréviations pour le détail des variables.

Le calcul de la position du centre de masse du tronc, du cou et de la tête nécessite de connaître la longueur entre les tubérosités et le dessus de la tête (L_{hat}). Cependant, les données anthropométriques mesurées chez les athlètes ne contiennent pas le cou et la tête; il est néanmoins possible d'estimer cette distance, connaissant la longueur du tronc (L_t), à l'aide des tables anthropométriques de Winter [61] :

$$L_t = 0,4970L \quad (10.46)$$

$$L_{hat} = 0,678L \quad (10.47)$$

$$L_{hat} = 1,36L_t \quad (10.48)$$

où L est la grandeur du sujet.

À l'aide des positions du centre de masse du tronc et de l'ensemble tête-cou données par les tables de Winter [61], la distance entre les tubérosités ischiatiques et le centre de masse de l'ensemble tronc-cou-tête ($L_{com_{hat}}$) peut être calculée telle que :

$$L_{com_{hat}} = 0,5L_t \frac{0,5m_a}{0,5m_a + 0,081m_a} + (L_t + 0,6L_{tc}) \frac{0,081m_a}{0,5m_a + 0,081m_a} \quad (10.49)$$

$$L_{com_{hat}} = 0,43L_t + 0,139(L_t + 0,6L_{tc}) \quad (10.50)$$

où m_a est la masse de l'athlète, L_{tc} est la longueur entre le dessus de la tête et l'acromion, soit $L_{tc} = L_{hat} - L_t$.

Finalement, il est possible d'estimer la position du centre de masse de l'athlète par rapport à l'axe arrière :

$$y_{com_{ath}} = y_{ti} + L_{com_{hat}} \cos\theta_{ts} \quad (10.51)$$

$$z_{com_{ath}} = z_{ti} + L_{com_{hat}} \sin\theta_{ts} \quad (10.52).$$

Pour un athlète typique possédant les caractéristiques présentées au Tableau 10.7, on peut estimer que son centre de masse se situe à environ (134, 257) mm de l'axe de la roue arrière.

Tableau 10.7 Caractéristiques anthropométriques et de configuration dans son fauteuil d'un athlète typique.

Variable	Valeurs estimées
(y_{ep}, z_{ep})	(352, 322) mm
L	1147 mm
L_t	570 mm
θ_{ts}	16,6°
(y_{ti}, z_{ti})	(-194, 159) mm
L_{hat}	778 mm
$L_{com_{hat}}$	342 mm

10.8.2 Fauteuil

La position du centre de masse d'un fauteuil d'athlétisme typique en y ($y_{com_{fau}}$), sans les roues, a été estimée en laboratoire à une distance de 342 mm de l'axe de la roue arrière. En z , on suppose qu'il est à la même hauteur que l'axe des roues arrières, donc $z_{com_{fau}}=0$.

10.8.3 Roue avant

Généralement, la roue avant d'un fauteuil est située à environ 1 250 mm de l'axe des roues arrière en y (y_{com_A}). En z , on néglige l'influence de la masse de la roue avant sur la position du centre de masse, donc $z_{com_A}=0$.

10.8.4 Global

La position globale du centre de masse en y et en z peut s'estimer à partir de l'équation suivante :

$$y_{com} = y_{com_{ath}} \frac{m_a}{m_s} + y_{com_{fau}} \frac{m_f}{m_s} + y_{com_A} \frac{m_A}{m_s} \quad (10.53)$$

$$z_{com} = z_{com_{ath}} \frac{m_a}{m_s} + z_{com_{fau}} \frac{m_f}{m_s} + z_{com_A} \frac{m_A}{m_s} \quad (10.54)$$

où m_a est la masse de l'athlète, m_f est la masse du fauteuil sans les roues avant et arrières, m_A est la masse de la roue avant et m_s est la masse totale du système moins les roues arrières.

Pour un athlète et un fauteuil typiques (Tableau 10.8), l'estimation de la position du centre de masse du système en y et en z par rapport à l'axe de la roue arrière est de (164, 257) mm.

Tableau 10.8 Données mesurées de masse et position du centre de masse global.

Variable	Valeurs mesurées
m_a	63 kg
m_f	8,2 kg
m_A	0,42 kg
m_s	71,6 kg

10.9 Étude expérimentale : résultats et discussion

10.9.1 Vitesses maximales et travaux normalisés

Tableau 10.9 Moyenne (écart-type) de la vitesse et du travail normalisés pour différents ratios de $EC_{ép}$. n = nombre d'échantillons. *configuration nominale.

Ath.	$EC_{ép}$	v_{max}	W/t (J/s)	$W/cycle$ (J/cyc)	n	Contraste
1	0,918	0,937 (0,014) ^{1,2,3}	0,838 (0,120)	0,918 (0,057)	4	¹ $p=0,004$, ² $p=0,005$, ³ $p=0,014$
	0,968	0,986 (0,011) ¹	0,810 (0,031)	0,923 (0,048)	4	
	0,990*	0,984 (0,014) ²	0,874 (0,071)	0,953 (0,026)	4	
	1,018	0,978 (0,020) ³	0,925 (0,061)	0,950 (0,052)	4	
2	0,881	0,924 (0,032) ^{1,2,3,4}	0,935 (0,045)	0,954 (0,051)	4	¹ $p=0,001$, ² $p=0,002$, ³ $p=0,001$, ⁴ $p<0,0001$
	0,931	0,983 (0,004) ¹	0,912 (0,062)	0,914 (0,062)	5	
	0,956*	0,991 (0,013) ²	0,960 (0,035)	0,926 (0,019)	3	
	0,981	0,977 (0,023) ³	0,916 (0,094)	0,905 (0,109)	5	
	1,031	0,987 (0,009) ⁴	0,888 (0,041)	0,897 (0,050)	8	
3	0,875	0,860 (0,029) ^{1,2}	0,698 (0,061) ^{3,4,5}	0,683 (0,088) ^{9,10,11}	4	¹ $p=0,032$, ² $p=0,062$, ³ $p=0,015$, ⁴ $p=0,029$, ⁵ $p=0,045$, ⁶ $p=0,008$, ⁷ $p=0,013$, ⁸ $p=0,019$,
	0,928	0,969 (0,059) ¹	0,939 (0,081) ^{3,6}	0,945 (0,039) ^{9,12}	4	
	0,953*	0,980 (0,016) ²	0,966 (0,008) ^{4,7}	0,955 (0,036) ^{10,13}	2	

Ath.	$EC_{ép}$	v_{max}	W/t (J/s)	$W/cycle$ (J/cyc)	n	Contraste
	0,978	0,949 (0,013)	0,903 (0,073) ^{5,8}	0,942 (0,054) ^{11,14}	4	⁹ $p=0,001$, ¹⁰ $p=0,002$, ¹¹ $p=0,001$, ¹² $p=0,010$, ¹³ $p=0,021$, ¹⁴ $p=0,011$
	1,028	0,855 (0,070)	0,617 (0,162) ^{6,7,8}	0,719 (0,028) ^{12,13,14}	2	
4	0,935	0,970 (0,009)	0,923 (0,051)	0,925 (0,047)	6	
	0,960*	0,975 (0,019)	0,975 (0,032)	0,972 (0,029)	6	
	0,985	0,982 (0,011)	0,970 (0,021)	0,954 (0,027)	6	
	1,010	0,980 (0,021)	0,944 (0,026)	0,932 (0,035)	6	

Tableau 10.10 Moyenne (écart-type) de la vitesse et du travail normalisés pour différents ratios de EC_{cerc} . n = nombre d'échantillons. *configuration nominale.

Ath.	EC_{cerc}	\emptyset_{cerc} (po)	v_{max}	W/t (J/s)	$W/cycle$ (J/cyc)	n
1 Jour 1	0,983*	14,75	0,871 (0,023)	0,777 (0,105)	0,829 (0,089)	4
	0,993	14,0	0,949 (0,037)	0,854 (0,238)	0,843 (0,237)	4
1 Jours 2-3	0,993*	14,0	0,972 (0,012)	0,954 (0,040)	0,956 (0,038)	8
	1,002	13,5	0,983 (0,018)	0,941 (0,038)	0,923 (0,037)	8
3	0,953*	15,0	0,966 (0,008)	0,869(0,125)	0,879(0,052)	4
	0,961	14,5	0,988(0,008)	0,915(0,070)	0,959(0,042)	4
4	0,960*	14,0	0,957 (0,023)	0,943 (0,050)	0,942 (0,042)	4
	0,970	13,5	0,976 (0,017)	0,978 (0,015)	0,946 (0,012)	4

Tableau 10.11 Moyenne (écart-type) de la vitesse et du travail normalisés pour différents ratios de α_{lat} . n = nombre d'échantillons. *configuration nominale.

Ath.	α_{lat} (°)	v_{max}	W/t (J/s)	$W/cycle$ (J/cyc)	n	Contraste
1	5,31*	1,000 (0,001) ¹	0,962 (0,054)	0,996 (0,005)	2	¹ $p=0,013$, ² $p=0,044$, ³ $p=0,082$
	6,56	0,953 (0,032) ²	0,845 (0,212)	0,926 (0,093)	2	
	7,81	0,932 (0,035) ³	0,761 (0,031)	0,865 (0,008)	2	
	9,06	0,832 (0,007) ^{1,2,3}	0,773 (0,033)	0,782 (0,017)	2	
2	4,30*	1,000	0,773	0,956	1	
	5,55	0,983	1,000	1,000	1	
	6,80	0,980	0,883	0,886	1	
	8,05	0,953	0,933	0,971	1	
3	3,50*	0,974 (0,018) ¹	0,944 (0,048) ³	0,952 (0,053) ⁴	9	¹ $p<0,0001$, ² $p<0,0001$, ³ $p=0,038$, ⁴ $p=0,035$
	4,75	0,970 (0,025) ²	0,894 (0,078)	0,932 (0,048)	8	
	6,00	0,910 (0,034) ^{1,2}	0,832 (0,118) ³	0,848 (0,118) ⁴	8	

Tableau 10.12 Moyenne (écart-type) de la vitesse et du travail normalisés pour différents ratios de β_{tms} .
n = nombre d'échantillons. *configuration nominale.

Ath.	β_{tms} (°)	v_{max}	W/t (J/s)	$W/cycle$ (J/cyc)	<i>n</i>	Contraste
1	23,4	0,968 (0,019)	0,930 (0,150)	0,933 (0,053)	4	
	25,9*	0,971 (0,011)	0,925 (0,110)	0,922 (0,038)	4	
	28,4	0,978 (0,025)	0,830 (0,034)	0,931 (0,046)	4	
	30,9	0,992 (0,017)	0,871 (0,082)	0,913 (0,056)	4	
2	26,1	0,982 (0,020)	0,912 (0,052)	0,933 (0,050)	3	
	28,6	0,982 (0,007)	0,942 (0,051)	0,938 (0,029)	3	
	29,9*	0,993 (-)	0,995 (-)	1,000 (-)	1	
	31,1	0,999 (0,001)	0,928 (0,032)	0,920 (0,027)	3	
	34,9	0,975 (0,007)	0,940 (0,052)	0,946 (0,047)	3	
3	31,7	0,992 (0,002) ¹	0,911 (0,112)	0,891 (0,055)	4	¹ <i>p</i> =0,06, ² <i>p</i> =0,068
	34,2*	0,992 (0,011) ²	0,922 (0,048)	0,950 (0,036)	4	
	36,7	0,974 (0,010) ^{1,2}	0,907 (0,048)	0,910 (0,039)	4	

10.9.2 Analyse statistiques par modèles mixtes

Cette étude a été effectuée par Lise Trottier, statisticienne au Centre de recherche sur le vieillissement de Sherbrooke. Pour les trois paramètres dont une analyse par modèle mixte a été effectuée, les équations suivantes ont été utilisées :

Modèle à effets fixes et aléatoires

Level-1 model : $x_{ij} = \beta_{0j} + \beta_{1j} * yc_{ij} + \beta_{2j} * yc_{ij}^2 + r_{ij}$

Level-2 model : $\beta_{0j} = \gamma_{00} + u_{0j}$

$\beta_{1j} = \gamma_{10} + u_{1j}$

$\beta_{2j} = \gamma_{20} + u_{2j}$

Mixed model : $x_{ij} = \gamma_{00} + \gamma_{10} * yc_{ij} + \gamma_{20} * yc_{ij}^2 + u_{0j} + u_{1j} * yc_{ij} + u_{2j} * yc_{ij}^2 + r_{ij}$

Modèle à effets fixes

Level-1 model : $x_{ij} = \beta_{0j} + r_{ij}$

Level-2 model : $\beta_{0j} = \gamma_{00} + u_{0j}$

Mixed model : $x_{ij} = \gamma_{00} + u_{0j} + r_{ij}$

Paramètre $EC_{\acute{e}p}$

La variable y est centrée à 0.96519 (modèle mixte HLM) et on utilise $yc = (y - 0.96519)$ et $yc^2 = (y - 0.96519)^2$ au lieu de y et y^2 . Cela produit un déplacement vers la gauche. Voici les résultats obtenus.

Tableau 10.13 Estimation final des effets fixes.

Fixed Effect	Coefficient	Standard error	t-ratio	Approx. d.f.	p-value
For INTRCPT1, β_0					
INTRCPT2, γ_{00}	0,978998	0,004983	196,455	3	<0,001
For CONFIG slope, β_1					
INTRCPT2, γ_{10}	0,053696	0,223380	0,240	3	0,826*
For CONFIG2 slope, β_2					
INTRCPT2, γ_{20}	-9,274932	3,731927	-2,485	3	0,089

* γ_{10} n'est pas significatif puisqu'il est près de 0. Dans un modèle non-centré, il pourrait être significatif.

Tableau 10.14 Estimation final des composantes de variance.

Random Effect	Standard Deviation	Variance Component	d.f.	χ^2	p-value
INTRCPT1, u_0	0,00706	0,00005	2	4,15751	0,123
CONFIG slope, u_1	0,42801	0,18320	2	35,71038	<0,001
CONFIG2 slope, u_2	6,99105	48,87472	2	28,27099	<0,001
level-1, r	0,02236	0,00050			

Le modèle à effets fixe et aléatoire donne une variance de $\sigma_{avec\ effet}^2 = 0,00050$, tandis que le modèle fixe, c'est-à-dire où l'on fixe une moyenne par sujet, donne quant à lui une variance de $\sigma_{sans\ effet}^2 = 0,00124$. À partir de ces données, il est possible d'estimer un pseudo- R^2 tel que :

$$R^2 = \frac{\sigma_{sans\ effet}^2 - \sigma_{avec\ effet}^2}{\sigma_{sans\ effet}^2} = \frac{0,00124 - 0,0005}{0,00124} = 0,600 \quad (10.55)$$

Paramètre α_{lat}

Tableau 10.15 Estimation final des effets fixes.

Fixed Effect	Coefficient	Standard error	t-ratio	Approx. d.f.	p-value
For INTRCPT1, β_0					
INTRCPT2, γ_{00}	0,987503	0,003191	309,458	2	<0,001
For CONFIG slope, β_1					
INTRCPT2, γ_{10}	0,000109	0,000563	0,193	2	0,865
For CONFIG2 slope, β_2					
INTRCPT2, γ_{20}	-0,000449	0,000143	-3,140	2	0,088

Tableau 10.16 Estimation final des composantes de variance.

Random Effect	Standard Deviation	Variance Component	d.f.	χ^2	p-value
INTRCPT1, u_0	0,00023	0,00000	2	0,95359	>0,500
CONFIG slope, u_1	0,00006	0,00000	2	2,54224	0,280
CONFIG2 slope, u_2	0,00001	0,00000	2	3,05223	0,216
level-1, r	0,01467	0,00022			

Le modèle à effets fixe et aléatoire donne une variance de $\sigma_{avec\ effet}^2 = 0,00022$, tandis que le modèle fixe, c'est-à-dire où l'on fixe une moyenne par sujet donne quant à lui une variance de $\sigma_{sans\ effet}^2 = 0,0022$. À partir de ces données, il est possible d'estimer un pseudo- R^2 tel que :

$$R^2 = \frac{\sigma_{sans\ effet}^2 - \sigma_{avec\ effet}^2}{\sigma_{sans\ effet}^2} = \frac{0,0022 - 0,00022}{0,0022} = 0,900 \quad (10.56)$$

Paramètre β_{tms}

Tableau 10.17 Estimation final des effets fixes.

Fixed Effect	Coefficient	Standard error	t-ratio	Approx. d.f.	p-value
For INTRCPT1, β_0					
INTRCPT2, γ_{00}	0,987503	0,003191	309,458	2	<0,001
For CONFIG slope, β_1					
INTRCPT2, γ_{10}	0,000109	0,000563	0,193	2	0,865
For CONFIG2 slope, β_2					
INTRCPT2, γ_{20}	-0,000449	0,000143	-3,140	2	0,088

Tableau 10.18 Estimation final des composantes de variance.

Random Effect	Standard Deviation	Variance Component	d.f.	χ^2	p-value
INTRCPT1, u_0	0,00023	0,00000	2	0,95359	>0,500
CONFIG slope, u_1	0,00006	0,00000	2	2,54224	0,280
CONFIG2 slope, u_2	0,00001	0,00000	2	3,05223	0,216
level-1, r	0,01467	0,00022			

Le modèle à effets fixe et aléatoire donne une variance de $\sigma_{avec\ effet}^2 = 0,00022$, tandis que le modèle fixe, c'est-à-dire où l'on fixe une moyenne par sujet donne quant à lui une variance de $\sigma_{sans\ effet}^2 = 0,00026$. À partir de ces données, il est possible d'estimer un pseudo- R^2 tel que :

$$R^2 = \frac{\sigma_{sans\ effet}^2 - \sigma_{avec\ effet}^2}{\sigma_{sans\ effet}^2} = \frac{0,00026 - 0,00022}{0,00026} = 0,154 \quad (10.57)$$

Variation de la vitesse et variation de la configuration associée

La variation de vitesse revient à calculer la différence entre la plus grande et la plus petite vitesse atteinte divisé par la moyenne de ces deux valeurs, telle que :

$$\Delta\%v = \frac{\max(v_{max}) - \min(v_{max})}{(\max(v_{max}), \min(v_{max}))} \times 100 \quad (10.58)$$

Pour ces deux valeurs de vitesses, il est possible de déterminer la variation de configuration requise nécessaire à produire une telle variation de vitesse, telle que :

$$\Delta\%conf = \frac{EC_{ép}(\max(v_{max})) - EC_{ép}(\min(v_{max}))}{(EC_{ép}(\max(v_{max})), EC_{ép}(\min(v_{max})))} \times 100 \quad (10.59)$$

Tableau 10.19 Variation moyenne entre les vitesses maximales et minimales atteintes ($\Delta\%v$) pour une configuration et variation de la configuration associée ($\Delta\%conf$), pour tous les athlètes et les paramètres testés.

Ath.		$EC_{ép}$		EC_{cerc}		α_{lat}		β_{tms}	
		$\Delta\%v$	$\Delta\%conf$	$\Delta\%v$	$\Delta\%conf$	$\Delta\%v$	$\Delta\%conf$	$\Delta\%v$	$\Delta\%conf$
1	Min	0,918	0,937	0,983	0,871	0,832	9,06	0,968	23,4
	Max	0,968	0,986	0,993	0,949	1	5,31	0,992	30,9
	$\Delta\%$	-5,30%	-5,10%	-1,01%	-8,57%	-18,34%	52,19%	-2,45%	-27,62%
1 (Jours 2-3)	Min			0,993	0,972				
	Max			1,002	0,983				
	$\Delta\%$			-0,90%	-1,13%				
2	Min	0,881	0,924			0,953	8,05	0,982	26,1
	Max	0,956	0,991			1	4,3	0,999	31,1
	$\Delta\%$	-8,17%	-7,00%			-4,81%	60,73%	-1,72%	-17,48%
3	Min	1,028	0,855	0,953	0,966	0,91	6	0,974	36,7
	Max	0,953	0,98	0,961	0,988	0,974	3,5	0,992	34,2
	$\Delta\%$	7,57%	-13,62%	-0,84%	-2,25%	-6,79%	52,63%	-1,83%	7,05%
4	Min	0,935	0,97	0,96	0,957				
	Max	0,985	0,982	0,97	0,976				
	$\Delta\%$	-5,21%	-1,23%	-1,04%	-1,97%				
Moyenne		5,25%	5,39%	0,76%	2,78%	5,99%	33,11%	1,20%	10,43%
Écart-type		3,22%	5,40%	0,43%	3,35%	7,52%	30,42%	1,13%	11,98%

10.10 Modèle énergétique

Le membre supérieur est modélisé dans le plan sagittal comme un double pendule passif rattaché à l'épaule et qui fixe dans l'espace (Figure 10.25). On suppose qu'au moment du contact, la vitesse du gant est identique à celle du cerceau, en grandeur et en direction. Une

fois le contact établi, on suppose qu'aucune force musculaire n'est appliquée par le membre supérieur pendant la poussée et que le contact entre le gant et le cerceau est idéal (c'est-à-dire sans perte et à rotule).

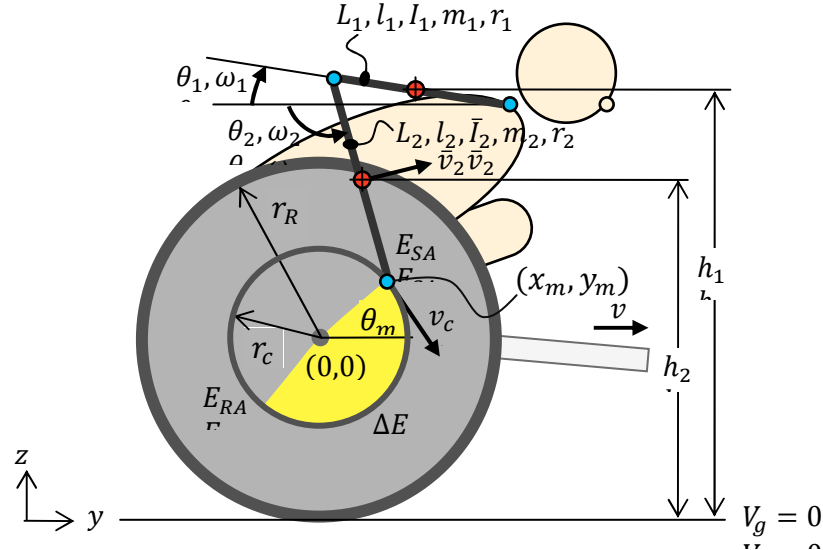


Figure 10.25 Illustration de l'athlète dans son fauteuil, dans le plan sagittal, utilisé pour le modèle énergétique. On considère le membre supérieur comme un double pendule fixé à l'épaule.

Se référer à la liste des symboles et abréviations pour le détail des variables.

Les calculs et optimisations de ce modèle ont été fait à l'aide d'un programme *Matlab* disponible à l'Annexe 10.11.

10.10.1 Description du modèle énergétique

Lors d'une poussée, la quantité d'énergie transmise au fauteuil (ΔE) entre les phases de contact (E_{SA}) et de relâchement (E_{RA}) pour une vitesse de déplacement du fauteuil (v) donnée peut être estimée à partir de :

$$\begin{aligned} \Delta E &= E_{SA} - E_{RA} \\ &= (T_{SA} + V_{g_{SA}}) - (T_{RA} + V_{g_{RA}}) \end{aligned} \quad (10.60)$$

$$\begin{aligned} \text{où } T_{SA,RA} &= 2(T_1 + T_2)_{SA,RA} \\ &= (I_1 \omega_1^2 + \bar{I}_2 \omega_2^2 + m_2 \bar{v}_2^2)_{SA,RA} \end{aligned} \quad (10.61)$$

$$\begin{aligned} V_{g_{SA,RA}} &= 2(V_{g_1} + V_{g_2})_{SA,RA} \\ &= 2g(m_1 h_1 + m_2 h_2)_{SA,RA} \end{aligned} \quad (10.62)$$

où SA indique la phase de contact et RA , de relâchement, où 1 et 2 réfèrent respectivement au bras et à l'avant-bras, où T est l'énergie cinétique, V_g est l'énergie potentielle gravitationnelle, I_1 est l'inertie du bras par rapport à l'épaule, \bar{I}_2 est l'inertie de l'avant-bras par rapport à son centre de masse, ω_1 et ω_2 sont la vitesse angulaire du bras par rapport à l'épaule et de l'avant-

bras par rapport au coude, m_1 et m_2 sont la masse des segments, \bar{v}_2 est la vitesse de l'avant-bras au centre de masse, h_1 et h_2 sont la distance verticale entre le sol et le centre de masse du bras et de l'avant-bras de l'athlète et g est la constante gravitationnelle. La main fait partie du segment de l'avant-bras et les valeurs de masses, de longueurs et de positions des centres de masse de chacun des segments ont été estimées à partir des tables de Winter [56].

En supposant que les bras et les avant-bras sont équivalents à des cylindres, l'inertie de ces derniers peut s'estimer à partir des deux équations suivantes :

$$I_1 = \frac{1}{4} m_1 r_1^2 + \frac{1}{12} m_1 L_1^2 + m_1 l_1^2 \quad (10.63)$$

$$\bar{I}_2 = \frac{1}{4} m_2 r_2^2 + \frac{1}{12} m_2 L_2^2 \quad (10.64)$$

où r_1 et r_2 sont les rayons des segments, L_1 et L_2 sont la longueur des segments et où l_1 est la distance entre l'épaule et le centre de masse du bras.

La vitesse de déplacement du fauteuil est maintenue constante pendant le cycle de poussée de sorte que si l'énergie totale des membres supérieurs au moment du relâchement est plus petite qu'à la phase de contact, cette différence d'énergie (ΔE) a donc été transmise au fauteuil. Une différence d'énergie positive indique alors que le changement de configuration du membre supérieur de l'athlète a fourni de l'énergie au fauteuil, tandis qu'une différence négative indique que le fauteuil a donné de l'énergie au membre supérieur pour effectuer le changement de configuration pendant la poussée.

En imposant au modèle la vitesse de déplacement du fauteuil (v) et par conséquent, la vitesse tangentielle du cerceau (v_c), il est possible de déterminer les vitesses angulaires du bras et de l'avant-bras à partir de l'inverse de la matrice jacobienne (J^{-1}), telle que :

$$\begin{bmatrix} \omega_1 \\ \omega_2 \end{bmatrix} = J^{-1} \begin{bmatrix} v_{c_x} \\ v_{c_y} \end{bmatrix} \quad (10.65)$$

$$v_{c_x} = v_c \sin \theta_m \quad (10.66)$$

$$v_{c_y} = -v_c \cos \theta_m \quad (10.67)$$

$$v_c = v \frac{r_c}{r_R} \quad (10.68)$$

$$J = \begin{bmatrix} \frac{dx_m}{d\theta_1} & \frac{dx_m}{d\theta_2} \\ \frac{dy_m}{d\theta_1} & \frac{dy_m}{d\theta_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 \sin \theta_1 & L_2 \sin \theta_2 \\ -L_1 \cos \theta_1 & -L_2 \cos \theta_2 \end{bmatrix} \quad (10.69)$$

où r_R est le rayon de la roue arrière du fauteuil, r_c est le rayon du cerceau, θ_m est l'angle de la main sur le cerceau par rapport à l'horizontal, x_m et y_m sont la position de la main sur le

cerceau et θ_1 et θ_2 sont les angles à l'épaule et au coude par rapport à l'horizontal respectivement.

Afin de déterminer la vitesse au centre de masse de l'avant-bras (\bar{v}_2), il est aussi possible d'utiliser la matrice jacobienne en utilisant cette fois la position du centre de masse de l'avant-bras par rapport à l'épaule, telle que :

$$J_2 = \begin{bmatrix} \frac{d\bar{x}_2}{d\theta_1} & \frac{d\bar{x}_2}{d\theta_2} \\ \frac{d\bar{y}_2}{d\theta_1} & \frac{d\bar{y}_2}{d\theta_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 \sin \theta_1 & l_2 \sin \theta_2 \\ -L_1 \cos \theta_1 & -l_2 \cos \theta_2 \end{bmatrix} \quad (10.70)$$

où \bar{x}_2 et \bar{y}_2 sont la position du centre de masse de l'avant-bras par rapport à l'axe de la roue arrière et l_2 est la distance entre le coude et le centre de masse de l'avant-bras, et d'obtenir :

$$\begin{bmatrix} \bar{v}_{2x} \\ \bar{v}_{2y} \end{bmatrix} = J_2 \omega_{1,2} \begin{bmatrix} \omega_1 \\ \omega_2 \end{bmatrix} \quad (10.71).$$

10.10.2 Données d'entrée du modèle

Les données utilisées pour le modèle sont présentées au Tableau 10.20.

Tableau 10.20 Données anthropométriques des athlètes 1 et 3.

**Données tirées des tables anthropométriques de Winter [61].*

Variables		Valeurs
Masse du sujet (kg)	m_a	60,0
Grandeur du sujet (m)	L	1,80
Masse* (kg)	m_1	$0,028m_a$
	m_2	$0,022m_a$
Longueur* (m)	L_1	$0,186L$
	L_2	$0,254L$
	L_{ms}	$L_1 + L_2$
Position du centre de masse* (m)	l_1	$0,436L_1$
	l_2	$0,682L_2$
Rayon du segment (m)	r_1	0,04
	r_2	0,02
Inertie (kg·m ²)	I_1	0,0522
	\bar{I}_2	0,0231

Le modèle énergétique permet de varier la vitesse de déplacement du fauteuil (v) ainsi que différents paramètres de l'anthropométrie et de la configuration de l'athlète dans son fauteuil, tels que (voir les sections 2.3 et 6.3 pour le détail de chacun des paramètres) :

- l'angle au moment du contact (SA);
- l'étendue de la poussée (PA), et par conséquent, l'angle au relâchement (RA);

- le rapport de la longueur du membre supérieur sur la distance séparant l'acromion du cerceau (ratio EC), autant par la variation de la position de l'épaule (AE) que par la variation du rayon du cerceau (r_c); ainsi que
- l'angle entre le membre supérieur alors que ce dernier passe par l'axe de la roue arrière et l'horizontale, dans le plan sagittal (θ_{ms})¹⁰.

Les paramètres SA , RA et PA influencent dans les équations précédentes la valeur de θ_m , tandis que les paramètres EC ainsi que θ_{ms} influencent les angles à l'épaule (θ_1) et au coude (θ_2) et ont par conséquent un impact direct sur la valeur de l'énergie estimée au moment du contact et du relâchement de la main sur le cerceau. Les valeurs initiales de ces paramètres utilisées dans le modèle sont présentées au Tableau 10.21.

Tableau 10.21 Paramètres anthropométriques et de configuration actuels pour les athlètes 1 et 3.

* Le ratio EC au moment du contact est de 0,95 et de 1,0 au moment du relâchement pour cet athlète.

Paramètre		Valeur	
		Athlète 1	Athlète 3
Longueur du membre supérieur (m)	L_{ms}	0,792	0,792
Rayon du cerceau (m)	r_c	0,191	0,191
Distance épaule-axe de la roue arrière (m)	AE	0,601	0,643/0,724*
Ratio épaule-cerceau	EC	1,0	0,95/1,0*
Rayon de la roue arrière (m)	r_R	0,334	0,334
Angle entre le membre supérieur et le sol (°)	θ_{ms}	42,5	34,2
Angle au moment du contact (°)	SA	65,0	53,5
Étendue de la poussée (°)	PA	150,0	198,5
Angle au moment du relâchement	RA	215,0	252,0

Les valeurs d'angles au moment du contact (SA) et du relâchement (RA) ont été obtenues suite à l'analyse de plusieurs vidéos où les athlètes devaient accélérer de 0 à leur vitesse maximale, dans leur configuration actuelle. L'estimation des angles a été effectuée à l'aide du programme de traitement d'image *Kinovea* (logiciel open source) et a ensuite été moyennée, pour de hautes vitesses. Par conséquent, les angles obtenus ne sont pas spécifiques à une vitesse de déplacement du fauteuil, mais représentent en moyenne les valeurs atteintes à haute vitesse.

¹⁰ L'angle θ_{ms} a été choisi pour l'étude plutôt que β_{tms} , tel qu'étudié à la section 6.3, puisque la variation de ce dernier influence la quantité d'énergie potentielle élastique provenant de la contraction musculaire et que ce modèle n'en tient pas compte. De son côté, l'angle θ_{ms} influence la position de l'épaule par rapport à l'axe de la roue arrière et par conséquent, les énergies potentielle gravitationnelle et cinétique produites.

10.10.3 Données de sortie du modèle

Ce modèle permet de varier tous les paramètres listés dans les deux tableaux précédents et d'en connaître l'influence sur la différence d'énergie totale ($\Delta E = E_{SA} - E_{RA}$) entre le moment du contact (E_{SA}) et du relâchement (E_{RA}) pour une poussée unique.

À titre d'exemple, des résultats obtenus pour l'athlète 1 décrit ci-avant se déplaçant à une vitesse d'environ $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et pour une unique poussée sont présentés à la Figure 10.26 ainsi qu'au Tableau 10.22. À la Figure 10.26, les traits plus épais représentent l'énergie (totale, cinétique et potentielle) produite alors que la main est en contact avec le cerceau, tandis que les traits plus fins représentent ce que serait cette énergie si la main de l'athlète restait en contact avec le cerceau au lieu de le relâché après avoir effectué l'étendue de la poussée prescrit (ici de 150°) par le modèle. Les cercles illustrent différentes positions de la main sur le cerceau.

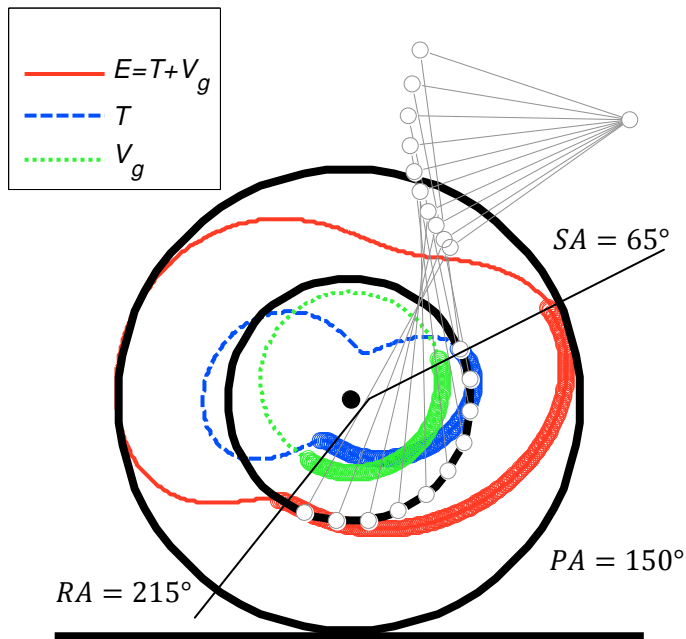


Tableau 10.22 Énergies cinétique, potentielle gravitationnelle et totale au contact et au relâchement de la main sur le cerceau.

Énergie au moment SA : du contact et RA : du relâchement.

	SA	RA	Δ
T (J)	49,7	20,4	29,3
V_g (J)	41,9	30,9	11,0
E (J)	91,6	51,3	40,3

Figure 10.26 Illustration des énergies cinétique, potentielle gravitationnelle et totale alors que la main est en contact avec le cerceau.

Pour une vitesse de déplacement d'environ $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et les paramètres présentés au ci-contre.

Pour la configuration actuelle de l'athlète dans son fauteuil ainsi que les angles au moment du contact et du relâchement mesurés expérimentalement pour cette même configuration, le modèle estime que l'énergie totale que produit la configuration du membre supérieur au moment du contact est de $91,6 \text{ J}$, tandis que cette même énergie au moment du relâchement est de $51,3 \text{ J}$. Cette différence énergétique positive entre les moments du contact et du

relâchement pour une seule poussée suppose que le changement de configuration du membre supérieur entre ces deux points permet de transférer au fauteuil 40,3 J, soit 29,3 J provenant de l'énergie cinétique et 11,0 J provenant de l'énergie potentielle gravitationnelle.

10.10.4 Validation du modèle

Il est difficile de valider ce modèle puisqu'aucune donnée d'énergie cinétique et potentielle gravitationnelle des membres supérieurs n'a été enregistrée lors des tests expérimentaux effectués avec les athlètes. Cependant, puisque la force musculaire tend à diminuer avec l'augmentation de la vitesse (référence section 2.5.1), il est réaliste de croire que l'énergie produite à ces vitesses permettant à l'athlète d'accélérer ou de maintenir la vitesse de déplacement du fauteuil provient principalement de l'énergie cinétique et potentielle gravitationnelle du membre supérieur. La Figure 10.27 démontre à cet effet l'énergie que produit expérimentalement l'athlète 1 en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil, ainsi que l'énergie cinétique, potentielle gravitationnelle et totale estimée à partir du modèle. On remarque qu'à haute vitesse l'énergie estimée est presque équivalente à celle mesurée expérimentalement, ce qui valide le modèle à haute vitesse.

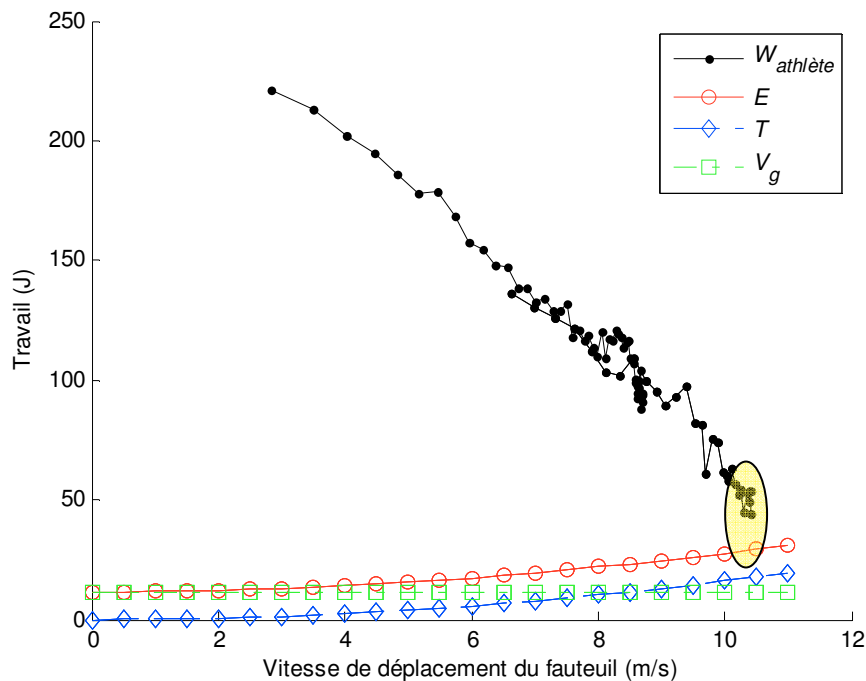


Figure 10.27 Énergie que produit expérimentalement l'athlète 1 (W_{ath}) et selon le modèle énergétique (ΔE) en fonction de la vitesse de déplacement du fauteuil.

À basse vitesse, l'énergie cinétique estimée à partir du modèle énergétique tend vers 0, tandis que la valeur d'énergie potentielle gravitationnelle reste constante peu importe la vitesse,

puisque celle-ci est indépendante de cette variable (Figure 10.27). À partir de ces analyses, il est possible d'affirmer que le modèle est valide.

10.10.5 Optimisation des paramètres

Une fois le modèle validé, il est possible d'utiliser ce dernier afin d'optimiser chacun des paramètres présentés à la section « Données d'entrée du modèle » pour une unique poussée à une vitesse donnée. Le modèle énergétique créé dans Matlab permet de calculer l'énergie transmise au fauteuil (ΔE) pour chaque configuration et valeurs d'angles demandées, pour les plages de variations de paramètres suivantes :

Tableau 10.23 Valeurs minimales et maximales pour chacun des paramètres testés.

Paramètre		Minimum	Maximum
Rayon du cerceau (m)	r_c	0,165	0,191
→ Ratio épaule-cerceau	EC_{cerc}	1,035	1,000
Distance épaule-axe de la roue arrière (m)	AE	0,49	0,640
→ Ratio épaule-cerceau	$EC_{ép}$	1,15	1,0
Angle entre le membre supérieur et le sol (°)	θ_{ms}	20	75
Angle au moment du contact (°)	SA	30	90
Étendue de la poussée (°)	PA	100	220
Angle au moment du relâchement	RA	130	310

Une fois toutes les valeurs d'énergies estimées pour toutes les configurations possibles, le programme détermine la configuration de l'athlète ainsi que les paramètres angulaires permettant à l'athlète de transmettre le plus d'énergie au fauteuil.

10.11 Programmes Matlab

Tous les programmes Matlab utilisés dans cette thèse sont disponibles sur le DVD remis avec le dépôt au secrétariat des études supérieures de ce présent document. Les programmes présents sont rattachés aux suivants :

- Modèle prédictif du temps de course au 100 m
- Modèle énergétique

11 Références

- [1] Buckinghamshire County Council (2010). *Mandeville Legacy*. www.mandevillelegacy.org.uk (11 mai 2010).
- [2] Wikipédia (2011). *Jeux paralympiques d'été de 1960*. fr.wikipedia.org (18 mai 2011).
- [3] Stadt Heidelberg (2002). *Vor 30 Jahren: Paralympics*. ww2.heidelberg.de/stadtblatt-alt/stbl3302/titel.htm (18 mai 2011).
- [4] International paralympic comitee (2010). *Classification Handbook*, IPC Athletics, p.43.
- [5] Goosey-Tolfrey (2010). *Wheelchair Sport - A complete guide for athletes, coaches, and teachers*, Vicky Goosey-Tolfrey Editor., Human Kinetics, 226 p.
- [6] IWAS (2013). *Sports - Athletics*. www.iwasf.com (18 avril 2013).
- [7] Vanlandewijck, Y., Theisen, D. et Daly, D. (2001). *Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports*, Sports Medicine (Auckland, N.Z.), 31(5):339-367.
- [8] Chow, J.W. et Chae, W.-S. (2007). *Kinematic analysis of the 100-m wheelchair race*, Journal of Biomechanics, 40(11):2564-2568.
- [9] Higgs, C. (1983). *An analysis of racing wheelchairs used at the 1980 Olympic Games for the Disabled*, Research Quarterly for Exercise and Sport, 54(3):229-233.
- [10] Wang, Y.T., Deutsch, H., Morse, M., Hedrick, B. et Millikan, T. (1995). *Threedimensional kinematics of wheelchair propulsion across racing speeds*, Adapted Physical Activity Quarterly, 12:78-89.
- [11] Cooper, R.A. (1990). *Wheelchair racing sports science: a review*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 27(3):295-312.
- [12] Goosey, V.L. (1998). *Symmetry of the elbow kinematics during racing wheelchair propulsion*, Ergonomics, 41(12):1810-1820.
- [13] O'Connor, T.J., Robertson, R.N. et Cooper, R.A. (1998). *Three-dimensional kinematic analysis and physiologic assessment of racing wheelchair propulsion*, Adapted physical activity quarterly, 15:1-14.
- [14] Mâsse, L.C., Lamontagne, M. et O'Riain, M.D. (1992). *Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 29(3):12-28.
- [15] Cooper, R.A. (1990). *An Exploratory Study of Racing Wheelchair Propulsion Dynamics*, Adapted Physical Activity Quarterly, 7:74-85.
- [16] Goosey, V.L., Fowler, N.E. et Campbell, I.G. (1997). *A kinematic analysis of wheelchair propulsion techniques in senior male, senior female, and junior male athletes*, Adapted Physical Activity Quarterly, 14(2):156-165.

- [17] Ridgway, M., Pope, C. et Wilkerson, J. (1988). *A Kinematic Analysis of 800-Meter Wheelchair-Racing Techniques*, Adapted Physical Activity Quarterly, 5(2):96-107.
- [18] Chow, J.W., Millikan, T.A., Carlton, L.G., Chae, W. et Morse, M.I. (2000). *Effect of resistance load on biomechanical characteristics of racing wheelchair propulsion over a roller system*, Journal of Biomechanics, 33(5):601-608.
- [19] Gehlsen, G.M., Davis, R.W. et Bahamonde, R. (1990). *Intermittent velocity and wheelchair performance characteristics*, Adapted Physical Activity Quarterly, 7(3):219-230.
- [20] Veeger, H.E.J., Van der Woude, L.H.V. et Rozendal, R.H. (1991). *Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion*, Medicine and Science in Sports and Exercise, 24(1):100-107.
- [21] Kwarciak, A.M., Turner, J.T., Guo, L. et Richter, W.M. (2011). *Comparing handrim biomechanics for treadmill and overground wheelchair propulsion*, Spinal cord, 49(3):457-462.
- [22] Veeger, H., Lute, E., Roeleveld, K. et van der Woude, L. (1992). *Differences in performance between trained and untrained subjects during a 30-s sprint test in a wheelchair ergometer*, European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 64(2):158-164.
- [23] Chow, J.W., Millikan, T.A., Carlton, L.G., Morse, M.I. et Chae, W.S. (2001). *Biomechanical comparison of two racing wheelchair propulsion techniques*, Medicine and Science in Sports and Exercise, 33(3):476-484.
- [24] Cooper, R.A. (1995). *Rehabilitation engineering applied to mobility and manipulation*, CRC Press, 540 p.
- [25] Higgs, C. (1994). *Sport performance: technical developments*, VISTA'93—the outlook, Edmonton, Canada: R. Hansen Centre, p.169-186.
- [26] Masse, L.C., Lamontagne, M. et O'Riain, M.D. (1992). *Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions*, The Journal of Rehabilitation Research and Development, 29(3):12.
- [27] Veeger, D., van der Woude, L.H. et Rozendal, R.H. (1989). *The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 26(2):37-46.
- [28] Smith, L.K., Weiss, E.L. et Lehmkuhl, L.D. (1996). *Brunnstrom's clinical kinesiology*, F.A. Davis, 468 p.
- [29] Chow, J., Millikan, T., Carlton, L., Chae, W. et Morse, M. (1999). *Kinematic comparison of two racing wheelchair propulsion techniques*, In *ISBS-Conference Proceedings Archive*, Perth (Australia), p.345-248.
- [30] Goosey, V.L. et Campbell, I.G. (1998). *Pushing Economy and Propulsion Technique of Wheelchair Racers at Three Speeds*, Adapted Physical Activity Quarterly, 15(1):36-50.
- [31] Boninger, M.L., Baldwin, M., Cooper, R.A., Koontz, A. et Chan, L. (2000). *Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position*, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 81(5):608-613.
- [32] Van der Woude, L.H., Veeger, H.E., Rozendal, R.H., van Ingen Schenau, G.J., Rooth, F. et van Nierop, P. (1988). *Wheelchair racing: effects of rim diameter and speed on physiology and technique*, Medicine and Science in Sports and Exercise, 20(5):492-500.
- [33] Van der Woude, L.H., Hendrich, K.M., Veeger, H.E., van Ingen Schenau, G.J., Rozendal, R.H., de Groot, G. et Hollander, A.P. (1988). *Manual wheelchair propulsion: effects of power*

output on physiology and technique, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(1):70-78.

[34] Veeger, H.E., van der Woude, L.H. et Rozendal, R.H. (1989). *Wheelchair propulsion technique at different speeds*, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 21(4):197-203.

[35] Van Der Woude, L.H.V., Veeger, D.-J.E.J. et Rozendal, R.H. (1989). *Ergonomics of wheelchair design: A prerequisite for optimum wheeling conditions*, *Adapted Physical Activity Quarterly*, 6(2):109-132.

[36] Costa, G.B., Rubio, M.P., Belloch, S.L. et Soriano, P.P. (2009). *Case study: effect of handrim diameter on performance in a paralympic wheelchair athlete*, *Adapted Physical Activity Quarterly: APAQ*, 26(4):352-363.

[37] Jones, D., Baldini, F., Cooper, R., Robertson, R. et Widman, L. (1992). *Economical Aspects of Wheelchair Propulsion: 191*, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(5):S32.

[38] Grappe, F. (2005). *Cyclisme et optimisation de la performance: sciences et méthodologie de l'entraînement*, De Boeck Supérieur, 460 p.

[39] Goosey, V.L., Campbell, I.G. et Fowler, N.E. (2000). *Effect of push frequency on the economy of wheelchair racers*, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(1):174-181.

[40] Van der Woude, L.H.V., Veeger, H.E.J., Rozendal, R. et Sargeant, A. (1989). *Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion*, *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 58(6):625-632.

[41] Coyle, E.F., Sidossis, L.S., Horowitz, J.F. et Beltz, J.D. (1992). *Cycling efficiency is related to the percentage of type I muscle fibers*, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(7):782-788.

[42] Suzuki, Y. (1979). *Mechanical efficiency of fast- and slow-twitch muscle fibers in man during cycling*, *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 47(2):263-267.

[43] Ahlquist, L.E., Bassett, D.R., Sufit, R., Nagle, F.J. et Thomas, D.P. (1992). *The effect of pedaling frequency on glycogen depletion rates in type I and type II quadriceps muscle fibers during submaximal cycling exercise*, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 65(4):360-364.

[44] Chow, J.W.C. (1986). *Maximum speed of female high school runners*, *International Journal of Sport Biomechanics*, 3:110-127.

[45] Hoshikawa, T., Matsui, H. et Miyashita, M. (1973). *An analysis of running patterns in relation to speed*, Baltimore: Cerquiglini, S., Venerando, A. et Wartenweiler, J., p.342-348.

[46] Vanlandewijck, Y.C., Spaepen, A.J. et Lysens, R.J. (1994). *Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes*, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(11):1373-1381.

[47] Gao, F., Chen, S., Chang, L.-S., Ke, X. et Wang, Y.T. (2010). *Kinematic Features of Wheelchair Propulsion of Elite Chinese National Wheelchair Racers*, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42:693.

[48] Veeger, H.E., van der Woude, L.H. et Rozendal, R.H. (1991). *Within-cycle characteristics of the wheelchair push in sprinting on a wheelchair ergometer*, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(2):264-271.

[49] Dallmeijer, A.J., van der Woude, L.H., Veeger, H.E. et Hollander, A.P. (1998). *Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal*

- cord injuries*, American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists, 77(3):213-221.
- [50] Walsh, C.M., Marchiori, G.E. et Steadward, R.D. (1986). *Effect of seat position on maximal linear velocity in wheelchair sprinting*, Canadian Journal of Applied Sport Sciences. Journal Canadien Des Sciences Appliquées Au Sport, 11(4):186-190.
- [51] Walsh, C M (1987). *The effect of pushing frequency on speed in wheelchair sprinting*, Sports 'N Spokes, 13(1):13-15.
- [52] Higgs, C. (1986). Propulsion of racing wheelchairs. In *Sport and disabled athletes. 1984 Olympic Scientific Congress Proceedings* (Vol. 9, pp. 165-172).
- [53] Vagenas et Hoshizaki, B. (1992). *A Multivariable Analysis of Lower-Extremity Kinematic Asymmetry in Running*, International Journal Of Sport Biomechanics, 8(1):11-29.
- [54] Sanderson, D.J. et Sommer III, H. (1985). *Kinematic features of wheelchair propulsion*, Journal of biomechanics, 18(6):423-429.
- [55] Shimada, S.D., Robertson, R.N., Bonninger, M.L. et Cooper, R.A. (1998). *Kinematic characterization of wheelchair propulsion*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 35(2):210-218.
- [56] Lees, A. (1991). *Performance characteristics of two wheelchair sprint tests*, Amsterdam: van de Woude LHV, Meijs PJM, de Boer YA, p.13-20.
- [57] Vanlandewijck, Y.C., Spaepen, A.J. et Lysens, R.J. (1994). *Wheelchair propulsion: functional ability dependent factors in wheelchair basketball players*, Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 26(1):37-48.
- [58] Goosey-Tolfrey, V.L., Fowler, N.E., Campbell, I.G. et Iwnicki, S.D. (2001). *A kinetic analysis of trained wheelchair racers during two speeds of propulsion*, Medical Engineering & Physics, 23(4):259-266.
- [59] Latash, M.L. (2002). *Bases neurophysiologiques du mouvement*, Human Kinetics., Illinois, USA: De Boeck Supérieur, 302 p.
- [60] Vaast, C. (2008). *Les fondamentaux du cyclisme: Programmer et gérer son entraînement*, Editions Amphora, 536 p.
- [61] Winter, D.A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley and Sons, 386 p.
- [62] Wilkie, D.R. (1949). *The relation between force and velocity in human muscle*, The Journal of Physiology, 110(3-4):249-280.
- [63] Fung, Y. (1993). *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*, Springer, 590 p.
- [64] Leveque, J.M. (2004). *Évaluation des capacités physiques des athlètes spécialistes de course fauteuil*, France: INSEP, p.54.
- [65] Asayama, K., Nakamura, Y., Ogata, H., Hatada, K., Okuma, H. et Deguchi, Y. (1985). *Physical fitness of paraplegics in full wheelchair marathon racing*, Paraplegia, 23(5):277-287.
- [66] Hintzy, F., Tordi, N., Predine, E., Rouillon, J.-D. et Belli, A. (2003). *Force-velocity characteristics of upper limb extension during maximal wheelchair sprinting performed by healthy able-bodied females*, Journal of Sports Sciences, 21(11):921-926.
- [67] Van der Woude, L., Bakker, W., Elkhuizen, J., Veeger, H. et Gwinn, T. (1998). *Propulsion technique and anaerobic work capacity in elite wheelchair athletes: cross-sectional analysis.*, American journal of physical medicine & rehabilitation/Association of Academic Physiatrists, 77(3):222.

-
- [68] Limroongreungrat, W., Wang, Y.T., Chang, L.-S., Geil, M.D. et Johnson, J.T. (2009). *An instrumented wheel system for measuring 3-D pushrim kinetics during racing wheelchair propulsion*, Research in Sports Medicine (Print), 17(3):182-194.
- [69] Boninger, M.L., Cooper, R.A., Roberston, R.N. et Shi, S.D. (1997). *Three-dimensional pushrim forces during two speeds of wheelchair propulsion*, American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 76(5):420-426.
- [70] Patterson, R.P. et Moreno, M.I. (1990). *Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output*, Medicine and Science in Sports and Exercise, 22(4):512-516.
- [71] Parkin, S., Nowicky, A.V., Rutherford, O.M. et McGregor, A.H. (2001). *Do oarsmen have asymmetries in the strength of their back and leg muscles?*, Journal of Sports Sciences, 19(7):521-526.
- [72] Roeleveld, K., Lute, E., Veeger, D., Van der Woude, L. et Gwinn, T. (1994). *Power output and technique of wheelchair athletes*, Adapted physical activity quarterly, 11:71-71.
- [73] Vanlandewijck, Y., Goris, M., Van de Vliet, P. et Theisen, D. (1999). *Sports counseling of wheelchair athletes: optimizing physical potential in wheelchair racing*, International Conference on Athletes with Disabilities, Canberra, Australia: Australian Sports Commission, p.83-98.
- [74] Wilson, D.G. (2004). *Bicycling Science*, 3^e éd., Cambridge, États-Unis: The MIT Press, 477 p.
- [75] De Groot, S., van der Woude, L. et Veeger, H. (2001). *Changes in hand rim wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after a 3-week practice period*, University of California at San Diego: ASBM.
- [76] Daly, D.J. et Cavanagh, P.R. (1976). *Asymmetry in bicycle ergometer pedalling*, Medicine and Science in Sports, 8(3):204-208.
- [77] Smak, W., Neptune, R.R. et Hull, M.L. (1999). *The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling*, Journal of Biomechanics, 32(9):899-906.
- [78] Cooper, R.A. (1990). *A systems approach to the modeling of racing wheelchair propulsion*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 27(2):151-162.
- [79] Cooper, R.A. (1992). *The contribution of selected anthropometric and physiological variables to 10K performance of wheelchair racers: a preliminary study*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 29(3):29-34.
- [80] Mason, B.S., Van Der Woude, L.H.V., Tolfrey, K., Lenton, J.P. et Goosey-Tolfrey, V.L. (2012). *Effects of Wheel and Hand-Rim Size on Submaximal Propulsion in Wheelchair Athletes*, Medicine & Science in Sports & Exercise, 44(1):126-134.
- [81] Kauzlarich, J. et Thacker, J. (1985). *Wheelchair tire rolling resistance and fatigue.*, Journal of rehabilitation research and development, 22(3):25.
- [82] Brubaker, C., McLaurin, C. et Gibson, J. (1980). *Effect of seat position on wheelchair performance*, Toronto, ON: Canadian Medical and Biological Engineering Society, p.134-6.
- [83] Brubaker, C.E. (1986). *Wheelchair prescription: an analysis of factors that affect mobility and performance*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 23(4):19-26.
- [84] Van der Woude, L.H., Veeger, D.J., Rozendal, R.H. et Sargeant, T.J. (1989). *Seat height in handrim wheelchair propulsion*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 26(4):31-50.

- [85] Van der Woude, L.H.V., Bouw, A., van Wegen, J., van As, H., Veeger, D. et de Groot, S. (2009). *Seat height: effects on submaximal hand rim wheelchair performance during spinal cord injury rehabilitation*, Journal of Rehabilitation Medicine: Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine, 41(3):143-149.
- [86] Faupin, A., Campillo, P., Weissland, T., Gorce, P. et Thevenon, A. (2004). *The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 41(3B):421-428.
- [87] Mason, B., van der Woude, L., de Groot, S. et Goosey-Tolfrey, V. (2011). *Effects of Camber on the Ergonomics of Propulsion in Wheelchair Athletes*, Medicine & Science in Sports & Exercise, 43(2):319-326.
- [88] Fuss, F.K. (2009). *Influence of mass on the speed of wheelchair racing*, Sports Engineering, 12(1):41-53.
- [89] Cooper, R.A. (1990). *A force/energy optimization model for wheelchair athletics*, IEEE transactions on systems, man, and cybernetics, 20(2):444-449.
- [90] Hofstad, M. et Patterson, P.E. (1994). *Modelling the propulsion characteristics of a standard wheelchair*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 31(2):129-137.
- [91] Lombardi Jr., A. de B. et Dedini, F.G. (2009). *Biomechanical model for the determination of forces on upper-extremity members during standard wheelchair propulsion*, Mathematical and Computer Modelling, 49(7-8):1288-1294.
- [92] Leary, M., Gruijters, J., Mazur, M., Subic, A., Burton, M. et Fuss, F.K. (2012). *A fundamental model of quasi-static wheelchair biomechanics*, Medical engineering & physics, 34(9):1278-1286.
- [93] Van Drongelen, S., van der Woude, L.H., Janssen, T.W., Angenot, E.L., Chadwick, E.K. et Veeger, D.H. (2005). *Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities*, Archives of physical medicine and rehabilitation, 86(6):1214-1220.
- [94] Veeger, H.E.J., Rozendaal, L.A. et van der Helm, F.C.T. (2002). *Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion*, Clinical Biomechanics, 17(3):211-218.
- [95] Van der Woude, L.H.V., Veeger, H.E.J., Dallmeijer, A.J., Janssen, T.W.J. et Rozendaal, L.A. (2001). *Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion*, Medical Engineering & Physics, 23(10):713-733.
- [96] Guo, L.-Y., Zhao, K., Su, F.-C. et An, K.-N. (2003). *Moment generation in wheelchair propulsion*, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 217(5):405-414.
- [97] Morrow, D.A., Guo, L.Y., Zhao, K.D., Su, F.C. et An, K.N. (2003). *A 2-D model of wheelchair propulsion*, Disability and Rehabilitation, 25(4-5):192-196.
- [98] Williamson, M.M. (2003). *Oscillators and crank turning: exploiting natural dynamics with a humanoid robot arm*, Philosophical Transactions. Series A, Mathematical, Physical, and Engineering Sciences, 361(1811):2207-2223.
- [99] Kugler, P.N. et Turvey, M.T. (1987). *Information, natural laws, and self-assembly of rhythmic movement*, L. Erlbaum Associates Hillsdale.
- [100] Hatsopoulos, N.G. (1996). *Coupling the neural and physical dynamics in rhythmic movements*, Neural Computation, 8(3):567-581.
- [101] Lessard, J.-L. (2013). *Conception et validation d'un ergomètre et d'un fauteuil configurable pour la simulation et l'évaluation des performances de la course en fauteuil*

roulant, Inédit (mémoire de maîtrise), Sherbrooke, Québec, Canada: Université de Sherbrooke, 189 p.

[102] Umberger, B.R., Scheuchenzuber, H.J. et Manos, T.M. (1998). *Differences in power output during cycling at different seat tube angles*, Journal of Human Movement Studies, 35(1):21–36.

[103] Too, D. (1994). *The effect of trunk angle on power production in cycling*, Research Quarterly for Exercise and Sport, 65(4):308–315.

[104] Too, D. et Landwer, G.E. (2000). *The effect of pedal crank arm length on joint angle and power production in upright cycle ergometry*, Journal of sports sciences, 18(3):153–161.

[105] Heil, D.P., Derrick, T.R. et Whittlesey, S. (1997). *The relationship between preferred and optimal positioning during submaximal cycle ergometry*, European journal of applied physiology and occupational physiology, 75(2):160–165.

[106] Faria, E.W., Parker, D.L. et Faria, I.E. (2005). *The science of cycling: factors affecting performance-part 2*, Sports medicine, 35(4):313–337.

[107] Équipe du CNRC (2011). *Essais en soufflerie*, Ottawa: CNRC.

[108] Kieferfloors U.S.A (2013). *MONDO SUPER X PERFORMANCE*. <http://www.kieferfloors.com/by-brand/mondo/mondo---super-x-performance>.

[109] Eccles, J.C., Eccles, R.M. et Lundberg, A. (1958). *The action potentials of the alpha motoneurons supplying fast and slow muscles*, The Journal of physiology, 142(2):275.

[110] Buchthal, F. et Schmalbruch, H. (1970). *Contraction times and fibre types in intact human muscle*, Acta Physiologica Scandinavica, 79(4):435–452.

[111] Dahmane, R., Valencic, V., Knez, N. et Ervczen, I. (2001). *Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response*, Medical and Biological Engineering and Computing, 39(1):51–55.

[112] Bouisset, S. et Maton, B. (1995). *Muscles, posture et mouvement: Bases et applications de la méthode électromyographique*, Editions Hermann, 735 p.

[113] Cooper, S. et Eccles, J.C. (1930). *The isometric responses of mammalian muscles*, The Journal of physiology, 69(4):377–385.

[114] Smith, L.K., Weiss, E.L. et Lehmkuhl, L.D. (1996). *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*, 5th edition., F.A. Davis Company, 468 p.

[115] Nathan, A.M. (2000). *Dynamics of the baseball–bat collision*, American Journal of Physics, 68(11):979–990.

[116] Hill, A.V. (1938). *The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle*, Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences, 126(843):136–195.

[117] IAAF- International association of athletic federation (2010). *Regulations*. www.iaaf.org (9 juin 2010).