



HAL
open science

Adaptations du geste du rameur expert à l'augmentation de la cadence sur ergomètre

Nicolas Decoufour

► **To cite this version:**

Nicolas Decoufour. Adaptations du geste du rameur expert à l'augmentation de la cadence sur ergomètre. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2010. Français. NNT : 2010VALE0002 . tel-03065376

HAL Id: tel-03065376

<https://uphf.hal.science/tel-03065376>

Submitted on 14 Dec 2020

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

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

THÈSE

présentée à

l'Université de Valenciennes
et du Hainaut-Cambrésis

pour l'obtention du

DOCTORAT

Spécialité :

**Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
– BIOMECANIQUE –**

par

Nicolas DECOUFOUR

Intitulée :

**ADAPTATIONS DU GESTE DU RAMEUR EXPERT A
L'AUGMENTATION DE LA CADENCE SUR ERGOMETRE**

le 18 janvier 2010

Jury :

Eric Berton	Pr., LMP, Université de la méditerranée, Marseille	Rapporteur
Patrick Lacouture	Pr., PPRIMME, Université de Poitiers, Poitiers	Rapporteur
Jean-Pierre Mariot	Pr., MIP, Université du Maine, Le Mans	Examineur
Floren Colloud	MCF, PPRIMME, Université de Poitiers, Poitiers	Examineur
Pascal Berrest	DTN, FFSA, Nogent-sur-Marne	Invité
Franck Barbier	Pr., LAMIH-MCSIB, UVHC, Valenciennes	Co-directeur
Philippe Gorce	Pr., HANDIBIO-ESP, UTV, Toulon	Co-directeur
Philippe Pudlo	MCF., LAMIH-MCSIB, UVHC, Valenciennes	Encadrant

THÈSE

présentée à

l'Université de Valenciennes
et du Hainaut-Cambrésis

pour l'obtention du

DOCTORAT

Spécialité :

**Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
– BIOMECANIQUE –**

par

Nicolas DECOUFOUR

Intitulée :

**ADAPTATIONS DU GESTE DU RAMEUR EXPERT A
L'AUGMENTATION DE LA CADENCE SUR ERGOMETRE**

le 18 janvier 2010

Jury :

Eric Berton	Pr., LMP, Université de la méditerranée, Marseille	Rapporteur
Patrick Lacouture	Pr., PPRIMME, Université de Poitiers, Poitiers	Rapporteur
Jean-Pierre Mariot	Pr., MIP, Université du Maine, Le Mans	Examineur
Floren Colloud	MCF, PPRIMME, Université de Poitiers, Poitiers	Examineur
Pascal Berrest	DTN, FFSA, Nogent-sur-Marne	Invité
Franck Barbier	Pr., LAMIH-MCSIB, UVHC, Valenciennes	Co-directeur
Philippe Gorce	Pr., HANDIBIO-ESP, UTV, Toulon	Co-directeur
Philippe Pudlo	MCF., LAMIH-MCSIB, UVHC, Valenciennes	Encadrant

Crecre,

REMERCIEMENTS

Ce travail a été réalisé au Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines (L.A.M.I.H.) de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis (U.V.H.C.) au sein de l'équipe de recherche Biomécanique dirigée par le professeur François-Xavier Lepoutre.

Je tiens ici à témoigner toute ma reconnaissance au professeur Franck Barbier, du L.A.M.I.H. de l'U.V.H.C., et au professeur Philippe Gorce, du Laboratoire HANDIBIO de l'Université du Sud Toulon-Var, pour la confiance qu'ils m'ont accordée tout au long de ce travail.

Mon travail de thèse a été encadré par Philippe Pudlo, maître de conférences de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, à qui j'exprime ma plus grande reconnaissance pour sa formation, ses conseils et sa combativité.

Je tiens à remercier monsieur Eric Berton, Professeur à l'université de la Méditerranée et monsieur Patrick Lacouture, Professeur à l'université de Poitiers pour avoir accepté d'être rapporteurs de ce mémoire. Je remercie également monsieur Jean-Pierre Mariot, professeur à l'Université du Maine pour avoir accepté de présider le jury de soutenance. Je souhaite remercier messieurs Floren Colloud et Pascal Berrest (représenté par Christine Gossé) pour avoir accepté de participer au jury.

J'exprime toute ma sympathie aux docteurs des salles 123, 106 et 212, en particulier à Mathieu, Mélany, Didier, Maud, Christophe, Sébastien et Julien et la petite nouvelle Emilie S. ... pour les nombreuses idées échangées lors des pauses café ou chocolat. J'exprime également toute ma sympathie et envoie tous mes encouragements à Huile, Emilie H., Jean-François et Coralie pour la fin de leur thèse.

Je remercie les rameurs du VUC aviron et du pôle espoir de la ligue des Flandres et des « Boulonnais » pour avoir accepté d'investir de leur temps pour mon étude sans qui il n'y aurait ... rien à dire.

Enfin, je souhaite témoigner toute ma gratitude envers mes beau-parents, P et Steph pour leur aide et leur soutien et surtout envers Caroline, ma femme, pour son Amour et sa patience.

SOMMAIRE

LISTE DES FIGURES	vii
LISTE DES TABLEAUX.....	xiii
INTRODUCTION GENERALE.....	1
CHAPITRE I :Revue de littérature	7
I.1 Introduction	7
I.2 L'aviron.....	7
I.2.1 Description du geste du rameur	7
I.2.1.1 La propulsion.....	8
I.2.1.2 Le dégagé	9
I.2.1.3 Le retour	10
I.2.1.4 L'attaque.....	10
I.2.2 L'aviron : un sport exigeant à risques	11
I.2.2.1 Un sport exigeant en qualité physique musculaire	11
I.2.2.2 Un sport exigeant en qualité physiologique	11
I.2.2.3 Un sport à risques	13
I.2.3 Conclusion	13
I.3 La performance en aviron	14
I.3.1 Les facteurs environnementaux	15
I.3.2 Les facteurs matériels	16
I.3.3 Les facteurs humains	18
I.3.3.1 Les prédispositions anthropométriques et morphologiques	18
I.3.3.2 Les facteurs physiologiques	18
I.3.3.3 La technique gestuelle	19
I.3.4 Conclusion.....	19
I.4 Les indicateurs techniques de la performance	20
I.4.1 Les indicateurs globaux	20
I.4.1.1 Les indicateurs temporels du geste du rameur	20
I.4.1.2 Les indicateurs spatio-temporels de la trajectoire de la poignée.....	21
I.4.1.3 Les indicateurs dynamiques globaux	23
I.4.2 Les indicateurs locaux	24
I.4.2.1 Les indicateurs cinématiques	24
I.4.2.2 Les indicateurs dynamiques	25
I.4.3 Conclusion.....	26
I.5 Conclusion de chapitre.....	26

CHAPITRE II :Méthodes et outils.....	31
II.1 Les paramètres macroscopiques du geste du rameur.....	31
II.1.1 Paramètres temporels globaux.....	31
II.1.2 Paramètres spatio-temporels de la poignée.....	33
II.2 Les phases relatives continues.....	35
II.2.1 Définition des angles articulaires.....	35
II.2.2 Calcul des vitesses articulaires.....	36
II.2.3 Normalisation des angles articulaires et des vitesses articulaires.....	36
II.2.4 Construction du plan de phase.....	37
II.2.5 Calcul de l'angle phase.....	37
II.2.6 Calcul de la phase relative continue.....	38
II.2.7 Interprétation de la phase relative continue.....	38
II.2.8 Données retenues pour l'analyse statistique.....	40
II.3 Les efforts inter- segmentaires.....	40
II.3.1 Hypothèses.....	41
II.3.2 Modèle biomécanique du rameur.....	41
II.3.3 Problème de dynamique inverse.....	42
II.3.3.1 Méthode.....	42
II.3.3.2 Algorithmique.....	43
II.3.4 Construction des matrices 4x4 nécessaires à l'algorithme de dynamique inverse retenu.....	44
II.3.4.1 La matrice de transformation homogène.....	45
II.3.4.2 Le matrice de pseudo-inertie.....	45
II.3.4.3 La matrice d'efforts externes.....	50
II.3.4.4 La matrice de l'action de la gravité.....	50
II.3.4.5 Conclusion.....	50
II.3.5 Interprétations des couples retenus.....	51
II.3.5.1 Interprétations du couple fléchisseur / extenseur du genou.....	51
II.3.5.2 Interprétations du couple fléchisseur / extenseur en L4/L5.....	53
II.3.5.3 Interprétations du couple fléchisseur / extenseur du coude.....	55
II.3.5.4 Conclusion.....	57
II.4 Traitements statistiques.....	58
II.4.1 Le test T de Student.....	58
II.4.2 Les tests de différenciation de deux séries de mesures répétées.....	58
II.5 Conclusion de chapitre.....	58
CHAPITRE III :Recueils et traitements des données.....	63
III.1 Matériels et protocoles expérimentaux.....	63
III.1.1 Matériels et protocole expérimental – 1ère série d'expérimentations.....	63
III.1.1.1 Système de capture de mouvements 3D.....	63

III.1.1.2	Précision du système VICON®	64
III.1.1.3	Ergomètre et scène expérimentale.....	67
III.1.1.4	La population.....	69
III.1.1.5	Protocole expérimental.....	69
III.1.2	Matériels et protocole expérimental – 2nde série d’expérimentations	70
III.1.2.1	Système de capture de mouvements 3D.....	70
III.1.2.2	Efforts sous la coulisse et son expression dans le repère du laboratoire	70
III.1.2.3	Efforts sous les cale-pieds exprimés dans le repère du laboratoire.....	73
III.1.2.4	Forces exercées sur chaque poignée de l’ergomètre	76
III.1.2.5	Ergomètre et scène expérimentale.....	76
III.1.2.6	Population.....	78
III.1.2.7	Protocole expérimental.....	79
III.2	Traitements des données	79
III.2.1	Filtrages des signaux	79
III.2.1.1	Le filtrage des données bruitées par le système de capture.....	79
III.2.1.2	Le filtrage des données bruitées par les mouvements de peau.....	80
III.2.1.3	Le filtrage des matrices de rotation	81
III.2.2	Calcul des angles articulaires	81
III.2.2.1	Estimation des centres articulaires	81
III.2.2.2	Création des repères locaux.....	83
III.2.2.3	Des matrices de rotation aux angles articulaires	87
III.3	Conclusion de chapitre.....	88
CHAPITRE IV	:Résultats	93
IV.1	Les paramètres globaux liés au geste du rameur.....	93
IV.1.1	Les paramètres temporels globaux	93
IV.1.1.1	La cadence.....	93
IV.1.1.2	Les durées absolues	94
IV.1.1.3	Le rythme	95
IV.1.1.4	Conclusion.....	95
IV.1.2	Les paramètres spatio-temporels liés à la poignée	96
IV.1.2.1	La vitesse de la poignée	96
IV.1.2.2	L’amplitude antéropostérieure de la trajectoire de la poignée	99
IV.1.2.3	L’amplitude verticale de la trajectoire de la poignée	100
IV.1.2.4	La trajectoire de la poignée durant la phase de propulsion et de retour.....	101
IV.1.2.5	La déformation de la trajectoire de la poignée.....	103
IV.1.2.6	Conclusion.....	105
IV.2	Les phases relatives continues	106
IV.2.1	Les phases relatives chez le rameur le plus titré.....	106
IV.2.1.1	Pendant la phase de propulsion	107
IV.2.1.2	Pendant la phase de retour.....	108
IV.2.1.3	Conclusion.....	109
IV.2.2	Les phases relatives pour l’ensemble des rameurs experts.....	109
IV.2.2.1	Analyse des pics des CRP	109
IV.2.2.2	Analyse des dates moyennes d’apparition des pics des 3 CRP.....	112
IV.2.3	Conclusion.....	114

IV.3 Les couples fléchisseurs/extenseurs.....	115
IV.3.1 Couples et angles de flexion/extension chez le rameur le plus titré.....	115
IV.3.1.1 Au niveau du genou	115
IV.3.1.2 Au niveau de la charnière L4/L5.....	117
IV.3.1.3 Au niveau du coude.....	119
IV.3.1.4 Conclusion	121
IV.3.2 Couples et angles de flexion/extension pour l'ensemble des rameurs experts.....	121
IV.3.2.1 Au niveau du genou	122
IV.3.2.2 Au niveau de la charnière L4/L5.....	123
IV.3.2.3 Au niveau du coude.....	124
IV.3.2.4 Conclusion	125
IV.4 Conclusion de chapitre.....	126
CHAPITRE V :Des résultats aux perspectives de recherches	131
V.1 Synthèse des résultats et discussion.....	131
V.1.1 Les paramètres spatio-temporels tirés de la trajectoire de la poignée	131
V.1.1.1 Les paramètres temporels globaux.....	131
V.1.1.2 Les paramètres spatio-temporels de la trajectoire de la poignée	132
V.1.2 Les phases relatives continues.....	134
V.1.3 Les couples inter-segmentaires	134
V.2 Synthèse des Conclusions.....	135
V.3 Perspectives de recherche	137
V.3.1 Analyser les variations gestuelles de la propulsion à l'aide d'autres angles articulaires	138
V.3.1.1 Idée à développer	138
V.3.1.2 Etat de l'art.....	138
V.3.1.3 Vérification	138
V.3.1.4 Premiers résultats	139
V.3.1.5 L'apport direct.....	140
V.3.1.6 Difficultés pressenties	140
V.3.2 Maintenir un geste performant quelque soit la cadence	140
V.3.2.1 Idée à développer	140
V.3.2.2 Etat de l'art.....	140
V.3.2.3 Vérification	141
V.3.2.4 Premiers résultats	141
V.3.2.5 L'apport direct.....	142
V.3.2.6 Difficultés pressenties	142
V.3.3 Reproduire sur ergomètre le geste produit en course sur bateau.....	142
V.3.3.1 Idée à développer	142
V.3.3.2 Etat de l'art.....	142
V.3.3.3 Proposition	143
V.4 Conclusion de chapitre.....	143
CONCLUSION GENERALE.....	145

ANNEXES	169
ANNEXE I :Les Programmes d'entraînements	171
ANNEXE II :Les embarcations.....	173
ANNEXE III :Les ergomètres d'aviron	175
AIII.1 Les ergomètres à freinage hydraulique.....	175
AIII.2 les ergomètres à roue d'inertie freinée par l'air.....	175
AIII.2.1Les ergomètres à roue d'inertie fixe	175
AIII.2.2Les ergomètres à roue d'inertie mobile	177
AIII.2.3Comparaison de ces deux types d'ergomètres avec le bateau	178
AIII.3 Conclusion.....	178
ANNEXE IV :La hiérarchisation de Soper & Hume (2004)	179
ANNEXE V :Les palettes des avirons	180
ANNEXE VI :La coordination.....	181
AVI.1.1Les stratégies classifiées grâce à la trajectoire de l'effecteur	181
AVI.1.2Indices d'évaluation de la coordination.....	182
ANNEXE VII :Normalisation des signaux	184
AVII.1 Normalisation par rapport au temps	184
AVII.2 Normalisation par rapport à l'amplitude maximale du signal	186
ANNEXE VIII :La modélisation du complexe de l'Epaule.....	187
AVIII.1 Méthode et protocole	187
AVIII.2 Résultats	188
AVIII.3 Conclusion.....	189

LISTE DES FIGURES

Figure I.1 : Représentation de la phase de propulsion en un de couple (1x, ou skiff)	8
Figure I.2 : Trajectoire de la palette observée à partir d'un repère lié au bateau.....	8
Figure I.3 : Vue de dessus du déplacement du bateau par rapport à un référentiel terrestre fixe et mise en évidence du rôle du point d'appui	9
Figure I.4 : Représentation du dégagé en un de couple	9
Figure I.5 : Représentation de la phase de retour en un de couple.....	10
Figure I.6 : Représentation de la phase d'attaque en un de couple	10
Figure I.7 : Hiérarchisation des paramètres mécaniques et biomécaniques influençant la performance en aviron (traduit d'après Dal monte, 1989). Sur cette hiérarchisation, les facteurs environnementaux sont sur fond vert, les facteurs matériels sur fond blanc et les facteurs humains sur fond jaune. Les facteurs hachurés en gris sont issus de traitements numériques.....	15
Figure I.8 : Bilan des forces s'exerçant sur un aviron où : « h » est le bras de levier ; « Fh » : la force à la poignée ; « Fo » : la force sur la dame de nage ; « Fb » : la force produite à la palette.....	17
Figure I.9 : Schématisation des styles Adams (1), DDR (2) et Rosenberg (3) (d'après Dal Monte 1989)	19
Figure I.10 : Trajectoires, théoriquement optimale et irréaliste (Rectangle rouge) et réellement produite par un rameur de niveau international (Courbe bleue) (Nolte, 2008) ...	21
Figure I.11 : Trajectoire de la poignée « idéale » selon Dal Monte (1989)	22
Figure I.12 : Pattern de force au niveau de la poignée lors de la propulsion pour déterminer des patterns types de force à la poignée (adaptée de Dal Monte, 1989)	25
Figure II.1 : Exemple d'une trajectoire (du milieu) de la poignée dans le plan sagittal pour une cadence de 18 coups.min ⁻¹ . Avec : A, position de la poignée en début de propulsion (= début de cycle = fin de retour = fin de cycle) et D, position de la poignée en fin de propulsion (= début de retour)	32
Figure II.2 : Angles de flexion du coude θ_c , du genou θ_g du côté droit du rameur et du tronc θ_t retenus pour le calcul des phases relatives continues	35
Figure II.3 : Effets de la réduction des angles et des vitesses à l'aide des équations 11 et 12.....	37

Liste des figures

Figure II.4 : Plan de phase construit pour une articulation « j » et équations permettant le calcul de l'angle de phase ϕ_j ($^{\circ}$).....	37
Figure II.5 : Phase relative continue coude/genou ($CRP_{c,g}$) produite par un rameur expert à une cadence de 18 coups.min ⁻¹ lors de la phase de retour.....	39
Figure II.6 : Description du modèle géométrique du rameur.....	42
Figure II.7 : Calcul des efforts inter-segmentaires en L4/L5 par la méthode « par le bas ».....	43
Figure II.8 : Itérations au niveau du membre inférieur droit	43
Figure II.9 : Positionnement du centre d'inertie du segment bras droit (G_s) à l'aide du point distal (D_s) et du point proximal (P_s) avec les axes d'inertie (I_{GX} , I_{GY} , I_{GZ}) en G_s	48
Figure II.10 : Expression de l'angle et du couple de flexion/extension de la cuisse sur la jambe exprimé dans le repère associé à la cuisse caractérisant le genou gauche.....	51
Figure II.11 : Evolution du couple C_z du genou au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min ⁻¹	52
Figure II.12 : Evolution de l'angle de flexion/extension du genou au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min ⁻¹	52
Figure II.13 : Expression de l'angle et du couple de flexion/extension du tronc sur le bassin exprimé dans le repère associé au tronc caractérisant la charnière lombaire L4/L5.....	53
Figure II.14 : Evolution du couple C_z au niveau de la charnière L4/L5 au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min ⁻¹	54
Figure II.15 : Evolution de l'angle de flexion/extension du tronc sur le bassin au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min ⁻¹	55
Figure II.16 : Expression de l'angle et du couple de flexion/extension du bras sur l'avant-bras exprimé dans le repère associé au bras caractérisant le coude gauche.....	56
Figure II.17 : Evolution du couple C_z au niveau du coude au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min ⁻¹	56
Figure II.18 : Evolution de l'angle de flexion/extension du coude au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min ⁻¹	57
Figure III.1 : Deux Caméras VICON©.....	64
Figure III.2 : Equerre, baguette et marqueurs rétro réfléchissants.....	64
Figure III.3 : Mise en évidence du non-alignement des marqueurs A, B et C fixés l'équerre	65
Figure III.4 : Principe appliqué pour la mesure des distances entre les marqueurs.....	66
Figure III.5 : Scène expérimentale de la 1 ^{ère} série d'expérimentations.....	68

Figure III.6 : Positionnement des 30 marqueurs capturés lors de la 1 ^{ère} série d'expérimentations. Les marqueurs m2, m8, m21 et m26 sont ceux permettant l'estimation des centres de rotation fonctionnels. Les 26 autres marqueurs permettent le repérage des différents segments.....	68
Figure III.7 : Plate-forme positionnée sous la coulisse (vue sans assise)	71
Figure III.8 : Coulisse instrumentée.....	71
Figure III.9 : Définition et représentation des matrices de passage T_{pf}^{Co} et T_{Co}^{Labo}	72
Figure III.10 : Plats-formes de force LOGABEX montées sur le socle de l'ergomètre avec une vue de l'intérieure de la plate-forme et de sa constitution en double anneaux reliée par des jauges de contraintes (a) et avec les cale-pieds fixés dessus (b) ...	74
Figure III.11 : Socle, plates-formes et bâti de l'ergomètre avec la mise en évidence des matrices de passages T_{CpD}^{Socle} et T_{CpG}^{Socle} , respectivement les matrices de passage du repère cale-pied droit, R_{CpD} (O_{CpD} , X_{CpD} , Y_{CpD} , Z_{CpD}) au repère R_{Socle} (O_{Socle} , X_{Socle} , Y_{Socle} , Z_{Socle}) et du repère du cale-pied gauche, R_{CpG} (O_{CpG} , X_{CpG} , Y_{CpG} , Z_{CpG}) au repère R_{Socle} (O_{Socle} , X_{Socle} , Y_{Socle} , Z_{Socle})	75
Figure III.12 : Capteur ENTRAN en position verticale pour étalonnage (a) et équations de régression des deux capteurs (b) MO2767 et MO2768 pour transformer les Tensions électriques (mV) en Poids (N).....	76
Figure III.13 : Dispositif expérimental mis en place pour la mesure des données cinématiques et dynamiques	77
Figure III.14 : Positionnement des 68 marqueurs sur le rameur	77
Figure III.15 : Détermination de la fréquence de coupure optimale (fc_{opt}) selon la méthode des résidus adaptée pour un signal provenant d'un capteur de force.....	80
Figure III.16 : Illustration de la méthode de détermination du centre de rotation fonctionnel d'une articulation type « rotule » (Gamage & Lasenby, 2002). m est l'estimation du centre de rotation fonctionnel, v_k^p est le vecteur position du marqueur « p » à l'instant « k »	82
Figure IV.1 : Relation entre les cadences demandées et les cadences réellement maintenues par les deux populations expertes étudiées	93
Figure IV.2 : Durées moyennes (+/- écart-type) des cycles, des phases de retour et des phases de propulsion en fonction de la cadence pour les rameurs ayant participé à la première série d'expérimentations et à la deuxième série	94
Figure IV.3 : Proportions des phases de propulsion et de retour dans un cycle en fonction de la cadence pour l'ensemble des rameurs ayant participé aux 2 séries d'expérimentations	95

Liste des figures

Figure IV.4 : Vitesses moyennes de la poignée, exprimées sur 100 % de la phase de propulsion, obtenues pour chaque cadence	97
Figure IV.5 : Vitesses moyennes de la poignée exprimées sur 100 % de la phase de retour obtenues pour chaque cadence	98
Figure IV.6 : Trajectoires de la poignée produites dans le plan sagittal par le rameur n°9 aux différentes cadences.....	99
Figure IV.7 : Amplitudes antéropostérieures moyennes (\pm écart-type) de la poignée calculées à chaque cadence pour tous les rameurs.....	100
Figure IV.8 : Amplitudes verticales moyennes (\pm écart-type) de la poignée calculées à chaque cadence pour l'ensemble des rameurs	101
Figure IV.9 : Distances moyennes (RMS) et écarts-types associés pour l'ensemble des rameurs à toutes les cadences pour la propulsion et pour le retour.....	102
Figure IV.10 : Coefficients de corrélation moyens (\pm écart-type) calculés entre la trajectoire normalisée produite à 18 coups.min ⁻¹ et celles réalisées aux autres cadences durant la phase de propulsion et de retour pour l'ensemble des rameurs formant notre population. £ : Différence significative entre les cadences 20 à 32 et 40 coups.min ⁻¹ . § : Différence significative entre toutes les cadences et celle de 40 coups.min ⁻¹	104
Figure IV.11 : Représentation des CRP _{c,g} , CRP _{t,g} , et CRP _{t,c} calculées pour les phases de propulsion et de retour en fonction de la cadence pour le rameur n°9.....	107
Figure IV.12 : Evolution des pics des CRP en fonction de la cadence pour la phase de propulsion avec (*) pour les différences significatives avec P < 0.05	110
Figure IV.13 : Evolution des pics des CRP en fonction de la cadence sur la phase de retour avec 'ns' pour mettre en évidence les différences non-significatives et (*) pour les différences significatives avec P < 0.05	111
Figure IV.14 : Moyenne des dates d'apparition des pics des 3 CRP calculées en fonction de la cadence pour l'ensemble de la population experte durant la phase de propulsion	112
Figure IV.15 : Moyenne des dates d'apparition des pics des 3 CRP calculées en fonction de la cadence pour l'ensemble de la population experte durant la phase de retour ...	113
Figure IV.16 : Effet du type d'organisation gestuelle sur le retour. A gauche, un retour dissocié observable à cadence 18 coups.min ⁻¹ . A droite un retour groupé observable à cadence de 40 coups.min ⁻¹	115
Figure IV.17 : Couple et angle de flexion/extension du genou produit par le rameur n°4 à cadence 18 coups.min ⁻¹	116
Figure IV.18 : Couple et angle de flexion/extension du genou produit par le rameur n°4 à cadence 40 coups.min ⁻¹	116

Figure IV.19 : Couple et angle de flexion/extension au niveau de L4/L5 produit par le rameur n°4 à cadence 18 coups.min ⁻¹	118
Figure IV.20 : Couple et angle de flexion/extension au niveau de L4/L5 produit par le rameur n°4 à cadence 40 coups.min ⁻¹	118
Figure IV.21 : Couple et angle de flexion/extension du coude produit par le rameur n°4 à cadence 18 coups.min ⁻¹	120
Figure IV.22 : Couple et angle de flexion/extension du coude produit par le rameur n°4 à cadence 40 coups.min ⁻¹	120
Figure IV.23 : Evolution du couple moteur fléchisseur au niveau du genou (VcG 2) en fonction de la cadence (** : P < 0.01) pour l'ensemble des rameurs experts	122
Figure IV.24 : Evolution de la date d'apparition du 2 ^{ème} changement de signe du couple Cz au niveau du genou (** : P < 0.01) pour l'ensemble des rameurs experts	122
Figure IV.25 : Evolution du couple moteur fléchisseur au niveau de la charnière lombaire L4/L5 (VcL 1) en fonction de la cadence (** : P < 0.01) pour l'ensemble des rameurs experts	123
Figure IV.26 : Evolution de la date d'apparition du changement de signe du couple Cz au niveau de la charnière lombaire L4/L5 (** : P < 0.01) pour l'ensemble des rameurs experts	124
Figure IV.27 : Evolution du couple moteur extenseur au niveau du coude (VcC) en fonction de la cadence pour l'ensemble des rameurs experts	125
Figure V.1 : Synthèse des résultats de la thèse. Les flèches représentent « participe à expliquer ». Les résultats concernant la phase de propulsion sont en pointillés et les résultats concernant la phase de retour sont en gras et traits pleins	136
Figure V.2 : Modèles comparés ; M4 modèle classiquement utilisé en aviron (Pudlo, 1999 ; Colloud, 2003) et M5 : Modèle complété par la clavicule (Pradon, 2003)	139
Figure V.3 : Coordonnées de l'effecteur (la poignée de l'ergomètre) mesurées, celles issues de la simulation via M4 et celles obtenues via M5	139

LISTE DES TABLEAUX

Tableau II.2-1 : Tableau d'interprétation d'une CRP en fonction des valeurs et de leur évolution au cours du temps	39
Tableau II.3-1 : Table anthropométrique définie par De Leva (1996).....	47
Tableau II.3-2 : Tableau d'interprétations du couple produit par la cuisse sur la jambe	51
Tableau II.3-3 : Tableau d'interprétations du couple produit par le tronc sur le bassin	54
Tableau II.3-4 : Tableau d'interprétations du couple produit par le bras sur l'avant-bras.....	56
Tableau II.5-1 : Synthèse des données à recueillir pour l'application des méthodes retenues	59
Tableau III.1-1 : Quantification de l'erreur entre MT et MV. La différence est obtenue par soustraction de MT à MV. Ces résultats sont présentés suivant l'unité de mesure du système VICON (en mm)	65
Tableau III.1-2 : Distances mesurées (AB, BC, DA, DB et DC) à l'aide du pied à coulisse servant d'étalon et les distances obtenues suite à l'optimisation et dans la partie droite, la nouvelle matrice de caractérisation de l'équerre obtenue (en mm).....	67
Tableau III.1-3 : Matrices obtenues après optimisation des données caractérisant l'équerre de calibration, après mesure avec le système VICON et différence entre les deux (en mm).....	67
Tableau III.1-4 : Liste des marqueurs utilisés lors de la première série d'expérimentations.....	69
Tableau III.1-5 : liste des marqueurs utilisés en supplément de ceux figurant dans la première série d'expérimentations	78
Tableau III.2-1 : Détermination des centres articulaires à l'aide des marqueurs apposés sur les bords externes et internes des coudes, poignets, genoux et chevilles droite et gauche	82
Tableau IV.1-1 : Tableau de synthèse des résultats concernant les paramètres globaux du geste du rameur	96
Tableau IV.1-2 : RMS (en mm) entre la trajectoire normalisée produite à cadence 18 et celles produites aux autres cadences, pour le rameur n°9 sur la phase de propulsion et de retour.	102
Tableau IV.1-3 : Coefficients de corrélation (r) calculés entre la trajectoire produite à 18 coups.min ⁻¹ et celles réalisées aux autres cadences pour le rameur n°9 durant la propulsion et le retour	103

Liste des tableaux

Tableau IV.1-4 : Tableau de synthèse des résultats concernant les paramètres spatio-temporels liés à la poignée	105
Tableau IV.2-1 : Tableau de synthèse des résultats concernant les CRP lorsque le rameur augmente sa cadence	114
Tableau IV.3-1 : Valeurs caractéristiques pour l'angle et couple de flexion/extension pour le genou gauche	117
Tableau IV.3-2 : Valeurs caractéristiques pour l'angle et couple de flexion/extension pour la liaison L4/L5	119
Tableau IV.3-3 : Valeurs caractéristiques pour l'angle et couple de flexion/extension pour le coude gauche	120
Tableau IV.3-4 : Conclusions issues de l'analyse statistique des couples inter-segmentaires étudiés.....	126
Tableau V.2-1 : Tableau de synthèse et réponse à notre problématique.....	137

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

Pratiquer l'aviron demande de s'entraîner en bateau. Un rameur expert peut s'entraîner entre 5000 et 7000 km en bateau par an (Steinacker, 1993). Dans un programme d'entraînement type établi par la direction technique nationale (DTN) de la FFSA (2006-2007), le rameur doit réaliser 5400 km par an sur l'eau à des cadences comprises entre 18 et 20 coups.min⁻¹ pour la plupart d'entre eux. A cela, doivent être ajoutés des entraînements sur ergomètre d'aviron, de la course à pied et de la musculation. Le volume d'entraînements des rameurs est compris entre 3 heures/jour (Steinacker, Lormes, Lehmann, & Altenburg, 1998) et 4 heures/jour (programmes d'entraînement de la FFSA, Annexe 1).

En période hivernale (décembre, janvier, février), les entraînements programmés en bateau, sur ergomètre d'aviron, de courses à pied et de musculation occupent des parts différentes que celles demandées en période estivale. En février par exemple, la part des entraînements « programmés » est de 21% sur ergomètre, 55% en bateau, 12% en course à pieds et en musculation. En plus de cette part « programmée » sur ergomètre, il faut ajouter les heures d'ergomètre que réalise le rameur à cause de la non-navigabilité des cours d'eau. Les entraînements sur ergomètre sont donc non-négligeables en hiver. Et ceci malgré les différences existantes connues entre la technique gestuelle produite sur ergomètre et réalisée en bateau (Lamb, 1989). Ces entraînements sur ergomètre sont réalisés le plus souvent à des cadences comprises entre 18 et 20 coups.min⁻¹. Ce qui est aussi le cas à l'approche des tests ergométriques hivernaux (Annexe I, décembre 2006 et février 2007). Au regard des cadences atteintes en course en bateau, qui varient de 32 à 40 coups.min⁻¹, on peut donc s'interroger sur la faible quantité d'entraînements réalisée à cadence élevée. Ne faudrait-il pas augmenter le nombre d'entraînements à haute cadence ?

L'ambition de cette thèse n'est pas de donner une réponse unique et impérieuse vis-à-vis des entraînements qui existent. Cette thèse envisage les adaptations d'une pratique et de sa technique sur ergomètre à cadence élevée. Elle tente d'apporter quelques éléments de réponse à la question « S'entraîner sur ergomètre à haute cadence, un bien ou un mal ? ». Pour cela, des expérimentations impliquant des rameurs experts seront réalisées sur ergomètre pour une large gamme de cadence. La thèse visera préalablement à identifier des méthodes, des outils permettant de conclure, après analyse des données mesurées, sur oui ou non, et pourquoi, il est avantageux ou pas de s'entraîner à haute cadence sur ergomètre.

Le plan suivi dans ce manuscrit est le suivant :

Dans un premier chapitre, une revue de littérature relative à la pratique de l'aviron et à sa performance est réalisée. Ce chapitre revient tout d'abord sur les exigences de ce sport et les risques que les rameurs les plus chevronnés peuvent encourir lors de sa pratique. Dans une seconde partie, les facteurs influençant la performance en aviron sont développés. Outre les facteurs environnementaux et matériels, relativement maîtrisables, la technique du geste du

rameur soulève notre intérêt. Une troisième partie se focalise alors sur les indicateurs techniques de la performance. Nous les répartirons en 2 groupes : les indicateurs dits globaux, qui résument en une unique valeur l'activité du rameur et les indicateurs locaux, qui détaillent des points précis de l'activité du rameur.

Dans un deuxième chapitre, les outils et méthodes retenus pour évaluer le geste produit à haute cadence sur ergomètre sont détaillés successivement. En particulier, les paramètres spatio-temporels globaux issus de la trajectoire de la poignée sont détaillés. Ainsi, les paramètres observables utilisés dans la pratique de l'aviron : les paramètres temporels et spatio-temporels sont explicités. Une deuxième partie de ce chapitre présente une méthodologie visant à expliciter les variations dans la gestuelle susceptibles de modifier les paramètres temporels et spatio-temporels de la trajectoire de la poignée. La notion de « phases relatives continues » est introduite, ainsi que les angles articulaires nécessaires à leur calcul et interprétation. Enfin, le chapitre se termine par une présentation du calcul des efforts inter-segmentaires et l'estimation des couples de flexion/extension générés au coude, en L4/L5 (tronc) et au genou.

Un troisième chapitre dans la lignée de l'approche établie précédemment, visant à l'analyse du mouvement du rameur sur ergomètre lorsqu'il augmente sa cadence, a fait apparaître des besoins en termes de données. Celles-ci doivent être mesurées et traitées avant l'application des méthodes et outils présentés au chapitre précédent. Afin de renseigner les données cinématiques et dynamiques nécessaires à l'application des méthodes, deux séries d'expérimentations sont mises en œuvre. Dans la première partie de ce chapitre, pour chaque série d'expérimentations, les matériels expérimentaux sont explicités et ajustés, les protocoles expérimentaux et les populations de rameurs experts sont présentés. La deuxième partie de ce chapitre présente les traitements appliqués aux données mesurées avant de pouvoir appliquer les méthodes développées dans le chapitre précédent.

Le quatrième chapitre présente les résultats de l'application des méthodes proposées aux données mesurées (et traitées). Il se décompose en 3 parties principales qui introduisent successivement les résultats de l'analyse des paramètres spatio-temporels de la poignée, de la coordination gestuelle du rameur et des couples inter-segmentaires à l'origine des mouvements du rameur.

Le cinquième chapitre revient et discute des résultats obtenus et propose quelques perspectives qui sont le produit direct de nos réflexions.

CHAPITRE I

REVUE DE LITTERATURE

CHAPITRE I : REVUE DE LITTÉRATURE

I.1 INTRODUCTION

L'objectif de cette thèse est de répondre à la question : « L'entraînement du rameur sur ergomètre à haute cadence : un bien ou un mal ? » et ceci au regard des indicateurs de performance sur bateau. Pour cela, une première étape vise à s'approprier cette pratique nautique, ses fondamentaux, puis dans une seconde étape d'identifier les indicateurs techniques de la performance afin de conclure sur ce questionnement.

Dans une première partie, une revue de littérature relative à la pratique de l'aviron et à sa performance est réalisée. Ce chapitre revient tout d'abord sur les exigences de ce sport et les risques que les rameurs les plus chevronnés peuvent encourir lors de sa pratique. Dans une seconde partie, les facteurs influençant la performance en aviron sont développés. Outre les facteurs environnementaux et matériels, relativement maîtrisables, la technique du geste du rameur, qui apparaît le facteur le moins contrôlable, soulève tout notre intérêt. Une troisième partie se focalise alors sur les indicateurs techniques de la performance. Nous les répartirons en 2 groupes : les indicateurs dits globaux, qui résument en une unique valeur l'activité du rameur et les indicateurs locaux, qui détaillent un point précis de l'activité du rameur.

I.2 L'AVIRON

L'aviron est une pratique sportive nautique. Le rameur évolue sur l'eau, à l'aide d'une embarcation (Annexe II) dans laquelle il se déplace de manière cyclique. Il vise différents objectifs : la sensation (e.g. de glisse, de déséquilibres), l'exploration (e.g. le canotage dans des lieux inexplorés ou uniquement accessible par voie maritime) ou la performance (e.g. gagner un duel, une course, une compétition). Quelque soit le but recherché, le geste du rameur se décompose en 4 phases gestuelles : l'attaque, la propulsion, le dégagé et le retour. Le premier paragraphe présente en détail ces 4 phases techniques. Le second paragraphe rappelle que l'aviron est tout à la fois un sport technique, physique mais aussi à risques.

I.2.1 Description du geste du rameur

Le geste du rameur est souvent décomposé en deux temps distincts : la propulsion et le retour (Celentano, Cortili, Di Prampero, & Cerretelli, 1974; Colloud, 2003; Pudlo, 1999; Secher, 1993; Richard M. Smith & Loschner, 2002; Zatsiorsky & Yakunin, 1991). Ces deux temps sont séparés par deux événements rapides que sont l'attaque et le dégagé. Les paragraphes suivants décrivent en détail ces 4 phases : la propulsion, le dégagé, le retour et l'attaque. Cette description, tirée de (Redgrave, 1995), est retenue par la Fédération Française des Sociétés d'Aviron (F.F.S.A., 1999).

I.2.1.1 La propulsion

La phase de propulsion (Figure I.1) est une phase propulsive « active ». C'est durant cette phase que le rameur, à l'aide de ses avirons, déplace l'ensemble de l'embarcation. Une fois l'appui* (* : Cf. Glossaire) créé, le rameur tente de le conserver le plus longtemps possible afin d'optimiser le déplacement du système formé par le bateau, les avirons et le rameur (le système BAR).

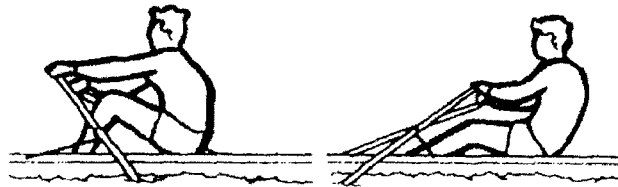


Figure I.1 : Représentation de la phase de propulsion en un de couple (1x, ou skiff)

La propulsion se décompose en trois sous-phases distinctes qui se recouvrent partiellement dans le temps (Dal Monte & Komor, 1989; Kleshnev, 2003) :

- la « poussée des jambes », qui correspond à l'ouverture des genoux (mesurée par l'angle séparant la jambe de la cuisse),
- la « bascule du dos vers l'arrière », qui correspond à l'extension du dos (mesurée par l'angle séparant le tronc de la verticale) et,
- la « traction des bras », qui correspond à la flexion des coudes (mesurée par l'angle séparant le bras de l'avant-bras).

La propulsion se termine lorsque les poignées* de l'aviron effleurent la huitième côte, les palettes* des avirons étant maintenues encore dans l'eau (F.F.S.A., 1999). Aussi bien sur bateau que sur ergomètre, la propulsion se produit en « 1 seconde » quelque soit la cadence comprise entre 18 et 33 coups.min⁻¹ selon (Dawson, Lockwood, Wilson, & Freeman, 1998), puis, sur bateau, cette durée diminue entre 37 et 41 coups.min⁻¹ (Martin & Bernfield, 1980).

Une bonne phase de propulsion se caractérise par un trajet type de la palette dans l'eau (Zatsiorsky & Yakunin, 1991)(Phase 2, Figure I.2).

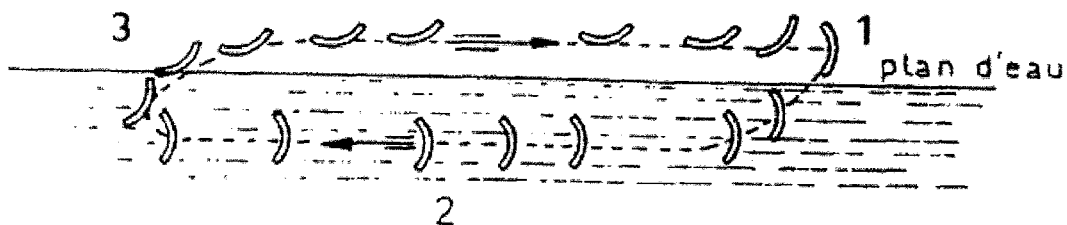


Figure I.2 : Trajectoire de la palette observée à partir d'un repère lié au bateau
(d'après (Zatsiorsky & Yakunin, 1991))

Cette figure met en évidence le trajet de la palette dans l'eau, par rapport à un référentiel fixe lié au bateau, lorsque le bateau se déplace. Par rapport à un référentiel fixe lié à la

rive, le rameur recherche à minimiser le déplacement de la palette dans l'eau (maintient de l'appui dans l'eau, Figure I.3).

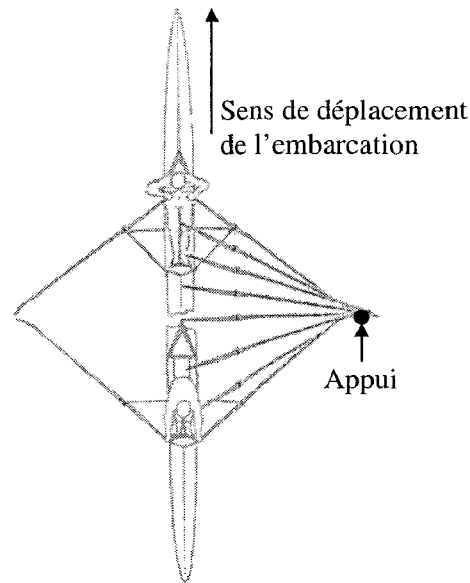


Figure I.3 : Vue de dessus du déplacement du bateau par rapport à un référentiel terrestre fixe et mise en évidence du rôle du point d'appui

De la longueur* du coup ou l'amplitude antéropostérieure de la trajectoire de la poignée dépend la distance parcourue par la dame de nage*, et donc du bateau, par rapport à l'appui sur l'eau. Par ailleurs, pour continuer à accélérer l'embarcation sur la fin de propulsion, il est indispensable de réaliser un bon fouetté final, consistant à accélérer les poignées en fléchissant rapidement les coudes (Gouraud, Levrat, & Imbert, 1990).

I.2.1.2 Le dégagé



Figure I.4 : Représentation du dégagé en un de couple

Le dégagé (Figure I.4) est le moment où les palettes sortent de l'eau et se mettent à l'horizontal. Pour la plupart des entraîneurs, le dégagé est initié par le rameur suite à un feedback lui indiquant une résistance à l'avancement du bateau qu'il ressent en position arrière.

Durant le dégagé, les coudes s'ouvrent, ce qui a pour conséquence de faire baisser les mains, d'appuyer sur les manchons* et donc de sortir les palettes de l'eau. Enfin, le rameur réalise une extension des poignets pour mettre les palettes parallèles à la surface de l'eau. Un bon dégagé est réalisé à la fin du fouetté des avirons avec un trajet des mains bien arrondi (Phase 3, Figure I.2) sur la position arrière (V. Nolte, 2005).

I.2.1.3 Le retour

Dès que le rameur entame une extension de l'épaule (Figure I.5), la phase de retour commence.



Figure I.5 : Représentation de la phase de retour en un de couple

La phase de retour est le passage de la position « sur l'arrière » à la position « sur l'avant » (Phase 4, Figure I.2). Le rameur revient sur l'avant en ouvrant l'angle des coudes et des épaules, c'est le remplacement des bras. Dès que les bras ont démarré leur remplacement, le rameur bascule le tronc vers l'avant.

Pour accélérer encore l'embarcation, et compte tenu de la conservation du moment cinétique (Celentano et al., 1974; Dudhia, 2000), le remplacement « bras –tronc » doit s'effectuer rapidement. Ce remplacement constitue, pour ces auteurs, une sous-phase dite de propulsion « passive ».

Enfin, le rameur réalise une flexion des genoux et se retrouve sur l'avant prêt à recommencer un nouveau cycle. Le remplacement des « jambes » doit s'effectuer avec une décélération progressive pour éviter la création d'une force sur le cale-pieds qui serait contraire à l'avancement (V. Nolte, 2005; Redgrave, 1995).

En résumé, une bonne phase de retour est caractérisée par : un début de retour avec un remplacement rapide des bras et du tronc et une fin retour avec un remplacement décéléré progressivement pour éviter les à-coups (Richard M. Smith & Loschner, 2002).

I.2.1.4 L'attaque



Figure I.6 : Représentation de la phase d'attaque en un de couple

L'attaque se caractérise visuellement par une tombée des palettes dans l'eau et parfois une légère extension des genoux et un certain gainage lombaire (Figure I.6). Dans cette phase gestuelle, le rameur ouvre l'angle des épaules (l'angle séparant le bras du tronc) pour « monter les mains sur l'avant » et, à l'aide des palettes, créer un appui sur l'eau. Pour cela, le rameur relève également le haut du dos (Laborde, 1984), et développe une force maximale (e.g.

(D. A. Mahler, N. N. Nelson, & F. C. Hagerman, 1984)) ou tout du moins suffisante (e.g. (F.F.S.A., 1999)) entre les palettes et l'eau pour commencer son déplacement.

Pour produire une bonne attaque, les palettes ne doivent pas s'enfoncer trop dans l'eau et doivent y entrer au moment où le rameur atteint sa position maximale avant (Phase 1, Figure I.2). Si les palettes entrent avant cette position, les forces sur les palettes sont contraires à l'avancement. Si les palettes entrent après cette position maximale alors l'appui est créé plus tard et donc, la distance utile à la propulsion sera diminuée. Enfin, une bonne attaque se caractérise par une poussée sur les cale-pieds* alors que la palette est complètement immergée.

I.2.2 L'aviron : un sport exigeant à risques

I.2.2.1 Un sport exigeant en qualité physique musculaire

L'aviron est une activité physique cyclique généralement considérée comme mettant en jeu 70% de la masse musculaire des rameurs (Steinacker, 1993). Sans être exhaustif, les muscles sollicités sont ceux du dos (e.g. : le grand dorsal, les lombaires, les intervertébraux), des épaules (e.g. : les sus-épineux et les sous-épineux au niveau de la scapula, les deltoïdes, les trapèzes, les pectoraux), des membres supérieurs (e.g. : les biceps longs, les triceps, les fléchisseurs des doigts) mais surtout ceux des membres inférieurs (e.g. : les quadriceps, les abducteurs, les adducteurs, les ischio-jambiers, les jumeaux, les tibialii antérieurs) (Gouraud et al., 1990; Laborde, 1984; D. A. Mahler, W. N. Nelson, & F. C. Hagerman, 1984; V. Nolte, 2005; Rodriguez, Rogriguez, Cook, & Sandborn, 1990; Wilson, Robertson, & Stothart, 1988).

L'aviron est souvent considéré comme le sport d'endurance qui demande le plus grand investissement physique (Hagerman, 1984). Le rameur réalise généralement 15-20 km par entraînement (Annexe I) à des cadences de 18 à 20 coups.min⁻¹. Les fibres musculaires développées sont alors de type I, fibres lentes, et sont hypertrophiées chez les rameurs experts (70 à 85% des fibres musculaires) (Secher, 1993). Cependant, lors d'entraînements spécifiques alliant endurance et force, des fibres musculaires de types IIa, ou « fast resistant » sont aussi développées (Kraemer et al., 1995). Ces auteurs montrent que l'entraînement à haute intensité associé à un entraînement d'endurance augmente le nombre de fibres IIa au détriment des fibres IIb et permet de conserver le même nombre de fibre I. La conservation du nombre de fibre I est importante car perpétue l'aptitude du rameur à récupérer et à mieux éliminer l'acide lactique. Cependant, à notre connaissance, ces résultats n'ont pas été mis en application ni même testés en aviron.

I.2.2.2 Un sport exigeant en qualité physiologique

Le métabolisme aérobie des rameurs de compétition se situe parmi les plus hauts enregistrés dans les sports dits d'endurance (Hagerman, 1984). Plus précisément, les qualités physiologiques des rameurs sont déterminées à partir de plusieurs valeurs : la fréquence respiratoire (D. A. Mahler et al., 1984), le VO_{2max} (Bourdin, Messonnier, & Lacour, 2004;

Mahler, Parker, & Andresen, 1985; Roberts, Wilkerson, & Jones, 2005; Shephard, 1998), la puissance maximale aérobie (Bourdin, Messonnier, Hager, & Lacour, 2004; Secher, 1993; Steinacker, Both, & Whipp, 1993) et la résistance aux seuils lactiques (2 [La₂] et 4 mmol.l⁻¹ [La₄]) (Bourdin, Messonnier, & Lacour, 2004; Messonnier, Freund, Bourdin, Belli, & Lacour, 1997). Chacune de ces valeurs ont été mesurées chez le rameur.

La fréquence respiratoire est importante chez les rameurs, les 60 respirations par minute peuvent être dépassées (D. A. Mahler et al., 1984). En comparaison, un adulte sain au repos réalise entre 12 à 20 respirations par minute.

Le VO_{2max}, c'est-à-dire le volume maximal d'oxygène consommable atteint généralement des valeurs de 200 L.min⁻¹ chez les rameurs et de 170 L.min⁻¹ chez les rameuses (D. A. Mahler et al., 1984). En 1993, Secher enregistre chez un rameur expert un VO_{2max} 243 L.min⁻¹. A titre comparatif, une ventilation forcée volontairement par un individu masculin, jeune et en bonne santé est de 150 L.min⁻¹. Ce calcul de VO_{2max} ne prend pas en compte la masse totale de l'individu mesurée alors qu'elle est corrélée au VO_{2max} (Astrand & Rodahl, 1986). C'est pourquoi, la normalisation par rapport à 2/3 de la masse totale permet d'obtenir un VO_{2max} comparable entre individus (Astrand & Rodahl, 1986). Ce calcul semble permettre une meilleure différenciation des rameurs lorsqu'il est exprimé en VO_{2max}.kg^{-0.57} (Bourdin, Messonnier, Hager et al., 2004).

La puissance maximale aérobie (PMA) est la puissance produite sur ergomètre (vélo, aviron ou course à pieds) à VO_{2max}. Lors d'un exercice, l'individu développe une puissance pic qui peut être comparée à la PMA. Le résultat permet alors de conclure que l'individu, pour un effort donné, utilise plus ou moins sa filière aérobie (% de PMA ou % de VO_{2max}) en course à pieds par exemple (Bourdin, Messonnier, Hager et al., 2004). (Bourdin, Messonnier, & Lacour, 2004) ont montré que pour 54 rameurs de niveau national et international, la puissance pic atteignait en moyenne 109,2% de la Puissance Maximale Aérobie (PMA) sur 2000 mètres de course sur ergomètre d'aviron. Ceci indique que les rameurs experts mettent en jeu non seulement la totalité de leur système aérobie mais aussi leur système anaérobie lactique (Bourdin, Messonnier, & Lacour, 2004). Ces résultats chez les rameurs experts correspondent à ceux mis en évidence chez les experts en course à pied (Noakes, Myburgh, & Schall, 1990) ou en cyclisme (Hawley & Noakes, 1992).

La filière anaérobie lactique est celle produisant les lactates. Elle est majoritairement utilisée par des fibres ayant un faible pouvoir ATPasique comme les fibres de types IIa et IIb (Kraemer et al., 1995). La production d'énergie par cette filière augmente l'acidose dans le muscle et dans le sang car il y a une forte production d'acide lactique. Le seuil de 4 mmol.l⁻¹ de lactates est atteint en général chez des rameurs expert à 90% de leur VO_{2max}.kg^{-0.57} (Bourdin, Messonnier, Hager et al., 2004). Ce résultat est largement plus élevé qu'à la normale et est équivalente à celle calculée chez des skieurs de fonds (Messonnier et al., 1997). La dégradation de cet acide lactique est réalisé par les cellules utilisant majoritairement la filière aérobie (e.g. muscles lisses intestinaux ou encore les muscles striés du cœur) et comme les rameurs experts ont développé une quantité importante de fibres musculaires striés squelettiques de type I, ils

dégradent facilement les lactates produits lors des courses (Messonnier, Aranda-Berthouze, Bourdin, Bredel, & Lacour, 2005). Ceci permet donc au rameur de mieux résister à l'acidité sanguine et permet de repousser l'apparition des seuils lactiques [La2] et surtout [La4] au plus près des 100% de VO_{2max} (Messonnier et al., 1997).

I.2.2.3 Un sport à risques

L'aviron est un sport à risques qui ne relève pas de l'urgentologie (Pudlo, 1999), mais plutôt du type traumatique chronique dû en particulier à l'usure des surfaces articulaires, des capsules ostéo-articulaires, des tendons ou des muscles (Gouraud et al., 1990; Paliere, 1994). Des recherches cliniques et radiologiques ont montré que sur 45 rameurs australiens de haut niveau, 68% souffraient de la maladie de Scheurmann (cyphose de l'adolescence) et 48% subissaient une dégénérescence de la colonne vertébrale (Dal Monte & Komor, 1989). Plusieurs explications ont été proposées :

- Beaucoup d'auteurs attaquent la lourdeur des programmes d'entraînement (Reid & Fricker, 1989; Soper & Hume, 2004; Stallard, 1980; Wajswelner, 1996),
- (Borg, 1994) envisagent le mauvais port du bateau, la correction d'équilibre en aviron de pointe et la pratique désordonnée de la musculation chez certains rameurs,
- (Stallard, 1980) dénoncent les styles qui accentuent le mouvement de flexion et d'extension du tronc,
- (Reid & Fricker, 1989) accusent la fatigue musculaire,
- (Bull & McGregor, 2000) montrent que les angles lombo-sacral et thoraco-lombaire sont de plus en plus importants avec la fatigue en début et fin de propulsion. Ces résultats sont confirmés par (Caldwell, McNair, & Williams, 2003) qui montrent, qu'en début de la propulsion, chez un même rameur l'angle thoraco-lombaire augmente à mesure que la fatigue croît.
- (Colloud, 2003; Pudlo, 1999) mettent en cause un couple trop important au niveau lombaire L4/L5 et L5/S1 respectivement,

Les maux des rameurs sont donc les pathologies rachidiennes localisées au niveau de la charnière lombaire (Colloud, 2003). Cet auteur, ainsi que (Boland & Hosea, 1991; A. McGregor, Anderton, & Gedroyc, 2002; Parkin, Nowicky, Rutherford, & McGregor, 2001; Pudlo, 1999; Teitz, O'Kane, Lind, & Hannafin, 2002) indiquent que les couples articulaires calculés au niveau des lombaires atteignant des valeurs très importantes, il est facilement envisageable qu'ils soient la cause des traumatismes du rameur.

I.2.3 Conclusion

L'aviron est donc une pratique sportive cyclique nautique qui se décompose en deux phases principales, la propulsion et le retour. Durant la propulsion, le rameur crée un appui dans

l'eau à l'aide de ses palettes et déplace sa poignée de manière à accélérer son embarcation, et ce, le plus longtemps possible. La trajectoire de la palette, et donc la trajectoire de la poignée de l'aviron, doivent alors suivre un profil type. Ceci est rendu possible par la mise en action des genoux, du tronc puis des coudes. Durant la phase de retour, les actions sont inversées : l'extension des coudes, la bascule du tronc sur l'avant puis la flexion des genoux se suivent de manière plus ou moins séquentielle. Pratiquer ce sport demande donc des qualités techniques, mais pas seulement. En effet, des qualités physiques et physiologiques importantes sont nécessaires. Les rameurs doivent développer une grande VO_{2max} et doivent montrer une grande résistance au seuil lactique [La4]. Cette résistance nécessite bien sûr le développement des fibres musculaires de type I pour favoriser la récupération. Le développement des fibres I est rendu possible par une grande quantité d'entraînements à cadence basse. Des entraînements doivent également permettre de développer des fibres musculaires de types IIa pour permettre au rameur de produire une force plus importante. Celles-ci se développent lors d'exercices réalisés à une fréquence gestuelle et une intensité élevée. Le rameur doit donc s'entraîner de manière conséquente durant toute l'année bien qu'il soit parfois sujet à des traumatismes touchant principalement la chaîne lombo-sacrée.

I.3 LA PERFORMANCE EN AVIRON

La performance en aviron se mesure par le temps mis pour réaliser 2000 mètres. Plus ce temps est faible, meilleur est le rameur. Le temps final réalisé sur ces 2000 mètres est le moyen de mesure de la performance absolu (Baudouin & Hawkins, 2004; Dal Monte & Komor, 1989; Martin & Bernfield, 1980; V. Nolte, 2005; Redgrave, 1995; Sanderson & Martindale, 1986; R. M. Smith & Spinks, 1995; Soper & Hume, 2004).

(Dal Monte & Komor, 1989; Soper & Hume, 2004) ont formalisé, sous forme hiérarchique, les facteurs intervenants dans la production du temps final. La hiérarchisation proposée par (Dal Monte & Komor, 1989) présente l'avantage de présenter des relations multiples entre les facteurs (Figure I.7), mettant ainsi en évidence quelques relations entre les facteurs. Nous renvoyons le lecteur à l'Annexe IV pour une présentation de la hiérarchisation proposée par (Soper & Hume, 2004).

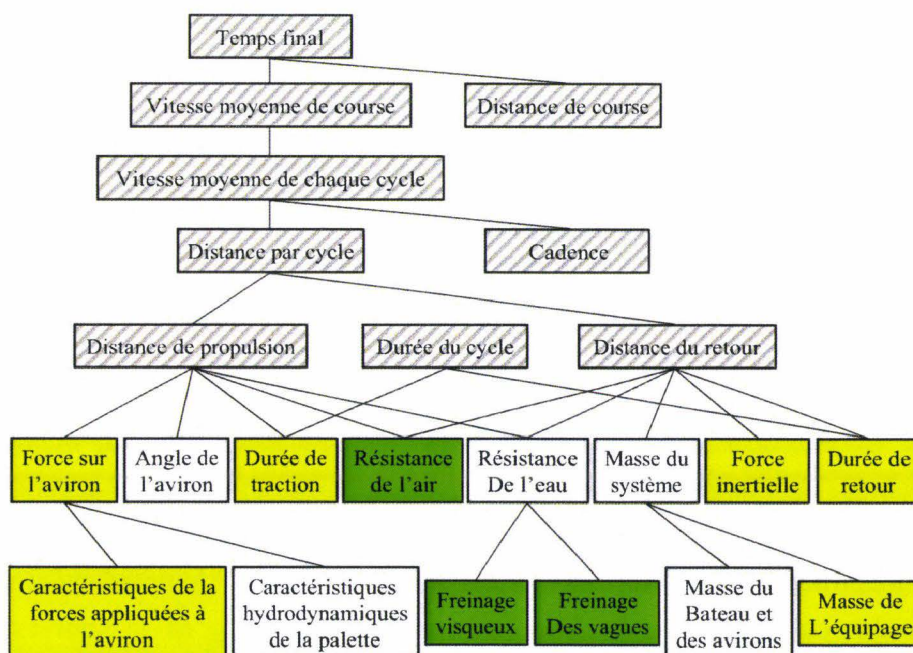


Figure I.7 : Hiérarchisation des paramètres mécaniques et biomécaniques influençant la performance en aviron (traduit d'après Dal monte, 1989). Sur cette hiérarchisation, les facteurs environnementaux sont sur fond vert, les facteurs matériels sur fond blanc et les facteurs humains sur fond jaune. Les facteurs hachurés en gris sont issus de traitements numériques

La Figure I.7 montre que le temps final est fonction de la vitesse moyenne maintenue et de la distance parcourue. La vitesse moyenne maintenue en bateau sur 2000 mètres peut être définie sur un cycle moyen. Celle-ci est elle-même décomposée en 2 facteurs explicatifs principaux que sont : la distance parcourue à chaque cycle et la cadence, c'est-à-dire le nombre de cycle par minute. La décomposition de ces deux derniers facteurs fait intervenir des facteurs environnementaux, des facteurs matériels et des facteurs humains, tous trois abordés dans les paragraphes suivants.

I.3.1 Les facteurs environnementaux

Les deux facteurs environnementaux majeurs sont l'eau et l'air. Ils sont développés dans les deux paragraphes suivants.

Les compétitions internationales se déroulent en eau morte, c'est-à-dire en rivière ou en bassin clos, à l'opposé de l'aviron de mer qui se pratique en eau vive, soit en mer. En rivière, il n'est pas rare d'avoir du courant. Ce courant peut être favorable ou défavorable aux rameurs. Il est favorable aux rameurs lorsque le courant est de même sens que le sens de déplacement du bateau car il rend plus facile la création de l'appui au niveau de la palette et réduit les forces de frottement au niveau de la coque (Zatsiorsky & Yakunin, 1991). A l'opposé, le courant de sens contraire à l'avancement rend plus difficile la création de l'appui car la palette doit « rattraper » la vitesse de l'eau avant de la dépasser et créer ainsi l'appui. Le courant de sens contraire augmente également les forces de frottements de l'eau sur la coque.

Par ailleurs, en rivière, le courant est plus faible près de la berge où la profondeur de l'eau est généralement plus faible qu'au milieu du lit. Dans le cas d'une différence de profondeur, si le courant est de même sens que l'avancement du bateau alors, le courant est moins favorable au bord de la berge qu'au milieu de la rivière. A l'opposé, si le courant est contraire à l'avancement du bateau alors, il est préférable d'évoluer au bord de la berge plutôt qu'au milieu de la rivière. Une autre source de gêne à l'avancement concerne les vagues, mais aucune donnée scientifique à notre connaissance ne donne plus d'informations à ce sujet bien que ce facteur ait déjà été envisagé (Dal Monte & Komor, 1989).

Le second facteur environnemental est le vent qui est généralement associé justement à la création de vagues. Le vent est favorable à l'avancement lorsqu'il est de même sens que le sens de déplacement du bateau. A l'opposé, si le vent est contraire à l'avancement du bateau, il aura tendance à ralentir le système {bateau, aviron, rameur(s)} (BAR). Cependant, aucune valeur n'a permis de quantifier ce ralentissement. Tout comme le courant, l'emplacement sur les lignes d'eau de la course en ligne peut être plus ou moins avantageux. Si le vent est contraire à l'avancement et que l'embarcation a une forte exposition à ce dernier, alors la performance est réduite par rapport à une embarcation moins exposée. Dans le cas contraire, si le vent est dans le même sens que le déplacement du bateau, et que l'embarcation a une forte exposition à ce dernier, alors l'embarcation est avantagée par rapport à une embarcation moins exposée.

Les effets inégaux des facteurs environnementaux peuvent cependant être atténués et plus ou moins maîtrisés par les autorités fédérales lorsqu'ils décident de construire des bassins d'une profondeur constante et de limiter les vents dominants par des digues boisées par exemple.

I.3.2 Les facteurs matériels

Les facteurs matériels liés à la performance proviennent des parties constitutives des bateaux (e.g. carences, masse) et des avirons (e.g. forme de palette).

Tout d'abord, les bateaux sont équipés d'hiloirs*. Ils constituent une protection de la coque permettant de limiter la quantité d'eau pouvant remplir la coque en cas de fortes vagues et ainsi éviter un alourdissement du système BAR.

Ensuite, les masses des bateaux et des avirons (Dal Monte & Komor, 1989; Zatsiorsky & Yakunin, 1991) sont des facteurs de performances puisqu'elles contribuent à immerger plus ou moins la ligne de flottaison de la coque dans l'eau. Plus la surface de la coque est en contact avec l'eau plus la force de frottement est importante et donc contraire à l'avancement (Barré, 1998). Notons que cette immersion est plus ou moins maîtrisée par la forme de la coque.

La forme de la palette joue également un rôle au niveau de l'appui sur l'eau (Nicholas Caplan & Gardner, 2007; Peach, Pelham, & Carter, 1995; Pelham, Holt, Burton, Carter, & Peach., 1993; Scragg & Nelson, 1993). (Peach et al., 1995) et (Nicholas Caplan & Gardner, 2007) indiquent qu'une meilleure performance est obtenue avec des palettes du type « hachoir » (ou « big blabe ») plutôt qu'avec des palettes du type « mâcon » (ces deux types de

palettes sont présentés en Annexe V). Cependant, le type de palette hachoir est susceptible d'induire 36.4% de forces de compression supplémentaire au niveau de la charnière lombosacrée L5-S1 (Munro & Yanai, 2000). Malgré les problèmes de dos reconnus en aviron, ces palettes sont majoritairement utilisées en compétition car les experts sont sensés pouvoir tolérer ce type de force de compression et de cisaillement.

De plus, le réglage du collier* au niveau des avirons est très important car il détermine le bras de levier avec lequel le rameur va transmettre sa force de traction au point d'appui sur l'eau (Dal Monte & Komor, 1989; F.F.S.A., 1999; Zatsiorsky & Yakunin, 1991). Plus la distance entre le collier et la poignée (h , Figure I.8) est faible, plus la force développée par le rameur doit être importante au niveau de la poignée pour déplacer le bateau mais plus grand est le déplacement du système BAR par rapport au point d'appui. A l'opposé, plus le collier est éloigné de la poignée, moins la force développée par le rameur doit être importante au niveau de la poignée pour déplacer son bateau mais moins grand est le déplacement du système BAR par rapport au point d'appui.

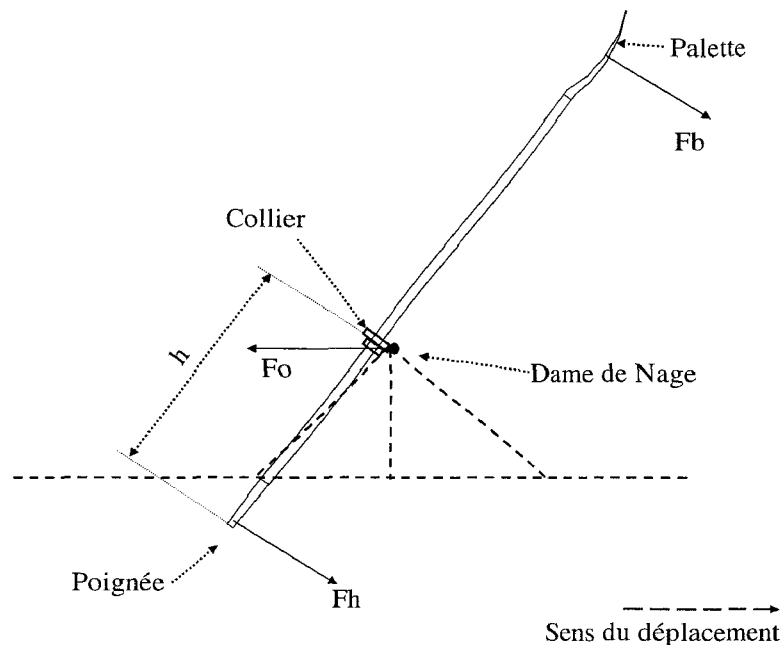


Figure I.8 : Bilan des forces s'exerçant sur un aviron où : « h » est le bras de levier ; « F_h » : la force à la poignée ; « F_o » : la force sur la dame de nage ; « F_b » : la force produite à la palette.

Enfin, le réglage des cale-pieds influence également la performance en aviron. Les cale-pieds doivent définir un angle compris entre 41 et 46 degrés avec la verticale selon (Redgrave, 1995) et la (F.F.S.A., 1999). Cet angle constitue le bon compromis entre la poussée horizontale et verticale des pieds sur les cale-pieds en début de propulsion. La hauteur du cale-pieds joue également un rôle dans la performance (N. Caplan & Gardner, 2005). De plus, (Redgrave, 1995) indique que l'ajustement des cale-pieds dépend de la souplesse articulaire des chevilles.

Les matériels de compétition sont souvent les mêmes et de mêmes marques pour chaque nation (e.g. Empacher, Vespoli, Phillipi). Les réglages de l'ensemble du matériel (cale-pieds, collier, entraxes) sont connus et maîtrisés, par les rameurs et les entraîneurs, et sont

indispensables à la production de performances. Tout comme les facteurs environnementaux, les facteurs matériels sont tout aussi maîtrisables.

I.3.3 Les facteurs humains

Les facteurs humains rassemblent les prédispositions anthropométriques et morphologiques, les qualités physiologiques et la maîtrise de la technique gestuelle. Les trois paragraphes suivants traitent de ces facteurs humains.

I.3.3.1 Les prédispositions anthropométriques et morphologiques

La performance peut être estimée par de simples critères anthropométriques et morphologiques (Bourgois et al., 2001; Bourgois et al., 2000; Desgorces, Chennaoui, & Guezennec, 2004; Russell, Le Rossignol, & Sparrow, 1998; Secher & Vaage, 1983). Les rameurs performants ont une stature, une longueur de jambe et une envergure plus grande que la population adulte saine (Bourgois et al., 2001; Bourgois et al., 2000). Les rameurs masculins de niveau national mesurent en moyenne 1.92 m (Hagerman, 1984) contre 1.72 m pour la population française. Pour (Bourgois et al., 2001; Bourgois et al., 2000), les rameurs les plus performants sont les plus grands et les plus « volumineux ». La masse des rameurs joue également un rôle dans la prédiction de la performance. En effet, les rameurs toutes catégories (rameurs sans limitation de poids) réalisent en moyenne 2000 m plus rapidement que les rameurs poids légers (rameurs de poids inférieurs à 72.5 kg) (Ackland, 2009). L'anthropométrie influe donc sur la performance mais reste toutefois limitée, comme le suggère (Desgorces et al., 2004), car l'anthropométrie ne permet pas de différencier des rameurs d'un même niveau national.

I.3.3.2 Les facteurs physiologiques

Les facteurs physiologiques de la performance sont clairement identifiés par plusieurs auteurs (Di Prampero, Cortili, Celentano, & Cerretelli, 1971; Hagerman, 1984; Messonnier et al., 1997; Riechman, Zoeller, Balasekaran, Goss, & Robertson, 2002; Russell et al., 1998; Secher, 1993; T. B. Smith, Hopkins, & Taylor, 1994; Steinacker & Secher, 1993). La mesure de la VO_{2max} (la consommation d'oxygène maximale), est une des meilleures mesures de l'aptitude physique respiratoire (Laborde, 1984; Lakomy & Lakomy, 1993; Steinacker & Secher, 1993). La VO_{2max} présente une forte corrélation avec les performances des rameurs (Secher, 1993). Les 6L/mn pour les hommes et les 4L/mn pour les femmes deviennent des minima pour prétendre faire partie de l'élite (Hagerman, 1984), ce qui représente le double de celles enregistrées chez les non entraînés. Cependant, cette VO_{2max} exprimée en $L \cdot min^{-1}$ n'est pas indépendant des paramètres morphologiques (Astrand & Rodahl, 1986). L'expression de cette mesure a donc été rapportée à la masse^{2/3} de sujet mesuré, qui correspond à la prise en compte non pas de la masse totale mais d'une estimation de la masse musculaire. Cette nouvelle méthode de mesure a permis de distinguer les rameurs de haut niveau d'âges différents. En effet, (Messonnier, Bourdin, Bret, & Lacour, 1999) ont mis en évidence que la VO_{2max} rapportée à la

masse^{2/3} augmente avec l'âge des rameurs. De plus, ces auteurs ont également montré que la fraction de VO_{2max} , atteinte pour un taux de lactates sanguin de 4 mmol.L^{-1} , augmente avec l'âge et indique que le volume d'entraînement en aérobie augmenterait les qualités oxydatives, ou ATPasique, des fibres musculaires (Fibres de type I).

I.3.3.3 La technique gestuelle

Un facteur indispensable à la performance en aviron est la technique gestuelle. Les mouvements décrits par phase dans le paragraphe I.1.1 montrent les gestes à réaliser pour satisfaire « la technique de base ». Cependant, des variantes dans la technique gestuelle peuvent être repérées, ce qui permet de différencier 3 styles parmi les plus rencontrés lors des compétitions internationales (Dal Monte & Komor, 1989). La Figure I.9 présente 3 styles qui ont montrés leur performance à un moment dans l'histoire de l'aviron de niveau international.

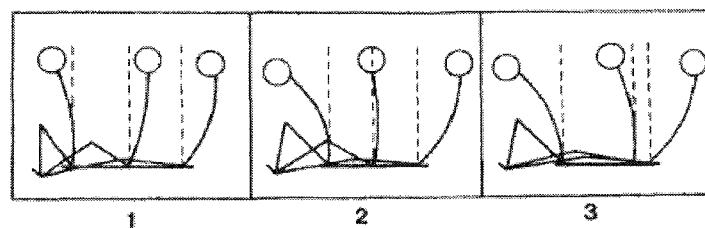


Figure I.9 : Schématisation des styles Adams (1), DDR (2) et Rosenberg (3) (d'après Dal Monte 1989)

Cette figure représente le séquençage des mouvements caractéristiques de 3 styles (Adams, DDR et Rosenberg). En fonction des apprentissages le style du rameur diffère. Le style Adams (1, Figure I.9) se caractérise par une bascule du tronc vers l'arrière précoce par rapport à l'extension des genoux. Le style DDR (2, Figure I.9) met en évidence une synchronisation des genoux et du tronc alors que le style Rosenberg (3, Figure I.9) est basé sur la dissociation des actions des genoux et de la bascule du tronc vers l'arrière. La technique idéale n'est donc pas unique et est encore à l'heure actuelle source de questionnement (Soper & Hume, 2004).

I.3.4 Conclusion

La performance absolue en aviron se mesure au temps mis pour parcourir 2000 m. La performance est multifactorielle. Les facteurs environnementaux, matériels et humains participent chacun à la production de la performance. Les facteurs environnementaux sont des facteurs sur lesquels le rameur ne peut pas intervenir : l'eau et le vent. Les effets néfastes peuvent cependant être atténués par les autorités fédérales lorsqu'elles décident de construire des bassins d'une profondeur constante et de limiter les vents dominants par des digues boisées par exemple. Les matériels de compétition sont souvent les mêmes et de même marque. Les réglages de l'ensemble du matériel (cale-pieds, collier, entraxes) sont connus et maîtrisés par les rameurs et les entraîneurs et sont indispensables à la performance. Seuls les facteurs humains présentent encore beaucoup d'interrogations. En effet, au-delà des prédispositions anthropométriques et du

développement des qualités physiologiques, la technique gestuelle reste encore mal renseignée bien que qualitativement 3 styles peuvent être décrits.

I.4 LES INDICATEURS TECHNIQUES DE LA PERFORMANCE

De nombreux facteurs techniques, expliquant la performance en aviron, ont été étudiés dans la littérature. Bons nombres d'informations théoriques viennent aider à distinguer ce qu'il est indispensable de faire de ce qu'il ne faut surtout pas faire techniquement pour être performant en aviron (Dal Monte & Komor, 1989; Kramer, Leger, Paterson, & Morrow, 1994; Volker Nolte, 1991; V. Nolte, 2005; Redgrave, 1995; Richard M. Smith & Loschner, 2002; R. M. Smith & Spinks, 1995; Zatsiorsky & Yakunin, 1991). Ces informations peuvent être classées en 2 groupes : les indicateurs dits globaux qui résumant d'une certaine manière le geste du rameur dans sa globalité, tel que la cadence, les durées de propulsion ou de retour, la puissance moyenne ; et les indicateurs dits locaux qui détaillent une partie du geste du rameur, tels que la coordination ou les efforts inter-segmentaires. Ces deux types d'indicateurs sont abordés consécutivement dans les deux paragraphes suivants.

I.4.1 Les indicateurs globaux

Les indicateurs globaux sont des indicateurs qui permettent de quantifier par une unique valeur le geste du rameur dans sa globalité. Les principaux indicateurs globaux de la performance du geste du rameur sont pour les indicateurs temporels : la cadence, la durée de propulsion, la durée de retour et le rythme ; pour les indicateurs spatio-temporels de la trajectoire de la poignée : la longueur du coup, la forme de la trajectoire et l'amplitude verticale de la trajectoire ; pour les indicateurs dynamiques de la performance : la puissance moyenne et les coefficients d'efficacité.

I.4.1.1 Les indicateurs temporels du geste du rameur

La cadence est un critère de performance (Cf. Figure I.2-1). Celle-ci doit être la plus élevée possible en course pour espérer être performant (Kleshnev, 2003). Cet auteur, après avoir relevé les cadences maintenues par les 3 premières embarcations de chaque course mondiale de 2002, montre en effet que le classement obtenu est corrélé à la cadence moyenne maintenue en course (2000 mètres). Le fait de ne pas savoir maintenir une cadence élevée semble signifier que le niveau du rameur est faible (Schabert, Hawley, Hopkins, & Blum, 1999). Au contraire, un rameur expert sait maintenir sa cadence et montre une grande répétitivité de son geste (R. M. Smith & Spinks, 1995).

La durée de propulsion est un critère de performance si il est associé à une force moyenne à la poignée importante (V. Nolte, 2005). Lorsque la cadence est augmentée : le temps de propulsion semble rester constant à 1 seconde sur ergomètre (Dawson et al., 1998). Lorsque la cadence augmente, la force moyenne à la poignée doit être maximale pour conserver une

puissance élevée. Si la force à la poignée est augmentée et la durée de propulsion stable alors la puissance augmentera et si la durée de propulsion est diminuée et que la force à la poignée reste stable, la puissance augmentera également.

Lorsque les rameurs experts augmentent leur cadence, pour être performant, la durée de retour semble devoir diminuer plus que la durée de propulsion (Dawson et al., 1998; Kleshnev, 2003; Martin & Bernfield, 1980). En effet, en 2003, Kleshnev met en évidence que la durée de propulsion passe en moyenne de 1.2 à 0.85 seconde alors que la durée de retour passe de 2.3 à 0.75 seconde pour l'ensemble des embarcations observées entre les cadences 16 et 40 coups.min⁻¹ respectivement. Enfin, comme les durées de propulsion et de retour diminuent, il semble incontournable que la vitesse de la poignée augmente également ou que le trajet parcouru diminue.

Comme la durée de retour diminue plus que la durée de propulsion, le rythme des rameurs experts est modifié avec l'augmentation de la cadence. Il passe de 1:2 à 1:1 (Colloud, 2003) ce qui peut constituer un critère de performance pour les rameurs car des valeurs similaires sont calculées par Kleshnev (2003) à l'aide de rameurs seniors internationaux australiens entre les cadences 20 et 40 coups.min⁻¹. Comme les indicateurs temporels évoluent avec l'augmentation de la cadence, et qu'ils sont issus de la trajectoire de la poignée, il faut donc s'attendre à ce que des variations doivent être réalisées directement au niveau de la trajectoire de la poignée.

I.4.1.2 Les indicateurs spatio-temporels de la trajectoire de la poignée

La trajectoire de la poignée est une conséquence visible du geste du rameur. La poignée constitue le dernier élément matériel que le rameur contrôle pour se déplacer. Elle constitue donc un point privilégié d'observation pour l'entraîneur, qui peut caractériser la performance du rameur par son trajet (Volker Nolte, 1991). La Figure I.10 présente la trajectoire de la poignée théoriquement optimale mais irréaliste et celle réellement produite par un rameur de niveau international (V. Nolte, 2008).

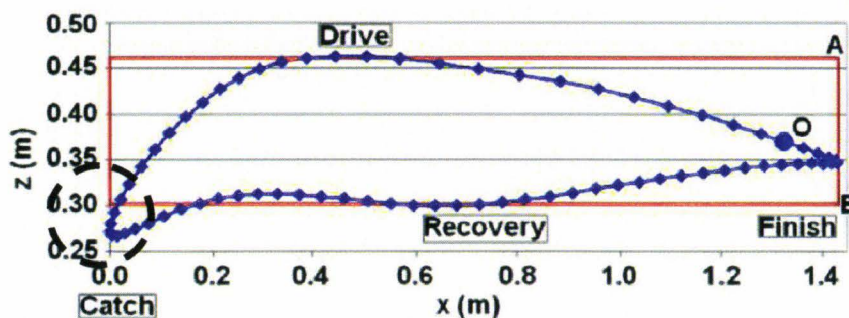


Figure I.10 : Trajectoires, théoriquement optimale et irréaliste (Rectangle rouge) et réellement produite par un rameur de niveau international (Courbe bleue) (Nolte, 2008)

La trajectoire rectangulaire représente la trajectoire optimale vers laquelle un rameur doit tendre (V. Nolte, 2008). En effet, cette trajectoire rectangulaire présente l'avantage d'avoir une attaque et un dégagé immédiat et une phase propulsive rectiligne et ample (suivant l'axe X,

antéropostérieur). Cependant, cette trajectoire est « irréaliste » car une trajectoire rectangulaire ne peut correspondre à un geste lisse et continu révélateur d'une bonne performance (R. M. Smith & Spinks, 1995). Cette trajectoire théorique doit donc uniquement servir de repère (V. Nolte, 2008). Elle permet par comparaison de situer la performance d'un rameur et de pouvoir cibler les modifications à apporter pour améliorer la trajectoire de la poignée. En effet, la trajectoire d'un rameur de niveau international superposée à la trajectoire théorique en trait bleu marqué de losanges permet de comparer ce qui fait le rameur et ce vers quoi il doit tendre. Une différence principale est la forme de la trajectoire, une seconde différence est l'amplitude verticale en particulier au niveau de l'attaque (« 1 », sur Figure I.10) qui est légèrement supérieure à celle de la trajectoire de la poignée optimale. Ces deux trajectoires ont toutefois un point commun : l'amplitude antéropostérieure est optimale.

Dal Monte (1989) théorise également la trajectoire « idéale » de la poignée qu'un rameur doit produire pour être performant sur bateau (Figure I.11).

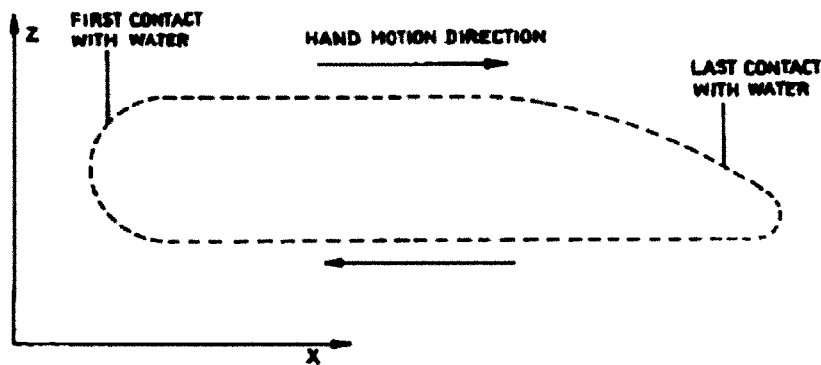


Figure I.11 : Trajectoire de la poignée « idéale » selon Dal Monte (1989)

Cette figure montre la forme de la trajectoire que le rameur doit produire quelque soit la cadence pour être performant. Sur cette trajectoire, les différents moments clés du cycle d'aviron et le sens de déplacement de la poignée est explicité en fonction de la relation que la palette entretient avec l'eau. Cette trajectoire ne possède pas les mêmes caractéristiques que la trajectoire proposée par Nolte (2008, Figure I.10). La différence majeure est la présence des arrondis à l'attaque et au dégage (Figure I.11). Une autre différence est la définition de l'amplitude antéropostérieure et l'amplitude verticale de la trajectoire de la poignée. Sur la Figure I.11, le début de contact de la palette avec l'eau et la fin de contact avec l'eau définissent l'amplitude antéropostérieure. Alors que la Figure I.10 suggère que l'amplitude antéropostérieure est la distance entre les positions extrêmes de la poignée suivant l'axe antéropostérieur. De même, alors que l'amplitude verticale est définie comme étant la distance entre la coordonnée maximale et minimale suivant l'axe vertical pour Dal Monte (1989), l'amplitude verticale pour Nolte (2008) semble être définie entre la coordonnée maximale et la coordonnée minimale de la poignée en milieu de retour. Comme ces trajectoires sont théoriquement celles à produire pour être le meilleur, ces amplitudes constituent donc des indicateurs de performance qui peuvent être extraites (Burnett, Elliott, Doyle, & Bruce, 2000) et analysées (Burnett, Doyle, & Elliott, 2004) aussi bien sur bateau que sur ergomètre.

La longueur du coup d'aviron, l'amplitude antéro-postérieure doit être la plus grande possible quelque soit la cadence maintenue (Volker Nolte, 1991). (Celentano et al., 1974) et (Fukunaga, Matsuo, Yamamoto, & Asami, 1986) ont d'ailleurs montré que l'amplitude antéro-postérieure de cette trajectoire, la longueur de coups, doit rester constante et maximale lorsque la cadence augmente sur bateau pour que le rameur soit le plus performant possible. (Körner, 1979) évalue l'amplitude antéro-postérieure grâce à l'arc de cercle décrit par la poignée de l'aviron, la longueur du coup. Il l'estime à environ 1.5 à 1.6 m. (Elliott, Lyttle, & Birkett, 2002) retrouvent les mêmes valeurs pour l'amplitude antéro-postérieure du coup d'aviron et montrent que l'amplitude antéro-postérieure ne diminue pas de manière significative lorsque la cadence passe de 24 à 26 puis 28 coups.min⁻¹. De même, Kleshnev (2003) montre que la longueur du coup (l'arc) mesurée diminue à partir de 24 coups.min⁻¹, cependant aucune donnée statistique n'est disponible à ce sujet et ces résultats semblent provenir uniquement des mesures effectuées sur les rameurs Australiens.

L'amplitude verticale, bien que définie sur la trajectoire optimale de Nolte (2008) et de Dal Monte (1989) ne constitue pas en soit un indicateur de performance. Cependant, il est facile d'imaginer que celle-ci devrait être modifiée lorsque le rameur augmente sa cadence. En effet, plus la cadence augmente, plus la vitesse de la coque augmente (Martin, 1980). Or, plus la vitesse de la coque augmente, plus la ligne de flottaison théorique de la coque est émergée. Ainsi, le rameur doit lever davantage la poignée lors de la propulsion et inversement sur le retour, le rameur n'a pas besoin d'arrondir autant sur l'arrière pour conserver ses palettes émergées ce qui caractérise la trajectoire de la poignée du rameur international en fin de retour sur la Figure I.10.

I.4.1.3 Les indicateurs dynamiques globaux

Les indicateurs dynamiques globaux tentent de synthétiser la performance d'un rameur par une valeur dynamique. Deux indicateurs principaux ressortent principalement : les coefficients d'efficacité (Zatsiorsky & Yakunin, 1991) et la puissance (Smith & Spinks, 1995).

Différents coefficients ont été développés par Zatsiorsky & Yakunin (1991). Ces auteurs mettent en avant le coefficient d'efficacité comme indicateur dynamique de la performance. Ce type de coefficient ne permet cependant que d'indiquer les qualités dynamiques du rameur dans son ensemble. Grâce à lui, l'entraîneur sait si son rameur est performant ou non. Ce coefficient ne le renseigne pourtant pas sur ce que doit modifier le rameur en particulier pour s'améliorer.

Un deuxième indicateur dynamique de la performance est la puissance moyenne maintenue lors de la propulsion. Elle est l'expression de la puissance que le rameur développe à chaque phase propulsive. Elle est souvent normalisée par rapport à la masse corporelle du rameur (e.g. (Lakomy & Lakomy, 1993; R. M. Smith & Spinks, 1995)). Cette puissance moyenne, développée lors de la propulsion, doit être la plus élevée possible et doit être atteinte et maintenue le plus longtemps possible pendant l'immersion de la palette (Nolte, 1991).

I.4.2 Les indicateurs locaux

Les indicateurs locaux de la performance ciblent des spécificités du geste du rameur. Les indicateurs locaux rassemblent des indicateurs cinématiques et des indicateurs dynamiques.

I.4.2.1 Les indicateurs cinématiques

Une bonne technique améliore la performance du rameur (Elliott et al., 2002; R. M. Smith & Spinks, 1995) sur bateau. Plusieurs indicateurs cinématiques de la performance consistent à utiliser comme comparateur empirique des positions standardisées de certains segments à certains instants du cycle (F.F.S.A., 1999) et à réaliser des mouvements particuliers au cours des cycles.

Le premier indicateur de performance est la réalisation de certaines postures par le rameur (Barrett & Manning, 2004; F.F.S.A., 1999; Holt, Bull, Cashman, & McGregor, 2003; A. H. McGregor, Bull, & Byng-Maddick, 2004). Par exemple, le tibia ne doit pas dépasser la verticale au moment de l'attaque. Sur la position maximale arrière les avant-bras doivent être à l'horizontal. Les mains doivent se trouver au niveau de la huitième côte juste avant le dégagé.

Au passage d'une de ces postures clés à une autre, un deuxième indicateur cinématique de la performance est le déplacement du centre de masse du rameur au cours du cycle. Celui-ci doit se déplacer le plus horizontalement possible tout en conservant une longueur de coup suffisante (Nolte, 1991, 2008). En effet, si le centre de masse conserve un trajet horizontal, les composantes inertielles suivant l'axe vertical sont atténuées et les effets néfastes au déplacement de la coque également.

Certains auteurs ont classifié les gestes des rameurs sous forme de styles (Klavora cité par Dal Monte, 1989) à l'aide du geste du rameur et du séquençage des actions des trois articulations principales : l'extension des genoux, la bascule du dos et la flexion des coudes. Trois styles (Cf. Figure I.9) ont été définis et en fonction des résultats obtenus par l'un ou l'autre rend possible la caractérisation d'un style performant d'un autre qui le serait alors moins. Cependant, au cours des années, l'unanimité de la performance sur un seul style n'a pu être dégagée à notre connaissance. C'est pourquoi, ces trois styles issus de la cinématique du rameur ne constituent qu'une première approche de la performance du geste par une tentative de compréhension de la coordination gestuelle de l'Homme et donc du rameur (Annexe VI).

Un autre indicateur cinématique de la performance est l'évolution des phases relatives continues au cours des cycles. Une phase relative continue est une quantification de la différence d'état entre deux articulations à chaque instant. En aviron cette quantification n'a été réalisée jusqu'à présent uniquement par Pudlo (1999) sur ergomètre. Cet auteur a tenté d'utiliser les phases relatives continues pour analyser le geste du rameur et offrir des pistes d'optimisation de ce geste. Les phases relatives continues ont permis à Pudlo (1999) de montrer que 2 rameurs de niveau régional modifient leur coordination gestuelle lorsqu'ils augmentent leur cadence sur ergomètre. Cependant, étant donné le faible niveau et le faible nombre de rameurs testés, cet

auteur n'a pas pu conclure sur la manière dont les phases relatives devaient évoluer au fur et à mesure que le rameur expert augmente sa cadence sur ergomètre pour être performant.

I.4.2.2 Les indicateurs dynamiques

Les indicateurs de performance basés sur la dynamique du rameur ont fait souvent l'objet de recherches (Dal Monte & Komor, 1989; Elliott et al., 2002; Torres-Moreno, Tanaka, & Penney, 2000; Wilson et al., 1988; Zatsiorsky & Yakunin, 1991). Les indicateurs les plus couramment utilisés sont la force que le rameur développe au niveau de sa poignée et les efforts inter-segmentaires.

Beaucoup d'auteurs ont pris comme critère de performance la force développée à la poignée puisque cette force est proportionnelle à celle produite au niveau de la palette à la flexibilité de l'aviron près. Elle est donc le reflet de la performance du rameur car elle correspond à la force permettant l'avancement de l'embarcation. Dal Monte (1989) reprend une classification de styles théoriques basés sur la forme de la courbe de force à la poignée (Figure I.12).



Figure I.12 : Pattern de force au niveau de la poignée lors de la propulsion pour déterminer des patterns types de force à la poignée (adaptée de Dal Monte, 1989)

Sur cette figure, la courbe de force de gauche est la courbe dite optimale avec une création d'appui rapide et une force maximale directement transmise et un dégage qui suit le maintien de cette force maximale lors de toute la propulsion. Bien entendu, cette première courbe de force reste aujourd'hui encore purement théorique mais sert de référence, tout comme la trajectoire de la poignée proposée par Nolte (2008). Cette force est un indicateur de performance car elle permet à l'entraîneur de caractériser au mieux son rameur. Pour être performant le rameur doit produire une force à la poignée par rapport à sa position (angle de la lame de nage) qui soit la plus lisse possible (R. M. Smith & Spinks, 1995). Cet indicateur est d'autant plus vrai que la force en début et fin de propulsion doit être la moins brutale possible pour que la force élastique de l'aviron contribue à propulser davantage l'embarcation (Kleshnev, 2003).

Enfin, les couples inter-segmentaires pourraient être utilisés comme indicateur technique de la performance. Pudlo (1999) montre que ces couples inter-segmentaires n'augmentent pas de « la même manière » chez un rameur novice et chez un rameur de niveau régional lorsque les rameurs augmentent leur cadence. Il suppose que pour être performant, lorsque la cadence augmente, le rameur doit augmenter ses couples inter-segmentaires de manière « harmonieuse » afin de produire une gestuelle qui serait elle-même jugée performante. Cette harmonie est dépendante du rameur (ex. ses longueurs segmentaires).

I.4.3 Conclusion

Deux grands groupes d'indicateurs de la performance sont présentés, les indicateurs globaux et les indicateurs locaux du geste du rameur. Les indicateurs globaux de performance sont les paramètres temporels et spatio-temporels liés à la trajectoire de la poignée. Pour être performant un rameur doit augmenter sa cadence, diminuer les durées de propulsion et de retour et faire évoluer son rythme global de 1:2 à 1:1 entre 20 et 40 coups.min⁻¹. De plus, la trajectoire de la poignée doit être réalisée avec la plus grande longueur antéropostérieure, une amplitude verticale minimale pour maintenir la palette dans l'eau lors de la propulsion et pour réaliser un retour le plus rectiligne possible en ayant les palettes émergées et avec une forme qui tend à suivre une forme théorique unique (Dal Monte, 1989 ; Nolte, 2008). Les indicateurs locaux comprennent les indicateurs cinématiques, se focalisant sur une partie du geste du rameur, et les indicateurs dynamiques, se rapportant à la force développée au niveau de la poignée, et aux couples inter-segmentaires qui semblent devoir être augmentés le plus harmonieusement possible lorsque la cadence augmente.

I.5 CONCLUSION DE CHAPITRE

La revue de littérature a permis de définir l'activité sportive cyclique « aviron » au travers de ces quatre phases gestuelles de base : la propulsion, le dégagé, le retour et l'attaque. Dans chacune de ces phases des impératifs gestuels sont mis en évidence. La trajectoire de la palette doit permettre un appui efficace dans l'eau, le dégagé ne doit pas être trop précoce, le retour linéaire et lisse, et, l'attaque constitue la phase la plus délicate où le rameur doit tenter de prendre appui sur l'eau avant de produire une force au niveau de ses cale-pieds.

L'aviron est un sport exigeant tant physiquement que physiologiquement où les longs entraînements à basses cadences permettent le développement de la filière aérobie. C'est également un sport à risque où les traumatismes lombaires à long terme ne sont pas exclus. La performance se décompose en des facteurs environnementaux, matériels généralement maîtrisables mais aussi et surtout en des facteurs humains comme la technique gestuelle produite à haute cadence, lors des courses, qui restent difficiles à établir.

La technique gestuelle peut être évaluée à l'aide de 2 grands groupes d'indicateurs : les indicateurs globaux et les indicateurs locaux. Les indicateurs globaux rassemblent la cadence, les durées de propulsion et de retour, le rythme et la trajectoire que le rameur fait suivre à la poignée de l'ergomètre lors de la réalisation de son geste. Les indicateurs locaux sont relatifs au geste du rameur proprement dit. Ces indicateurs locaux se répartissent en deux catégories : les indicateurs cinématiques et les indicateurs dynamiques. Les indicateurs cinématiques retiennent les postures clés que doivent tenir les rameurs experts et la coordination gestuelle. Les indicateurs dynamiques sont relatifs aux forces produites, celle de la poignée plus particulièrement, mais également à la puissance développée au niveau de la poignée. Enfin, les efforts inter-segmentaires, et plus particulièrement les couples inter-segmentaires, tendent à expliquer les modifications de la gestuelle observée.

Ce premier chapitre laisse entrevoir des possibilités d'analyse du geste du rameur pour déterminer si oui ou non un entraînement à plus hautes cadences sur ergomètre serait favorable. Les méthodes et les outils jugés pertinents vis-à-vis de notre problématique, sont présentés dans le chapitre suivant.

CHAPITRE II

METHODES ET OUTILS

CHAPITRE II : METHODES ET OUTILS

Ce chapitre présente les méthodes et outils mis en œuvre afin d'étudier les indicateurs gestuels de la performance du rameur. La présentation réalisée est progressive, considérant tout d'abord le geste du rameur de manière macroscopique, jusqu'à préciser les actions mécaniques à l'origine du mouvement observé.

Une première partie introduit les paramètres observables utilisés dans la pratique de l'aviron : les paramètres temporels et spatio-temporels. Une deuxième partie présente une méthodologie visant à expliciter les variations dans la gestuelle susceptibles de modifier les paramètres temporels et spatio-temporels de la trajectoire de la poignée. La notion de « phases relatives continues » sera introduite, ainsi que les angles articulaires nécessaires à leur calcul et interprétation. Enfin, le chapitre sera clôturé par une présentation du calcul des efforts inter-segmentaires et l'estimation des couples de flexion/extension générés au coude, en L4/L5 (tronc) et au genou. Ces données inobservables contribueront à expliquer la gestuelle observée.

II.1 LES PARAMETRES MACROSCOPIQUES DU GESTE DU RAMEUR

II.1.1 Paramètres temporels globaux

Les paramètres temporels globaux caractérisent les phases gestuelles du rameur. Les paramètres « temporels globaux » sont caractérisés par la cadence réellement produite par le rameur, la durée de propulsion, la durée de retour et le rythme. Ces paramètres sont calculés à partir de la mesure de la trajectoire du milieu de la poignée, dit la poignée par la suite (Figure II.1).

✓ La cadence réellement produite par le rameur

La cadence réellement produite par le rameur est un paramètre incontournable dans la pratique de l'aviron. La qualité d'un rameur se juge par sa capacité à respecter et maintenir la cadence demandée. Celle-ci s'exprime de la manière suivante:

$$Cadence_réelle = \frac{60}{t_2 - t_1} \quad (1)$$

Avec la *Cadence_réelle*, le nombre de cycles en une minute (en coups.min⁻¹) ; t_1 , l'instant (en seconde) où la poignée passe pour une première fois en position maximale avant (A, Figure II.1) ; t_2 , l'instant (en seconde) où la poignée passe pour une seconde fois en position maximale avant.

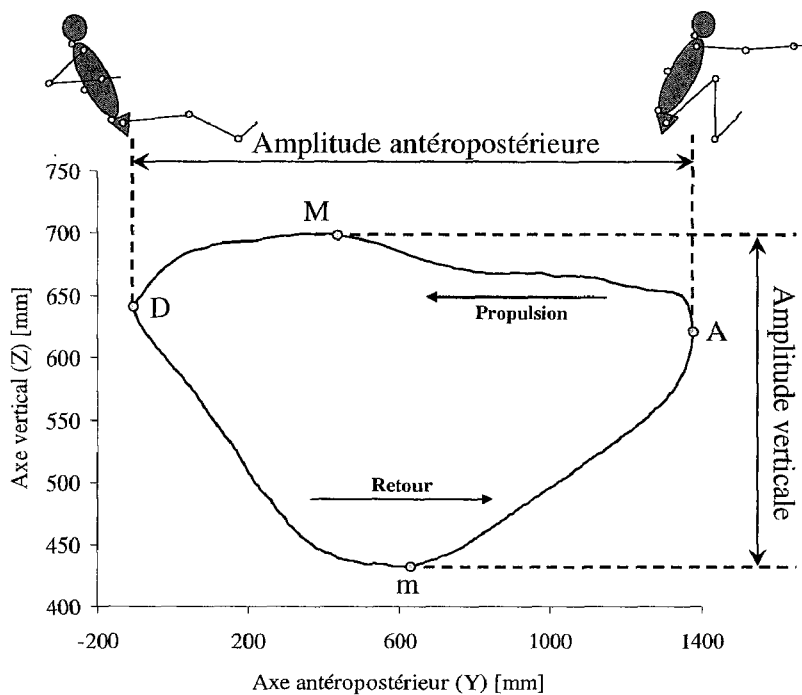


Figure II.1 : Exemple d'une trajectoire (du milieu) de la poignée dans le plan sagittal pour une cadence de 18 coups.min⁻¹. Avec : A, position de la poignée en début de propulsion (= début de cycle = fin de retour = fin de cycle) et D, position de la poignée en fin de propulsion (= début de retour)

✓ **La durée de propulsion**

La durée de propulsion est le temps mis par le rameur pour réaliser la phase de propulsion. La durée de la phase de propulsion est calculée à l'aide de l'équation (2).

$$Durée_propulsion = T_1 - t_1 \quad (2)$$

Avec *Durée_propulsion*, la quantité de temps (en seconde) utilisée pour réaliser une phase de propulsion ; t_1 , l'instant (en seconde) où la poignée de l'ergomètre passe pour une première fois en position maximale avant (A, Figure II.1) ; T_1 , l'instant où la poignée passe pour la première fois en position maximale arrière (D, Figure II.1).

✓ **La durée de retour**

La durée de retour est le temps mis par le rameur pour réaliser la phase de retour. La durée de la phase de retour s'exprime par l'équation (3).

$$Durée_retour = t_2 - T_1 \quad (3)$$

Avec *Durée_retour*, la quantité de temps (en seconde) utilisée pour réaliser une phase de retour ; t_2 , l'instant où la poignée passe pour une seconde fois en position maximale avant (A, Figure II.1) ; T_1 , l'instant où la poignée passe (la première fois) en position maximale arrière (D, Figure II.1).

✓ **Le rythme**

Le rythme correspond au rapport entre la durée de propulsion et la durée de retour. Le rythme est défini par l'équation (4).

$$\text{Rythme} = \frac{\text{Durée_propulsion}}{\text{Durée_retour}} \quad (4)$$

Avec *Rythme*, le coefficient représentant le rythme produit (sans unité), qui s'écrit 0.5, ou 1:2, lorsque la durée de retour est 2 fois plus importante que la durée de propulsion.

Le rythme met en évidence les proportions occupées par chacune des phases gestuelles dans le cycle produit pour une cadence donnée.

Les paramètres « temporels globaux » contribuent à exprimer la performance et l'organisation motrice globale du rameur. Les paramètres spatio-temporels liés à la trajectoire de la poignée sont également exploités afin de mieux comprendre ces aspects.

II.1.2 Paramètres spatio-temporels de la poignée

Les paramètres spatio-temporels liés à la trajectoire de la poignée sont : la vitesse linéaire, l'amplitude antéro-postérieure (dit « longueur du coup d'aviron »), l'amplitude verticale (dit la « hauteur de mains ») et la déformation de la trajectoire de la poignée.

✓ La vitesse linéaire

La vitesse linéaire (V_L) de la poignée est calculée par dérivation des positions occupées successivement par la poignée par rapport au temps à l'aide de la méthode de la différence centrée. L'équation (5) présente le calcul effectué à chaque instant « t ».

$$V_L(t) = \|\vec{V}_P(t)\| = \sqrt{V_{Px}(t)^2 + V_{Py}(t)^2 + V_{Pz}(t)^2} \quad (5)$$

Où :

$$\begin{cases} V_{Px}(t) = \frac{Px(t+1) - Px(t-1)}{2 \times \Delta t} \\ V_{Py}(t) = \frac{Py(t+1) - Py(t-1)}{2 \times \Delta t} \\ V_{Pz}(t) = \frac{Pz(t+1) - Pz(t-1)}{2 \times \Delta t} \end{cases}$$

Avec Px , Py et Pz , en mm, les composantes du milieu de la poignée suivant les axes médio-latéral, antéro-postérieur et vertical ; Δt , la période d'échantillonnage (en seconde).

✓ L'amplitude antéro-postérieure

L'amplitude antéro-postérieure de la poignée est la distance (en mm) séparant sa position maximale (A) de sa position minimale (D) selon l'axe antéro-postérieur (Figure II.1). L'équation (6) permet le calcul de l'amplitude antéro-postérieure pour un cycle.

$$\text{Amplitude_antéro-postérieure} = A(t_1) - D(T_1) \quad (6)$$

Avec $A(t_1)$, la composante maximale de la poignée selon l'axe antéro-postérieur, en début de cycle (t_1), exprimée en mm ; $D(T_1)$, la composante minimale de la poignée selon l'axe antéro-postérieur en fin de propulsion (T_1), exprimée en mm.

✓ **L'amplitude verticale**

L'amplitude verticale de la poignée est la distance (en mm) séparant sa position verticale maximale (M) de sa position verticale minimale (m) selon l'axe vertical (Figure II.1). L'équation (7) permet le calcul de l'amplitude verticale sur un cycle.

$$\text{Amplitude_verticale} = M - m \quad (7)$$

Avec M, la composante maximale de la poignée selon l'axe vertical ($=Z_{\max}$) pour un cycle donné, exprimée en mm ; m, la composante minimale de la poignée selon l'axe vertical ($=Z_{\min}$) lors de ce même cycle, exprimée en mm.

✓ **La déformation de la trajectoire**

La déformation de la trajectoire de la poignée d'un rameur est quantifiée à l'aide de deux paramètres : la distance séparant 2 trajectoires et le changement de forme.

La distance séparant 2 trajectoires est évaluée par l'écart quadratique moyen (RMS) (Equation (8)). Le changement de forme est évalué par le coefficient de corrélation (r) entre 2 trajectoires (Equation (9)).

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (Z1_i - Z2_i)^2}{N}} \quad (8)$$

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N ((Z1_i - \bar{Z1}) \cdot (Z2_i - \bar{Z2}))}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (Z1_i - \bar{Z1})^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^N (Z2_i - \bar{Z2})^2}} \quad (9)$$

Avec $Z1_i$ et $Z2_i$, respectivement les composantes verticales des courbes 1 et 2 à chaque itération « i » ; $\bar{Z1}$ et $\bar{Z2}$, respectivement les composantes verticales moyennes des courbes 1 et 2 ; N, le nombre d'itérations comparées sur chacune des trajectoires.

La cadence étant variable, le nombre de mesures par phase n'est pas constant. Une normalisation préalable des données est réalisée afin de pouvoir réaliser ces calculs (Annexe VII).

Notes :

- Plus la RMS est faible et proche de 0 mm, plus les trajectoires sont proches verticalement. Plus la RMS est importante, plus la distance verticale entre les courbes croît.
- Si $r \geq 0.95$, on considérera que la forme de la trajectoire ne change pas. Au contraire si $r < 0.95$, on considérera que la forme change. Ce seuil a été choisi car, en statistique, il permet d'établir qu'une relation est forte entre deux signaux.

Dans le cas de nos travaux, les trajectoires comparées sont des trajectoires produites à des cadences différentes.

II.2 LES PHASES RELATIVES CONTINUES

Les phases relatives continues (nommées CRP dans le document) se calculent en plusieurs étapes (Hamill, van Emmerik, Heiderscheit, & Li, 1999). La première étape consiste à retenir des angles articulaires significatifs de la gestuelle étudiée. Puis, le calcul des vitesses articulaires, la normalisation des angles et des vitesses articulaires, la construction des plans de phase, le calcul des angles polaires et enfin, le calcul des CRP. Pour chaque étape, plusieurs méthodes de calcul sont décrites dans la littérature (Cf. Chapitre I § I.5.2). Celles retenues pour notre étude favorisent l'interprétation cinématique des signaux physiques selon (Kurz & Stergiou, 2002; Peters, Haddad, Heiderscheit, Van Emmerik, & Hamill, 2003) et sont décrites par (Hamill et al., 1999).

II.2.1 Définition des angles articulaires

Les angles retenus sont les angles de flexion/extension, côté droit du rameur, du coude (θ_c), du genou (θ_g) et du tronc (θ_t). L'angle θ_c est défini entre le bras et l'avant-bras, l'angle θ_g est défini entre la cuisse et la jambe et l'angle θ_t est défini entre l'axe longitudinal du tronc et la verticale (Figure II.2). La flexion ou l'extension d'une articulation « j » est repérable par une augmentation ou une diminution de la valeur de θ_j .

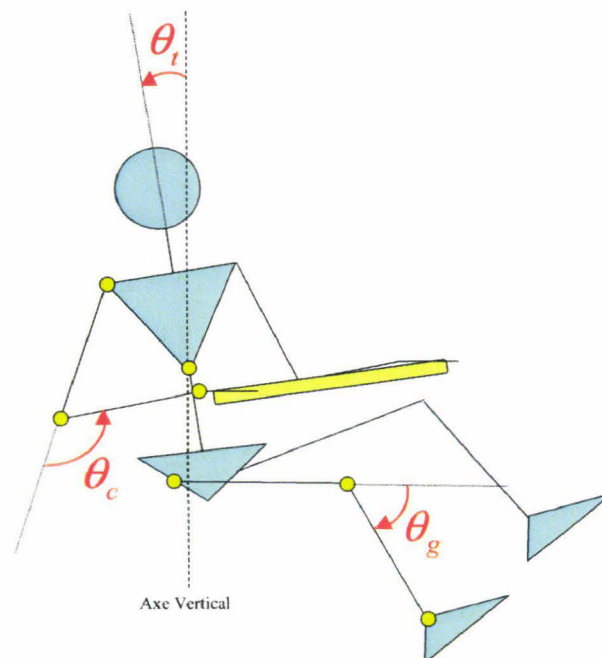


Figure II.2 : Angles de flexion du coude θ_c , du genou θ_g du côté droit du rameur et du tronc θ_t , retenus pour le calcul des phases relatives continues

Lorsque θ_c augmente, le coude effectue une flexion et quand il diminue, il réalise une extension. Lorsque θ_t augmente, le tronc effectue une flexion dorsale et quand il diminue, il réalise une extension dorsale. Lorsque θ_g augmente, le genou effectue une extension et quand il diminue, il réalise une flexion.

II.2.2 Calcul des vitesses articulaires

Les vitesses articulaires (ω_j), exprimées en deg.s^{-1} , sont obtenues en dérivant les angles articulaires (θ_j), exprimés en degrés, par rapport au temps et ce grâce à la méthode de la différence centrée (Equation 10) :

$$\omega_j(t) = \frac{\theta_j(t+1) - \theta_j(t-1)}{2 \times \Delta t} \quad (10)$$

Avec « j », l'articulation considérée, Δt , la période d'échantillonnage et « t », l'instant considéré.

II.2.3 Normalisation des angles articulaires et des vitesses articulaires

Les angles articulaires et les vitesses articulaires sont normalisés selon les équations 11 et 12 respectivement :

$$\theta_j(t)_{NORM} = \frac{2 \times \theta_j(t) - (\theta_{j_MAX} + \theta_{j_min})}{\theta_{j_MAX} - \theta_{j_min}} \quad (11)$$

$$\omega_j(t)_{NORM} = \frac{\omega_j(t)}{\max\{|\omega_j|\}} \quad (12)$$

Avec ω_j , les vitesses articulaires de l'articulation « j » exprimées en deg.s^{-1} ; θ_j , les angles articulaires de « j » exprimés en degrés; « t », l'instant considéré et $|\omega_j|$, la valeur absolue de ω_j .

La Figure II.3 montre l'effet de la normalisation des angles et des vitesses angulaires.

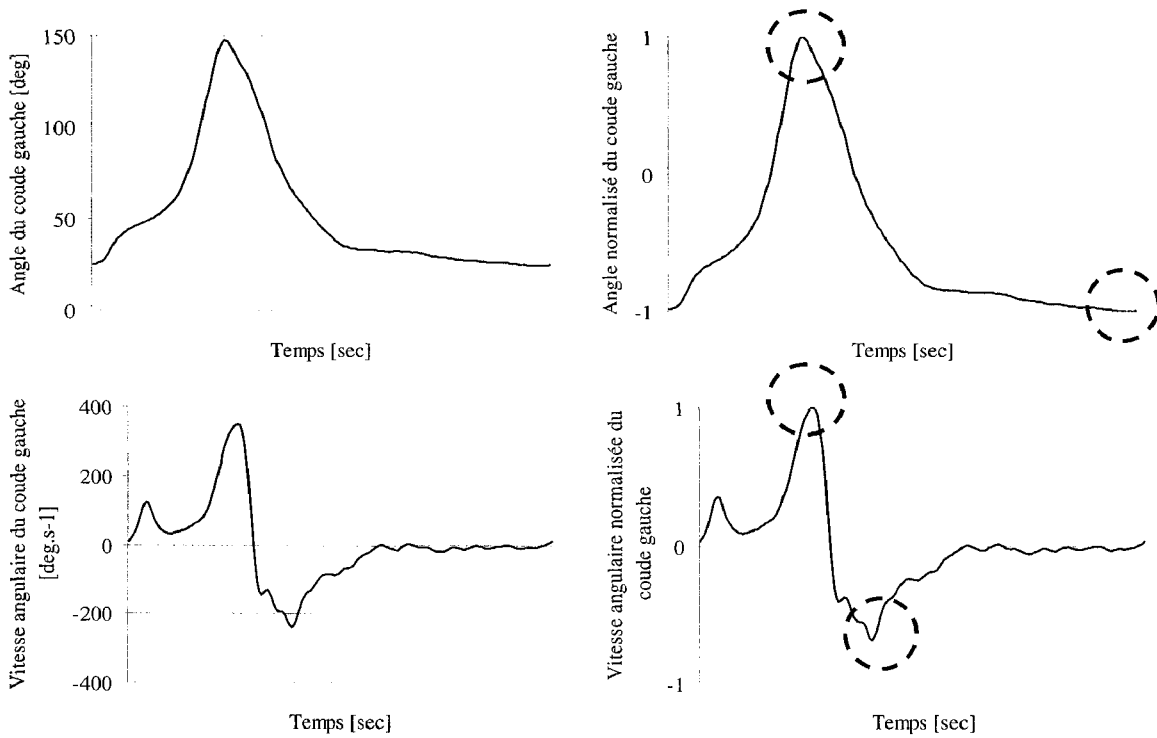


Figure II.3 : Effets de la réduction des angles et des vitesses à l'aide des équations 11 et 12

II.2.4 Construction du plan de phase

Le plan de phase représente la vitesse articulaire normalisée en fonction de l'angle articulaire normalisé. Ce plan donne une image de l'état d'une articulation au cours du temps (Hamill et al., 1999) (Figure II.4).

II.2.5 Calcul de l'angle phase

L'angle de phase (ϕ), appelé aussi angle polaire, est obtenu après application d'une équation fonction de l'état dans lequel l'articulation se trouve. La Figure II.4 explicite ces équations selon le cadran dans lequel « l'articulation se trouve ».

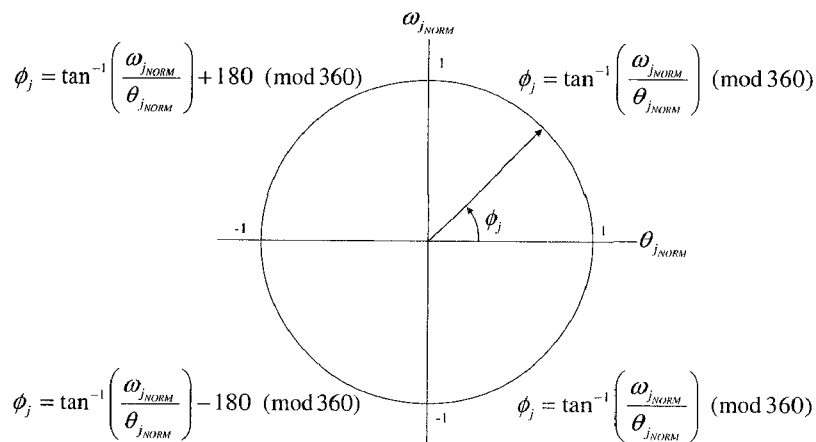


Figure II.4 : Plan de phase construit pour une articulation « j » et équations permettant le calcul de l'angle de phase ϕ_j (°)

Notes :

- Sur l'axe des ordonnées, le signe indique un mouvement de flexion (-) ou d'extension (+) de l'articulation considérée. Pour le tronc et le coude les valeurs positives représentent
- De ce plan de phase un angle de phase qui renseigne sur l'état de l'articulation considérée peut donc être calculé à chaque instant du cycle.

II.2.6 Calcul de la phase relative continue

La phase relative continue entre deux articulations « i » et « j », notée $CRP_{i,j}$, est la différence entre l'angle de phase de l'articulation « j » et l'angle de phase de l'articulation « i » à chaque instant « t » (Equation 13).

$$CRP_{i,j}(t) = \phi_j(t) - \phi_i(t) \quad (13)$$

Les trois phases relatives continues calculées dans notre étude sont :

- $CRP_{c,g}$, calculée entre le coude et le genou,
- $CRP_{t,c}$, calculée entre le tronc et le coude et
- $CRP_{t,g}$, calculée entre le tronc et le genou.

Les CRP ainsi calculées permettent de quantifier la différence d'état entre deux articulations. Cette quantification permet l'interprétation de l'activité d'une articulation par rapport à une autre. Ainsi, la coordination gestuelle du rameur peut être quantifiée, analysée et comparée cadence par cadence.

II.2.7 Interprétation de la phase relative continue

Les valeurs de la CRP renseignent sur l'état relatif entre 2 articulations (Tableau II.2-1).

Les déphasages maximaux sont définis comme les valeurs des CRP les plus éloignées de 0° (mod 360) ou de -180° (mod 360), valeurs significatives respectivement de 2 articulations en phase ou en antiphase, en début de propulsion ou de retour.

L'avance et le retard d'une articulation par rapport à une autre sont définis par phase gestuelle :

- à $t = 0$, si la $CRP_{i,j}(t=0) = 0^\circ$, alors $CRP_{i,j}(t) > 0^\circ$ indique une avance de l'articulation « i » par rapport à l'articulation « j » versus $CRP_{i,j}(t) < 0^\circ$ indique un retard de l'articulation « i » par rapport à l'articulation « j ».
- De même à $t=0$, si la $CRP_{i,j}(t=0) = -180^\circ$ alors $CRP_{i,j}(t) > -180^\circ$ indique une avance de l'articulation « i » par rapport à l'articulation « j » versus $CRP_{i,j}(t) < -180^\circ$ indique un retard de l'articulation « i » par rapport à l'articulation « j ».

Une $CRP_{i,j}$ constante pendant un laps de temps signifie que les deux articulations « i » et « j » sont en action dans les mêmes proportions et simultanément au sein de ce laps de temps. Les commandes motrices des articulations considérées sont alors synchrones ou se synchronisent.

<i>Cas</i>	<i>Interprétation</i>
$CRP_{i,j} = 0^\circ \pmod{360^\circ}$	Les deux articulations sont en phase
$CRP_{i,j} = -180^\circ \pmod{360}$	Les deux articulations sont en anti-phase
$CRP_{i,j}(t) > CRP_{i,j}(0)$	L'articulation <i>i</i> est dans un état plus avancé que l'articulation <i>j</i>
$CRP_{i,j}(t) < CRP_{i,j}(0)$	L'articulation <i>j</i> est dans un état plus avancé que l'articulation <i>i</i>
$CRP_{i,j}$ est constante	Les états des deux articulations sont modifiés dans les mêmes proportions, leurs activités sont synchrones

Tableau II.2-1 : Tableau d'interprétation d'une CRP en fonction des valeurs et de leur évolution au cours du temps

Exemple :

La Figure II.5 présente la phase relative continue coude/genou (notée $CRP_{c,g}$) pour un rameur expert à une cadence de $18 \text{ coups} \cdot \text{min}^{-1}$ lors de la phase de retour.

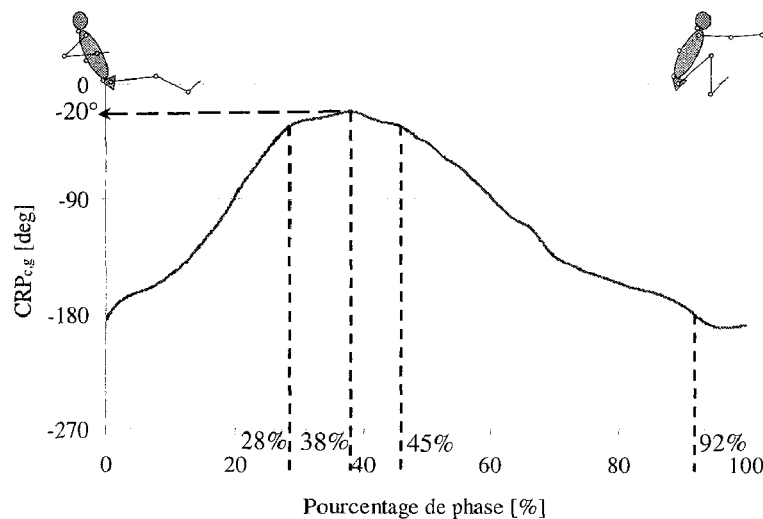


Figure II.5 : Phase relative continue coude/genou ($CRP_{c,g}$) produite par un rameur expert à une cadence de $18 \text{ coups} \cdot \text{min}^{-1}$ lors de la phase de retour

Dans une première partie de la phase de retour, de 0 à 28%, la $CRP_{c,g}$ est croissante et tend vers 0° alors qu'elle est initialement de -180° . Ceci signifie que pendant 28%, le coude prend de l'avance par rapport au genou. L'observation du geste du rameur montre en effet que l'articulation du genou reste immobile alors que le coude commence son extension sur le début du retour. De 28 à 45% de la phase de retour, la $CRP_{c,g}$ reste relativement constante en atteignant un pic à 38% de la phase de retour à -20° . Ce pic indique un déphasage maximal car sa valeur (-

20°) est la valeur la plus éloignée de celle au début du retour (-180°). Cela signifie que le rameur dissocie de manière très importante l'action du coude et du genou (déphasage de 160°). De plus, pendant ces 17% de la phase de retour le genou et le coude agissent de manière quasi synchrone. En effet, le changement d'état entre les deux articulations est quasiment identique puisque le coude est en fin d'extension alors que le genou est en début de flexion. Le rameur met donc en jeu simultanément et dans les mêmes proportions son coude et son genou. De 45 à 92% de la phase de retour, la $CRP_{c,g}$ diminue pour revenir à sa valeur initiale. Ceci signifie que le genou est en rattrapage de phase (récupère son retard). Enfin, sur les 8 derniers pourcents, la $CRP_{c,g}$ passe sous -180°. Ceci signifie que juste avant le début de propulsion, le rameur donne une légère avance à son genou. En effet, lors de la fin de retour, sous l'effet de l'inertie du corps du rameur le genou subi une forte flexion (maximale) puis il semble réaliser comme une extension réflexe dû à la compression et à l'étirement des muscles.

II.2.8 Données retenues pour l'analyse statistique

Le pic de déphasage maximal montre que le rameur dissocie parfaitement l'action du coude et du genou lors de la phase de retour lorsqu'il maintien une cadence de 18 coups.min⁻¹ ($CRP_{c,g} = -25°$ à la date de 38% de la phase de retour). Ces deux valeurs : pic et date d'apparition de ce pic, sont les deux données retenues pour l'analyse statistique car elles sont caractéristiques du geste du rameur (DalMonte, 1989). Le pic constitue la valeur la plus éloignée de la valeur initiale de la CRP et ce quelque soit la CRP. La date d'apparition de ce pic est le pourcentage de phase auquel apparaît le pic précédemment défini. L'évolution d'un tel pic et de sa date d'apparition indique une réorganisation gestuelle de la part du rameur. L'analyse statistique portera donc sur ces deux variables testées pour plusieurs cadences.

II.3 LES EFFORTS INTER- SEGMENTAIRES

L'estimation des efforts inter-segmentaires demande de résoudre un problème de dynamique inverse dans lequel le système poly-articulé représentatif du corps humain, le mouvement de celui-ci et les efforts externes sont parfaitement renseignés et où l'objectif est d'estimer les causes du mouvement observé.

Pour résoudre un tel problème, les lois fondamentales de la dynamique sont utilisées. Celles-ci consistent à écrire le théorème de la résultante (Théorème de Newton) et celui du moment cinétique (Théorème d'Euler) pour chacun des n corps rigides constituant le système mécanique représentatif de l'être humain (Equations 14 et 15).

$$\sum \overrightarrow{F_{ext/s}} = m_s \cdot \overrightarrow{a_{Gs}} \quad (14)$$

$$\sum \overrightarrow{M_{Ext/ps}} + \sum \overrightarrow{C_{ps}} = \frac{d\overrightarrow{L_{ps}}}{dt} \quad (15)$$

Avec pour (14) : $\overrightarrow{F_{ext/s}}$, les forces extérieures agissant sur le segment « s » ; m_s , la masse du segment « s » et $\overrightarrow{a_{Gs}}$, l'accélération du centre d'inertie de ce même segment ;

Avec pour (15) : $\overrightarrow{M_{Ext/Ps}}$, les moments produits par les forces externes rapportées au point proximal « Ps », $\overrightarrow{C_{Ps}}$, les couples appliqués au segment « s » et $\overrightarrow{L_{ps}}$ le moment cinétique du segment « s » au point proximal « Ps ».

Les paragraphes suivants développent le calcul des efforts inter-segmentaires. Successivement, les hypothèses, la description du modèle biomécanique du rameur retenu et l'algorithme de résolution itératif et ses composants sont présentés.

II.3.1 Hypothèses

Pour calculer les efforts inter-segmentaires, les hypothèses simplificatrices suivantes ont été appliquées :

- les segments corporels peuvent être assimilés à des corps rigides indéformables (des solides) : la géométrie des segments corporels est donc invariante,
- chaque segment corporel possède une masse constante et un centre d'inertie invariant, seule la masse de l'épaule est supposée nulle,
- le mouvement des masses molles (e.g. muscles, tissus adipeux, tissus conjonctifs et peau) est négligeable et n'affecte pas les propriétés inertielles des segments corporels : le modèle inertiel adopté, bien qu'approximatif de la réalité, est supposé valide quelque soit le mouvement réalisé,
- les frottements et les glissements entre les surfaces articulaires sont négligeables : les actions-réactions articulaires ont une intensité égale, mais de signes opposés.

Sous ces hypothèses, un modèle biomécanique du rameur est proposé.

II.3.2 Modèle biomécanique du rameur

Le modèle biomécanique polyarticulé va nous permettre de quantifier les efforts inter-segmentaires et les couples articulaires de manière tridimensionnelle aux poignets, coudes, articulations gléno-humérales (Annexe VIII), articulations sterno-claviculaires, hanches, genoux, chevilles et à la charnière L4/L5 (Figure II.6). La charnière L4/L5 est retenue car elle est l'articulation la plus affectée (avec L5/S1) en aviron. Par ailleurs, c'est l'articulation présentant en flexion-extension un maximum d'amplitude de 24° (contre 18° pour L5/S1) (Kapandji, 2007).

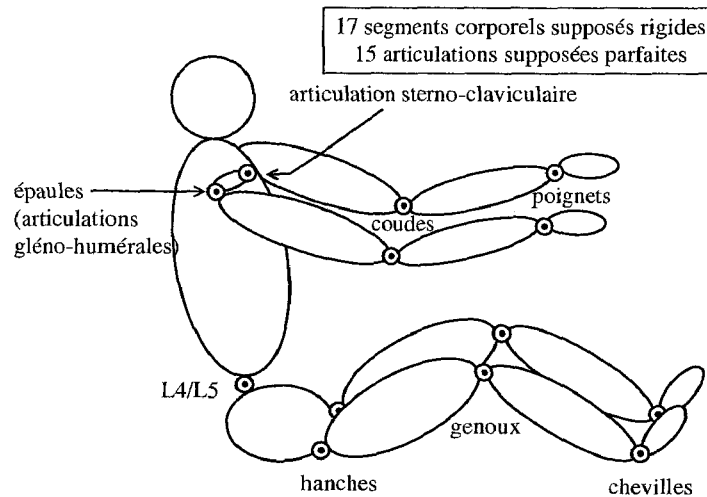


Figure II.6 : Description du modèle géométrique du rameur

Le modèle géométrique 3D retenu se compose de 16 segments supposés rigides et 15 articulations (Figure II.6) répartis en quatre chaînes. Le calcul de dynamique inverse est effectué sur chaque chaîne:

- La première et la deuxième chaîne se rapportent aux membres supérieurs et rassemblent chacune la main, l'avant-bras, le bras et le segment délimité par l'articulation gléno-humérale et sterno-claviculaire.
La troisième et la quatrième chaîne se rapportent aux membres inférieurs et rassemblent chacune le pied, la jambe et la cuisse.

II.3.3 Problème de dynamique inverse

Le problème de dynamique inverse consiste à écrire l'équilibre dynamique pour chaque segment corporel étudié. La résolution de ce problème suit une méthode bien particulière explicitée dans le premier paragraphe. Le deuxième paragraphe présente l'algorithme itératif de résolution du problème de dynamique inverse retenu.

II.3.3.1 Méthode

Pour la première et la deuxième chaîne, les calculs consistent à écrire successivement l'équilibre dynamique de la main, de l'avant-bras, du bras et du segment délimité par l'articulation gléno-humérale et sterno-claviculaire, côté gauche puis côté droit. Ils déterminent ainsi séquentiellement les efforts inter-segmentaires au niveau du poignet, du coude, de l'articulation gléno-humérale et de l'articulation sterno-claviculaire, côté gauche puis côté droit.

Pour la troisième et quatrième chaîne, les calculs consistent à écrire l'équilibre dynamique du pied, de la jambe et de la cuisse du côté droit, puis côté gauche. Ils déterminent ainsi séquentiellement les efforts inter-segmentaires au niveau de la cheville, du genou et de la hanche, côté gauche puis côté droit.

La Figure II.7 explicite le calcul des efforts inter-segmentaires en L4/L5, dit « méthode par le bas ».

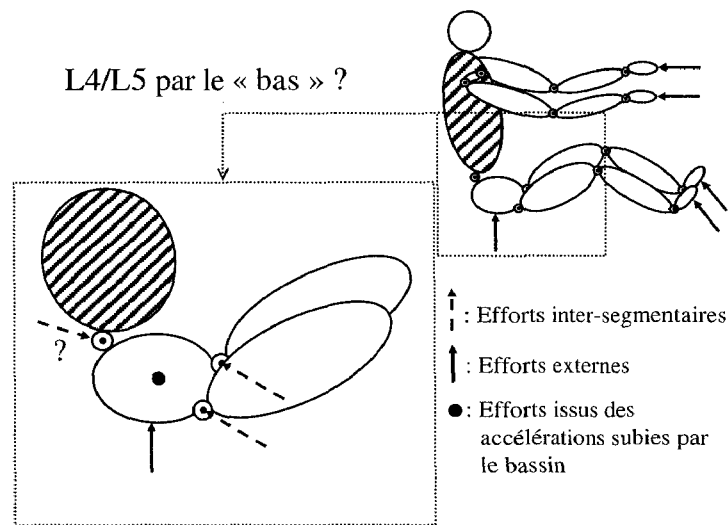


Figure II.7 : Calcul des efforts inter-segmentaires en L4/L5 par la méthode « par le bas »

Le calcul « par le bas » des efforts inter-segmentaires en L4/L5 consiste à écrire l'équilibre dynamique du bassin. Il nécessite de connaître les efforts externes appliqués au bassin et les efforts inter-segmentaires développés au niveau des 2 hanches. Ce calcul se fait donc en dernier.

La méthode de calcul est itérative. Le paragraphe suivant présente l'algorithme retenu.

II.3.3.2 Algorithmique

La méthodologie de résolution itérative, grâce à des matrices homogènes, retenue tire ses fondements de (Legnani, Casolo, Righettini, & Zappa, 1996) et mise en application et développée sur la marche par (Doriot & Cheze, 2001). Cet algorithme est appliqué à chacune des 4 chaînes précédemment décrites, puis au bassin. Afin d'illustrer notre propos, nous prendrons comme exemple le membre inférieur droit.

La chaîne « membre inférieur » est composée de 3 segments corporels, la cuisse droite, la jambe droite et le pied. Le bassin en constitue sa base. La Figure II.8 schématise le processus itératif du calcul. Les segments corporels sont numérotés de 1 (le bassin) à 4 (le pied). Les calculs s'opèrent du segment « s » n°4 au segment « s-3 » n°1.

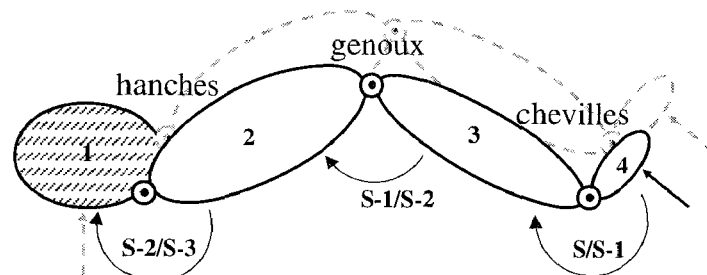


Figure II.8 : Itérations au niveau du membre inférieur droit

Donc, pour « s » variant de 4 à 2, les opérations réalisées sont les suivantes :

- Calcul des accélérations absolues du segment « s » dans le repère R_0 (Equation 16).

$$[H_{S/0}]_{R_0} = \begin{pmatrix} 0 \\ \ddot{T} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ T \end{pmatrix}^{-1} \quad (16)$$

- Calcul de la matrice de pseudo-inertie du segment « s » dans le repère R_0 (Equation 17)

$$[J_s]_{R_0} = {}^0T \cdot [J_s]_{R_s} \cdot {}^0T^t \quad (17)$$

- Calcul des efforts dus aux accélérations du segment « s » dans le repère R_0 (Equation 18)

$$[A_{S/0}]_{R_0} = [H_{S/0}]_{R_0} \cdot [J_s]_{R_0} - [J_s]_{R_0} \cdot [H_{S/0}]_{R_0}^t \quad (18)$$

- Calcul des efforts dus à l'action de pesanteur sur le segment « s » dans le repère R_0 (Equation 19)

$$[\Phi_{g/S}]_{R_0} = [H_g]_{R_0} \cdot [J_s]_{R_0} - [J_s]_{R_0} \cdot [H_g]_{R_0}^t \quad (19)$$

- Ecriture de l'équilibre inter-segmentaire entre le segment « s-1 » et « s » dans le repère R_0 en prenant en compte l'ensemble des actions dynamiques appliquées sur le segment « s » (Equation 20).

$$[\Phi_{S-1/S}]_{R_0} = [A_{S/0}]_{R_0} + [\Phi_{S/S+1}]_{R_0} - [\Phi_{Ext/S}]_{R_0} - [\Phi_{g/S}]_{R_0} \quad (20)$$

- Expression des efforts du segment « s-1 » sur le segment « s » dans le repère R_{S-1} comme la convention d'écriture le stipule (Equation 21).

$$[\Phi_{S-1/S}]_{R_{S-1}} = \begin{pmatrix} 0 \\ T \end{pmatrix}^{-1} \cdot [\Phi_{S-1/S}]_{R_0} \cdot {}^0T \quad (21)$$

La matrice d'efforts $[\Phi_{S-1/S}]_{R_{S-1}}$ obtenue contient les forces et les couples appliqués au centre de rotation liant les segments « s » et « s-1 ». Les efforts inter-segmentaires calculés sont exprimés dans le repère associé au segment « s-1 », le repère père de la chaîne articulée.

Les équations précédentes imposent la connaissance de 4 matrices 4x4, à savoir 0T , $[J_s]_{R_s}$, $[H_g]_{R_0}$, $[\Phi_{Ext/S}]_{R_0}$. Les procédures de construction de ces matrices sont explicitées dans les paragraphes suivants.

II.3.4 Construction des matrices 4x4 nécessaires à l'algorithme de dynamique inverse retenu

Les 4 matrices sont :

- la matrice de transformation homogène, 0T ,
- la matrice de pseudo-inertie du segment, $[J_s]_{R_s}$
- la matrice d'action de la gravité, $[H_g]_{R_0}$

- la matrice du torseur regroupant les efforts externes mesurés s'appliquant sur le segment « s », $[\Phi_{Ext/S}]_{R_0}$.

La construction de ces matrices repose sur le formalisme proposé par (Legnani et al., 1996).

II.3.4.1 La matrice de transformation homogène

La matrice de transformation homogène permet de repérer un segment dans un autre repère. Un segment défini par un repère local R_s est positionné par rapport à un repère de référence R_0 . Ce repérage est donnée par une matrice de transformation 4x4 (0_sT) qui se représente à chaque instant « t » sous la forme :

$${}^0_sT(t) = \begin{bmatrix} \overline{X_s} & \overline{Y_s} & \overline{Z_s} & \overline{OP_s(t)} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}_{R_0},$$

avec $R_s(t) = (P_s, \overline{X_s}, \overline{Y_s}, \overline{Z_s})$ et O l'origine du repère de référence R_0 .

Note :

La construction de la matrice de transformation homogène 0_sT nécessite de connaître à chaque instant la situation spatiale de chaque segment corporel.

II.3.4.2 Le matrice de pseudo-inertie

La construction de la pseudo-matrice d'inertie $[J_s]_{R_s}$ d'un segment « s » dans son repère R_s s'écrit sous la forme :

$$[J_s]_{R_s} = \begin{bmatrix} S/2 - A & F & E & m_s X_s \\ F & S/2 - B & D & m_s Y_s \\ E & D & S/2 - C & m_s Z_s \\ m_s X_s & m_s Y_s & m_s Z_s & m_s \end{bmatrix}$$

Avec : $S = A+B+C$; où A, B, C, D, E et F sont tirés de $I(P_s)_{R_s}$; m_s la masse du segment ; X_s , Y_s et Z_s la position du centre d'inertie G_s par rapport au centre de rotation P_s .

La matrice $I(P_s)_{R_s}$ est la matrice d'inertie du segment exprimé au point proximal, et centre de rotation du segment père au segment « s ». Il est le résultat du transfert réalisé à l'aide du théorème de König (Equation 22) :

$$\text{De plus, } I(P_s)_{R_s} = I(G_s)_{R_s} + I_{R_s} \quad (22)$$

Avec $I(G_s)_{R_s}$, la matrice d'inertie du segment exprimé au centre d'inertie (G_s) ; I_{R_s} , la matrice d'inertie dans laquelle le centre d'inertie est affecté de la masse m_s et agit par rapport au centre de rotation P_s .

La matrice $I(G_s)_{R_s}$ s'écrit sous la forme suivante :

$$I(G_s)_{R_s} = \begin{bmatrix} I_{G_x} & 0 & 0 \\ 0 & I_{G_y} & 0 \\ 0 & 0 & I_{G_z} \end{bmatrix}_{R_s}$$

Avec I_{G_x} , I_{G_y} et I_{G_z} les axes principaux d'inertie du segment.

La matrice I_{R_s} s'écrit sous la forme :

$$I_{R_s} = \begin{bmatrix} m_s(Y_s^2 + Z_s^2) & -m_s X_s Y_s & -m_s X_s Z_s \\ -m_s X_s Y_s & m_s(X_s^2 + Z_s^2) & -m_s Y_s Z_s \\ -m_s X_s Z_s & -m_s Y_s Z_s & m_s(X_s^2 + Y_s^2) \end{bmatrix}_{R_s}$$

Avec m_s , la masse du segment et X_s , Y_s et Z_s les coordonnées du centre d'inertie par

rapport au centre de rotation, aussi appelé point proximal P_s . $\overrightarrow{P_s G_s} = \begin{pmatrix} X_s \\ Y_s \\ Z_s \end{pmatrix}$.

Note :

Pour déterminer la pseudo-matrice d'inertie, il est nécessaire de renseigner :

- la matrice d'inertie du segment « s », $I(G_s)_{R_s}$,
- la masse du segment « s », m_s ,
- la position du centre de gravité du segment « s », G_s ,
- la position du centre de rotation (P_s) qui relie le segment « s » au segment « s-1 ».

Le Tableau II.3-1 présente la table des caractéristiques anthropométriques actualisée par De Leva (1996). Elle se rapporte à une population de jeunes sportifs, sensiblement voisins d'une population de rameurs experts.

Segments (s)	Extrémité		Masse k_s (%)	Position du centre d'inertie sur l'axe longitudinal c_s (%)	Axe d'inertie Sagittal I_{GX} (%)	Axe d'inertie Transverse I_{GY} (%)	Axe d'inertie Logitudinal I_{GZ} (%)
	Proximale (P_s)	Distale (D_s)					
Tête	Vertex	C7	6.94	59.76	36.2	37.6	31.2
Torse	Manubrium	Xiphoïde	15.96	29.99	71.6	45.4	65.9
Abdomen	Xyphoïde	Nombril	16.33	45.02	48.2	38.3	46.8
Bassin	Nombril	Milieu des 2 hanches	11.17	61.15	61.5	55.1	58.7
Bras	Epaule	Coude	2.71	57.72	28.5	26.9	15.8
Avant-bras	Coude	Poignet	1.62	45.74	27.6	26.5	12.1
Main	Poignet	Bout des doigts	0.61	79	62.8	51.3	40.1
Cuisse	Hanche	Genou	14.16	40.95	32.9	32.9	14.9
Jambe	Genou	Cheville	4.33	44.59	25.5	24.9	10.3
Pied	Talon	Bout du pied	1.37	44.15	25.7	24.5	12.4

Tableau II.3-1 : Table anthropométrique définie par De Leva (1996)

- La matrice d'inertie segmentaire ($I(G_s)_{R_s}$)

Les axes d'inertie utilisent les axes anatomiques des segments considérés solides et indéformables. Ces axes d'inertie portent les moments d'inertie qui définissent la résistance passive d'un corps à la mise en rotation. Les moments principaux d'inertie caractérisent chaque axe principal d'inertie (Figure II.9).

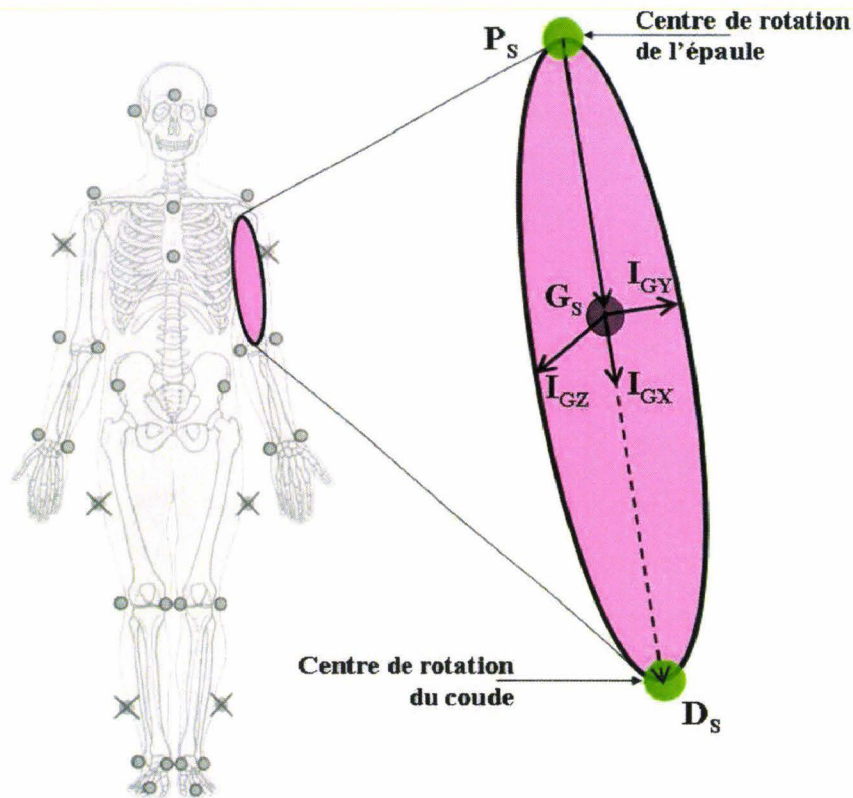


Figure II.9 : Positionnement du centre d'inertie du segment bras droit (G_s) à l'aide du point distal (D_s) et du point proximal (P_s) avec les axes d'inertie (I_{GX} , I_{GY} , I_{GZ}) en G_s

Les moments d'inerties sont définis par leur relation entre le rayon de giration et la masse du segment (Equation 23).

$$I_{G_s} = m_s \cdot r_s^2 \quad (23)$$

Avec m_s la masse du segment « s », r_s le rayon de giration du segment « s » et I_{G_s} le moment d'inertie affectant le centre d'inertie du segment « s ».

Le Tableau II.3-1 permet de déterminer à la fois les coefficients à attribuer à chaque axe géométrique et la masse de chaque segment considéré dans notre modèle (hormis l'épaule). Le rayon de giration est défini dans le Tableau II.3-1 comme un pourcentage de la longueur du segment ($\| \overline{P_s D_s} \|$, Figure II.9, Tableau II.3-1). Le calcul de la masse de chaque segment est abordé dans le paragraphe suivant.

Note :

La longueur de chaque segment est une donnée à recueillir pour calculer la matrice d'inertie de chaque segment et donc pouvoir calculer les efforts inter-segmentaires par dynamique inverse.

- La masse segmentaire (m_s)

La masse de chacun des segments est considérée proportionnelle à la masse totale du sujet. Ainsi les masses segmentaires, exprimées en kg, sont obtenues par une proportionnelle de la masse totale du sujet (Equation 24).

$$m_s = k_s \cdot m_T \quad (24)$$

Avec m_s la masse du segment « s », m_T la masse totale du rameur et k_s le Coefficient associé au segment « s » considéré. Le Tableau II.3-1 présente la table de De Leva (1996) dans lequel les coefficients k_s sont énumérés dans la quatrième colonne.

Les masses des segments considérés, excepté celle de l'épaule considérée nulle, sont tirées du Tableau II.3-1.

Note :

La masse totale du rameur est une donnée à recueillir pour calculer la matrice d'inertie et la pseudo-matrice d'inertie de chaque segment et donc pouvoir calculer les efforts inter-segmentaires par dynamique inverse.

Pour attribuer cette masse segmentaire au centre de gravité géométrique, il est nécessaire de connaître la position de ce centre dans le repère segmentaire. Le paragraphe suivant revient sur ce point.

- Position du centre d'inertie segmentaire

La position du centre d'inertie est la localisation en un point unique « G_s » de la masse totale du segment « s » précédemment calculée. Ce centre d'inertie est en général positionné sur l'axe longitudinal du segment ((Leva, 1996) ; Tableau II.3-1). La position du centre d'inertie est définie par un ratio de la longueur segmentaire en partant de la position du point proximal vers l'extrémité distale. L'équation (25) donne la relation vectorielle entre le point proximal (P_s) et distal (D_s) et la position du centre d'inertie G_s .

$$\overrightarrow{P_s G_s} = c_s \cdot \overrightarrow{P_s D_s} \quad (25)$$

Avec P_s le point proximal du segment « s », G_s le centre d'inertie du segment « s », D_s le point distal du segment « s » et c_s le coefficient associé au segment « s » considéré qui est issu de la table anthropométrique (Tableau II.3-1). La Figure II.9 représente le positionnement du centre d'inertie du bras gauche avec les axes définis par De Leva (1996).

Note :

Les positions des points proximaux et distaux de chacun des segments sont à renseigner pour pouvoir calculer la position du centre d'inertie au cours du temps et ainsi construire la matrice d'inertie nécessaire au calcul de dynamique inverse.

II.3.4.3 La matrice d'efforts externes

Pour écrire l'équilibre de chaque segment, le formalisme de Legnani (1996) est utilisé, ce qui demande l'écriture de la matrice des efforts externes sous forme de torseur. Les matrices d'efforts externes au niveau de chaque point de contact s'écrivent :

$$[\Phi_{ext./s}]_{R_{Pc}} = \begin{bmatrix} 0 & -m_z & m_y & F_x \\ m_z & 0 & -m_x & F_y \\ -m_y & m_x & 0 & F_z \\ -F_x & -F_y & -F_z & 1 \end{bmatrix}_{R_{Pc}}$$

Avec $\overrightarrow{F_{ext./s}} = \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix}$ et $\overrightarrow{M(O)_{ext./s}} = \begin{pmatrix} m_x \\ m_y \\ m_z \end{pmatrix}$, respectivement les forces et les moments

mesurées au niveau du point de contact « P_c » qui s'appliquent sur le segment « s ». Les points de contact avec l'environnement sont au nombre de 5 : 1 avec le cale-pied droit, 1 avec le cale-pied gauche, 1 avec la coulisse, 1 avec la poignée droite, 1 avec la poignée gauche. Ainsi, 5 matrices sont à construire pour le calcul de dynamique inverse.

Note :

Il est nécessaire de connaître les efforts externes exercés sur le segment « s » à chaque instant.

II.3.4.4 La matrice de l'action de la gravité

L'accélération de pesanteur sur terre est de 9.81 m.s^{-2} . Elle s'opère uniquement selon l'axe vertical perpendiculaire à la surface de la terre. L'écriture de cette action gravitationnelle s'écrit alors en 3D par la matrice suivante :

$$[H_g]_{R_0} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -9.81 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}_{R_0}$$

Avec R_0 le repère galiléen où l'axe Z correspond à l'axe vertical.

II.3.4.5 Conclusion

Le calcul des efforts inter-segmentaires nécessite de construire 4 matrices, à savoir, ${}^0_s T$, $[J_s]_{R_s}$, $[H_g]_{R_0}$, $[\Phi_{Ext/S}]_{R_0}$. Celles-ci demandent de renseigner :

- les repères locaux de chaque segment à chaque instant du geste,
- la longueur segmentaire de chacun des segments,
- la masse totale du rameur,
- la position des centres de rotation entre les segments à chaque instant du geste.

II.3.5 Interprétations des couples retenus

Les couples de flexion / extension du coude, de L4/L5 et du genou sont retenus pour l'analyse. En effet, Dal Monte (1989) suggère que ces articulations caractérisent au mieux le geste du rameur.

Les figures suivantes présentent l'évolution des couples fléchisseurs / extenseurs et les angles de flexion / extension pour chaque articulation dans la phase de retour. La présentation est similaire quelque soit l'articulation. Dans une première phase, le couple et l'angle étudié sont précisés, puis une interprétation en est donnée, enfin un exemple illustre ces interprétations et précise les données retenues pour l'analyse.

II.3.5.1 Interprétations du couple fléchisseur / extenseur du genou

Le couple C_z fléchisseur / extenseur au niveau du genou correspond au couple que produit la cuisse sur la jambe. Il est exprimé dans le repère cuisse. L'angle de flexion/extension du genou est défini entre la cuisse et la jambe. La Figure II.10 présente ce couple et cet angle.

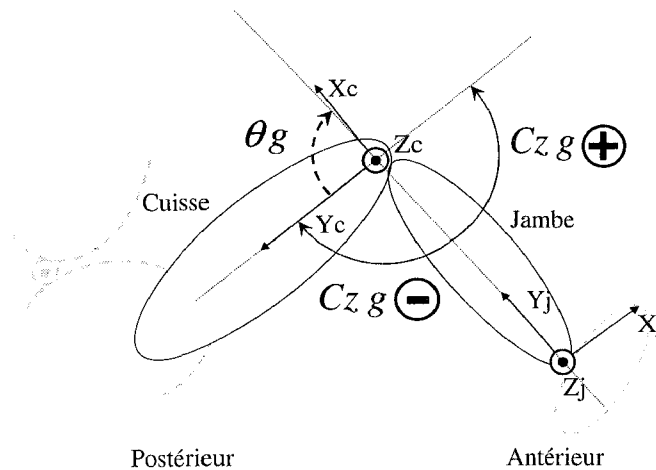


Figure II.10 : Expression de l'angle et du couple de flexion/extension de la cuisse sur la jambe exprimé dans le repère associé à la cuisse caractérisant le genou gauche

En fonction du signe du couple C_z et de la dérivée de l'angle θ_g , 6 cas se présentent, ils sont répertoriés dans le Tableau II.3-2 :

	$Cz_g < 0$	$Cz_g > 0$
$d(\theta_g)/dt > 0$	Couple fléchisseur excentrique	Couple extenseur concentrique
$d(\theta_g)/dt = 0$	Couple fléchisseur isométrique	Couple extenseur isométrique
$d(\theta_g)/dt < 0$	Couple fléchisseur concentrique	Couple extenseur excentrique

Tableau II.3-2 : Tableau d'interprétations du couple produit par la cuisse sur la jambe

La Figure II.11 présente l'évolution du couple C_z au genou lors d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min⁻¹.

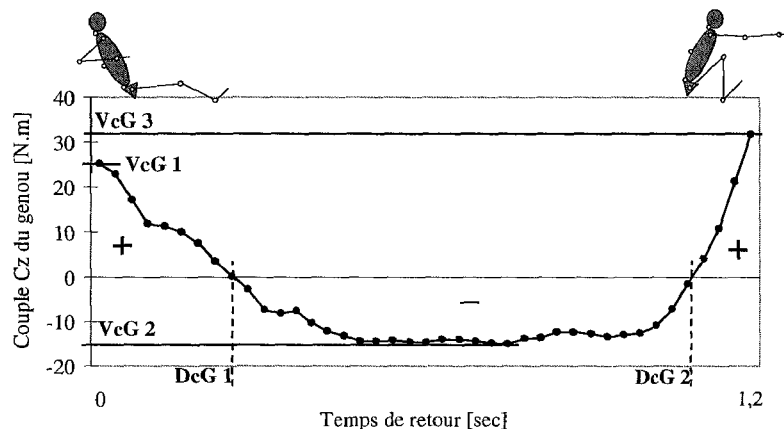


Figure II.11 : Evolution du couple Cz du genou au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min⁻¹

Le signe du couple Cz au niveau du genou permet d'interpréter l'action de la cuisse sur la jambe. Si $Cz > 0$ alors le genou tend à s'étendre. A l'opposé, si $Cz < 0$ alors le genou tend à se fléchir.

Dans le cadre de notre étude, nous retiendrons 5 paramètres issus de cette courbe :

- VcG 1 : La valeur du couple Cz du début de retour
- VcG 2 : La valeur minimale du couple Cz du genou
- VcG 3 : La valeur du couple Cz en fin de retour
- DcG 1 : La date à laquelle le couple Cz du genou passe négatif
- DcG 2 : La date à laquelle le couple Cz du genou passe positif.

La Figure II.12 présente l'évolution de l'angle du genou gauche au cours de la phase de retour avec une mise en évidence des valeurs caractéristiques de cette évolution.

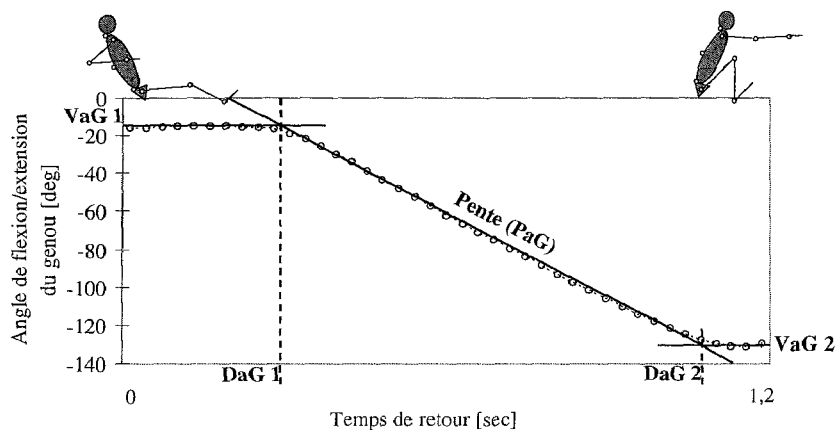


Figure II.12 : Evolution de l'angle de flexion/extension du genou au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min⁻¹

Dans le cadre de notre étude, nous retenons 5 paramètres extraits de cette courbe :

- VaG 1 : La valeur de l'angle maximum du genou

- VaG 2 : La valeur de l'angle minimum du genou
- DaG 1 : La date à laquelle l'angle du genou commence sa diminution
- DaG 2 : La date à laquelle l'angle du genou stoppe sa diminution
- PaG : La pente suivant laquelle l'angle évolue entre Dag 1 et Dag 2.

L'évolution de l'angle de flexion/extension du genou associé à la valeur du couple permet de déterminer le rôle du couple calculé au niveau du genou. Ici, l'angle évolue de 3 manières différentes. Il est stable dans la première partie, diminue dans la deuxième et stable dans la troisième. L'évolution de l'angle du genou indique que dans la première phase, le genou reste en extension, puis il se fléchit, pour rester en position de flexion maximale durant la troisième phase. Le couple est dans ces mêmes phases, positif, négatif puis positif à nouveau. Il est donc respectivement extenseur isométrique, fléchisseur concentrique puis de extenseur isométrique.

II.3.5.2 Interprétations du couple fléchisseur / extenseur en L4/L5

Le couple C_z fléchisseur / extenseur au niveau de la charnière lombaire L4/L5 correspond au couple que produit le tronc sur le bassin. Il est exprimé dans le repère associé au tronc. L'angle au niveau de L4/L5 (θ_L) est issu de la rotation entre le repère tronc et le repère bassin. Pour apporter une interprétation plus concrète issue du milieu sportif, l'angle du tronc par rapport à la verticale (θ_t) est également retenu. Il est issu de la rotation entre le repère tronc et la verticale géocentrique. La Figure II.13 présente ce couple et ces angles.

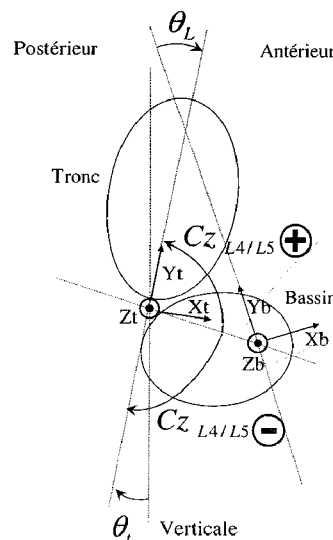


Figure II.13 : Expression de l'angle et du couple de flexion/extension du tronc sur le bassin exprimé dans le repère associé au tronc caractérisant la charnière lombaire L4/L5

En fonction du signe du couple C_z et de la dérivée de l'angle θ_L , 6 cas se présentent, ils sont répertoriés dans le Tableau II.3-3 :

	$Cz_{L4/L5} < 0$	$Cz_{L4/L5} > 0$
$d(\theta_L)/dt > 0$	Couple extenseur concentrique	Couple fléchisseur excentrique
$d(\theta_L)/dt = 0$	Couple extenseur isométrique	Couple fléchisseur isométrique
$d(\theta_L)/dt < 0$	Couple extenseur excentrique	Couple fléchisseur concentrique

Tableau II.3-3 : Tableau d'interprétations du couple produit par le tronc sur le bassin

La Figure II.14 présente le couple Cz de la charnière L4/L5 au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min⁻¹

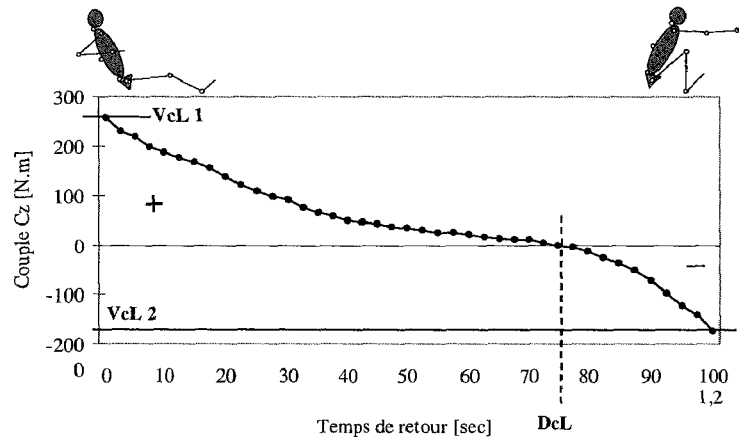


Figure II.14 : Evolution du couple Cz au niveau de la charnière L4/L5 au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min⁻¹

Dans le cadre de notre étude, nous retenons 3 paramètres extraits de cette courbe :

- VcL 1 : La valeur du couple minimum produit au niveau de L4 et L5
- VcL 2 : La valeur du couple maximum produit au niveau de L4 et L5
- DcL : La date à laquelle le couple change de signe.

Le signe du couple Cz au niveau de la charnière L4/L5 permet d'interpréter l'action du tronc sur le bassin. Si $Cz < 0$ alors la charnière L4/L5 aura tendance à s'étendre (basculer du torse vers l'arrière). A l'opposé, Si $Cz > 0$ alors la charnière L4/L5 aura tendance à se fléchir (basculer du torse vers l'avant).

La Figure II.15 présente l'évolution des angles θ_t et θ_L représentatifs respectivement de l'angle du tronc par rapport à la verticale et l'angle au niveau de la charnière L4/L5 entre le tronc et le bassin au cours de la phase de retour et les caractéristiques de l'évolution de θ_t retenues.

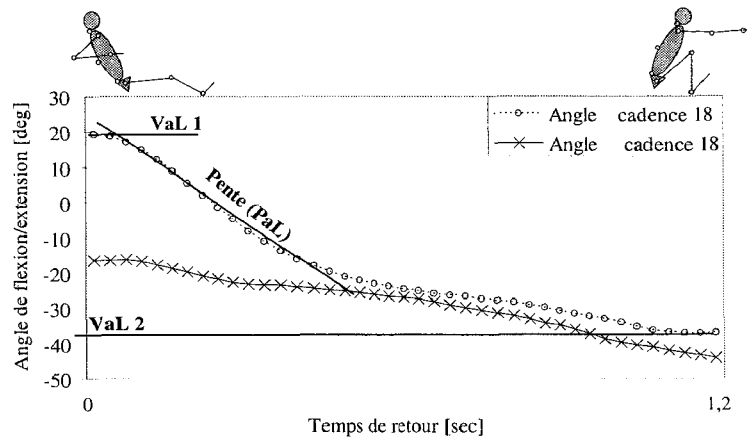


Figure II.15 : Evolution de l'angle de flexion/extension du tronc sur le bassin au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min⁻¹

Comme les deux angles θ_t et θ_L décroissent, les conditions précédemment présentées, entre Cz et θ_L , restent valides entre Cz et θ_t .

Trois paramètres sont ici retenus :

- VaL 1 : La valeur de l'angle minimum formé entre L4 et L5
- VaL 2 : La valeur de l'angle maximum formé entre L4 et L5
- PaL : La pente moyenne suivant laquelle l'angle évolue.

La pente PaL est décroissante mais n'est pas constante sur l'ensemble de la phase de retour. Ceci signifie que le tronc bascule vers l'avant en 2 temps sur le retour à cadence 18 coups.min⁻¹. Au début du retour, l'angle du tronc n'évolue pas, le couple fléchisseur est important. Le couple est donc fléchisseur isométrique. Dans les faits, il sert à freiner le tronc qui bascule vers l'arrière en fin de propulsion. Sur le reste de la phase de retour, bien que l'angle θ_t ne cesse de diminuer (Figure II.15), le couple passe positif en fin de retour. Ceci signifie que le couple Cz au niveau de la charnière L4/L5 n'est plus fléchisseur concentrique mais devient extenseur excentrique. Le rameur semble soit anticiper l'extension à produire en début de propulsion, soit à lutter contre l'effet de la pesanteur appliqué au tronc, soit réaliser ces deux dernières actions simultanément.

II.3.5.3 Interprétations du couple fléchisseur / extenseur du coude

Le couple Cz fléchisseur / extenseur au niveau coude correspond au couple que produit le bras sur l'avant-bras. Il est exprimé dans le repère associé au bras. L'angle du coude est défini entre le bras et l'avant-bras. La Figure II.16 présente l'angle et le couple au niveau du coude.

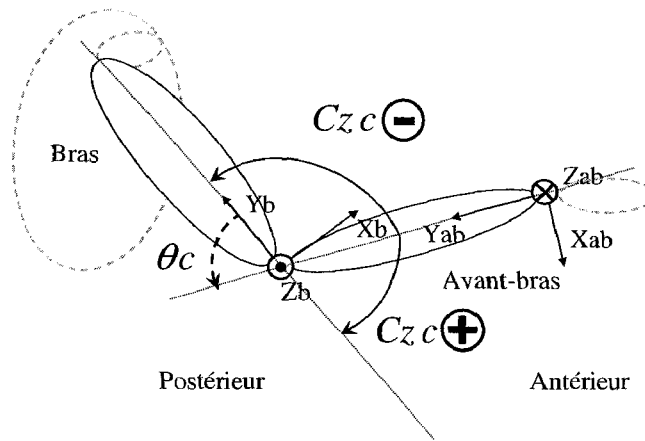


Figure II.16 : Expression de l'angle et du couple de flexion/extension du bras sur l'avant-bras exprimé dans le repère associé au bras caractérisant le coude gauche

Note : Le changement de signe de Cz_c par rapport au sens universel de rotation est causé par l'orientation de Zab par rapport à l'axe Zb qui est opposée.

En fonction du signe du couple Cz_c et de la dérivée de l'angle θ_c , 6 cas se présentent, ils sont répertoriés dans le Tableau II.3-3 :

	$Cz_c < 0$	$Cz_c > 0$
$d(\theta_c)/dt > 0$	Couple fléchisseur concentrique	Couple extenseur excentrique
$d(\theta_c)/dt = 0$	Couple fléchisseur isométrique	Couple extenseur isométrique
$d(\theta_c)/dt < 0$	Couple fléchisseur excentrique	Couple extenseur concentrique

Tableau II.3-4 : Tableau d'interprétations du couple produit par le bras sur l'avant-bras

La Figure II.17 présente l'évolution du couple Cz_c au niveau du coude lors d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de $18 \text{ coups.min}^{-1}$.

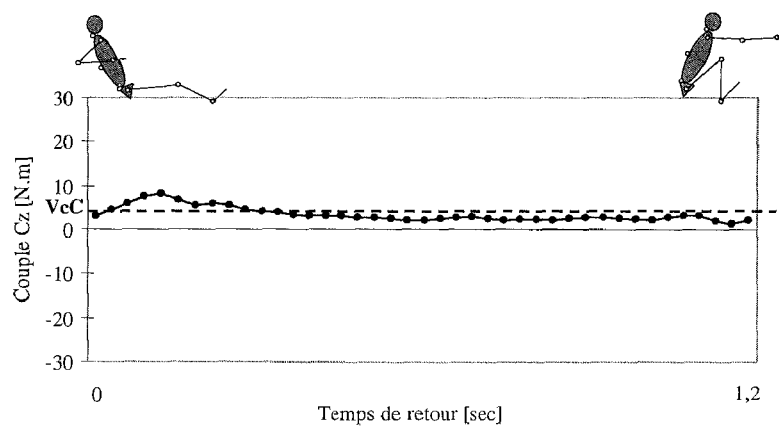


Figure II.17 : Evolution du couple Cz au niveau du coude au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de $18 \text{ coups.min}^{-1}$

Le couple Cz_c est constamment positif et relativement constant. Le couple Cz_c peut donc se résumer en une seule variable VcC , la valeur moyenne du couple extenseur du coude.

La Figure II.18 présente les caractéristiques de l'évolution de l'angle du coude au cours de la phase de retour.

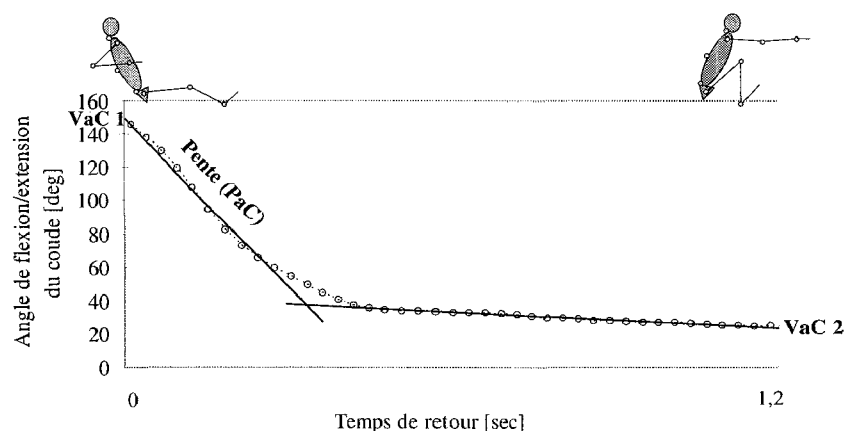


Figure II.18 : Evolution de l'angle de flexion/extension du coude au cours d'une phase de retour produite par un rameur de niveau international à une cadence de 18 coups.min⁻¹

Trois paramètres caractéristiques sont retenus :

- VaC 1 : La valeur de l'angle maximum du coude
- VaC 2 : La valeur de l'angle minimum du coude
- PaC : La pente suivant laquelle l'angle évolue le plus vite vers VaC 1.

L'angle de flexion / extension du coude décroît en deux temps. Une première pente correspond au « renvoi des mains vers l'avant » (résumée par la valeur de PaC). Ici, l'angle du coude diminue rapidement sur le retour, le coude s'étend au regard de notre modèle (Figure II.2). Dans un deuxième temps le couple Cz_c extenseur concentrique semble poursuivre l'extension du coude. Le premier temps semble être influencé par une autre action que celui du bras sur l'avant-bras comme l'énergie transmise par la bascule du tronc vers l'avant lors du retour.

II.3.5.4 Conclusion

Outre, l'interprétation des couples, de flexion/extension, cette partie a présentée les paramètres retenus qui pourront faire l'objet de l'étude statistique. Il s'agit :

- Pour le genou gauche : VcG 1, VcG 2, VcG 3, DcG 1, DcG 2, PaG , VaG 1, VaG 2, DaG 1 et DaG 2.
- Pour la charnière L4/L5 : VaL 1, VaL 2, PaL , VcL 1, VcL 2 et DcL .
- Pour le coude gauche : VaC 1, VaC 2, PaC et VcC .

II.4 TRAITEMENTS STATISTIQUES

Les traitements statistiques ont pour objet de déterminer s'il existe ou non une différence significative entre 2 ou plusieurs groupes de données. Les traitements statistiques sont donc des tests de comparaison. En effet, elles sont issues des mêmes individus sur lesquels plusieurs conditions de cadences sont testées. Les cadences évaluées sont celles utilisées en aviron [18, 20, 24, 28, 32, 36, 40].

II.4.1 Le test T de Student

Le test $-t$ de Student permet la comparaison de deux échantillons de mesures quantitatives appariées. La valeur de la probabilité critique (P-Value) de ce test permet de montrer statistiquement qu'une différence apparaît d'une condition à une autre. En règle générale, pour qu'une différence soit significative, la P-Value doit être inférieure à 0.05. Cette valeur permet ainsi de repérer une différence entre 2 échantillons de données.

II.4.2 Les tests de différenciation de deux séries de mesures répétées

Une ANOVA pour mesures répétées suivie d'un test post-hoc de Tukey est réalisée sur au moins deux variables simultanément pour appuyer statistiquement l'effet du changement de la condition sur chacune des variables étudiées et sur chacune des phases gestuelles (propulsion et retour). L'ANOVA permet de savoir s'il existe ou non une différence significative d'une condition à l'autre. L'ANOVA suivie d'un test post-hoc de Tukey permet de déterminer quelle différence est significative d'une condition à l'autre grâce encore une fois à une probabilité critique (P-Value). L'effet du changement de condition est alors significatif dès que $P < 0.05$.

Contrairement au test $-t$ de Student, les mesures prises en compte sont celle de chaque rameur pour chaque variable et pour chaque condition. Celle-ci ne considère pas la moyenne et l'écart-type de l'ensemble de l'échantillon mais prend en compte l'évolution des variables rameur par rameur et condition par condition. Ainsi, les différences de valeurs initiales sont ignorées et l'analyse porte réellement sur la variation de la variable analysée condition par condition pour une population donnée, ici les rameurs experts.

II.5 CONCLUSION DE CHAPITRE

Ce chapitre a présenté l'ensemble des méthodes et outils retenus pour analyser les adaptations du geste du rameur expert lorsque celui-ci augmente sa cadence sur ergomètre.

Une première partie a présenté les méthodes et outils permettant d'aborder les aspects cinématiques globaux du geste du rameur. En particulier, les variables spatio-temporelles ont été traitées : la cadence réellement maintenue, les durées absolues, le rythme, l'amplitude antéropostérieure, verticale et la déformation de la trajectoire.

La méthode de calcul des phases relatives continues (CRP) a été présentée dans la deuxième partie. Les CRP sont utilisées pour analyser les dé-synchronismes maximaux entre les articulations ainsi que la synchronisation des actions motrices articulaires grâce aux dates d'apparition de ces pics.

La troisième partie présente le calcul des efforts inter-segmentaires. Ce calcul relève d'un problème de dynamique inverse. Pour cela un modèle biomécanique du rameur est proposé. Il se compose de 4 chaînes : les deux membres inférieurs et les deux membres supérieurs. La méthode itérative retenue est basée sur le formalisme de Legnani et appliquée par Doriot (2001) sur la marche puis par Colloud (2003) sur l'aviron. Elle consiste à calculer l'équilibre de chaque segment de chacune des chaînes pour terminer par le calcul de l'équilibre au niveau du bassin en L4/L5, centre de rotation que le bassin entretient avec le tronc. Au terme de ces calculs, les efforts inter-segmentaires au niveau des poignets, des coudes, des articulations gléno-humérales, des articulations sterno-claviculaires, des chevilles, des genoux et des hanches, gauches et droites, sont connus ainsi que les efforts au niveau de L4/L5 obtenus par le « bas ».

La dernière partie a présenté les outils statistiques. Les deux types d'analyse statistiques permettent d'étudier l'effet de l'augmentation de la cadence sur le geste du rameur : le test t de Student et l'ANOVA pour mesures répétées suivie d'un test post hoc de Tukey pour déterminer la probabilité critique de la variance de la condition « cadence ».

Le Tableau II.5-1 synthétise l'ensemble des données à recueillir pour appliquer l'ensemble de ces méthodes et outils.

	Cinématique globale (Paramètres spatiotemporels)	Cinématique du geste (CRP)	Efforts inter-segmentaires (Dynamique inverse)
Données nécessaires	<ul style="list-style-type: none"> • Trajectoire de la poignée au cours du geste • Positions maximales avant et arrière de la poignée 	<ul style="list-style-type: none"> • Situation spatiale des segments cuisse, jambe, bras, avant-bras, tronc au cours du geste • Angles articulaires du genou, du coude et du tronc par rapport à la verticale 	<ul style="list-style-type: none"> • Situation spatiale des segments pieds, jambes, cuisses, droites et gauches, bassin, {tronc, tête}, main, avant-bras, bras et épaule gauche. • Masse totale du rameur. • Longueurs segmentaires • Positions des centres articulaires

Tableau II.5-1 : Synthèse des données à recueillir pour l'application des méthodes retenues

Le chapitre suivant en explicite leur obtention.

CHAPITRE III

RECUEILS ET TRAITEMENTS DES

DONNEES

CHAPITRE III : RECUEILS ET TRAITEMENTS DES DONNEES

L'approche établie précédemment, visant à l'analyse du mouvement du rameur sur ergomètre lorsqu'il augmente sa cadence, a fait apparaître des besoins en termes de données. Celles-ci doivent être mesurées et traitées avant l'application des méthodes et outils présentés au chapitre précédent. Afin de renseigner les données cinématiques et dynamiques nécessaires à l'application des méthodes, deux séries d'expérimentations sont mises en œuvre. Dans la première partie de ce chapitre, pour chaque série d'expérimentations, les matériels expérimentaux sont explicités, les protocoles expérimentaux et les populations de rameurs experts sont présentés. La deuxième partie de ce chapitre présente les traitements appliqués aux données mesurées avant de pouvoir appliquer les méthodes développées précédemment.

III.1 MATERIELS ET PROTOCOLES EXPERIMENTAUX

Le premier paragraphe présente les matériels, le protocole et la population testée pour la première série d'expérimentations. Celle-ci a pour objet la mesure cinématique du geste du rameur. Le deuxième paragraphe présente les matériels expérimentaux mis en œuvre pour la deuxième série d'expérimentations, ainsi que le protocole expérimental et la population testée. Cette dernière conduit à la mesure de la cinématique et de la dynamique du mouvement du rameur.

III.1.1 Matériels et protocole expérimental – 1ère série d'expérimentations

III.1.1.1 Système de capture de mouvements 3D

Le système de capture de mouvements 3D retenu pour cette 1^{ère} série d'expérimentations est le système VICON© 612 muni de 8 caméras CCD ayant une fréquence d'échantillonnage de 60Hz pour une définition de 3400×986 pixels.

Ce système utilise des marqueurs passifs recouverts de scotch-light. Le scotch-light a la propriété de renvoyer la lumière infra rouge émise dans la même direction mais dans le sens opposé des rayons incidents. La source étant localisée autour de la caméra (Figure III.1), la réflexion obtenue permet aux caméras de capturer la lumière réfléchiée par les marqueurs (du moins lorsqu'ils sont visibles).

La calibration se déroule en deux phases distinctes. La première phase est la calibration dite statique. Pour cette calibration statique, une équerre (Figure III.2) munie de 4 marqueurs (A, B, C et D) est utilisée. Grâce à ces marqueurs et à leurs positions mécaniquement connues, l'origine (O), l'axe antéropostérieur (Y), l'axe transverse (X) et l'axe vertical (Z) du repère laboratoire (R_{Labo}) sont définis. La deuxième phase est la calibration dite dynamique. Elle

consiste à déplacer, dans le champ expérimental, une « baguette » de calibration munie de deux marqueurs distants de 500mm (Figure III.2). Cette calibration dynamique permet d'affiner la position des caméras les unes par rapport aux autres et de définir le volume expérimental.



Figure III.1 : Deux Caméras VICON©

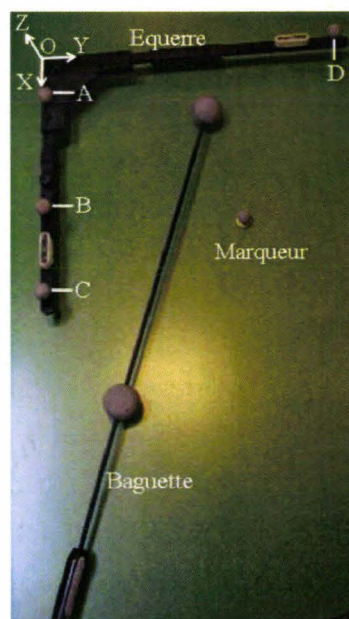


Figure III.2 : Equerre, baguette et marqueurs rétro réfléchissants

La calibration se déroule en deux phases distinctes. La première phase est la calibration dite statique. Pour cette calibration statique, une équerre (Figure III.2) munie de 4 marqueurs (A, B, C et D) est utilisée. Grâce à ces marqueurs et à leurs positions mécaniquement connues, l'origine (O), l'axe antéropostérieur (Y), l'axe transverse (X) et l'axe vertical (Z) du repère laboratoire (R_{Labo}) sont définis. La deuxième phase est la calibration dite dynamique. Elle consiste à déplacer, dans le champ expérimental, une « baguette » de calibration munie de deux marqueurs distants de 500mm (Figure III.2). Cette calibration dynamique permet d'affiner la position des caméras les unes par rapport aux autres et de définir le volume expérimental.

III.1.1.2 Précision du système VICON©

Le système VICON a une précision de 1 mm (valeur donnée par le constructeur). Pour obtenir une telle précision, le constructeur a établi une procédure de calibration dans laquelle l'équerre et la baguette de calibration sont parfaitement caractérisées. Une matrice de caractérisation théorique de l'équerre (MT) répertorie les coordonnées 3D des 4 marqueurs fixés sur celle-ci dans le repère R_{Labo} (O, X, Y, Z). La matrice MT est issue des mesures mécaniques réalisées par le constructeur. Les paragraphes suivants reviennent sur la viabilité de la matrice MT.

Tout d'abord le système VICON© a été calibré à l'aide de la baguette et de l'équerre. Dans cette étape, la matrice MT théorique a été retenue. Puis, une capture de l'équerre est faite

sans que celle-ci n'ait été déplacée. La matrice obtenue (MV), expression des coordonnées moyennes des 4 marqueurs dans le repère R_{Labo} , est comparée à la matrice théorique (MT). Les résultats sont répertoriés dans le Tableau III.1-1.

Points	Matrice théorique (MT)			Matrice mesurée avec VICON (MV)			Différence (MV-MT)		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
A	88.00	9.5	61.5	91.49	15.21	62.14	3.49	5.71	0.64
B	300.00	9.5	61.5	302.36	13.09	61.79	2.36	3.59	0.29
C	439.00	9.5	61.5	443.20	15.54	62.02	4.20	6.04	0.52
D	9.50	483.00	61.5	9.53	482.67	62.14	0.03	-0.33	0.64

Tableau III.1-1 : Quantification de l'erreur entre MT et MV. La différence est obtenue par soustraction de MT à MV. Ces résultats sont présentés suivant l'unité de mesure du système VICON (en mm)

La différence entre les deux matrices MT et MV fait apparaître des valeurs pouvant atteindre 6 mm pour les points A, B et C sur les coordonnées X et Y. La matrice théorique (MT) servant à la calibration du système VICON n'est donc plus valide car la tolérance donnée par le constructeur (0.5 % de la plus grande diagonale du volume de calibration soit environ 1.2 mm dans notre cas) entre les données étalonnées (MT) et la mesure réalisée suite à la calibration (MV) n'est plus respectée. Deux causes peuvent être considérées de prime abord : le réglage des focales des caméras ou la déformation de l'équerre et de la baguette. Néanmoins, au regard des déformations de l'équerre (Figure III.3) et compte tenu que les focales ont été calibrées (Gillet, 2004) et vérifiées (Hars, 2007), l'équerre apparaît la source principale de l'erreur relevée.

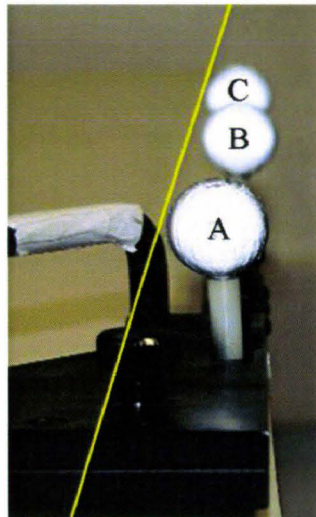


Figure III.3 : Mise en évidence du non-alignement des marqueurs A, B et C fixés l'équerre

Un pied à coulisse, avec une précision de 0.05mm, est retenu pour corriger la matrice MT. Le pied à coulisse (MP) fournit une mesure de distance. La distance entre deux marqueurs M et N est obtenue en moyennant les distances séparant les bords externes et les bords internes (Equation 1).

$$MN = \frac{(MN_i + MN_e)}{2} \quad (1)$$

Avec MNi , la distance mesurée entre les bords internes des marqueurs M et N et MNe , la distance mesurée entre les bords externes des marqueurs M et N.

Ce calcul de distance entre deux marqueurs est illustré par la Figure III.4.

L'objectif est d'attribuer de nouvelles valeurs à la matrice MT. Pour cela un problème d'optimisation a été formulé. Celui-ci vise à minimiser l'écart entre les distances mesurées au pied à coulisse et les distances calculées à partir de la matrice MT. Ce problème d'optimisation peut s'écrire (Equation 2) :

$$\left\{ \begin{array}{l} f = \min \sum_{i=1}^5 \|D_i - D(P1, P2)\| \\ S.C. \left\{ \begin{array}{l} X_{P1(MT)} - 6 < X_{P1} < X_{P1(MT)} + 6 \\ Y_{P1(MT)} - 6 < Y_{P1} < Y_{P1(MT)} + 6 \\ X_{P2(MT)} - 6 < X_{P2} < X_{P2(MT)} + 6 \\ Y_{P2(MT)} - 6 < Y_{P2} < Y_{P2(MT)} + 6 \end{array} \right. \end{array} \right. \quad (2)$$

Avec D_i : Distances AB, BC, DA, DB ou DC ; P1 et P2 : A, B, C ou D ; X_{P1} : Abscisse de P1 recherché ; $X_{P1(MT)}$: Abscisse de P1 extrait de la matrice MT, la valeur 6 correspond à la différence (MV-MT, Tableau III.1-1) maximale calculée et D : la fonction distance (Equation 3).

$$D(P1, P2) = P1P2 = \|\overline{P1P2}\| = \sqrt{(X_{P1} - X_{P2})^2 + (Y_{P1} - Y_{P2})^2} \quad (3)$$

Ce problème d'optimisation est résolu à l'aide de la fonction 'fmincon' de MATLAB®.

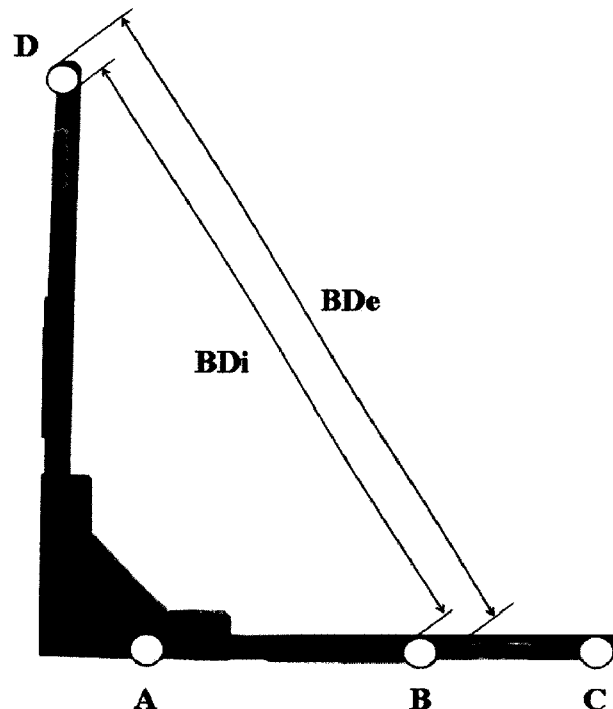


Figure III.4 : Principe appliqué pour la mesure des distances entre les marqueurs

Les résultats de cette optimisation sont présentés au Tableau III.1-2.

Distances	Avec le pied à coulisse (MP)	Après optimisation	Points	Matrice théorique corrigée après optimisation		
				X	Y	Z
AB	211.500	211.500		X	Y	Z
BC	141.650	141.649	A	87.768	11.791	53.200
DA	477.500	477.500	B	299.227	7.612	53.200
DB	556.900	556.900	C	440.865	9.403	53.200
DC	640.950	640.950	D	8.642	482.689	53.200

Tableau III.1-2 : Distances mesurées (AB, BC, DA, DB et DC) à l'aide du pied à coulisse servant d'étalon et les distances obtenues suite à l'optimisation et dans la partie droite, la nouvelle matrice de caractérisation de l'équerre obtenue (en mm)

Ce tableau montre que les distances calculées à partir des valeurs de la matrice MT corrigée sont égales aux distances mesurées au pied à coulisse à 10^{-2} mm près. Les valeurs de la matrice théorique corrigée sont donc retenues pour la calibration. Une nouvelle capture de l'équerre est alors réalisée. Le Tableau III.1-3 présente à nouveau la différence entre la matrice théorique corrigée (MTc) et les coordonnées mesurées avec VICON (MVc) des marqueurs fixés à l'équerre.

Points	Matrice théorique corrigée (MTc)			Matrice mesurée avec VICON (MVc)			Différence (MVc-MTc)		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
A	87.768	11.791	53.200	87.990	11.720	53.830	0.222	-0.071	0.630
B	299.227	7.612	53.200	299.870	8.610	53.430	0.643	0.998	0.230
C	440.865	9.403	53.200	441.350	10.330	53.710	0.485	0.927	0.510
D	8.642	482.689	53.200	7.770	481.790	53.880	-0.872	-0.899	0.680

Tableau III.1-3 : Matrices obtenues après optimisation des données caractérisant l'équerre de calibration, après mesure avec le système VICON et différence entre les deux (en mm)

L'erreur est désormais inférieure à 1 mm, ce qui correspond à la précision rapportée par le constructeur. En conséquence, les expérimentations réalisées avec VICON® retiennent cette matrice théorique corrigée.

III.1.1.3 Ergomètre et scène expérimentale

Un ergomètre concept2® modèle C est utilisé comme simulateur du geste du rameur. Il est positionné au centre de la pièce et est entouré des 8 caméras VICON© (Figure III.5). Cet ergomètre et le rameur participant sont équipés de marqueurs passifs de diamètre 14 mm. Trente marqueurs sont apposés sur la peau du rameur (Figure III.6). Le Tableau III.1-4 précise ces positions.



Figure III.5 : Scène expérimentale de la 1^{ère} série d'expérimentations

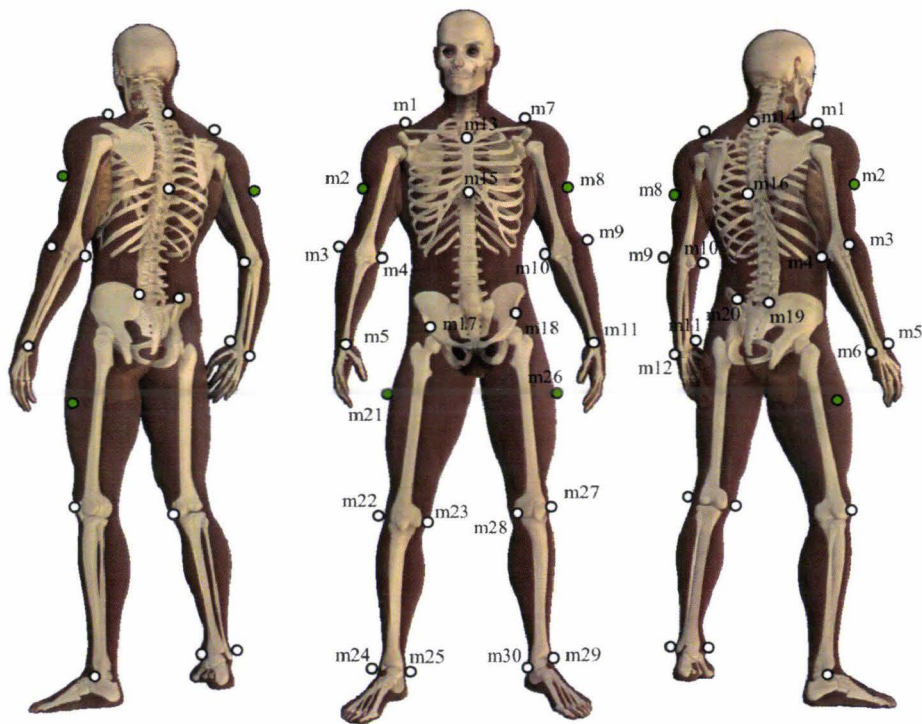


Figure III.6 : Positionnement des 30 marqueurs capturés lors de la 1^{ère} série d'expérimentations. Les marqueurs m2, m8, m21 et m26 sont ceux permettant l'estimation des centres de rotation fonctionnels. Les 26 autres marqueurs permettent le repérage des différents segments

Marqueurs	Positions anatomiques	Marqueurs	Positions anatomiques
m1	Acromion droit	m16	Thoracique T8
m2	"V" deltoïdien droit	m17	Epine iliaque antéro-supérieure droite
m3	Epicondyle latéral droit de l'humérus	m18	Epine iliaque antéro-supérieure gauche
m4	Epicondyle médial droit de l'humérus	m19	Epine iliaque postérieure droite
m5	Styloïde radial droit	m20	Epine iliaque postérieure gauche
m6	Styloïde cubital droit	m21	Rotateur cuisse droite
m7	Acromion gauche	m22	Condyle externe droit
m8	"V" deltoïdien gauche	m23	Condyle interne droit
m9	Epicondyle latéral gauche de l'humérus	m24	Maléole latérale droite
m10	Epicondyle médial gauche de l'humérus	m25	Maléole médiale droite
m11	Styloïde radial gauche	m26	Rotateur cuisse gauche
m12	Styloïde cubital gauche	m27	Condyle externe gauche
m13	Manubrium	m28	Condyle interne gauche
m14	Cervicale C7	m29	Maléole latérale gauche
m15	Apophyse xiphoïde	m30	Maléole médiale gauche

Tableau III.1-4 : Liste des marqueurs utilisés lors de la première série d'expérimentations

III.1.1.4 La population

Neuf rameurs, 4 femmes et 5 hommes, ont participé à cette 1^{ère} série d'expérimentations. Les caractéristiques moyennes (\pm écart-type) de cette population sont les suivantes : 20.1 ans (\pm 4 ans), 72.5 kg (\pm 9 kg) et 177.3 cm (\pm 9 cm). Ces rameurs s'entraînent au pôle espoir d'Armentières ou au club du V.U.C. (Valenciennes Université Club). Ils ont au moins déjà participé au championnat de France, junior ou senior, élite. Les meilleurs rameurs sont les rameurs 3, 9 et 4 avec pour performances ergométriques respectives sur 2000 mètres de : 6'09'', 6'20'' et 6'25''. Le rameur 9 est le rameur le plus titré en bateau (multiple champion de France en deux de couple poids léger et international). Il est considéré comme le rameur de référence dans les analyses spatio-temporelles.

III.1.1.5 Protocole expérimental

Le protocole expérimental se décompose en 2 phases d'acquisitions : une phase pré expérimentale et une phase expérimentale.

Acquisitions pré-expérimentales

Le rameur exécute 3 mouvements de flexion/extension, 3 mouvements d'abduction/adduction, et 3 circumductions de la cuisse droite. Ces mêmes mouvements sont effectués et capturés pour la cuisse gauche, le bras droit et le bras gauche.

Acquisitions expérimentales

Le rameur s'installe comme il en a l'habitude sur l'ergomètre concept2®. Il règle la hauteur de la talonnette des cale-pieds. Il règle le « Drag Factor » (la force de freinage de la roue d'inertie auto-freinée par air) à une valeur qu'il utilise habituellement. Il s'échauffe le temps qui lui est nécessaire. Il passe ensuite dans la phase d'enregistrement aux différentes cadences

prédéterminées (18, 20, 24, 28, 32, 36 et 40 coups.min⁻¹) tout en produisant une puissance « habituelle ». Les cadences de 18 à 28 coups.min⁻¹ sont des cadences d'entraînement, la cadence 32 coups.min⁻¹ est la cadence moyenne de « train » généralement maintenue lors des 1000 mètres du milieu de course, les cadences 36 et 40 coups.min⁻¹ sont des cadences atteintes en début et en fin de course. La capture varie entre vingt (© 18, 20 et 24) et quinze secondes effectives (© 28, 32, 36 et 40) pour obtenir un minimum de 3 cycles utilisables quelque soit la cadence.

La demande faite au rameur est la suivante : « tu rames comme tu en as l'habitude à ... de cadence et tu y restes le plus longtemps possible ! Je te dirai d'arrêter ! ». L'enregistrement des données est déclenché sans que l'individu n'en soit informé. L'expérimentateur déclenche la capture du geste du rameur lorsque la cadence affichée avoisine la demande, ce qui est très rapidement le cas pour ces rameurs experts. A la fin de chaque cadence maintenue, le rameur dispose du temps nécessaire à sa récupération. Il prévient l'expérimentateur dès qu'il se sent prêt à poursuivre l'acquisition expérimentale à une cadence supérieure. L'ordre des cadences est strictement croissant pour mettre en évidence les adaptations face à l'augmentation de la cadence. L'ensemble des données recueillies, lors de cette série d'expérimentations, est utilisé pour l'analyse des paramètres temporels, des paramètres spatio-temporels liés à la trajectoire de la poignée de l'ergomètre et de la coordination gestuelle des rameurs via l'analyse des phases relatives continues.

III.1.2 Matériels et protocole expérimental – 2^{de} série d'expérimentations

La 2^{de} série d'expérimentations se distingue de la 1^{ère} série car elle a pour objet, en plus de la mesure du mouvement, de mesurer également les efforts qu'exerce le rameur sur son ergomètre. Seules les différences avec la première série d'expérimentations sont mises en évidence ci-après.

III.1.2.1 Système de capture de mouvements 3D

Le système de capture de mouvements 3D retenu pour cette 2^{de} série d'expérimentations est le système VICON© 612 muni de – 10 – caméras CCD cadencées à 60Hz pour une définition de 3400×986 pixels.

III.1.2.2 Efforts sous la coulisse et son expression dans le repère du laboratoire

Mesure des efforts sous la coulisse

Une plate-forme miniature 6 axes de marque LOGABEX et de type EX 114.45-200 est utilisée et est fixée sur le chariot de la coulisse (Figure III.7). Le diamètre, la hauteur totale et la masse (sans câble) sont respectivement de 114mm, 45mm et 0,335Kg. L'étendue de mesure est de 200daN pour la composante Fz, 50daN pour les composantes Fx et Fy, 6daN.m pour la

composante M_z et 5daN.m pour les composantes M_x et M_y . L'erreur donnée par le constructeur est estimée à 1% de l'étendue de mesure pour chaque composante. Une plaque extérieure à la plate-forme est fixée, sur son côté, pour localiser la coulisse dans le repère de laboratoire à chaque instant (Figure III.8).

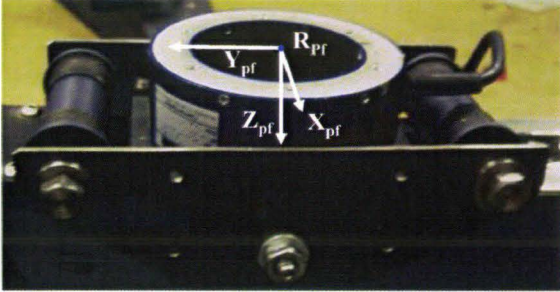


Figure III.7 : Plate-forme positionnée sous la coulisse (vue sans assise)

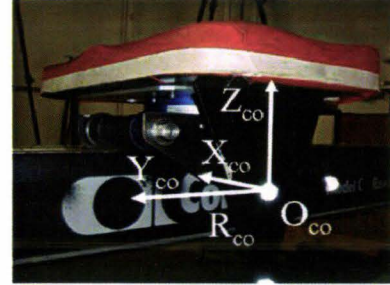


Figure III.8 : Coulisse instrumentée (vue avec assise)

Une matrice de transformation des signaux électriques en efforts est donnée par le constructeur. Les efforts calculés sont exprimés à l'origine du repère de la plate-forme, au centre de la plate-forme. Les efforts externes $\left[\begin{array}{c} \Phi \\ \frac{Ext}{Rameur} \end{array} \right]_{R_{pf}}$ sont exprimés sous la forme d'une matrice

4x4 (Equation 4) selon le formalisme de Legnani (1996).

$$\left[\begin{array}{c} \Phi \\ \frac{Ext}{Rameur} \end{array} \right]_{R_{pf}} = \begin{bmatrix} 0 & -Mz_{pf} & My_{pf} & Fx_{pf} \\ Mz_{pf} & 0 & -Mx_{pf} & Fy_{pf} \\ -My_{pf} & Mx_{pf} & 0 & Fz_{pf} \\ -Fx_{pf} & -Fy_{pf} & -Fz_{pf} & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Avec M_x , M_y et M_z , les moments calculés au centre de la plate-forme de repère R_{pf} (O_{pf} , X_{pf} , Y_{pf} , Z_{pf}) et Fx_{pf} , Fy_{pf} et Fz_{pf} , les forces mesurées respectivement selon les axes X_{pf} , Y_{pf} et Z_{pf} .

Expression des mesures dans le repère de laboratoire

Afin de réaliser les calculs de dynamique inverse, les efforts mesurés à chaque instant au centre de la plate-forme de force sont exprimés dans le repère de laboratoire R_{Labo} . Ce changement de repère est réalisé à l'aide de 2 matrices de passage. La première matrice de passage T_{pf}^{Co} constante permet d'exprimer le torseur des efforts mesurés dans le repère associé au chariot de la coulisse (R_{Co} , Figure III.9). La deuxième matrice $T_{Co}^{Labo}(t)$ réalise le passage entre le repère R_{Co} et R_{Labo} à chaque instant.

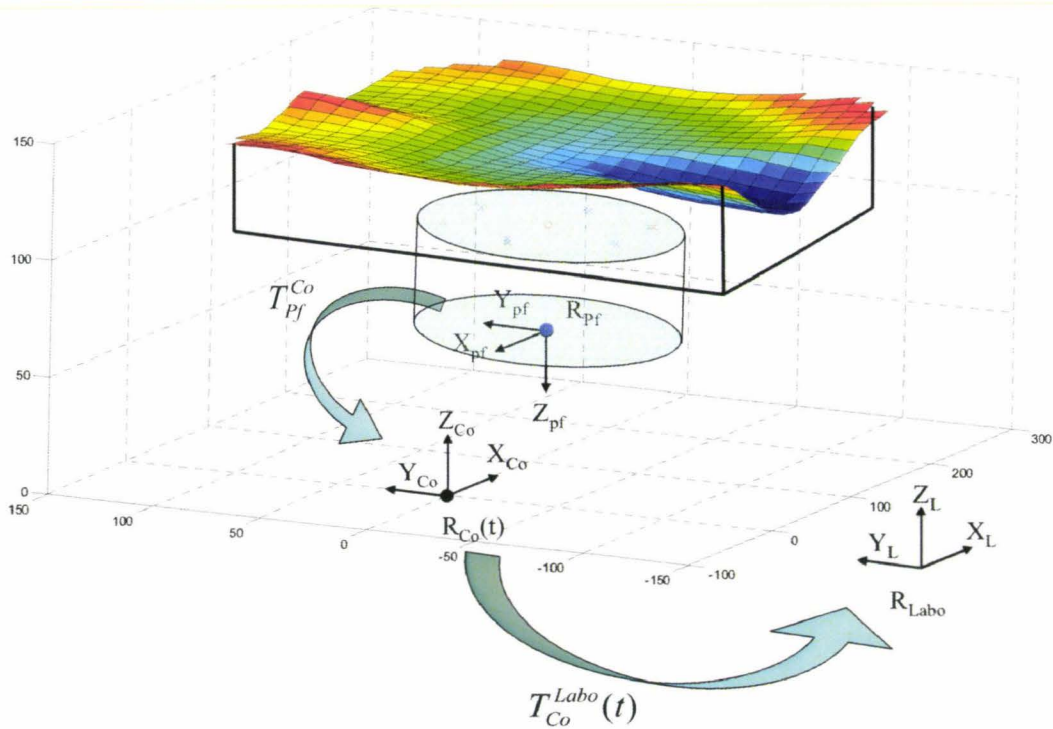


Figure III.9 : Définition et représentation des matrices de passage T_{Pf}^{Co} et T_{Co}^{Labo}

Les efforts exprimés dans le repère du laboratoire sont obtenus à l'aide de l'équation (5) selon le formalisme de Legnani (1996) :

$$\left[\begin{array}{c} \Phi \\ \frac{Ext}{Rameur} \end{array} (t) \right]_{R_{Labo}} = T_{Pf}^{Labo}(t) \times \left[\begin{array}{c} \Phi \\ \frac{Ext}{Rameur} \end{array} (t) \right]_{R_{Pf}} \times (T_{Pf}^{Labo}(t))^t \quad (5)$$

Avec $T_{Pf}^{Labo}(t) = T_{Co}^{Labo}(t) \times T_{Pf}^{Co}$

- Calcul de la matrice T_{Pf}^{Co}

La matrice constante T_{Pf}^{Co} est construite à partir de deux matrices (Equation 6) : la matrice T_{Co}^{Labo} , qui exprime le repère lié à la coulisse dans le repère lié au laboratoire, et la matrice T_{Pf}^{Labo} , qui exprime le repère de la plate-forme de force dans le repère lié au laboratoire.

$$T_{Pf}^{Co} = (T_{Co}^{Labo})^t \times T_{Pf}^{Labo} \quad (6)$$

La matrice de transformation homogène T_{Co}^{Labo} est construite à partir de la mesure des marqueurs fixés sur la coulisse définissant le repère R_{Co} . La matrice de transformation homogène T_{Pf}^{Labo} est construite à partir du pointage des vis situées sur la partie supérieure de la plate-forme à l'aide d'une baguette d'extrémité repérable à l'aide du système VICON®.

Au terme de ces calculs, la matrice T_{Pf}^{Co} est :

$$T_{Pf}^{Co} = \begin{bmatrix} [R_{Pf}^{Co}] & \overline{O_{Co}O_{Pf}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -0,99957 & 0,02927 & 0,00155 & 0,10401 \\ 0,02927 & 0,99956 & 0,00499 & -0,00561 \\ -0,00141 & 0,00504 & -0,99999 & 0,05631 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Avec R_{Pf}^{Co} , la matrice de rotation permettant le passage de la base liée à la plate-forme de force à la base liée à la coulisse ; $\overline{O_{Co}O_{Pf}}$ le vecteur position de l'origine du repère plate-forme exprimé dans le repère lié à la coulisse.

- Calcul de la matrice $T_{Co}^{Labo}(t)$

La matrice de transformation homogène $T_{Co}^{Labo}(t)$ est construite à l'aide des marqueurs fixés sur la coulisse définissant le repère $R_{Co}(t)$ lié à la coulisse. A la différence de la matrice T_{Pf}^{Co} , la matrice $T_{Co}^{Labo}(t)$ est calculée à chaque instant « t ».

III.1.2.3 Efforts sous les cale-pieds exprimés dans le repère du laboratoire

Mesure des efforts sous les cale-pieds

Les plates-formes de force (Figure III.10 a) sont de marque LOGABEX (GIAT Industrie) de type PX 2000. Les caractéristiques de ces plates-formes sont les suivantes : la longueur, la largeur, la hauteur et la masse de chaque plate-forme sont respectivement de 600mm, 400mm, 133mm et 30Kg. L'étendue de mesure est de 550 daN pour les composantes Fx et Fy, 2100 daN pour la composante Fz, 210 daN.m pour les composantes Mx et My et 240 daN.m pour la composante Mz. L'erreur donnée par le constructeur est de 1% de l'étendue de mesure pour chacune des composantes. La transformation des signaux électriques mesurés en efforts est réalisée par un calcul matriciel faisant intervenir une matrice de gain. Les efforts externes exercés sur le rameur sont notés :

$$\left[\Phi_{\frac{Ext}{Rameur}} \right]_{R_{CpD}} \quad \text{et} \quad \left[\Phi_{\frac{Ext}{Rameur}} \right]_{R_{CpG}}$$

Ils sont exprimés respectivement au centre de la surface supérieure de la plate-forme droite et gauche (en O_{CpD} et O_{CpG}), origine des repères R_{CpD} et R_{CpG} .

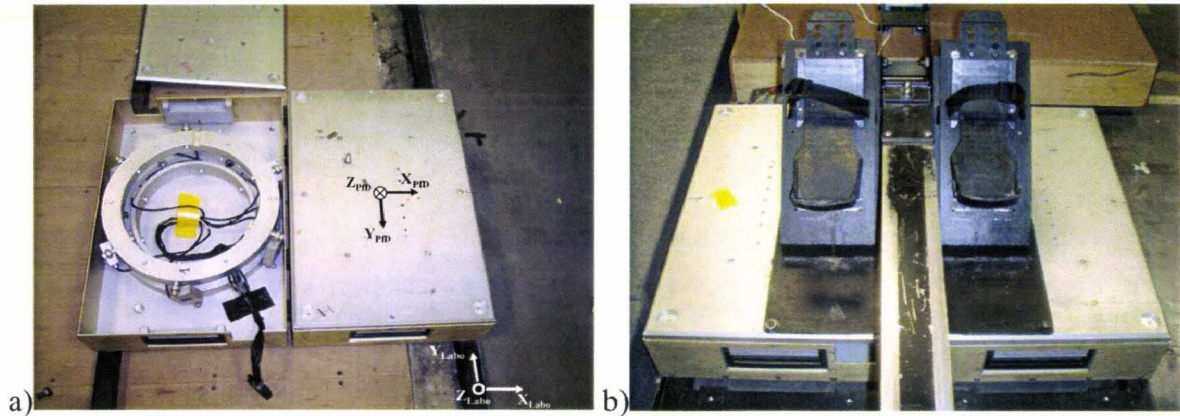


Figure III.10 : Plats-formes de force LOGABEX montées sur le socle de l’ergomètre avec une vue de l’intérieure de la plate-forme et de sa constitution en double anneaux reliée par des jauges de contraintes (a) et avec les cale-pieds fixés dessus (b)

Les nouveaux cale-pieds sont directement fixés aux plates-formes de force. Ils sont donc dissociés de l’ergomètre et du socle (Figure III.10 b). Le socle est, quant à lui, fixé au sol pour éviter tout glissement de l’ergomètre lors des expérimentations.

Expression des mesures dans le repère de laboratoire

Pour exprimer les efforts mesurés dans le repère associé au laboratoire (R_{Labo}), une matrice de passage, entre les repères plates-formes et le repère R_{Labo} , est calculée. La Figure III.11 résume les opérations suivies. Pour la plate-forme droite (resp. gauche), la matrice de passage intermédiaire T_{CpD}^{Socle} (resp. T_{CpG}^{Socle}) est définie. Celle-ci est construite à l’aide de 4 marqueurs disposés sur le socle et d’un repérage (à l’aide de la baguette) des 4 coins de la plate-forme de force droite (resp. gauche).

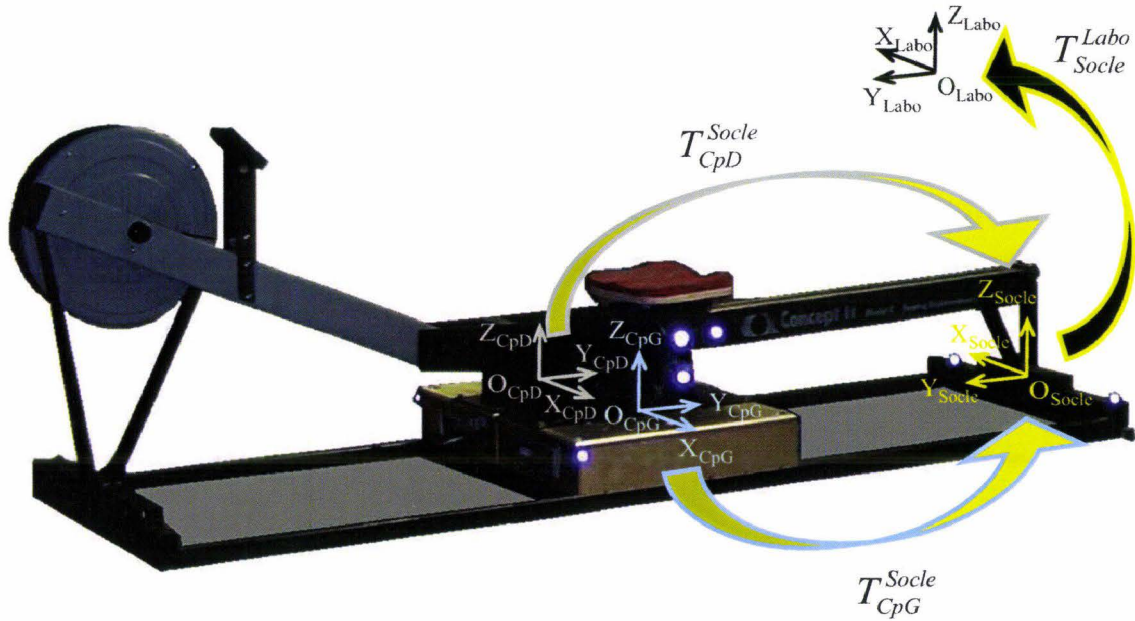


Figure III.11 : Socle, plates-formes et bâti de l'ergomètre avec la mise en évidence des matrices de passages T_{CpD}^{Socle} et T_{CpG}^{Socle} , respectivement les matrices de passage du repère cale-pied droit, R_{CpD} (O_{CpD} , X_{CpD} , Y_{CpD} , Z_{CpD}) au repère R_{Socle} (O_{Socle} , X_{Socle} , Y_{Socle} , Z_{Socle}) et du repère du cale-pied gauche, R_{CpG} (O_{CpG} , X_{CpG} , Y_{CpG} , Z_{CpG}) au repère R_{Socle} (O_{Socle} , X_{Socle} , Y_{Socle} , Z_{Socle})

L'expression des repères plates-formes droite et gauche (R_{CpD} et R_{CpG}) dans le repère R_{Socle} donne les matrices suivantes :

$$T_{CpD}^{Socle} = \begin{bmatrix} -0.99999 & -0.0037079 & 0.00014286 & 0.20348 \\ 0.0037083 & -0.99999 & 0.0025624 & -0.28178 \\ 0.00013336 & 0.0025629 & 1 & 0.026899 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_{CpG}^{Socle} = \begin{bmatrix} -1 & -0.0020753 & -0.0000992 & -0.20293 \\ 0.0020752 & -1 & 0.0025624 & -0.28064 \\ -0.00010033 & 0.00056512 & 1 & 0.025774 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Les efforts mesurés par les plates-formes de force sous les cale-pieds sont transportables en réalisant les opérations 7 et 8 suivante :

$$\left[\Phi_{\frac{CpD}{Rameur}}(t) \right]_{R_{Labo}} = T_{CpD}^{Labo}(t) \times \left[\Phi_{\frac{CpD}{Rameur}}(t) \right]_{R_{CpD}} \times (T_{CpD}^{Labo}(t))^t \quad (7)$$

$$\left[\Phi_{\frac{CpG}{Rameur}}(t) \right]_{R_{Labo}} = T_{CpG}^{Labo}(t) \times \left[\Phi_{\frac{CpG}{Rameur}}(t) \right]_{R_{CpG}} \times (T_{CpG}^{Labo}(t))^t \quad (8)$$

III.1.2.4 Forces exercées sur chaque poignée de l'ergomètre

Deux capteurs monodirectionnels, permettant de mesurer la compression et la traction suivant un seul axe, sont utilisés. Ces capteurs sont de marque ENTRAN d'étendue de mesure de 1kN (Figure III.12 a), ce qui est suffisant au regard de la littérature (Pudlo, 1999 ; Colloud, 2003 ; Burnett, 2004). Deux marqueurs sont positionnés aux extrémités de chaque capteur. Ils permettent de calculer les composantes 3D du vecteur force dans le repère de laboratoire.

Chaque capteur est étalonné avant son intégration à l'ergomètre. Des poids de 5 à 55kg sont utilisés pour définir par régression linéaire la transformation des signaux électriques (mV), en forces de traction (N) si la valeur est positive, ou en force de compression lorsque les valeurs calculées sont négatives. Les résultats de cet étalonnage sont représentés par la Figure III.12 (b). Les régressions montrent qu'il existe une relation linéaire quasi parfaite ($R^2 > 0.999$) entre l'intensité électrique et la force de traction appliquée. L'équation déterminée à l'aide de cet étalonnage (Figure III.12 b) est utilisée pour calculer les forces développées au niveau de chacune des poignées lors du geste du rameur sur ergomètre.

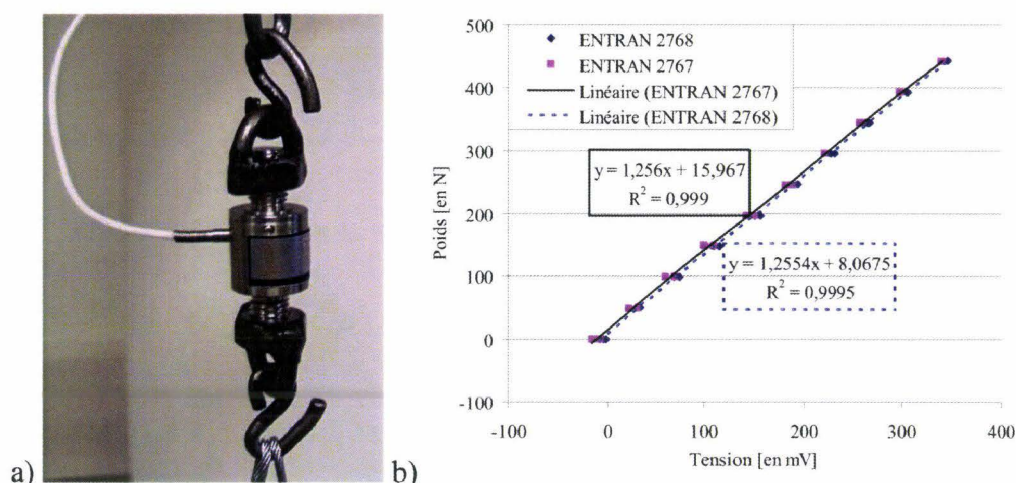


Figure III.12 : Capteur ENTRAN en position verticale pour étalonnage (a) et équations de régression des deux capteurs (b) MO2767 et MO2768 pour transformer les Tensions électriques (mV) en Poids (N)

Ces deux capteurs sont positionnés à l'interface de la poignée et d'un tube d'acier reliant le tout à la chaîne. Ce capteur monodirectionnel (Figure III.12 a) permet de mesurer les forces de tractions et de compression au niveau de chacune des poignées lors des expérimentations. Elle s'apparente ainsi à celle mise en place par Pudlo (1999), tout en se différenciant par sa masse : 214g contre 634g pour chaque poignée.

III.1.2.5 Ergomètre et scène expérimentale

L'ergomètre concept2® instrumenté des capteurs précédents est utilisé comme simulateur du geste du rameur. Il est positionné au milieu des 10 caméras VICON© (Figure III.13). Cet ergomètre et les rameurs participants sont équipés de marqueurs passifs de diamètre

25mm. Soixante huit marqueurs sont apposés sur le rameur et **17** sont fixés à l'ergomètre. La disposition des marqueurs sur le rameur, sur la coulisse et sur les poignées est présentée en Figure III.13 et Figure III.14.

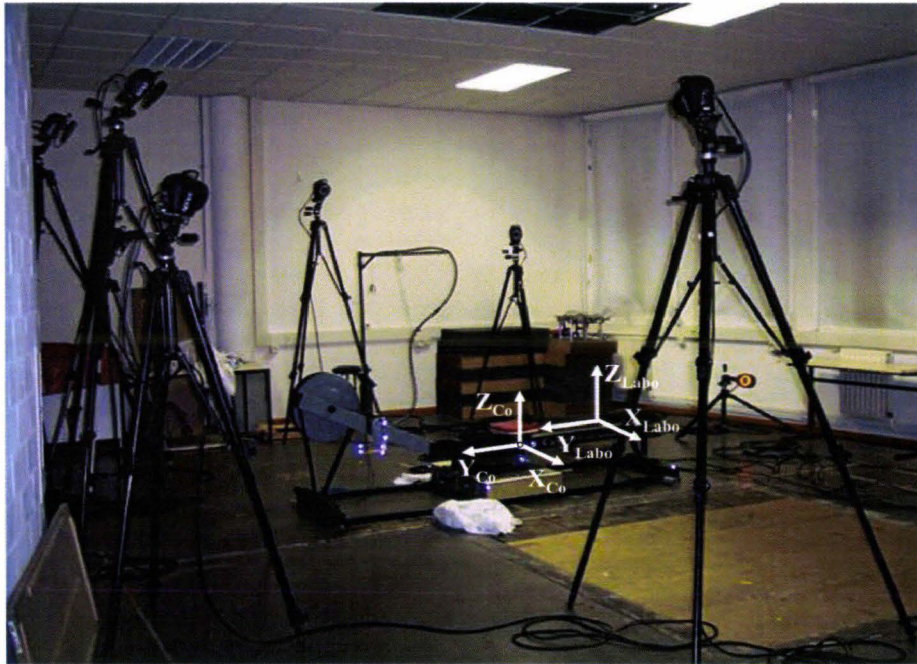


Figure III.13 : Dispositif expérimental mis en place pour la mesure des données cinématiques et dynamiques

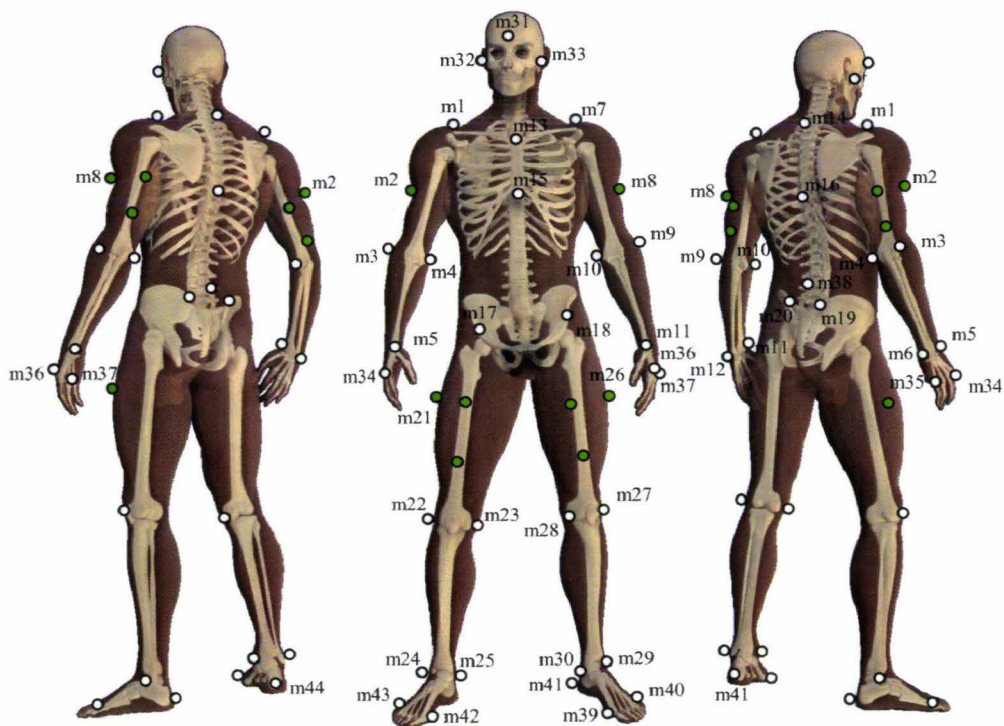


Figure III.14 : Positionnement des 68 marqueurs sur le rameur

Les marqueurs numérotés sont ceux utilisés pour définir le repère local lié à chaque segment. La localisation anatomique des marqueurs correspond aux emplacements utilisés dans les études biomécaniques chez l'homme (e.g. (M. Begon, Monnet, & Lacouture, 2007; Dumas,

Chèze, & Verriest, 2007; Wu et al., 2002; Wu et al., 2005) et chez le rameur (Colloud, 2003).

Les noms des marqueurs sont répertoriés dans le Tableau III.1-5 suivant.

Marqueurs	Positions anatomiques	Marqueurs	Positions anatomiques
m1	Acromion droit	m23	Condyle interne droit
m2	"V" deltoïdien droit	m24	Maléole latérale droite
m3	Epicondyle latéral droit de l'humérus	m25	Maléole médiale droite
m4	Epicondyle médial droit de l'humérus	m26	Rotateur cuisse gauche
m5	Styloïde radial droit	m27	Condyle externe gauche
m6	Styloïde cubital droit	m28	Condyle interne gauche
m7	Acromion gauche	m29	Maléole latérale gauche
m8	"V" deltoïdien gauche	m30	Maléole médiale gauche
m9	Epicondyle latéral gauche de l'humérus	m31	Front
m10	Epicondyle médial gauche de l'humérus	m32	Tempe droite
m11	Styloïde radial gauche	m33	Tempe gauche
m12	Styloïde cubital gauche	m34	Métatarse 2 droit
m13	Manubrium	m35	Métatarse 5 droit
m14	Cervicale C7	m36	Métatarse 2 gauche
m15	Apophyse xiphoïde	m37	Métatarse 5 gauche
m16	Thoracique T8	m38	Lombaire L4
m17	Epine iliaque antéro-supérieure droite	m39	Métacarpe 1 pied gauche
m18	Epine iliaque antéro-supérieure gauche	m40	Métacarpe 5 pied gauche
m19	Epine iliaque postérieure droite	m41	Talon gauche
m20	Epine iliaque postérieure gauche	m42	Métacarpe 1 pied droit
m21	Rotateur cuisse droite	m43	Métacarpe 5 pied droit
m22	Condyle externe droit	m44	Talon droit

Tableau III.1-5 : liste des marqueurs utilisés en supplément de ceux figurant dans la première série d'expérimentations

A ces marqueurs, 17 autres sont répartis sur l'ergomètre : 4 sur le socle, 3 sur la coulisse et 3 sur chaque poignée (3 sur la poignée droite et 3 sur la poignée gauche) et deux sur chaque capteur monodirectionnel (2 sur le capteur à la poignée droite et 2 sur le capteur à la poignée gauche). Ces marqueurs sont utilisés pour localiser les capteurs et les plates-formes de force dans le repère de laboratoire.

III.1.2.6 Population

Treize rameurs masculins ont participé aux expérimentations. Les caractéristiques moyennes (\pm écart-type) de cette population sont les suivantes : 20.8ans (\pm 3.8ans), 81.2kg (\pm 8kg) et 186.4cm (\pm 6cm). Ces rameurs s'entraînent au pôle espoir d'Armentières ou au sein des clubs de la ligue des Flandres. Ils ont tous au moins participé à une finale de championnat de France, dans la catégorie junior ou senior. Les meilleurs rameurs sur ergomètre sont les rameurs 8, 1 et 10 avec pour performances respectives sur 2000 mètres de : 6'09'', 6'16'' et 6'19''. Le rameur n°4, bien qu'il n'apparaisse pas dans les meilleurs temps sur ergomètre, est le rameur le plus titré en bateau (multiple champion de France en deux de couple poids léger et membre de l'équipe de France moins de 22 ans, finaliste au championnat d'Europe). Il sera considéré comme rameur de référence dans les analyses dynamiques du geste technique du rameur (Cf. chapitre IV).

III.1.2.7 Protocole expérimental

Les consignes verbales de l'expérimentateur sont identiques en tout point avec la première série d'expérimentations.

De nouvelles mesures sont nécessaires aux calculs des efforts inter segmentaires. La masse du rameur est mesurée à l'aide d'une balance avec une précision affichée de 0.2 kg par le constructeur. Les longueurs segmentaires sont considérées comme étant la distance entre les points proximaux et distaux de chacun des segments.

L'acquisition des données dynamiques se réalise à la même fréquence que les données cinématiques (60 Hz). Les deux types de données sont synchronisés à l'aide du Workstation de VICON®612. Avant le passage de chaque rameur, la remise à 0 des ponts électriques est effectuée pour l'ensemble des capteurs de forces. Pour cette étape, la coulisse et les poignées sont laissées immobiles sans que le rameur ne soit en contact avec le dispositif.

Seuls 10 séries d'expérimentations (de 10 rameurs différents) sont exploitables pour les calculs de dynamique inverse car seules ces séries rassemblent toutes les données nécessaires. Les rameurs exploitables sont ceux numérotés de 1 à 13, excepté les rameurs n^{os} 8, 11 et 12 pour lesquels les données sont incomplètes et rendent le calcul de dynamique inverse impossible.

III.2 TRAITEMENTS DES DONNEES

Les signaux mesurés issus de ces deux séries d'expérimentations demandent des traitements spécifiques pour atténuer les bruits de mesure liés directement au matériel ou aux bruits expérimentaux dus aux glissements ou aux déformations des masses molles. Les repères locaux attachés à chaque segment corporel sont également précisés dans cette partie. Ce traitement permet le calcul des angles articulaires définis par notre modèle (Cf. Chapitre 2, §II.2.1).

III.2.1 Filtrages des signaux

Le filtrage des signaux est nécessaire pour deux raisons : les bruits liés aux instruments de mesure causés par les interférences électriques et électroniques et les bruits expérimentaux causés par les masses molles du rameur comme la peau, les tissus adipeux et les muscles (bruits confondus avec l'information).

III.2.1.1 Le filtrage des données bruitées par le système de capture

Tout instrument de mesure enregistre l'ensemble des événements sur sa gamme de mesure. Certains instruments mesurent parfois des phénomènes directement liés aux interférences électriques et électro-magnétiques comme la fréquence du signal électrique en France (50Hz). Pour filtrer les signaux mesurés de ces bruits « blancs », la méthode des résidus (Winter, 1990) revisitée par (Nagano, Komura, Himeno, & Fukashiro, 2003) est retenue. La détermination de la fréquence de coupure optimale (F_{c_opt}) par la méthode des résidus (Figure

III.15) est réalisée pour chaque signal. Le filtre à impulsion infinie « Butterworth » d'ordre 2 est alors appliqué sur chaque signal avec la fréquence de coupure optimale identifiée. Le filtrage est réalisé deux fois sur chaque signal afin d'éliminer le déphasage inhérent à son utilisation.

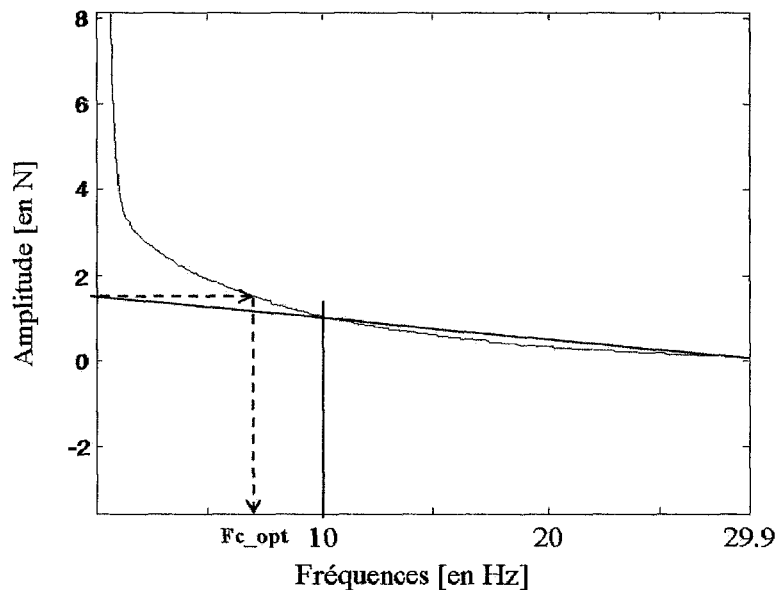


Figure III.15 : Détermination de la fréquence de coupure optimale (f_{c_opt}) selon la méthode des résidus adaptée pour un signal provenant d'un capteur de force

Une droite est construite avec la valeur de résidu à 29.9 Hz et la valeur de résidu à 10 Hz. Cette droite coupe l'axe des ordonnées où une valeur d'amplitude est déterminée. La recherche de cette valeur sur la courbe des résidus permet de retrouver la fréquence « f_{c_opt} » à laquelle elle apparaît. Si la valeur n'est pas retrouvée, la valeur immédiatement inférieure est récupérée et « f_{c_opt} » est donc légèrement plus élevée.

Les signaux subissant ce traitement sont ceux issus du mouvement des marqueurs apposés sur le socle, la coulisse, les poignées instrumentées et les signaux délivrés par les plateformes et capteurs de force.

III.2.1.2 Le filtrage des données bruitées par les mouvements de peau

Le filtrage du signal mesuré est réalisé à l'aide du filtre Butterworth d'ordre 2 et en deux passes avec inversion du signal. Comme la cadence maximale du rameur est de 40 coups.min⁻¹, la première harmonique du geste avoisine 0.6 Hz. Comme le théorème de Shannon le stipule, pour mesurer correctement un signal il faut réaliser les mesures avec une fréquence d'échantillonnage au moins égale au double du signal mesuré, soit 1.2 Hz. Cependant, pour réaliser un cycle, le rameur réalise des mouvements segmentaires parfois plus rapides, la fréquence de coupure de 1.2 Hz n'est alors pas suffisante. En général, 10 harmoniques sont à conserver pour analyser de manière fidèle un mouvement humain (Winter, 1990). Ce qui amène notre réglage de filtre à 0.6 Hz x 10 harmoniques, soit 6 Hz. Un filtre Butterworth d'ordre 2 de

fréquence de coupure 6 Hz est donc utilisé en deux passes après inversion du signal. Le filtre est réalisé dans les deux sens du signal ce qui permet de limiter les effets du déphasage lié à ce type de filtre. Les signaux subissant ce traitement sont les positions des marqueurs apposés sur le rameur.

III.2.1.3 Le filtrage des matrices de rotation

Le filtre retenu pour résoudre les problèmes liés aux dérivations numériques des matrices de rotation est le filtre de Butterworth d'ordre 2 en 2 passes pour limiter les effets du déphasage des signaux par ce type de filtre et de fréquence de coupure 5Hz comme le préconise (Doriot & Chèze, 2004).

III.2.2 Calcul des angles articulaires

L'objectif de ce paragraphe est le calcul des angles articulaires. Ce calcul nécessite l'estimation des centres articulaires et la création des repères segmentaires.

III.2.2.1 Estimation des centres articulaires

L'estimation des centres articulaires est nécessaire pour connaître les points proximaux et distaux des segments. Certains centres sont estimés par des marqueurs externes et d'autres font l'objet d'une estimation fonctionnelle par sphere fitting.

Les centres articulaires estimés sans pré-expérimentation

Les centres articulaires estimés à l'aide de marqueurs externes concernent les articulations du coude, du poignet, du genou, de la cheville et de l'articulation métacarpienne. Les centres articulaires sont considérés être le milieu des deux marqueurs apposés sur le bord externe et interne de chaque articulation. Le Tableau III.2-1 énumère les marqueurs utilisés pour calculer à chaque instant de la mesure la position des centres articulaires des coudes, poignets, genoux et chevilles droite et gauche.

Articulations	Marqueur externe (Cf. Tableau III.1-5)	Marqueur interne (Cf. Tableau III.1-5)
Coude droit	m3	m4
Coude gauche	m9	m10
Poignet droit	m5	m6
Poignet gauche	m11	m12
Genou droit	m22	m23
Genou gauche	m27	m28
Cheville droite	m24	m25
Cheville gauche	m29	m30

Tableau III.2-1 : Détermination des centres articulaires à l'aide des marqueurs apposés sur les bords externes et internes des coudes, poignets, genoux et chevilles droite et gauche

Les centres articulaires estimés à l'aide de pré-expérimentations

Les centres articulaires des épaules et des hanches sont estimés par la méthode de « sphere fitting » de (Gamage & Lasenby, 2002). Cette méthode consiste à calculer le barycentre des sphères concentriques décrites par les marqueurs apposés sur le segment distal ayant leurs coordonnées exprimées dans le repère local immédiatement proximal (Figure III.16).

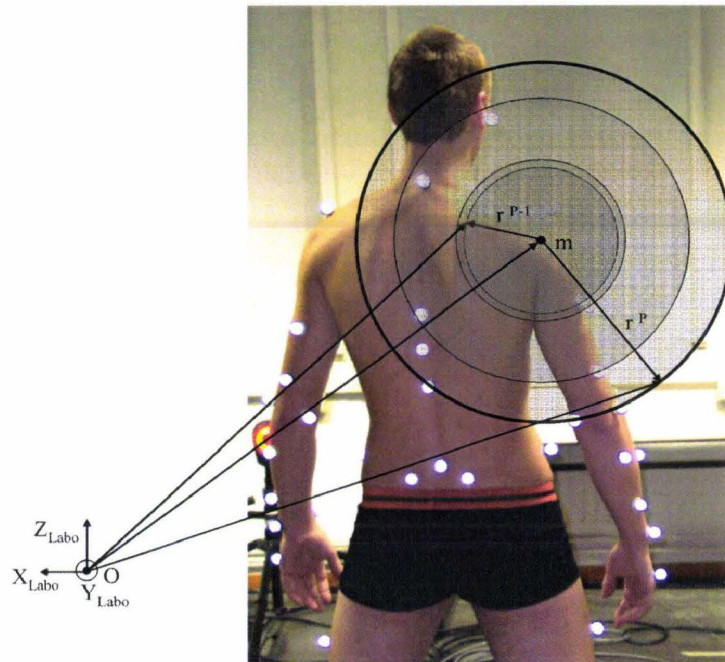


Figure III.16 : Illustration de la méthode de détermination du centre de rotation fonctionnel d'une articulation type « rotule » (Gamage & Lasenby, 2002). m est l'estimation du centre de rotation fonctionnel, v_k^p est le vecteur position du marqueur « p » à l'instant « k »

L'équation 10 permet d'estimer le centre de rotation fonctionnel « m » :

$$Am = b \tag{10}$$

$$\text{Avec } A = 2 \sum_{p=1}^P \left[\left\{ \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N v_k^p (v_k^p)^T \right\} - \overline{v^p} (\overline{v^p})^T \right] \text{ et } b = \sum_{p=1}^P \left[\overline{(v^p)^3} - \overline{v^p} (\overline{v^p})^2 \right].$$

Avec v_k^p , le vecteur position du $p^{\text{ième}}$ marqueur au $k^{\text{ième}}$ instant dans le repère local auquel le centre de rotation est rattaché.

Pour le centre de rotation fonctionnel des hanches le repère local associé est le bassin et pour les centres de rotation fonctionnels des épaules droite et gauche, les repères associés sont ceux des clavicules droite et gauche respectivement.

Au terme de ce processus de détermination de ces centres articulaires, les coordonnées locales du centre de rotation fonctionnel $CR_{|R_{Local}}$ sont déterminées. Pour exprimer le centre de rotation fonctionnel dans le repère associé au laboratoire à chaque instant ($CR_{|R_{Labo}}(t)$) de l'expérimentation sur ergomètre, l'équation (11) suivante est réalisée:

$$CR_{|R_{Labo}}(t) = T_{Local}^{Labo}(t) \times CR_{|R_{Local}} \quad (11)$$

Avec :

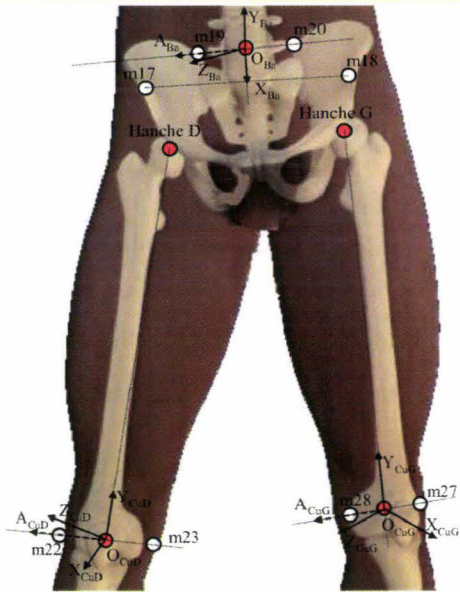
$$T_{Local}^{Labo}(t) = \begin{matrix} X_{Labo} \\ Y_{Labo} \\ Z_{Labo} \\ O \end{matrix} \begin{bmatrix} X_{Local} & Y_{Local} & Z_{Local} & OO_{Local}(t) \\ \left[R_{Local}^{Labo}(t) \right] & X_{Local}(t) & Y_{Local}(t) & Z_{Local}(t) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

Les repères locaux dans lesquels les centres de rotation fonctionnels sont déterminés dans la partie suivante.

III.2.2.2 Création des repères locaux

Chaque repère est orthonormé direct quelque soit le segment. Pour chaque repère segmentaire, l'axe « Ys » représente l'axe longitudinal du segment « S », excepté pour le bassin qui correspond à sa hauteur et pour le pied où l'axe longitudinal est l'axe X. Les repères locaux liés au bassin, aux cuisses, aux jambes, aux pieds, à la tête, au torse, aux bras, aux avant-bras et aux mains sont basés sur les recommandations de l' « International Society of Biomechanics » (Wu et al., 2002; Wu et al., 2005) sans pour autant les suivre en tout point (Cf. la description ci-après). Les repères locaux liés aux « épaules » sont adaptés des recommandations de l' « International Shoulder Group » (Van der Helm & Pronk, 1995). Le repère local associé à l'abdomen est construit de manière à concorder avec les autres segments considérés pour le rameur puisqu'aucune recommandation ne traite de ce segment. Les repères utilisés pour les analyses sont construits comme suit pour chacun des segments considérés.

Les segments ne suivant pas scrupuleusement les recommandations sus-citées sont accompagnés d'une astérisque (*).



- Le Bassin :

Origine : $O_{Ba} = (m20 + m19)/2$ (= vertèbre lombaire L5).

$$X_{Ba} = (m18 + m17)/2 - O_{Ba}$$

$$A_{Ba} = m19 - m20$$

$$Y_{Ba} = A_{Ba} \wedge X_{Ba}$$

$$Z_{Ba} = X_{Ba} \wedge Y_{Ba}$$

- La Cuisse Droite :

Origine : $O_{CuD} = (m22 + m23)/2$.

$$Y_{CuD} = \text{HancheD} - O_{CuD}$$

$$A_{CuD} = m22 - O_{CuD}$$

$$X_{CuD} = Y_{CuD} \wedge A_{CuD}$$

$$Z_{CuD} = X_{CuD} \wedge Y_{CuD}$$

- La Cuisse Gauche :

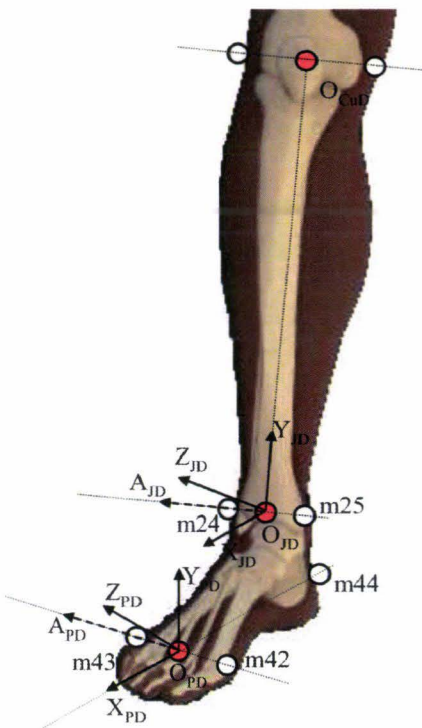
Origine : $O_{CuG} = (m30 + m29)/2$.

$$Y_{CuG} = \text{HancheG} - O_{CuG}$$

$$A_{CuG} = m30 - O_{CuG}$$

$$X_{CuG} = Y_{CuG} \wedge A_{CuG}$$

$$Z_{CuG} = X_{CuG} \wedge Y_{CuG}$$



- La Jambe Droite :

Origine : $O_{JD} = (m24 + m25)/2$

$$Y_{JD} = O_{CuD} - O_{JD}$$

$$A_{JD} = m24 - O_{JD}$$

$$X_{JD} = A_{JD} \wedge Y_{JD}$$

$$Z_{JD} = X_{JD} \wedge Y_{JD}$$

- Le Pied Droit (*) :

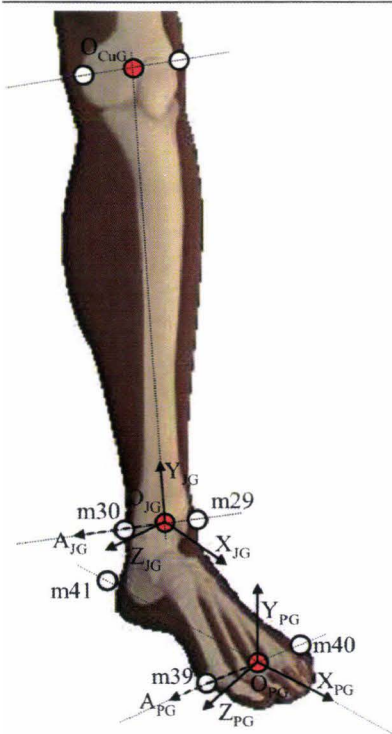
Origine : $O_{PD} = (m43 + m42)/2$.

$$X_{PD} = O_{PD} - m44$$

$$A_{PD} = m43 - O_{PD}$$

$$Y_{PD} = A_{PD} \wedge X_{PD}$$

$$Z_{PD} = X_{PD} \wedge Y_{PD}$$



- La Jambe Gauche :

$$\text{Origine : } O_{JG} = (m29 + m30)/2$$

$$Y_{JG} = O_{CuG} - O_{JG}$$

$$A_{JG} = m30 - O_{JG}$$

$$X_{JG} = Y_{JG} \wedge A_{JG}$$

$$Z_{JG} = X_{JG} \wedge Y_{JG}$$

- Le Pied Gauche (*) :

$$\text{Origine : } O_{PG} = (m39 + m40)/2.$$

$$X_{PG} = O_{PG} - m41$$

$$A_{PG} = m39 - O_{PG}$$

$$Y_{PG} = A_{PG} \wedge X_{PG}$$

$$Z_{PG} = X_{PG} \wedge Y_{PG}$$

- L'abdomen, correspondant au repère associé au tronc (*) :

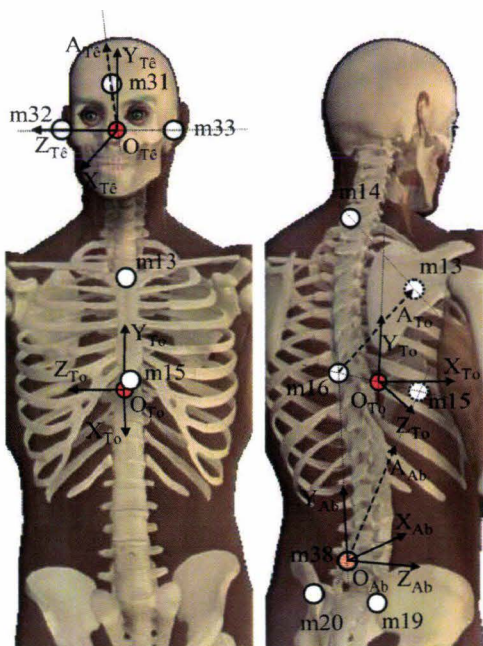
$$\text{Origine : } O_{Ab} = m38$$

$$Y_{Ab} = m16 - O_{Ab}$$

$$A_{Ab} = m15 - O_{Ab}$$

$$Z_{Ab} = A_{Ab} \wedge Y_{Ab}$$

$$X_{Ab} = Y_{Ab} \wedge Z_{Ab}$$



- Le torse :

$$\text{Origine : } O_{To} = (m16 + m15)/2.$$

$$Y_{To} = (m14 + m13)/2 - O_{To}$$

$$A_{To} = m13 - m16$$

$$Z_{To} = A_{To} \wedge Y_{To}$$

$$X_{To} = Y_{To} \wedge Z_{To}$$

- La tête :

$$\text{Origine : } O_{Te} = (m32 + m33)/2.$$

$$Z_{Te} = m32 - O_{Te}$$

$$A_{Te} = m31 - O_{Te}$$

$$X_{Te} = A_{Te} \wedge Z_{Te}$$

$$Y_{Te} = Z_{Te} \wedge X_{Te}$$

- La main Droite (*) :

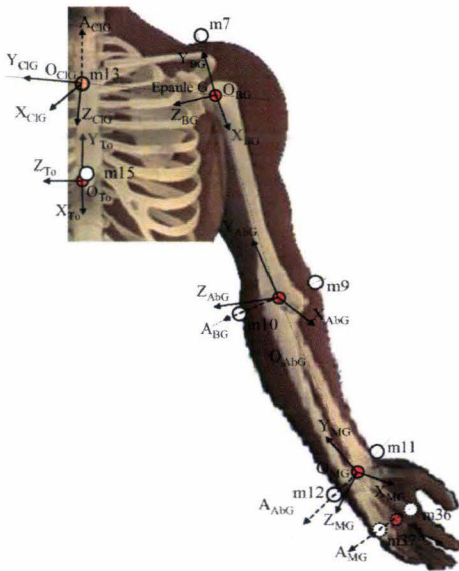
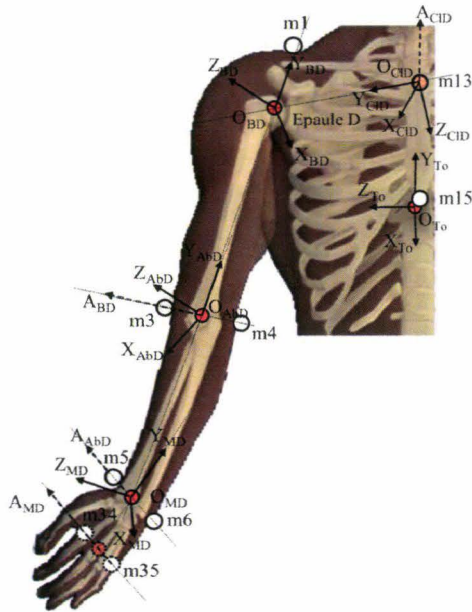
Origine : $O_{MD} = (m5 + m6)/2$.

$Y_{MD} = O_{MD} - (m34+m35)/2$

$A_{MD} = m34 - m35$

$X_{MD} = Y_{MD} \wedge A_{MD}$

$Z_{MD} = X_{MD} \wedge Y_{MD}$



- La main Gauche (*) :

Origine : $O_{MG} = (m11 + m12)/2$.

$Y_{MG} = O_{MG} - (m36+m37)/2$

$A_{MG} = m36 - m37$

$X_{MG} = Y_{MG} \wedge A_{MG}$

$Z_{MG} = X_{MG} \wedge Y_{MG}$

- L'Avant-bras Droit (*) :

Origine : $O_{AbD} = (m3 + m4)/2$.

$Y_{AbD} = O_{AbD} - O_{MD}$

$A_{AbD} = m5 - O_{MD}$

$X_{AbD} = Y_{AbD} \wedge A_{AbD}$

$Z_{AbD} = X_{AbD} \wedge Y_{AbD}$

- Le Bras Droit :

Origine : $O_{BD} = \text{Epaule D}$.

$Y_{BD} = O_{BD} - O_{AbD}$

$A_{BD} = m3 - O_{AbD}$

$X_{BD} = Y_{BD} \wedge A_{BD}$

$Z_{BD} = X_{BD} \wedge Y_{BD}$

- L'épaule Droite (*) :

Origine : $O_{CID} = m13$

$Y_{CID} = \text{Epaule D} - O_{CID}$

$A_{CID} = O_{To}$

$X_{CID} = A_{CID} \wedge Y_{CID}$

$Z_{CID} = X_{CID} \wedge Y_{CID}$

- L'Avant-bras Gauche (*) :

Origine : $O_{AbG} = (m9 + m10)/2$.

$Y_{AbG} = O_{AbG} - O_{MG}$

$A_{AbG} = m12 - O_{MG}$

$X_{AbG} = Y_{AbG} \wedge A_{AbG}$

$Z_{AbG} = X_{AbG} \wedge Y_{AbG}$

- Le Bras Gauche :

Origine : $O_{BG} = \text{Epaule G}$.

$Y_{BG} = O_{BG} - O_{AbG}$

$A_{BG} = m10 - O_{AbG}$

$X_{BG} = Y_{BG} \wedge A_{BG}$

$Z_{BG} = X_{BG} \wedge Y_{BG}$

- L'épaule Gauche (*) :

Origine : $O_{CIG} = m13$

$Y_{CIG} = \text{Epaule G} - O_{CIG}$

$A_{CIG} = O_{To}$

$X_{CIG} = A_{CIG} \wedge Y_{CIG}$

$Z_{CIG} = X_{CIG} \wedge Y_{CIG}$

III.2.2.3 Des matrices de rotation aux angles articulaires

Les matrices de rotation d'un segment (R_S) par rapport au repère associé au laboratoire (R_{Labo}) s'exprime à chaque instant « t » de la manière suivante : $R_{S}^{Labo}(t)$. L'équation 14 permet de calculer les matrices de rotation entre 2 segments S_1 et S_2 .

$${}_{S_2}^{S_1}R = {}_{S_1}^L R^{-1} \times {}_{S_2}^L R. \quad (14)$$

Les angles de flexion/extension (f/e), d'abduction/adduction (a/a) et de rotation interne/externe (i/e) sont calculés en suivant la séquence d'Euler. Les propriétés d'une matrice de rotation sont les suivantes (Equation 15) :

$${}_{S_2}^{S_1}R = {}_{f/e}^{S_1}R \times {}_{a/a}^{f/e}R \times {}_{i/e}^{a/a}R \text{ où } {}_{S_2}^{a/a}R = {}_{i/e}^{a/a}R \quad (15)$$

En utilisant les propriétés des matrices de rotation 3x3, il est alors possible de définir la séquence des rotations entre 2 segments avec :

${}_{f/e}^{S_1}R$: matrice de rotation représentant la rotation autour de l'axe Z de α rad.

${}_{a/a}^{f/e}R$: matrice de rotation représentant la rotation autour de l'axe X de β rad.

${}_{i/e}^{a/a}R$: matrice de rotation représentant la rotation autour de l'axe Y de γ rad.

Il est alors possible de développer l'équation 15 comme suit :

$${}_{S_2}^{S_1}R = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\beta) & -\sin(\beta) \\ 0 & \sin(\beta) & \cos(\beta) \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & 0 & \sin(\gamma) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\gamma) & 0 & \cos(\gamma) \end{bmatrix}$$

Soit :

$${}_{S_2}^{S_1}R = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) \times \cos(\gamma) - \sin(\alpha) \times \sin(\beta) \times \sin(\gamma) & -\sin(\alpha) \times \cos(\beta) & \cos(\alpha) \times \sin(\gamma) + \sin(\alpha) \times \sin(\beta) \times \cos(\gamma) \\ \sin(\alpha) \times \cos(\gamma) + \cos(\alpha) \times \sin(\beta) \times \sin(\gamma) & \cos(\alpha) \times \cos(\beta) & \sin(\alpha) \times \sin(\gamma) - \cos(\alpha) \times \sin(\beta) \times \cos(\gamma) \\ -\sin(\gamma) \times \cos(\beta) & \sin(\beta) & \cos(\beta) \times \cos(\gamma) \end{bmatrix}$$

Les angles α , β et γ sont calculer en utilisant les éléments simples de la matrice de rotation précédente. En effet :

$$\alpha = \arctan\left(\frac{{}_{S_2}^{S_1}R_{1,2}}{{}_{S_2}^{S_1}R_{2,2}}\right) = \arctan\left(\frac{-(-\sin(\alpha) \times \cos(\beta))}{\cos(\alpha) \times \cos(\beta)}\right) \quad \text{si et seulement si}$$

$\beta \neq \frac{\pi}{2} \pmod{\pi}$. Il en va de même pour γ car :

$$\gamma = \arctan\left(\frac{{}_{S_2}^{S_1}R_{3,1}}{{}_{S_2}^{S_1}R_{3,3}}\right) = \arctan\left(\frac{-(-\cos(\beta) \times \sin(\gamma))}{\cos(\beta) \times \cos(\gamma)}\right)$$

Enfin, $\beta = \arcsin({}_{S_2}^{S_1}R_{3,2})$.

Suite à l'ensemble de ces expérimentations, les données nécessaires pour les traitements énoncés dans le chapitre précédent sont acquises. L'angle α est celui qui représente l'angle de flexion/extension et sera celui utilisé pour réaliser les calculs présenté dans le Chapitre II.

III.3 CONCLUSION DE CHAPITRE

Ce chapitre a présenté, dans une première partie, les protocoles et dispositifs expérimentaux mis en œuvre afin de renseigner les données cinématiques nécessaires à notre étude. Deux séries d'expérimentations sont décrites. La première série d'expérimentations utilise le système optoélectronique VICON muni de 8 caméras infrarouges et un ergomètre Concept2®. Le système VICON après avoir été éprouvé, est corrigé afin que l'erreur de mesure effective soit égale à la précision avancée par le constructeur, c'est-à-dire 1mm. Neuf rameurs experts ont participé à cette première série d'expérimentations. Equipés de 30 marqueurs passifs, ces rameurs devaient balayer l'ensemble des cadences qu'un rameur expert peut rencontrer en entraînement (de 18 à 28 coups.min⁻¹) et en course (de 32 à 40 coups.min⁻¹). La seconde série d'expérimentations se différencie principalement de cette première série d'expérimentations par la mesure de données supplémentaires dynamiques. La coulisse, les cale-pieds et les poignées de l'ergomètre ont été instrumentés. Cette instrumentation permet la mesure du torseur des efforts externes en chaque point de contact du rameur avec son environnement. Treize rameurs experts ont participé à cette deuxième série d'expérimentations.

La deuxième partie de ce chapitre présente les traitements appliqués aux données ainsi recueillies. Un premier traitement présenté vise à limiter les bruits liés à la mesure. Quelque soit la source du bruit (instrumental ou expérimental), le filtre de Butterworth est retenu. Sa fréquence de coupure est déterminée à l'aide de la méthode des résidus pour les données sujettes uniquement aux bruits instrumentaux (marqueurs positionnés sur l'ergomètre) et est égale à 6Hz pour les autres (marqueurs positionnés sur le sujet). Ce même filtre est également utilisé pour éliminer les bruits mathématiques liés à la dérivation des matrices impliquées dans le calcul des efforts inter-segmentaires. Enfin, le calcul des centres articulaires et les angles articulaires est présenté.

Ainsi, les données nécessaires à l'application des méthodes étant renseignées, le chapitre suivant présente les résultats.

CHAPITRE IV

RESULTATS

CHAPITRE IV : RESULTATS

Ce chapitre présente les résultats de l'application des méthodes proposées aux données mesurées (et traitées). Sont successivement abordées les analyses des paramètres spatio-temporels de la poignée, de la coordination gestuelle du rameur et des couples à l'origine des mouvements inter-segmentaires du rameur. La présentation des résultats suit une logique progressive. En général, la première phase présente les résultats concernant le meilleur rameur et la seconde phase détaille les résultats sur l'ensemble des rameurs.

IV.1 LES PARAMETRES GLOBAUX LIES AU GESTE DU RAMEUR

Deux types de paramètres sont étudiés dans cette partie : les paramètres « temporels » liés au geste du rameur (la cadence, la durée de la propulsion, la durée du retour et le rythme) et les paramètres « spatio-temporels » calculés à partir de la trajectoire de la poignée (la vitesse de la poignée, l'amplitude antéropostérieure, l'amplitude verticale et la forme).

IV.1.1 Les paramètres temporels globaux

IV.1.1.1 La cadence

La Figure IV.1 présente les cadences moyennes maintenues par les rameurs experts ayant participé aux 2 séries d'expérimentations en fonction des cadences demandées.

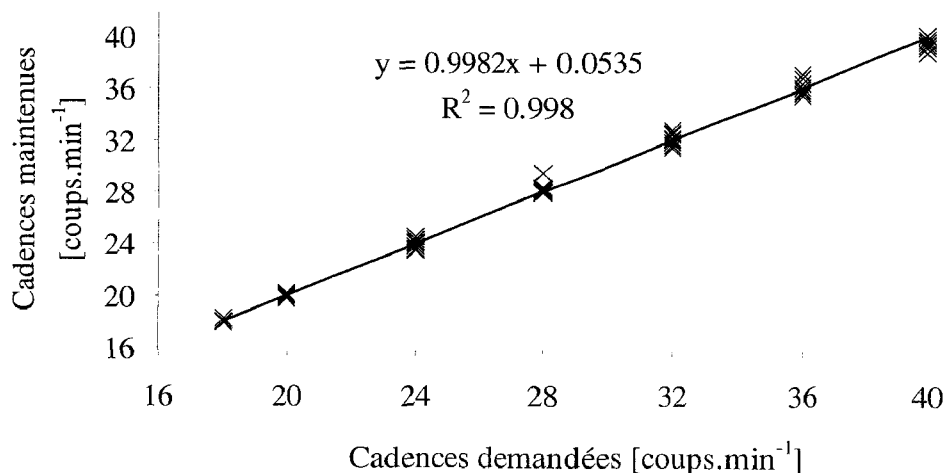


Figure IV.1 : Relation entre les cadences demandées et les cadences réellement maintenues par les deux populations expertes étudiées

Le nuage de points, significatif de la relation entre la cadence maintenue et la cadence demandée, forme une droite. Le coefficient directeur de la droite de régression est voisin

de 1 et le résidu est très faible (0.05). Par ailleurs, comme le coefficient de détermination R^2 est supérieur à 0.99, les rameurs testés respectent donc les cadences demandées.

Conclusion :

Les rameurs experts respectent la consigne de cadence.
Les résultats peuvent être présentés en fonction de la cadence demandée.

IV.1.1.2 Les durées absolues

Les durées moyennes calculées sont similaires quelque soit la série d'expérimentations (1 ou 2). La figure IV.1-2 présente les durées moyennes calculées pour l'ensemble des rameurs ayant participé aux 2 séries d'expérimentations.

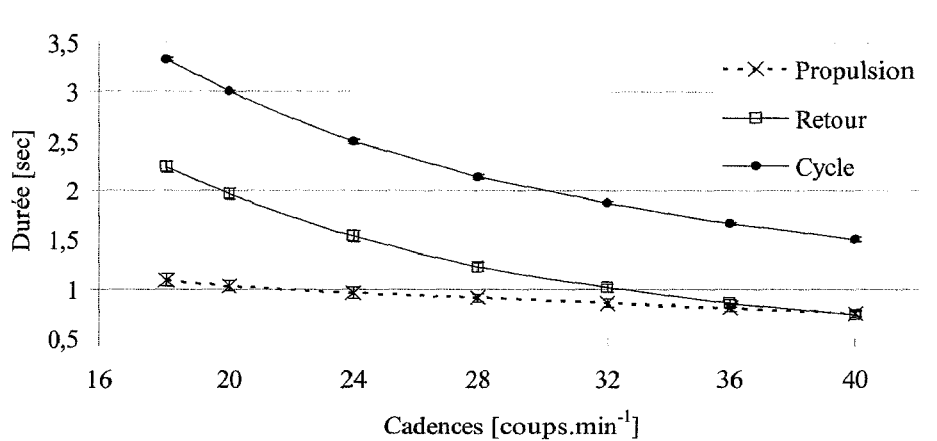


Figure IV.2 : Durées moyennes (+/- écart-type) des cycles, des phases de retour et des phases de propulsion en fonction de la cadence pour les rameurs ayant participé à la première série d'expérimentations et à la deuxième série

La durée de la phase de « propulsion » passe de 1.2 à 0.75 secondes lorsque le rameur augmente sa cadence de 18 à 40 coups.min⁻¹. Sa durée diminue donc de 37.5 % entre ces deux cadences. La durée de propulsion diminue donc de manière progressive significative ($P < 0.001$) lorsque la cadence augmente.

La durée de la phase de « retour » passe de 2.25 à 0.70 secondes lorsque le rameur augmente sa cadence de 18 à 40 coups.min⁻¹. La durée de la phase de retour diminue donc de 68.9 % entre ces deux cadences. De plus, la diminution est significativement différente d'une cadence à l'autre ($P < 0.001$). La durée de la phase de retour diminue donc de manière progressive lorsque la cadence augmente.

Conclusion :

Les rameurs experts diminuent la durée de la phase de propulsion pour augmenter la cadence.
Les rameurs experts diminuent la durée de la phase de retour pour augmenter la cadence.
Cette diminution est plus importante pour la phase de retour.

IV.1.1.3 Le rythme

La Figure IV.3 présente les proportions (en %) qu'occupe chacune des phases, la propulsion et le retour, dans un cycle pour l'ensemble des rameurs ayant participé aux 2 séries d'expérimentations.

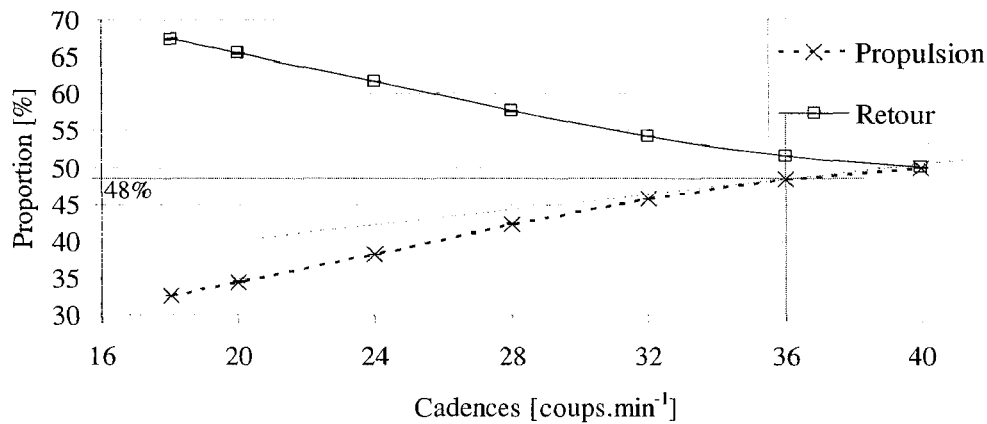


Figure IV.3 : Proportions des phases de propulsion et de retour dans un cycle en fonction de la cadence pour l'ensemble des rameurs ayant participé aux 2 séries d'expérimentations

Les proportions des phases de propulsion et de retour évoluent lorsque la cadence augmente. Le rythme passe de 1:2 à 1:1 (propulsion : retour) lorsque le rameur augmente sa cadence de 18 à 40 coups.min⁻¹. Le rameur expert diminue donc non seulement le temps pour réaliser un cycle (Cf. IV.1.1.2) mais il modifie également la part qu'occupe chaque phase dans le cycle.

Lorsque le rameur réalise une cadence de 40 coups.min⁻¹, son rythme est de 1:1. Par conséquent, à 40 coups.min⁻¹, le rameur met autant de temps pour réaliser sa propulsion que pour réaliser son retour.

Un point d'inflexion apparaît au niveau de la cadence 36 coups.min⁻¹. Le rameur expert qui augmente sa cadence de 32 à 36 puis de 36 à 40 coups.min⁻¹ semble le faire en adaptant différemment son rythme comparativement aux cadences inférieures.

Conclusion :

Le rameur modifie son rythme pour augmenter sa cadence.

Le rythme passe de 1:2 à 1:1 lorsque la cadence augmente de 18 à 40 coups.min⁻¹.

Le rameur diminue principalement la phase de retour pour augmenter la cadence.

IV.1.1.4 Conclusion

Le tableau IV.1-1 synthétise l'ensemble des conclusions obtenues dans cette première partie.

C1	Le rameur expert respecte la cadence demandée.
C2	Le rameur expert diminue la durée de la phase de propulsion pour augmenter la cadence.
C3	Le rameur expert diminue la durée de la phase de retour pour augmenter la cadence.
C4	Le rameur modifie son rythme pour augmenter sa cadence. Celui-ci passe de 1:2 à 1:1 lorsque le rameur augmente sa cadence de 18 à 40 coups.min ⁻¹ .
C5	Le rameur diminue principalement la phase de retour pour augmenter la cadence.

Tableau IV.1-1 : Tableau de synthèse des résultats concernant les paramètres globaux du geste du rameur

Ce paragraphe a montré « comment le rameur expert fait » pour augmenter sa cadence. La partie suivante précise ces premières conclusions et se focalise sur la trajectoire de la poignée, qui est à la base du calcul de ces paramètres globaux (Cf. Chapitre II).

IV.1.2 Les paramètres spatio-temporels liés à la poignée

Pour diminuer la durée entre les 2 positions extrêmes de la poignée : 1/ la vitesse à laquelle la poignée est déplacée peut être augmentée et/ou 2/ la distance qui sépare ces positions peut être réduite.

Les 2 premiers paramètres spatio-temporels analysés dans ce paragraphe sont : la vitesse de la poignée et l'amplitude antéropostérieure. La poignée pouvant néanmoins emprunter des trajets plus ou moins rectiligne, 2 autres paramètres sont étudiés dans la suite de ce chapitre : l'amplitude verticale et la forme de la trajectoire de la poignée.

Dans cette partie, seules les données issues de la première série d'expérimentations sont retenues pour calculer ces 4 paramètres spatio-temporels.

IV.1.2.1 La vitesse de la poignée

Les résultats concernant la vitesse moyenne de la poignée sont représentés sur 100 % de chacune des phases, propulsion et retour.

Pendant la phase de propulsion

La Figure IV.4 présente les profils moyens de la vitesse de la poignée en fonction des cadences demandées durant la phase de propulsion.

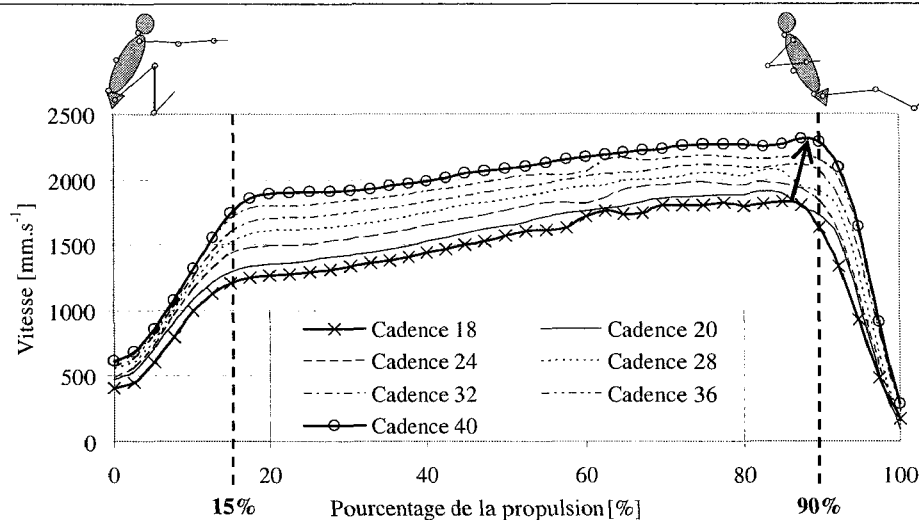


Figure IV.4 : Vitesses moyennes de la poignée, exprimées sur 100 % de la phase de propulsion, obtenues pour chaque cadence

Le profil de la vitesse moyenne est constant quelque soit la cadence. Trois zones peuvent être relevées. Une première zone entre 0% et 15% de forte pente (positive), puis de 15% à 90% une zone de plus faible pente (positive), enfin de 90% à 100%, une zone durant laquelle la vitesse diminue. Par ailleurs, le pic de la vitesse moyenne augmente avec l'augmentation de la cadence.

Au début de la propulsion, le rameur agit sur sa poignée pour rattraper la vitesse de rotation de la roue par le biais du pignon. La faible résistance à cet instant (de 0% à 15% a priori) peut expliquer l'augmentation rapide de la vitesse de la poignée. Une fois la vitesse rattrapée, la roue résiste à l'action du rameur, ce qui ne lui permet plus d'augmenter la vitesse de sa poignée aussi rapidement. En fin de propulsion, le rameur termine son coup par l'action des membres supérieurs principalement. A partir d'environ 90% de la propulsion, l'action des membres supérieurs n'accélère plus la poignée au contraire, elle diminue la vitesse de la poignée pour anticiper la phase de retour.

Cette figure montre par ailleurs que la vitesse de la poignée n'est pas nulle ni en début de propulsion, ni en fin. Les « arrondis » au niveau de l'attaque et du dégagé sont donc reproduits sur ergomètre quelque soit la cadence maintenue.

Enfin, les statistiques montrent que les rameurs experts augmentent leur vitesse maximale de poignée de manière significative ($P < 0.01$) avec l'augmentation de la cadence, et ce, tout en conservant le pattern de vitesse sur la phase de propulsion.

Conclusion :

Le rameur expert diminue la durée de la phase de propulsion en augmentant la vitesse de sa poignée.

Le rameur réalise les « arrondis » sur ergomètre spécifiques aux phases d'attaque et de dégagé.

Pendant la phase de retour

La Figure IV.5 présente les profils moyens de la vitesse de la poignée de l'ergomètre en fonction des cadences maintenues durant la phase de retour.

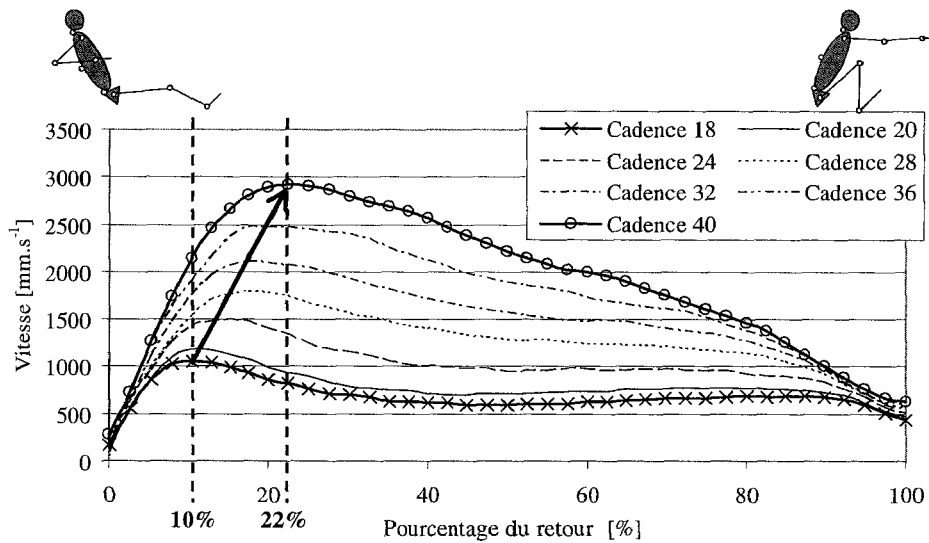


Figure IV.5 : Vitesses moyennes de la poignée exprimées sur 100 % de la phase de retour obtenues pour chaque cadence

Le profil de la vitesse moyenne est constant quelque soit la cadence. Deux zones peuvent être relevées. Une première zone entre 0% et 10% / 22% (selon les cadences), durant laquelle la pente est positive, une deuxième zone de 10% / 22% (selon les cadences) à 100%, durant laquelle la pente est négative. Par ailleurs, le pic de la vitesse moyenne augmente avec l'augmentation de la cadence.

Au cours de la première partie du retour, le rameur accélère le remplacement de sa poignée (vers l'avant). Cette vitesse atteint 2900 mm.s⁻¹ à 40 coups.min⁻¹, ce qui est supérieur au pic observé durant la phase de propulsion (2300 mm.s⁻¹). Puis, dans une seconde partie, le rameur décélère le remplacement de sa poignée, le rameur prépare l'inversion de son mouvement. Enfin, la date du pic se présente à 10% et à 22% respectivement pour les cadences 18 coups.min⁻¹ et 40 coups.min⁻¹, ce qui indique une Par conséquent, lorsque la cadence augmente, l'accélération de la poignée occupe une part de plus en plus importante durant la phase de retour.

L'analyse statistique montre que les rameurs experts augmentent leur vitesse maximale de poignée de manière significative ($P < 0.01$) avec l'augmentation de la cadence, et ce, tout en modifiant le pattern de vitesse sur la phase de retour.

Conclusion :

Le rameur expert diminue la durée de la phase de retour en triplant la vitesse maximale de sa poignée de 18 à 40 coups.min⁻¹.

La vitesse maximale de la poignée durant la phase de retour augmente davantage que la vitesse maximale de la poignée relevée durant la phase de propulsion (lorsque la cadence augmente).

IV.1.2.2 L'amplitude antéropostérieure de la trajectoire de la poignée

La distance généralement observée en aviron est la « longueur » du coup, c'est-à-dire l'amplitude antéropostérieure de la trajectoire de la poignée. La Figure IV.6 présente la trajectoire de la poignée du rameur n°9 (de niveau international) pour chaque cadence dans le plan sagittal.

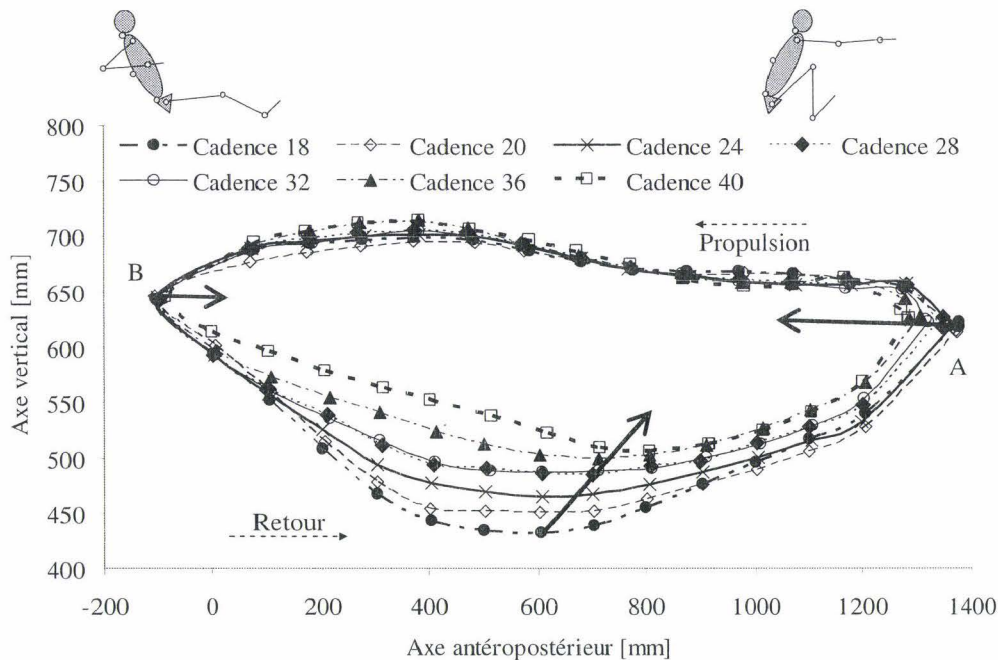


Figure IV.6 : Trajectoires de la poignée produites dans le plan sagittal par le rameur n°9 aux différentes cadences

Les points extrêmes A et B, marquant respectivement le début et la fin de la propulsion, tendent à se rapprocher selon l'axe antéropostérieur lorsque la cadence augmente (Fig. IV.1-6). Par conséquent, le rameur n°9 tend à diminuer l'amplitude antéropostérieure de sa poignée pour augmenter sa cadence.

La Figure IV.7 présente les amplitudes antéropostérieures moyennes calculées pour chaque cadence pour l'ensemble des rameurs.



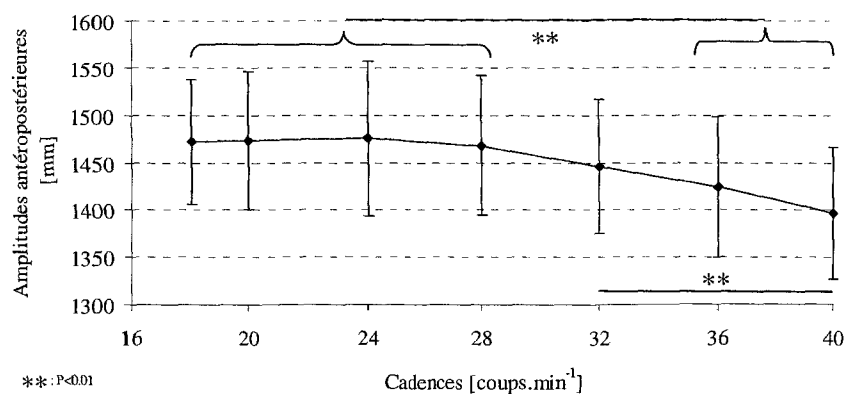


Figure IV.7 : Amplitudes antéropostérieures moyennes (\pm écart-type) de la poignée calculées à chaque cadence pour tous les rameurs

L'amplitude antéropostérieure diminue avec l'augmentation de la cadence (Figure IV.7). Elle est égale à 1475 mm à 18 coups.min⁻¹ et ne vaut plus que 1390 mm à 40 coups.min⁻¹. L'analyse statistique souligne qu'aux cadences extrêmes de course, 36 et 40 coups.min⁻¹, les amplitudes antéropostérieures sont significativement différentes ($P < 0.01$) des amplitudes obtenues aux cadences d'entraînement comprises entre 18 et 28 coups.min⁻¹. La diminution de l'amplitude, qui s'amorce à cadences 28 coups.min⁻¹, ne devient significative qu'à partir de 36 coups.min⁻¹. La cadence 36 coups.min⁻¹ semble donc constituer une cadence transitoire pour l'amplitude antéropostérieure.

A partir de 36 coups.min⁻¹, le rameur expert réduit donc le trajet de sa poignée, ce qui a pour conséquence d'augmenter sa cadence. A cette cadence, le rameur expert ne diminue plus la durée de son cycle en augmentant uniquement la vitesse de sa poignée, mais également en réduisant la longueur de son coup.

Conclusion :

Le rameur expert diminue l'amplitude antéropostérieure de sa poignée pour augmenter sa cadence.

La cadence 36 coups.min⁻¹ est la cadence transitoire dans la diminution de l'amplitude antéropostérieure.

IV.1.2.3 L'amplitude verticale de la trajectoire de la poignée

Le rameur peut également réduire le trajet effectué par sa poignée en diminuant son amplitude verticale. La Figure IV.6 a présenté la trajectoire de la poignée du rameur n°9 (de niveau international) pour chaque cadence dans le plan sagittal. Cette figure montre que l'amplitude verticale diminue lorsque le rameur n°9 augmente sa cadence. La Figure IV.8 présente les amplitudes verticales moyennes de tous les rameurs pour chaque cadence.

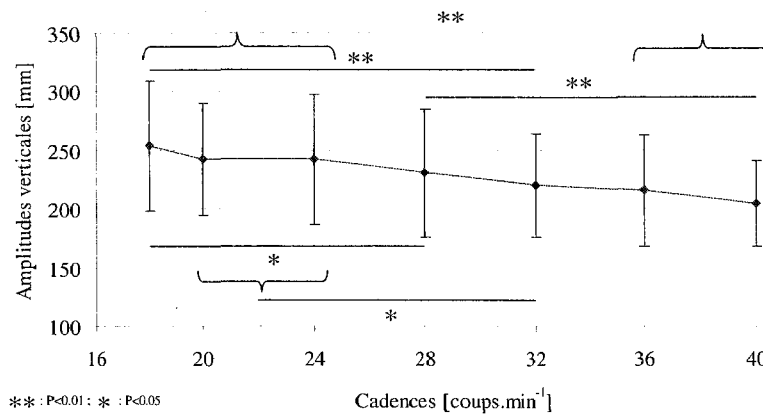


Figure IV.8 : Amplitudes verticales moyennes (\pm écart-type) de la poignée calculées à chaque cadence pour l'ensemble des rameurs

L'amplitude verticale tend à diminuer lorsque la cadence augmente. Entre les cadences de course, 36 et 40 coups.min⁻¹, et les cadences d'entraînement, 18 à 24 coups.min⁻¹, la diminution de l'amplitude verticale est significative ($P < 0.01$). L'amplitude verticale à 32 coups.min⁻¹ est significativement plus faible que celles calculées aux cadences d'entraînement de 18 à 24 coups.min⁻¹ ($P < 0.05$). Par conséquent, la cadence de 32 coups.min⁻¹ semble donc constituer, cette fois la cadence transitoire entre les cadences d'entraînements et les cadences de course pour l'amplitude verticale.

L'amplitude verticale diminue donc lorsque le rameur augmente sa cadence. Ceci tend à réduire à nouveau la distance à parcourir par la poignée de l'ergomètre et donc à augmenter la cadence. Néanmoins, rien ne permet à ce stade de l'étude de cibler dans quelle phase cette diminution est prépondérante. Le paragraphe suivant revient sur ce point.

Conclusion :

Le rameur expert diminue l'amplitude verticale de sa poignée pour augmenter sa cadence. La cadence transitoire dans la diminution de l'amplitude verticale est la cadence 32 coups.min⁻¹.

IV.1.2.4 La trajectoire de la poignée durant la phase de propulsion et de retour

L'objectif de ce paragraphe est de conclure sur la phase responsable de la diminution de l'amplitude verticale. La variation de la trajectoire de la poignée est étudiée, lorsque le rameur augmente sa cadence, pour chaque phase de manière indépendante. Pour cela, l'écart quadratique moyen (RMS) est calculé entre la trajectoire (normalisée) produite à 18 coups.min⁻¹ et celles réalisées (également normalisées) aux autres cadences. La présentation des résultats concerne dans un premier temps le rameur le plus titré, le rameur n°9, puis dans un deuxième temps, les résultats se rapportent à toute la population de rameurs experts.

Le rameur n°9

Le Tableau IV.1-2 présente les RMS calculés pour le rameur n°9 sur chacune des 2 phases, propulsion et retour.

RAMEUR 9	Cadences comparées					
	18 vs 20	18 vs 24	18 vs 28	18 vs 32	18 vs 36	18 vs 40
RMS Propulsion	4.12	4.36	4.32	4.01	8.94	10.47
RMS Retour	11.69	20.62	33.13	34.00	48.77	63.77

Tableau IV.1-2 : RMS (en mm) entre la trajectoire normalisée produite à cadence 18 et celles produites aux autres cadences, pour le rameur n°9 sur la phase de propulsion et de retour.

Ce Tableau IV.1-2 montre, pour la phase de propulsion, que la RMS obtenue à 18 coups.min⁻¹ et celles obtenues pour des cadences supérieures varie peu, de 4.12 à 10.47 mm pour le rameur n°9. Au contraire, pour la phase de retour, dès la cadence 20, la RMS est de 11.69 mm, et ne cesse d'augmenter pour atteindre 63.77 mm à 40 coups.min⁻¹ pour ce rameur. Le rameur n°9 modifie donc principalement le trajet de sa poignée sur la phase de retour lorsqu'il augmente sa cadence.

L'ensemble de la population

La Figure IV.9 présente les distances moyennes (RMS) calculées pour l'ensemble des rameurs à toutes les cadences pour la propulsion et le retour.

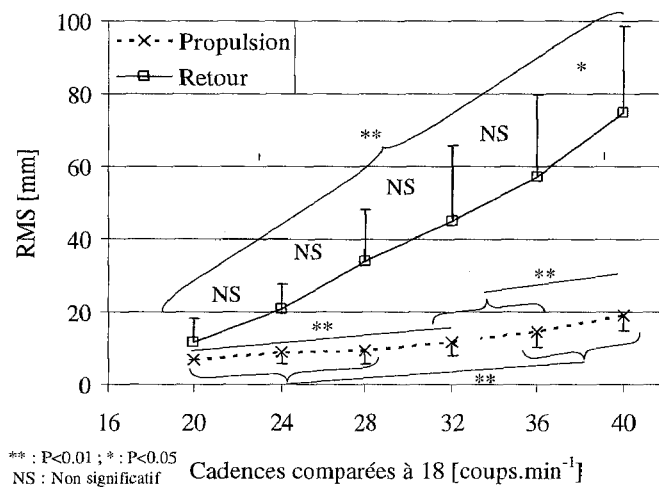


Figure IV.9 : Distances moyennes (RMS) et écarts-types associés pour l'ensemble des rameurs à toutes les cadences pour la propulsion et pour le retour

La RMS augmente avec la cadence quelque soit la phase étudiée (propulsion et retour). Néanmoins, cette augmentation est plus importante durant la phase de retour.

Durant la phase de propulsion, la RMS croît de 6 à 19 mm en moyenne lorsque la cadence passe de 20 à 40 coups.min⁻¹. Pour les cadences de course extrêmes 36 et 40 coups.min⁻¹, la RMS est significativement différente de celles calculées aux cadences 20 à 28 coups.min⁻¹. La première différence significative apparaît entre les cadences 20 et 32. La cadence

32 coups.min⁻¹ apparaît donc une nouvelle fois comme une cadence transitoire où le rameur expert produit une trajectoire significativement plus distante de celle produite à 18 coups.min⁻¹ contrairement aux cadences inférieures (cadences d'entraînement).

Durant la phase de « retour », la RMS calculée entre la trajectoire produite à 18 coups.min⁻¹ et celles réalisées aux autres cadences croît de 15 mm à 75 mm en moyenne lorsque la cadence évolue de 20 et 40 coups.min⁻¹. De plus, cette RMS devient significativement plus importante dès que le rameur passe à 28 coups.min⁻¹. Par conséquent, durant la phase de retour, c'est la cadence 28 coups.min⁻¹ qui apparaît comme la cadence transitoire pour ce paramètre.

Conclusion :

Le rameur expert diminue l'amplitude verticale de sa poignée principalement en variant la trajectoire de celle-ci durant la phase de retour.

Sur la phase de propulsion, la cadence transitoire dans l'adaptation de l'amplitude verticale de la trajectoire de poignée est la cadence 32 coups.min⁻¹.

Sur le retour, cette cadence transitoire est 28 coups.min⁻¹.

IV.1.2.5 La déformation de la trajectoire de la poignée

Les paragraphes précédents ont traités des variations de distances entre les trajectoires mais ces variations de distances ne sont pas forcément dues à la seule modification des amplitudes mais également à une déformation globale de la trajectoire. La déformation est avant tout calculée pour le rameur n°9, puis elle est généralisée à l'ensemble des rameurs.

Le rameur n°9

Le Tableau IV.1-3 présente les coefficients de corrélation (r) calculés entre la trajectoire normalisée produite à 18 coups.min⁻¹ et celles réalisées aux autres cadences durant la phase de propulsion et de retour pour le rameur n°9.

RAMEUR 9	Cadences comparées					
	18 vs 20	18 vs 24	18 vs 28	18 vs 32	18 vs 36	18 vs 40
r Propulsion	0.98	0.97	0.99	0.98	0.97	0.95
r Retour	0.98	0.98	0.97	0.96	0.92	0.76

Tableau IV.1-3 : Coefficients de corrélation (r) calculés entre la trajectoire produite à 18 coups.min⁻¹ et celles réalisées aux autres cadences pour le rameur n°9 durant la propulsion et le retour

Ce Tableau IV.1-3 montre que le coefficient de corrélation 'r', durant la phase de propulsion, est supérieur à 0.95 quelle que soit la cadence. Au contraire, durant la phase de retour, le coefficient de corrélation est inférieur à 0.95 aux cadences de course, 36 (r = 0.92) et 40 (r = 0.76) coups.min⁻¹. Par conséquent, durant la phase de retour, la forme de la trajectoire de la poignée du rameur n°9 est modifiée à 36 coups.min⁻¹ et surtout à 40 coups.min⁻¹.

L'ensemble de la population

La Figure IV.10 présente les coefficients de corrélation calculés entre la trajectoire normalisée produite à 18 coups.min⁻¹ et celles réalisées aux autres cadences durant la phase de propulsion et de retour pour l'ensemble des rameurs experts formant notre population.

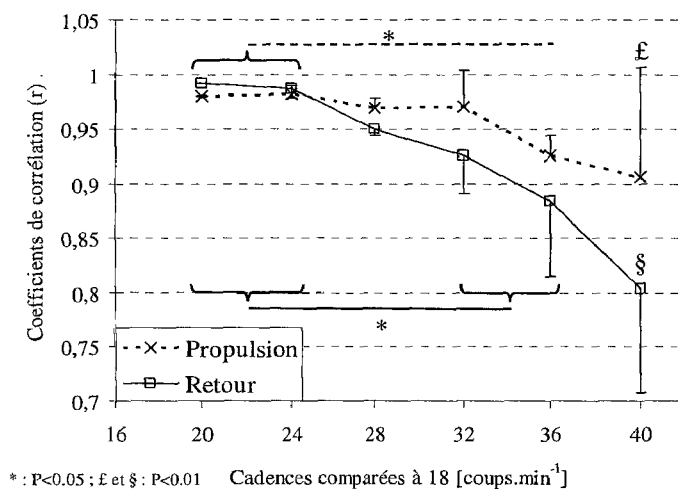


Figure IV.10 : Coefficients de corrélation moyens (\pm écart-type) calculés entre la trajectoire normalisée produite à 18 coups.min⁻¹ et celles réalisées aux autres cadences durant la phase de propulsion et de retour pour l'ensemble des rameurs formant notre population. £ : Différence significative entre les cadences 20 à 32 et 40 coups.min⁻¹. § : Différence significative entre toutes les cadences et celle de 40 coups.min⁻¹

Les coefficients de corrélation moyens calculés diminuent progressivement avec l'augmentation de la cadence quelle que soit la phase considérée (propulsion ou retour).

Durant la phase de propulsion, de la cadence 20 à 32, le coefficient de corrélation reste supérieur à 0,95, la forme de la trajectoire reste donc voisine de celle produite à cadence 18 chez tous les rameurs. A partir de 36 coups.min⁻¹, le coefficient de corrélation devient inférieur à 0,95 ($P < 0,05$). De plus, le coefficient de corrélation devient significativement différent à partir de la cadence 36 coups.min⁻¹ durant la propulsion. La trajectoire change donc significativement de forme à partir de cette cadence pendant la propulsion, elle semble donc constituer la cadence « transitoire » dans le changement de forme.

Durant la phase de retour, de la cadence 20 à 28, le coefficient de corrélation est supérieur à 0,95, la forme de la trajectoire reste donc voisine à celle produite à cadence 18. Le coefficient de corrélation devient inférieur à 0,95 à partir de 32 coups.min⁻¹ et atteint la valeur de 0,80 pour 40 coups.min⁻¹. La première différence significative dans le coefficient de corrélation apparaît à la cadence 32 coups.min⁻¹. Par conséquent, dès la cadence 32, la forme de la trajectoire est modifiée et cette cadence est « transitoire » sur la phase de retour.

Conclusion :

Le rameur expert déforme la trajectoire de sa poignée durant la phase de propulsion à partir de 36 coups.min⁻¹.

Le rameur expert déforme la trajectoire de sa poignée durant la phase de retour dès la cadence 32 coups.min⁻¹ atteinte.

IV.1.2.6 Conclusion

Le tableau IV.1-4 synthétise l'ensemble des conclusions obtenues dans cette deuxième partie.

C6	Le rameur expert diminue la durée de la phase de propulsion en augmentant la vitesse de sa poignée.
C7	Le rameur réalise les « arrondis » sur ergomètre spécifiques aux phases d'attaque et de dégagé.
C8	Le rameur expert diminue la durée de la phase de retour en triplant la vitesse maximale de sa poignée entre 18 à 40 coups.min ⁻¹ .
C9	La vitesse maximale de la poignée durant la phase de retour augmente davantage que la vitesse maximale de la poignée relevée durant la phase de propulsion.
C10	Le rameur expert diminue l'amplitude antéropostérieure de sa poignée pour augmenter sa cadence.
C11	La cadence 36 coups.min ⁻¹ est la cadence transitoire dans la diminution de l'amplitude antéropostérieure.
C12	Le rameur expert diminue l'amplitude verticale de sa poignée pour augmenter sa cadence.
C13	La cadence transitoire dans la diminution de l'amplitude verticale est la cadence 32 coups.min ⁻¹ .
C14	Le rameur expert diminue l'amplitude verticale de sa poignée principalement en variant la trajectoire de celle-ci durant la phase de retour.
C15	Sur la propulsion, la cadence transitoire dans l'adaptation de l'amplitude verticale de la trajectoire de poignée est 32 coups.min ⁻¹ .
C16	Sur le retour, cette cadence transitoire dans l'adaptation de l'amplitude verticale de la trajectoire de poignée est 28 coups.min ⁻¹ .
C17	Le rameur expert déforme la trajectoire de sa poignée durant la phase de propulsion à partir de 36 coups.min ⁻¹ .
C18	Le rameur expert déforme la trajectoire de sa poignée durant la phase de retour dès la cadence 32 coups.min ⁻¹ atteinte.

Tableau IV.1-4 : Tableau de synthèse des résultats concernant les paramètres spatio-temporels liés à la poignée

Le rameur expert augmente la vitesse de sa poignée sur la propulsion (C6) comme sur le retour (C8) ce qui explique en partie la diminution des temps de propulsion et de retour (C2, C3). Celle-ci est d'autant plus importante sur la phase de retour où la poignée triple sa vitesse maximale entre les cadences 18 et 40 coups.min⁻¹ (C8), ce qui explique en partie le changement de rythme (C4) constaté.

Un autre moyen pour le rameur expert d'augmenter sa cadence est de diminuer la distance que la poignée doit parcourir lors des cycles. Le rameur expert diminue l'amplitude antéropostérieure de la trajectoire de la poignée (C10 et C11) et diminue l'amplitude verticale

(C12) essentiellement sur la phase de retour (C14). Ainsi, pour augmenter sa cadence, le rameur expert tend à diminuer le trajet de sa poignée en « raccourcissant son geste », bien que ceci aille à l'encontre des recommandations des entraîneurs internationaux (Nolte, 2005).

Ce paragraphe a montré « comment le rameur expert modifie » la trajectoire de sa poignée, qui est le résultat direct de son geste, pour augmenter sa cadence. La partie suivante précise ces conclusions et concerne l'analyse de la coordination du geste du rameur.

IV.2 LES PHASES RELATIVES CONTINUES

L'objectif de cette partie vise à expliquer, si tel est le cas, comment le rameur modifie l'organisation de son geste pour augmenter sa cadence. Pour répondre à cette problématique, les phases relatives continues $CRP_{c,g}$ (entre le coude et le genou), $CRP_{t,g}$ (entre le tronc et le genou) et $CRP_{t,c}$ (entre le tronc et le coude) sont calculées pour chacune des phases gestuelles (propulsion et retour).

La présentation des résultats concerne dans un premier temps le rameur n°9 (rameur le plus titré sur bateau), puis, dans un deuxième temps, les statistiques relatives à l'ensemble des rameurs impliqués dans la première série d'expérimentations.

IV.2.1 Les phases relatives chez le rameur le plus titré

La Figure IV.11 présente les 3 CRP calculées pour le rameur expert n°9 de notre population. Les courbes des CRP aux cadences $18 \text{ coups.min}^{-1}$ et $40 \text{ coups.min}^{-1}$ sont mises en évidence, sur cette figure, par un tracé plus épais.

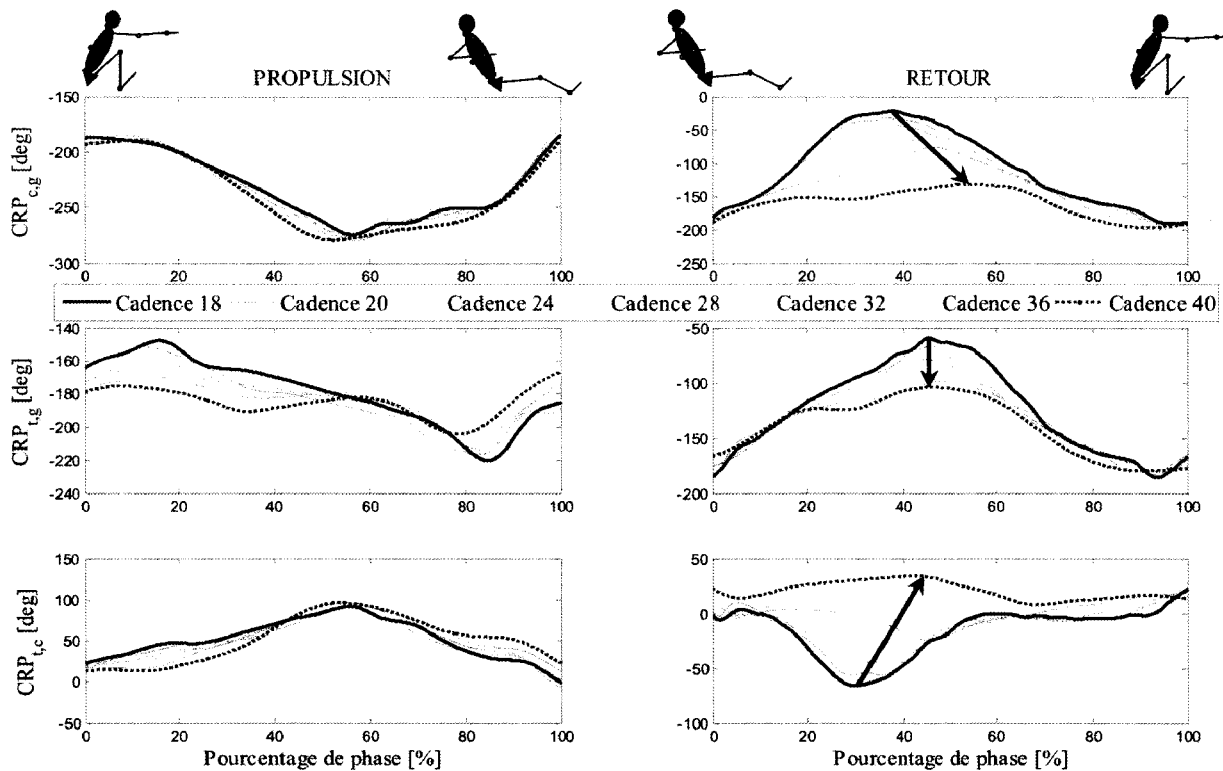


Figure IV.11 : Représentation des $CRP_{c,g}$, $CRP_{t,g}$, et $CRP_{t,c}$ calculées pour les phases de propulsion et de retour en fonction de la cadence pour le rameur n°9

Quelque soit la phase gestuelle, les CRP sont voisines de -180° ou 0° en début de phase gestuelle, soulignant, soit des états en antiphase (-180° , $CRP_{c,g}$ et $CRP_{t,g}$), soit des états en phase (0° , $CRP_{t,c}$). Cette figure montre de faibles variations durant la phase de propulsion. Pour cette phase gestuelle, les patterns sont relativement semblables quelque soit la cadence maintenue. Durant la phase de retour, des variations apparaissent sur chacune des CRP. Ceci montre que le rameur n°9 modifie sa coordination gestuelle pour augmenter sa cadence.

Les paragraphes suivants précisent ces résultats pour chacune des phases gestuelles et pour chaque CRP calculée. Pour faciliter la présentation, l'influence de l'augmentation de la cadence sur le geste est considérée. A l'inverse, la conclusion revient sur les conséquences de l'organisation du geste sur l'augmentation de la cadence.

IV.2.1.1 Pendant la phase de propulsion

Le pic de la $CRP_{c,g}$ reste proche de -275° quelque soit la cadence maintenue. Par conséquent, l'augmentation de la cadence n'a donc pas d'incidence sur le déphasage maximal entre le coude et le genou. L'avance maximale prise par le genou sur le coude n'est donc pas altérée par l'augmentation de la cadence.

La courbe de la $CRP_{t,g}$, obtenue à 18 coups.min⁻¹, met en évidence un pic en début de propulsion. Ce pic passe de -155° à -180° lorsque la cadence augmente de 18 à 40 coups.min⁻¹ respectivement. Par conséquent, l'augmentation de la cadence semble influencer le déphasage maximal entre le tronc et le genou en début de la propulsion. L'avance maximale prise par le

tronc sur le genou, en ce début de propulsion, tend à se réduire avec l'augmentation de la cadence. De plus, lorsque la cadence augmente, la $CRP_{t,g}$ tend vers -180° quelque soit l'instant considéré dans la phase de propulsion. Par conséquent, avec l'augmentation de la cadence, les commandes motrices associées au tronc et au genou tendent à se synchroniser maintenant le tronc et le genou en antiphase lors de propulsion.

Pour la $CRP_{t,c}$, le pic semble constant et égal à 90° quelque soit la cadence considérée. L'augmentation de la cadence n'a donc pas de répercussion sur le déphasage maximal entre le tronc et le coude.

Enfin, la date d'apparition des pics de ces 3 CRP calculés sont peu variables quelque soit la cadence maintenue. Par conséquent, le déphasage maximal d'une articulation sur une autre s'opère donc au même pourcentage dans la phase de propulsion.

IV.2.1.2 Pendant la phase de retour

Le pic de la $CRP_{c,g}$ passe de -20° à -130° lorsque la cadence évolue de 18 à 40 coups.min⁻¹ respectivement. Par conséquent, l'augmentation de la cadence semble influencer le déphasage maximal entre le coude et le genou. L'avance maximale prise par le coude sur le genou se réduit donc avec l'augmentation de la cadence. Ainsi, plus la cadence augmente, plus la $CRP_{c,g}$ tend vers -180° quelque soit l'instant considéré dans la phase de retour. Par conséquent, avec l'augmentation de la cadence, les commandes motrices du coude et du genou tendent à se synchroniser tout en les maintenant en antiphase durant tout le retour. Par ailleurs, la date d'apparition de ce pic croît avec l'augmentation de la cadence. Le pic apparaît à 38 % et à 55 % dans la phase de retour pour respectivement les cadences 18 et 40 coups.min⁻¹. Par conséquent, l'avance maximale prise par le coude sur le genou s'opère de plus en plus tardivement dans la phase de retour lorsque la cadence augmente.

Le pic de la $CRP_{t,g}$ passe de -60° à -100° lorsque la cadence évolue de 18 à 40 coups.min⁻¹ respectivement. Par conséquent, l'augmentation de la cadence semble influencer le déphasage maximal entre le tronc et le genou. L'avance maximale prise par le tronc sur le genou se réduit donc avec l'augmentation de la cadence. La date d'apparition de ce pic reste stable malgré l'augmentation de la cadence pour ce rameur. Le pic apparaît à 45 % dans la phase de retour. Par conséquent, l'avance maximale prise par le tronc sur le genou s'opère relativement à la même date dans la phase de retour.

Le pic de la $CRP_{t,c}$ passe de -65° à 10° lorsque la cadence évolue de 18 à 40 coups.min⁻¹ respectivement. Par conséquent, l'augmentation de la cadence a une influence sur le déphasage maximal entre le tronc et le coude. L'avance maximale prise par le coude sur le tronc se réduit donc avec l'augmentation de la cadence. A 40 coups.min⁻¹, le coude est même en retard sur le tronc. Ensuite, plus la cadence augmente, plus la courbe de la $CRP_{t,c}$ tend vers 0° . Par conséquent, lorsque la cadence augmente, les commandes motrices du tronc et du coude tendent à se synchroniser tout au long du retour. Par ailleurs, la date d'apparition de ce pic croît avec l'augmentation de la cadence. Le pic apparaît à 30 et à 65% respectivement pour les

cadences 18 et 40 coups.min⁻¹. Par conséquent, l'avance ou le retard pris par le coude sur le tronc s'opère de plus en plus tardivement dans la phase de retour lorsque la cadence augmente.

IV.2.1.3 Conclusion

Ces premiers résultats montrent que l'augmentation de la cadence semble influencer différemment la coordination selon la phase gestuelle considérée (propulsion ou retour). Pendant la propulsion, en dehors d'une légère modification de la coordination entre le genou et le tronc, l'augmentation de la cadence semble ne pas avoir d'influence sur la coordination gestuelle. Au contraire, durant la phase de retour, la coordination gestuelle du rameur n°9 est modifiée par l'augmentation de la cadence jusqu'à provoquer la synchronisation, en phase ou en antiphase, des articulations étudiées. Les paragraphes suivants précisent les résultats au regard des statistiques calculées sur l'ensemble des rameurs experts de notre population.

Conclusion :

L'organisation interarticulaire du geste du rameur n°9 reste inchangée lors de la phase de propulsion quelque soit la cadence que le rameur produit.

L'étude des 3 CRP montre que le rameur n°9 modifie l'organisation de son geste principalement durant la phase de retour pour augmenter sa cadence. Pour cela, le rameur n°9 tend « à ramener sur l'avant » de manière plus groupée l'ensemble de son corps.

IV.2.2 Les phases relatives pour l'ensemble des rameurs experts

Ce paragraphe présente les résultats concernant l'étude des phases relatives continues calculées pour l'ensemble des rameurs experts impliqués dans la première série d'expérimentations. L'objectif est de conclure sur les résultats émanant de l'étude menée sur le rameur n°9 au regard de l'analyse statistique. Successivement, les pics des CRP, puis les dates d'apparition de ces pics, sont traités pour la propulsion et le retour.

IV.2.2.1 Analyse des pics des CRP

La Figure IV.12 et la Figure IV.13 présentent les moyennes (+/- écart-type) des pics des 3 CRP calculées pour les 7 cadences considérées pour tous les rameurs experts impliqués dans la première série d'expérimentations sur la phase de propulsion et de retour.

Pendant la phase de propulsion

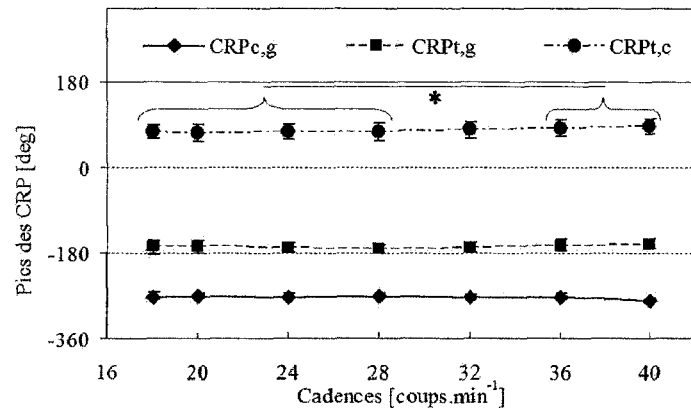


Figure IV.12 : Evolution des pics des CRP en fonction de la cadence pour la phase de propulsion avec (*) pour les différences significatives avec $P < 0.05$

La Figure IV.12 montre que lorsque la cadence augmente, la moyenne des pics de la $CRP_{c,g}$ est relativement constante et égale à -270° . Aucune différence significative n'est à relever avec l'augmentation de la cadence. Par conséquent, l'avance maximale prise par le genou sur le coude est inchangée lorsque la cadence augmente à l'instant du pic.

Lorsque la cadence augmente, la moyenne des pics de la $CRP_{t,g}$ reste voisine à -170° . Aucune différence significative n'apparaît avec l'augmentation de la cadence. Par conséquent, l'avance maximale prise par le tronc sur le genou, en ce début de propulsion, est inchangée lorsque la cadence augmente. De plus, les mouvements du tronc et du genou sont synchrones. En effet, la $CRP_{t,g}$ reste constante et voisine de -180° , la valeur initiale de la $CRP_{t,g}$ au début de propulsion.

Lorsque la cadence augmente, la moyenne des pics de la $CRP_{t,c}$ reste voisine à 75° . Néanmoins, une différence significative ($P < 0.05$) apparaît lorsque l'on compare les pics obtenus aux cadences extrêmes (36 et 40 coups.min⁻¹) à ceux calculés pour les cadences d'entraînements (18, 20, 24 et 28 coups.min⁻¹). Par conséquent, durant la phase de propulsion, l'avance maximale du tronc sur le coude obtenue aux cadences d'entraînements est significativement différente de celle obtenue à 36 et 40 coups.min⁻¹.

Pendant la phase de retour

La Figure IV.13 présente l'évolution des pics de CRP moyens de toute la population en fonction de la cadence.

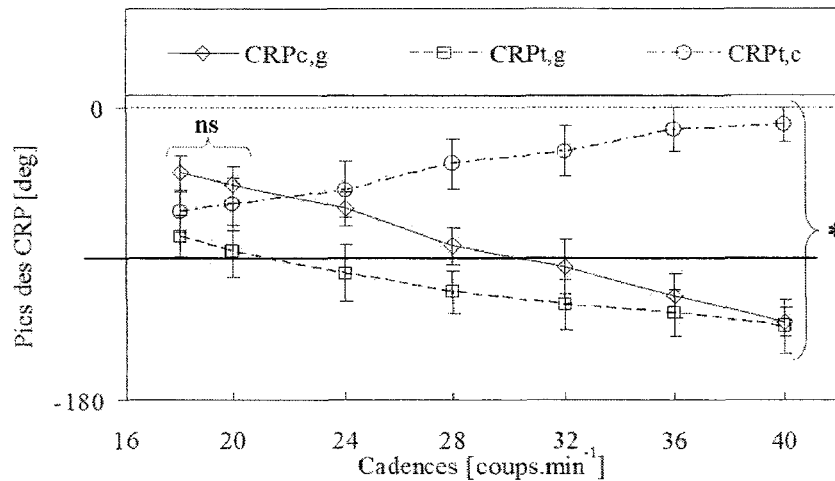


Figure IV.13 : Evolution des pics des CRP en fonction de la cadence sur la phase de retour avec ‘ns’ pour mettre en évidence les différences non-significatives et (*) pour les différences significatives avec $P < 0.05$

En dehors des cadences 18 et 20 coups.min⁻¹, l’analyse statistique des moyennes des pics des 3 CRP calculées montre l’existence d’une différence significative entre toutes les autres cadences (Figure IV.13).

La moyenne des pics de la CRP_{c,g} évolue de -40° à -130° (différence de -90°) lorsque la cadence évolue de 18 à 40 coups.min⁻¹ respectivement. Par conséquent, l’augmentation de la cadence a une influence significative sur le déphasage maximal entre le coude et le genou. L’avance maximale prise par le coude sur le genou se réduit donc avec l’augmentation de la cadence.

La moyenne des pics de la CRP_{t,g} évolue de -80° à -135° (différence de -55°) lorsque la cadence évolue de 18 à 40 coups.min⁻¹ respectivement. L’augmentation de la cadence a donc une influence significative sur le déphasage maximal entre le tronc et le genou. L’avance maximale prise par le tronc sur le genou se réduit donc avec l’augmentation de la cadence.

La moyenne des pics de la CRP_{t,c} passe de -65° à -10° (différence de -55°) lorsque la cadence évolue de 18 à 40 coups.min⁻¹ respectivement. En conséquence, l’augmentation de la cadence a une influence significative ($P < 0.05$) sur le déphasage maximal entre coude et le tronc. L’avance maximale prise par le coude sur le tronc se réduit donc avec l’augmentation de la cadence. De plus, avec l’augmentation de la cadence, la moyenne des pics de la CRP_{t,c} tend vers 0°, qui est la valeur initiale de la CRP en début de retour. Ainsi, lorsque la cadence augmente, les commandes motrices du tronc et du coude tendent à se synchroniser en maintenant les mouvements en phase durant tout le retour.

Remarques :

Les différences des pics des CRP entre 18 coups.min⁻¹ et 40 coups.min⁻¹ sont :

- ✓ - 55° pour CRP_{t,c}, l’avance du coude sur le tronc se réduit
- ✓ - 55° pour CRP_{t,g}, l’avance du tronc sur le genou se réduit

- ✓ Donc logiquement le passage à 40 coups.min⁻¹ devrait réduire l'avance du coude sur le genou de manière importante. Ce qui est le cas car la différence des pics pour la CRP_{c,g} est -90°.

Conclusion :

L'étude des pics des 3 CRP montre que pour augmenter leur cadence les rameurs experts modifient l'organisation de leur geste principalement durant la phase de retour. Pour cela, le rameur réalise le retour sur l'avant en groupant l'action de son coude, de son tronc et de son genou.

IV.2.2.2 Analyse des dates moyennes d'apparition des pics des 3 CRP

Les Figure IV.14 et Figure IV.15 présentent les dates (moyennes) d'apparition des pics des CRP en fonction de la cadence pour chaque phase gestuelle (propulsion et retour) pour l'ensemble des rameurs experts impliqués dans la première série d'expérimentations.

Pendant la phase de propulsion

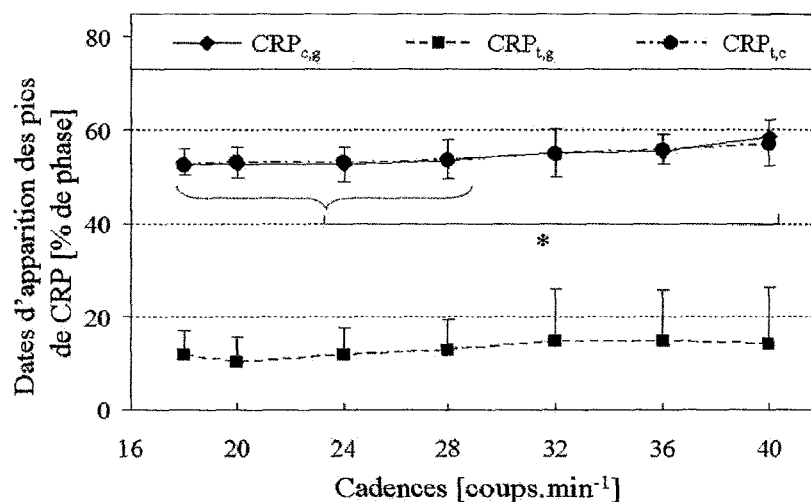


Figure IV.14 : Moyenne des dates d'apparition des pics des 3 CRP calculées en fonction de la cadence pour l'ensemble de la population experte durant la phase de propulsion

Seules les dates d'apparition des pics des CRP_{c,g} et CRP_{t,c} calculées à 40 coups.min⁻¹ montrent des différences significatives ($P < 0.05$) avec les dates calculées aux cadences d'entraînement (18, 20, 24 et 28 coups.min⁻¹). Par conséquent, à la cadence extrême de course de 40 coups.min⁻¹, l'avance maximale du genou et du tronc sur le coude est atteinte significativement de plus en plus tardivement lorsque le rameur atteint la cadence de 40 coups.min⁻¹. Les actions du genou et du tronc vis-à-vis du coude ont donc, à cette cadence extrême, de plus en plus de difficulté à se dissocier de l'action du coude.

Pendant la phase de retour

La Figure IV.15 présente les moyennes des dates d'apparition des pics des 3 CRP calculées pour la phase de retour pour chaque cadence maintenue et ceci pour l'ensemble des rameurs experts impliqués lors de la première série d'expérimentations.

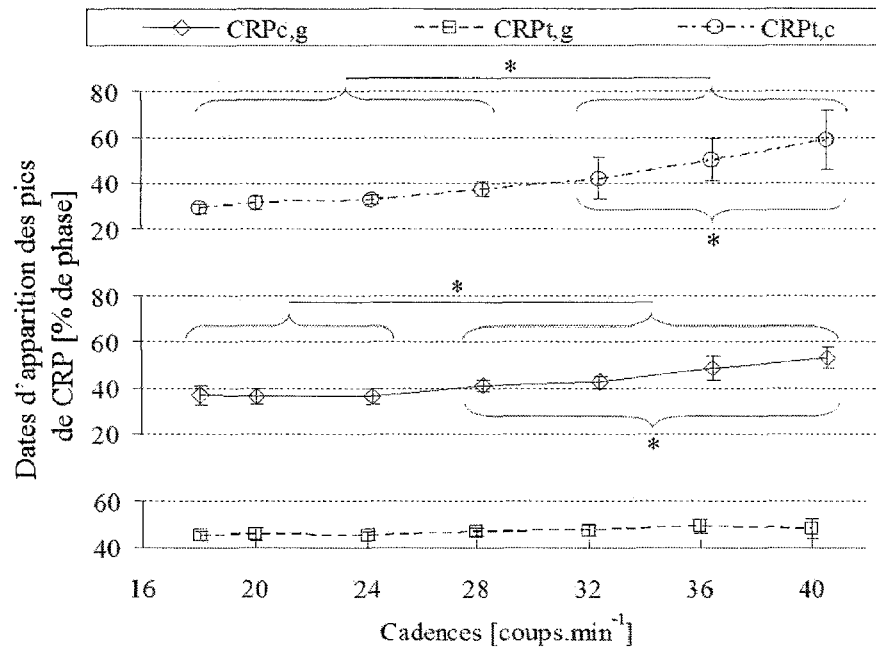


Figure IV.15 : Moyenne des dates d'apparition des pics des 3 CRP calculées en fonction de la cadence pour l'ensemble de la population experte durant la phase de retour

Les dates d'apparition de la CRP_{t,c} augmentent avec la cadence et sont significativement différentes ($P < 0.05$) lorsqu'elles sont obtenues à des cadences d'entraînement (18 à 28 coups.min⁻¹) ou à des cadences de course (32 à 40 coups.min⁻¹). Au-delà de 32 coups.min⁻¹, les dates d'apparition sont significativement différentes entre elles. La date d'apparition du déphasage maximal apparaît significativement ($P < 0.05$) de plus en plus tardivement dans la phase de retour lorsque la cadence dépasse 32 coups.min⁻¹. Par conséquent, à partir de 32 coups.min⁻¹, l'avance maximale du coude sur le tronc s'opère significativement de plus en plus tardivement dans la phase de retour lorsque le rameur atteint ou dépasse la cadence 32 coups.min⁻¹. L'action du tronc vis-à-vis du coude a donc, au-delà de 32 coups.min⁻¹, de plus en plus de difficulté à se dissocier de l'action du coude.

Les dates d'apparition du pic de la CRP_{c,g} augmentent avec la cadence et sont significativement différentes lorsqu'elles sont obtenues à des cadences d'entraînement (18 à 24 coups.min⁻¹) ou à des cadences de course (32 à 40 coups.min⁻¹). La date moyenne d'apparition du pic de la CRP_{c,g} calculée à la cadence 28 coups.min⁻¹ est significativement différente ($P < 0.05$) de celles calculées aux autres cadences d'entraînement et de course. Par conséquent, à partir de 28 coups.min⁻¹, l'avance maximale du coude sur le genou s'opère significativement de plus en plus tardivement lorsque la cadence augmente. L'action du genou vis-à-vis du coude a donc, au-delà de 28 coups.min⁻¹, de plus en plus de difficulté à se dissocier de l'action du coude.

A contrario, la date d'apparition de la $CRP_{t,g}$ n'est pas significativement modifiée lorsque la cadence augmente.

Conclusion :

L'étude des dates d'apparition des 3 CRP, durant la phase de retour, montre que pour augmenter leur cadence les rameurs experts ramènent leur tronc et leur genou de plus en plus précocement. L'avance maximale du coude est alors atteinte de plus en plus tardivement dans cette phase gestuelle par rapport aux autres articulations.

IV.2.3 Conclusion

Le tableau IV.2-1 synthétise l'ensemble des conclusions obtenues dans cette deuxième partie.

C19	L'organisation interarticulaire du geste du rameur n°9 reste inchangée lors de la phase de propulsion quelque soit la cadence que le rameur produit.
C20	L'étude des 3 CRP montre que le rameur n°9 modifie l'organisation de son geste principalement durant la phase de retour pour augmenter sa cadence. Pour cela, le rameur n°9 tend à ramener sur l'avant de manière plus groupée l'ensemble de son corps.
C21	L'étude des pics des 3 CRP montre que pour augmenter leur cadence les rameurs experts modifient l'organisation de leur geste principalement durant la phase de retour. Pour cela, le rameur réalise le retour sur l'avant en groupant l'action de son coude, de son tronc et de son genou.
C22	L'étude des dates d'apparition des 3 CRP, durant la phase de retour, montre que pour augmenter leur cadence les rameurs experts ramènent leur tronc et leur genou de plus en plus précocement. L'avance maximale du coude est alors atteinte de plus en plus tardivement dans cette phase gestuelle par rapport aux autres articulations.

Tableau IV.2-1 : Tableau de synthèse des résultats concernant les CRP lorsque le rameur augmente sa cadence

Cette deuxième partie a donc montré, que pour augmenter sa cadence, le rameur expert modifie l'organisation de son geste principalement durant la phase de retour. Pour cela, le rameur ramène de manière de plus en plus groupée son coude, son tronc et son genou. Notons qu'un tel résultat peut expliquer la diminution de l'amplitude verticale de la trajectoire de la poignée durant cette phase gestuelle (Figure IV.16).

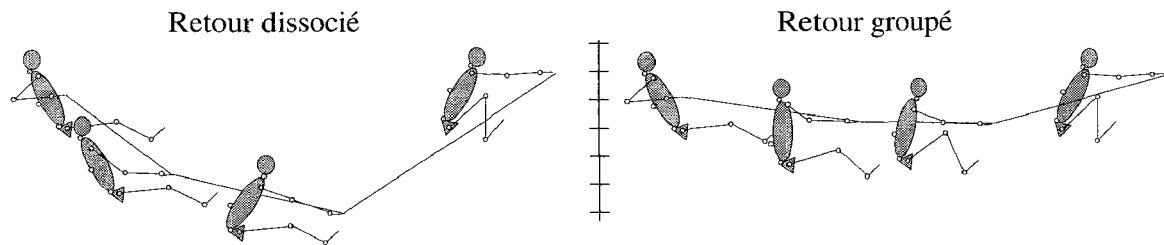


Figure IV.16 : Effet du type d'organisation gestuelle sur le retour. A gauche, un retour dissocié observable à cadence 18 coups.min⁻¹. A droite un retour groupé observable à cadence de 40 coups.min⁻¹.

A ce stade de l'étude, il apparaît que pour augmenter sa cadence, le rameur expert modifie l'organisation de son geste. La dernière partie, vient compléter ces observations, en intégrant les efforts inter-segmentaires dans l'analyse.

IV.3 LES COUPLES FLECHISSEURS/EXTENSEURS

L'analyse des phases relatives continues a permis de mettre en évidence une modification de la coordination chez le rameur plus particulièrement durant la phase de retour. Il a été montré que les articulations du genou, du tronc et du coude ont une activité de plus en plus synchronisée au fur et à mesure que le rameur augmente sa cadence. Pour affiner notre analyse et contribuer à mieux comprendre les causes de cette désorganisation, les efforts inter-segmentaires sont étudiés dans cette dernière partie. La dynamique inverse est appliquée et permet l'obtention des couples inter-segmentaires au niveau du genou gauche, de la charnière L4/L5 et du coude gauche durant la phase de retour.

Les résultats sont présentés en deux temps : l'analyse des couples, fléchisseurs et extenseurs, du rameur n°4 (le rameur le plus titré) au regard de l'évolution de l'angle concerné sur la phase de retour et, l'analyse des différences significatives observées sur ces couples sous l'effet de l'augmentation de cadence.

IV.3.1 Couples et angles de flexion/extension chez le rameur le plus titré

IV.3.1.1 Au niveau du genou

La Figure IV.17, la Figure IV.18 et le Tableau IV.3-1 présentent le couple C_z et l'angle de flexion/extension du genou gauche θ_g et leurs valeurs caractéristiques associées (Cf. §II.3.5) sur la phase de retour aux cadences 18 et 40 coups.min⁻¹ produit par le rameur n°4.

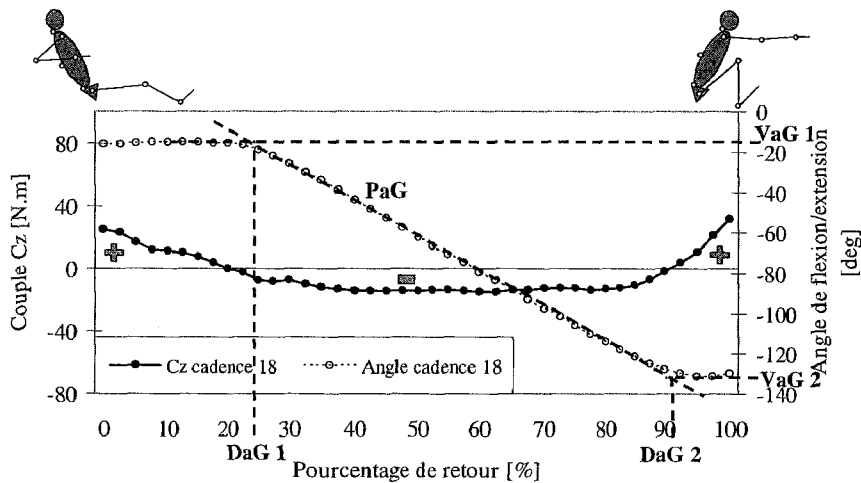


Figure IV.17 : Couple et angle de flexion/extension du genou produit par le rameur n°4 à cadence 18 coups.min⁻¹

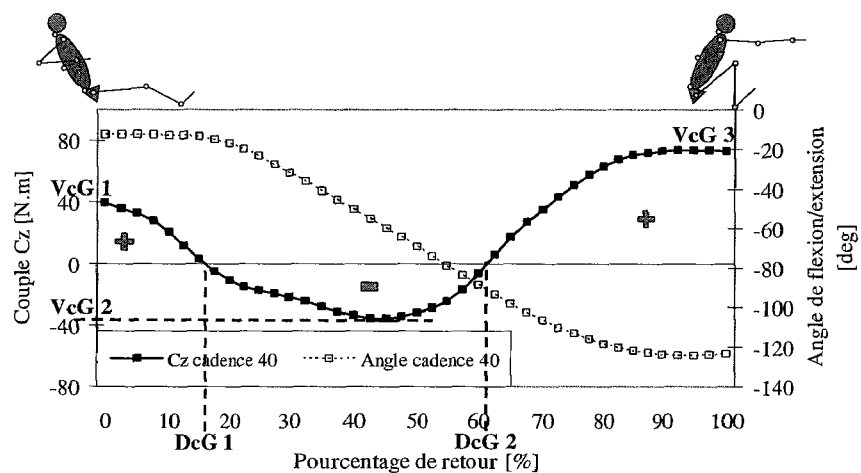


Figure IV.18 : Couple et angle de flexion/extension du genou produit par le rameur n°4 à cadence 40 coups.min⁻¹

La Figure IV.17 permet de découper la phase de retour en 3 zones en fonction du signe du couple Cz. La première zone est marquée par un couple $Cz > 0$, la deuxième par $Cz < 0$ et la troisième par $Cz > 0$. L'action de la cuisse sur la jambe tend donc successivement à étendre le genou, à fléchir le genou puis à nouveau à l'étendre. Pour ces 3 zones, l'angle du genou θ_g est respectivement constant, décroissant et constant. L'action de la cuisse sur la jambe est donc résistante, motrice puis à nouveau résistante. En début de retour, le rameur ramène son tronc et ses membres supérieurs vers l'avant, la technique impose de garder les membres inférieurs tendus, ce que le rameur fait. Puis, le rameur fléchit les genoux pour ramener l'ensemble de son corps vers l'avant. Enfin, la flexion maximale atteinte, le rameur résiste aux effets inertiels du haut du corps.

Variables	18 coups.min ⁻¹	40 coups.min ⁻¹
VcG 1 (N.m)	24.25	39.65
VcG 2 (N.m)	-15.13	-35.89
VcG 3 (N.m)	31.97	73.43
DcG 1 (%)	20.57	17.02
DcG 2 (%)	90.07	59.57
VaG 1 (°)	-14.79	-12.73
VaG 2 (°)	-131.55	-124.34
DaG 1 (%)	23.40	14.89
DaG 2 (%)	92.90	89.36
PaG (°·s ⁻¹)	-76.12	-243.86

Tableau IV.3-1 : Valeurs caractéristiques pour l'angle et couple de flexion/extension pour le genou gauche

La Figure IV.18 et le Tableau IV.3-1 permettent la comparaison entre les résultats obtenus à 18 coups.min⁻¹ et à 40 coups.min⁻¹. L'ensemble des valeurs caractéristiques subissent des variations. Plus particulièrement, le couple moteur (VcG 2) responsable de la flexion du genou augmente avec la cadence. Cette augmentation provoque une augmentation de la vitesse de flexion du genou (PaG). En effet, PaG passe de -76.12°·s⁻¹ à -243.86°·s⁻¹ avec l'augmentation de cadence. Enfin, la deuxième inversion de signe du couple au niveau du genou (DcG 2) diminue avec l'augmentation de la cadence. DcG 2 passe de 90.07 à 59.57 % avec l'augmentation de la cadence. La flexion volontaire du genou étant plus précoce, il y a une réorganisation gestuelle par rapport aux autres articulations (CRP_{c,g} et CRP_{t,g}) durant le retour.

Conclusion :

Pour le rameur 4, en phase de retour, l'action motrice de la cuisse sur la jambe provoque une flexion volontaire du genou plus rapide à 40 coups.min⁻¹. Ce résultat pourrait expliquer pourquoi le genou récupère plus vite son retard de phase durant la phase de retour lorsque la cadence augmente, et se synchronise ainsi avec les autres articulations.

IV.3.1.2 Au niveau de la charnière L4/L5

La Figure IV.19, la Figure IV.20 et le Tableau IV.3-2 présentent le couple Cz, l'angle du tronc par rapport au plan frontal (θ_t) et l'angle défini entre le bassin et le tronc (θ_L) et leurs valeurs caractéristiques associées (Cf. Chapitre II, §II.3.5) sur la phase de retour aux cadences 18 et 40 coups.min⁻¹ produit par le rameur n°4.

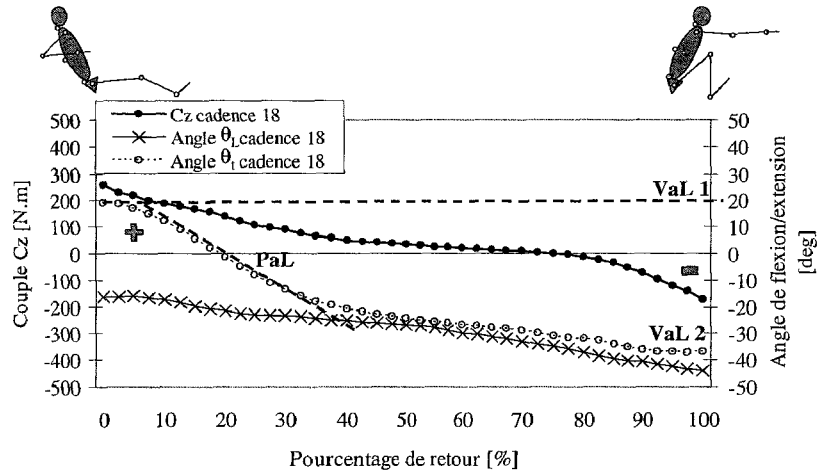


Figure IV.19 : Couple et angle de flexion/extension au niveau de L4/L5 produit par le rameur n°4 à cadence 18 coups.min⁻¹

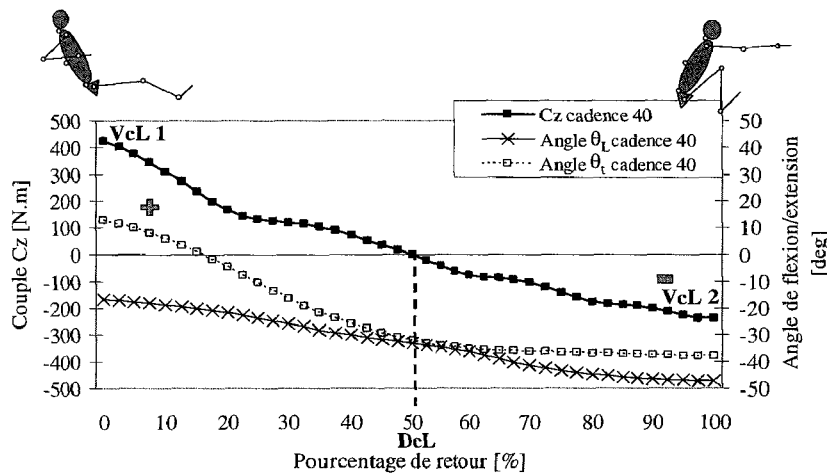


Figure IV.20 : Couple et angle de flexion/extension au niveau de L4/L5 produit par le rameur n°4 à cadence 40 coups.min⁻¹

La Figure IV.19 permet de découper la phase de retour en 2 zones en fonction du signe du couple Cz. La première zone est marquée par un couple Cz > 0, la deuxième par Cz < 0. L'action du tronc sur le bassin tend donc successivement à fléchir le tronc puis à étendre le tronc. Pour ces 2 zones, l'angle θ_t est décroissant (ou l'angle θ_L est croissant). Ceci montre que l'action du tronc sur le bassin est donc concentrique puis excentrique. En début de retour, le rameur ramène son tronc vers l'avant, θ_t diminue et passe par la verticale. Puis, le rameur ralentit progressivement son retour. L'action du tronc devient excentrique, ce qui stabilise le tronc dans une position fléchie quasi-maximale ($\theta_t = -36.95^\circ$) et anticipe sur l'extension à produire lors de la phase de propulsion qui va suivre.

Variables	18 coups.min ⁻¹	40 coups.min ⁻¹
VcL 1 (N.m)	257.09	424.04
VcL 2 (N.m)	-174.51	-237.77
DcL (%)	75.89	51.06
VaL 1 (°)	19.27	12.94
VaL 2 (°)	-36.95	-37.93
PaL 1 (°·s ⁻¹)	-57.89	-132.85

Tableau IV.3-2 : Valeurs caractéristiques pour l'angle et couple de flexion/extension pour la liaison L4/L5

La Figure IV.20 et le Tableau IV.3-2 permettent la comparaison entre les résultats obtenus à 18 coups.min⁻¹ et à 40 coups.min⁻¹. L'ensemble des valeurs caractéristiques subissent des variations lorsque le rameur 4 augmente sa cadence. Plus particulièrement, l'inversion du signe du couple Cz s'opère plus précocément. L'inversion (DcL) passe de 75.89 % à 51.06 % avec l'augmentation de la cadence et ceci pour un angle du tronc approximativement égal (-35°). Ainsi, la flexion du tronc atteint un même état quasi-maximal plus tôt à haute cadence. La bascule du tronc vers l'avant s'est donc opérée plus vite et ce grâce à un couple fléchisseur plus important au départ du retour (VcL 1). VcL 1 passe en effet de 257.09 à 424.04N.m avec l'augmentation de la cadence. Le tronc tend donc à se réorganiser avec les autres articulations sur la phase de retour (CRP_{t,c} et CRP_{t,g}).

Conclusion :

Pour le rameur 4, le couple fléchisseur du tronc est plus important à 40 coups.min⁻¹. La position fléchie maximale du tronc est atteinte plus tôt dans la phase de retour. Ceci expliquerait que le tronc se synchronise avec le coude (CRP_{t,c}) lorsque ce rameur expert augmente sa cadence.

IV.3.1.3 Au niveau du coude

La Figure IV.21, la Figure IV.22 et le Tableau IV.3-3 présentent respectivement le couple Cz et l'angle de flexion/extension du coude θ_c et leurs valeurs caractéristiques associées (Cf. Chapitre II, §II.3.5) sur la phase de retour aux cadences 18 et 40 coups.min⁻¹ produit par le rameur n°4.

La Figure IV.19 montre que le couple Cz > 0 durant toute la phase de retour à 18 coups.min⁻¹. L'angle θ_c étant décroissant, l'action de l'avant-bras sur le bras est motrice tout au long du retour. Par ailleurs, elle est maximale en début de retour (Cz > 8N.m), ce qui est cohérent avec la technique en aviron qui demande un retour rapide des membres supérieurs vers l'avant en début du retour.

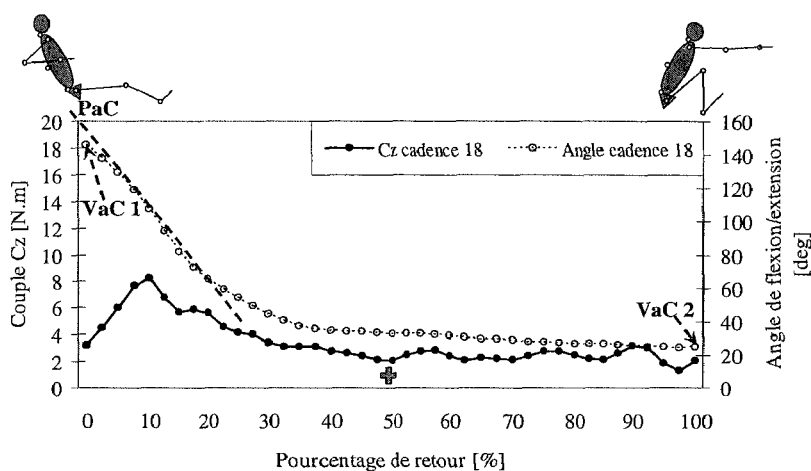


Figure IV.21 : Couple et angle de flexion/extension du coude produit par le rameur n°4 à cadence 18 coups.min⁻¹

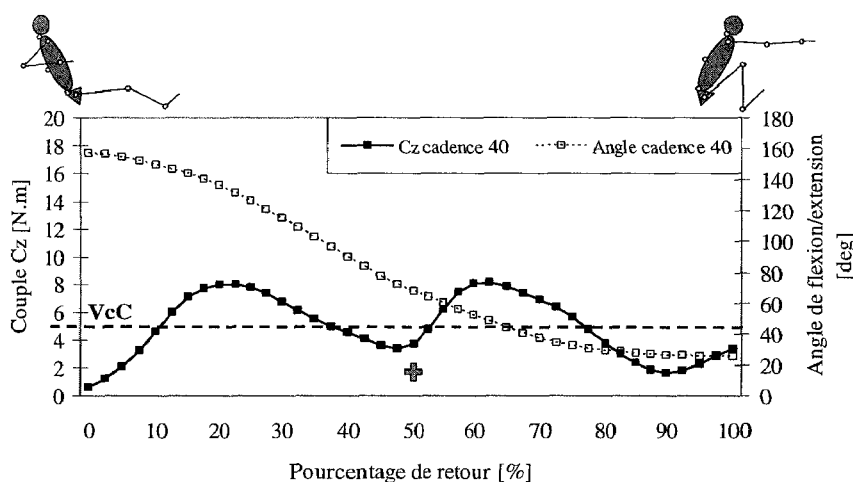


Figure IV.22 : Couple et angle de flexion/extension du coude produit par le rameur n°4 à cadence 40 coups.min⁻¹

Variables	18 coups.min ⁻¹	40 coups.min ⁻¹
VcC (N.m)	3.39	4.97
VaC 1 (°)	145.78	156.66
VaC 2 (°)	24.51	25.27
PaC 1 (°.s ⁻¹)	-142.57	-185.08

Tableau IV.3-3 : Valeurs caractéristiques pour l'angle et couple de flexion/extension pour le coude gauche

La Figure IV.22 et le tableau IV.3-3 permettent la comparaison entre les résultats obtenus à 18 coups.min⁻¹ et à 40 coups.min⁻¹. L'action motrice moyenne (VcC) du coude est relativement identique pour les 2 cadences comparées. Malgré l'augmentation de la cadence, la vitesse d'extension du coude n'augmente que faiblement. Le coude atteint son extension maximale plus tardivement à cadence 40 coups.min⁻¹.

Conclusion :

Pour le rameur 4, l'action motrice moyenne du bras sur l'avant-bras est relativement identique quelque soit la cadence. L'extension maximale du coude n'est pas atteinte plus rapidement à 40 coups.min⁻¹. Le coude n'est donc pas l'articulation sur laquelle agit le rameur n°4 pour synchroniser ses articulations pour augmenter sa cadence.

IV.3.1.4 Conclusion

Le tableau IV.3-4 tire de premières conclusions suite à l'étude des couples et angles de flexions/extensions chez le rameur n°4.

C23	Pour le rameur 4, en phase de retour, l'action motrice de la cuisse sur la jambe provoque une flexion volontaire du genou plus rapide à 40 coups.min ⁻¹ . Ce résultat pourrait expliquer pourquoi le genou récupère plus vite son retard de phase durant la phase de retour lorsque la cadence augmente et se synchronise ainsi avec les autres articulations.
C24	Pour le rameur 4, le couple fléchisseur du tronc est plus important à 40 coups.min ⁻¹ . La position fléchie maximale du tronc est atteinte plus tôt dans la phase de retour. Ceci expliquerait que le tronc se synchronise avec le coude (CRP _{t,c}) lorsque ce rameur expert augmente sa cadence.
C25	Pour le rameur 4, l'action motrice moyenne du bras sur l'avant-bras est relativement identique quelque soit la cadence. L'extension maximale du coude n'est pas atteinte plus rapidement à 40 coups.min ⁻¹ . Le coude n'est donc pas l'articulation sur laquelle agit le rameur n°4 pour synchroniser ses articulations pour augmenter sa cadence.

Par conséquent, à 40 coups.min⁻¹, des couples moteurs plus importants agissent sur le genou et la charnière lombaire, ce qui conduit le rameur à replacer plus précocement ces articulations en position quasi-maximale sur le retour. A contrario, le couple moteur du coude est inchangé avec l'augmentation de la cadence, le rameur ne renvoie pas plus rapidement ses membres supérieurs vers l'avant. Ainsi, ces 3 articulations tendent à se synchroniser à haute cadence, ce qui tend à expliquer les résultats obtenus lors de l'analyse des phases relatives.

L'étude menée sur ce rameur a souligné l'importance des variables VcG 2, DcG 2, VcL 1, DcL et VcC dans nos conclusions. Ces variables sont retenues pour l'étude statistique présentée dans le paragraphe suivant.

IV.3.2 Couples et angles de flexion/extension pour l'ensemble des rameurs experts

Les données recueillies et calculées pour les rameurs n^{os} 1 à 7, 9, 10 et 13 (10 rameurs) ont été exploitées dans cette partie. Les résultats suivants sont obtenus après le traitement statistique présenté au chapitre 2. Chaque variable pertinente repérée dans la partie précédente (VcG 2 et DcG 2, VcL 1 et DcL, et, VcC) est traitée dans cette partie.

IV.3.2.1 Au niveau du genou

La Figure IV.23 présente l'évolution de la valeur du couple moteur fléchisseur VcG 2 pour le genou sur la phase de retour pour l'ensemble des rameurs experts.

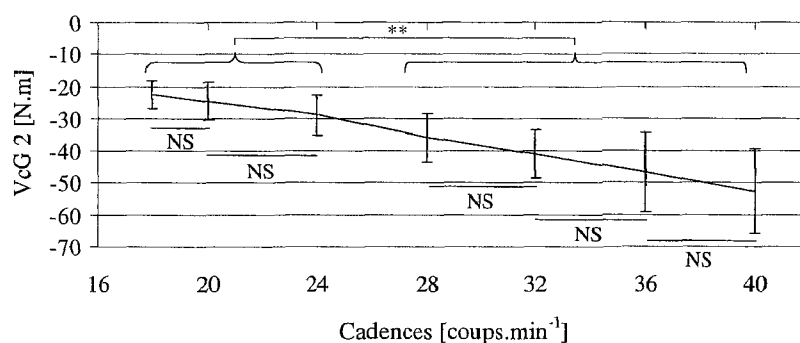


Figure IV.23 : Evolution du couple moteur fléchisseur au niveau du genou (VcG 2) en fonction de la cadence (: P < 0.01) pour l'ensemble des rameurs experts**

Cette figure montre que le couple fléchisseur VcG 2 croît avec l'augmentation de la cadence. VcG 2 passe de -22 à -52 N.m entre les cadences 18 et 40 coups.min⁻¹. Néanmoins, cette évolution n'est pas continue. En effet, des différences significatives n'existent qu'entre les cadences 18 à 24 coups.min⁻¹ et les cadences de 28 à 40 coups.min⁻¹. Une nouvelle césure apparaît à partir de la cadence 28 coups.min⁻¹. Cette césure permet de conclure que le rameur expert modifie l'action motrice de la cuisse sur la jambe à partir de la cadence 28 coups.min⁻¹.

La Figure IV.24 présente l'évolution de la date d'apparition du 2^{ème} changement de signe du couple Cz (DcG 2) pour le genou en fonction de la cadence pour l'ensemble des rameurs experts.

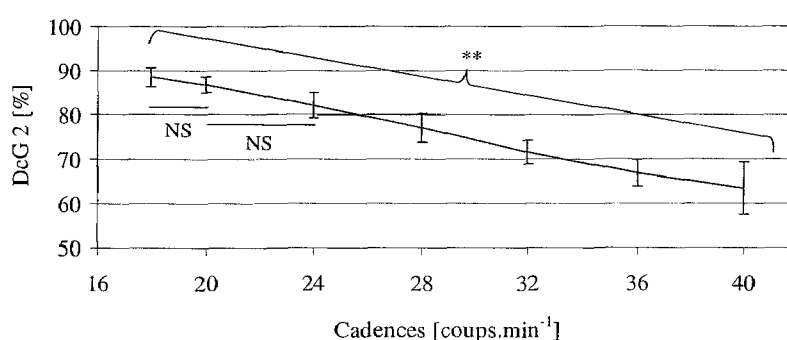


Figure IV.24 : Evolution de la date d'apparition du 2^{ème} changement de signe du couple Cz au niveau du genou (: P < 0.01) pour l'ensemble des rameurs experts**

Cette figure montre que la date de changement d'activité au niveau du genou intervient de plus en plus précocement dans la phase de retour. Ce résultat est significativement diminué d'une cadence à l'autre et confirme ainsi les résultats observés chez le rameur n°4. Les rameurs experts modifient l'activité de leur genou au fur et à mesure qu'ils augmentent leur

cadence. Cette modification peut expliquer l'adaptation de la coordination gestuelle repérée chez le rameur 4 précédemment.

Conclusion :

L'action motrice de la cuisse sur la jambe sur la phase de retour permet une flexion volontaire du genou plus rapide tout au long de l'augmentation de la cadence. Ce résultat explique pourquoi le genou récupère plus vite son retard de phase durant la phase de retour lorsque la cadence augmente et se synchronise avec les autres articulations, en particulier avec le coude. La cadence de 28 coups.min⁻¹ est la cadence transitoire au niveau du couple fléchisseur du genou sur la phase de retour.

IV.3.2.2 Au niveau de la charnière L4/L5

La Figure IV.25 présente l'évolution de la valeur du couple fléchisseur VcL1 au niveau de la charnière L4/L5 sur la phase de retour pour l'ensemble des rameurs experts.

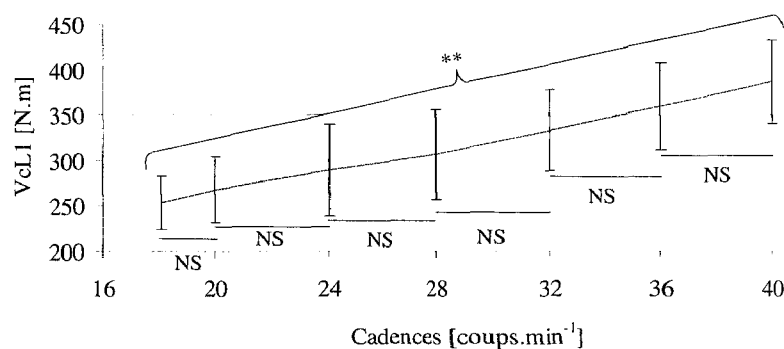


Figure IV.25 : Evolution du couple moteur fléchisseur au niveau de la charnière lombaire L4/L5 (VcL 1) en fonction de la cadence (: P < 0.01) pour l'ensemble des rameurs experts**

Cette figure montre que le couple fléchisseur que produit le tronc sur le bassin s'intensifie au tout début du retour avec l'augmentation de la cadence. VcL1 passe de 255 à 380 N.m entre les cadences 18 et 40 coups.min⁻¹. Des différences significatives apparaissent entre toutes les cadences exceptées lorsque les cadences sont consécutives (e.g. 18 vs 20 coups.min⁻¹ ou 32 vs 36 coups.min⁻¹). Cette intensification du couple n'est pas continue pour tous les rameurs mais est liée à l'augmentation de la cadence.

La Figure IV.26 présente l'évolution de la date de changement d'activité au niveau de la charnière L4/L5 (DcL) en fonction de la cadence pour l'ensemble de la population experte.

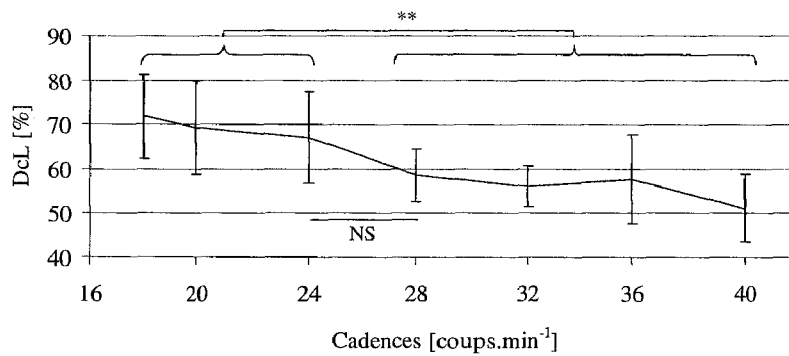


Figure IV.26 : Evolution de la date d'apparition du changement de signe du couple Cz au niveau de la charnière lombaire L4/L5 (: $P < 0.01$) pour l'ensemble des rameurs experts**

Cette figure montre que la date de changement d'activité au niveau de la charnière L4/L5 intervient de plus en plus précocement dans la phase de retour. Ce changement de date est significatif entre les cadences 18 à 24 coups.min⁻¹ et les cadences 28 à 40 coups.min⁻¹. La date de changement de signe du couple est significativement plus précoce dès que le rameur expert maintient une cadence d'au moins 28 coups.min⁻¹. La cadence 28 est à nouveau une cadence transitoire dans le changement d'activité au niveau de la charnière lombaire lors du retour. Cette différence significative avec l'augmentation de la cadence peut expliquer l'adaptation de la coordination gestuelle repérée grâce à la $CRP_{t,c}$. Pour confirmer cette relation au niveau des résultats, il faudrait que l'activité du coude ne soit pas modifiée.

Conclusion :

L'action motrice du tronc sur le bassin sur la phase de retour est modifiée lorsque la cadence augmente. Le rameur expert ramène son tronc dans une position fléchie maximale plus tôt dans la phase de retour. Le couple responsable est de plus en plus intense et un changement de sens, et donc de fonction du couple (de moteur à résistant) apparaît de plus en plus tôt. Ceci expliquerait que le tronc se synchronise avec le coude ($CRP_{t,c}$) lorsque ce rameur expert augmente sa cadence si l'activité du coude n'est pas modifiée.

La cadence de 28 coups.min⁻¹ est la cadence transitoire au niveau de l'évolution des couples produits au niveau de la charnière lombaire L4/L5.

IV.3.2.3 Au niveau du coude

La Figure IV.27 présente l'évolution de la valeur du couple extenseur V_{cC} au niveau du coude sur la phase de retour pour l'ensemble des rameurs experts.

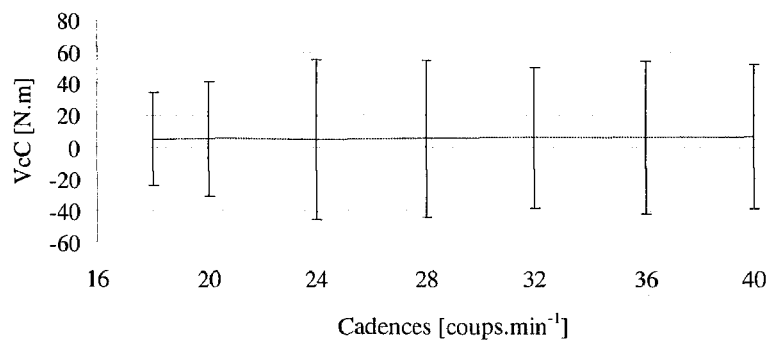


Figure IV.27 : Evolution du couple moteur extenseur au niveau du coude (VcC) en fonction de la cadence pour l'ensemble des rameurs experts

Cette figure montre que le couple exercé par le bras sur l'avant-bras n'est pas modifiée avec l'augmentation de la cadence. Aucune différence significative n'existe entre les cadences pour cette variable VcC. Ce résultat permet de conclure que le coude n'est pas la source du synchronisme constaté dans l'analyse des CRP.

Conclusion :

L'action motrice moyenne du bras sur l'avant-bras est identique quelque soit la cadence. Aucune différence significative n'apparaît. Le coude n'est donc pas l'articulation sur laquelle agit le rameur expert pour synchroniser ses articulations et augmenter ainsi sa cadence.

IV.3.2.4 Conclusion

Le Tableau IV.3-4 tire les conclusions suite à l'étude statistique des couples fléchisseurs du genou et du tronc et des couples extenseurs du coude chez la population de rameur expert testée.

C26	L'action motrice de la cuisse sur la jambe sur la phase de retour permet une flexion volontaire du genou plus rapide tout au long de l'augmentation de la cadence. Ce résultat explique pourquoi le genou récupère plus vite son retard de phase durant la phase de retour lorsque la cadence augmente et se synchronise avec les autres articulations, en particulier avec le coude. La cadence de 28 coups.min ⁻¹ est la cadence transitoire au niveau du couple fléchisseur du genou sur la phase de retour.
C27	L'action motrice du tronc sur le bassin sur la phase de retour est modifiée lorsque la cadence augmente. Le rameur expert ramène son tronc dans une position fléchie maximale plus tôt dans la phase de retour. Le couple responsable est de plus en plus intense et un changement de sens, et donc de fonction du couple (de moteur à résistant) apparaît de plus en plus tôt. Ceci expliquerait que le tronc se synchronise avec le coude (CRP _{1,c}) lorsque ce rameur expert augmente sa cadence si l'activité du coude n'est pas modifiée. La cadence de 28 coups.min ⁻¹ est la cadence transitoire au niveau de l'évolution des couples produits au niveau de la charnière lombaire L4/L5.
C28	L'action motrice moyenne du coude est identique quelque soit la cadence. Aucune différence significative n'apparaît. Le coude n'est donc pas l'articulation sur laquelle le rameur expert s'adapte pour synchroniser ses articulations et augmenter ainsi sa cadence.

Tableau IV.3-4 : Conclusions issues de l'analyse statistique des couples inter-segmentaires étudiés

L'analyse statistique des couples fléchisseurs pour les articulations du genou gauche, de la charnière L4/L5 et du coude gauche a permis d'expliquer le synchronisme du rameur lorsqu'il augmente sa cadence.

IV.4 CONCLUSION DE CHAPITRE

L'analyse des paramètres spatio-temporels globaux a montré que le rameur expert respecte systématiquement la consigne en cadence. De plus, lorsque la cadence augmente, le rameur diminue les durées de propulsion et de retour. Néanmoins, cette diminution est variable selon la phase. En effet, le rythme passe de 1:2 à 1:1 lorsque le rameur passe de 18 à 40 coups.min⁻¹, avec une variation notable à 36 coups.min⁻¹. Le rameur expert diminue donc principalement la durée de retour pour augmenter sa cadence.

L'analyse de la trajectoire de la poignée a montré que le rameur expert augmente la vitesse de sa poignée pendant la propulsion et surtout pendant le retour. En effet, durant le retour, entre les cadences 18 et 40 coups.min⁻¹, la poignée triple sa vitesse maximale, ce qui explique en partie le changement de rythme constaté précédemment. Par ailleurs, le rameur expert diminue l'amplitude antéropostérieure de la trajectoire de la poignée à partir de la cadence 36 coups.min⁻¹ et diminue l'amplitude verticale essentiellement sur la phase de retour à partir de la cadence 32 coups.min⁻¹. Ainsi, le trajet que la poignée est diminué ce qui favorise l'augmentation de la cadence puisque le parcours que la poignée réalise est plus faible. Par conséquent, pour augmenter sa cadence, le rameur expert augmente la vitesse de sa poignée et tend à diminuer le trajet de sa poignée en « raccourcissant son geste », bien que ceci aille à l'encontre des recommandations des entraîneurs internationaux (Nolte, 1991, 2005).

L'analyse des phases relatives continues entre le coude, le genou et le tronc a montré que les 3 articulations considérées se synchronisent de plus en plus au fur et à mesure que le rameur augmente sa cadence, et ce, dès la cadence de 20 coups.min⁻¹. Le rameur expert modifie l'organisation de son geste principalement durant la phase de retour. Pour cela, le rameur ramène de manière de plus en plus groupée son coude, son tronc et son genou. Ce résultat tend à expliquer la diminution de l'amplitude verticale de la trajectoire de la poignée durant cette phase gestuelle.

Enfin, l'analyse des couples fléchisseurs et extenseurs permet de conclure sur 3 résultats principaux. L'action motrice de la cuisse sur la jambe pendant le retour permet une flexion concentrique volontaire du genou plus rapide au fur et à mesure que la cadence est augmentée. Ce résultat explique pourquoi le genou récupère plus vite son retard de phase durant la phase de retour lorsque la cadence augmente et se synchronise avec les autres articulations (en particulier avec le coude), en particulier à partir de la cadence 28 coups.min⁻¹. De plus, l'action motrice du tronc sur le bassin lors de la phase de retour est modifiée au fur et à mesure que la cadence augmente. Le rameur expert ramène son tronc dans une position fléchie maximale plus tôt dans la phase de retour grâce à un couple de plus en plus intense et un changement d'activité de plus en plus tôt. Ceci tend à expliquer pourquoi le tronc se synchronise avec le coude lorsque le rameur expert augmente sa cadence. En effet, aucune différence significative n'apparaît pour le coude. Le coude n'est donc pas l'articulation sur laquelle agit le rameur expert pour synchroniser ses articulations et augmenter sa cadence mais bien sur ses genoux et son tronc.

Les résultats globaux, cinématiques et dynamiques obtenus dans ce chapitre ont montré que le rameur expert modifie son geste (le genou et le tronc principalement) pour augmenter sa cadence. Le chapitre suivant revient et discute ces résultats.

CHAPITRE V

DES RESULTATS AUX PERSPECTIVES DE

RECHERCHES

CHAPITRE V : DES RESULTATS AUX PERSPECTIVES DE RECHERCHES

Ce chapitre réalise dans une première partie une synthèse des résultats, les discute et conclut sur le bienfait ou non de l'entraînement à haute cadence. Dans une deuxième partie, des perspectives sont proposées à plus ou moins long terme.

V.1 SYNTHÈSE DES RESULTATS ET DISCUSSION

Cette première partie rappelle et discute les résultats obtenus au chapitre précédent, à savoir les paramètres spatio-temporels, les paramètres cinématiques, puis les paramètres dynamiques.

V.1.1 Les paramètres spatio-temporels tirés de la trajectoire de la poignée

V.1.1.1 Les paramètres temporels globaux

Résumé des résultats

- Les rameurs experts diminuent significativement leurs durées de propulsion et de retour lorsqu'ils augmentent leur cadence, ils diminuent davantage la durée de retour que de propulsion.
- Les rameurs modifient leur rythme. Il passe de 1:2 à 1:1 entre les cadences 18 et 40 coups.min⁻¹. La modification est linéaire jusqu'à 32 coups.min⁻¹. Au-delà, la modification est toujours linéaire mais de pente différente.

Discussions

→ La durée de propulsion a souvent été considérée constante égale à 1 seconde quelque soit la cadence maintenue entre 18 et 33 coups.min⁻¹ (Dawson et al., 1998), et ce sur bateau ou sur ergomètre concept2®. Nos résultats ont montré une diminution significative de la durée de propulsion entre toutes les cadences, comme l'avait déjà montré (Kleshnev, 2003) sur bateau et sur ergomètre.

→ La durée de retour diminue significativement au fur et à mesure que la cadence augmente, de manière plus importante que la durée de propulsion, ce qui confirme les résultats de Dawson et al. (1998), aussi bien sur ergomètre que sur bateau, et ceux de Kleshnev (2003) sur bateau.

→ Le rythme est modifié au fur et à mesure que le rameur expert augmente sa cadence. Ce résultat sur ergomètre est comparable à ceux obtenus par Kleshnev (2003) sur bateau. Nous avons cependant pu constater sur ergomètre une inflexion dans l'évolution du rythme lorsque la cadence atteint 32 coups.min⁻¹. Les rameurs experts sur ergomètre modifient la part occupée par la propulsion et le retour dès 32 coups.min⁻¹, alors que sur bateau ils ne le font qu'en quatre de couple sans barreur (Kleshnev, 2003).

V.1.1.2 Les paramètres spatio-temporels de la trajectoire de la poignée

Résumé des résultats pour la propulsion

- Le rameur expert augmente la vitesse linéaire de sa poignée dès qu'il augmente sa cadence et ce sans modifier le pattern de vitesse.
- Le rameur expert diminue l'amplitude verticale de la trajectoire de sa poignée pour diminuer la distance que celle-ci a à parcourir et ce dès qu'il cherche à produire une cadence de 32 coups.min⁻¹ ou plus.
- Le rameur expert déforme la trajectoire de sa poignée dès qu'il cherche à produire une cadence d'au moins 36 coups.min⁻¹.
- Le rameur diminue l'amplitude antéropostérieure de la trajectoire de sa poignée dès qu'il cherche à produire une cadence de 36 coups.min⁻¹ ou plus.

Résumé des résultats pour le retour

- Le rameur expert augmente la vitesse linéaire de sa poignée dès qu'il augmente sa cadence et ce en modifiant le pattern de vitesse.
- Le rameur expert diminue l'amplitude verticale de la trajectoire de sa poignée pour diminuer la distance que celle-ci a à parcourir et ce dès qu'il cherche à produire une cadence de 28 coups.min⁻¹ ou plus.
- Le rameur expert déforme la trajectoire de sa poignée dès qu'il cherche à produire une cadence d'au moins 32 coups.min⁻¹.
- Le rameur expert diminue l'amplitude antéropostérieure de la trajectoire de sa poignée dès qu'il cherche à produire une cadence d'au moins 36 coups.min⁻¹.

Discussions

→ La vitesse linéaire de la poignée augmente systématiquement avec la cadence aussi bien sur la phase de propulsion que sur la phase de retour sur ergomètre. Ce résultat est cohérent par rapport à la littérature (Soper & Hume, 2004). Sur la phase de propulsion, le pattern de vitesse

reste stable quelque soit la cadence sur ergomètre, le rameur expert semble maintenir les 3 phases d'accélération de sa poignée à des dates semblables quelque soit la cadence maintenue. Alors que sur la phase de retour, le pattern de vitesse est modifié. Le rameur expert donne une vitesse maximale à sa poignée de plus en plus tardivement dans la phase de retour au fur et à mesure qu'il augmente sa cadence. Son geste doit être adapté pour modifier ainsi la vitesse de l'effecteur, mais aucune comparaison n'est possible sur bateau car aucune référence ne fait état de tels résultats.

→ L'amplitude antéropostérieure de la trajectoire de la poignée, « la longueur du coup », diminue avec l'augmentation de la cadence à partir de 36 coups.min⁻¹. Cette cadence constitue une transition à laquelle des modifications s'opèrent dans le geste du rameur pour que l'amplitude antéropostérieure de la trajectoire diminue. Pour augmenter sa cadence, le rameur expert diminue donc le trajet antéropostérieur de sa poignée lors du cycle à partir de 36 coups.min⁻¹. Ce résultat va à l'encontre des recommandations des entraîneurs de plus haut niveau (Nolte, 1991 ; Redgrave, 2005) mais correspond à des résultats obtenus sur une population experte sur bateau (Kleshnev, 2003) qui montre que l'amplitude du coup diminue avec la cadence, en particulier à partir de 24 coups.min⁻¹. Cependant, Kleshnev (2003) met également en évidence que les deux sans barreur « expert » ont une longueur de coups de 10 à 15 cm de plus qu'un deux sans barreur « non-expert ».

→ Le trajet de la poignée de l'ergomètre est de plus en plus direct et donc plus court au fur et à mesure que le rameur augmente sa cadence. Cette diminution d'amplitude verticale est significative à partir de la cadence 32 coups.min⁻¹ par rapport à l'amplitude verticale produite lors du maintien des cadences 18 et 20 coups.min⁻¹. Pour augmenter sa cadence à 32 coups.min⁻¹ et au-delà, le rameur expert diminue donc l'amplitude verticale de la trajectoire de la poignée sur ergomètre et ce principalement sur la phase de retour. En effet, un écart de distance moyenne entre les courbes apparaît à partir de 32 coups.min⁻¹ sur la phase de retour. Ceci correspond à la diminution de temps qui est plus importante sur le retour que sur la propulsion. Cet indicateur ne faisant pas parti des variables quantifiées et reportées par Burnett et al. (2000, 2004), nos résultats ne peuvent pas être comparés avec ce qui se fait en bateau. De plus, sur la phase de retour, la trajectoire de la poignée est déformée lorsque le rameur produit cette cadence d'au moins 32 coups.min⁻¹. En effet, non seulement l'amplitude sur la phase de retour diminue mais la trajectoire tend également à perdre sa forme hyperbolique et tend à avoir une forme de plus en plus rectiligne. Ceci correspond d'ailleurs aux attentes des entraîneurs de haut niveau (Nolte, 1991 ; 2008 ; Dal Monte, 1989).

→ Le rameur expert déforme sa trajectoire sur la phase de retour dès lors que la cadence atteint et passe les 32 coups.min⁻¹ sur ergomètre. La trajectoire est également déformée sur la phase de propulsion dès lors que la cadence atteint et passe les 36 coups.min⁻¹. Ces déformations indiquent une altération dans la trajectoire qui est néfaste pour la performance étant donné qu'une trajectoire « idéale » a une forme bien définie (Dal Monte, 1989) et doit être maintenue quelque soit la cadence (Nolte, 1991).

V.1.2 Les phases relatives continues

Lorsque le rameur augmente sa cadence sur ergomètre, les résultats concernant les phases relatives continues (CRP) indiquent que sur la propulsion, seul le pic de la $CRP_{t,c}$ augmente très sensiblement mais significativement à partir de 36 coups.min⁻¹. Ceci ne signifie pas que la coordination soit complètement bouleversée lorsque la cadence passe à 36 coups.min⁻¹ mais indique simplement que le tronc prend davantage d'avance par rapport au coude sur le début de propulsion. Parallèlement aux styles proposés par Dal Monte (1989), nos résultats semblent indiquer que la coordination serait proche du style DDR, mais avec l'augmentation de la cadence celui-ci tendrait légèrement vers le style Adams (Cf §I.3.3.3).

Dans la phase de retour, l'étude des pics des 3 CRP montre que pour augmenter sa cadence le rameur expert modifie l'organisation de son geste. Le rameur expert réalise le retour sur l'avant en groupant l'action de son coude, de son tronc et de son genou. Les 3 pics des CRP sont modifiés au fur et à mesure que la cadence augmente. Le rameur expert adopte donc une autre coordination, sur la phase de retour aux cadences élevées, comparée à la coordination adoptée à des cadences plus basses. Ce résultat va à l'encontre des recommandations des entraîneurs de haut niveau. En effet, pour acquérir un et un seul mouvement il faut réaliser un grand nombre de répétition (Smith & Spinks, 1995) et celui appris en entraînement devrait donc être reproduit aux cadences de course, ce qui n'est pas le cas sur ergomètre.

Les plus grandes modifications cinématiques s'opèrent sur la phase de retour ce qui a orienté l'étude des couples fléchisseurs/extenseur sur la phase de retour.

V.1.3 Les couples inter-segmentaires

Résumé des résultats

Le couple fléchisseur moteur de la cuisse sur la jambe sur la phase de retour permet une flexion volontaire du genou plus rapide au fur et à mesure que la cadence augmente. Ce résultat explique pourquoi le genou récupère plus vite son retard de phase durant la phase de retour lorsque la cadence augmente et se synchronise avec les autres articulations, en particulier avec le coude. Cette augmentation du couple peut être également due à un retour plus rapide de l'ensemble du corps sur l'avant et donc de son centre de gravité. En effet, sur ergomètre fixe le rameur déplace 70 kg (son propre poids) par rapport au cale-pieds et, sur ergomètre mobile (type Rowperfect®), il n'en déplace que 17,5 kg (Mahony, Donne, & O'Brien, 1999) étant donné que le cale-pieds est mobile. Ceci explique que sur ergomètre fixe nos valeurs sont similaires à celles déterminées par (Colloud, 2003). Colloud (2003) indique parallèlement un couple au niveau lombaire 4 fois moins important sur le retour lors de la pratique sur ergomètre à cale-pieds mobiles. Sur bateau, ce résultat pourrait être transféré étant donné qu'en bateau c'est également le cale-pieds qui se déplace avec la coque par rapport à l'eau pendant la phase de retour.

Le couple fléchisseur du tronc sur le bassin sur la phase de retour s'intensifie lorsque la cadence augmente. Le rameur expert ramène son tronc dans une position fléchie maximale plus tôt dans la phase de retour. Le couple responsable est de plus en plus intense au fur et à mesure que la cadence augmente. De plus, un changement de sens, et donc de fonction du couple (de moteur à résistant), apparaît de plus en plus précocement sur le retour. Ceci expliquerait que le tronc se synchronise avec le coude ($CRP_{t,c}$) lorsque le rameur expert augmente sa cadence si l'activité du coude n'est pas modifiée. Les couples fléchisseurs du genou et de la charnière L4/L5 augmente tous les deux avec la cadence ce qui implique que ces deux articulations ont une synergie* semblable. Cette synergie explique que la $CRP_{t,g}$ est moins modifiée que les autres CRP sur la phase de retour.

Le couple extenseur moyen du bras sur l'avant-bras n'est pas modifié avec l'augmentation de la cadence. Aucune différence significative n'apparaît. Le coude n'est donc pas l'articulation sur laquelle agit le rameur expert pour synchroniser ses articulations et augmenter ainsi sa cadence. Le couple du coude ne suit pas la même évolution que les deux autres articulations étudiées. Ceci peut signifier que le remplacement des bras se fait toujours de manière à optimiser l'utilisation de la conservation du moment cinétique en début de retour. Ce résultat peut également signifier que le coude n'a pas besoin de couple extenseur car profite de la force inertielle provenant de la flexion du tronc et du genou plus rapide.

V.2 SYNTHÈSE DES CONCLUSIONS

La Figure V.1 synthétise l'ensemble des conclusions précédentes en s'inspirant de la hiérarchisation proposée par Dal Monte (1989). Pour aider à la lecture de cette hiérarchisation, deux points sont pris en exemple. Pour (1), la diminution de l'amplitude antéropostérieure de la trajectoire de la poignée avec l'augmentation de la cadence participe à expliquer la diminution de la durée de retour. En effet, moins la poignée à de distance à parcourir pour une vitesse donnée, moins de temps elle va prendre pour réaliser ce trajet. Pour (2), l'augmentation des couples fléchisseurs au niveau de L4/L5 et des genoux lorsque la cadence augmente participe à expliquer la modification des CRP et tend à expliquer le synchronisme des actions des genoux et du tronc lorsque la cadence augmente.

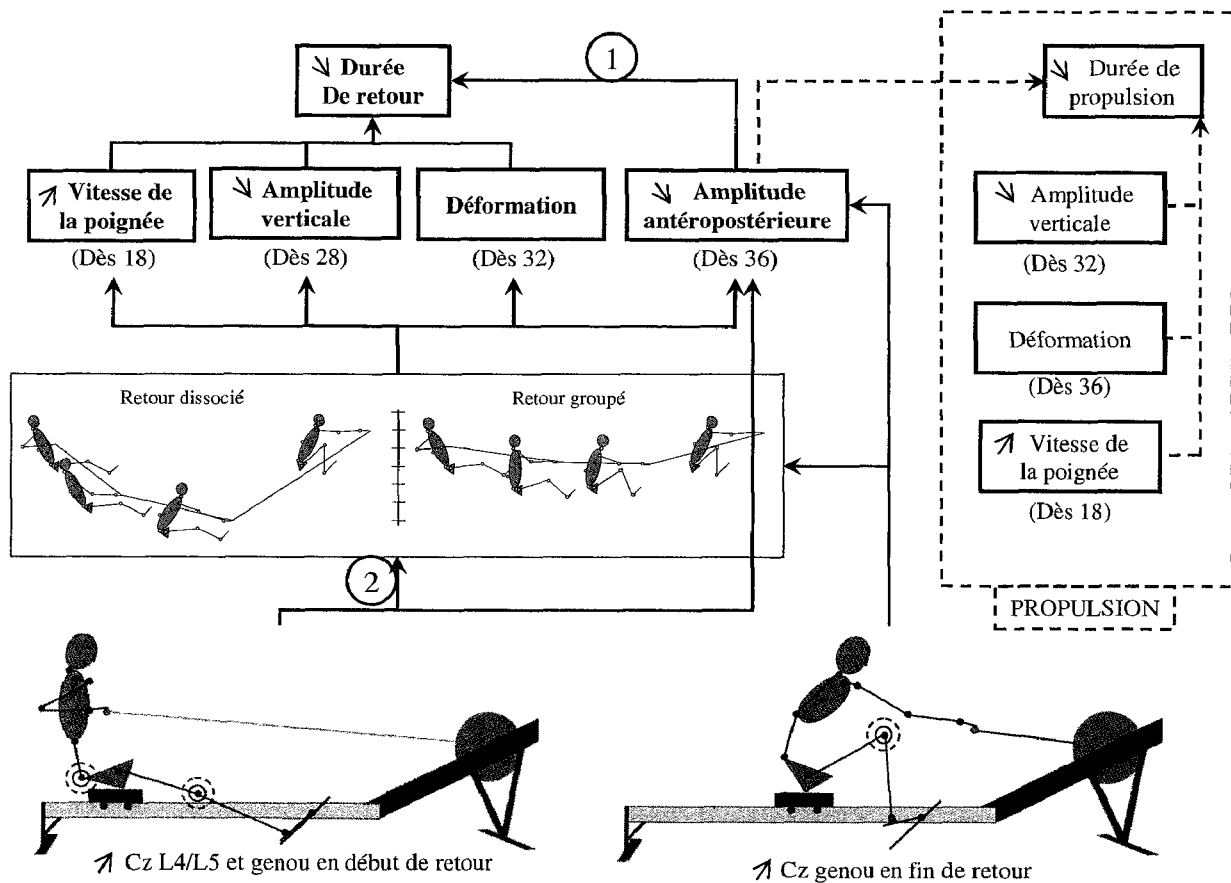


Figure V.1 : Synthèse des résultats de la thèse. Les flèches représentent « participe à expliquer ». Les résultats concernant la phase de propulsion sont en pointillés et les résultats concernant la phase de retour sont en gras et traits pleins

Le Tableau V.2-1 synthétise la réponse à notre questionnement en concluant sur chaque indicateur envisagé.

En conclusion, les entraînements à hautes cadences sur ergomètre, en l'état actuel, sont plutôt néfastes pour l'amélioration ou le maintien de la performance sur bateau.

Conclusion :	Ce qui est ...	
	Bénéfique pour la performance parce que...	Néfaste pour la performance parce que...
Sur ergomètre, à hautes cadences le rameur expert...	Bénéfique pour la performance parce que...	Néfaste pour la performance parce que...
Diminue la durée de propulsion	Est nécessaire pour augmenter la cadence	
Diminue la durée de retour (davantage que pour la durée de propulsion)	Est nécessaire à l'augmentation de la cadence	
Modifie le rythme	Est nécessaire à l'augmentation de la cadence	
Augmente la vitesse de sa poignée	Permet au rameur de déplacer plus rapidement son bateau	
Diminue à partir de 36 cpm l'amplitude antéropostérieure de sa trajectoire de poignée	Sur bateau, cette amplitude diminue dès la cadence 24 cpm donc à une cadence plus basse.	
Diminue l'amplitude verticale de sa trajectoire de poignée dès que la cadence augmente	Rend plus rectiligne et horizontale la trajectoire et baisse moins la poignée sur le retour.	
Déforme la trajectoire de sa poignée aussi bien sur la propulsion que sur le retour		Le rameur ne reproduit pas la trajectoire développée en entraînement à basses cadences (18-20 cpm)
Ne modifie pas sa coordination gestuelle sur la propulsion	Le rameur expert reproduit le geste acquis lors des entraînements à basses cadences	
Modifie sa coordination gestuelle sur la phase de retour		Le rameur expert ne reproduit pas la technique gestuelle acquise lors des entraînements à basse cadence
Augmente le couple fléchisseur du genou sur le retour		Le rameur expert ne conserve pas une certaine synergie*, une certaine « harmonie » dans l'adaptation des couples moteurs sur le retour
Augmente le couple fléchisseur du tronc sur le retour		
Ne modifie pas le couple extenseur du coude lors du retour		

Tableau V.2-1 : Tableau de synthèse et réponse à notre problématique

V.3 PERSPECTIVES DE RECHERCHE

Nos perspectives de recherche s'appuient sur les conclusions négatives de l'entraînement à hautes cadences pour des rameurs experts sur ergomètre concept2@. Comme les efforts inter-segmentaires sont à la source du geste du rameur et que ceux-ci ne sont pas modifiés « harmonieusement » lors du retour, la coordination du rameur n'est pas la même à cadence 18 coups.min⁻¹ qu'à 40 coups.min⁻¹. De même, comme la coordination n'est pas maintenue, le geste du rameur n'est plus le même, et donc il ne reproduit pas en course ce qu'il apprend à

l'entraînement. Ainsi, la trajectoire s'en trouve déformée, aussi bien lors de la propulsion que lors du retour, et tout ceci est néfaste au regard de la littérature. C'est pourquoi, nous proposons des pistes de recherche visant à combler ces différences.

V.3.1 Analyser les variations gestuelles de la propulsion à l'aide d'autres angles articulaires

V.3.1.1 Idée à développer

L'adaptation du geste explique les modifications de la trajectoire de la poignée sur le retour, mais pas celles sur la propulsion. Les articulations que nous avons considérées jusqu'à maintenant sont donc insuffisantes pour expliquer les variations gestuelles causant les variations au niveau de la trajectoire de poignée. D'autres articulations sont à l'origine de la modification de la trajectoire de la poignée sur la propulsion. La première idée ici est donc de considérer d'autres articulations, comme l'épaule, qui ont des variations significatives au cours du geste du rameur.

V.3.1.2 Etat de l'art

Avant de considérer l'«épaule», il faut en cerner toutes les caractéristiques. L'épaule est un complexe musculaire, tendineux et osseux. Elle se compose de l'articulation sterno-claviculaire, de la clavicule, de l'articulation acromio-claviculaire, de la scapula et de l'articulation gléno-humérale. L'I.S.B. (International Society of Biomechanics) propose de considérer l'épaule comme l'assemblage de tous les éléments anatomiques précédemment cités. Une simplification de l'articulation gléno-humérale en une rotule entre le thorax et l'humérus est généralement réalisée pour l'étude du geste du rameur (Pudlo, 1999 ; Colloud, 2003). Cependant, des compromis dans d'autres études du gestes humains sont apparues (Lempereur et al., 2009; Pradon & Cheze, 2003; Williams, Schmidt, Disselhorst-Klug, & Rau, 2006). Un compromis consiste à définir un segment liant le thorax à l'humérus : la clavicule.

V.3.1.3 Vérification

La clavicule est donc considérée comme un segment supplémentaire dans un modèle géométrique (M5, Figure V.2) reliée au thorax par une rotule et à l'humérus par une rotule. La vérification de l'utilité de considérer ce segment supplémentaire réside à comparer les résultats obtenus entre les deux modèles et la mesure. Pour chaque modèle, les angles mesurés sont utilisés en entrée et comme paramètre, les longueurs segmentaires considérées sont les longueurs segmentaires moyennes mesurées lors des acquisitions. Les résultats permettront alors de comparer les positions simulées de l'effecteur avec les positions mesurées à chaque instant.

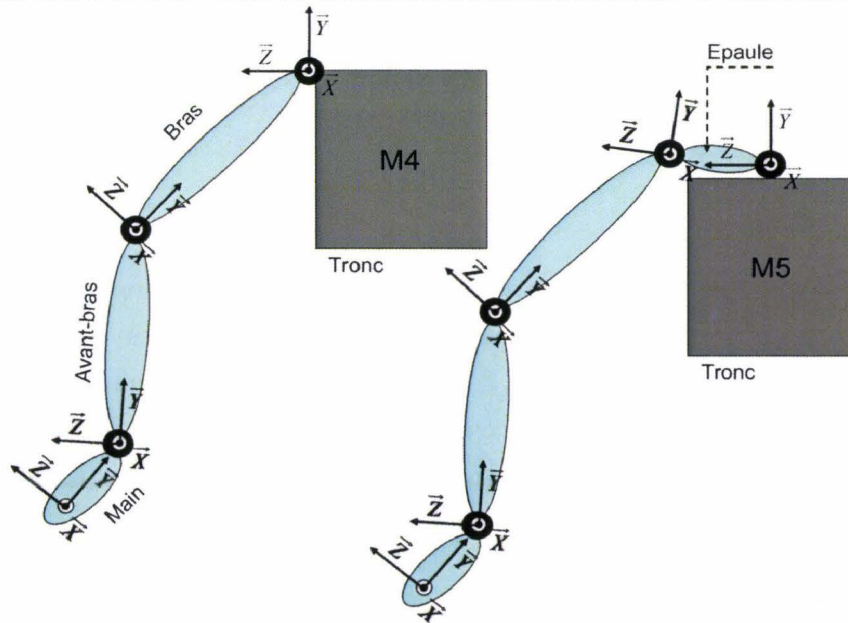


Figure V.2 : Modèles comparés ; M4 modèle classiquement utilisé en aviron (Pudlo, 1999 ; Colloud, 2003) et M5 : Modèle complété par la clavicule (Pradon, 2003)

V.3.1.4 Premiers résultats

Les résultats présentés en Figure V.3 représentent les coordonnées mesurées, celles issues de la simulation via M4 et celles obtenues via M5 et ont fait l'objet d'une communication orale au congrès de la Société de Biomécanique (2007).

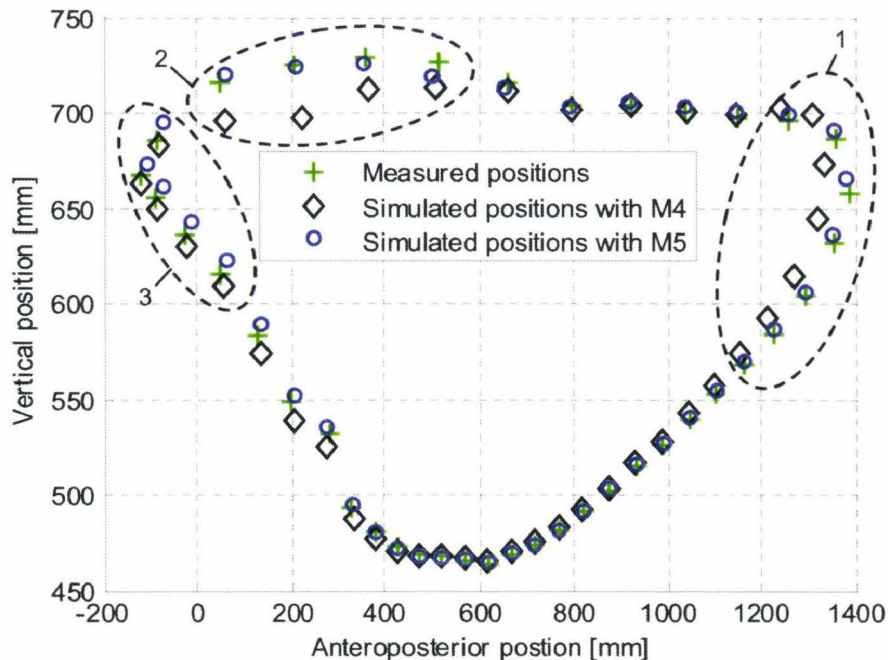


Figure V.3 : Coordonnées de l'effecteur (la poignée de l'ergomètre) mesurées, celles issues de la simulation via M4 et celles obtenues via M5

Les coordonnées simulées à l'aide de M5 sont plus proches de celles simulées à l'aide de M4. Ces résultats montrent que la prise en considération de l'épaule (segment clavicule

supplémentaire) dans le geste du rameur permet de diminuer de plus 50% les erreurs produites. La considération de la clavicule se révèle donc non négligeable pour l'analyse du geste du rameur.

V.3.1.5 L'apport direct

La considération du mouvement de la clavicule pourrait donc fournir une précision accrue dans l'analyse du geste du rameur. En effet, les angles mesurés au niveau de l'articulation gléno-humérale et de l'articulation sterno-claviculaire, plus réalistes, pourraient servir au calcul de phases relatives continues considérant ces articulations. Le complément d'informations que fournirait ces considérations permettraient peut-être de comprendre les modifications que la trajectoire subie lors de la propulsion.

V.3.1.6 Difficultés pressenties

Des difficultés semblent pourtant apparaître en particulier au niveau du repérage de la clavicule tout au long du mouvement enregistré (Lempereur et al., 2009). En effet, Lempereur et al. (2009) établissent qu'une définition du centre articulaire gléno-huméral dans le repère associé au bras semble la plus performante, contrairement à ce que nous avons pu réaliser, c'est-à-dire défini dans le repère clavicule.

V.3.2 Maintenir un geste performant quelque soit la cadence

V.3.2.1 Idée à développer

La seconde idée soulevée est d'aider le rameur à ne pas modifier sa coordination lorsqu'il augmente sa cadence. L'idée est de contraindre la trajectoire de l'effecteur du rameur en espérant qu'il conserve son geste (ce qui serait vérifié par le calcul des phases relatives continues). De plus, il a été fait état que l'entraînement à haute cadence, en l'état actuel, est néfaste pour le maintien de la trajectoire. En effet, sur ergomètre, les informations extéroceptives n'existent plus. Ainsi, sur la phase de retour, le rameur revient le plus vite possible sans se préoccuper de la manière dont il s'y prend puisque son retour n'a aucune influence sur l'ergomètre contrairement au bateau. Pour ce faire, l'idée est de donner un retour visuel renseignant le rameur sur son geste.

V.3.2.2 Etat de l'art

L'apport d'un feedback visuel permet au rameur d'être mieux renseigné sur son geste et donc d'être plus performant (Hawkins, 2000; Macfarlane, Edmond, & Walmsley, 1997; Richard M. Smith & Loschner, 2002). Hawkins (2000) a effectivement mis en évidence qu'un feedback visuel pouvait renseigner le rameur lors de son geste. De plus, un rameur avec une longue pratique semble savoir adapter son geste très rapidement (Baudouin & Hawkins, 2004).

L'intérêt d'apporter un feedback visuel semble donc une opportunité intéressante pour aider le rameur à produire un geste qui corresponde au mieux à ce qu'il « doit » réaliser. En effet, la trajectoire de la poignée est déformée avec l'augmentation de la cadence sur ergomètre ce qui ne répond pas aux indicateurs de performance.

V.3.2.3 Vérification

Pour vérifier que ce procédé est réalisable, nous avons testé un rameur sur ergomètre avec un feedback visuel de sa trajectoire. La figure 4 présente le dispositif mis en place pour tester le rameur et savoir s'il serait capable de faire suivre sa trajectoire à une autre représenté sur un écran.

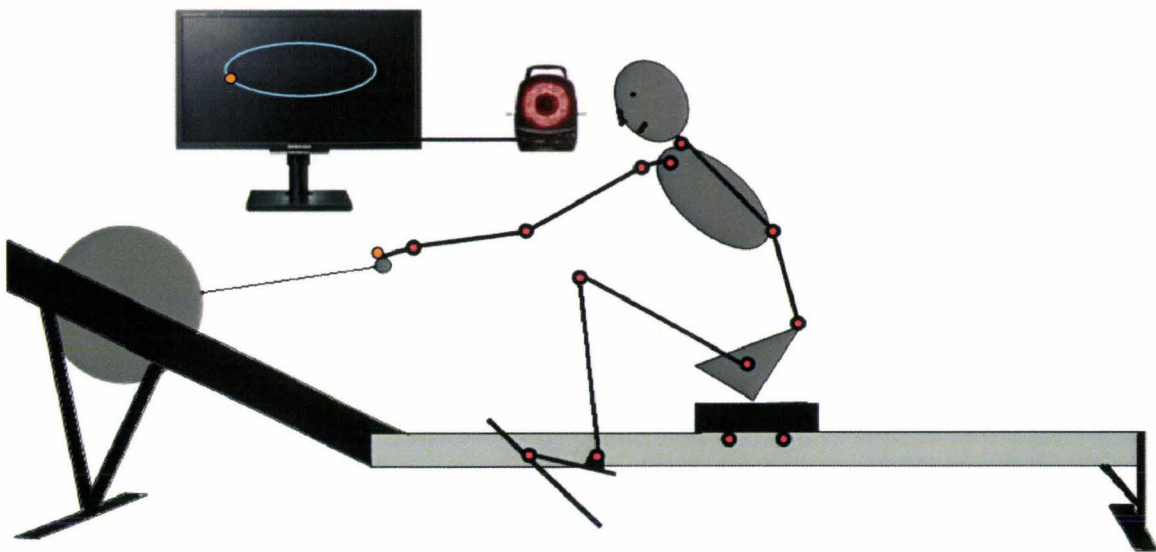


Figure 4 : instrumentation mis en place pour vérifier de la faisabilité de l'expérimentation

Sur l'écran le trait plein représente une trajectoire décalqué à partir d'une acquisition à 20 coups.min⁻¹. Le point sur le tracé est la position du marqueur placé sur la poignée et projeté en temps réel sur l'écran par un raccordement direct entre la caméra et l'écran. La demande faite au rameur est de produire un mouvement à une cadence de 36 coups.min⁻¹.

V.3.2.4 Premiers résultats

A notre demande, le rameur expert a adapté sa trajectoire de poignée à celle présentée à l'écran. Cette instrumentation permet donc de donner un feedback visuel formateur en temps réel car le rameur réussi à suivre la nouvelle consigne qui est de suivre une trajectoire en temps réel à une autre cadence, ici à 36 coups.min⁻¹. La consigne faite est réalisable par un rameur expert lorsqu'on lui demande d'augmenter sa cadence en suivant une trajectoire donnée. Pour vérifier notre hypothèse du maintien du geste lors du suivi de trajectoire, l'étude des phases relatives continues (CRP) doit être effectuée en particulier sur la phase de retour et en associant les CRP déterminée par la perspective précédente.

V.3.2.5 L'apport direct

Si une confirmation de notre hypothèse du maintien gestuel lors du suivi d'une trajectoire était avérée alors ce feedback visuel permettrait au rameur de s'entraîner sur ergomètre à plus hautes cadences sans détériorer sa technique gestuelle. De plus, cet outil serait un complément d'entraînement favorable lors des périodes de non-navigabilités et seraient moins néfastes. Enfin, ce retour visuel pourrait permettre le développement d'exercices ou de jeux favorables à la pratique sur ergomètre souvent fastidieuse et lassante.

V.3.2.6 Difficultés pressenties

Une des difficultés ressenties par rapport à cette idée de donner un feedback visuel tout réalisant la capture du geste du rameur dans sa globalité (mesures cinématiques et dynamiques). Ensuite, l'instrumentation de la poignée pour permettre un retour en temps réel suffisant et sa projection sur un écran reste matériellement délicate. Enfin, la trajectoire retenue à faible cadence et reproduit à plus haute cadence peut ne pas être la meilleure car serait encore plus néfaste pour la performance auquel cas la détermination d'une trajectoire serait à entreprendre.

V.3.3 Reproduire sur ergomètre le geste produit en course sur bateau

V.3.3.1 Idée à développer

L'idée soulevée concerne réellement une mise en correspondance entre le geste que produit le rameur sur bateau et le geste qu'il produit sur ergomètre. Il s'agit de mesurer les adaptations que réalise réellement le rameur expert sur bateau. En effet, aucune étude à notre connaissance ne montre actuellement comment le rameur adapte son geste lorsqu'il augmente sa cadence sur bateau. Cette base de données constituée, il serait alors envisageable de perfectionner le feedback lors de la pratique sur ergomètre pour lui permettre ainsi de conserver sa technique lors des périodes de non-navigabilité hivernales.

V.3.3.2 Etat de l'art

A l'heure actuelle, la FFSA possède un bateau « laboratoire » contenant des systèmes de mesures suffisamment précis pour quantifier la dynamique du rameur mais pas de la cinématique du rameur. Le problème réside en réalité à acquérir avec un système suffisamment précis (Vicon, Motion analysis), la cinématique du rameur. (Colloud, Chèze, André, & Bahuaud, 2008) ont mis en évidence des difficultés de capture du mouvement sur une très grande zone de calibration qui amène une erreur importante.

Un algorithme de calibration à chaque instant des images a permis à (Mickaël Begon, Colloud, Fohanno, Bahuaud, & Monnet, 2009), en collaboration avec Floren Colloud, de mesurer avec davantage de précision le déplacement d'un sujet sur une distance de 40m et

atteignent ainsi une précision largement inférieure à 0.5% d'erreur de la plus grande diagonale de mesure (précision du constructeur). Un premier verrou de la difficulté semble donc levé.

(Hawkins, 2000) a mis en évidence un outil de biofeedback en instrumentant les rameurs sur un ergomètre d'électro-goniomètres est calculer ainsi des angles articulaires. Grâce à ces informations, il visualise un modèle 2D évolué en temps réel. Cette mesure permet donc à l'auteur de calculer les angles principaux définissant le geste du rameur sur ergomètre.

V.3.3.3 Proposition

L'instrumentation proposée par Hawkins (2000) associée au bateau laboratoire de la FFSA pourrait fournir les mesures nécessaires pour quantifier les adaptations des rameurs de haut niveau lorsqu'ils augmentent leur cadence sur bateau. Il serait même envisageable de les calculer en temps réel pour informer l'entraîneur à distance et ce de manière quantitative. Ce travail permettrait de quantifier les adaptations gestuelles que le rameur réalise lorsqu'il augmente sa cadence par exemple ou au cours d'un entraînement et de pouvoir les comparer avec ce qu'il fait en course. Ainsi, une nouvelle information pourrait venir seconder, préciser ce que l'œil de l'entraîneur pressent.

V.4 CONCLUSION DE CHAPITRE

Dans ce chapitre, les résultats du chapitre 4 ont été discutés et comparés à la littérature de manière à conclure sur l'effet plutôt néfaste à la performance des entraînements sur ergomètre à hautes cadences. Ensuite, des perspectives ont été définies pour une meilleure pratique sur ergomètre. Dans une intention d'approfondissement des adaptations biomécaniques du geste du rameur expert pour augmenter sa cadence, il est possible de considérer d'autres angles articulaires dans l'analyse des phases relatives continues. De plus, l'instrumentation de l'ergomètre par un feedback visuel semble intéressante et réalisable à très court terme pour mettre en correspondance les adaptations cinématiques du geste du rameur et celui de la trajectoire. Enfin, notre méthodologie pourra encore améliorer les entraînements dès lors que les outils de mesures cinématiques embarqués pourront mettre en évidence les adaptations réalisées sur bateau lors du maintien des cadences de courses. Ainsi, l'application de critères plus précis serait alors possible sur ergomètre grâce à de nouveaux indicateurs de performance plus précis repérés sur bateau.

CONCLUSION GENERALE

L'aviron est une activité complexe, cyclique où les performances sont directement liées à la cadence maintenue lors de la course, entre 32 et 40 coups.min⁻¹. Pourtant, la plupart du temps le rameur expert s'entraîne, sur bateau et sur ergomètre, à des cadences comprises entre 18 et 20 coups.min⁻¹. Ne serait-il pas favorable de s'entraîner aussi à haute cadence sur ergomètre ? Le travail proposé à viser à apporter de premières pistes de réponses à ce questionnement.

Pour cela, une revue de littérature est revenue sur les mouvements de base du geste du rameur. Elle a mis en évidence que ce sport impose de grandes qualités physiques et physiologiques, mais peut également nuire à l'intégrité physique du rameur. La performance est apparue dépendre à la fois de facteurs environnementaux et matériels maîtrisables, mais aussi de facteurs humains. Des indicateurs techniques de la performance ont alors été répertoriés en 2 familles : les indicateurs dis globaux et les indicateurs locaux. Tous 2 peuvent permettre, à leur manière, une évaluation du geste du rameur à hautes cadences.

Trois types de paramètres ont alors été retenus : les paramètres spatio-temporels de la trajectoire de la poignée, la coordination gestuelle et les couples inter-segmentaires. L'approche s'est voulue graduelle, de données externes visibles jusqu'à l'étude de données internes inobservables. Les paramètres spatio-temporels de la trajectoire de la poignée retenues sont : les durées de retour et de propulsion, le rythme, l'amplitude antéropostérieure, l'amplitude verticale et la déformation de la trajectoire face à l'augmentation de la cadence sur ergomètre. La coordination gestuelle du rameur a alors été réalisée par le calcul des phases relatives continues (CRP) impliquant les angles du coude, du genou et du tronc. Ce calcul demande la détermination des plans de phase centrés et réduits de chaque articulation retenue. Puis, la méthode de calcul des couples au niveau du coude, du genou et de L4/L5 est présentée. Elle relève d'un problème de dynamique inverse, qui a retenu l'algorithme de résolution basé sur le formalisme des matrices homogènes de Legnani. (1996)

Deux séries d'expérimentations ont alors été réalisées. Le premier protocole expérimental a permis de réaliser les mesures cinématiques nécessaires aux calculs des paramètres spatio-temporels globaux et les angles articulaires retenus. Le second protocole complète le premier afin de recueillir également les données dynamiques nécessaires au calcul des efforts inter-segmentaires. Dans les deux séries d'expérimentations, la consigne est la même et permet de conditionner chaque rameur pour qu'il produise à la fois les cadences de course (32, 36 et 40 coups.min⁻¹) et les cadences d'entraînement (18, 20, 24 et 28 coups.min⁻¹). Pour chacune de ces séries d'expérimentations, le matériel a été étalonné. Les séries d'expérimentations ont été précédées d'une série de pré-expérimentations permettant l'estimation des centres de rotations fonctionnels des articulations du corps du rameur. Enfin, les valeurs retenues au niveau des données sont traitées pour permettre une analyse statistique. Dès lors, les méthodes peuvent être appliquées

Les résultats montrent que le rameur expert diminue aussi bien les durées de propulsion que de retour mais dans des proportions différentes puisque que le rythme passe de 1:2 à 1:1 lorsque le rameur passe de 18 à 40 coups.min⁻¹. L'analyse de la trajectoire de la poignée a permis de montrer que le rameur expert augmente la vitesse de sa poignée sur la

propulsion comme sur le retour. Le rameur expert diminue l'amplitude antéropostérieure de la trajectoire de la poignée et diminue l'amplitude verticale essentiellement sur la phase de retour. L'analyse des CRP montre que les 3 articulations considérées se synchronisent de plus en plus sur la phase de retour au fur et à mesure que le rameur augmente sa cadence sur ergomètre. Le rameur expert modifie donc l'organisation de son geste principalement durant la phase de retour. Pour cela, le rameur ramène de manière de plus en plus « groupée » son coude, son tronc et son genou. L'analyse des couples fléchisseurs et extenseurs a permis de conclure sur 3 nouveaux résultats. L'action motrice de la cuisse sur la jambe sur la phase de retour permet une flexion volontaire du genou plus rapide au fur et à mesure que la cadence est augmentée. Ce résultat explique pourquoi le genou récupère plus vite son retard durant la phase de retour lorsque la cadence augmente et se synchronise avec les autres articulations en particulier avec le coude. Ensuite, l'action motrice du tronc sur le bassin lors de la phase de retour est modifiée au fur et à mesure que la cadence augmente. Le rameur expert ramène son tronc dans une position fléchie maximale plus tôt dans la phase de retour grâce à un couple de plus en plus intense avec l'augmentation de la cadence. Ceci expliquerait que le tronc se synchronise avec le coude lorsque ce rameur expert augmente sa cadence.

Ces résultats ont permis de conclure que les entraînements sur ergomètre à hautes cadences sont plutôt néfastes à la performance. Des perspectives ont été définies pour une meilleure pratique sur ergomètre. Dans une intention d'approfondissement de l'analyse de la coordination du rameur expert lorsqu'il augmente sa cadence, il serait possible de considérer d'autres angles articulaires dans l'analyse des phases relatives continues. L'instrumentation de l'ergomètre par l'ajout d'un feedback visuel semble intéressante et réalisable à court terme pour essayer de mettre en correspondance les adaptations cinématiques du geste du rameur à une trajectoire. Enfin, grâce à une instrumentation embarquée nous pourrions mettre en évidence les adaptations réalisées sur bateau lors du maintien des cadences de courses. Ainsi, des critères de performance plus précis sur bateau seront définissables et transférables sur ergomètre.

BIBLIOGRAPHIE

- Ackland, T. R. (2009). *Applied anatomy and biomechanics in sport: Human kinetics*.
- Adams, D. C., & Cerney, M. M. (2007). Quantifying biomechanical motion using Procrustes motion analysis. *Journal of Biomechanics*, 40, 437-444.
- Ait El Menceur, M. O. (2009). *Modélisation, Analyse et Simulation du Mouvement d'Entrée dans des Véhicules Automobiles à Géométrie Variable: Application au mouvement d'entrée des personnes âgées et/ou ayant des déficiences motrices*. Université de Valenciennes et du Hainaut Canbrésis, Valenciennes.
- Allard, P., & Blanchi, J. P. (1996). *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*.
- Astrand, P. O., & Rodahl, K. (1986). *Textbook of Work Physiology*. McGraw Hill, Washington DC.
- Baader, A. P., Kazennikov, O., & Wiesendanger, M. (2005). Coordination of bowing and fingering in violin playing. *Cognitive Brain Research*, 23, 436-443.
- Barré, S. (1998). *Etude expérimentale des systèmes de propulsion instationnaire Application aux palettes d'aviron*. Université de Nantes, Nantes.
- Barrett, R. S., & Manning, J. M. (2004). Relationships between rigging set-up, anthropometry, physical capacity, rowing kinematics and rowing performance. *Sports Biomech*, 3(2), 221-235.
- Baudouin, A., & Hawkins, D. (2004). Investigation of biomechanical factors affecting rowing performance. *J Biomech*, 37(7), 969-976.
- Begon, M., Colloud, F., Fohanno, V., Bahuau, P., & Monnet, T. (2009). Computation of the 3D kinematics in a global frame over a 40m-long pathway using a rolling motion analysis system. *Journal of Biomechanics*.
- Begon, M., Monnet, T., & Lacouture, P. (2007). Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait & Posture*, 25(3), 353.
- Billaut, F., Basset, F. A., & Falgairette, G. (2005). Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. *Neuroscience Letters*, 380, 265-269.
- Bird, b., Hills, L., & Hudson, J. L. (1991). *Intersegmental coordination: an exploration of context*. Paper presented at the International Society of Biomechanics in Sports.
- Boland, A. L., & Hosea, T. M. (1991). Rowing and sculling and the older athlete. *Clin Sports Med*, 10(2), 245-256.
- Borg, P. (1994). Aviron: Pathologies du rameur. *Sport Med'*, 66, 6-11.
- Borghese, N. A., Bianchi, L., & Lacquaniti, F. (1996). Kinematic determinants of human locomotion. *Journal of Physiology*, 494(3), 863-879.
- Bourdin, M., Messonnier, L., Hager, J. P., & Lacour, J. R. (2004). Peak power output predicts rowing ergometer performance in elite male rowers. *Int J Sports Med*, 25(5), 368-373.
- Bourdin, M., Messonnier, L., & Lacour, J. R. (2004). Laboratory blood lactate profile is suited to on water training monitoring in highly trained rowers. *J Sports Med Phys Fitness*, 44(4), 337-341.
- Bourgois, J., Claessens, A. L., Janssens, M., Van Renterghem, B., Loos, R., Thomis, M., et al. (2001). Anthropometric characteristics of elite female junior rowers. *J Sports Sci*, 19(3), 195-202.
- Bourgois, J., Claessens, A. L., Vrijens, J., Philippaerts, R., Van Renterghem, B., Thomis, M., et al. (2000). Anthropometric characteristics of elite male junior rowers. *Br J Sports Med*, 34(3).
- Brown, J. M. M., Wickham, J. B., McAndrew, D. J., & Huang, X.-F. (2007). Muscles within muscles: Coordination of 19 muscle segments within three shoulder muscles during isometric motor tasks. *Journal of electromyography and kinesiology*, 17, 57-73.
- Bull, A. M., & McGregor, A. H. (2000). Measuring spinal motion in rowers: the use of an electromagnetic device. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15(10), 772-776.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., & Neal, R. J. (1993). Relative phase quantifies interjoint coordination. *Journal of Biomechanics*, 26(1), 91-94.

- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., Neal, R. J., & Kippers, V. (1995). Self-selected manual lifting technique: functional consequences of the interjoint coordination. *Human Factors*, 37(2), 395-411.
- Burnett, A., Doyle, M., & Elliott, B. (2004). *Continuous registration of the hand-curve in rowing: Differences between scull and sweep rowers*. Paper presented at the XXIInd International Symposium of Biomechanics in Sports., University of Ottawa.
- Burnett, A., Elliott, B., Doyle, M., & Bruce, G. (2000). *Description of a method to continuously register the hand-curve in rowers*. Paper presented at the XVIIIth International Symposium of Biomechanics in Sports., Chinese university of Hong Kong.
- Caldwell, J. S., McNair, P. J., & Williams, M. (2003). The effects of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(8), 704-711.
- Caplan, N., & Gardner, T. (2007). Modeling the Influence of Crew Movement on Boat Velocity Fluctuations during the Rowing Stroke. *International Journal of Sports Science and Engineering*, 1(3), 165-176.
- Caplan, N., & Gardner, T. N. (2005). The influence of stretcher height on the mechanical effectiveness of rowing. *J Appl Biomech*, 21(3), 286-296.
- Celentano, F., Cortili, G., Di Prampero, P. E., & Cerretelli, P. (1974). Mechanical aspects of rowing. *J Appl Physiol*, 36(6), 642-647.
- Colloud, F. (2003). *Modélisation dynamique du rameur lors d'exercices réalisés sur ergomètres d'aviron Implications pour l'entraînement*. Unpublished Thesis, Lyon.
- Colloud, F., Chèze, L., André, N., & Bahuaud, P. (2008). An innovative solution for 3d kinematics measurement for large volumes. *Journal of Biomechanics*, 41(S1), S57.
- Daffertshofer, A., Huys, R., & Beek, P. J. (2004). Dynamical coupling between locomotion and respiration. *Biol Cybern*, 90(3), 157-164.
- Dal Monte, A., & Komor, A. (1989). Rowing and sculling mechanics. *Biomechanics of sport*, 3, 53-119.
- Dawson, G. R., Lockwood, R. J., Wilson, J. D., & Freeman, G. (1998). The Rowing Cycle: Source of Variance and Invariance in Ergometer and On-the-Water Performance. *Journal of Motor Behavior*, 30(1), 33-43.
- Decker, L., Bergea, C., Renousa, S., & Penin, X. (2007). An alternative approach to normalization and evaluation for gait patterns: Procrustes analysis applied to the cyclograms of sprinters and middle-distance runners. *Journal of Biomechanics*, 40, 2078-2087.
- Desgorces, F. D., Chennaoui, M., & Guezennec, C. Y. (2004). Influence des parametres anthropometriques sur la performance en aviron au niveau national. *Science & Sports*, 19(6), 327.
- Di Prampero, P. E., Cortili, G., Celentano, F., & Cerretelli, P. (1971). Physiological aspects of rowing. *J Appl Physiol*, 31(6), 853-857.
- Doriot, N., & Cheze, L. (2001). Analyse tridimensionnelle du membre inferieur durant la phase d'appui de la marche. *ITBM-RBM*, 22(3), 178.
- Doriot, N., & Chèze, L. (2004). A Three-Dimensional Kinematic and Dynamic Study of the Lower Limb During the Stance Phase of Gait Using an Homogeneous Matrix Approach. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 51(1).
- Dudhia, A. (2000). Basic physics of rowing.
- Dumas, R., Chèze, L., & Verriest, J.-P. (2007). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40, 543-553.
- Elliott, B., Lyttle, A., & Birkett, O. (2002). The RowPerfect ergometer: a training aid for on-water single scull rowing. *Sports Biomech*, 1(2), 123-134.
- F.F.S.A. (1999). *formation des cadres de la Fédération Française des Sociétés d'Aviron*. Retrieved from.

- Fukunaga, T., Matsuo, A., Yamamoto, K., & Asami, T. (1986). Mechanical efficiency in rowing. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 55(5), 471-475.
- Gamage, S. S. H. U., & Lasenby, J. (2002). New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1), 87-93.
- Gillet, C. (2004). *Analyse biomécanique de la marche et proposition de classes de marcheurs: application au portage de sacs à dos*. Université de Valenciennes et du hainaut cambrésis, Valenciennes.
- Gouraud, O., Levrat, O., & Imbert, C. (1990). *L' aviron* (Edition Vigot ed.).
- Hagerman, F. C. (1984). Applied physiology of rowing. *Sports Med*, 1(4), 303-326.
- Hamill, J., van Emmerik, R. E. A., Heiderscheit, B. C., & Li, L. (1999). A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*, 14(5), 297-308.
- Hars, M. (2007). *Contribution à l'étude du contrôle de l'équilibre à la poutre lors de la réalisation de mouvements acrobatiques de renversements par des gymnastes expertes*. Université de Valenciennes et du hainaut Cambrésis, Valenciennes.
- Hawkins, D. (2000). A new instrumentation system for training rowers. *J Biomech*, 33(2), 241-245.
- Hawley, J. A., & Noakes, T. D. (1992). Peak power output predicts maximal oxygen uptake and performance time in trained cyclists. *Eur J Appl Physiol*, 65, 79-83.
- Holt, P. J., Bull, A. M., Cashman, P. M., & McGregor, A. H. (2003). Kinematics of spinal motion during prolonged rowing. *Int J Sports Med*, 24(8), 597-602.
- Jeka, J. J., & Kelso, J. A. S. (1995). Manipulating symmetry in the coordination dynamics of human movement. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21, 360-374.
- Kapandji, I. A. (2007). *Anatomie fonctionnelle. Fascicule III: Tête et rachis* (6ème ed.).
- Kleshnev, V. (2001). Stroke rate vs. distance in rowing during the Sydney Olympics. *Australian Rowing*, 25(2), 18-21.
- Kleshnev, V. (2003). Rowing Biomechanics Newsletter, *Rowing Biomechanics Newsletter* (Vol. 3). Belconnen.
- Kleshnev, V. (2005). Rowing Biomechanics Newsletter, *Rowing Biomechanics Newsletter* (Vol. 3). Belconnen.
- Körner, T. (1979). Some basic considerations on rowing style, and tendencies in its international development. *Proceedings of the VIIth FISA Coaches Conferences, Tata*, 1-8.
- Kraemer, W., Patton, J. F., Gordon, S. E., Harman, E. A., Deschenes, M. R., Reynolds, K., et al. (1995). Compatibility of high-intensity strength and endurance training on hormonal and skeletal muscle adaptations. *Journal of Applied Physiology*, 78(3), 976-989.
- Kramer, J. F., Leger, A., Paterson, D. H., & Morrow, A. (1994). Rowing performance and selected descriptive, field, and laboratory variables. *Can J Appl Physiol*, 19(2), 174-184.
- Krasovsky, T., & Levin, M. F. (2009). Toward a Better Understanding of Coordination in Healthy and Poststroke Gait. *Neurorehabil Neural Repair*.
- Kurz, M. J., & Stergiou, N. (2002). Effect of normalization and phase angles calculations on continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, 35, 369-374.
- Laborde, C. (1984). *Approche médico-sportive de la pratique de l' aviron: application à un groupe de rameur bordelais*. Université de Bordeaux II, Bordeaux.
- Lakomy, H. K., & Lakomy, J. (1993). Estimation of maximum oxygen uptake from submaximal exercise on a Concept II rowing ergometer. *J Sports Sci*, 11(3), 227-232.
- Lamb, D. H. (1989). A kinematic comparison of ergometer and on-water rowing. *Am J Sports Med*, 17(3), 367-373.
- Lamoth, C. J. C., Beek, P. J., & Meijer, O. G. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait & Posture*, 16(2), 101-114.
- Latash, M. L., Scholz, J. P., & Schönner, G. (2007). Toward a new theory of motor synergies. *Motor control*, 11, 276-308.

- Legnani, G., Casolo, F., Righettini, P., & Zappa, B. (1996). A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics. Part I: theory. *Mechanisms and machine theory*, 31, 573-587.
- Lempereur, M. (2006). *Simulation du mouvement d'entrée dans un véhicule automobile*. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, Valenciennes.
- Lempereur, M., Leboeuf, F., Brochard, S., Rousset, J., Burdin, V., & Rémy-Néris, O. (2009). In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods: Accuracy and repeatability assessment. *Journal of Biomechanics*.
- Leva, P. d. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230.
- Macfarlane, D. J., Edmond, I. M., & Walmsley, A. (1997). Instrumentation of an ergometer to monitor the reliability of rowing performance. *J Sports Sci*, 15(2), 167-173.
- Mahler, D. A., Nelson, N. N., & Hagerman, F. C. (1984). Mechanical and Physiological evaluation of exercise performance in elite. *Journal of American Medical Association*, 254, 496-499.
- Mahler, D. A., Nelson, W. N., & Hagerman, F. C. (1984). Mechanical and physiological evaluation of exercise performance in elite national rowers. *Jama*, 252(4), 496-499.
- Mahler, D. A., Parker, H. W., & Andresen, D. C. (1985). Physiologic changes in rowing performance associated with training in collegiate women rowers. *Int J Sports Med*, 6(4), 229-233.
- Mahony, N., Donne, B., & O'Brien, M. (1999). A comparison of physiological responses to rowing on friction-loaded and air-braked ergometers. *J Sports Sci*, 17(2), 143-149.
- Martin, T. P., & Bernfield, J. S. (1980). Effect of stroke rate on velocity of a rowing shell. *Med Sci Sports Exerc*, 12(4), 250-256.
- Martindale, W. O., & Robertson, D. G. (1984). Mechanical energy in sculling and in rowing an ergometer. *Can J Appl Sport Sci*, 9(3), 153-163.
- Mcbride, M. E. (1991). *Does the Concept II rowing ergometer accurately simulate the biomechanics of rowing*. Paper presented at the International Society of Biomechanics XIII Congress.
- McGregor, A., Anderton, L., & Gedroyc, W. (2002). The assessment of intersegmental motion and pelvic tilt in elite oarsmen. *Med Sci Sports Exerc*, 34(7), 1143-1149.
- McGregor, A. H., Bull, A. M., & Byng-Maddick, R. (2004). A comparison of rowing technique at different stroke rates: a description of sequencing, force production and kinematics. *Int J Sports Med*, 25(6), 465-470.
- Messonier, L., Bourdin, M., Bret, C., & Lacour, J.-R. (1999). Influence de la catégorie d'âge sur les facteurs de la performance à l'ergomètre aviron chez des rameurs de haut-niveau. *Science & Motricité*, 37, 26-32.
- Messonnier, L., Aranda-Berthouze, S. E., Bourdin, M., Bredel, Y., & Lacour, J. R. (2005). Rowing performance and estimated training load. *Int J Sports Med*, 26(5), 376-382.
- Messonnier, L., Freund, H., Bourdin, M., Belli, A., & Lacour, J. R. (1997). Lactate exchange and removal abilities in rowing performance. *Med Sci Sports Exerc*, 29(3), 396-401.
- Munro, C., & Yanai, T. (2000). *Forces on the lower back during rowing performance in a single scull*. Paper presented at the XVIIIth International Symposium of Biomechanics in Sports.
- Nagano, A., Komura, T., Himeno, R., & Fukashiro, S. (2003). Optimal Digital Cutoff Frequency of Jumping Kinematics Evaluated through Computer Simulation. *Int. J. Sport Health Sci.*, 1(2), 196-201.
- Noakes, T. D., Myburgh, K. H., & Schall, R. (1990). Peak treadmillrunning velocity during the VO₂max test predicts running performance. *Journal of Sports Sciences*, 8, 35-45.
- Nolte, V. (1991). Introduction to the biomechanics of rowing. *FISA coach*, 2, 1-6.
- Nolte, V. (2005). *Rowing Faster* (Nolte Volker ed.). Champaign IL: Human Kinetics Publisher, Inc.

- Nolte, V. (2008). Rowing Biomechanics Newsletter, *Rowing Biomechanics Newsletter* (Vol. 3). Belconnen: Valery Kleshnev.
- Nowicky, A. V., Burdett, R., & Horne, S. (2005). The impact of ergometer design on hip and trunk muscle activity patterns in elite rowers: an electromyographic assessment. *Journal of Sports Science and Medicine*, 4, 18-28.
- Palierne, C. (1994). Quelques aspects médicaux inattendus de l' aviron. *Actualités Sport et Médecine*, 37, 3-6.
- Park, W., Chaffin, D. B., & Martin, B. J. (2002, June 18-20, 2005). *Memory-Based Motion Simulation*. Paper presented at the SAE Digital Human Modeling For Design and Engineering Conference, Munich, Germany.
- Parkin, S., Nowicky, A. V., Rutherford, O. M., & McGregor, A. H. (2001). Do oarsmen have asymmetries in the strength of their back and leg muscles? *J Sports Sci*, 19(7), 521-526.
- Peach, J. P., Pelham, T. W., & Carter, A. G. W. (1995). *An analysis of selected kinematic variables in scull rowing using macon and hatchet oars*. Paper presented at the XIII International Symposium on Biomechanics in Sports.
- Peham, C., Licka, T., Mayr, A., Scheidl, M., & Girtler, D. (1998). Speed dependency of motion pattern consistency. *Journal of Biomechanics*, 31, 769-772.
- Pelham, T. W., Holt, L. E., Burton, K., Carter, A. G. W., & Peach, J. P. (1993). *The effect of oar design on scull boat dynamics*. Paper presented at the XI international symposium on biomechanics in sports, Amherst, Massachusetts.
- Peters, B. T., Haddad, J. M., Heiderscheit, B. C., Van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2003). Limitations in the use and interpretation of continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, 36(2), 271-274.
- Pozzo, T., McIntyre, J., Cheron, G., & Papaxanthis, C. (1998). Hand trajectory formation during whole body reaching movements in man. *Neuroscience Letters*, 240, 159-162.
- Pradon, D., & Cheze, L. (2003). Modele cinématique tridimensionnelle du dos et du membre supérieur pour analyser la technique de propulsion en fauteuil roulant manuel Three dimensional kinematic model of the back and upper limb to analyse propulsive technique in manual wheelchair. *ITBM-RBM*, 24(1), 20.
- Pudlo, P. (1999). *Contribution à l'analyse et à l'optimisation du geste du rameur en aviron*. Unpublished Thesis, UVHC, Valenciennes.
- Redgrave, S. (1995). *Steven Redgrave's Complete Book of Rowing* (2nd ed.).
- Reid, R. A., & Fricker, P. A. (1989). A profile of female rowers' injuries and illnesses at the Australian Institute of Sport. *Excel*, 5(4), 17-20.
- Riechman, S. E., Zoeller, R. F., Balasekaran, G., Goss, F. L., & Robertson, R. J. (2002). Prediction of 2000 m indoor rowing performance using a 30 s sprint and maximal oxygen uptake. *J Sports Sci*, 20(9), 681-687.
- Roberts, C. L., Wilkerson, D. P., & Jones, A. M. (2005). Pulmonary O₂ uptake on-kinetics in rowing and cycle ergometer exercise. *Respir Physiol Neurobiol*, 146(2-3), 247-258.
- Roby-Brami, A., Jacobs, S., Bennis, N., & Levin, M. F. (2003). Hand orientation for grasping and arm joint rotation patterns in healthy subjects and hemiparetic stroke patients. *Brain Research*, 969(1-2), 217.
- Rodriguez, R. J., Rogriguez, R. P., Cook, S. D., & Sandborn, P. M. (1990). Electromyographic analysis of rowing stroke biomechanics. *J Sports Med Phys Fitness*, 30(1), 103-108.
- Russell, A. P., Le Rossignol, P. F., & Sparrow, W. A. (1998). Prediction of elite schoolboy 2000m rowing ergometer performance from metabolic, anthropometric and strength variables. *J Sports Sci*, 16(8), 749-754.
- Sanderson, B., & Martindale, W. (1986). Towards optimizing rowing technique. *Med Sci Sports Exerc*, 18(4), 454-468.
- Schabort, E. J., Hawley, J. A., Hopkins, W. G., & Blum, H. (1999). High reliability of performance of well-trained rowers on a rowing ergometer. *J Sports Sci*, 17(8), 627-632.

- Scholz, J. P. (1993). The effect of load scaling on the coordination of manual squat lifting. *Human Movement Science, 12*(5), 427-459.
- Scholz, J. P., Millford, J. P., & McMillan, A. G. (1995). Neuromuscular coordination of squat lifting, I: Effect of load magnitude. *Physical Therapy, 75*(2), 119-132.
- Scragg, C. A., & Nelson, B. D. (1993). The design of an 8 oared rowing shell. *Marine Technology and Sname News, 30*, 84-99.
- Secher, N. H. (1993). Physiological and biomechanical aspects of rowing. Implications for training. *Sports Med, 15*(1), 24-42.
- Secher, N. H., & Vaage, O. (1983). Rowing performance, a mathematical model based on analysis of body dimensions as exemplified by body weight. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 52*(1), 88-93.
- Shephard, R. J. (1998). Science and medicine of rowing: a review. *Journal of Sports Sciences, 16*, 603-620.
- Smith, R. M., & Loschner, C. (2002). Biomechanics feedback for rowing. *J Sports Sci, 20*(10), 783-791.
- Smith, R. M., & Spinks, W. L. (1995). Discriminant analysis of biomechanical differences between novice, good and elite rowers. *J Sports Sci, 13*(5), 377-385.
- Smith, T. B., Hopkins, W. G., & Taylor, N. A. (1994). Respiratory responses of elite oarsmen, former oarsmen, and highly trained non-rowers during rowing, cycling and running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 69*(1), 44-49.
- Soper, C., & Hume, P. A. (2004). Towards an ideal rowing technique for performance: the contributions from biomechanics. *Sports Med, 34*(12), 825-848.
- Stallard, M. C. (1980). Backache in oarsmen. *Br J Sports Med, 14*(2-3), 105-108.
- Steer, R. R., McGregor, A. H., & Bull, A. M. J. (2006). A comparison of kinematics and performance measures of two rowing ergometers. *Journal of Sports Science and Medicine, 5*, 52-59.
- Steinacker, J. M. (1993). Physiological aspects of training in rowing. *Int J Sports Med, 14* (S-1), 3-10.
- Steinacker, J. M., Both, M., & Whipp, B. J. (1993). Pulmonary mechanics and entrainment of respiration and stroke rate during rowing. *Int J Sports Med, 14 Suppl 1*, S15-19.
- Steinacker, J. M., Lormes, W., Lehmann, M., & Altenburg, D. (1998). Training of rowers before world championships. *Med Sci Sports Exerc, 30*(7), 1158-1163.
- Steinacker, J. M., & Secher, N. H. (1993). Advances in physiology and biomechanics of rowing. *Int J Sports Med, 14 Suppl 1*, S1-2.
- Teitz, C. C., O'Kane, J., Lind, B. K., & Hannafin, J. A. (2002). Back pain in intercollegiate rowers. *Am J Sports Med, 30*(5), 674-679.
- Torres-Moreno, R., Tanaka, C., & Penney, K. L. (2000). Joint excursion, handle velocity, and applied force: a biomechanical analysis of ergometric rowing. *Int J Sports Med, 21*(1), 41-44.
- Van der Helm, F. C. T., & Pronk, G. M. (1995). Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanical Engineering, 117*, 27-40.
- van Soest, A. J., & van Galen, G. P. (1995). Coordination of multi-joint movements: An introduction to emerging views. *Human Movement Science, 14*(4-5), 391-400.
- Wajswelner, H. (1996). Management of rowers with rib stress fractures. *Aust J Physiother, 42*(2), 157-161.
- Williams, S., Schmidt, R., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2006). An upper body model for the kinematical analysis of the joint chain of the human arm. *Journal of Biomechanics, 39*(13), 2419-2429.
- Wilson, J., Robertson, D., & Stothart, J. (1988). Analysis of lower limb muscle function in ergometer rowing. *International Journal of Biomechanics, 4*, 315-325.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*.

-
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., et al. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543.
- Wu, G., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., et al. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981-992.
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking, Part I: Introduction to concepts, power transfert, dynamics and simulations. *Gait & Posture*, 16, 215-232.
- Zatsiorsky, V. M., & Yakunin, N. (1991). Mechanics and Biomechanics of Rowing. [Book]. *International Journal of Sport Biomechanics*, 713, 229-281.

GLOSSAIRE

Pour avoir une idée plus précise du matériel utilisé dans ce mémoire, ce glossaire renvoie certains termes vers des figures données entre parenthèses, en particulier pour les composants principaux du bateau (Figure G.1), des avirons (Figure G.2) et de l'ergomètre (Figure G.3).

- Appui (Cf. Chapitre I, Figure I.3) : L'appui est « le » point d'application des forces créé à la surface de la palette de part la pression/dépression devant et derrière cette palette.
- Poignées (Figures G.2 et G.3) : Les poignées constituent les extrémités des avirons que le rameur tiens dans ses mains.
- Palettes (Figure G.2) : Les palettes sont les extrémités des avirons qui offrent une surface de contact importante avec l'eau lors de leur immersion et facilitent la création de l'appui.
- Longueur de coup : La longueur du coup est considérée comme le déplacement maximal de la poignée suivant l'axe horizontal.
- Dame de nage (Figure G.1) : La dame de nage est le support du manchon (Figure G.2)
- Manchons (Figure G.2) : Les manchons sont positionnés sur le manche de l'aviron et permettent un réglage fin des avirons (e.g. débords)
- Cale-pieds (Figure G.1 et G.3) : Les cale-pieds sont fixés à la barre de pieds. Ils permettent aux rameurs d'avoir les pieds attachés directement à la coque par l'intermédiaire de la barre de pied (Figure G.1).
- Hiloires (Figure G.1) : Partie du bateau en forme de « V » empêchant l'eau de rentrer dans le bateau par temps de vagues.
- Collier (Figure G.2) : Le collier constitue la pièce plastique permettant le réglage du bras de levier (h, Figure I.8)
- Coulisse (Figure G.1 et G.3) : Siège grâce auquel le rameur peut utiliser ses membres inférieurs pour augmenter sa longueur de coups.
- Synergie : Une synergie est une organisation neurale d'un système composé de multiples éléments qui met en place un partage de la tâche entre ses différentes variables élémentaires et qui assure une co-variation entre ses variables élémentaires dans le but de stabiliser les variables de performance (Latash, Scholz, & Schöner, 2007).

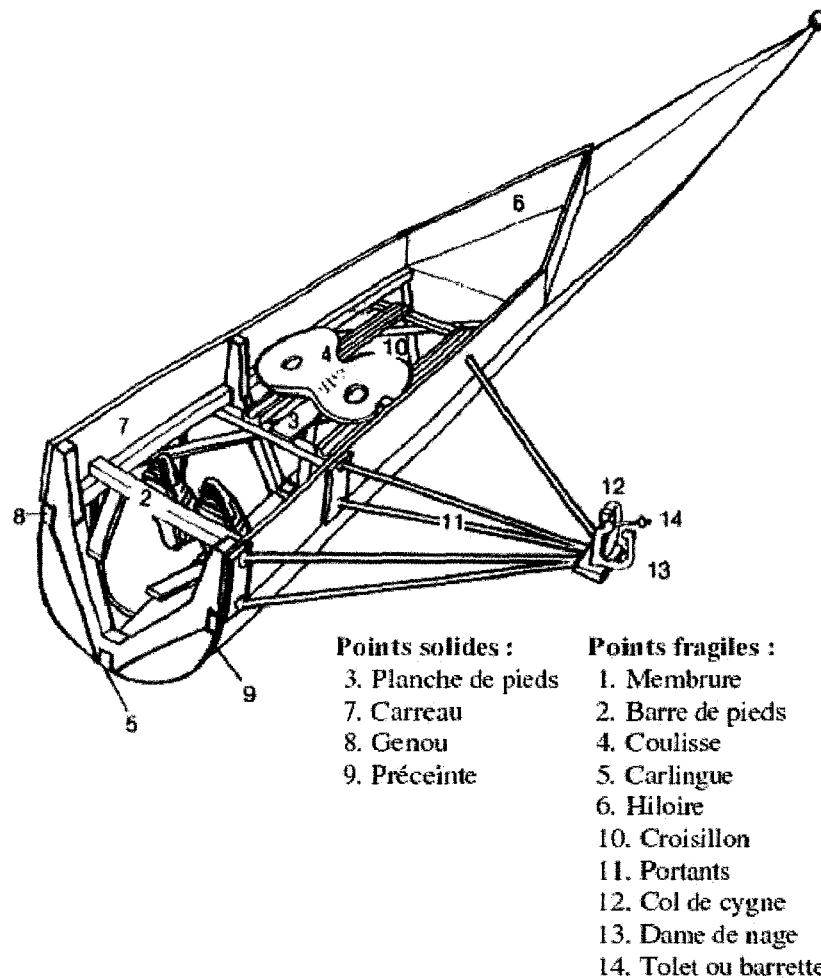
Le bateau

Figure G.1 : Eléments constitutifs d'un Outrigger (Gouraud, 1990)

Les cale-pieds sont fixés sur la barre de pieds. En général, les cale-pieds sont des chaussures ajustables par des scratches. Le col de cygne a aujourd'hui disparu pour laisser place aux barres de renfort ou « barres de force » qui maintiennent l'axe de la dame de nage pour que le réglage reste constant quelque soit la force développée.

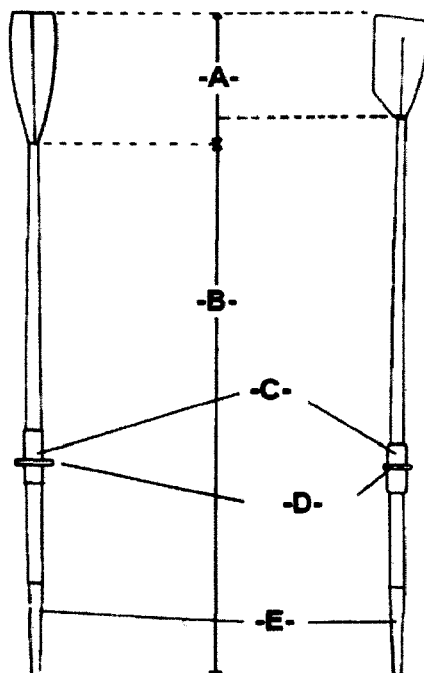
Les avirons

Figure G.2 : Éléments constituant les avirons 'mâcon' (à gauche) et 'hachet' (hachoir ou « big blade ») (à droite). (Figure modifiée d'après Redgrave, 1995)

Les avirons sont constitués de plusieurs éléments :

- A – la palette
- B – le manche
- C – le manchon
- D – le collier
- E – la poignée

L'ergomètre (Concept2®)



Figure G.2 : Ergomètre Concept2® représenté à gauche de la figure ; à droite, la représentation de la roue d'inertie, avec son axe et les ailettes frénatrices

L'ergomètre est constitué des pièces principales suivantes :

1. Coulisse
2. Cale-pieds
3. Poignée
4. Micro-ordinateur
5. Volet réglable de sortie d'air
6. Chaîne
7. Axe de rotation de la roue
8. Pignon
9. Roue d'inertie
10. Roue à palette (frein aéro-dynamique)

ANNEXES

ANNEXE I : LES PROGRAMMES D'ENTRAÎNEMENTS

Cette première annexe présente le programme d'entraînement type proposé avant les tests ergométriques de décembre 2006 et de février 2007 (Tableau AI.1). De ces tableaux, il faut retenir que le nombre de séances sur ergomètres sont de plus en plus nombreuses au fur et à mesure que l'échéance des tests ergométriques annuels s'approche dans le temps. Sur la semaine du test, 5 entraînements sur 6 sont réalisés sur ergomètres avec pour la moitié du temps des entraînements à cadence 18 - 20 coups.min⁻¹ avec 3 parties d'entraînement qui consistent à produire des séries de 10 coups à une cadence maintenue lors du test ou à maintenir sur 500 mètres des cadences imposées de 24, 28 et 32 coups.min⁻¹. De plus, il ne faut pas oublier que lorsque les conditions climatiques ne sont pas favorables à la pratique sur bateau les rameurs réalisent leurs entraînements sur ergomètres.

a)

LUNDI	MARDI	MERCREDI	JEUDI	VENDREDI	SAMEDI	DIMANCHE
27-nov Ergomètre E2 - 2 x 20'	28-nov Footing 30' Musculature C2 (3 tours)	29-nov Bateau Long 20 km B2 - 2 x 30'	30-nov Bateau Long 20 km B2 - 2 x 30'	01-déc Footing 30' Musculature C2 (3 tours)	02-déc Bateau 20 km B2 - 2 x 30'	03-déc Bateau 20 km B2 - 2 x 30'
		Bateau Long 15 km B1 - 2 x 30' Musculature C1 cA	Bateau Long 20 km B1 - 2 x 40'	REPOS	Bateau 15 km B1 - 2 x 30' Musculature C1 cB	Bateau 20 km B1 - 2 x 40'
04-déc Footing 20' Ergomètre E4 - 1 x 2000 m 1000/500/500 (24/28/32)	05-déc Bateau 12 km	06-déc Footing 20' Ergomètre E5 - 2 x 500 m	07-déc Footing 30' Ergomètre E1/6 - 1 x 30' avec 6 x 10 coups	08-déc Footing 30' Ergomètre E1/6 - 1 x 30' avec 6 x 10 coups	09-déc Footing 20' Ergomètre E5 - 1 x 500 m	10-déc Test ergomètre 1 x 2000 m
11-déc REPOS	12-déc Footing 60' Abdominaux / Lomaires	13-déc Bateau 20 km B1 - 2 x 40'	14-déc Footing 30' Musculature C2 (3 tours)	15-déc REPOS	16-déc Test course à pied 1 x 3000 m Bateau 15 km B1 - 2 x 30'	17-déc Bateau Long 20 km B1 - 2 x 40'
18-déc Footing 30' Musculature C2 (3 tours)	19-déc Bateau Long 20 km B2 - 2 x 30'	20-déc Bateau court 20 km B1 - 2 x 40'	21-déc Footing 30' Musculature C2 (3 tours)	22-déc Bateau Long 20 km B2 - 2 x 30'	23-déc Bateau court 20 km B1 - 2 x 40'	24-déc REPOS
25-déc Footing 30' Musculature C2 (3 tours)	26-déc Bateau Long 20 km B2 - 2 x 30'	27-déc Bateau court 20 km B1 - 2 x 40'	28-déc Footing 30' Musculature C2 (3 tours)	29-déc Bateau Long 20 km B2 - 2 x 30'	30-déc Bateau court 20 km B1 - 2 x 40'	31-déc REPOS

DECEMBRE 2006

b)

LUNDI	MARDI	MERCREDI	JEUDI	VENDREDI	SAMEDI	DIMANCHE
29-jan Ergomètre E2 - 2 x 20'	30-jan Footing 30' Musculature C2 (3 tours)	31-jan Bateau Long 20 km B2 - 2 x 30'	01-fév Bateau Long 20 km B2 - 2 x 30'	02-fév Footing 30' Musculature C2 (3 tours)	03-fév Bateau 20 km B2 - 2 x 30'	04-fév Bateau 20 km B2 - 2 x 30'
		Bateau Long 15 km B1 - 2 x 30'	Bateau Long 20 km B1 - 2 x 40'	REPOS	Bateau Long 15 km B1 - 2 x 30'	Bateau 20 km B1 - 2 x 40'
05-fév Footing 20' Ergomètre E4 - 1 x 2000 m 1000/500/500 (24/28/32)	06-fév Bateau 12 km B1	07-fév Footing 20' Ergomètre E5 - 2 x 500 m	08-fév Footing 30' Ergomètre E1/6 - 1 x 30' avec 6 x 10 coups	09-fév Footing 30' Ergomètre E1/6 - 1 x 30' avec 6 x 10 coups	10-fév Footing 20' Ergomètre E5 - 1 x 500 m	11-fév Test ergomètre 1 x 2000 m
12-fév Bateau Long 15 km B1 - 2 x 30'	13-fév Bateau Long 20 km B2 - 2 x 30'	14-fév Bateau Long 20 km B2 - 2 x 30'	15-fév Footing 30' Musculature C2 (3 tours)	16-fév Bateau 20 km B2 - 2 x 30'	17-fév Bateau 20 km B2 - 2 x 30'	18-fév Bateau 20 km B2 - 2 x 30'
REPOS	Bateau Long 15 km B1 - 2 x 30' Musculature C1 cA	Bateau Long 20 km B1 - 2 x 40'	REPOS	Bateau 15 km B1 - 2 x 30' Musculature C1 cB	Bateau Long 20 km B1 - 2 x 40'	REPOS
19-fév Bateau Long 15 km B1 - 2 x 30'	20-fév Bateau Long 20 km B2 - 2 x 30'	21-fév Bateau Long 20 km B2 - 2 x 30'	22-fév Footing 30' Musculature C2 (3 tours)	23-fév Bateau 20 km B2 - 2 x 30'	24-fév Bateau 20 km B2 - 2 x 30'	25-fév Bateau 20 km B2 - 2 x 30'
REPOS	Bateau Long 15 km B1 - 2 x 30' Musculature C1 cA	Bateau Long 20 km B1 - 2 x 40'	REPOS	Bateau 15 km B1 - 2 x 30' Musculature C1 cB	Bateau Long 20 km B1 - 2 x 40'	REPOS

FEVRIER 2007

Tableau AI.1 : calendrier d'entraînement de a) Décembre 2006 et de b) Février 2007 (FFSA, calendrier des entraînements pour la saison 2006-2007)

ANNEXE II : LES EMBARCATIONS

Les embarcations permettent de faire évoluer sur l'eau 1 à 8 rameurs dans le même bateau, sans ou avec barreur. La liste suivante (Figure AII.1), non exhaustive, regroupe l'ensemble des bateaux présents aux grandes compétitions internationales (Championnat du monde, coupe du monde ou encore Jeux Olympiques).

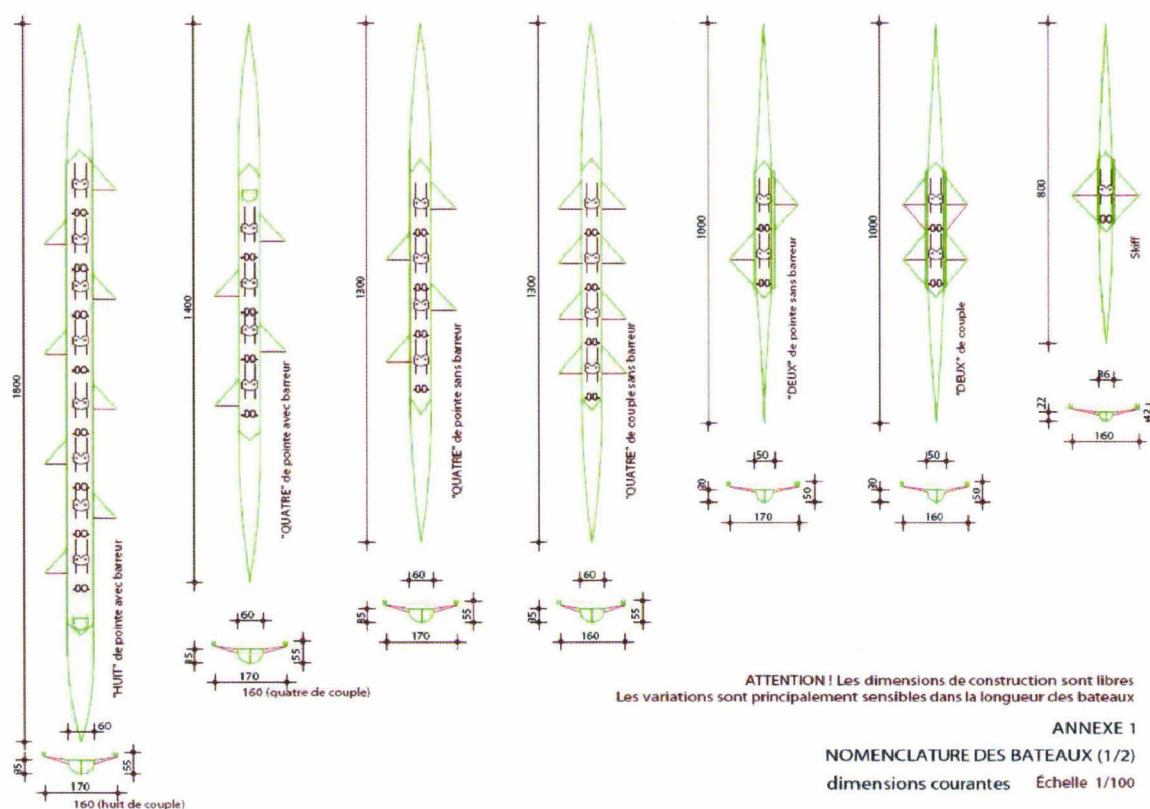


Figure AII.1 : Liste non exhaustive des embarcations d'aviron en eau morte (source site internet de la FFSA : <http://www.avironfrance.com/EspaceClub/AidesAuxClubs/CreationClubAviron/A01NomenclatureBateaux1.pdf>)

Dans cette Figure AII.1, deux types d'armement ressortent : les armements en couple et en pointe. Les armements en couple amènent les rameurs à utiliser deux avirons, deux « pelles », une dans chaque main. La pratique de l'aviron en couple permet une activité physique quasi-symétrique. La pratique de l'aviron en pointe occasionne un geste beaucoup plus asymétrique car le rameur n'utilise qu'un seul aviron tenu à deux mains qui tourne autour de la dame de nage. C'est d'ailleurs pour cela que les embarcations de pointe ne peuvent pas se pratiquer seul mais toujours avec un nombre de rameurs pair.

La Figure AII.1 met en évidence les embarcations les plus courantes avec des armements « classiques ». En effet, il existe des armements qui peuvent parfois être adaptés en fonction des capacités individuelles des rameurs pour satisfaire un critère mécanique. Ces critères mécaniques ont été démontrés par (Zatsiorsky & Yakunin, 1991). Les embarcations

peuvent être armés « à l'allemande », où un décalage de bordée est effectuée en huit par exemple, ou « à l'italienne », avec la nage et le 4 d'un quatre de pointe sans barreur sur la bordée bâbord et les 2 et 3 du (4-) sur tribord. Dans ce dernier cas, le phénomène de lacet peut être atténué car les deux rameurs d'une même bordée et plus puissants que les deux autres sont placés au milieu en position 2 et 3. Par exemple, dans un bateau de 4 sans barreur (4-), il n'est pas rare, même au niveau international de voir un armement « à l'italienne » comme ce fut le cas pour l'équipage mené par : Pinsent, Foster, Redgrave et Cracknell aux Jeux Olympiques de Sydney en 2000. Lors de ces jeux cet équipage a d'ailleurs remporté la médaille d'or avec ce type d'armement. Ces 2 types d'armements spécifiques procurent aux bateaux de moindres perturbations et permet une meilleure répartition des efforts produits par les rameurs. Redgrave à cette époque décrivait d'ailleurs un très gros entraînement quotidien qui commençait toujours par une séance sur ergomètre.

ANNEXE III : LES ERGOMETRES D'AVIRON

Les ergomètres sont de différents types et ont des caractéristiques variées. Les plus utilisés sont ceux à tirage central. Deux modes de renvoi d'efforts coexistent sur ce type d'ergomètre : le freinage hydraulique et la roue d'inertie auto-freinée.

AIII.1 LES ERGOMETRES À FREINAGE HYDRAULIQUE

Les ergomètres Water Rower ® (Figure AIII.1) sont sensés avoir pour caractéristique majeure d'offrir une résistance la plus proche de celle rencontrée en bateau.



Figure AIII.1 : Ergomètre Water Rower ®

Le WaterRower a fait l'objet d'une seule étude comparative à l'heure actuelle et les résultats montrent que cet ergomètre conduirait à la production d'une technique aberrante pour un rameur expert (Steer, McGregor, & Bull, 2006). De plus, aucune étude à l'heure actuelle ne fait état des avantages de ce type de freinage. Cet ergomètre ne semble pas être pas un support fiable pour analyser le geste du rameur expert lorsqu'il vise à démontrer sa performance.

AIII.2 LES ERGOMETRES A ROUE D'INERTIE FREINEE PAR L'AIR

Deux types d'ergomètres freinés par air sont présents sur le marché. Le premier type d'ergomètre regroupe les ergomètres à roue d'inertie fixe et le second celui à roue d'inertie mobile.

AIII.2.1 Les ergomètres à roue d'inertie fixe

Gjessing a conçu un ergomètre capable de reproduire le mouvement du rameur sur terre pour s'entraîner pendant les grandes périodes de froid nordique. Aujourd'hui, l'ergomètre de Concept2® est le leader international en termes d'ergomètre à roue d'inertie fixe. L'ergomètre concept2® est un simulateur du geste du rameur (Figure AIII.2) réputé et utilisé dans le monde entier. Il se compose de deux pieds sur lesquels reposent une roue freinée par air, une chaîne qui propulse cette roue permet un tirage central, des cale-pieds, un rail et un micro-ordinateur. Le micro-ordinateur indique notamment la cadence à +/- 1 coups.min⁻¹, la distance parcourue, le temps écoulé et la fréquence cardiaque. Sur le rail, un siège coulissant permet au

rameur de fléchir les jambes ce qui lui permet de reproduire plus ou moins fidèlement le geste produit en bateau.

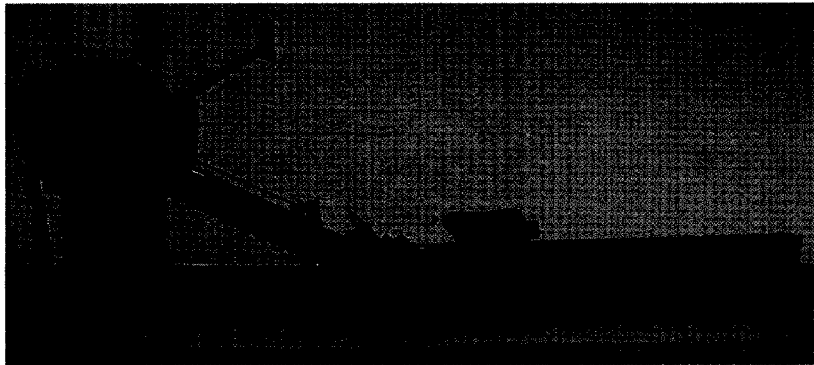


Figure AIII.2 : Ergomètre Concept2® modèle C

Le concept2® modèle C ou D (modèles les plus courants) « sert à l'évaluation du potentiel physique, physiologique et technique ainsi qu'à la sélection des rameurs » (F.F.S.A., 1999). Le concept2® modèle C est le plus répandu dans les clubs et associations en France. Il permet de simuler de manière suffisante le geste du rameur pour réaliser des études biomécaniques (Mcbride, 1991).

D'un point de vue cinématique, les grandes différences sur ces ergomètres sont qu'il n'y a plus les phases d'attaque et de dégagé (Lamb, 1989), le croisé / décroisé des mains disparaît et le trajet des mains est différent car la poignée de l'ergomètre a un trajet de type translation alors que sur bateau ou tank à ramer, les mains ont un trajet circulaire autour de la « dame de nage » (Lamb, 1989). De plus, le coût énergétique sur ergomètre est plus important que sur bateau (Martindale & Robertson, 1984). D'autres sources de variance et d'invariance ont été montrées pour les cycles réalisés sur ergomètre fixe et sur bateau pour des cadences variables (Dawson et al., 1998). Les deux invariances principales face à l'augmentation de la cadence sont : le temps de propulsion, constant à 1 seconde, et le temps de retour qui est le seul à diminuer quelque soit le support. Cependant, dans ces résultats, la somme des temps de propulsion et de retour n'équivaut pas au temps théorique d'un cycle à la cadence demandée. Ceci suggère que les sujets expérimentaux n'ont pas correctement maintenu la cadence demandée.

Ces ergomètres concept2® fixes peuvent être posés sur glissières. Ceux-ci ne changent pas dans leur utilisation, car ils sont simplement reliés deux à deux par une même glissière. Ce dispositif permet alors d'associer plusieurs rameurs en série (Figure AIII.3). La difficulté pour les rameurs réside dans le fait que tous doivent produire leurs forces de poussée au niveau des cale-pieds en même temps car le déplacement d'un ergomètre engendre le déplacement de tous les autres.

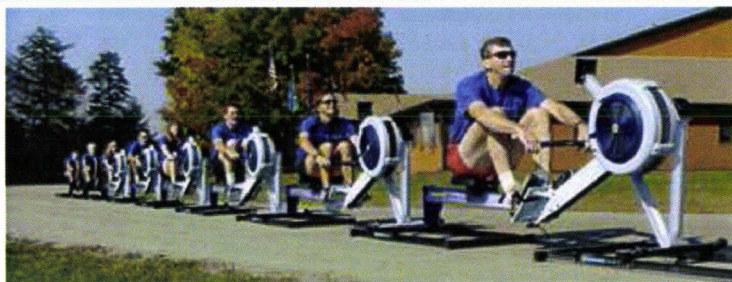


Figure AIII.3 : Huit ergomètres concept2® modèle D reliés par des glissières

Ce système de glissières permet aux rameurs d'une même embarcation d'interagir. Il permet également aux rameurs de retrouver quelques sensations de glisse comme en bateau. Les glissières sous ces ergomètres semblent simuler la pratique sur bateau que l'ergomètre fixe ne le fait.

AIII.2.2 Les ergomètres à roue d'inertie mobile

Le ROWPERFECT (Figure AIII.4) est le tout premier ergomètre de ce style qui offre autant de degrés de libertés au niveau du cale-pied. Cet ergomètre n'a pas la particularité de reproduire mieux le geste mais permet d'atténuer les contraintes musculo-squelettiques au niveau lombaires (Colloud, 2003). De plus, les forces développées au niveau de la poignée sur ce type d'ergomètre semblent similaires à celles obtenues sur bateau (Kleshnev, 2001; R. M. Smith & Spinks, 1995).



Figure AIII.4 : Schéma et photo d'un ergomètre sur rail (type Care ROWPERFECT®)

Cet ergomètre mobile (Figure AIII.4) a la particularité de faire coulisser sur le même rail, la roue (freinée par air), les « cale-pieds » et la « coulisse » du rameur. Mahony et al. (1999) montrent que cet ergomètre permet de diminuer le poids que le rameur déplace sur le retour. Sur ergomètre fixe le rameur déplace 70 kg (son propre poids) et sur rail, il n'en déplace que 17,5 kg (mesure obtenue au niveau de la barre de pied). Cette diminution de poids mis en mouvement par le rameur implique une diminution de l'effet de l'inertie du tronc en fin de retour. De plus, les amplitudes gestuelles diminuent ce qui impliquera moins de traumatismes au niveau du dos (Nowicky, Burdett, & Horne, 2005).

AIII.2.3 Comparaison de ces deux types d'ergomètres avec le bateau

Dans une « newsletter » à l'attention des entraîneurs, le bateau est comparé avec les 2 types d'ergomètres suivant certaines variables : les forces, la vitesse de poignée, la vitesse angulaire des jambes, du tronc et des bras et l'accélération du bateau vs celle du RowPerfect (Kleshnev, 2005).

- La force développée sur la chaîne de l'ergomètre est plus importante que sur la « dame de nage » du bateau.
- La vitesse de la poignée est plus grande en bateau que sur n'importe lequel des ergomètres.
- La vitesse angulaire des jambes est plus petite en bateau.
- La vitesse angulaire du tronc est à peu près la même sur les deux supports.
- La vitesse angulaire des coudes est plus importante en bateau que sur ergomètre.
- L'accélération du bateau est plus importante que l'accélération de l'ergomètre RowPerfect.

La différence commune entre les ergomètres et la pratique sur bateau, est l'absence de déséquilibres de la coque et donc d'informations sensorielles pour le rameur. Ensuite, les deux types d'ergomètres présentent deux différences principales avec le bateau : la disparition de l'attaque et du dégagé et l'absence de croisé et de décroisé des deux « manchons » de l'aviron. De plus, l'ergomètre mobile permet de reproduire physiologiquement la pratique sur bateau. Enfin, les trajectoires de poignées sur bateau sont circulaires par rapport à la dame de nage alors que l'effecteur sur ergomètre a une trajectoire du type translation. Malgré toutes ces divergences, l'ergomètre Concept2® fixe est utilisé pour déterminer si les rameurs sont « bons » ou moins « bons » au niveau fédéral.

AIII.3 CONCLUSION

Dans cette annexe, l'ergomètre à freinage hydraulique montre des failles dans son utilisation et les ergomètres d'aviron à roue d'inertie auto-freinée par air semblent davantage promis à une utilisation fédérale pour les entraînements et les évaluations des potentiels physiques des rameurs. Le Rowperfect® amène une nouvelle sensation de glisse qui semble faire correspondre davantage le geste du rameur sur bateau à celui sur ergomètre. Cependant, l'ergomètre concept 2® semble être le plus utilisé au niveau fédéral et au plus haut niveau ainsi que les études scientifiques les plus abouties. Ce dernier ergomètre semble donc être celui à privilégier lors d'expérimentations en laboratoire.

ANNEXE IV : LA HIERARCHISATION DE SOPER & HUME (2004)

Tout comme la hiérarchisation de Dal Monte (1989), la hiérarchisation de Soper & Hume (2004) tente de résumer les facteurs influençant la performance en aviron. Cette hiérarchisation est présentée dans la figure suivante (Figure AIV.1).

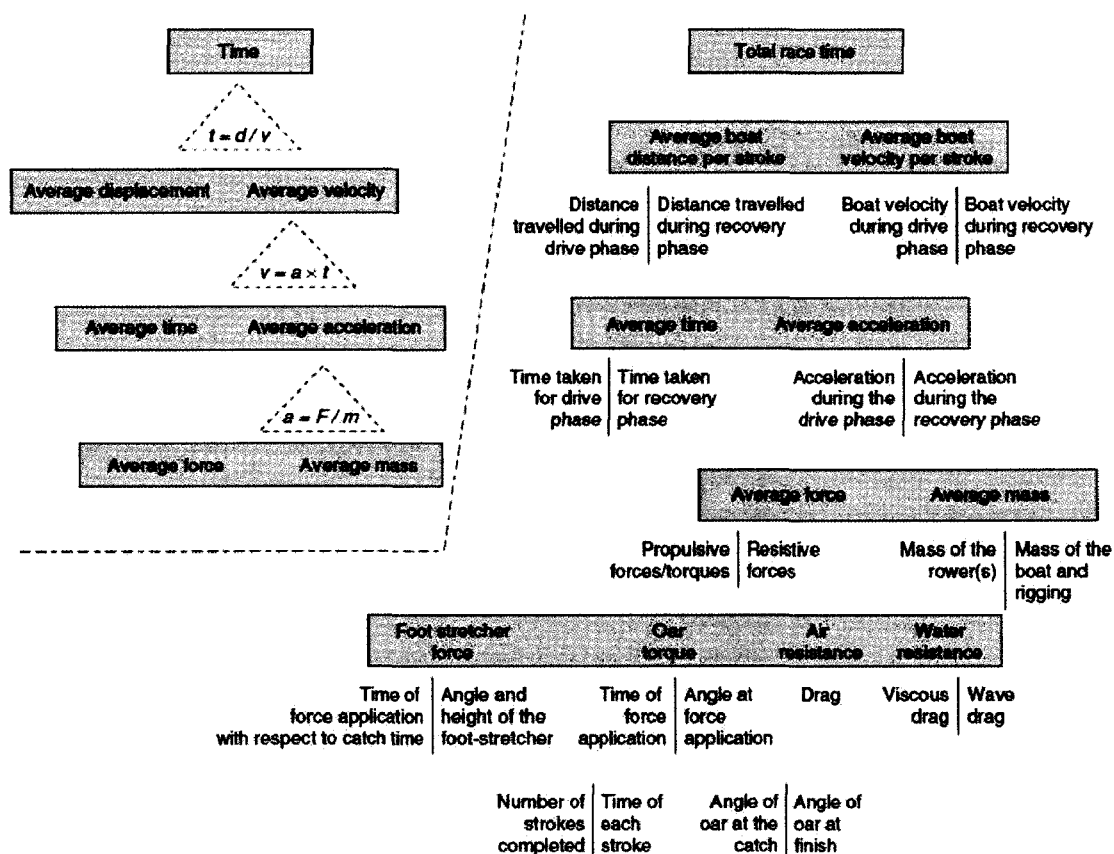


Figure AIV.1 : Hiérarchisation des facteurs de performance en aviron d’après Soper & Hume (2004)

Cette hiérarchisation tente d’expliquer les principaux facteurs intervenants dans la performance en aviron. Le point de départ de la réflexion de cette hiérarchisation est le temps mis pour parcourir 2000 mètres en aviron et ce plus rapidement que les adversaires. Cette hiérarchisation décompose le temps final de la course en plusieurs sous facteurs. Cette hiérarchisation ne prend pas en compte les relations qui peuvent exister entre les sous-facteurs. Tout comme Dal Monte (1989), les différents facteurs détaillés ne sont pas toujours considérés dans l’activité dynamique que constitue le geste du rameur. C’est pourquoi, nous avons envisagé une hiérarchisation (dans le chapitre V) comportant les aspects dynamiques du geste du rameur comme source d’explication de la modification du geste du rameur.

ANNEXE V : LES PALETTES DES AVIRONS

En aviron de couple et de pointe deux grands types de palettes se partagent le marché mondial de l'aviron. Les deux types de palettes sont les palettes de type mâcon (Figure AV.1) et le deuxième type de palette est le type hachoir (ou « big blade ») (Figure AV.2 et Figure AV.3).



Figure AV.1 : Palette de type mâcon

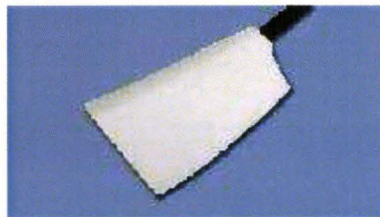


Figure AV.2 : Palette de type hachoir « lisse »



Figure AV.3 : Palette de type hachoir « classique »

A l'heure actuelle, les côtes des palettes sont définies et réglementées par la Fédération Internationale des Sociétés d'Aviron (FISA). Par exemple, le tranchant ne doit pas être inférieur à 3 mm. Les palettes hachoirs sont les plus présentes dans les embarcations de niveau international car semblent permettre un meilleur appui sur l'eau (Nicholas Caplan & Gardner, 2007; Peach et al., 1995).

ANNEXE VI : LA COORDINATION

La définition de la coordination varie selon la discipline scientifique qui l'aborde. En informatique, la coordination se réfère à la gestion des activités et des ressources entre les processus parallèles, tandis que dans la théorie organisationnelle elle se réfère à des activités de personnes travaillant dans une organisation vers un but commun. Malone (1990) considère la coordination comme : «l'acte de travailler ensemble en harmonie. » Bernstein (1972) éclaire le cœur de la question:« La solution au problème de la coordination ne réside pas dans l'analyse des ressources sonores et expressives d'un seul instrument dans un orchestre, mais en la construction technique de la partition et dans la maîtrise du conducteur. » Là réside aussi l'intérêt d'étudier la coordination des mouvements: les propriétés d'ordre supérieur du système peuvent expliquer les principes de fonctionnement du système ou d'expliquer les adaptations du système dans des conditions spécifiques. Il n'y a pas de consensus dans la littérature actuelle sur la définition opérationnelle de la coordination locomotrice. La coordination locomotrice est un contexte de propriété à charge du système moteur, ayant à la fois des composantes spatiales et temporelles. La coordination spatiale est la relation entre la position des différents segments du corps ou des articulations, alors que la coordination temporelle est la synchronisation relative entre le segment ou les positions conjointes au cours de la tâche. Ces composantes ne sont jamais mutuellement exclusives, mais sont souvent quantifiées de façon indépendante. Surtout, chacune de ces composantes (ou les deux) doivent être changées par les contraintes des tâches. (Krasovsky & Levin, 2009) proposent la définition opérationnelle suivante de la coordination motrice c'est : «Une capacité à maintenir une contexte-dépendant et une relation phase-dépendante cyclique entre différents segments du corps ou des articulations dans des domaines à la fois temporelle et spatiale. » Cette définition oriente alors les adaptations spatiales et temporelles qui seront porteuses d'informations sur la coordination.

AVI.1.1 Les stratégies classifiées grâce à la trajectoire de l'effecteur

La cinématique de l'effecteur, généralement en bout de chaîne renseigne du résultat du geste réalisé. L'étude de la poulène de l'effecteur, le pied, permet de répartir les coureurs en deux catégories (Decker, Bergea, Renousa, & Penin, 2007). Ces auteurs ont montré, en course à pieds, que la poulène du pied dans le repère associé au bassin permet de définir l'appartenance d'un coureur à un groupe « sprinteur » ou « demi-fondeur ». Une étude pointilleuse de la forme de cette poulène permet aux auteurs de différencier les différents types de coureurs. Ceci est un point de départ dans l'adaptation de la course par rapport à la fréquence gestuelle comme le montre l'analyse de la poulène chez les chevaux pour déterminer la vitesse de trot optimale (Peham, Licka, Mayr, Scheidl, & Girtler, 1998). Plusieurs variables sont ainsi quantifiables comme la forme, les amplitudes, verticale et antéropostérieure, de la trajectoire de l'effecteur terminal, en l'occurrence : du pied (pour le coureur) ou du sabot (pour le cheval).

L'évolution de la trajectoire de l'effecteur indique que le mouvement n'est plus le même. Decker et al. (2007) ont tenté d'expliquer les modifications au niveau de l'effecteur par

des représentations graphiques d'un angle articulaire par rapport à un autre. Ils ont alors pu mettre en évidence une modification en particulier au niveau de la représentation de l'angle de la cuisse avec l'angle de la jambe mais cette analyse est restée qualitative. Le paragraphe suivant tente de donner d'autres possibilités scientifiques pour envisager l'étude de la coordination et sa variation avec la vitesse d'exécution.

AVI.1.2 Indices d'évaluation de la coordination

Bien que le problème de la coordination ne soit pas simple (van Soest & van Galen, 1995), plusieurs tentatives ont été réalisées pour quantifier ces coordinations. Les applications visant l'analyse de la coordination sont nombreuses mais les plus représentatives concernent la marche et/ou la course (Daffertshofer, Huys, & Beek, 2004; Lamothe, Beek, & Meijer, 2002), l'atteinte d'une cible ou la préhension (Pozzo, McIntyre, Cheron, & Papaxanthis, 1998). Le Tableau AVI.1 présente différents moyens pour étudier la coordination et sa variation avec quelques références bibliographiques. Il présente les avantages et les inconvénients repérés par leur étude.

De ce tableau, deux variables ressortent principalement pour quantifier la coordination : l'EMG et les CRP (différence d'état entre deux articulations). Au-delà de la simple analyse de la coordination temporelle, (Billaut, Basset, & Falgairette, 2005) ont mis en évidence une modification de la coordination électromyographique lors d'un exercice intermittent à très haute fréquence gestuelle mais où l'intensité à fournir dans l'effort a été réduite. L'EMG présente des qualités de précision temporelle mais reste peu fiable à l'heure actuelle dans l'interprétation quantitative des signaux enregistrés. (Burgess-Limerick, Abernethy, & Neal, 1993) montre que les CRP constituent un outil satisfaisant pour analyser de manière quantitative la coordination gestuelle lors d'un lever de charge puisqu'ils ont montré qu'une relation entre CRP et EMG existe. Or, le lever de charge ressemble au geste du rameur (Pudlo & Barbier, in (Allard & Blanchi, 1996)) bien qu'il montre quelques différences, en particulier au niveau du sens de déplacement qui se réalise verticalement au lever de charge alors qu'en aviron le geste est horizontal. La CRP est un outil de quantification de la coordination qui semble être un bon moyen pour étudier les possibles variations en fonction de la fréquence gestuelle maintenu par des rameurs experts.

Analyse des courbes	Auteurs (e.g.)	Avantages	Inconvénients
Distance/vitesse	(Baader, Kazennikov, & Wiesendanger, 2005; Bird, Hills, & Hudson, 1991)	Simplicité des calculs	Analyse graphique qualitative et temporelle
Electro-MyoGraphie	(Billaut et al., 2005; Brown, Wickham, McAndrew, & Huang, 2007; Nowicky et al., 2005; Zajac, Neptune, & Kautz, 2002)	Précision temporelle des actions	Multitude de possibilités de traitement. Difficultés de mise en relation directe avec le mouvement
Joint Contribution Vector	(Lempereur, 2006; Park, Chaffin, & Martin, 2002)	Incrimination quantitative des articulations dans le mouvement	Inexploitable pour un mouvement complexe (Adams & Cerney, 2007; Ait El Menceur, 2009)
Procrustes Motion Analysis	(Adams & Cerney, 2007)	Identification des stratégies	Difficultés à utiliser les résultats de l'ACP pour quantifier la coordination des articulations entre elles
Vitesse Angulaire	(Bird et al., 1991)	Simplicité des calculs	Analyse graphique qualitative et temporelle uniquement
Angle(1)/Angle(2)	(Borghese, Bianchi, & Lacquaniti, 1996; Decker et al., 2007; Roby-Brami, Jacobs, Bennis, & Levin, 2003)	Simplicité d'exploitation	Analyse graphique qualitative uniquement et interprétation difficile des coefficients directeurs
Angle(1)/Angle(2) /Angle(3)	(Borghese et al., 1996)	Simplicité d'exploitation	Analyse graphique qualitative uniquement et interprétation difficile des coefficients directeurs
Discrete Relative Phase	(Jeka & Kelso, 1995; Peters et al., 2003)	Mise en relation de 2 angles et quantification de la coordination	Difficulté d'interprétation dans la réalisation d'un mouvement complexe
Continuous Relative Phase (CRP)	(Burgess-Limerick et al., 1993; Burgess-Limerick, Abernethy, Neal, & Kippers, 1995; John P. Scholz, 1993; J.P. Scholz, Millford, & McMillan, 1995)	Quantification de la coordination entre 2 segments ou 2 articulations au cours d'un mouvement	Interprétation délicate mais en prenant des précautions dans les interprétations (Peters et al., 2003)

Tableau AVI.1 : Liste des moyens d'étude de la coordination

ANNEXE VII : NORMALISATION DES SIGNAUX

Pour pouvoir comparer 2 signaux de dimensions différentes, les signaux doivent être ramenés à une seule et même dimension. Pour ce faire, les normalisations utilisées sont de deux types : la normalisation par rapport au temps et la normalisation par rapport à l'amplitude antéropostérieure de la trajectoire de la poignée. La première permet la comparaison de deux signaux des formes et la seconde Elles sont effectuées sur chacune des deux phases gestuelles découpées (Cf. Chapitre II), propulsion et retour. Ces étapes sont les dernières opérées pour ne pas lisser les courbes de manière artificielle et permettra de comparer les signaux entre eux.

AVII.1 NORMALISATION PAR RAPPORT AU TEMPS

La normalisation d'un signal par rapport au temps a pour objectif de résumer et rendre comparables les signaux mesurés et/ou calculés quelque soit la cadence sur 100% d'un cycle ou d'une phase en particulier.

La première étape pour normaliser est donc le découpage en cycle et/ou en phase de propulsion et de retour. Ce découpage est basé sur la coordonnée de la poignée suivant l'axe antéropostérieur (Y) du repère laboratoire. Un cycle est délimité par deux positions maximales consécutives (Figure AVII.1). Chaque cycle est composé d'une phase de propulsion et d'une phase de retour. Une phase de propulsion est repérée entre un pic maximum et un pic minimum et une phase de retour est repérée entre un pic minimum et un pic maximum (Figure AVII.1).

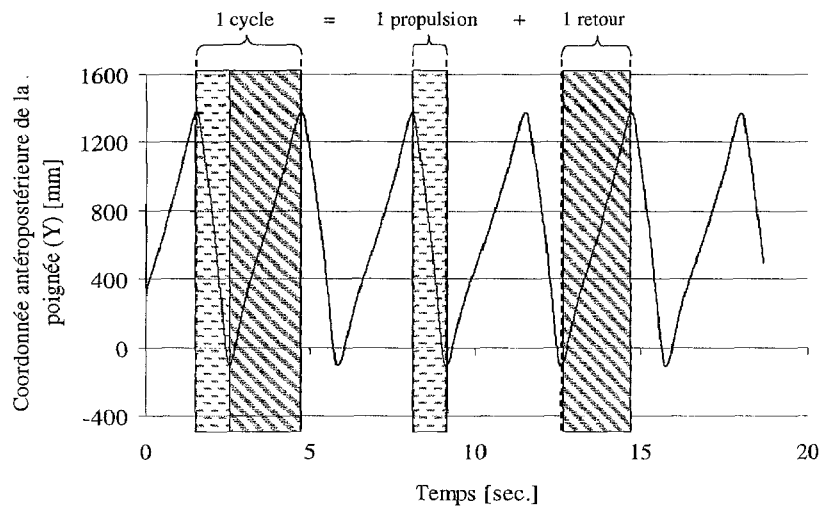


Figure AVII.1 : Découpage des cycles et des phases de propulsion et de retour

La deuxième étape de la normalisation par rapport au temps est de rendre de même taille les signaux contenus dans une phase. Le sur-échantillonnage de tous les signaux est réalisé à l'aide de splines d'ordre 3 qui sont suffisants pour des signaux physiologiques humains et ne lisent que très peu les signaux de départ. Un sur-échantillonnage sur 1001 données (de 0 à 100% par pas de 0.1%) est alors réalisé.

L'intérêt de normaliser les signaux mesurés et/ou calculés est de pouvoir comparer mathématiquement la forme des signaux les uns par rapport aux autres. Pour mettre en évidence de cet intérêt, la Figure AVII.2 présente 4 signaux théoriques (S1, S2, S3 et S4) définis sur les instants allant de 0 à « T » seconde par pas de 0.01 sec et construits à l'aide de l'équation (9) suivante :

$$S(t) = a + \sin(\omega \times t) \quad (9)$$

Pour :

$$S1 : a = 0.95 ; \omega = 1 + \frac{1}{10} ; t = 0 : 0.01 : 0.5$$

$$S2 : a = 1 ; \omega = 1 ; t = 0 : 0.01 : 0.5$$

$$S3 : a = 1.05 ; \omega = 1 + \frac{1}{10} ; t = 0 : 0.01 : 0.5 - (0.5 \times \frac{1}{10})$$

$$S4 : a = 0.95 ; \omega = 1 \times 2 ; t = 0 : 0.01 : 0.5 - (0.5 \times \frac{1}{2})$$

« a » est sélectionné de telle sorte que les 4 courbes ne se superposent pas.

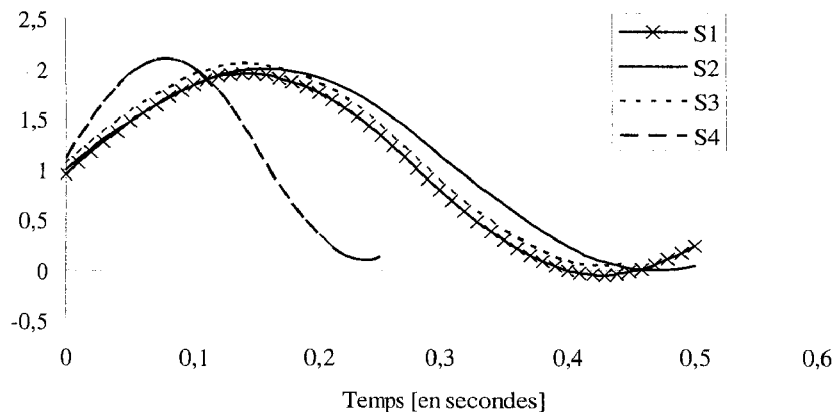


Figure AVII.2 : Signaux théoriques S1, S2, S3 et S4 exprimés en fonction temps

Une première analyse de ces signaux serait de dire que les signaux 1 et 3 sont de forme similaire. Au contraire, les signaux 2 et 4 sont de forme différente.

La Figure AVII.3 présente ces mêmes signaux une fois normalisés par rapport au temps. Cette figure met en évidence que les signaux S1 et S3 ne sont pas de forme similaire et au contraire les signaux S1, S2 et S4 sont morphologiquement identiques ce qui confirme les équations des signaux. De plus, la seule différence entre ces 3 signaux est l'offset de 0.5 réalisé au niveau de « a » dans les équations qui définissent ces signaux.

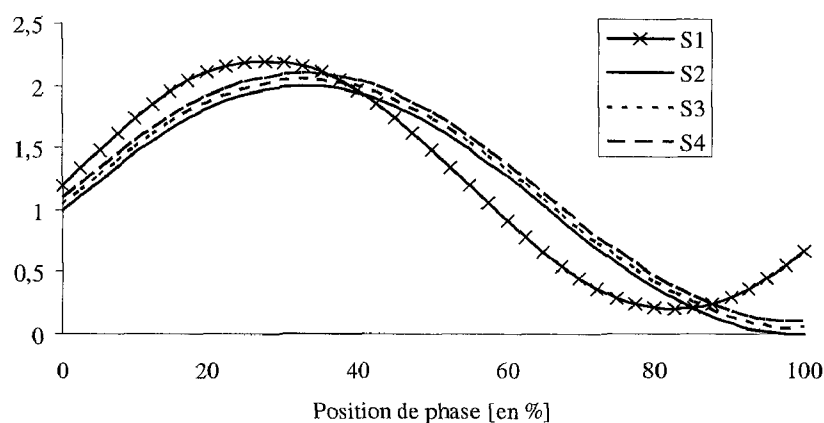


Figure AVII.3 : Signaux S1, S2, S3 et S4 normalisés par rapport au temps

AVII.2 NORMALISATION PAR RAPPORT A L'AMPLITUDE MAXIMALE DU SIGNAL

La normalisation sur 100% de l'amplitude antéropostérieure de la trajectoire de la poignée est réalisée pour caractériser la forme de la trajectoire de la poignée uniquement. Celle-ci procède en 3 étapes :

- Etape 1 : découpage en phase de propulsion et de retour (Etape définie précédemment)
 - Etape 2 : recalage de la phase gestuelle considérée en 0.
- Etape 3 : sur-échantillonnage du signal à l'aide de splines pour conserver la même forme de courbe issue des couples de coordonnées formant les trajectoires de poignée

La normalisation par rapport à l'amplitude maximale de la trajectoire de poignée est fondée sur le même principe que la normalisation par rapport au temps excepté que cette normalisation va de la position minimale à la position maximale de la poignée, ce qui représente 100% de l'amplitude antéropostérieure. L'expression de Z par rapport à Y n'est pas réalisé par échantillonnage. L'expression de Z par rapport à Y est donc converti pour conserver la forme et avoir un « échantillonnage » théorique constant. Le sur-échantillonnage est alors le même que pour la normalisation temporelle, la trajectoire qui perd tout son sens physique devient un signal ou la forme est représentée sur 100% de l'amplitude parcourue.

ANNEXE VIII : LA MODELISATION DU COMPLEXE DE L'EPAULE

Un modèle géométrique représentatif de l'anatomie du membre supérieur doit être construit pour notre étude du geste du rameur en 3D. L'International Society of Biomechanics (I.S.B.) recommande la décomposition du membre supérieur en 6 segments (Wu et al., 2005). Néanmoins, la palpation de la scapula et la clavicule est habituellement entrepris sur des postures statiques successives et reste donc une problématique durant le mouvement. Plus généralement, le modèle du membre supérieur se compose de 4 segments rigides. C'est le cas en aviron où seuls le tronc, le bras, l'avant-bras et la main sont représentés (Colloud, 2003 ; Pudlo, 1999) et ceci malgré la mobilisation incontestable de l'épaule. Un compromis ne pourrait-il pas être avantageusement retenu ? L'objet de cette étude est de comparer deux modèles, l'un à 4 segments et l'autre à 5 segments, se différenciant par la prise en compte ou non de l'articulation sterno-claviculaire comme a pu le proposer Pradon et al. (2003) lors de l'analyse cinématique du membre supérieur dans la propulsion en fauteuil roulant.

AVIII.1 METHODE ET PROTOCOLE

Le modèle à 4 segments rigides (M4, 9ddl) considère la main, l'avant-bras, le bras et le torse. Le modèle à 5 segments rigides (M5, 12ddl) intègre en plus « l'épaule ». L'erreur calculée en bout de chaîne, entre la trajectoire de l'effecteur, le 3^{ème} métacarpe, reconstruite et mesurée est retenue pour comparer ces 2 modèles (Figure AVIII.1).

Deux séries de pré-expérimentations, se déclinant en des mouvements de circumduction de la clavicule puis du bras, sont réalisées afin d'estimer les centres articulaires liant le torse à la clavicule (M5), la clavicule à l'humérus (M5) et le torse à l'humérus (M4). Les longueurs segmentaires (main, avant-bras et bras) et les angles articulaires (9 pour M4, 12 pour M5) sont calculés à partir d'une expérimentation menée à 36 coups.min⁻¹ sur ergomètre. Ces différentes mesures sont réalisées à l'aide d'un système d'acquisition de type VICON®.

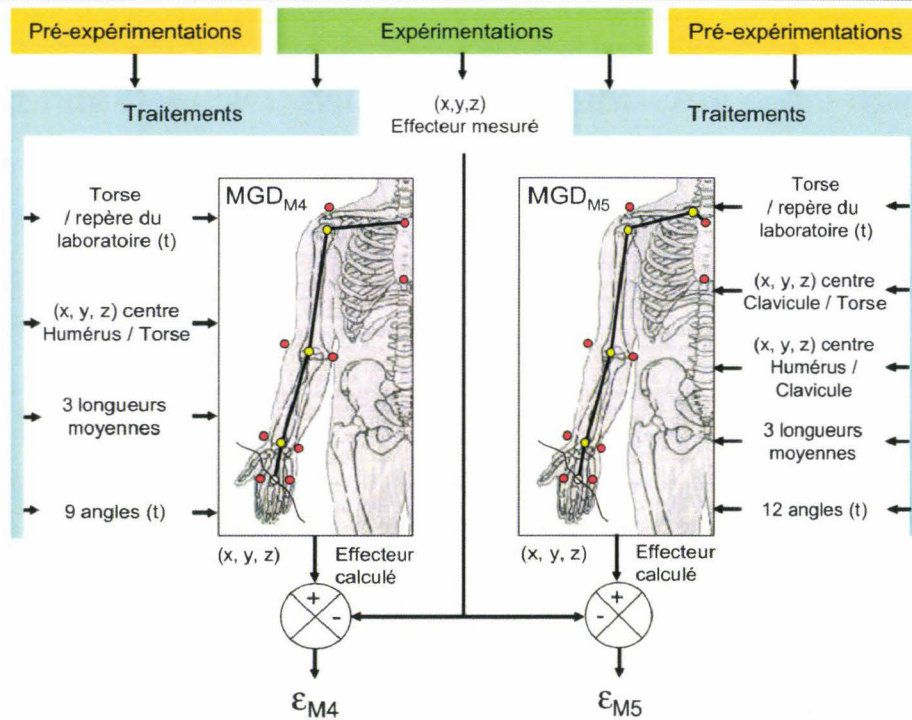


Figure AVIII.1 : Comparaison des modèles à 4 segments et 5 segments.

AVIII.2 RESULTATS

La Figure AVIII.2 présente les erreurs calculées en bout de chaîne avec les modèles M4 et M5. L'erreur moyenne calculée avec M4 est égale à 23.8 mm, elle est de 6.6 mm avec M5. Le tableau AVIII.1 donne l'erreur moyenne calculée avec M5 en prenant comme longueur, pour le bras (Lb), l'avant-bras (Lab) et la main (Lm), leur valeur instantanée (t) ou moyenne. Lorsque la longueur instantanée du bras est retenue dans le calcul, l'erreur moyenne avec M5 est égale à 3.0 mm. Elle est de 1.3 mm lorsque les longueurs instantanées du bras et de l'avant-bras sont retenues dans le calcul.

M5	Lb, Lab, Lm	Lb(t), Lab, Lm	Lab(t), Lb, Lm	Lm(t), Lb, Lab	Lb(t), Lab(t), Lm	Lb(t), Lm(t), Lab
Erreur moyenne [mm]	6.6	3.0	7.7	6.5	1.3	3.3

Tableau AVIII.1. Erreurs moyennes calculées avec M5 en fonction des valeurs considérées (instantanées (t) ou moyennes) pour les longueurs segmentaires du bras (Lb), de l'avant-bras (Lab) et de la main (Lm).

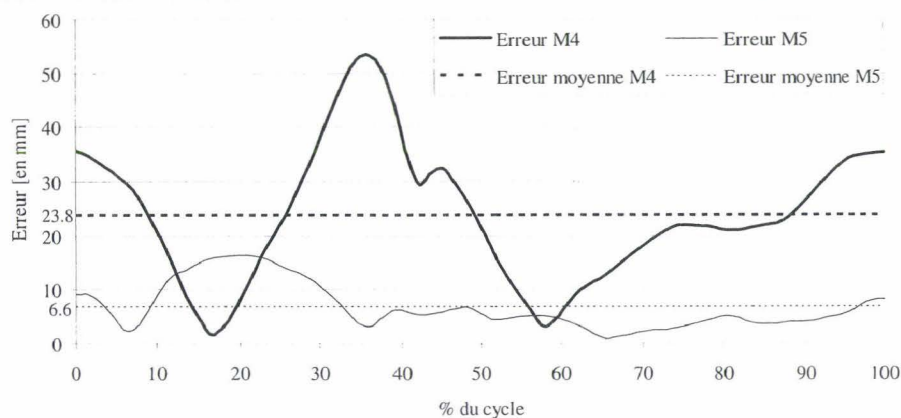


Figure AVIII.2. Erreurs calculées en bout de chaîne via les modèles M4 et M5 sur un cycle réalisé à 36 coups.min-1.

AVIII.3 CONCLUSION

Le modèle M5 offre de meilleurs résultats que le modèle M4. M5 apparaît donc comme un bon compromis entre le modèle M4 « habituellement » retenu, mais peu représentatif du mouvement du membre supérieur en aviron, et le modèle M6 recommandé par l'ISB, mais difficilement utilisable dans la pratique. Une erreur subsiste néanmoins en bout de chaîne, elle semble être imputable à la mauvaise estimation de la longueur du bras et de l'avant-bras dû certainement au positionnement des marques au niveau de l'épicondyle et de l'épitrôchlée. L'articulation gléno-humérale représente mieux la réalité lorsque celui-ci est calculé dans le repère associé à l'épaule (clavicule) que celui calculé dans le repère tronc.



ADAPTATIONS DU GESTE DU RAMEUR EXPERT A L'AUGMENTATION DE LA CADENCE SUR ERGOMETRE

Résumé :

La cadence est un critère de performance en aviron. Celle-ci doit être comprise entre 32 et 40 coups.min⁻¹ pour espérer faire partie des médaillés. Pourtant, aujourd'hui encore, l'entraînement sur ergomètre, l'outil de simulation du geste du rameur par excellence, se réalise le plus souvent à basse cadence, où les 20 coups.min⁻¹ ne sont que très rarement dépassés. Dans ces conditions, ne serait-il pas intéressant de s'entraîner à haute cadence sur ergomètre et donc s'entraîner à maintenir des cadences de course ?

Pour apporter une réponse précise à cette problématique, les indicateurs de la performance, et plus particulièrement les indicateurs techniques de la performance sont recherchés. L'hypothèse retenue est que si il est avantageux, d'un point de vu technique, de ramer à haute cadence sur ergomètre alors les indicateurs techniques de la performance devraient être bons. La méthodologie mise en œuvre est graduelle et retient des indicateurs temporelles et spatio-temporelle du geste du rameur jusqu'aux couples inter-segmentaires, en passant par les phases relatives continues calculés pour les articulations du coude, du tronc et du genou.

Deux séries d'expérimentations impliquant des rameurs experts français ont été réalisées pour des cadences variant de 18 à 40 coups.min⁻¹. Les données cinématiques et dynamiques nécessaires au calcul des indicateurs ont été recueillies et traitées.

Les résultats, de manière générale, permettent de conclure que les entraînements à haute cadence sont plutôt néfastes aux rameurs experts. Néanmoins, ils conduisent à des pistes qui pourraient permettre après l'ajout d'un feedback extéroceptif d'inverser nos conclusions et donc de promouvoir finalement l'entraînement à haute cadence sur ergomètre.

Mots clés : Aviron, coordination, cinématique, dynamique, augmentation de cadence

Abstract:

Stroke rate is a criterion of performance in rowing. This one must range between 32 and 40 strokes per minute to hope to belong to the medal-holders. However, most of the times, training sessions are realized on rowing ergometer, the best simulation tool, where stroke-rate hardly exceeds 20 strokes per minute which is too low. Therefore, wouldn't it better to train on rowing ergometer at higher cadence? To answer precisely this question, the performance indicators, and more particularly the technical ones are required. The hypothesis is that technical performance indicators would be good if it's advantageous, from a technical viewpoint, to row at a high stroke rate on rowing ergometer. The implemented methodology is gradual and uses temporal and space-time indicators of the rower gesture to calculate net joint torques at the elbow, trunk and knee using continuous relative phases. Two series of experiments involving highly experienced rowers were carried out for stroke rates ranging from 18 to 40 strokes per minute. Kinematic and dynamic data, necessary to the calculation of the indicators, were collected and processed. The results show that rowing at high stroke-rate is rather harmful. Nevertheless, they indicate that using exteroceptive feedback would change our conclusions and therefore promote training at high stroke-rate on rowing ergometer.

Key words: Rowing, coordination, kinematics, kinetic, increased rate

Bibliothèque Universitaire de Valenciennes



00900675