

N° d'ordre :

THÈSE

PRÉSENTÉE À

L'UNIVERSITÉ de POITIERS

ÉCOLE DOCTORALE Sciences pour l'ingénieur

Par **Mickaël BEGON**

POUR OBTENIR LE GRADE DE

DOCTEUR

SPÉCIALITÉ : Biomécanique et Bio-ingénierie

**Analyse et simulation tridimensionnelle de
mouvements cycliques sur un ergomètre
spécifique au kayak**

Soutenue le : 10 novembre 2006

Après avis des rapporteurs :

Mlle Laurence CHÈZE .. Pr – Université Lyon 1

M Franck BARBIER MCF – Université de Valenciennes

Devant la commission d'examen composée de :

Mlle Laurence CHÈZE .. Pr – Université Lyon 1 Président

M Franck BARBIER MCF – Université de Valenciennes Rapporteur

M Éric BERTON Pr – Université de la Méditerranée Examineur

M Paul ALLARD Pr – Université de Montréal Examineur

M Pierre-Brice WIEBER CR – INRIA Rhône-Alpes Examineur

M Philippe SARDAIN .. MCF – Université de Poitiers Co-Directeur

M Patrick LACOUTURE Pr – Université de Poitiers Directeur

M Philippe GRAILLE ... DTN – FFCK Invité

À ma fée,

Remerciements

Passion, labeur, échanges, choix, démotivation, formation, projet — autant de mots rattachés à ces quelques années. Il est peut-être plus facile de trouver une structure au mémoire qu'à ces quelques lignes de remerciements. Ordonnés ou désordonnés, ils sont l'occasion de se rappeler le soutien des uns et des autres dans la réalisation de ce projet. Plutôt que de partir à la recherche de synonymes de « remerciements », je vais raconter, brièvement et sans remonter trop loin, les moments clé de ma formation en citant les personnes envers qui j'exprime toute ma gratitude.

De ma formation de gymnaste et d'éducateur en gymnastique, est né l'intérêt pour l'analyse et la compréhension du mouvement. Les enseignements de Philippe Vaslin (Université Blaise Pascal – Clermont-Fd) puis de Pierre Legreneur et Karine Monteil (Université Claude Bernard – Lyon) m'ont apporté respectivement rigueur dans la démarche et intérêt de la publication. J'ai intégré pour le DEA l'équipe Mécanique du Geste Sportif du Laboratoire de Mécanique des Solides (LMS) à une période charnière. L'équipe d'Alain Junqua associée au Laboratoire de Métallurgie Physique devenait celle de Patrick Lacouture et passait au LMS dirigé par Olivier Bonneau. Le rattachement de l'équipe au LMS fut accompagné d'une allocation ministérielle. Le bénéfice de ce financement me permit de poursuivre ma formation à la recherche. Ce changement s'accompagnait également des enseignements de Guy Bessonnet en mécanique des solides.

Mon sujet de thèse repose sur une collaboration avec la Fédération Française de Canoë-Kayak. Encadré par Patrick Lacouture et Philippe Sardain, j'ai bénéficié de leur expertise en mesure, mécanique et technologie pour mener au mieux le projet. Je les remercie d'avoir accepté de me suivre et de m'avoir accordé leur confiance pour colorer, à ma façon, la problématique initiale. Les relations laboratoire-fédération furent supervisées par François Durand (professeur de sport du CREPS de Poitou-Charentes). Son vécu de céiste de haut niveau, d'entraîneur national et son ingéniosité technique furent des atouts précieux.

En seconde année avec le soutien du laboratoire et de l'école doctorale, j'ai *visité* Paul Allard et son équipe de l'hôpital Sainte Justine (Montréal – Québec). Le travail réalisé en collaboration avec Mansour fut l'occasion de découvrir l'application clinique de la biomécanique. Cette même année, les piliers des travaux fondateurs de l'équipe, Alain Junqua et Jacques Duboy, devenaient retraités, poursuivant leurs travaux au CAIPS (Centre d'Analyse d'Image et de la Performance Sportive). Les postes furent remplacés par deux jeunes maîtres de conférences et l'équipe passait physiquement d'une aile à l'autre du SP2MI, occasion de brasser de vieux matériels et de rencontrer Claude Vallée et ses collaborateurs internationaux. La salle 3/W04 fut habitée par Fabien *dit l'ingénieur*, Tony *dit l'élu*, Éric *dit le kiné* et moi-même (aux surnoms non divulgués). Je souhaite souligner

leur bonne constitution face à mon appropriation abusive et progressive de l'espace et mes réflexions *parfois* provocantes. Est venu rapidement le temps de penser à la vie postdoctorale. Floren Colloud m'apporta son expérience pour monter un dossier de bourse Lavoisier. Ma thèse s'enchaîne donc par dix mois à Loughborough dans le laboratoire de Maurice Yeadon, pour moi lieu mythique de la simulation des mouvements gymniques.

Dans ces contextes — intellectuels, matériels et financiers — favorables, les heures de labeur s'enchaînaient. Quatre personnes en particulier ont apporté la joie et les échanges nécessaires au maintien de la passion : Stéphanie tout d'abord pour ce quotidien partagé intensément durant quelques années, Champy pour les collaborations et rires du DEA, Tony pour ces années de thèse et dernièrement Floren pour les échanges kayak-aviron.

Il manque encore beaucoup de personnes non citées que je ne saurais oublier : mon papa pour la conception et fabrication de plusieurs mécanismes utilisés dans la thèse, mon frère pour les relectures et les autres membres de ma famille ; mes amis de Clermont-Fd (aujourd'hui mutés dans des établissements où l'enseignement n'est peut-être pas la priorité), de Lyon ou encore ceux liés à la gymnastique ; Arnaud pour les discussions scientifiques et techniques sur l'une des plus belles applications de la biomécanique — la gymnastique — ; enfin les étudiants que j'ai co-encadrés (Olivier, Anthony, Sylvain) et tous ceux présents au laboratoire ces quatre dernières années.

Je termine en témoignant ma reconnaissance aux rapporteurs de mon manuscrit, Laurence Chèze et Franck Barbier, ainsi qu'aux examinateurs, Éric Berton, Pierre-Brice Wieber et Paul Allard, pour s'intéresser à mes travaux, les critiquer et faire naître la discussion scientifique.

Table des matières

Introduction générale	1
I Instrumentation d'un ergomètre-kayak et exploitation des mesures	9
1 Développement et validation d'un ergomètre instrumenté	11
1.1 Intérêt d'instrumenter un ergomètre	11
1.2 Description de l'ergomètre et de son instrumentation	13
1.3 Validation des mesures sur l'ergomètre	17
1.3.1 Description du protocole	17
1.3.2 Description des systèmes mécaniques	18
1.3.3 Résultats du processus de validation	20
1.3.4 Commentaires sur la validité de l'instrumentation.	22
2 La cinématique : ergomètre <i>versus</i> kayak	25
2.1 Protocole proposé pour comparer les deux conditions de pagayage	26
2.1.1 Choix des sujets	26
2.1.2 Acquisition cinématographique	26
2.1.3 Définition des paramètres comparés	27
2.2 Résultats de la comparaison des gestuelles	29
2.3 Discussion sur la comparaison des gestuelles	31
3 Comparaison des accélérations	33
3.1 Méthode de simulation de la cinématique	34
3.1.1 Sujets et tests effectués	34
3.1.2 Modèles de résistance et mesure de la force propulsive	35

3.1.3	Simulation de la cinématique	39
3.1.4	Analyse statistique	41
3.2	Résultats des simulations	41
3.3	Discussion sur la simulation de la cinématique	42
3.3.1	Précision des techniques	43
3.3.2	Précision des modèles de résistance	43
3.3.3	Précision et justesse des combinaisons	45
3.3.4	Effets de quelques paramètres : Vitesse et fréquence d'acquisition	46
3.3.5	Conclusions sur la simulation de la cinématique	47
3.4	Comparaison des accélérations	47
4	Exploitation de l'ergomètre 2D	51
4.1	Trajectoires des pales	51
4.1.1	De la pale plate à la pale <i>wing</i>	52
4.1.2	Modification du coup de pagaie avec l'augmentation de cadence	53
4.1.3	Paramètres modifiés par la cadence	56
4.2	Analyse des forces extérieures	57
	Conclusion et perspectives de la première partie	61
II	Simulation dynamique du mouvement de pagayage	65
5	Le modèle géométrique dans <i>HuMANs</i>	71
5.1	Description du simulateur HuMANs	71
5.2	Architecture du simulateur	72
5.2.1	La dynamique du système	72
5.2.2	Organisation des fonctions	74
5.3	Le modèle géométrique du kayakiste sur ergomètre	76
5.3.1	Une géométrie simplifiée	76
5.3.2	Les articulations	76
6	Problème cinématique inverse du pagayage	83
6.1	Définition des tâches du mouvement de pagayage	83
6.1.1	Fonctions d'approximation des tâches	86
6.2	La cinématique inverse	90
6.2.1	La matrice jacobienne	90

6.2.2	Multiplicité des solutions et pseudo-inverse	91
6.2.3	Résolution par la transposée de la jacobienne	92
6.2.4	Résolution par la pseudo-inverse pondérée avec amortissement	93
6.2.5	La pseudo-inverse et le terme d'optimisation	95
7	Simulation dynamique du pagayage	99
7.1	Génération symbolique du modèle dynamique	100
7.1.1	Notations	100
7.1.2	Algorithme général	102
7.2	Modélisation dynamique du kayakiste	103
7.3	Modélisation de l'ergomètre	105
7.3.1	Modèle cinématique du frein aérodynamique	105
7.3.2	Modèle dynamique du frein aérodynamique	107
7.4	La simulation	110
7.4.1	Problème dynamique direct	111
7.4.2	Problème dynamique inverse	114
8	Apport de la simulation dans l'analyse du pagayage	117
8.1	Première analyse des simulations	117
8.1.1	La mobilité du chariot	118
8.1.2	L'augmentation de la cadence	120
8.1.3	La modification de la position du carter	122
8.2	Ergomètre mobile <i>versus</i> ergomètre fixe	123
8.2.1	Résultats sur l'effet de la mobilité du chariot	125
8.2.2	Discussion sur la mobilité du chariot	128
8.3	Importance des membres inférieurs dans la performance	129
8.3.1	Simulations et paramètres mécaniques analysés	130
8.3.2	Résultats sur l'importance de la mobilité du pelvis	131
8.3.3	Discussion sur le mobilité du pelvis	134
	Conclusion et perspectives de la seconde partie	137
III	Amélioration des données cinématiques et du modèle anthropométrique pour une analyse tridimensionnelle du pagayage	141
9	Amélioration des données cinématographiques	145

9.1	Erreurs dues aux occlusions partielles	146
9.1.1	La reconstruction tridimensionnelle du mouvement	146
9.1.2	Expérimentation	147
9.1.3	Résultats du traitement des occlusions partielles	150
9.1.4	Implications pour l'analyse cinématographique	151
9.2	Les artefacts dus aux mouvements de la peau	152
9.2.1	Conséquences des ADMP au niveau du membre inférieur	154
9.2.2	Minimiser ces artefacts	155
10	Adaptation du modèle de Hatze pour le pagayage	159
10.1	Les modèles anthropométriques	159
10.2	Choix d'un modèle géométrique segmentant le tronc	161
10.2.1	Modélisation du tronc	161
10.2.2	Nécessité de segmenter le tronc	162
10.2.3	Présentation et modifications du modèle de Hatze	163
10.3	Intérêt de la dissociation des épaules	164
10.3.1	La modélisation de l'épaule	164
10.3.2	Expérimentation sur une tâche simple	166
10.3.3	Résultats des analyses statistiques	169
10.3.4	Discussion sur l'effet des modèles de l'épaule	172
11	Détermination des centres articulaires	175
11.1	Méthodes d'estimation des centres articulaires	176
11.1.1	Estimation du centre articulaire de l'épaule	177
11.1.2	Estimation du centre articulaire de la hanche	179
11.2	Proposition de tests fonctionnels pour des athlètes	180
11.2.1	Protocole	181
11.2.2	Simulations	188
11.2.3	Effet du mouvement sur l'estimation du CAH	189
11.2.4	Discussion	191
11.2.5	Conclusions sur la détermination du CAH	194
	Conclusion et perspectives de la troisième partie	195
	Conclusion générale et perspectives	197
	Bibliographie	205

A Annexes – Partie 1	223
A.1 Précision des capteurs du chariot	223
A.1.1 Précision du chariot en statique	223
A.1.2 Estimation des forces de contact	225
A.2 Force de propulsion et résistance à l’avancement	227
A.2.1 Force Propulsive	227
A.2.2 Résistance à l’avancement	228
B Annexes – Partie 2	231
B.1 Calcul de J^+ et de $\mathbf{1}J^+J$	231
B.2 Algorithme du vecteur des effets non linéaires	232
C Annexes – Partie 3	233
C.1 Modifications apportées au modèle de Hatze	233
C.2 Modèle pour l’acquisition cinématographique	234
C.3 Algorithme	239
C.4 Paramètres inertiels segmentaires	240
D Liste des publications de l’auteur	243
Annexes	223

Liste des tableaux

1.1	Erreur RMS [N] calculée pour les sujets, les deux systèmes mécaniques et les trois phases de l'essai. La somme maximale des intensités des forces est donnée pour information.	20
2.1	Longueur moyenne (écart-type) [mm] des segments dans les deux environnements pour les deux sujets.	29
2.2	Durées relatives en pourcentage ($\pm 1\%$) des trois phases du coup de pagaie dans les deux conditions pour les deux kayakistes. Des valeurs mesurées par Kendal et Sanders (81) (A) et Plagenhoef (129) (B) sont ajoutées.	29
2.3	Coefficients de corrélation multiple moyens (écarts-types) entre les coups de pagaie sur ergomètre et entre l'essai en kayak et celui sur ergomètre. Les valeurs correspondent à la moyenne des CMC des trois coordonnées des deux kayakistes pour chaque articulation. Concernant le CMC de la ceinture scapulaire seule la moyenne entre les deux sujets est calculée.	30
3.1	Ce tableau regroupe les caractéristiques anthropométriques, la longueur de la pagaie ainsi que la durée et la vitesse moyenne du test de référence (\bar{V}) pour les 12 kayakistes. Les dernières colonnes résument les conditions climatiques rencontrées durant les tests de référence.	34
3.2	Distances [m] virtuelles moyennes (écarts-types) selon les modèles de résistance (1 à 3) et selon les techniques de mesure de la propulsion (A à C). Les valeurs en indice et exposant sont les conséquences de l'incertitude d'une seconde sur la durée de la course. Dans la seconde partie du tableau, les valeurs moyennes (écarts-types) du temps de calcul sont résumées.	41

3.3	Valeurs moyennes (écarts-types) des erreurs RMS et CMC entre l'accélération du système <i>athlète-pagaie</i> simulée en kayak et les accélérations mesurées dans le repère laboratoire [condition Chariot Mobile] et dans le repère local du chariot [condition Chariot Fixe]. Les valeurs sont calculées avec 12 kayakistes pour un cycle de référence extrait d'une séquence de pagayage à 92 cpm.	48
4.1	Valeurs moyennes pour l'ensemble des sujets (n=11) des coefficients de corrélation (écart-type) entre la cadence de pagayage (30 valeurs comprises entre 50 et 110 cpm) et [A] la durée relative des phases aquatique et aérienne [% de la durée du coup] puis [B] le déplacement horizontal (X et Y) de l'extrémité de la pale selon l'accrochage, l'action et le dégagé. Le dernier paramètre étudié est la durée [s] de chacune de ces trois parties.	56
5.1	Modèle géométrique du système <i>chariot-athlète-pagaie</i> . ψ , θ et ϕ correspondent à l'orientation (angles de Cardan) du segment par rapport au segment parent et P_X , P_Y et P_Z à la translation de son origine. Les coordonnées généralisées q_{1-22} sont des coordonnées de posture et q_{23-28} correspondent à la position et l'orientation de la racine. Enfin, les variables Di et Lo sont des dimensions propres à chaque kayakiste, sa pagaie et la distance entre l'assise et le palonnier (Figure 5.2).	77
5.2	Butées articulaires du modèle géométrique pour le pagayage. FE, AbAd et Rotation correspondent respectivement à Flexion-Extension, Abduction-Adduction et Rotation selon l'axe longitudinal du segment (droite-gauche pour les segments du tronc et médio-latérale pour les autres segments). . .	80
6.1	<i>Tags</i> nécessaires à la représentation graphique (Figure 5.2) et à la définition des tâches. Les coordonnées sont définies dans le repère associé au solide. (Note : D=Droite, G=Gauche, Ext. = Extrémité)	85
6.2	Paramètres [minimum : maximum] de la fonction des tâches : $c_1 + c_2 \cos(\beta) + c_3 \sin(\beta) + c_4 \cos(2\beta) + c_5 \sin(2\beta)$	89
7.1	Paramètres inertiels des segments composant le kayakiste. Pour chaque segment sont calculés la masse, le centre de masse et les moments d'inertie selon le modèle anthropométrique de de Leva (45).	104

8.1	Travail moyen (n=26) et écart-type des efforts articulaires [Joules] des membres inférieurs [MI], du tronc (articulation entre le pelvis et l'abdomen), des membres supérieurs droit [MSd] et gauche [MSg] et travail total lors d'un cycle selon deux conditions de pratique : chariot mobile et chariot fixe. La dernière colonne donne la valeur p du test- t entre les deux conditions. Le seuil de confiance est $\alpha = 0,05$	126
8.2	Impulsions moyennes (n=26) [Ns] simulées de la force propulsive du coup droit et du coup gauche et selon trois parties du coup pour deux types d'ergomètres : mobile <i>versus</i> fixe. La dernière colonne donne la valeur p du test- t entre les deux conditions. Le seuil de confiance est $\alpha = 0,05$	126
8.3	Vitesses moyennes (n=26) et écarts-types [$m.s^{-1}$] lors des coups de pagaie à droite et à gauche selon la cinématique du pelvis : mobile [C1] <i>versus</i> fixe [C2].	133
8.4	Impulsions [Ns] simulées de la force antéro-postérieure aux pales selon trois parties du coup et deux cinématiques : pelvis mobile [C1] <i>versus</i> fixe [C2]. La dernière colonne donne la valeur p du test- t entre les deux conditions. Le seuil de confiance est $\alpha = 0,05$	133
8.5	Dépense énergétique [Joules] pour un cycle des membres inférieurs [MI], du tronc (articulation entre le pelvis et l'abdomen), des membres supérieurs droit [MSd] et gauche [MSg] et travail total selon deux cinématiques : utilisation de l'ensemble des articulations [C1] et avec le pelvis immobile [C3].	134
9.1	Instants en pourcentage du cycle, des occlusions cycliques pour le côté droit.	149
9.2	Traitement du signal optimal des données avec occlusions partielles. Largeur de la fenêtre d'un lissage de Savitsly-Golay d'ordre 3 [SG] et fréquence de coupure d'un filtre de Butterworth d'ordre 4 sans déphasage [BW].	151
10.1	Erreurs RMS moyennes (écart-type) selon la cadence de pagayage et le modèle anthropométrique (n=12).	162
10.2	Valeurs de p données par l'ANOVA testant l'effet du modèle, de l'amplitude du mouvement, de la quantité d'accélération de l'objet (ma) et leurs interactions sur les paramètres mécaniques : vitesse angulaire maximale de l'articulation glénohumérale (ω_{max}), couple maximal de l'articulation sternoclaviculaire (τ_{max}) et travail du membre supérieur. * signifie $p < 0,05$ et ** $p < 0,01$	170

10.4	Valeurs moyennes et écarts-types, selon les deux modèles biomécaniques, des paramètres mécaniques : la vitesse angulaire maximale (ω_{max}) en flexion et abduction du bras, le couple maximum à l'articulation sternoclaviculaire (τ_{max}) en antépulsion et élévation ainsi que le travail.	170
10.3	Valeurs moyennes et écarts-types, selon les quatre conditions de la tâche, des paramètres mécaniques : la vitesse angulaire maximale (ω_{max}) en flexion et abduction du bras, le couple maximum à l'articulation sternoclaviculaire (τ_{max}) en antépulsion et élévation ainsi que le travail.	171
11.1	Amplitude des déformations [% de la longueur de référence] des clusters. Pour chaque nature (<i>ample, limitée, explosive</i>), type de mouvement (<i>AbAd, FE, C</i>) et longueur, une valeur moyenne est calculée. Les valeurs pour créer le bruit sont la moyenne des trois types de mouvement.	185
11.2	Coefficients de déformation [mm] $a_{2j,k}$ selon le marqueur ($M_j, j = 1, \dots, 6$) et la nature du mouvement (k).	188
11.3	Amplitude articulaire de la hanche [$^\circ$] pour les trois natures de mouvement. Pour comparaison, les valeurs d'études précédentes sont données.	190
11.4	2 Erreurs moyennes (et écarts-types) de chaque test : combinaison de la nature, du type de mouvement et du nombre de cycles.	190
A.1	Valeurs moyennes de Root Mean Square Erreur [N] pour les 9 configurations de test possibles (intersection des lignes et des colonnes).	225
C.1	Placement des marqueurs techniques des segments.	236
C.2	Placement des marqueurs anatomiques des segments.	237
C.3	Placement des marqueurs anatomiques des segments.	238
C.4	Paramètres inertiels segmentaires d'un kayakiste d'après le modèle de Hatze.	240
C.5	Paramètres inertiels segmentaires d'un kayakiste d'après le modèle de Hatze (suite).	241
C.6	Paramètres inertiels segmentaires des sujets de l'expérimentation sur une tâche simple.	242

Table des figures

1	Kinogramme (12,5 Hz), en vue sagittal, d'un cycle (coup droit en haut, coup gauche en bas) de pagayage à 90 coups par minute sur ergomètre.	4
1.1	Schéma de l'ergomètre composé d'un bâti sur lequel roule un chariot.	14
1.2	Les capteurs piézoélectriques (3) mesurent les forces antéro-postérieures dans les deux directions car ils sont précontraints. La glissière à rouleaux entre les parties inférieure (1) et supérieure (2) minimise les frottements.	15
1.3	Chariot avec détails du siège (A) et du palonnier (B). Les capteurs piézoélectriques (2) sont précontraints entre la partie fixe (1) et la partie mobile (3) d'une glissière à rouleaux.	15
1.4	Deux cardans sont placés après les poulies du frein. Les filins coulissant dans le tube entraînent la rotation des deux axes. Les coordonnées sphériques sont enregistrées par deux potentiomètres placés sur les axes verticaux et horizontaux. Les trois photographies représentent de gauche à droite : le premier modèle de cardan, la version allégée avec une aiguille en composite et le dernier modèle de taille réduite. La taille des potentiomètres et du filin rend compte des proportions.	16
1.5	Instrumentation de l'ergomètre. Les trois vecteurs représentent les forces mesurées par les capteurs : les tensions de l'élastique (F_{El}) et des filins (F_{Wi}). Les goniomètres mesurent l'azimut (θ) et l'élévation (ϕ) des filins. Les marqueurs réfléchissants sur les filins définissent leur orientation à partir du système opto-électronique.	19
1.6	Données expérimentales du PFD pour le second sujet. La résultante des forces et la quantité d'accélération sont tracées pour les trois phases (statique, démarrage et à cadence stable) et pour les deux systèmes ($S1$: <i>chariot</i> ; $S2$: <i>athlète-pagaie-chariot</i>)	21

2.1	Illustration de l'acquisition cinématographique en bassin de carènes. . . .	27
2.2	Kinogramme à 10 Hz des membres supérieurs et de la tête durant un coup de pagaie en kayak (lignes grises) et sur ergomètre (lignes noires). Le kinogramme est éclaté selon l'axe antéro-postérieur du mouvement. . . .	30
3.1	Vitesse et distance simulées au cours de l'essai sur ergomètre. t_0 correspond au début l'acquisition des données. Lorsque la cadence est constante (84 cpm), le test commence (t_i). L'acquisition stoppe environ 5 secondes après le temps de référence enregistré lors du test en kayak. L'incertitude ($\pm 1 s$) associée au temps de référence permet de calculer une erreur sur la distance simulée.	36
3.2	Comparaison de la force propulsive calculée selon les techniques A (à partir du cinéma) et C (à partir des cardans). La différence constatée entre les signaux est présentée par les diagrammes en barres.	38
3.3	Estimation de la variation de vitesse du kayak au cours d'un cycle en fonction des forces aux pales mesurées sur l'ergomètre (technique A) et de la résistance à l'avancement calculée par le modèle 1.	40
3.4	Les courbes montrent les modifications de classement des kayakistes pour les neuf combinaisons et le test de référence (REF). Les combinaisons et la référence sont organisées selon un ordre croissant de la performance moyenne des 12 sujets.	42
3.5	Résistance totale en fonction de la vitesse de la coque pour les trois modèles.	44
3.6	Accélération de système <i>athlète-pagaie</i> calculée dans le repère laboratoire, calculée dans le repère local du chariot (simulation d'un chariot fixe) et simulée en kayak pour 12 kayakistes lors d'une séquence à 92 cpm.	50
4.1	Trajectoire dans le plan horizontal de la pale gauche (centre de la pale et son orientation) de deux pagayeurs de niveau international dans l'étude de Kendal et Sanders (82) (<i>in</i> Sanders et Cowan (144)). (a) Le meilleur kayakiste de l'étude, (b) le kayakiste présentant le plus de déplacement de la pale vers l'arrière.	53
4.2	Moyenne des CMC pour l'ensemble des sujets sur la trajectoire aquatique de la pale et de vitesse (X, Y, Z, Vx, Vy, Vz) dans un repère global et un repère local lié au chariot lors d'une séquence à 92 cpm. Les coups gauche et droit sont dissociés.	54

4.3	Trajectoires aquatiques des pales dans un repère local lié au chariot de l'ergomètre. Pour l'ensemble des kayakistes, les cycles d'une séquence à cadence incrémentée sont tracés selon un dégradé de bleu à rouge.	55
4.4	Trajectoires aquatiques des pales pour un sujet. L'ensemble des cycles est représenté (dégradé de bleu à rouge) selon une vue de dessus (graphique <i>quiver</i> en haut à gauche) et selon une vue isométrique (graphique en bas à gauche). Pour ces deux graphiques, les trajectoires tiennent compte de l'avancée du bateau puis les cycles sont superposés par rapport au point d'entrée. Le graphique de droite représente la trajectoire dans un repère local lié au chariot de l'ergomètre.	57
4.5	95% de l'intervalle de confiance (moyenne ± 2 écarts-types) pour les forces aux cale-pieds, assises et pales. Le cycle commence avec l'entrée de la pale droite et les trois positions de pale (entrée, verticalité et sortie) sont indiquées par une ligne verticale en pointillés.	59
5.1	Principes généraux du simulateur. La résolution de l'équation différentielle du mouvement [CompleteDynamics] est interrompue par des événements [EventDetection] séparés en contacts [ContactEventDetection] et en commande [ActuationEventDetection]. Ces événements sont gérés par les deux fonctions suivantes [ContactEventHandling, ActuationEventHandling] afin de poursuivre la résolution.	73
5.2	Présentation du modèle géométrique du système <i>chariot-athlète-pagaie</i> . (A) Les 18 solides ; (B) Répartition des 28 degrés de liberté (ddl) entre les articulations et la racine ; (C) Points du squelette (<i>Tags</i>) impliqués dans la représentation et dans la définition de tâches en coordonnées cartésiennes ; (D) Dimensions des segments faisant appel aux variables L_o et D_i . Le côté droit et le côté gauche ont par hypothèse les mêmes dimensions.	79
6.1	Données expérimentales et fonctions d'approximation pour la rotation du pelvis (courbes de faible amplitude) et du thorax (courbes de grande amplitude) pour neuf séquences de pagayage.	87
6.2	Illustration des fonctions d'approximation pour les tâches de rotation du pelvis et de l'abdomino-thorax. La rotation et la vitesse angulaires sont représentées sur un cycle normalisé [0 ; 100%] pour l'ensemble des kayakistes.	88

6.3	Méthode d'ajustement de la tâche lorsque la boucle des membres supérieurs ne peut pas se fermer. A) Les demi-pagaies ne sont pas en contact après convergence des coordonnées généralisées. B) La position désirée de l'extrémité de la pagaie immergée est calculée pour (C) corriger l'orientation et la position des demi-pagaies.	93
6.4	Coordonnées généralisées moyennes ($n=26$, $\bar{q} \pm SD$) lors du cycle de pagayage obtenues par cinématique inverse. Les butées articulaires définies dans le Tableau 5.2 sont matérialisées par le cadre ou les lignes horizontales en pointillés noirs. (Rappel : une évolution de courbe ascendante correspond à une rotation médiale ou à gauche, une flexion, une abduction, ou à une inclinaison latérale à gauche	98
7.1	Notations des entités cinématiques et dynamiques pour les corps i , h (parent de i), j et k (enfants de i).	100
7.2	Modèle de la force de l'élastique en fonction de la position du chariot sur le bâti.	105
7.3	Schéma du frein aérodynamique avec les entités cinématiques et dynamiques nécessaires à sa modélisation. Plan horizontal, vue de dessus. . . .	106
7.4	Modification du frein aérodynamique pour placer le capteur de couple et de vitesse angulaire. Plan horizontal, vue de dessus.	108
7.5	Données expérimentales (*) et modèle du couple exercé par l'élastique de rappel des poulies en fonction du nombre de tours.	109
7.6	Modèle du couple résistant exercé par le frein aérodynamique en fonction de sa vitesse angulaire (\dot{q}_{29}) en tours par seconde. L'éloignement du carter [- / -.- / -] augmente le couple résistant en favorisant la circulation de l'air.	109
7.7	Kinogramme éclaté d'un cycle de pagayage mesuré et d'un cycle simulé (plan sagittal). Le mouvement simulé par cinématique inverse à partir de fonctions d'approximation est représenté en traits gris. pour le mouvement mesuré, seuls les cuisses, bras et avant-bras ainsi que le tronc et la pagaie sont dessinés en traits noirs.	115
8.1	Déplacement du chariot au cours d'une séquence, départ arrêté ($\dot{q} = 0$), à 110 cpm.	118
8.2	Comparaison des forces antéro-postérieures simulées aux chevilles droite [- -] et gauche [-] lors d'un cycle de pagayage sur ergomètre avec chariot mobile <i>versus</i> chariot fixe.	119

8.3	Couple de flexion-extension des épaules droite [- -] et gauche [-] lors d'un cycle de pagayage sur ergomètre avec chariot mobile <i>versus</i> chariot fixe.	120
8.4	Force antéro-postérieure aux extrémités droite [-] et gauche [- -] de la pagaie au cours d'un cycle à quatre cadences de pagayage.	121
8.5	Couples articulaires du tronc (entre le pelvis et l'abdomino-thorax) lors d'un cycle de pagayage à quatre cadences. En haut est représenté le couple en flexion-extension, en bas, le couple en rotation.	123
8.6	Vitesse angulaire des éléments du frein aérodynamique (ventilateur [-], poulie droite [- -] et poulie gauche [..]) lors d'un cycle de pagayage à 110 cpm selon les trois positions du carter.	124
8.7	Forces antéro-postérieures générées aux extrémités de la pagaie droite [- -] et gauche [-] lors d'une séquence à 110 cpm selon les trois positions du carter.	124
8.8	Couple articulaire de l'épaule en flexion-extension et en abduction-adduction lors d'un cycle sur ergomètre à chariot mobile <i>versus</i> chariot fixe.	127
8.9	Vitesse moyenne antéro-postérieure des pales et contribution de trois parties du corps. La vitesse est représentée avec (C1) et sans (C2) participation du pelvis et des membres inférieurs.	132
9.1	Coordonnées selon l'axe Y des marqueurs définissant la cheville (M_1) et le genou (M_2) du mécanisme illustré par la Figure 9.2) en fonction des caméras incluses dans la reconstruction sans occlusions.	147
9.2	Mécanisme reproduisant le mouvement du membre inférieur lors du pagayage en kayak. L'extension du genou (M_2) entraîne le recul de la hanche (M_3) alors que la cheville (M_1) reste fixe car le pied est sanglé au cale-pied. Des mouvements asymétriques des membres droits et gauches entraînent la rotation du pelvis.	148
9.3	Vitesse des marqueurs selon trois cas de reconstructions : référence (sans occlusions), avec des occlusions cycliques et avec des occlusions interpolées.	150
9.4	Interface graphique pour aider à la reconstruction des marqueurs. La présence/absence de chaque marqueur [mark] pour chaque caméra à tout instant du cycle de pagayage est indiquée par la couleur blanche/noire. Comme de nombreux cycles sont superposés, des niveaux de gris indiquent des occlusions non systématiques. Une fois les caméras choisies, il est possible d'interpoler les trajectoires planaires avant la triangulation puis d'interpoler les trajectoires spatiales.	153

9.5	Déformations des longueurs entre les marqueurs placés sur le membre inférieur lors de contractions isométriques de la chaîne postérieure. Les courbes montrent une déformation moyenne sur 20 cycles pour deux conditions : contractions lentes et contractions rapides.	154
9.6	Variations au cours des cycles des longueurs segmentaires. Le dégradé de couleurs du bleu au vert indique les différents cycle d'une même séquence. La position des pieds, fixe par rapport au chariot, est enregistrée préalablement. Les pieds sont reconstruits lors des séquences de pagayage, c'est pourquoi ils n'ont pas de variation de longueur.	157
9.7	Exemple de double calibration sur le fémur. Les marqueurs anatomiques (GT = grand trochanter, CL = condyle latéral, CM = condyle médial) sont pointés à l'aide d'une baguette dans les deux positions extrêmes du mouvement (d'après Cappello <i>et al.</i> (24)).	158
10.1	(A) Intérêt de modéliser le tronc en plusieurs segments pour prendre en compte les déformations du rachis. On note une diminution de la longueur du segment tronc défini par le grand trochanter et l'acromion lors de la flexion ou de l'extension. (B) Importance de la segmentation des épaules pour la précision angulaire dans l'analyse de certains gestes sportifs. L'antépulsion (rétropulsion) des épaules provoque des flexions (extensions) du tronc voire des rotations lors d'actions dissymétriques des deux épaules. . .	161
10.2	Position des marqueurs techniques pour définir les repères locaux des segments : [M1-M3] thorax, [M4-M6] épaule, [M7-M9] bras, [M10-M12] avant-bras, [M13-M15] main. A) Position finale avec une amplitude réduite et l'objet léger. B) Pointage de l'apophyse coracoïde en position initiale . . .	168
11.1	Illustration de l'ajustement de sphères pour l'estimation du centre articulaire d'une articulation sphéroïde. Les deux sphères de rayon r^{m_1} et r^{m_2} de centre C correspond au domaine théorique de position des marqueurs m_1 et m_2 . $p_{t_1}^{m_1}$, $p_{t_2}^{m_1}$, $p_{t_n}^{m_1}$ et $p_{t_1}^{m_2}$ sont respectivement les vecteurs position du marqueur m_1 aux instants t_1 , t_2 et t_n et du marqueur m_2 à l'instant t_1 . . .	177

11.2	Position des marqueurs anatomiques permettant la définition de repères locaux dans le but d'estimer les coordonnées du centre articulaire de l'épaule et de la hanche. (A) Pour la scapula : AA = angle de l'acromion, BA = bec de l'acromion, PC = processus coracoïde, AI = angle inférieur de la scapula, TS = trigone spinal. (B) Pour le bassin : EIAS = épine iliaque antéro-supérieure, EIPS = épine iliaque postéro-supérieure, SP = symphyse pubienne.	178
11.3	Mécanisme articulé composé de trois segments, d'une rotule et d'un pivot utiliser pour valider la précision des algorithmes de détermination des centres articulaires.	182
11.4	Position des deux clusters du pelvis et de la cuisse droite pour déterminer leurs position et orientation. Les six marqueurs techniques (M_j), définissant six longueurs (L_j), sont placés sur la peau : M1 épine iliaque antérosupérieure [EIAS] gauche, M2 EIAS droite, M3 sacrum, M4 sur la face latérale de la cuisse (environ 0,1 m sous le grand trochanter), M5 sur la face médiale de la cuisse entre le vaste médial et le droit fémoral, M6 sur le tendon du vaste latéral. Les épicondyles latéral et médial [Ep_L , Ep_M] sont calibrés lors d'une posture statique.	183
11.5	Courbes moyennes des déformations (L1-L6) pour le sujet n° 2 réalisant 10 cycles d'abduction-adduction selon les trois natures de mouvement (ample, limité et explosif).	186
11.6	Le bruit artificiel est composé d'une partie continue et d'une partie aléatoire. Le bruit continu pour un cycle est simulé par une courbe de Gauss d'amplitude a , de moyenne b et d'écart-type c . La partie continue est répétée pour chaque cycle tout au long de l'essai sur les coordonnées des marqueurs.	187
11.7	Distribution des variables qualitatives (Type, Nature, Traitement du signal, Solidification, Nombre de cycles, Fréquence et Nombre d'images) en fonction des trois groupes de précision (G1, G2, G3).	189
11.8	Représentation graphique des procédures de comparaison multiples des ANOVA emboîtées. L'intervalle de confiance autour des moyennes est calculé par un test <i>post-hoc</i> de Tukey. La nature du mouvement, l'interaction nature-type et les interactions nature-type-cycles ont été testées successivement. Deux moyennes sont vues comme significativement différentes si leurs intervalles ne se recouvrent pas et inversement ($p < 0,01$).	192

11.9	Application du modèle géométrique défini dans la troisième partie à une séquence de pagayage sur un ergomètre composé de deux plate-formes de force (<i>i.e.</i> une pour l'assise et l'autre pour un des deux pieds). A) Exemple d'une calibration multiple des marqueurs de la scapula (position de sortie de la pale à gauche). Le bas du corps est couvert pour faciliter l'identification des marqueurs. B) Position initiale d'une séquence de pagayage.	196
A.1	Comparaison des forces exercées sur le chariot. Les forces aux pieds et fesses (côtés gauche et droit) sont représentées sur les graphiques de la ligne du haut. Le graphique en dessous compare les forces antéro-postérieures exercées sur le palonnier et l'assise. Enfin, les erreurs relative et absolue sont matérialisées par les deux dernières courbes.	224
A.2	Forces de contact mesurées par les capteurs piézoélectriques lors de mouvements accélérés du chariot (haut gauche). Les forces sont estimées à partir de l'accélération du chariot et des masses des pièces de raccord (haut droite). La différence des deux forces est finalement présentée dans le graphique en bas.	226
C.1	Schéma du tronc du modèle de Hatze. Les segments abdomino-thorax et abdomino-pelvis sont représentés.	233

Introduction générale

La mesure des gestes sportifs à l'aide d'ergomètres est une problématique scientifique affirmée de l'équipe Mécanique du Geste Sportif (Laboratoire de Mécanique des Solides, UMR¹ 6610). L'ergomètre permet de mesurer aisément la cinématique et la dynamique de plusieurs cycles d'une gestuelle dans un volume restreint tout en standardisant le protocole. Les travaux de Leplanquais (101) ou Junqua *et al.* (76) se sont par exemple attachés à comprendre la tâche mécanique réalisée en course à pieds sur tapis roulant. Les thèses de doctorat de Boucher (20) et de Riquet (139) ont apporté une critique mécanique à des tests d'évaluation réalisés sur ergocycles. D'autres laboratoires se sont focalisés sur les ergomètres spécifiques à l'aviron (38; 134), où la conception et l'interprétation des résultats sont complexifiées par le milieu aquatique. La comparaison entre un ergomètre d'aviron fixe et un ergomètre mobile, menée par Colloud *et al.* (39), s'inscrit dans l'analyse de la dynamique des systèmes sur ergomètre. Ainsi la mise en œuvre de tests physiques sur ergomètre doit considérer deux questions soulevées par ces travaux antérieurs :

- Quelle adéquation existe-t-il entre la tâche *in situ* (*i.e.* en kayak) et celle réalisée sur ergomètre ?
- Quels sont les paramètres mécaniques pertinents à mesurer ? Avec quelle précision et quelle fidélité ?

La littérature scientifique est abondante sur les ergocycles, ergomètres d'aviron et tapis roulants ; il en est tout autrement pour les ergomètres spécifiques au kayak. L'équipe conduit depuis 1999 une collaboration avec la Fédération Française de Canoë-Kayak (FFCK). Les objectifs sont une compréhension plus fine de la technique de kayak de course en ligne et l'évaluation des athlètes composant les Equipes de France. Ces deux thèmes sont traités à l'aide d'un ergomètre instrumenté.

La FFCK regroupe deux pratiques — le *canoë* et le *kayak* — similaires mais distinctes. En canoë, l'embarcation, qui vient des Indiens d'Amérique du Nord, est propulsée et dirigée par une pagaie simple. En kayak, activité locomotrice issue des Inuits, une pagaie double est utilisée. La position du pagayeur, respectivement à genoux et assis, permet également de les différencier. Parmi les différentes spécialités de compétition, les plus anciennes et structurées sont les spécialités de course : la course en ligne, le slalom et la descente. L'activité support de notre étude se limite au kayak monoplace de course en ligne (K1), caractérisé par des épreuves de vitesse (200, 500 ou 1000 m) sur eau plate où l'athlète assis se propulse à l'aide d'une pagaie double. Activité olympique depuis 1936, la course en ligne se distingue des autres modes de propulsion sur l'eau par le fait que la pagaie n'est pas fixée au bateau.

¹Unité Mixte de Recherche

La gestuelle, cyclique, est dite « bilatérale alternée ». Le cycle de pagayage comporte le coup droit et le coup gauche. La résultante propulsive d'intensité modérée crée de faibles variations de vitesse à chaque coup. Entre deux phases propulsives, les résistances hydrodynamique et aérodynamique décélèrent le système. Les successions de phases aquatiques (propulsive) et de phases aériennes (de glisse et de remplacement) entraînent des variations sinusoïdales de la vitesse du bateau. Le large panel de coques et de pales offre une variété de résistance de traînée et de portance complexe à modéliser.

La Figure 1 illustre la technique générale du mouvement de pagayage. Le choix d'une séquence sur ergomètre facilite l'observation de l'ensemble du corps. En comparant les images de la première ligne avec celles de la seconde, le mouvement apparaît cyclique et alterné. Les membres inférieurs participent à la performance par des actions dissymétriques (extension de la jambe droite et flexion de la jambe gauche lors du coup droit) qui mettent en rotation le pelvis. On remarque également la rotation du buste, la flexion du membre supérieur proche du sol et l'extension des segments opposés. Les membres supérieurs sont sollicités dans les trois dimensions de l'espace à des fréquences élevées (au-delà de 140 coups par minute). D'autres observations sont à souligner comme l'extension quasi-complète des membres inférieurs et supérieurs au cours du mouvement ou encore la faible amplitude du tronc en flexion-extension.

L'ergomètre mobile est l'outil central de notre travail. Il est constitué d'un bâti sur lequel roule un chariot, assimilable au kayak, qui comporte l'assise et le cale-pieds. Un élastique lie le chariot au bâti. La mobilité du chariot est perceptible en observant la distance entre l'avant du chariot et le bord droit de l'image (Figure 1). L'instrumentation permet de mesurer les forces antéro-postérieures exercées au contact de chaque fesse et de chaque pied. De plus, sont mesurées la tension de l'élastique et les forces aux extrémités droite et gauche de la pagaie. Ces deux dernières forces proviennent d'un frein aérodynamique. A cette instrumentation s'ajoutent un système cinématographique d'analyse du mouvement et des goniomètres qui mesurent l'orientation des filins liant la pagaie au frein.

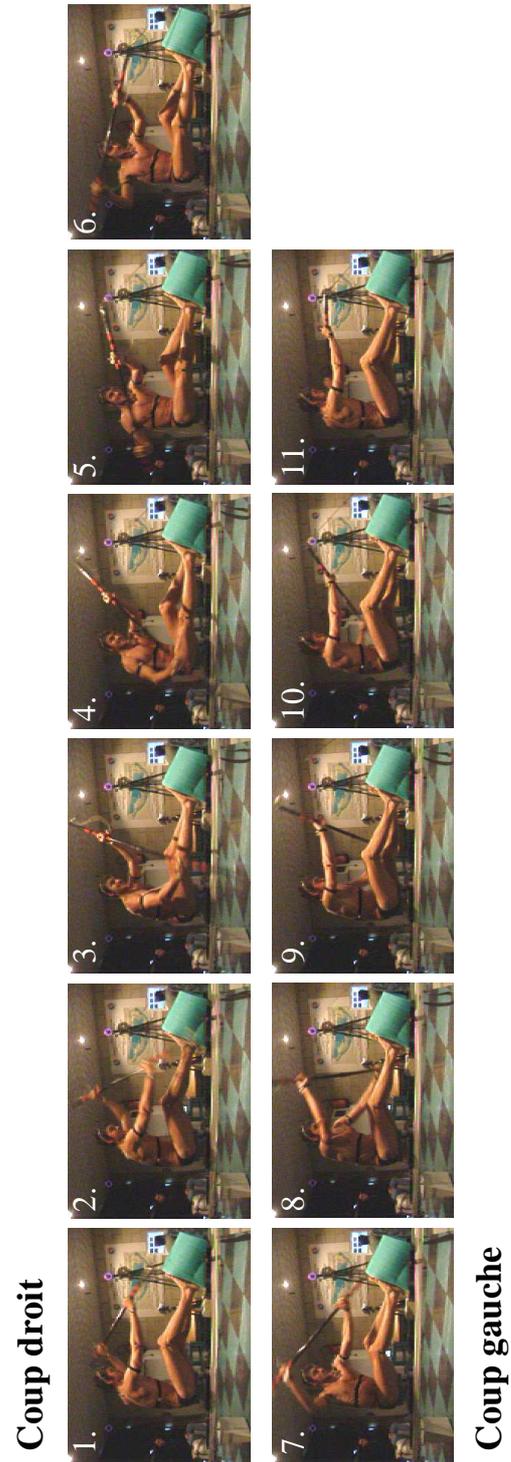


FIG. 1 – Kinogramme (12,5 Hz), en vue sagittale, d'un cycle (coup droit en haut, coup gauche en bas) de pagayage à 90 coups par minute sur ergomètre.

Le **premier objectif** de ce travail est la mise en place d'une démarche expérimentale de validation d'un ergomètre, associée à un système d'analyse d'images, en rapport aux questions introductives. En complément du versant expérimental, les dynamiques du kayakiste et de l'ergomètre sont modélisées pour simuler des situations hypothétiques par modification du matériel ou de la gestuelle.

Le **second objectif** est de traiter des problématiques pertinentes pour les entraîneurs et les athlètes concernant la mécanique du pagayage. Les analyses sont liées à la performance en kayak de course en ligne. Elles viennent affirmer l'intérêt de l'approche expérimentale sur ergomètre et de l'approche numérique sur le simulateur. Ces deux premières démarches mettent en évidence les limites de la station expérimentale actuelle.

Le **troisième objectif** est de proposer un protocole pour une analyse dynamique tridimensionnelle du pagayage sur ergomètre, analyse essentielle à la poursuite du projet.

Ce manuscrit est organisé en trois parties. La **première partie** propose une critique mécanique de l'ergomètre existant, son amélioration et son exploitation. Dans la **seconde partie**, un modèle du kayakiste sur l'ergomètre est proposé afin de simuler les conséquences de modifications matérielles et gestuelles. Enfin, une **troisième partie** s'attache à l'amélioration des données cinématiques et anthropométriques pour calculer les efforts articulaires.

La **première partie**, composée de quatre chapitres, débute par la description détaillée de l'instrumentation de l'ergomètre (**chapitre 1**). La seconde loi de Newton est ensuite appliquée à plusieurs systèmes mécaniques pour évaluer la précision des mesures. Le bilan des quantités d'accélération, calculé à partir de données cinématiques et anthropométriques, est comparé à la résultante des forces extérieures mesurées. L'erreur obtenue est imputée à la trop grande simplicité du modèle anthropométrique.

Le **chapitre 2** détaille la procédure de validation de la gestuelle sur l'ergomètre par rapport au mouvement réalisé en kayak. La trajectoire des segments supérieurs est respectivement mesurée sur l'ergomètre et en situation réelle dans un repère associé au chariot et dans un repère associé au kayak. Les acquisitions en kayak posent des problèmes expérimentaux qui complexifient la comparaison des conditions. Des différences significatives observées au niveau des épaules proviennent de la gestion de l'équilibre sur l'eau difficilement reproductible sur l'ergomètre. Ces étapes successives restent toutefois insuffisantes pour affirmer que les mesures sur ergomètre représentent avec fidélité celles obtenues en kayak, notamment au niveau des efforts extérieurs.

En effet l’ergomètre doit reproduire la dynamique du kayak. La mobilité du chariot est une caractéristique essentielle ; elle permet d’approcher les accélérations et les décélérations du cycle de pagayage. Pour estimer la pertinence de cette mobilité, la cinématique du kayak est simulée au **chapitre 3** après avoir identifié un modèle adapté de la résistance à l’avancement. Ainsi la résultante dynamique est comparée selon trois conditions : chariot mobile, chariot fixe et kayak.

Ces premiers chapitres mettent en évidence les limites actuelles de l’ergomètre. Il convient d’améliorer le modèle anthropométrique et d’envisager une mesure tridimensionnelle des efforts extérieurs. Néanmoins, il est possible d’exploiter certains paramètres mécaniques simples et significatifs pour évaluer et différencier des kayakistes de haut niveau. Afin de clore cette première partie, deux analyses sont développées au **chapitre 4**. Les athlètes étudiés se différencient principalement par leurs forces de calage, exercées au cale-pieds et à l’assise, et par les trajectoires des pales qu’ils produisent. Comme le mouvement des membres inférieurs est peu contraint par la tâche à réaliser, les kayakistes utilisent des stratégies de calage variées, parfois au faible rendement musculaire. Enfin, la simulation d’avancement du kayak est réinvestie pour déterminer les modifications des trajectoires de pales en fonction de la cadence.

La **seconde partie** du mémoire est constituée de quatre chapitres, numérotés de 5 à 8. Une simulation de la dynamique du pagayage est proposée pour tester l’effet de différentes modifications matérielles et techniques sur les efforts généralisés. Le **chapitre 5** commence par une description succincte de *HuMANs*², une boîte à outils de Scilab développée par l’INRIA³ Rhône-Alpes pour la simulation de mouvements (175). Les principes généraux sont introduits. Des modèles cinématiques simples du pagayeur sont ensuite implémentés dans *HuMANs*.

Des tâches cinématiques sont par la suite définies pour caractériser la gestuelle de chaque kayakiste (**chapitre 6**). Sont retenues la position et l’orientation de la pagaie, ainsi que la rotation du pelvis et du thorax. Des séries de fonctions trigonométriques, indépendantes de la cadence de pagayage, approximent ces tâches. Les coordonnées généralisées sont alors obtenues par cinématique inverse.

Le **chapitre 7** présente la dynamique du système. Un modèle du frein aérodynamique est proposé ; il donne à tout instant la force au filin en fonction des coordonnées généralisées et leurs dérivées. Le mécanisme est composé de roues d’inertie, d’une roue à ailettes (ventilateur) et de deux enrouleurs montés sur roue libre. La cinématique du chariot est simulée

²Humanoid Motion Analysis and Simulation

³Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique

puis les efforts articulaires sont calculés par dynamique inverse à partir d'un modèle de répartition des forces de calage.

Le dernier chapitre de cette seconde partie (**chapitre 8**) regroupe quelques applications possibles du modèle de simulation précédemment proposé. Une série de résultats propres à un seul kayakiste sont tout d'abord proposés pour valider le simulateur. L'effet de la mobilité du chariot, de la cadence de pagayage et du réglage du frein aérodynamique sont abordées. Par la suite, deux analyses quantitatives sont menées sur une population de kayakistes. Les effets de la mobilité du chariot et du pelvis sont évalués à partir de paramètres cinématiques, sthéniques et énergétiques.

La **troisième partie** comprend trois chapitres, de 9 à 11. Elle aborde les aspects liés à la mesure de la cinématique et à la modélisation géométrique et anthropométrique du kayakiste. L'objectif est de définir un modèle adapté au mouvement de pagayage afin de calculer les efforts actionneurs. Une analyse mécanique précise impose alors de considérer la mobilité du tronc et des membres supérieurs. Cependant, la littérature est davantage orientée sur les membres inférieurs pour les tâches de locomotion ; peu d'études se sont intéressées à la cinétique du haut du corps. La complexité de la cinématique de pagayage suppose trois incertitudes principales : les occlusions des marqueurs, l'artefact dû au mouvement de la peau et la détermination des centres articulaires.

Une utilisation judicieuse de marqueurs techniques et anatomiques tend à minimiser les conséquences des mouvements de la peau. Le traitement des occlusions, partielles ou totales, constitue le cœur du **chapitre 9**. Les occlusions partielles, définies comme la perte momentanée d'un marqueur par certaines caméras sont une source non négligeable d'imprécision. Un mécanisme articulé reproduisant le mouvement du membre inférieur lors du pagayage est spécifiquement développé pour analyser ce phénomène. Une approche par interpolation des coordonnées planaires minimise l'altération du signal.

Une analyse des modèles anthropométriques conduit à utiliser le modèle d'Hatze (66). Quelques modifications sont apportées au modèle du tronc afin d'obtenir cinq segments : deux épaules, thorax, abdomen et pelvis. L'importance de dissocier les épaules du tronc en considérant les articulations sternoclaviculaire et glénohumérale est mise en évidence pour des tâches de la vie courante (**chapitre 10**).

Enfin, la validité du modèle peut être améliorée en localisant avec précision les centres articulaires. Le **chapitre 11** définit un protocole d'estimation des centres articulaires. Un mouvement parfait est reconstruit à partir de données expérimentales. A ce mouvement est ajouté un modèle d'artefact dû au mouvement de la peau qui est construit à partir de

la déformation des marqueurs d'un même segment. De nombreuses implémentations sont testées numériquement afin d'extraire le meilleur protocole dans l'estimation du centre articulaire de la hanche pour une population de sportifs.

Nous concluons ce travail par un rappel des principaux résultats au regard des objectifs initiaux annoncés. Cette mise en perspective sera l'occasion de définir les travaux à conduire pour finaliser le dispositif ergomètre et son exploitation possible dans une démarche d'entraînement et de compréhension de l'activité.

Première partie

**Instrumentation d'un
ergomètre-kayak et exploitation
des mesures**

Chapitre 1

Développement et validation d'un ergomètre instrumenté

Sommaire

1.1	Intérêt d'instrumenter un ergomètre	11
1.2	Description de l'ergomètre et de son instrumentation	13
1.3	Validation des mesures sur l'ergomètre	17
1.3.1	Description du protocole	17
1.3.2	Description des systèmes mécaniques	18
1.3.3	Résultats du processus de validation	20
1.3.4	Commentaires sur la validité de l'instrumentation.	22

1.1 Intérêt d'instrumenter un ergomètre

Le mouvement de pagayage en kayak est une application cyclique de forces horizontales dans le but de générer ou de maintenir la vitesse du système *athlète-pagaie-kayak*. Le cycle en kayak est composé des coups droit et gauche ; un coup commençant à l'entrée dans l'eau de la pale d'un côté pour finir avec l'entrée de la pale opposée. La force à la pale, créée à l'interaction de l'eau, est la seule force propulsive alors que des résistances aérodynamiques et hydrodynamiques s'opposent au déplacement du système. De nombreux paramètres, tels que le vent, la température ou la profondeur de l'eau, affectent ces résistances donc la performance. Comme la mesure simultanée de tous les paramètres physiques intervenant dans les équations du mouvement en kayak est complexe, chercheurs et entraîneurs ont proposé des solutions partielles. Par exemple, des logiciels corrigent la performance selon

les conditions climatiques (60). Malgré ces artifices, les conditions météorologiques ne sont pas toujours propices à un entraînement de plein air. C'est pourquoi des ergomètres ont été développés pour permettre un entraînement spécifique et un suivi des performances dans des conditions normalisées (22; 42; 98). Cependant, la conception et l'utilisation optimale d'un ergomètre sont soumises à un ensemble de préalables. L'ergomètre doit exiger des demandes physiologiques et techniques (gestuelle) similaires à celles d'une pratique en eau plate. La dynamique du système doit être comparable à celle générée en kayak. Enfin, les paramètres mesurés doivent être précis et justes.

Les premières études scientifiques utilisant des ergomètres spécifiques s'intéressaient à la physiologie de l'exercice musculaire. Elles s'apparentent aux travaux réalisés sur ergocycle ou tapis roulant où l'objectif est d'évaluer les capacités physiques des sportifs. La musculature spécifique était sollicitée dans une posture proche de celle adoptée en kayak. Dal Monte et Leonardi (42) ou Larsson *et al.* (98), par exemple, se sont attachés à comparer la consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2\ max}$) sur ergocycle et sur ergomètre-kayak. Ces études physiologiques font partie des rares travaux décrivant en détail des ergomètres spécifiques. Cependant, la validation de ces outils est le plus souvent superficielle. Dal Monte et Leonardi (42) comparèrent des photographies de profil et de dos; les paramètres analysés étaient la posture générale et l'état de contraction des masses musculaires. Comme autre forme de comparaison, les travaux de Campagna *et al.* (22) présentent les trajectoires du poignet, du coude et de l'épaule dans le plan sagittal pour conclure à une analogie des mouvements sans analyse quantitative.

La principale difficulté d'une telle comparaison est la mesure précise de la cinématique tridimensionnelle sur l'eau (145), lorsque l'on connaît la complexité d'une mesure avec six caméras en laboratoire. A la difficulté de placer les caméras dans le milieu d'évolution du kayakiste s'ajoute la nécessité d'avoir un champ large pour enregistrer un coup ou un cycle (2 coups). En considérant une vitesse proche de $4\ m.s^{-1}$ à une cadence de 100 coups par minute (valeurs inférieures à celles rencontrées en compétition), le kayakiste parcourt environ 5 mètres par cycle. Néanmoins, quelques analyses descriptives tridimensionnelles ont été publiées (81; 146). L'enregistrement de la dynamique du pagayage est aussi soumis à des contraintes expérimentales. Malgré ces difficultés, Petrone *et al.* (126) ont conçu un siège instrumenté par des capteurs de force à 6 composantes et deux calepieds, droit et gauche, à 4 composantes. A notre connaissance, aucune instrumentation sur eau ou sur ergomètre n'est, à ce jour, disponible pour étudier conjointement les paramètres cinématiques et dynamiques du pagayage. Tel a été le projet de collaboration entre l'équipe Mécanique du Geste Sportif et la FFCK. Celle-ci voulait disposer d'un ergomètre

instrumenté pour effectuer en routine des tests d'évaluations. Les entraîneurs nationaux étaient intéressés essentiellement par la mesure, en temps réel, des forces extérieures pour connaître l'évolution de l'impulsion de la force de propulsion et les synchronisations entre les forces générées au cale-pied, à l'assise et aux pales.

La première instrumentation fut développée par l'Ecole Polytechnique dès 1998. Le concept originel reposait sur la dissociation des forces externes gauches et droites pour rendre compte de l'asymétrie du mouvement. De plus, comme les actions des membres inférieurs sont principalement dirigées dans le sens du déplacement, seuls des capteurs mono-axiaux furent utilisés. Cependant, la disposition des capteurs de force au niveau de l'assise et du palonnier ne permettait pas d'extraire avec justesse la composante antéro-postérieure (10). L'objectif des travaux menés au laboratoire a été de modifier l'ergomètre jusqu'à valider l'instrumentation. Un système cinématographique composé de 4 puis 6 caméras fut ajouté à la station d'expertise ainsi que des goniomètres mesurant l'orientation de la force aux pales.

Les chapitres qui suivent la description de l'ergomètre exposent trois validations mécaniques successives et complémentaires puis l'exploitation des mesures obtenues sur un groupe de kayakistes experts (chapitre 4). La précision de l'instrumentation est évaluée par le seconde loi de Newton, aussi appelée Principe Fondamental de la Dynamique (PFD) (section 1.3). Les données cinématographiques sont confrontées aux données dynamographiques en considérant plusieurs systèmes mécaniques. Par la suite, une comparaison cinématique avec du pagayage *in situ* (en kayak) rend compte du caractère reproductible du mouvement sur l'ergomètre (chapitre 2). Enfin une procédure de simulation de la cinématique du bateau à partir de la mesure de la force de propulsion et d'un modèle de résistance à l'avancement permet de comparer le bilan des quantités d'accélération calculé sur ergomètre et estimé en kayak (chapitre 3).

1.2 Description de l'ergomètre et de son instrumentation

L'ergomètre instrumenté est à l'origine un ergomètre *PAG CLUB*, construit par le département sport de la société ETINDUS à la demande de la FFCK. Les ergomètres sont construits habituellement avec une assise et un palonnier fixes. L'ergomètre *PAG CLUB* repose sur un concept différent. Il est constitué d'un bâti sur lequel roule, d'avant en arrière, un chariot supportant l'assise et le palonnier (Figure 1.1). Cet ergomètre utilise un frein aérodynamique qui simule la résistance de l'eau sur la pale. Sur la base du concept initial

proposé par *ETINDUS*, nous avons dû procéder à un certain nombre de modifications dont les principales sont décrites ci-après.

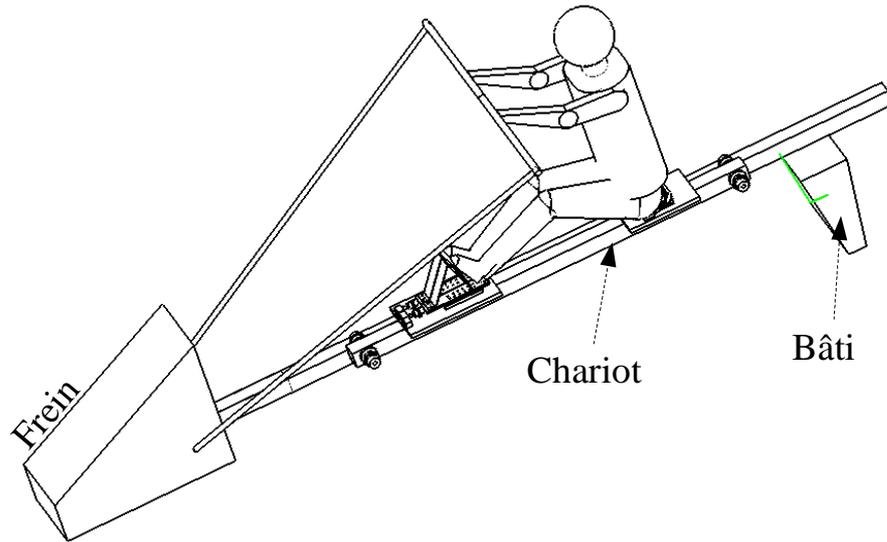


FIG. 1.1 – Schéma de l'ergomètre composé d'un bâti sur lequel roule un chariot.

Le chariot : il comporte un siège de kayak et un cale-pied (ces deux éléments seront indifféremment nommés assise et palonnier) dont l'écartement s'ajuste pour permettre au sujet de retrouver ses réglages en kayak. Afin de mesurer les forces asymétriques, gauches et droites, l'assise et le palonnier sont divisés en deux parties. Chaque partie est montée sur une glissière à rouleaux et est instrumentée par un capteur piézoélectrique (Kistler 9101A ; 2000 N d'étendue de mesure ; linéarité $< \pm 2\%$ FSO) qui mesure la force antéro-postérieure en quasi-statique et en régime dynamique. Le mécanisme est schématisé par la Figure 1.2.

Les forces axiales sont ainsi connues pour chaque pied et chaque fesse (Figure 1.3). Afin de mesurer les forces de traction et de compression permises par des sangles au niveau des pieds, les capteurs sont précontraints car les capteurs choisis ne mesurent que les forces de compression. Au regard des travaux de Petrone *et al.* (126), les capteurs des pieds sont précontraints d'environ 500 N. Comme aucune donnée n'était disponible pour chaque assise, les capteurs sont précontraints de 1000 N. Un capteur à jauges de contrainte (Entran ELPM-T2-500N ; linéarité $< \pm 0,15\%$ FSO) mesure la tension de l'élastique qui relie l'arrière du bâti au chariot. Lorsque le kayakiste donne un coup de pagaie, le chariot

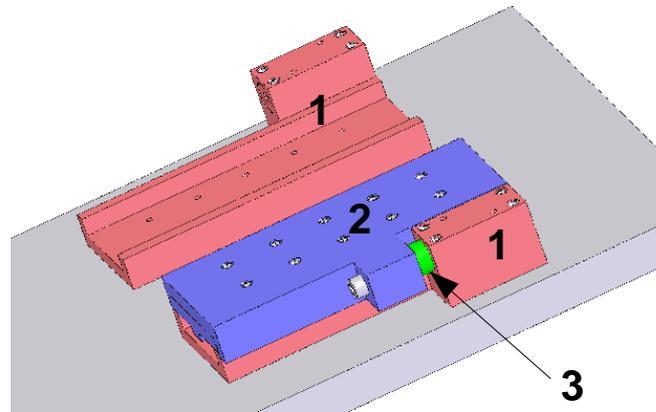


FIG. 1.2 – Les capteurs piézoélectriques (3) mesurent les forces antéro-postérieures dans les deux directions car ils sont précontraints. La glissière à rouleaux entre les parties inférieure (1) et supérieure (2) minimise les frottements.

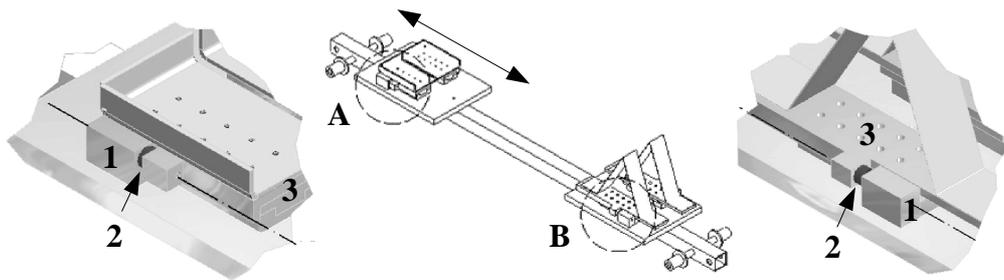


FIG. 1.3 – Chariot avec détails du siège (A) et du palonnier (B). Les capteurs piézoélectriques (2) sont précontraints entre la partie fixe (1) et la partie mobile (3) d'une glissière à rouleaux.

commence par avancer sous l'effet de la force extérieure résultante. L'élastique se tend progressivement et exerce une résistance à l'avancement. Entre deux coups, l'élastique, précédemment mis sous tension, ramène le chariot en arrière. Ainsi le système *athlète-pagaie-chariot* oscille constamment.

La pagaie : elle est réglable en longueur pour s'adapter aux différents matériels des kayakistes. Deux capteurs à jauges de contrainte (Entran ELPM-T2-500N) sont à la jonction entre ses extrémités et les filins provenant du frein aérodynamique. Deux marqueurs réfléchissants sont placés de part et d'autre des capteurs pour déterminer la direction de la force par analyse cinématographique. Afin d'obtenir cette direction en temps réel nous avons également développé des goniomètres donnant l'orientation du filin par voie

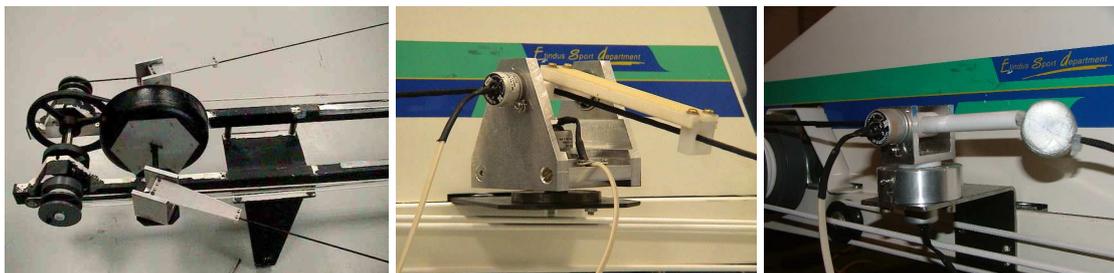


FIG. 1.4 – Deux cardans sont placés après les poulies du frein. Les filins couissant dans le tube entraînent la rotation des deux axes. Les coordonnées sphériques sont enregistrées par deux potentiomètres placés sur les axes verticaux et horizontaux. Les trois photographies représentent de gauche à droite : le premier modèle de cardan, la version allégée avec une aiguille en composite et le dernier modèle de taille réduite. La taille des potentiomètres et du filin rend compte des proportions.

analogique. Ces mécanismes sont basés sur le principe de l'articulation cardan ; deux pivots orientés verticalement et horizontalement sont instrumentés par des potentiomètres. Comme le filin passe à travers un tube solidaire de l'axe horizontal, le cardan suit son orientation. Les premières versions avaient des inerties importantes et les axes étaient montés sur roulements à billes ; ils avaient tendance à vibrer et à osciller lors du retour du filin. Les inerties furent diminuées par enlèvement de matière, changement de matériau et diminution des dimensions (Figure 1.4). Le bénéfice de ces modifications a conduit à confectionner des mécanismes de taille minimale en repensant la position et la fixation des potentiomètres.

Le frein : il est composé d'un premier arbre connecté à deux poulies d'enroulement des filins (Figure 1.4). Une roue d'inertie est solidaire de cet arbre. Le second arbre reçoit une roue avec 4 ailettes. La transmission est réalisée par courroie avec un rapport de réduction de 3,3. Un carter se place plus ou moins près du ventilateur pour faire varier la résistance aérodynamique. Lorsque le filin se déroule de la poulie, un élastique de rappel s'enroule. L'arbre est entraîné dès que la vitesse angulaire de la poulie est supérieure à celle de l'arbre, sinon la poulie fonctionne en roue libre. Lors du retour du filin, l'élastique génère un couple propice à son déroulement et à l'enroulement du filin. Aucun couple moteur n'est alors exercé sur l'arbre du ventilateur. De l'énergie cinétique de rotation est stockée entre les coups pour simuler la vitesse acquise par le kayakiste. L'effort résistant du ventilateur est approximativement proportionnel au cube de sa vitesse angulaire (51).

1.3 Validation des mesures sur l'ergomètre

Nous venons de décrire l'instrumentation à la section 1. Cette nouvelle section décrit la première étape de la validation de l'ergomètre. Son objectif est de déterminer la précision des mesures pour, par la suite, calculer l'incertitude sur les paramètres mécaniques descriptifs de la performance. La validation de la chaîne de mesure se fait après un étalonnage de chaque capteur. La sensibilité des capteurs est établie à partir de trois essais comprenant deux cycles de charges-décharges successifs de 0 à 35 kg par paliers de 5 kg.

Les capteurs du chariot ont été testés avant la validation en dynamique des mesures. La méthode présentée en Annexe A.1 a mis en évidence l'importance de soustraire les forces de contact des pièces d'interface à l'assise et au palonnier lors des accélérations du chariot. De plus, un problème de synchronisation entre les données analogiques et cinématographiques est révélé par cette série de mesures. Une méthode de synchronisation *a posteriori* résout ce problème.

1.3.1 Description du protocole

Dix kayakistes, deux femmes et huit hommes, du pôle France de Vaire sur Marnes (âge $25 \pm 2,5$ ans et de masse $79,5 \pm 8,5$ kg), participent à cette expérience. D'un niveau international en kayak en ligne, ils réalisent entre huit et quinze séances d'entraînement par semaine. Un temps d'adaptation leur est alloué avant tout enregistrement afin de prendre contact avec l'ergomètre et d'assimiler les principales consignes. L'acquisition est composée d'une posture maintenue 5 secondes suivie d'une séquence de pagayage à cadence constante de 92 cpm durant 40 secondes. Ainsi pour chaque essai, nous disposons d'une phase statique puis d'une phase de démarrage suivie d'une phase à cadence stable. La partie statique facilite la reconstruction de l'ensemble des marqueurs dès le début de l'acquisition. La cadence imposée ne correspond pas à un rythme de compétition mais à celui d'un entraînement.

Des marqueurs réfléchissants sont placés sur les points anatomiques définis par le modèle anthropométrique de Winter (176) : tête du second métatarse, malléole latérale, condyle fémoral, grand trochanter, axe glénohuméral, axe du coude, styloïde ulnaire, milieu de la phalange intermédiaire du second doigt, menton et apex du crâne. Ils définissent 14 segments : pieds, jambes, cuisses, bras, avant-bras et mains gauches et droits ainsi que tête et tronc. Des marqueurs supplémentaires sont collés au chariot, aux extrémités de la

pagaie et aux filins. Les centres de masses sont estimés selon un rapport de proportionnalité des longueurs segmentaires et les masses sont estimées comme une fraction de la masse corporelle (176).

Avant chaque essai, une calibration des capteurs est effectuée. Des goupilles bloquent les axes des goniomètres dans des positions de référence, filins parallèles à l'axe antéro-postérieur du bâti; les capteurs à jauges de contrainte sont déchargés des tensions des enrouleurs associés au frein aérodynamique et de l'élastique.

1.3.2 Description des systèmes mécaniques

Comme l'ensemble des forces extérieures et la cinématique sont enregistrées, le système est surdéterminé (167). Il est possible de valider la station expérimentale par la seconde loi de Newton. Deux systèmes mécaniques distincts sont définis : *chariot* (S1) et *athlète-pagaie-chariot* (S2). Nous obtenons selon l'axe antéro-postérieur :

$$(S1) \quad F_{footR} + F_{footL} - F_{seatR} - F_{seatL} - F_{El} = m_{trol} A_{trol} \quad (1)$$

$$(S2) \quad F_{WiR} + F_{WiL} - F_{El} = m_{trol} A_{trol} + m_{ath} A_{ath} + m_{pad} A_{pad}, \quad (2)$$

avec (Figure 1.5) :

F_{footR} F_{footL} forces appliquées par l'athlète aux cale-pieds droit et gauche.,

F_{seatR} F_{seatL} forces appliquées par l'athlète aux assises droite et gauche,

F_{El} force de l'élastique,

F_{WiR} F_{WiL} forces aux pales droite et gauche,

m_{trol} m_{ath} m_{pad} masses du chariot, de l'athlète et de la pagaie,

A_{trol} A_{ath} A_{pad} accélérations du centre de masse du chariot, de l'athlète et de la pagaie

Les quantités d'accélération des pièces d'interface sont soustraites des forces enregistrées par les cale-pieds et les assises. Les accélérations des centres de masse segmentaires sont obtenues par dérivation de fonctions splines lissantes. Seule la force de frottement entre le bâti et le chariot, considérée négligeable, n'est pas estimée. L'objectif est d'utiliser chaque système (S1 et S2) pour valider une partie précise de l'instrumentation, puisque les deux systèmes ne font pas intervenir les mêmes capteurs et marqueurs. Le système S1 nécessite uniquement le marqueur du chariot; il dépend principalement de la précision des cinq capteurs de force. Après l'analyse de S1, le système S2 fait intervenir uniquement

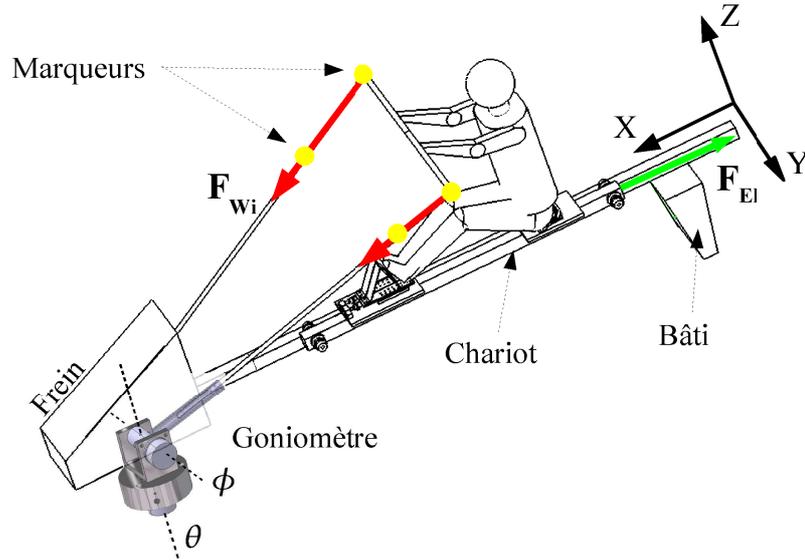


FIG. 1.5 – Instrumentation de l’ergomètre. Les trois vecteurs représentent les forces mesurées par les capteurs : les tensions de l’élastique (F_{El}) et des filins (F_{Wi}). Les goniomètres mesurent l’azimut (θ) et l’élévation (ϕ) des filins. Les marqueurs réfléchissants sur les filins définissent leur orientation à partir du système opto-électronique.

trois capteurs placés aux extrémités de la pagaie et entre le chariot et le bâti mais introduit le modèle anthropométrique.

Toutes les forces résiduelles (E) sont globalement calculées par (88) :

$$\sum \mathbf{F}_{\text{ext}/S} + \mathbf{E} = \sum_i m_i \mathbf{A}_i \quad (3)$$

L’erreur RMS (Root Mean Square) est calculée entre les données du membre de gauche et celles du membre de droite de l’Eq. [3]. Cette valeur correspond aux forces résiduelles sur un intervalle de temps connu incluant les phases statique, de démarrage et à cadence stable. D’une part, la RMS est comparée à l’incertitude provenant de l’analyse cinématographique. Les travaux de Boucher (20) concernant l’analyse du mouvement sur ergocycle avec le système SAGA3^{RT} font état d’une incertitude de 1,2 mm pour chacune des trois composantes de la coordonnée tridimensionnelle d’un marqueur reconstruit à partir six caméras et de 2 mm pour trois caméras. L’étude de Richards (138) fait état d’une incertitude aléatoire d’environ $\pm 0,615$ mm sur les coordonnées des marqueurs. Ces résultats sont équivalents. La propagation des incertitudes donne une incertitude d’environ 40 N pour la quantité d’accélération de S1 et supérieure à 110 N (valeur variable selon la masse

des sujets) pour S2. D'autre part, la RMS des trois phases est comparée par un test non-paramétrique de Wilcoxon ($\alpha = 0,01$).

1.3.3 Résultats du processus de validation

La Figure 1.6 montre la courbe de la résultante des forces extérieures et du bilan des quantités d'accélération pour un sujet. Trois phases (statique, démarrage et à cadence stable) de l'essai sont illustrées pour les deux systèmes. La figure illustre la variété des résultats. Comme l'erreur RMS (Tableau 1.1) est un indicateur global de la précision, cette figure apporte des informations complémentaires sur les erreurs de natures systématique et aléatoire. Tout d'abord, la quantité d'accélération fluctue autour de 0 N, valeur théorique en statique. Par contre, la somme des forces extérieures a constamment une valeur négative quel que soit le système ou le sujet. La RMS (autour de 20 N) informe sur l'amplitude de l'erreur mais ne renseigne pas sur son caractère systématique. Cette erreur provenant d'une imprécision de mesure des forces extérieures reste constante, quelle que soit la phase de l'essai pour S1 ($p > 0,01$). Au contraire, la RMS augmente de façon significative pour S2 avec le mouvement. Cependant, les valeurs restent inférieures à l'imprécision de la cinétique (excepté pour un sujet en phase statique) et correspond à un faible pourcentage de la somme des intensités (somme des valeurs absolues des forces) qui atteignent au maximum 3063 N pour S1 et 431 N pour S2 dans la phase à cadence stable.

TAB. 1.1 – Erreur RMS [N] calculée pour les sujets, les deux systèmes mécaniques et les trois phases de l'essai. La somme maximale des intensités des forces est donnée pour information.

Sujets	Sexe	S1 (<i>chariot</i>)			S2 (<i>athlète-pagaie-chariot</i>)		
		Statique	Démarrage	Stable	Statique	Démarrage	Stable
1	M	14	21	23	16	29	56
2	M	20	23	30	25	24	35
3	M	22	22	40	12	32	59
4	F	19	17	23	19	26	37
5	M	15	31	39	19	30	50
6	F	8	20	17	16	27	32
7	M	20	21	32	17	27	39
8	M	20	29	38	13	25	35
9	M	29	30	33	21	34	59
10	M	43	32	40	25	34	46
Moyenne		21 ± 10	25 ± 5	32 ± 8	18 ± 4	29 ± 4	45 ± 11
Intensités max.		138 ± 133	757 ± 214	3063 ± 1716	57 ± 19	334 ± 62	431 ± 114

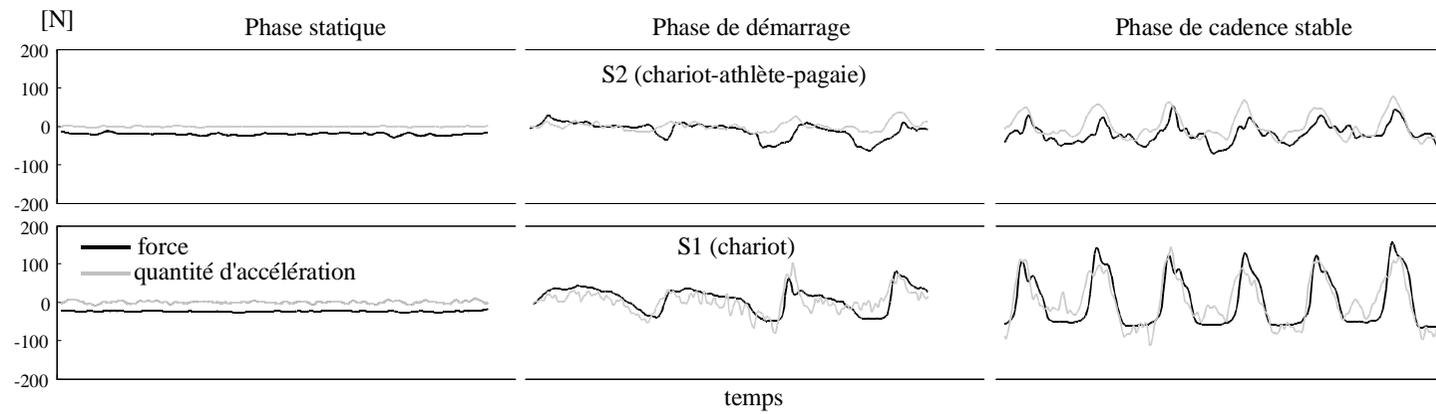


FIG. 1.6 – Données expérimentales du PFD pour le second sujet. La résultante des forces et la quantité d'accélération sont tracées pour les trois phases (statique, démarrage et à cadence stable) et pour les deux systèmes ($S1$: *chariot* ; $S2$: *athlète-pagaie-chariot*)

1.3.4 Commentaires sur la validité de l'instrumentation.

L'étendue des forces mesurées jusqu'à présent est de $[-300; 865]$, $[-145; 590]$ et $[-50; 576]$ N pour respectivement un pied, une fesse et la somme des deux fesses¹. L'étendue de mesure des capteurs des assises est donc surestimée. L'étape de quantification de la conversion analogique-numérique entraîne une perte d'information. La résolution serait accrue en utilisant une précontrainte de 350 N et en configurant un gain de 2 afin d'utiliser toute la plage de conversion. Par contre, les capteurs des pieds et des pales sont adaptés aux mesures.

Les valeurs mesurées en kayak par Petrone *et al.* (126) sont notablement différentes. Dans leur étude, les forces normales appliquées aux cale-pieds varient entre -196 et 721 N (phase de démarrage) et entre -73 et 219 N pour l'assise. Cette différence peut s'expliquer par la différence de niveau de pratique entre les kayakistes des deux études (quatre contre quinze heures d'entraînement par semaine dans notre étude), l'orientation du cale-pied et certainement par la dynamique des deux systèmes.

L'analyse des courbes lors de la phase statique pour les deux systèmes met en évidence une sous-estimation de la résultante des forces, alors que la quantité d'accélération fluctue autour de la valeur théorique de 0 N. L'imprécision cinématographique sur l'orientation des filins apporte uniquement une erreur aléatoire dans le calcul de la composante antéro-postérieure des forces aux pales. Ainsi cette erreur aléatoire ne peut expliquer à elle seule l'erreur systématique rencontrée. Pour S2, l'Eq. [2] en absence de mouvement s'écrit :

$$F_{WiR} + F_{WiL} - F_{El} = m_{trol} A_{trol} + m_{ath} A_{ath} + m_{pad} A_{pad} = 0$$

Les résultats expérimentaux donnent :

$$F_{WiR} + F_{WiL} - F_{El} < 0$$

donc la force de frottement (F_r) doit être considérée pour retrouver l'égalité :

$$F_{WiR} + F_{WiL} - F_{El} + F_r = 0$$

La force de frottement entre le bâti et le chariot n'est pas négligeable si on souhaite obtenir une bonne concordance entre les deux sources de données. De plus, avec le mouvement, l'erreur RMS n'augmente pas significativement pour S1. Si le frottement était pris en considération, les deux membres de l'équation seraient davantage similaires quelle que soit la vitesse gestuelle. Plusieurs corrections sont envisagées :

¹Ces valeurs ont été obtenues dans le cadre d'un autre protocole consistant en une augmentation progressive de cadence jusqu'à 110 cpm.

- Tout d'abord, une simple correction en ajoutant quelques 20 N à l'intensité de la force de l'élastique,
- On pourrait également envisager d'estimer la force de frottement comme une fonction de la masse du chariot et du sujet,
- Enfin, il serait envisageable d'améliorer la liaison entre le bâti et le chariot en utilisant des glissières à billes ou à rouleaux.

Au contraire, l'erreur RMS augmente de façon significative avec la cadence du mouvement pour S2. D'autres erreurs proviennent nécessairement du calcul des quantités d'accélération. La dérivation numérique et le modèle anthropométrique sont les deux sources d'incertitude principales. Malgré un traitement du signal, le bruit est amplifié par les dérivations successives des déplacements pour obtenir les accélérations associées. Des erreurs sur l'estimation de la position des centres de masse interviennent également ; le tronc est particulièrement concerné car il est défini uniquement par la position des grands trochanters et des acromions. Le tronc considéré comme un seul segment n'est pas adapté pour l'analyse du pagayage. Il subit des déformations lors des inclinaisons (flexion-extension et inclinaisons latérales) qui se combinent avec des rotations. De plus, l'articulation sternoclaviculaire est fortement sollicitée dans l'allongement du membre supérieur lors de l'entrée de la pale dans l'eau. Ainsi un segment ne rend pas compte de la mobilité articulaire de la colonne vertébrale et des articulations sternoclaviculaires ; la position de son centre de masse ne peut être précisément estimée. Hatze (66) ou Plagenhoef *et al.* (130) ont proposé des modèles du tronc divisé en quatre (abdomino-thorax, abdomino-pelvis et deux épaules) et trois parties (thorax, abdomen et pelvis). De tels modèles pourraient augmenter la concordance entre les deux sources de données en permettant une estimation plus précise de la cinématique du centre de masse du tronc. Malgré ces incertitudes (40 N pour S1 et 110 N pour S2), l'erreur RMS entre les deux sources de données (Tableau 1.1) reste inférieure, avec une exception, à l'incertitude cinématographique pour tous les sujets et toutes les phases. Ces résultats sont donc satisfaisants pour valider l'instrumentation de l'ergomètre. L'étape suivante concerne la validation de l'ergomètre en relation avec la gestuelle de pagayage.

Quand on observe la force à la pagaie, la valeur est positive avant l'immersion. Dans nos analyses, il est important de considérer les forces aux pales nulles en dehors des phases aquatiques pour ne pas surestimer les impulsions propulsives. En kayak en ligne, la pale doit entrer dans l'eau avec une vitesse afin de contrebalancer la vitesse du bateau. Sur l'ergomètre, la résistance dépend de la vitesse de déroulement du filin par rapport à la vitesse de rotation du frein. L'apparition d'une force avant l'instant défini comme l'entrée

de la pagaie dans l'eau peut avoir deux causes : soit la vitesse angulaire du ventilateur diminue de façon excessive entre les coups, soit les kayakistes immergent leur pale avec une vitesse vers l'arrière (dans un repère fixe orienté dans le sens du déplacement). Seule une analyse complémentaire en bassin permettrait de vérifier l'alternative. La première explication impliquerait une modification du frein aérodynamique en augmentant le moment d'inertie ou en limitant la résistance du ventilateur.

Chapitre 2

La cinématique : ergomètre *versus* kayak

Sommaire

2.1	Protocole proposé pour comparer les deux conditions de pa-	
	gayage	26
2.1.1	Choix des sujets	26
2.1.2	Acquisition cinématographique	26
2.1.3	Définition des paramètres comparés	27
2.2	Résultats de la comparaison des gestuelles	29
2.3	Discussion sur la comparaison des gestuelles	31

Les ergomètres sont fréquemment utilisés pour simuler la locomotion car ils offrent un environnement contrôlé pour la mesure et l'entraînement. Le volume cinématographique restreint permet l'utilisation de caméras et d'appareillages fixes. Pour assurer la validité des recherches sur les tâches locomotrices au moyen d'ergomètres, il est essentiel que l'ergomètre soit aussi proche que possible des conditions réelles de pratique. Cette proximité peut être mesurée en comparant la cinématique des mouvements dans les deux situations.

La complexité de l'analyse en situation réelle dépend du mouvement lui-même et, plus généralement, de l'environnement. Par exemple, la comparaison entre la déambulation au sol et sur tapis roulant est triviale car les deux analyses se réalisent en laboratoire avec un modèle cinématique tridimensionnel. De plus, un pas s'étend sur environ 0,7 m lors de la marche (172) et de 0,8 à 1,05 m lors de la course pour une vitesse comprise entre 2 et 4 $m.s^{-1}$ (73). Le mouvement en aviron est souvent considéré comme planaire et le bateau se déplace d'environ 8 m par cycle (91). Ainsi une caméra perpendiculaire au plan du mouvement peut être placée sur la berge (161) ou sur un bateau à moteur (53). L'analyse du pagayage en kayak combine plusieurs difficultés : le mouvement est tridimensionnel

et le bateau se déplace de plusieurs mètres. Ainsi plusieurs caméras définissant un large champ de mesure s'imposent pour capturer la cinématique tridimensionnelle d'un coup de pagaie.

2.1 Protocole proposé pour comparer les deux conditions de pagayage

2.1.1 Choix des sujets

Seuls deux kayakistes ont participé à cette étude. La disponibilité des installations et la durée de traitement des informations sont une limite à une population plus large. De plus, nous ne voulions pas tester si un groupe de kayakistes reproduisait leur gestuelle sur ergomètre mais seulement savoir si le mouvement en kayak est reproductible sur l'ergomètre. Ainsi deux kayakistes experts (finalistes aux JO 2000 et 2004) ont été sélectionnés.

Les sujets disposent d'une durée d'échauffement et d'adaptation à chacune des conditions. Ils ont pour consigne de stabiliser rapidement une vitesse proche de $3,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et une cadence de 84 cpm. Cinq essais sont enregistrés pour, *a posteriori*, en choisir un selon trois critères : la position par rapport au volume expérimental, la cadence et la vitesse instantanée du coup.

2.1.2 Acquisition cinématographique

Les mesures cinématographiques en bassin et sur ergomètre ont été réalisées antérieurement à mon arrivée au laboratoire. Le matériel utilisé pour la condition sur ergomètre est similaire à celui décrit à la section 1.3 (le système cinématographique SAGA3^{RT} est équipé de quatre caméras au lieu de six). L'expérimentation en kayak est menée au bassin de carènes de Nantes (Figure 2.1). Ce bassin, long de 140 mètres de long, large de 5 m et profond de 3 m, est adapté pour des mesures cinématographiques en condition aquatique. Le kayakiste dispose d'une distance de 75 mètres avant d'entrer dans le champ expérimental ; sa vitesse et sa cadence peuvent ainsi être stables. Cette expérience est un compromis ; la condition n'est pas tout à fait celle rencontrée lors d'un entraînement ou d'une compétition mais nous espérons mesurer précisément la cinématique tridimensionnelle. Des difficultés sont néanmoins bien présentes avec une lumière incontrôlable due aux reflets sur l'eau. Le système cinématographique (*Saga3^{DV}*, 50 Hz équipé de cinq caméras) est préféré à un système opto-électronique malgré un temps de dépouillement manuel proportionnel à la complexité du modèle cinématique et du nombre d'essais traités. La

hauteur de la structure ne permettant pas de placer des caméras de face et de dos, cinq caméras sont distribuées de part et d'autre du bassin (trois à gauche et deux à droite) afin de mesurer un unique coup de pagaie.

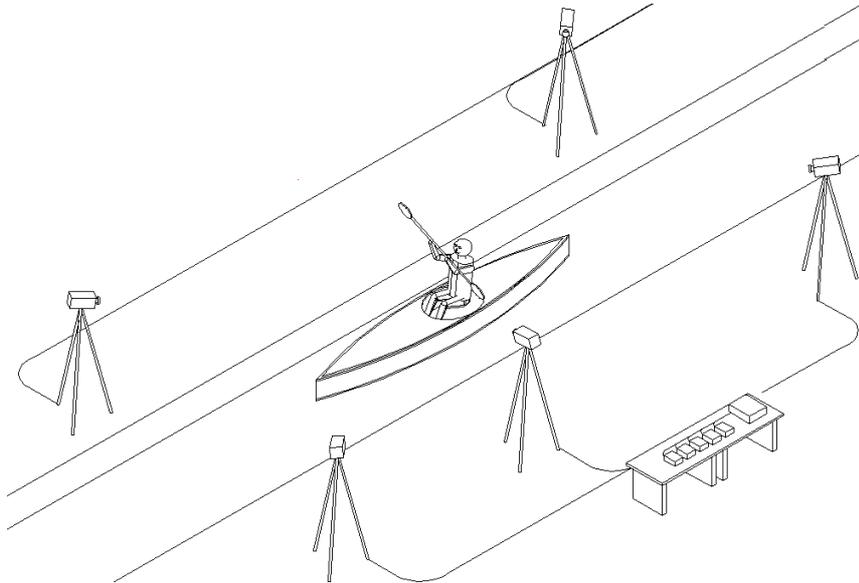


FIG. 2.1 – Illustration de l’acquisition cinématographique en bassin de carènes.

Lors du pagayage sur ergomètre, les marqueurs sont placés directement sur la peau alors qu’une combinaison est imposée dans les consignes de sécurité du bassin de carènes. Des marqueurs réfléchissants sont collés sur les membres supérieurs et la tête selon le modèle anthropométrique de Winter (1976). Ils définissent 8 segments : les bras, avant-bras et mains (droits et gauches), ainsi que la ceinture scapulaire et la tête. Des marqueurs supplémentaires sont placés sur le chariot et le bateau.

2.1.3 Définition des paramètres comparés

Tout d’abord, la moyenne et l’écart-type des longueurs segmentaires (bras, avant-bras, tête et pagaie) sont calculés dans les deux environnements. La différence des valeurs moyennes dénote l’erreur systématique dans le placement des marqueurs alors que les écarts-types donnent une information sur l’incertitude de la reconstruction tridimensionnelle associée aux mouvements de peau ou glissements de la combinaison. Les segments choisis pour l’analyse ont divers intérêts. La tête est un segment rigide vu par de nombreuses caméras. Les marqueurs la définissant peuvent être utilisés pour évaluer la précision du système cinématographique. La pagaie n’est pas visible à tout instant par toutes les

caméras, mais elle est assurée d'être indéformable (dans les ordres de grandeurs mesurées). La mesure sur les bras et avant-bras de chaque côté renseigne à la fois sur la précision des couples ou triplets des caméras respectives et sur le placement des marqueurs.

La comparaison du mouvement entre les deux conditions repose sur les durées des phases du coup de pagaie (*i*) et sur des trajectoires linéaires et angulaires spécifiques (*ii*). Avant tout développement, nous allons détailler le pré-traitement des données nécessaire à la comparaison. Pour effectuer une comparaison, les données brutes doivent être synchronisées. Pour la synchronisation temporelle, la première image où la pagaie franchit le seuil matérialisant l'eau définit le début du coup ($t_0 = 0$ s). Ensuite, des repères locaux sont associés au kayak (qui avance) et au chariot (qui oscille). L'origine des deux référentiels est choisie comme le barycentre des membres supérieurs à la première image. Comme les membres inférieurs sont cachés dans le kayak, il est impossible de calculer la position du centre de masse de l'ensemble du corps. Pour la même raison, l'analyse cinématique 3D porte uniquement sur les membres supérieurs et la ceinture scapulaire.

(*i*) Chaque coup de pagaie est divisé en 3 phases selon 3 événements (129) : l'immersion de la pale, la verticalité (lorsque le manche de la pagaie est vertical dans le plan sagittal) et la sortie de la pale. A cause de l'absence d'eau sur l'ergomètre, sa hauteur est définie par la hauteur moyenne des marqueurs collés sur les grands trochanters. La durée des phases est calculée en pourcentage de la durée du coup. Les événements étant déterminés à une demi-image près ($\pm 0,01$ s), la précision des phases à 84 cpm est de l'ordre de 1% de la durée du coup : $\sigma = \sqrt{2 \times 0,01^2} \times 60/84$.

(*ii*) Les variables cinématiques comparées sont les trajectoires tridimensionnelles lors du coup droit pour le poignet, le coude et l'épaule des segments de *traction* et de *poussée*, ainsi que la rotation de la ceinture scapulaire. Les segments de *poussée* sont définis comme les segments hauts alors que les segments de *traction* sont ceux proches de l'eau (109). Cette terminologie technique nous semble plus appropriée qu'une simple différenciation de latéralité. La différence entre les courbes est analysée par un coefficient de corrélation multiple (CMC) qui mesure la variabilité sur l'ensemble des données (77). Une valeur 1 du CMC indique que les courbes sont identiques alors que la valeur 0 indique une complète dissimilarité. La répétabilité est tout d'abord calculée sur l'ergomètre puis entre l'ergomètre et le kayak. Pour chaque articulation, une valeur moyenne ($\bar{x} \pm SD$) regroupe les coordonnées de chaque articulation pour les deux kayakistes. Enfin, un test de Wilcoxon ($\alpha = 0,05$) est appliqué pour comparer la répétabilité sur l'ergomètre et celle entre l'ergomètre et le kayak.

2.2 Résultats de la comparaison des gestuelles

La différence de longueur pour la pagaie provient du placement des marqueurs. Sur l'ergomètre les marqueurs sont collés à l'extrémité du manche et en kayak, ils sont placés proche des mains. Les longueurs des segments diffèrent jusqu'à 20 mm entre les deux environnements. Les marqueurs ne sont pas exactement placés aux mêmes endroits lors des deux expériences. Sur l'ergomètre les écarts-types varient de 2 à 15 mm (Tableau 2.1) et entre 4 et 24 mm lors de l'expérience en bassin. Les bras affichent la plus grande imprécision quels que soient le sujet et l'environnement. Les points anatomiques définis pour le modèle de Winter (176) ne coïncident pas précisément avec les centres articulaires du coude et de l'épaule. Enfin, l'analyse des longueurs segmentaires montre des différences de précision entre les côtés droit et gauche lors des acquisitions en bassin. Les variations sont davantage accentuées pour les segments droits comparativement aux segments gauches.

TAB. 2.1 – Longueur moyenne (écart-type) [mm] des segments dans les deux environnements pour les deux sujets.

Environnements	Sujet 1		Sujet 2	
	Kayak	Ergomètre	Kayak	Ergomètre
Bras droit	297 (14)	318 (10)	270 (10)	286 (15)
Avant-bras droit	279 (24)	261 (4)	229 (15)	230 (6)
Tête	271 (4)	281 (6)	241 (9)	279 (2)
Bras gauche	307 (5)	309 (13)	249 (7)	288(10)
Avant-bras gauche	271 (7)	262 (6)	232 (4)	223 (5)
Pagaie	393 (17)	1647 (5)	475 (9)	1641 (5)

Le déroulement temporel des événements du coup de pagaie est reproduit sur l'ergomètre (Tableau 2.2). La phase aérienne dure environ 40% de la durée du coup. La phase aquatique se divise en 23% de l'entrée à la verticalité puis 37% jusqu'à la sortie.

TAB. 2.2 – Durées relatives en pourcentage ($\pm 1\%$) des trois phases du coup de pagaie dans les deux conditions pour les deux kayakistes. Des valeurs mesurées par Kendal et Sanders (81) (A) et Plagenhoef (129) (B) sont ajoutées.

Environnements	Sujet 1		Sujet 2		littérature	
	Kayak	Ergomètre	Kayak	Ergomètre	(A)	(B)
Entrée-Verticalité	20	22	24	24		29
Verticalité-Sortie	37	37	37	36		44
Phase aquatique	57	59	61	60	71,5	73
Phase aérienne	43	41	39	40	28,5	26

Le kinogramme du membre supérieur illustre la similarité du mouvement entre les deux conditions (Figure 2.2). Les valeurs moyennes, correspondant à la répétabilité articulaire des deux kayakistes, sont résumées par le Tableau 2.3. Les CMC des trajectoires articu-

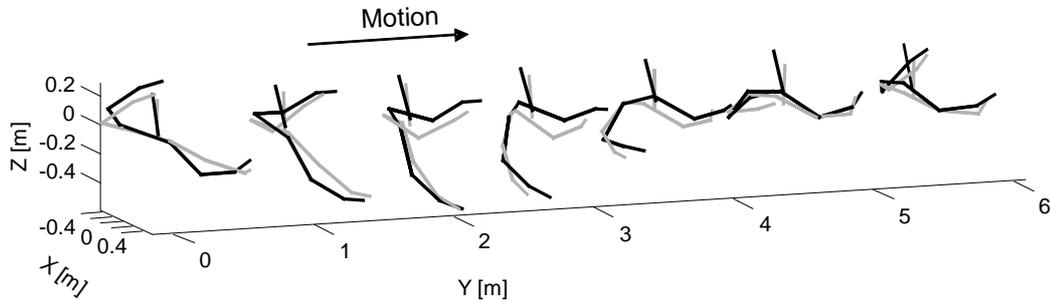


FIG. 2.2 – Kinogramme à 10 Hz des membres supérieurs et de la tête durant un coup de pagaie en kayak (lignes grises) et sur ergomètre (lignes noires). Le kinogramme est éclaté selon l'axe antéro-postérieur du mouvement.

lares sur l'ergomètre sont supérieures à 0,95 à l'exception de l'épaule de *poussée* du second sujet (CMC=0,67). Cette faible corrélation explique l'écart-type important pour l'épaule de *poussée*, bien que la répétabilité moyenne soit bonne. Quelles que soient les variables considérées, la répétabilité entre les deux conditions est significativement ($p < 0,01$) inférieure à celle observée sur ergomètre. Les CMC moyens varient entre 0,47 et 0,95 et l'ensemble des valeurs concernant les épaules est inférieur à 0,80. Pour les deux kayakistes, des différences significatives sont relevées pour l'épaule de *traction* dans le plan frontal et selon l'axe médio-latéral pour l'épaule de *poussée*. Malgré ces différences aux articulations des épaules, la cinématique en rotation de la ceinture scapulaire ne diffère pas entre les deux conditions (CMC>0,95). Pour résumer, le niveau de répétabilité sur l'ergomètre est bon avec les résultats les moins satisfaisants pour les épaules.

TAB. 2.3 – Coefficients de corrélation multiple moyens (écarts-types) entre les coups de pagaie sur ergomètre et entre l'essai en kayak et celui sur ergomètre. Les valeurs correspondent à la moyenne des CMC des trois coordonnées des deux kayakistes pour chaque articulation. Concernant le CMC de la ceinture scapulaire seule la moyenne entre les deux sujets est calculée.

		Sur ergomètre	ergomètre <i>vs</i> bassin
Traction	Epaule	0,97 (0,02)	0,66 (0,30)
	Coude	0,98 (0,02)	0,87 (0,13)
	Poignet	0,99 (0,01)	0,90 (0,11)
Poussée	Epaule	0,92 (0,12)	0,76 (0,23)
	Coude	0,98 (0,02)	0,86 (0,17)
	Poignet	0,98 (0,01)	0,91 (0,10)
Ceinture	scapulaire	0,99	0,95

2.3 Discussion sur la comparaison des gestuelles

L'analyse temporelle et les CMC sur les données cinématiques révèlent peu de variabilité du pagayage sur ergomètre et une reproductibilité incomplète par rapport au mouvement en kayak. En premier lieu, le déroulement temporel du coup de pagaie, confirmé par les durées des phases, est similaire. L'absence d'eau ne perturbe pas les kayakistes ; la résistance du frein aérodynamique ne contraint pas les kayakistes à modifier le déroulement temporel du coup de pagaie. Ces valeurs diffèrent de celles mesurées par Plagenhoef (129) et par Kendal et Sanders (81) à cause de cadences différentes et d'une évolution technique. Comme la cadence a peu d'influence sur le déroulement général du coup¹, nous pouvons déduire que la durée de la phase aquatique s'est raccourcie en trois décennies. La force propulsive dépend en grande partie de la vitesse de la pagaie par rapport à l'eau. Comme la vitesse des courses a augmenté, la vitesse de la pagaie par rapport au kayak doit être plus importante pour conserver une même force de propulsion. Quelle que soit la cadence, les kayakistes recherchent une vitesse élevée de la pale en phase aquatique.

Quand on s'intéresse à la cinématique des centres articulaires, bien que la rotation de la ceinture scapulaire tout comme les trajectoires des poignets et des coudes soient similaires, le mouvement des épaules diffère de façon significative entre les deux conditions. Ces différences sont relevées dans le plan frontal pour l'épaule de *traction* et selon l'axe médio-lateral pour l'épaule de *poussée*. Le kayakiste ne reproduit pas son mouvement de roulis du tronc sur l'ergomètre. Par contre, les CMC indiquent une faible variabilité des trajectoires des marqueurs collés sur les articulations par rapport à l'axe longitudinal. En d'autres termes la cinématique le long de l'axe principal de déplacement est reproduite sur l'ergomètre. Il y a au moins trois causes possibles à ces différences cinématiques : (a) des erreurs de tracking et de reconstruction tridimensionnelle, (b) les difficultés expérimentales liées notamment à la synchronisation spatio-temporelle, (c) une modification du mouvement.

(a) Il semble raisonnable de considérer que les erreurs de tracking et celles dues au mouvement des marqueurs par rapport aux os sous-jacents aient un effet mineur sur les différences mesurées. Les erreurs augmentent avec la combinaison à cause des difficultés de palpation des points osseux et du glissement de la combinaison sur la peau. Malgré le soin apporté au placement des marqueurs sur la combinaison, des erreurs systématiques sont inévitables. De plus, le nombre de caméras impliquées dans la reconstruction tridimensionnelle a un effet sur la précision. Lors des expériences en bassin les marqueurs du côté droit sont reconstruits par vision binoculaire alors que la triangulation pour les marqueurs du

¹Étude menée au chapitre 4

côté gauche est trinoculaire. Le tracking automatique des marqueurs par le système opto-électronique ainsi que la procédure de calibration sont également des éléments à prendre en compte. Les caméras autour de l'ergomètre sont calibrées par le déplacement d'une baguette dans l'ensemble du champ ; celles sur les bords du bassin se calibrent à partir d'un objet aux dimensions connues. Or les dimensions de l'objet de calibration ne sont pas toujours adaptées au champ expérimental ; de ce fait, des distorsions apparaissent sur les segments hors du volume défini par l'objet.

(b) Une autre explication concerne la complexité à comparer les deux mouvements. Comme un seul coup fut analysé, nous avons choisi des kayakistes experts pour assurer un degré élevé d'automatisme. Cette qualité est largement mise en évidence par le calcul de répétabilité sur ergomètre (Tableau 2.3). En outre, la synchronisation spatio-temporelle entre les deux conditions est imprécise à cause de la faible fréquence d'acquisition.

(c) A ceci s'ajoute une réelle différence dans les gestuelles. L'expert a automatisé son geste ; à la différence d'un stéréotype, le kayakiste modifie sa gestuelle dans un but de performance surtout à des faibles cadences comme celle utilisée pour cette étude. De plus l'absence d'eau modifie le mouvement parce que le kayakiste n'est plus en équilibre précaire.

La comparaison du mouvement confirme, dans certaines limites, les sensations des kayakistes. Par leur niveau d'expertise, ils ont formulé des critiques constructives à propos de l'ergomètre. Ils incriminent la résistance ressentie sur les pales. Le ventilateur ne reproduirait pas exactement la résistance de l'eau ; il resterait excessivement résistant durant la phase de pagayage à cadence stable avec production d'un effort important au début du coup de pagaie. Ainsi les kayakistes ont l'impression de fournir un effort physique plus constant. Seul un frein plus complexe pourrait s'approcher davantage de la résistance de l'eau et, de ce fait, accroître la reproductibilité du geste. Le modèle du frein sera abordé dans la seconde partie du mémoire. En modifiant certains paramètres mécaniques du frein, il serait ainsi possible de simuler les conséquences sur l'impulsion à la pale.

Chapitre 3

Comparaison des accélérations

Sommaire

3.1	Méthode de simulation de la cinématique	34
3.1.1	Sujets et tests effectués	34
3.1.2	Modèles de résistance et mesure de la force propulsive	35
3.1.3	Simulation de la cinématique	39
3.1.4	Analyse statistique	41
3.2	Résultats des simulations	41
3.3	Discussion sur la simulation de la cinématique	42
3.3.1	Précision des techniques	43
3.3.2	Précision des modèles de résistance	43
3.3.3	Précision et justesse des combinaisons	45
3.3.4	Effets de quelques paramètres : Vitesse et fréquence d'acquisition	46
3.3.5	Conclusions sur la simulation de la cinématique	47
3.4	Comparaison des accélérations	47

La validation des mesures et la comparaison des cinématiques sont des étapes indispensables mais insuffisantes. Elles ne garantissent pas que les efforts, actionneurs et externes, soient fidèlement reproduits sur l'ergomètre. Une telle approche plus exhaustive nécessiterait une instrumentation sur ergomètre et en kayak de capteurs de forces tridimensionnels aux cale-pieds, à l'assise et à la pagaie (aux deux pales et entre les mains). De tels outils, envisageables au laboratoire à moyen terme à la suite des travaux de thèse de Boucher (20) permettraient le calcul par dynamique inverse des efforts actionneurs. Faute d'une telle instrumentation, la dernière étape analyse de façon externe et globale la dynamique des

TAB. 3.1 – Ce tableau regroupe les caractéristiques anthropométriques, la longueur de la pagaie ainsi que la durée et la vitesse moyenne du test de référence (\bar{V}) pour les 12 kayakistes. Les dernières colonnes résument les conditions climatiques rencontrées durant les tests de référence.

Sujets	Anthropométrie			Pagaie	250 m	\bar{V}	Température [°]	
	Sexe	Age	Masse [kg]	L_{pag} [m]	durée [s]	[$m.s^{-1}$]	Air	Eau
S1	M	26	90,0	2,23	56,0	4,46		
S2	M	22	89,4	2,19	60,0	4,17		
S3	M	23	88,0	2,20	57,0	4,39		
S4	M	29	75,7	2,175	59,0	4,24	12	8
S5	M	21	74,7	2,20	59,0	4,24		
S6	M	27	75,6	2,18	54,5	4,59		
S7	F	25	69,4	2,10	68,0	3,68		
S8	M	27	86,9	2,185	63,0	3,97		
S9	M	25	78,4	2,18	62,0	4,03		
S10	M	27	82,1	2,17	63,0	3,97	1,5	5
S11	M	25	80,0	2,185	59,0	4,24		
S12	F	25	62,8	2,10	65,5	3,82		
Moyenne		25,17	79,42	2,18	60,5	4,15		
Ecart-type		2,19	8,05	0,04	3,78	0,26		

systèmes. La résultante dynamique du système *athlète-pagaie* sur le chariot est comparée à celle simulée en kayak.

En considérant que le frein aérodynamique offre une résistance adéquate à la pale, les forces de calages sont reproduites sur l'ergomètre si la résultante dynamique du système *athlète-pagaie* équivaut à celle obtenue en kayak. Ainsi le chariot de l'ergomètre doit reproduire les accélérations du kayak. Le concept original de l'ergomètre *Etindus* offre une certaine souplesse dans le mouvement pour éviter, à chaque coup de pagaie, des chocs à l'épaule. Le chariot mobile n'a pas été originellement conçu pour reproduire les accélérations d'un kayak. Ce chapitre a principalement pour objectif de montrer l'intérêt d'un chariot mobile par rapport à un chariot fixe et de donner des recommandations sur la conception d'ergomètres spécifiques. La comparaison des accélérations exige de modéliser la cinématique du kayak à partir de la mesure de la force propulsive sur l'ergomètre et d'une fonction de la résistance à l'avancement.

3.1 Méthode de simulation de la cinématique

3.1.1 Sujets et tests effectués

Douze sujets ($25 \pm 2,5$ ans, $79,5 \pm 8,5$ kg) ayant un niveau international en kayak monoplacement (K1) de course en ligne participent à cette étude. Les données anthropométriques sont résumées dans le Tableau 3.1. Les kayakistes réalisent, départ lancé, un premier essai en bassin (*test de référence*) et un second sur ergomètre (*test virtuel*). Ils ont pour

instruction de pagayer à une cadence proche de 84 cpm avec un effort physique le plus constant possible. La cadence, donnée par un métronome, correspond à un exercice aérobie standard (162).

Tout d'abord, les kayakistes réalisent un 250 mètres en kayak. Le temps de référence (t_{ref}) est enregistré. La cadence est contrôlée à l'aide d'un cadencemètre par l'expérimentateur. Après récupération complète, les kayakistes ont pour instruction de pagayer sur l'ergomètre pendant la même durée et avec la même perception de l'effort. La Figure 3.1 résume le protocole effectué sur ergomètre. L'acquisition des données commence à t_0 avec une posture statique du kayakiste. Le test débute à t_i , dès que le kayakiste pagaie à une cadence constante de 84 cpm. L'acquisition s'arrête quelques secondes après le temps de référence.

La comparaison entre les deux tests repose sur une hypothèse de reproduction de l'effort physique. La littérature a mis en évidence que la perception de l'effort est un indicateur fiable et reproductible de l'intensité de l'exercice, en particulier pour des sportifs élités dans des activités cycliques à des intensités élevées (*e.g.* en aviron (111) ou en cyclisme (124; 54)). Les kayakistes de haut niveau sont tout autant capables de reproduire des vitesses avec précision. Selon les temps relevés aux entraînements, la variation de performance entre chaque 250 m d'une course de 2000 m est en moyenne de 1 seconde à comparer avec une performance moyenne de 50-60 secondes.

3.1.2 Modèles de résistance et mesure de la force propulsive

L'accélération n'est pas une information donnée directement par les ergomètres. Seule l'estimation de la vitesse est un paramètre disponible bien que plus ou moins cohérent ; elle est même parfois surestimée afin d'encourager le kayakiste (71). La vitesse n'est pas directement mesurée et la corrélation avec les paramètres mesurés n'est pas évidente. Elle est souvent calculée à partir du couple du ventilateur (lui-même indirectement obtenu), de sa vitesse angulaire et inévitablement de quelques hypothèses. La puissance dissipée sur l'ergomètre est assimilée (à un facteur près) au cube de la vitesse de rotation du frein. Une relation similaire est établie entre la puissance externe développée en kayak et la vitesse du bateau. De simplifications en simplifications, la vitesse de rotation du frein est un indicateur de la vitesse linéaire du bateau et son nombre de révolutions exprime la distance parcourue (51). L'inclinaison de la pale dans l'eau modifie la répartition entre la portance et la traînée ; l'efficacité maximale est obtenue lorsque la pagaie est verticale, les oblicités avant ou arrière (lors de l'entrée et de la sortie de la pale) étant moins efficaces. Ces variations sont difficilement reproduites sur l'ergomètre. De plus, un allongement de

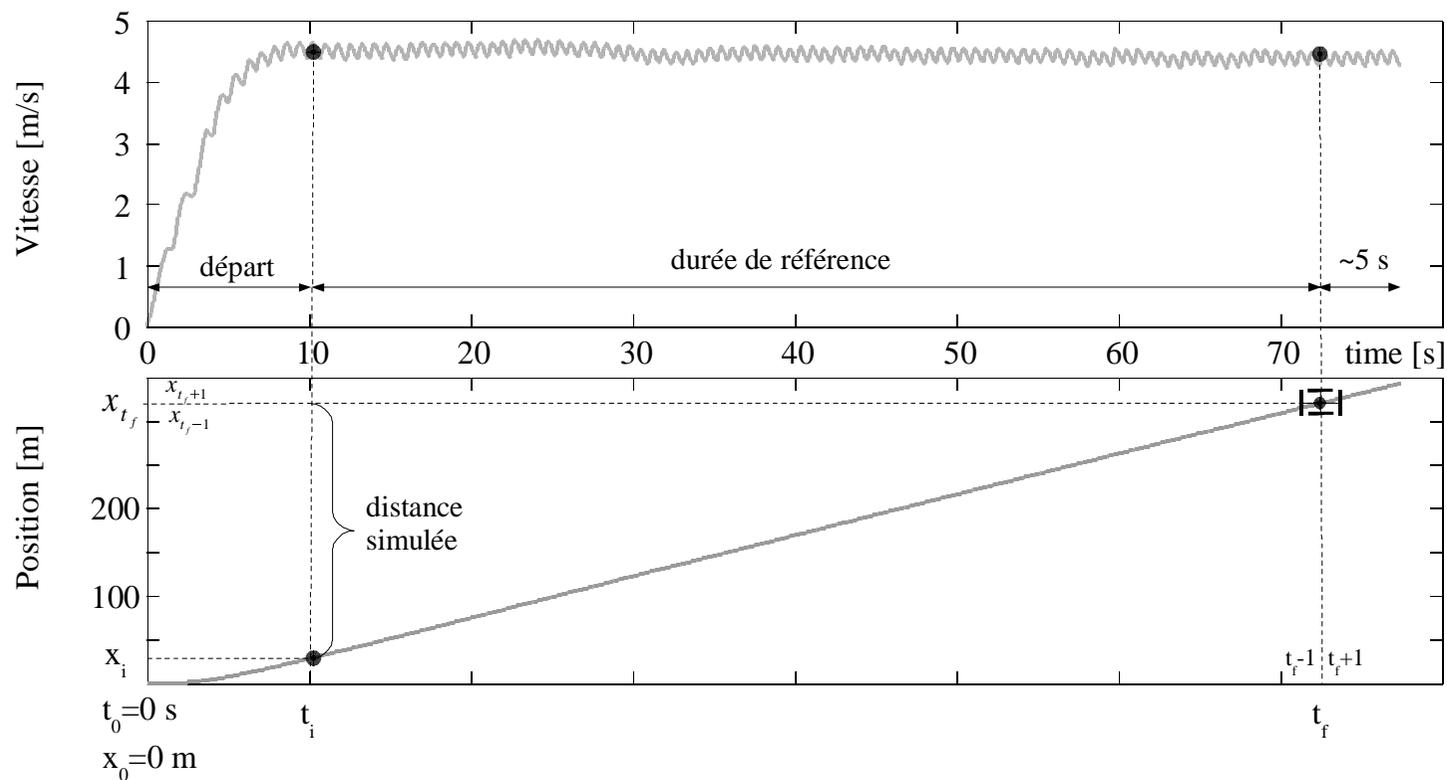


FIG. 3.1 – Vitesse et distance simulées au cours de l’essai sur ergomètre. t_0 correspond au début l’acquisition des données. Lorsque la cadence est constante (84 cpm), le test commence (t_i). L’acquisition stoppe environ 5 secondes après le temps de référence enregistré lors du test en kayak. L’incertitude (± 1 s) associée au temps de référence permet de calculer une erreur sur la distance simulée.

trajectoire peut être bénéfique sur l'ergomètre alors que la pale serait hors de l'eau en kayak.

En kayak en ligne, quatre forces agissent sur le système *athlète-pagaie-kayak* : le poids \mathbf{P} , la poussée d'Archimède \mathbf{B} , la résistance totale \mathbf{R}_T et la force à la pale \mathbf{F}_B . La variation de vitesse du système de masse M est la suivante :

$$d\mathbf{V} = \frac{\mathbf{F}_B + \mathbf{R}_T + \mathbf{P} + \mathbf{B}}{M} dt \quad (4)$$

La seule force de propulsion (F_P) est la composante antéro-postérieure de la force à la pale (\mathbf{F}_B) ; elle dépend de la vitesse de la pale, de sa forme et de son orientation. La variation de vitesse du bateau est déterminée par la différence entre la force de propulsion et les résistances à l'avancement. Sur ergomètre, il est possible d'estimer ces deux forces avec une instrumentation adaptée (capteurs de force et goniomètres) et un modèle de résistance (R_T).

Mesure de la propulsion sur l'ergomètre : Le système cinématographique est placé autour de l'ergomètre. Seules les données des capteurs de force des filins, de l'élastique reliant le bâti au chariot et des goniomètres sont nécessaires (Figure 1.5). Trois techniques, développées en Annexe A.2, sont utilisées pour mesurer la force propulsive :

- La Technique A utilise les capteurs de force et les marqueurs réfléchissants des filins.
- La Technique B estime la force propulsive uniquement à partir du capteur de force entre le bâti et le chariot.
- La Technique C requiert les capteurs de forces des filins et les goniomètres.

Les techniques B et C permettent un calcul immédiat de la force propulsive à une fréquence d'échantillonnage supérieure à 50 Hz. La différence entre les techniques A et C repose sur la détermination de la phase aquatique. Avec les goniomètres, le temps d'impulsion ne dépend pas de la longueur de la pagaie de chaque kayakiste mais de la position des cardans sur le bâti. La comparaison entre les deux techniques quantifie l'effet d'une hauteur d'eau fixe quel que soit le sujet. Une première comparaison entre les techniques A et C a été menée. La Figure 3.2 illustre la proximité des données. On remarque une différence à l'entrée, à la sortie de la pale et aux pics de force.

Modèles de la résistance totale : Trois modèles développés en Annexe A.2 sont choisis pour estimer la résistance totale en fonction de la vitesse de la coque ($R_T(V)$). Le **modèle 1** est la fonction quadratique de la vitesse obtenue expérimentalement par Eclache (52). Dans le **modèle 2**, la résistance hydrodynamique est déterminée à partir

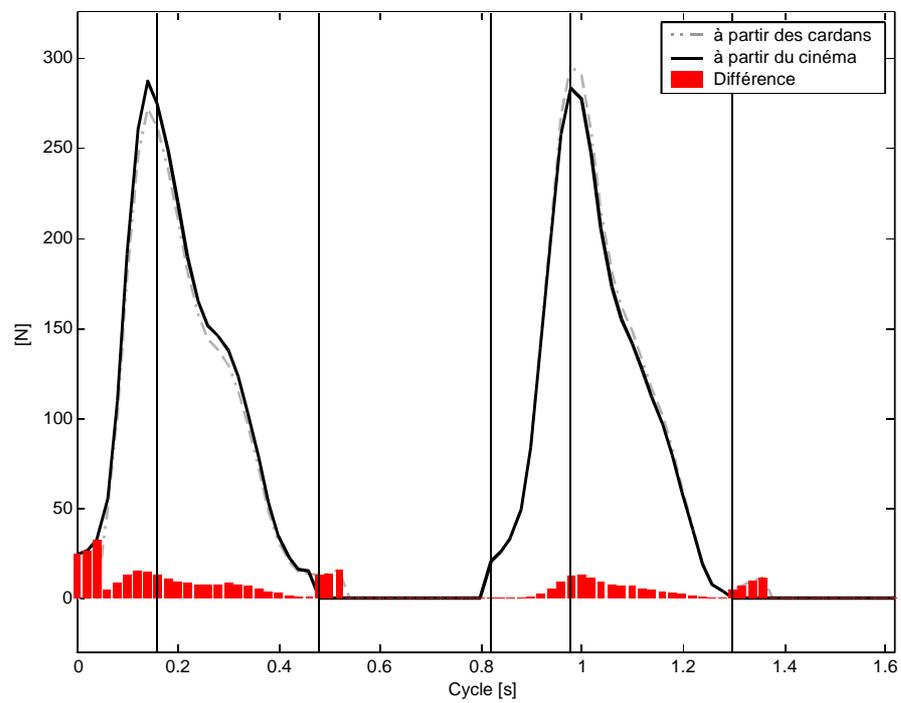


FIG. 3.2 – Comparaison de la force propulsive calculée selon les techniques A (à partir du cinéma) et C (à partir des cardans). La différence constatée entre les signaux est présentée par les diagrammes en barres.

des travaux de Lazaukas (99) et de Norwood (120). La résistance aérodynamique est calculée par l'Eq. [71] (Annexes A.2, page 227) en prenant le produit $C_A S_A$ proposé par Jackson (74). Le **modèle 3** provient des travaux du Laboratoire d'Etude Aérodynamique (LEA) (60; 132). Dans la présente étude, un kayak monoplace (K1) *classic* est choisi pour la géométrie de la coque.

Chaque technique pour mesurer la propulsion et chaque modèle de résistance à l'avancement sont issus d'hypothèses plus ou moins simples. L'objet de l'étude est d'extraire la combinaison simulant une cinématique précise et fidèle du bateau. Un objectif annexe est d'utiliser ce travail pour afficher un feedback immédiat sur l'ergomètre, rendu possible par la conception et l'instrumentation de goniomètres présentées au chapitre 1. Ces derniers permettent de connaître l'orientation des filins sans l'intervention du système cinématographique. L'expérimentation repose sur la comparaison d'un test réalisé sur l'eau reproduit sur l'ergomètre. La combinaison (technique + modèle) est fidèle si la cinématique simulée est proche d'une cinématique réelle. La simulation est précise si le classement des kayakistes est similaire dans les deux tests. Ce travail est présenté au paragraphe suivant.

3.1.3 Simulation de la cinématique

Le plus souvent, en course en ligne, le vent et le courant sont faibles. Les intensités de $\mathbf{V}_{/A}$, $\mathbf{V}_{/W}$, \mathbf{V} sont supposées équivalentes et sont notées V dans les prochains paragraphes. De plus, seules les composantes antéro-postérieures sont considérées. Au début de l'acquisition des données sur l'ergomètre ($t_0 = 0$ s), le kayakiste est sans mouvement $V_0 = 0$ m.s⁻¹ et $y_0 = 0$ m. Le calcul de l'accélération est simplifié en supposant l'accélération du kayak équivalente à celle du système *athlète-pagaie-kayak* puis en calculant R_T à l'instant t comme fonction de la vitesse à l'instant $(t - 1)$.

$$a = \frac{F_P + R_T(V)}{M} \quad (5)$$

$$dV = \frac{F_P + R_T(V)}{M} dt \quad (6)$$

$$\Delta V_t = \frac{F_{P_t} + R_{T_t}(V_{t-1})}{M} \Delta t \quad (7)$$

où $R_T = 0$ N à l'instant initial.

L'accélération (a_t), la vitesse (V_t) et la distance instantanées (y_t) sont calculées numériquement par la méthode des trapèzes. Pour chaque sujet, 9 distances virtuelles sont simulées en combinant les trois modèles de résistance avec les trois techniques pour

mesurer la force propulsive. La Figure 3.3 illustre la sommation des impulsions propulsives et résistives pour calculer la variation de vitesse. A partir de l'imprécision sur

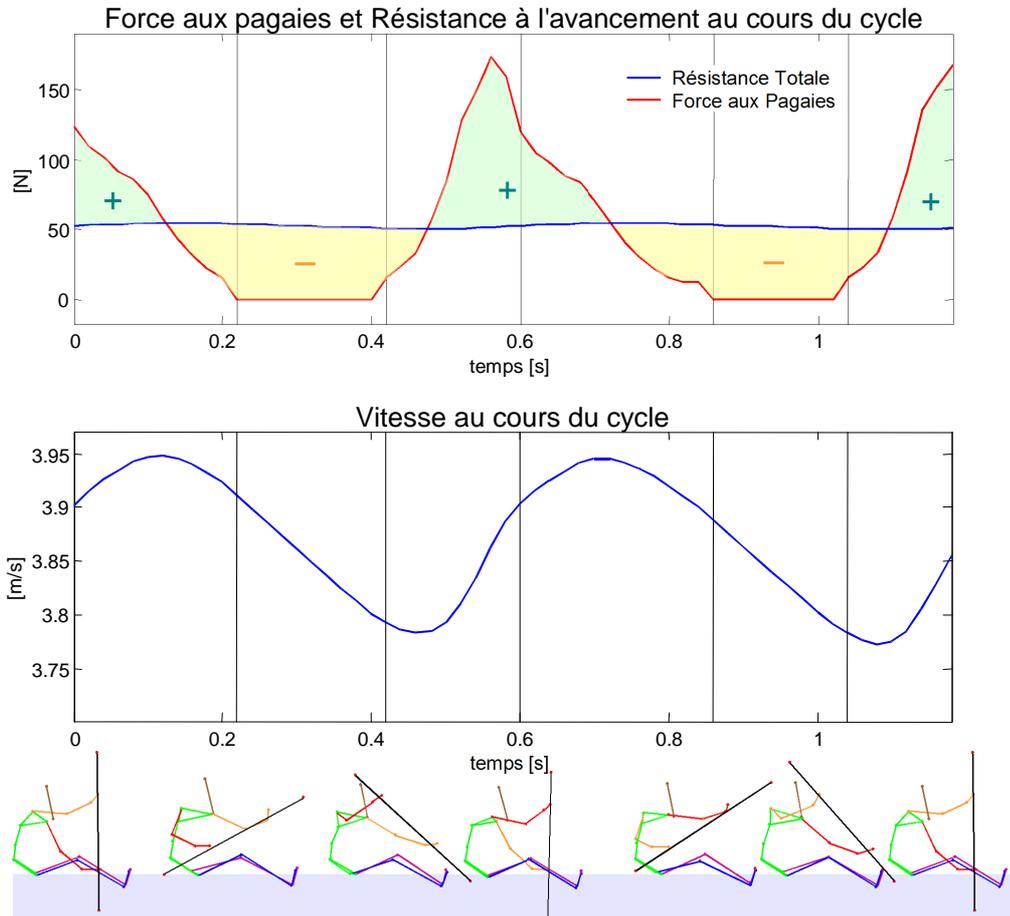


FIG. 3.3 – Estimation de la variation de vitesse du kayak au cours d'un cycle en fonction des forces aux pales mesurées sur l'ergomètre (technique A) et de la résistance à l'avancement calculée par le modèle 1.

le temps de référence (± 1 s), une erreur sur la distance simulée est calculée : $E_D = (y_{(t_f+1)} - y_{(t_f-1)})/2$. La performance de chaque kayakiste est calculée comme la vitesse moyenne du test ($\bar{V} = (y_{t_f} - y_{t_i})/(t_f - t_i)$) et permet de classer les kayakistes. L'erreur associée à cette performance est définie par $E_P = E_D/t_{ref}$.

3.1.4 Analyse statistique

Tout d'abord les trois techniques pour mesurer la propulsion sont comparées par un test de Friedman. Une procédure de comparaisons multiples par tests de Tukey est appliquée pour déterminer les différences entre les techniques. Des tests de Wilcoxon sur mesures appariées sont réalisés sur les performances (\bar{V}) et sur les classements. Ce test non-paramétrique compare l'ordre des rangs entre chaque simulation et les données de références. Tous les tests statistiques révèlent une différence significative avec une probabilité de 5% ($\alpha = 0,05$).

3.2 Résultats des simulations

Les cadences moyennes sont respectivement de 85 ± 5 et 83 ± 3 cpm en kayak et sur ergomètre. Les distances virtuelles sont résumées dans le Tableau 3.2 selon les modèles de résistance (1 à 3) et les techniques de mesure de la propulsion (A à C). Quatre kayakistes (sujets 9 à 12) n'ont pas de résultat pour la technique C car les goniomètres n'étaient pas encore instrumentés.

TAB. 3.2 – Distances [m] virtuelles moyennes (écarts-types) selon les modèles de résistance (1 à 3) et selon les techniques de mesure de la propulsion (A à C). Les valeurs en indice et exposant sont les conséquences de l'incertitude d'une seconde sur la durée de la course. Dans la seconde partie du tableau, les valeurs moyennes (écarts-types) du temps de calcul sont résumées.

Modèles	Techniques			Temps [s] de calcul
	[A]	[B]	[C]	
1	$257,0_{-4,01}^{+4,15}$ (10,1)	$277,5_{-4,53}^{+4,57}$ (10,0)	$253,0_{-4,03}^{+4,11}$ (10,5)	0,45 (0,11)
2	$240,3_{-4,10}^{+4,16}$ (10,4)	$270,0_{-4,59}^{+4,67}$ (10,4)	$235,9_{-4,12}^{+4,14}$ (10,2)	96,67 (22,08)
3	$272,3_{-4,40}^{+4,42}$ (12,7)	$300,8_{-4,74}^{+4,81}$ (16,6)	$267,3_{-4,39}^{+4,44}$ (12,9)	1,80 (0,20)

L'imprécision sur le temps de référence cause une erreur (E_D) de 4 à 5 m sur la distance, soit moins de 2% de la distance de référence. Le test de Friedman met en évidence une différence significative ($p < 0,001$) entre les trois techniques de mesure de la propulsion. La technique B diffère significativement des techniques A et C qui sont similaires. Les distances simulées avec la technique B sont toujours surestimées.

L'erreur sur la vitesse estimée (E_P) est inférieure à $0,1 \text{ m.s}^{-1}$. La dispersion des performances réelles et simulées est faible. Alors que la variance des performances de référence est d'environ 0,07, celles des simulations varient de 0,04 à 0,11, à l'exception de la combinaison B3 (0,2). La Figure 3.4 montre les performances et les classements pour toutes les combinaisons et tous les sujets. Le test de rangs appliqué aux performances ne rejette par l'hypothèse nulle pour les combinaisons A1 ($p = 0,46$), A2 ($p = 0,55$) et C1 ($p = 0,37$). Les autres simulations présentant des différences significatives ($p < 0,05$) ne sont pas justes. Cependant, quelle que soit la simulation, le classement n'est pas significativement différent du classement de référence ($p > 0,85$). Pour résumer, toutes les combinaisons simulent une performance précise mais seules A1, A2 et C1 sont précises et justes.

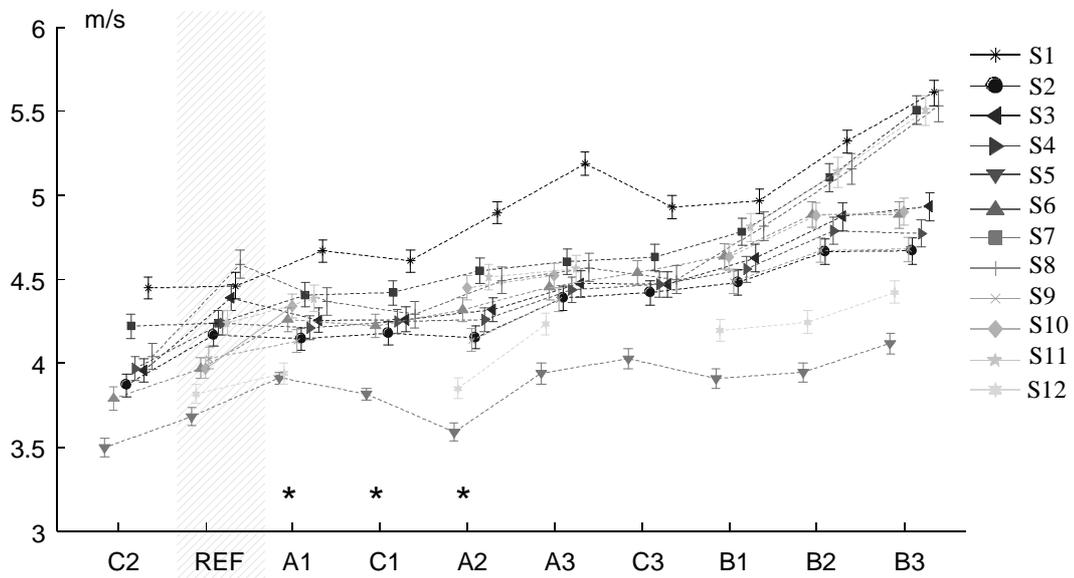


FIG. 3.4 – Les courbes montrent les modifications de classement des kayakistes pour les neuf combinaisons et le test de référence (REF). Les combinaisons et la référence sont organisées selon un ordre croissant de la performance moyenne des 12 sujets.

3.3 Discussion sur la simulation de la cinématique

Le propos de cette étude est de sélectionner un modèle de résistance associé à une technique de mesure de la force propulsive. La combinaison doit estimer avec justesse et précision la cinématique virtuelle du bateau par rapport à des données expérimentales pour un affichage immédiat de feedback. La force de propulsion et la résistance interagissent ; leurs erreurs peuvent se compenser dans l'estimation de la cinématique.

3.3.1 Précision des techniques

La technique B n'est pas appropriée pour mesurer la force propulsive ; elle surestime la distance. L'hypothèse de l'Eq. [65] est rejetée car l'accélération moyenne entre t_i et t_f du système multicorps diffère de 0. Les frottements entre le chariot et le bâti altèrent les résultats ; dans l'ensemble, le frottement est négatif et significatif. Lors de la phase aquatique, la composante latérale de la force à la pale augmente les frottements entre le chariot et le bâti. Lors de la phase aérienne, l'élastique exerce une force uniquement antéro-postérieure. Ainsi les frottements sont principalement orientés vers l'arrière. De plus, la distribution des forces durant le cycle diffère entre les techniques de mesure. Avec les techniques A et C, les impulsions sont répétitives et de forme triangulaire, alors qu'avec la méthode B la force est modérée et oscillante. Comme la vitesse, la résistance totale et la force de propulsion interagissent, la distribution de la force propulsive a un effet sur le résultat. Si la technique B n'est pas utilisable, les deux autres apportent dans l'ensemble des résultats satisfaisants.

Les goniomètres remplissent leur fonction car les orientations des forces aux extrémités de la pagaie sont obtenues sans l'approche cinématographique. La phase aquatique est correctement définie par $\phi_0 = 0^\circ$. Le système opto-électronique a limité la fréquence d'acquisition de l'ensemble des signaux à 50 Hz. A cette fréquence, la différence entre la hauteur d'eau définie par les deux techniques ne change pas significativement la mesure de la propulsion. Ainsi la force propulsive peut être immédiatement calculée. L'approche cinématographique n'est pas adaptée pour un feedback immédiat. Cependant, elle pourrait être utile pour améliorer l'estimation de la propulsion en considérant d'autres paramètres comme l'orientation des pales.

3.3.2 Précision des modèles de résistance

Dans la présente étude, le modèle le plus simple proposé par Eclache (52) est le plus juste. Avec un temps de calcul très court, un feedback immédiat est facile à implémenter. Au contraire, le temps de calcul du modèle 2 est trop long pour un retour immédiat d'informations. Il serait possible de calculer $R_T(V)$ selon la géométrie d'un kayak donné pour $V = [0 ; 6] \text{ m.s}^{-1}$ avant l'essai et d'utiliser une fonction d'approximation par la suite. Le modèle 3 surestime la distance sur eau plate, cependant l'algorithme est rapide et adaptable pour introduire des formes de coque et des conditions climatiques spécifiques. Dans ces cas, il pourrait être plus précis qu'un modèle simple.

L'analyse des courbes des modèles vient nuancer ces résultats. La Figure 3.5 représente les trois modèles de résistance en fonction de la vitesse du bateau. La forme des courbes

est similaire pour les vitesses limites rencontrées en kayak ($[0 ; 6] m.s^{-1}$). Les courbes des modèles 2 et 3 montrent des oscillations ; à certaines vitesses, l'énergie dissipée par les vagues est maximale car les vagues de la proue et de la poupe sont en résonance. Dans le modèle 2, les oscillations rapides ressemblent plus à une instabilité numérique qu'à des variations réelles de la résistance de vagues. Pour le modèle 3, la forme de la coque est bien adaptée aux vitesses de compétition (entre $4,75$ et $5,7 m.s^{-1}$). Si l'on regarde les vitesses mesurées dans l'étude ($[4 ; 4,5] m.s^{-1}$), les courbes expliquent les principaux résultats. La résistance du modèle 2 est la plus grande (sous-estimation de la distance) et celle du modèle 3 est la plus faible (surestimation de la distance). La limite supérieure ($4,5 m.s^{-1}$) est une vitesse où les trois modèles donnent des résistances proches. Il existe d'autres rapprochements entre les modèles, par exemple entre 0 et $3,5 m.s^{-1}$ pour les modèles 1 et 3 et entre $4,5$ et $5,5 m.s^{-1}$ pour les modèles 1 et 2. Théoriquement ces vitesses sont maintenues avec la même force propulsive. Au contraire, les courbes s'éloignent pour certaines vitesses ($2, 4$ ou $5,5 m.s^{-1}$) à cause du comportement oscillatoire des modèles 2 et 3. En conséquence, il serait intéressant de répéter les expériences avec ces vitesses pour tester plus largement les modèles.

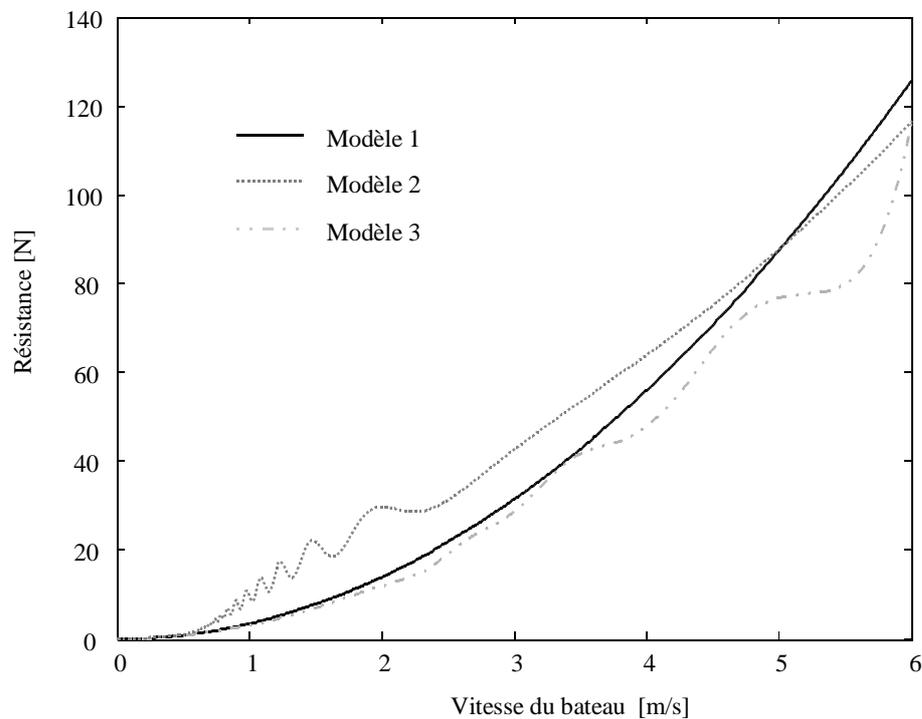


FIG. 3.5 – Résistance totale en fonction de la vitesse de la coque pour les trois modèles.

Ces résultats montrent une augmentation des différences en dehors de l'intervalle $[4 ; 4,5] m.s^{-1}$, mis en exergue par les combinaisons B3 et C2. D'un côté, la technique B et le modèle 3 surestiment la vitesse, de plus l'augmentation de la résistance de vagues entre 4,5 et 5,5 $m.s^{-1}$ est minimale. La distance simulée ($300,8 \pm 16,6$ m) s'éloigne considérablement de la référence (250 m). Les athlètes les plus rapides en kayak (S1, S4, S6, S11, à l'exception de S3) ont une performance bien plus surestimée que celle des autres kayakistes. D'un autre côté, la technique C et le modèle 2 simulants les distances les plus courtes se combinent pour estimer seulement $235,9 \pm 10,2$ m.

3.3.3 Précision et justesse des combinaisons

L'analyse statistique met en évidence la justesse des combinaisons A1, A2 et C1. La méthode B (à partir de la tension de l'élastique) surestime la propulsion et le modèle 3 (60; 132) sous-estime la résistance. De plus, des feedback immédiats nécessitent une technique rapide pour estimer la propulsion et la résistance. Ainsi sont exclus la technique A et le modèle 2. Seule la combinaison du modèle simplifié de la résistance proposé par Eclache (52) avec la technique de mesure de la propulsion basée sur les capteurs de forces sur les filins et les goniomètres est adaptée. La distance ainsi simulée est en moyenne 253,0 m pour 250 mètres attendus.

Le classement entre les athlètes dépend de la précision de la simulation et de la reproduction de l'effort. La faible variance des performances associée à l'incertitude sur les performances ($E_P < 0,1 m.s^{-1}$) rend l'analyse des classements complexe. En dépit de ces difficultés, le classement est statistiquement similaire pour toutes les combinaisons avec celui de référence. Même si les distances ne sont pas toutes justes, les simulations restent un indicateur fiable de leur performance. Les performances de kayakistes élités se différencient sur l'ergomètre instrumenté. Dans l'ensemble, les kayakistes ont reproduit leur effort physique du test en kayak lors du passage sur ergomètre. Cependant, quelques différences apparaissent dans le classement. Par exemple, un sujet (S6) se détache des autres ; il est le plus rapide sur l'eau, alors que sur ergomètre aucune combinaison ne simule cette position. Il est généralement aussi rapide que les sujets S4 et S11 mais toujours plus lent que S1. Son effort en kayak n'a certainement pas été reproduit fidèlement sur l'ergomètre. Contrairement à S6, S1 semble avoir réalisé un effort plus important sur l'ergomètre qu'en kayak.

3.3.4 Effets de quelques paramètres : Vitesse et fréquence d'acquisition

Le calcul de la résistance totale est basé sur la vitesse du système à l'instant $t - 1$ (Eq. [7]). Pour le modèle 1, fonction quadratique de la vitesse, la vitesse à l'instant t s'exprime sans calcul intermédiaire de la résistance comme la racine d'un polynôme du second degré :

$$V_t = \frac{(F_B - 3.5 V_t^2)dt}{M} + V_{t-1}$$

$$\underbrace{\left(3.5 \frac{dt}{M}\right)}_A (V_t)^2 + \underbrace{1}_B V_t - \underbrace{\left(F_B \frac{dt}{M} + V_{t-1}\right)}_C = 0$$

$$V_t = \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}$$

L'erreur causée par cette hypothèse est inférieure à 0,05 m sur une distance de 250 m, soit une erreur relative de 0,02%. L'algorithme choisi au départ est donc plus simple et tout aussi précis.

Un autre paramètre non testé dans cette étude est la fréquence d'acquisition. En effet la fréquence cinématographique a contraint l'échantillonnage des données analogiques à 50 Hz. Les goniomètres étant maintenant validés, la fréquence d'échantillonnage peut être augmentée. Ce paramètre est testé sur un kayakiste avec le modèle de Eclache (52). La distance a été calculée aux fréquences suivantes : 1600, 800, 400, 200, 100 et 50 Hz. En prenant la valeur obtenue comme référence, les erreurs respectives sont de 0 ; < 0,01 ; 0,02 ; -0,01 ; -0,05% ; elles sont insignifiantes par rapport aux sources d'incertitudes déjà déterminées.

A partir de la cinématique du kayakiste avec sa pagaie (système A), il est possible de déterminer plus précisément la résistance hydrodynamique qui dépend principalement de la vitesse du bateau (système B).

$$a_{AP} = \frac{R_T(V) + F_P - m_{AP}a_{AP/K}}{(m_K + m_{AP})} \quad (8)$$

où m_K et m_{AP} sont les masses du kayak et du système *athlète-pagaie* et $a_{AP/K}$, son accélération dans le repère associé au kayak.

Un problème persiste. La résistance aérodynamique dépend d'une part de la vitesse du bateau et, d'autre part, de la vitesse du sujet. Bien que la résistance aérodynamique représente moins de 10% de la résistance totale pour les vitesses rencontrées en kayak, nous choisissons d'approcher la réalité en calculant la vitesse instantanée moyenne du système complet. Ces modifications entraînent des corrections inférieures à $\pm 0,20\%$ sur la distance.

3.3.5 Conclusions sur la simulation de la cinématique

Cette étude a permis de sélectionner un modèle de résistance et une technique pour mesurer la propulsion. La simulation de la cinématique virtuelle est précise, fidèle et rapide. La propulsion est déterminée par la composante antéro-postérieure de la force à l'extrémité droite ou gauche de la pagaie. L'intensité et l'orientation de la force sont mesurées par deux capteurs de force mono-axiaux et deux goniomètres bi-axiaux. Pour améliorer l'estimation de la propulsion, un seuil sur l'élévation du filin définit la phase aquatique. Dans un environnement standardisé comme le kayak en ligne sans vent ni courant, une fonction quadratique de la vitesse modélise précisément la résistance totale. Enfin, la combinaison choisie permet de simuler des vitesses et un classement des kayakistes similaires aux données obtenues expérimentalement lors du test en kayak. Les kayakistes peuvent être évalués et comparés entre eux sur l'ergomètre instrumenté en rapport avec leur performance en kayak. De plus les conséquences de modifications gestuelles sur la performance sont mesurables.

3.4 Comparaison des accélérations

L'étape précédente assure une simulation juste des accélérations du kayak. De plus l'analyse cinématographique permet de calculer l'accélération du système *athlète-pagaie* dans le repère global associé au laboratoire et dans le repère mobile associé au chariot. Une erreur RMS et un CMC sont calculés entre les accélérations du système *athlète-pagaie* sur un cycle dans trois repères :

1. Dans le repère associé au laboratoire, c'est-à-dire sur le chariot mobile,
2. Dans le repère associé au chariot, c'est-à-dire sur chariot fixe,
3. Dans un repère galiléen, en simulant l'avancée du kayak à partir de la modélisation proposée à la section précédente.

L'erreur RMS entre l'accélération mesurée sur chariot mobile et l'accélération simulée en kayak varie de 0,31 à 0,55 $m.s^{-2}$. Si l'on considère le chariot fixe, les erreurs augmentent pour s'étendre de 0,96 à 1,60 $m.s^{-2}$. Les valeurs moyennes sont résumées dans le Tableau 3.3. Un test de Wilcoxon sur mesures appariées révèle une différence significative entre les deux erreurs ($p < 0,0001$). La différence entre les courbes est également analysée par un coefficient de corrélation multiple qui confirme le bien fondé du chariot mobile.

Pour simplifier la lecture graphique, toutes les figures illustrant un cycle de pagaie sont construites de la façon suivante :

- Le cycle commence par l’entrée de la pale droite, les coups côté droit puis côté gauche s’enchaînent.
- Les événements du cycle (entrée, verticalité et sortie de la pagaie) sont illustrés par des kinogrammes et des traits verticaux.
- Le cycle affiché est le cycle le plus proche du cycle moyen. Un cycle moyen est calculé pour tous les paramètres cinématiques (trajectoires des marqueurs), analogiques (forces extérieures et orientations de cardans) ainsi que la simulation de la vitesse. Une erreur (somme des erreurs RMS) est calculée entre chaque cycle et le cycle moyen. Le cycle de référence est alors défini comme le cycle ayant l’erreur minimale.

TAB. 3.3 – Valeurs moyennes (écarts-types) des erreurs RMS et CMC entre l’accélération du système *athlète-pagaie* simulée en kayak et les accélérations mesurées dans le repère laboratoire [condition Chariot Mobile] et dans le repère local du chariot [condition Chariot Fixe]. Les valeurs sont calculées avec 12 kayakistes pour un cycle de référence extrait d’une séquence de pagaie à 92 cpm.

	Kayak <i>versus</i>	
	Chariot Mobile	Chariot Fixe
RMS _e	0,43 (0,08)	1,26 (0,22)
CMC	0,89 (0,05)	0,30 (0,25)

L’observation de la Figure 3.6 apporte quelques éléments de discussion. Le pic d’accélération se produit proche de la verticalité en conditions chariot mobile et kayak. Les courbes montrent des profils similaires entre les données simulées en kayak et mesurées sur chariot mobile alors que les données simulées en chariot fixe présentent un décalage temporel des accélérations. L’accélération maximale simulée sur ergomètre fixe est atteinte après la verticale. Le sujet accélère ses segments relativement au chariot lorsque l’effort à la pale n’est plus maximal. Il existe une grande variabilité entre les athlètes. Les accélérations des segments sont plus ou moins marquées, par exemple pour le coup de pagaie à droite :

- les sujets S1, S2, S8, S10, S12 réalisent des successions d’accélérations-décélérations pendant la phase aquatique,
- les sujets S5, S6, S7, S11 présentent une forte décélération suivie du pic d’accélération,
- les sujets S3, S4, S9 se caractérisent par un plateau de décélération avant le pic d’accélération.

Une différence de $2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ entre l'accélération simulée et celle estimée sur ergomètre avec chariot fixe est mise en évidence autour de la verticalité de la pagaie pour la plupart des kayakistes. Selon le PFD, cette différence entraînerait des efforts excédentaires de calage de l'ordre de 150 N pour un sujet de 75 kg. Les coordinations, efforts articulaires et les sensations musculo-articulaires sont ainsi affectés. Il convient alors de s'interroger sur les conséquences d'un entraînement sur un ergomètre fixe.

En phase aérienne la décélération simulée en kayak est quasiment stable ce qui n'est pas reproduit sur le chariot mobile et encore moins sur le chariot fixe. L'analyse des accélérations de l'athlète lors de cette phase peut être un indicateur de la glisse en bateau. Le kayakiste ne doit pas favoriser la décélération du bateau par une gestuelle inappropriée ; il doit également se replacer pour le coup suivant. En kayak ou sur chariot mobile, la décélération du système entraîne la création de forces d'action aux pieds dirigées vers l'avant. Cet effort en phase de glisse est certainement une explication possible à des interprétations erronées de la dynamique du pagayage. Certaines conceptions techniques analysent le pagayage comme *une succession de production de force puis de transfert*. La notion de transfert proviendrait de la sensation d'appui aux pieds en phase de glisse. Au contraire, avec le chariot fixe, aucun effort au cale-pied n'est nécessairement produit.

Le chariot mobile, contraint par de simples élastiques, approche les accélérations en kayak. Outre les sensations otolithiques ainsi retrouvées sur l'ergomètre, la dynamique du système est proche de celle générée en kayak. Les efforts externes mesurés lors des différentes campagnes menées jusqu'alors présentent une certaine fiabilité des efforts produits en kayak. La mobilité du chariot minimise des efforts additionnels au cale-pied en phase propulsive et permet de retrouver une force minimale en phase de glisse.

Pour des séquences de pagayage à cadence constante, la variation de vitesse est faible. Hormis la phase de mise en action, cette variation correspond à 3 fois celle mesurée en moyenne pour un cycle. Ainsi la résistance du déplacement du chariot pourrait être constante. Les efforts mesurés sur l'ergomètre instrumenté seraient encore plus fidèles. Des approches par simulation vont, au cours de la seconde partie, apporter des informations complémentaires sur les modifications possibles de conception. Le dernier chapitre de cette première partie va exposer deux exploitations possibles des résultats. Les premiers résultats reposent sur la cinématique des pales à partir de la simulation d'avancée du kayak. Les seconds résultats exposent la variabilité des stratégies de calage mise en évidence par l'analyse des forces extérieures.

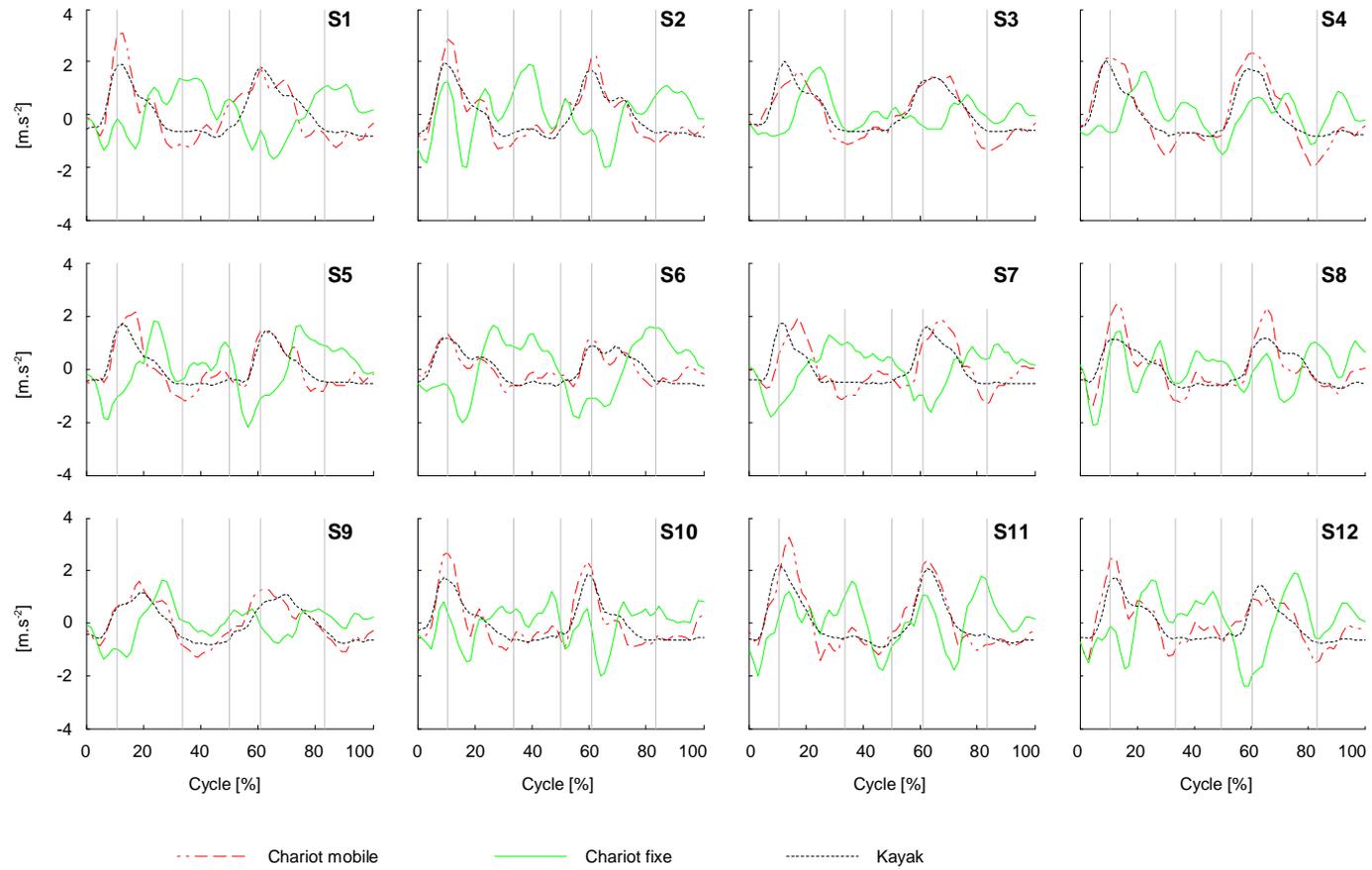


FIG. 3.6 – Accélération de système *athlète-pagaie* calculée dans le repère laboratoire, calculée dans le repère local du chariot (simulation d'un chariot fixe) et simulée en kayak pour 12 kayakistes lors d'une séquence à 92 cpm.

Exploitation de l'ergomètre 2D

Sommaire

4.1	Trajectoires des pales	51
4.1.1	De la pale plate à la pale <i>wing</i>	52
4.1.2	Modification du coup de pagaie avec l'augmentation de cadence .	53
4.1.3	Paramètres modifiés par la cadence	56
4.2	Analyse des forces extérieures	57

Nous venons de valider l'ergomètre instrumenté. Au-delà de la réflexion globale menée sur la conception même d'un outil simulant une locomotion aquatique spécifique, l'ergomètre doit être bénéfique aux entraîneurs et kayakistes de la FFCK. Dans le cadre du contrat avec la Fédération, les cadres techniques étaient particulièrement focalisés sur les trajectoires de pales et les synchronisations des efforts extérieurs au système *athlète-pagaie* que nous proposons d'analyser.

4.1 Trajectoires des pales

Le chapitre 3, troisième étape de la validation de l'ergomètre, reposait sur la comparaison des accélérations entre les deux conditions de pratique sur l'ergomètre et en kayak. Elle nous a amené à déterminer une méthode juste pour simuler la cinématique du kayak. A partir de cette simulation, nous nous sommes intéressés aux trajectoires de la pale par rapport au kayak (défini comme le repère local) et par rapport au fluide (repère global). Si la vitesse du kayak est le paramètre le plus externe de la performance, alors la cinématique des pales lie la gesticulation à la performance. Visuellement la pale semble souvent sortir proche de son point d'entrée dans l'eau. Comme la phase aquatique est courte et

l'observation de l'extrémité de la pale peu aisée, les données sur ergomètre sont utilisées pour analyser les trajectoires. Cette étude est basée sur un groupe de kayakistes experts lors d'un test de pagayage à cadence incrémentée de 50 à 110 cpm.

4.1.1 De la pale plate à la pale *wing*

Les trajectoires ont été étudiées aussi bien pour les pales plates (109; 129) que pour les pales *wing*(ou pales creuses), conçues sur le principe de l'aileron (81; 145). La mécanique de la pale plate est simple ; la force propulsive est principalement créée par un déplacement rapide de l'avant vers l'arrière. La vitesse de déplacement devient alors fortement dépendante de la cadence. Elle doit compenser la vitesse du bateau ce qui joue donc sur la cadence. Le déplacement de la pale parallèle au bateau sollicite principalement les extenseurs du bras ; la participation du tronc dans la création de l'effort externe est limitée. La pale doit entrer dans l'eau avec une vitesse absolue (*i.e.* la vitesse par rapport à un repère inertiel) et sortir de l'eau avant la perte de cette vitesse. De ce fait, le mouvement vers l'arrière est commencé avant l'immersion, pour atteindre une vitesse suffisante et ne pas créer de résistance à l'avancement. La pale sort de l'eau avant l'extension complète du bras, pour les mêmes raisons. La trajectoire aquatique n'est donc pas maximale.

La pale *wing* a été conçue pour profiter des forces de traînée et de portance, bien que les proportions de l'une et de l'autre restent difficiles à estimer. Il faut ainsi considérer les déplacements vers l'arrière et vers l'extérieur. Contrairement aux pales plates, la trajectoire des pales creuses dépend de nombreux paramètres. A l'entrée dans l'eau, la vitesse de la pale vers l'arrière peut être moindre car un rapide mouvement latéral compense les résistances occasionnées par la surface de la pale. La trajectoire n'est pas raccourcie comme pour une pale plate et le mouvement comporte moins de ruptures de rythme. La trajectoire diagonale (la pale s'écarte du bateau au cours du coup), plus longue, permet de conserver la pagaie plus longtemps verticale et sollicite davantage les muscles du tronc, plus efficaces que les extenseurs du bras.

L'étude de Kendal et Sanders (82) (*in* Sanders et Cowan (144)) montre que les trajectoires varient considérablement en fonction des pagayeurs. Par exemple pour un sujet la pale n'a pas de déplacement vers l'arrière alors que pour un autre elle se déplace de 0,18 m (Figure 4.1). Cette variabilité associée à l'orientation de la pale indique que les contributions des forces de traînée et de portance peuvent être très différentes. Cette étude a l'avantage d'analyser des trajectoires réelles, cependant la précision en est fortement amoindrie (146). Le nombre d'essais est limité et aucune information n'est disponible sur la cadence réelle et la variation de vitesse générée lors du coup de pagaie. L'objectif de

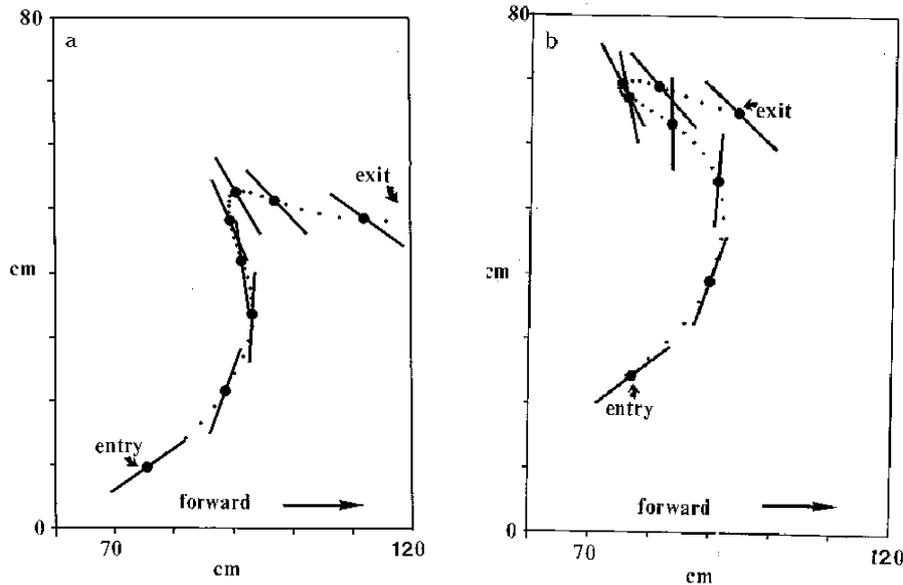


FIG. 4.1 – Trajectoire dans le plan horizontal de la pale gauche (centre de la pale et son orientation) de deux pagayeurs de niveau international dans l'étude de Kendal et Sanders (82) (*in* Sanders et Cowan (144)). (a) Le meilleur kayakiste de l'étude, (b) le kayakiste présentant le plus de déplacement de la pale vers l'arrière.

notre étude est donc d'analyser la variabilité inter- et intra-kayakistes des trajectoires de pales dans les repères local et global en fonction de la cadence. Pour ce faire, nous proposons un test à cadence incrémentée sur l'ergomètre précédé de plusieurs tests à cadence fixe.

4.1.2 Modification du coup de pagaie avec l'augmentation de cadence

Une étude préliminaire montre que les trajectoires sont reproductibles et différentes selon les kayakistes. L'analyse est réalisée lors d'une séquence à 92 cpm. La cinématique des pales est calculée dans le repère local lié au chariot puis dans un repère global en simulant l'avancée du kayak. Seule la composante antéro-postérieure (Y, X et Z étant respectivement les axes médiolatéral et vertical) change entre les deux repères. Les cycles sont, dans cette condition, superposés en considérant l'entrée comme origine spatiale de chaque coup. Le coefficient de corrélation multiple (CMC) montre une faible variabilité du mouvement (Figure 4.2), tant pour la position que pour la vitesse, selon l'axe vertical. Concernant le déplacement horizontal, la variabilité de la vitesse est inférieure à celle de la trajectoire dans le repère global.

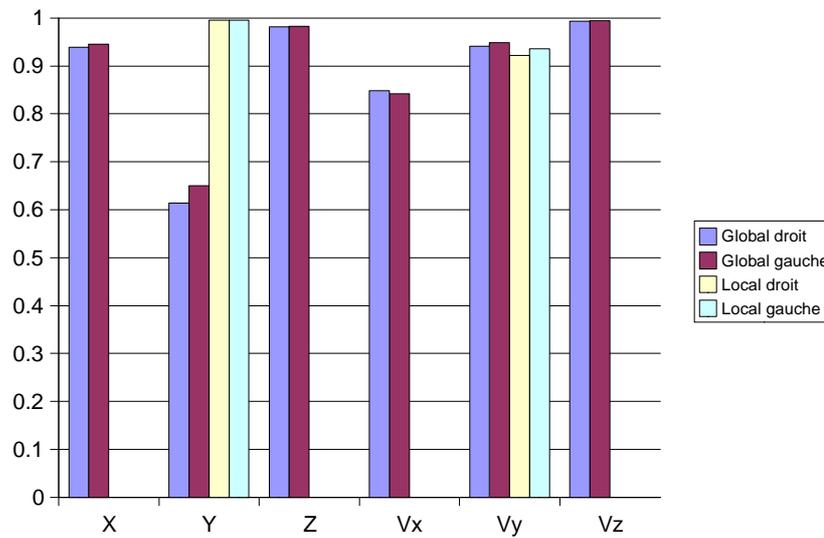


FIG. 4.2 – Moyenne des CMC pour l'ensemble des sujets sur la trajectoire aquatique de la pale et de vitesse (X, Y, Z, Vx, Vy, Vz) dans un repère global et un repère local lié au chariot lors d'une séquence à 92 cpm. Les coups gauche et droit sont dissociés.

Les kayakistes, après plusieurs séquences de pagayage à 69, 84 et 92 cpm, réalisent une séquence à cadence incrémentée. L'augmentation de cadence est linéairement de 50 à 110 cpm sur une durée de 60 secondes. Sur les 14 kayakistes analysés, trois sont retirés de l'étude à cause du non respect de la cadence ou de la difficulté à atteindre les cadences élevées.

La Figure 4.3 illustre les trajectoires de pales dans le repère local pour les différents kayakistes lors de la séquence à cadence incrémentée. La seule observation met en évidence des trajectoires propres à chaque kayakiste associé à une faible variabilité avec l'augmentation de la cadence. Des paramètres plus spécifiques doivent donc être définis pour pouvoir analyser des variations avec l'augmentation de cadence.

La littérature technique définit souvent la phase aquatique par l'accrochage, l'action de propulsion et le dégagé. Une première méthode pour dissocier les phases pourrait être basée sur la trajectoire de la pale. Lors de l'accrochage, la pale tend à avancer dans un repère fixe ; lors de la propulsion la pale plate a une vitesse vers l'arrière donc recule ; enfin lors du dégagé, la vitesse change à nouveau de signe et la pale avance. Comme cette définition est surtout valable pour une pale plate, nous préférons découper les phases par rapport à la vitesse instantanée estimée sur l'ergomètre. Ainsi, l'accrochage se définit de l'entrée de la pale à la fin de la diminution de la vitesse. La propulsion est la phase d'accélération du kayak ; enfin le dégagé commence avec la diminution de vitesse jusqu'à la sortie de la pale de l'eau.

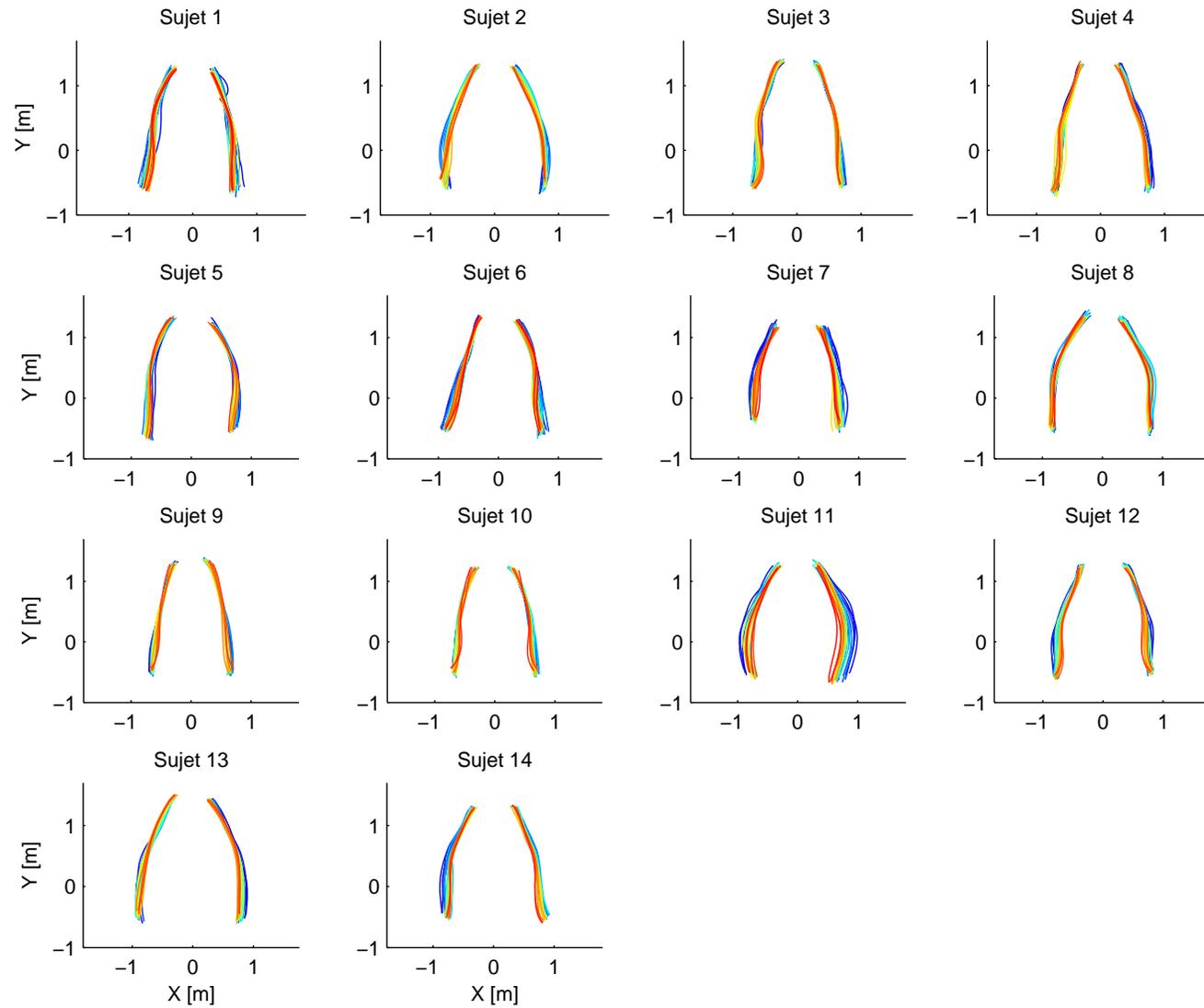


FIG. 4.3 – Trajectoires aquatiques des pales dans un repère local lié au chariot de l’ergomètre. Pour l’ensemble des kayakistes, les cycles d’une séquence à cadence incremented sont tracés selon un dégradé de bleu à rouge.

TAB. 4.1 – Valeurs moyennes pour l'ensemble des sujets (n=11) des coefficients de corrélation (écart-type) entre la cadence de pagayage (30 valeurs comprises entre 50 et 110 cpm) et [A] la durée relative des phases aquatique et aérienne [% de la durée du coup] puis [B] le déplacement horizontal (X et Y) de l'extrémité de la pale selon l'accrochage, l'action et le dégagé. Le dernier paramètre étudié est la durée [s] de chacune de ces trois parties.

[A]	coef. phase aquatique	coef. phase aérienne
Coups droits	0,43 (0,55)	0,57(0,38)
Coups gauches	-0,43 (0,55)	0,57 (0,38)

[B]	Coups droits		
	coef. X	coef. Y	coef. durée
Accrochage	-0,02 (0,39)	-0,63 (0,21)	-0,74 (0,13)
Action	-0,50 (0,37)	-0,89 (0,10)	-0,94 (0,03)
Dégagé	0,61 (0,30)	-0,49 (0,29)	-0,43 (0,37)
	Coups gauches		
	coef X	coef Y	coef durée
Accrochage	0,20 (0,40)	-0,61 (0,18)	-0,69 (0,24)
Action	0,54 (0,33)	-0,93 (0,05)	-0,94 (0,03)
Dégagé	-0,65 (0,32)	-0,49 (0,42)	-0,29 (0,48)

Nous étudions les paramètres suivants en fonction de la cadence :

- durée [% du coup] des phases aquatiques et aériennes,
- déplacement [m] dans le plan horizontal de la pale durant les trois sous-phases aquatiques,
- durée [s] des 3 sous-phases aquatiques

Comme la cadence n'est pas respectée à tous les coups, nous calculons la cadence réelle de chaque coup. Un coefficient de corrélation est calculé entre la cadence et chacun des paramètres pour l'ensemble des sujets.

4.1.3 Paramètres modifiés par la cadence

Les coefficients de corrélation moyens sont regroupés dans les Tableaux 4.1 A et B. Seuls quelques paramètres sont corrélés avec la cadence ; ils concernent uniquement la phase d'action.

L'augmentation de cadence entraîne une diminution de la durée d'action et une diminution de déplacement de la pale vers l'arrière dans le repère global. Celle-ci est illustrée par la Figure 4.4 (en bas à droite), où l'on voit que le déplacement vers l'arrière évolue avec la couleur représentative de la cadence. La phase propulsive se raccourcit et s'intensifie avec l'augmentation de la cadence, provoquant un recul de plus en plus marqué de la pale. Les

variables non corrélées avec la cadence concernent les phases d'accrochage et de dégagé. Ainsi quelle que soit la cadence, une durée minimale est nécessaire pour l'accrochage et le dégagé de la pagaie. De même, les durées relatives des phases aériennes et aquatiques ne sont pas modifiées par la cadence.

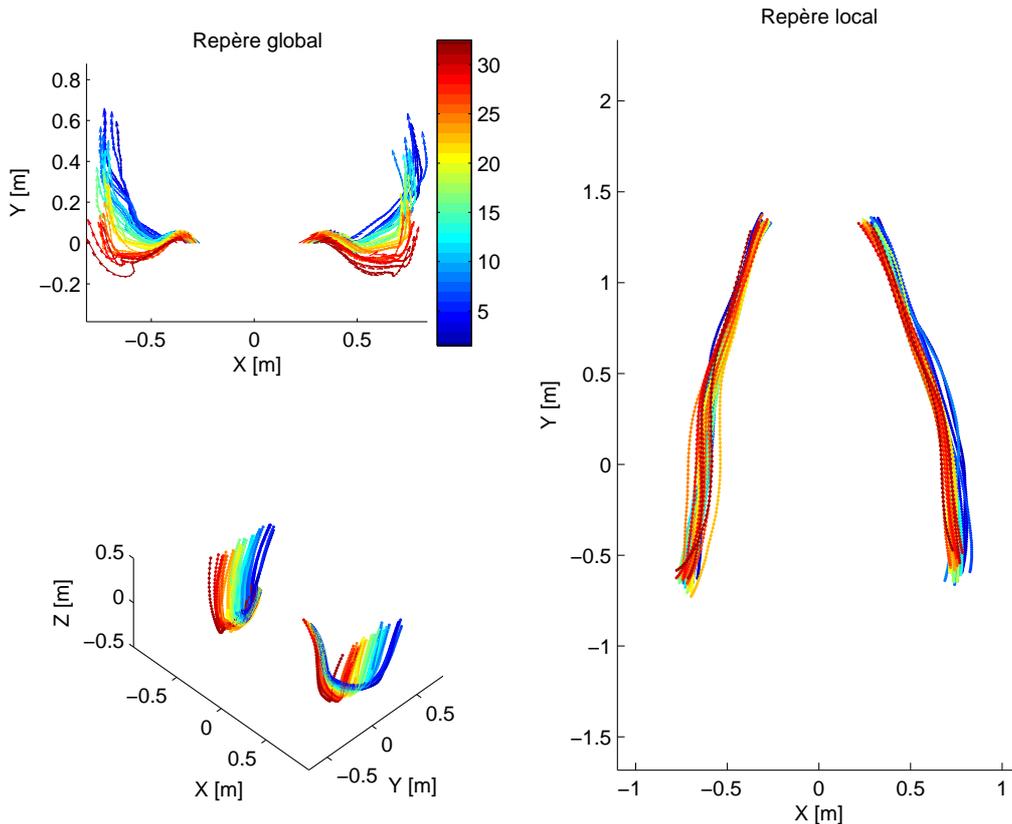


FIG. 4.4 – Trajectoires aquatiques des pales pour un sujet. L'ensemble des cycles est représenté (dégradé de bleu à rouge) selon une vue de dessus (graphique *quiver* en haut à gauche) et selon une vue isométrique (graphique en bas à gauche). Pour ces deux graphiques, les trajectoires tiennent compte de l'avancée du bateau puis les cycles sont superposés par rapport au point d'entrée. Le graphique de droite représente la trajectoire dans un repère local lié au chariot de l'ergomètre.

4.2 Analyse des forces extérieures

Le besoin des cadres techniques de la FFCK est l'analyse des forces aux pales et au palonnier pour comprendre la notion de « transfert » de la force propulsive. Bien que cette notion repose sur une conception erronée de l'activité et que les coordinations soient

complexes, l'analyse des forces extérieures au système *athlète-pagaie* est une étape fondamentale à la compréhension du rôle des membres inférieurs.

Les forces sont moyennées et le temps est normalisé pour s'exprimer en pourcentage du cycle de pagayage. La Figure 4.5 montre 95% de l'intervalle de confiance (moyenne ± 2 écarts-types) des forces aux cale-pieds, assises et pales du côté droit et du côté gauche. Les courbes illustrent les valeurs mesurées par les capteurs de force. Ainsi le signe dépend du montage. Pour le palonnier et l'assise, une valeur positive (négative) est un effort de compression (traction). L'effort de traction sur la pale est positif. La forme des courbes entre les côtés gauche et droit montre un comportement antisymétrique. La limite supérieure de l'intervalle de confiance pour les forces à chaque cale-pied excède 600 N ; pour l'assise et la pagaie, elle dépasse respectivement 400 et 300 N. En général, la force maximale exercée par les pieds est supérieure à celle mesurée à l'assise, elle-même supérieure à celle générée à la pagaie. De plus, les valeurs maximales sont produites dans l'ordre suivant : pale, pied, fesse. La valeur minimale de la force produite par le membre inférieur se situe à proximité de la verticalité de la pale du côté opposé. Enfin il est à noter que la force à la pagaie devient positive avant l'instant que nous avons défini comme l'entrée dans l'eau. La description des courbes moyennes doit être modérée à cause du large intervalle de confiance en particulier au cale-pied et à l'assise. Bien que chaque kayakiste reproduise fidèlement les impulsions à chaque cycle, il existe une large variabilité entre les athlètes. La principale différence est l'intensité des forces. La force mesurée au siège et au cale-pied peut être négative chez certains sujets du côté des segments de *poussée* (terme affecté aux segments du côté opposé au coup de pagaie). Ces kayakistes utilisent des sangles aux pieds pour se tracter.

Bien que les athlètes aient tous un niveau international, ils produisent des forces différentes. En compétition, ils pagaient à des vitesses voisines à l'exception des deux femmes (sujets 4 et 6). La force à la pale s'oppose aux résistances à l'avancement pour augmenter la quantité de mouvement du système. Ainsi la variabilité de la force à la pale dépend des différences de masse des sujets et, dans une moindre mesure, de celle de leur embarcation. Par contre, la relation entre la vitesse du bateau et les efforts aux cale-pieds et à l'assise est moins évidente. La dynamique des membres inférieurs est peu contrainte pour maximiser la performance. Contrairement à l'aviron, les membres inférieurs ne participent pas en priorité à l'accélération du système car l'assise et le palonnier sont des calages. Ainsi les forces peuvent s'opposer, ce qui explique des forces très élevées chez certains kayakistes. La grande variabilité des forces de calages montre un large panel de techniques plus ou moins

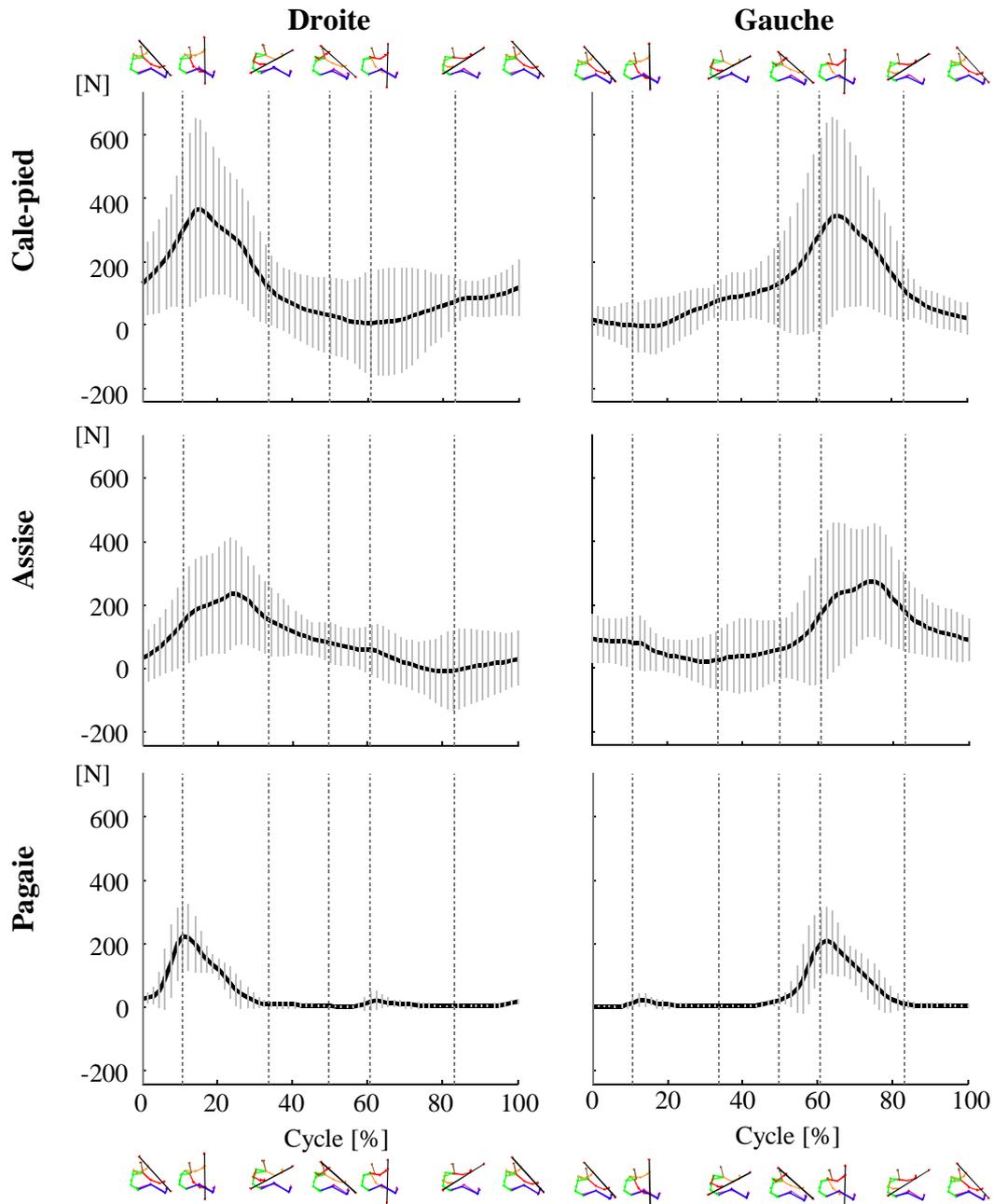


FIG. 4.5 – 95% de l'intervalle de confiance (moyenne \pm 2 écarts-types) pour les forces aux cale-pieds, assises et pales. Le cycle commence avec l'entrée de la pale droite et les trois positions de pale (entrée, verticalité et sortie) sont indiquées par une ligne verticale en pointillés.

efficaces sur le plan musculaire. Cependant, les kayakistes parviennent tous à produire des performances similaires.

Les actions des membres inférieurs sont peu analysées et décrites dans la littérature scientifique ou technique. Ces actions de pédalage ou de conduite sont difficiles à appréhender car le bateau et la jupe cachent l'observation. En outre, le mouvement ne contraint pas de lui-même les actions efficaces. Les membres inférieurs, segments entre le bateau et le tronc, défini comme le principal actionneur, ont un double rôle de calage et d'initiateur du mouvement. La contribution des membres inférieurs à la force propulsive sera mis en exergue par des simulations au chapitre 8.

Pour pouvoir produire la force à la pagaie le kayakiste doit générer une force au cale-pied supérieure à celle nécessaire pour assurer un bon calage. Si le kayakiste ne produit pas une force instantanée suffisante au cale-pied, il aura tendance à avancer dans son bateau. Le kayakiste adopte ainsi des efforts anticipatifs au niveau des membres inférieurs. Les efforts excédentaires appliqués aux pieds ont pour conséquence d'accélérer l'ensemble du corps vers l'arrière. Selon la forme et le revêtement du siège, le kayakiste se retrouve plus ou moins rapidement en calage au niveau des membres inférieurs. Il exerce ainsi une force isométrique où l'excédant de force au palonnier a sa réaction à l'assise. Quand le système requiert une force supplémentaire au palonnier, seule la réaction à l'assise diminue. A ce stade, la dynamique articulaire des membres inférieurs peut largement varier d'un athlète à l'autre. Les critères d'optimisation sont nombreux pour maximiser la performance. La condition sur ergomètre peut difficilement révéler toute la complexité d'une telle activité aquatique.

Conclusions et perspectives de la première partie

Cette première partie a décrit un ergomètre instrumenté spécifique au kayak de course en ligne. Cet outil de mesure complété d'un système cinématographique a été soumis à la critique à travers trois étapes de validations complémentaires.

La *première étape* s'est attachée à la qualité des mesures cinématographiques et des forces extérieures. L'instrumentation actuelle de l'ergomètre peut être améliorée par des capteurs de force aux étendues de mesure réduites pour les assises et par des mécanismes allégés aux interfaces entre les capteurs et les segments corporels. L'ajout d'un accéléromètre permettrait à la fois une synchronisation précise entre les données analogiques et cinématographiques, et le calcul des forces de contact générées par l'accélération des mécanismes d'interface. Enfin, l'évolution de l'ergomètre va nécessiter l'utilisation de capteurs de forces tridimensionnels afin de calculer des efforts actionneurs. Outre les occlusions des marqueurs collés sur les membres inférieurs lors du passage de la pagaie, le modèle anthropométrique est une source indéniable d'incertitude. Le modèle choisi pour mettre en place des évaluations rapides et simples n'est pas approprié pour poursuivre l'analyse mécanique du mouvement de pagayage. Le modèle anthropométrique doit être tridimensionnel, chaque segment défini par sa matrice d'inertie, sa position et son orientation spatiales. De plus, la complexité du geste requiert de considérer la mobilité et la déformation du tronc et des épaules. La troisième partie de ce mémoire va s'attacher à l'amélioration du modèle anthropométrique et de la mesure des données cinématiques.

La *seconde étape* a été la comparaison de la gestuelle effectuée sur l'ergomètre avec le mouvement de pagayage en kayak. La capture du mouvement en kayak a été réalisée en bassin des carènes pour disposer d'un champ expérimental adapté au déplacement du bateau lors d'un coup de pagaie. Les trajectoires spatiales des centres articulaires

ont été exprimées dans un repère local lié soit au bateau soit au chariot de l'ergomètre selon la condition. L'utilisation d'un système cinématographique avec tracking manuel lors des expériences en bassin est une grande limite à la comparaison ; seul un modèle cinématique simple a pu être appliqué à un nombre restreint de sujets. C'est pourquoi deux sujets experts ont été choisis pour assurer une bonne répétabilité du mouvement. La difficulté expérimentale suivante est la synchronisation spatiotemporelle entre les deux conditions. La fréquence d'acquisition des systèmes utilisés est limitée à 50 Hz. Bien que cette fréquence soit suffisante pour l'analyse de la gestuelle, elle limite la précision de la synchronisation des données entre les deux conditions. Toutefois les mouvements du tronc et des membres supérieurs sont bien reproduits sur l'ergomètre. Les plus grandes différences sont observées au niveau des épaules. Un ergomètre ne peut pas simuler parfaitement la condition aquatique notamment concernant l'équilibre et la résistance à l'interface paleau.

La *troisième étape* concerne la dynamique globale du pagayage. Pour assurer une mesure fidèle des efforts de calage (forces au palonnier et à l'assise) sur l'ergomètre, le bilan des quantités d'accélération du système *athlète-pagaie* doit approcher celui obtenu en kayak. Dans l'optique d'une comparaison des accélérations, un modèle de la cinématique antéro-postérieure du bateau a été développé en définissant une technique de mesure de la force propulsive et une fonction de la résistance à l'avancement. La force de propulsion est calculée comme la composante antéro-postérieure de la force aux extrémités de la pagaie. La force est mesurée par un capteur de force et son orientation par des goniomètres. Un seuil d'élévation sur les goniomètres détermine la phase aquatique. Une fonction quadratique de la vitesse est suffisante pour estimer la résistance à l'avancement. La précision des simulations est de l'ordre de 1% concernant l'avancement du bateau. Le modèle développé permet accessoirement d'apporter à l'entraîneur des feedback immédiats sur la cinématique du bateau. L'accélération du système a ainsi été simulée en kayak et comparée à l'accélération mesurée sur l'ergomètre. Le chariot mobile retenu par un élastique approche correctement les variations de vitesse subies en kayak. L'ajustement de la tension de l'élastique grâce à l'estimation de la résistance permettrait d'améliorer la fidélité des mesures des efforts de calage.

Ces validations ont permis par la suite d'exploiter quelques paramètres mesurés sur l'ergomètre. La simulation du déplacement offre de larges possibilités d'analyse et d'interprétation des résultats en approchant au mieux la réalité du kayak. Un premier exemple proposé est l'effet de la cadence sur les trajectoires de pales. Lors des simulations, la durée de la phase propulsive diminue avec l'augmentation de la cadence alors que la durée des

phases d'accroche et de dégagé requiert une durée constante. La seconde analyse a porté sur les forces extérieures générées par le système *athlète-pagaie*. La force aux pales, dépendant de la vitesse de déplacement et de la masse du système, connaît peu de variabilité. Par contre, les forces de calage diffèrent largement d'un athlète à l'autre. Le mouvement des membres inférieurs peu contraint par la tâche de pagayage et les consignes à l'entraînement peu orientées sur ces segments donnent lieu à des coordinations variées et parfois musculairement peu économique.

Deuxième partie

Simulation dynamique du mouvement de pagayage

Cette seconde partie a pour objectif de simuler la dynamique du pagayage sur ergomètre afin d'améliorer, autrement que par l'expérience, (i) la compréhension du mouvement et (ii) la conception de l'ergomètre. Un objectif secondaire est (iii) de pouvoir caractériser la technique de pagayage des kayakistes à partir de mesures simples en s'affranchissant de l'analyse cinématographique. L'utilisation de plus en plus courante de centrales inertielles, composées d'accéléromètres, gyromètres et inclinomètres tridimensionnels, laisse envisager des applications pour l'analyse des mouvements sportifs. En kayak, la connaissance de la rotation des ceintures pelvienne et scapulaire ainsi que l'orientation et la position de la pagaie requiert une instrumentation légère utilisable sur ergomètre et en bateau.

De nombreuses questions que se posent les techniciens du sport sont difficiles voire impossibles à appréhender par l'expérience pour des raisons éthiques ou pratiques. La modélisation mathématique et la simulation informatique jouent alors un rôle important pour apporter des réponses. Les avantages des études par simulation sur les études expérimentales incluent le contrôle des variables d'entrée, la considération de situations hypothétiques et l'optimisation de la performance (184). Les modèles de simulation a besoin de données d'entrée et des valeurs des paramètres réalistes. Ces derniers se divisent en trois catégories :

les efforts articulaires : ces paramètres peuvent être obtenus sur des dynamomètres isocinétiques¹ (85),

l'inertie : les paramètres inertiels segmentaires sont inclus dans les modèles anthropométriques,

¹Les mouvements, pour la rééducation ou l'évaluation, sur appareils isocinétiques (*e.g.* Cybex, Con-Trex) se font à vitesse constante grâce à une résistance auto-adaptée, asservie à la force développée par le sujet.

la visco-élasticité du système musculo-squelettique : ces paramètres, nécessaires pour des mouvements très rapides ou avec impacts, sont estimés par des approches complexes (121; 181; 118).

Au cours de ces dernières décennies, l'approche par modélisation et simulation a été utilisée avec succès sur différentes activités telles que le squat jump (18; 67; 122), le pédalage (117; 166), les acrobaties aériennes (185; 182; 180) ou autres mouvements gymniques (183; 86; 69). Les mouvements sont souvent considérés comme planaires avec des chaînes cinématiques courtes. Il s'agit par exemple de regrouper la tête, le tronc et les membres supérieurs.

Lors du pagayage, l'ensemble des segments corporels est sollicité pour la création d'une force propulsive à l'extrémité de la pagaie. Les membres inférieurs mettent en rotation le pelvis. Le thorax pivote encore de façon à augmenter l'amplitude du mouvement. Les membres supérieurs, par une gestuelle asymétrique et alternée, assurent une trajectoire adéquate de la pagaie. A cette complexité géométrique s'ajoutent des boucles fermées au niveau des membres inférieurs et supérieurs.

Les étapes proposées pour simuler le mouvement de pagayage sont les suivantes :

1. Définir un **modèle mécanique** (géométrique et dynamique) du kayakiste et de l'ergomètre (*i.e.* le frein aérodynamique et le chariot),
2. Définir des **tâches cinématiques** simples caractérisant le mouvement de pagayage et les techniques individuelles, puis des fonctions d'approximation de ces tâches,
3. Résoudre le problème de **cinématique inverse** pour obtenir des trajectoires cycliques,
4. Résoudre le problème de **dynamique directe** à partir des trajectoires articulaires imposées, c'est-à-dire simuler les déplacements du chariot en fonction des forces créées aux extrémités de la pagaie et de la tension de l'élastique entre le chariot et le bâti,
5. Résoudre le problème **dynamique inverse** du système *athlète-pagaie* pour connaître les efforts articulaires.

Cette première simulation du mouvement de pagayage va être largement simplifiée. Notre choix s'est orienté vers l'utilisation de *HuMANs*, logiciel de simulation en open source développé par l'INRIA (173). L'architecture du programme et le générateur symbolique des équations du mouvement sont des aides précieuses. Notons que le modèle géométrique et anthropométrique du kayakiste reste sommaire par rapport aux travaux de la troisième partie du mémoire. Enfin, seule la dynamique articulaire est abordée; la simulation musculaire n'est pas intégrée aux algorithmes.

Après une description succincte de *HuMANs*², un modèle géométrique adaptable aux kayakistes expertisés en première partie est développé (chapitre 5). Par la suite (chapitre 6), des tâches du mouvement de pagayage sont définies et approximées par des séries de Fourier. Différentes approches de résolution du problème cinématique inverse sont abordées avec la transposée ou l'inverse généralisée de la jacobienne puis avec la méthode du gradient. Les déplacements du chariot sur le bâti en fonction de la gesticulation du kayakiste sont simulés à partir du modèle dynamique du système *chariot-athlète-pagaie* et du modèle du frein aérodynamique. Chacun des modèles est introduit dans le chapitre 7. Enfin, le dernier chapitre de cette seconde partie décrit deux applications de la simulation. La première reprend la problématique développée en première partie de ce document, c'est-à-dire la différence entre la dynamique du mouvement sur un ergomètre avec chariot mobile *versus* fixe. La seconde étude s'intéresse au rôle des membres inférieurs en simulant des mouvements avec et sans mobilité des membres inférieurs.

²Pour davantage d'informations sur le logiciel, se reporter à la documentation (174), à la thèse de Wieber (173) ou à d'autres documents disponibles sur le site internet de l'INRIA (175; 133) : <http://bi-pop.inrialpes.fr/software/humans/index.html>.

Chapitre 5

Le modèle géométrique dans *HuMANs*

Sommaire

5.1	Description du simulateur HuMANs	71
5.2	Architecture du simulateur	72
5.2.1	La dynamique du système	72
5.2.2	Organisation des fonctions	74
5.3	Le modèle géométrique du kayakiste sur ergomètre	76
5.3.1	Une géométrie simplifiée	76
5.3.2	Les articulations	76

5.1 Description du simulateur HuMANs

HuMANs, pour **H**umanoid **M**otion **A**nalysis and **S**imulation, est un simulateur par gestion d'événements. Il a été développé par l'INRIA depuis les travaux de doctorat de Wieber (173) afin de simuler la locomotion d'un robot marcheur, BIP. Ce dernier, réalisé en collaboration entre l'INRIA et le LMS, a fait l'objet de nombreux travaux de thèse dans les deux institutions tant sur la conception (164), la commande (173) que sur la commande optimale (140; 33; 150). Initialement prévu pour simuler la marche, ce logiciel open-source a élargi son champ d'applications en intégrant un modèle géométrique humain (16 articulations pour 36 degrés de liberté), des modèles musculaires spécifiques à la FES¹ ou encore des outils de reconstruction de mouvements filmés. A présent, la variété des outils disponibles permet une analyse cinématique, cinétique et dynamique de mouvements reconstruits ou simulés. La distribution sous licence GNU a pour objectif de

¹Functional Electric Stimulation

favoriser les contributions extérieures afin de développer des applications tant en robotique qu'en biomécanique. Cette seconde partie de notre travail entre dans cette démarche de développement en biomécanique.

Ce logiciel fonctionne sous trois environnements de programmation : MapleTM, un compilateur C et Scilab. MapleTM est tout d'abord utilisé pour la génération symbolique des matrices et vecteurs des équations de la dynamique. Cette génération symbolique permet des calculs aisés de la dynamique et de la cinématique directe ou inverse. Les algorithmes récurrents décrits dans Featherstone et Orin (55) (présentés au chapitre 7) sont programmés grâce au principe de récursivité proposé par Maple (une fonction peut s'appeler elle-même). Le modèle analytique est généré en fonctions C puis compilé dans une librairie dynamique appelée finalement dans Scilab.

5.2 Architecture du simulateur

5.2.1 La dynamique du système

La Figure 5.1 illustre l'architecture globale du simulateur. La dynamique est obtenue par résolution d'équations différentielles interrompue par des événements (*e.g.* impacts, butées articulaires, commandes). Les événements sont ensuite gérés par modification des coordonnées ou des vitesses généralisées, ainsi que par modification des commandes (*e.g.* tensions des moteurs, etc.). Cette résolution est effectuée entre un temps initial et un temps final selon un pas pré-déterminé. L'équation différentielle est celle du mouvement d'un système multicorps où les vitesses et accélérations généralisées (\dot{q} , \ddot{q}) dépendent des variables d'état. La dynamique d'un système multicorps libre a la forme suivante :

$$M(q)\ddot{q} + N(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = T(q)u \quad (9)$$

avec q , \dot{q} et \ddot{q} les vecteurs des coordonnées, vitesses et accélérations généralisées, $M(q)$ la matrice d'inertie exprimée dans l'espace articulaire, $N(q, \dot{q})$ le vecteur des effets non linéaires de Coriolis et centrifuges, $G(q)$ le vecteur s'opposant aux effets de gravité, u le vecteur de commande et $T(q)$ les effets de cette commande sur le système. L'introduction de contacts ($\varphi(q)$) ajoute des contraintes :

$$M(q)\ddot{q} + N(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = T(q)u + C^T\lambda \quad (10)$$

où $C = \partial\varphi/\partial q$ est la jacobienne des contacts. Les multiplicateurs de Lagrange λ traduisent l'amplitude des efforts des contraintes.

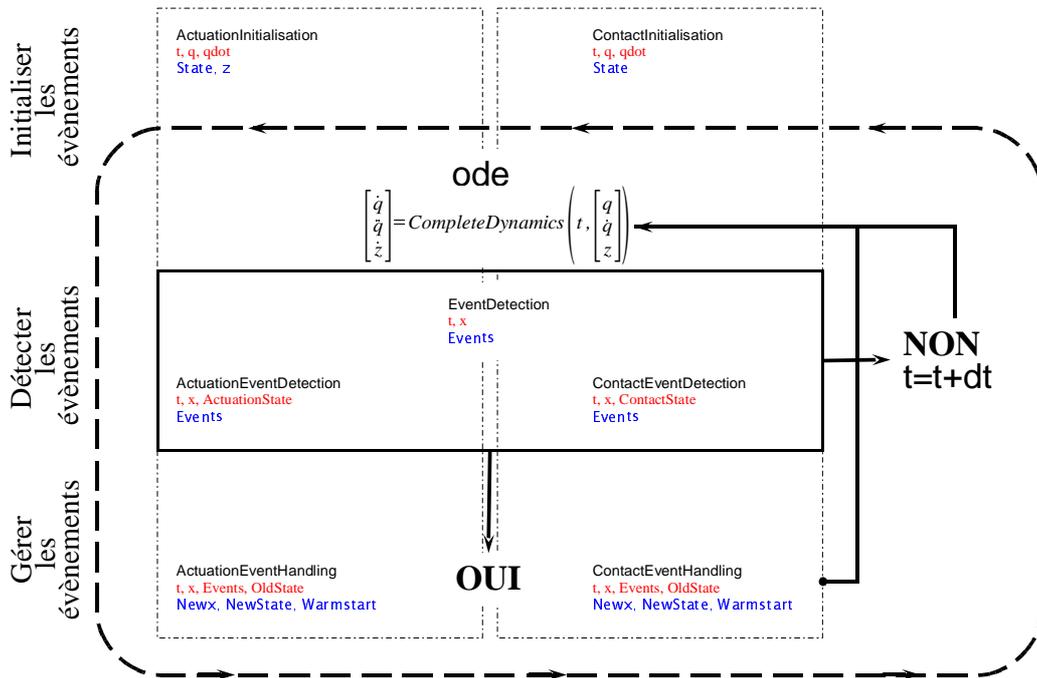


FIG. 5.1 – Principes généraux du simulateur. La résolution de l'équation différentielle du mouvement [CompleteDynamics] est interrompue par des événements [EventDetection] séparés en contacts [ContactEventDetection] et en commande [ActuationEventDetection]. Ces événements sont gérés par les deux fonctions suivantes [ContactEventHandling, ActuationEventHandling] afin de poursuivre la résolution.

Les contacts sont spécifiques à la marche, c'est-à-dire qu'ils se divisent en efforts de contact normaux (indicés n) et tangentiels (indicés t). Les efforts normaux ont des contraintes unilatérales pour empêcher l'enfoncement, tandis que les efforts tangentiels ont des contraintes bilatérales pour éviter le glissement. Sans développer davantage ce modèle de contact, le système dynamique prend la forme d'un problème quadratique contraint (173) :

$$\begin{cases} \min(\ddot{q}) \frac{1}{2} \ddot{q}^T M(q) \ddot{q} + \ddot{q}^T [N(q, \dot{q}) \dot{q} + G(q) - T(q)u] \\ C_n(q) \ddot{q} + s_n(q, \dot{q}) \geq 0 \\ C_t(q) \ddot{q} + s_t(q, \dot{q}) = 0 \end{cases}$$

où s_t et s_n sont les autres termes apparaissant lors de la dérivation de $\varphi(q) = 0$.

5.2.2 Organisation des fonctions

Les fonctions nécessaires à la simulation sont divisées en plusieurs modules thématiques. Hormis le noyau (*Kernel*), tous les modules se subdivisent pour contenir les fonctions adaptées à un modèle géométrique spécifique (*e.g.* BIP ou Human36) ou à des dynamiques propres (*e.g.* avec ou sans gravité). Dans chacun des modules de l'arborescence nous avons joint un sous-dossier concernant le modèle du kayakiste. Chacun des modules est abordé de manière succincte pour rendre compte de l'architecture générale du simulateur dans les paragraphes suivantes de ce chapitre.

Kernel : Sont regroupées les fonctions principales pour la simulation quels que soient le mouvement et le modèle mécanique. On trouve notamment la fonction de simulation proprement dite [Simulation], l'équation différentielle à résoudre [CompleteDynamics] et la fonction de détection des événements [EventsDetection].

LagrangianModel : Les matrices des équations de la dynamique sont générées dans ce dossier. Pour chaque modèle cinématique et anthropométrique (Bip, Human, Human36) sont définis les segments avec leur parenté, les degrés de liberté, les paramètres inertiels ainsi qu'un ensemble de points appelés *Tags* utiles à la représentation graphique et à la définition des tâches. De plus amples détails seront donnés lors de la description du modèle mécanique du kayakiste. Une boîte à outils en langage Maple génère par calcul symbolique la matrice de masse (M), le vecteur des effets non linéaires (N) qui regroupe les termes centrifuges, de Coriolis et de gravité ainsi que la matrice jacobienne associée aux contraintes (C). La génération de la matrice de masse et du vecteur des effets non linéaires sera rappelée dans le chapitre 7.

LagrangianDynamics : Les fonctions concernant les contacts sont rassemblées dans ce dossier. Elles concernent la détection des contacts [ContactEventDetection] et leur gestion [ContactEventHandling] qui font appel à d'autres fonctions relatives à la géométrie de l'environnement et à la gestion des impacts. La routine principale [LagrangianDynamics] est celle qui calcule les accélérations généralisées en fonction des variables d'état (positions et vitesses généralisées), des couples actionneurs et de l'état des contacts.

ActuationModel : Ce module est relatif à la commande. Selon la même organisation que le module précédent, les fonctions concernent la détection d'événements relatifs aux actionneurs [ActuationEventDetection] et leur gestion [ActuationEventHandling]. Selon le modèle, le vecteur commande va contenir un voltage pour chacun des moteurs du robot ou des impulsions et autres informations sur le niveau d'excitation musculaire. Lors des simulations du mouvement humain sans intégration de la commande musculaire, l'état des actionneurs est un vecteur vide tout au long de la simulation. La fonction principale est [ActuationDynamics]. A partir des variables d'état et de l'état des actionneurs, elle calcule les couples articulaires nécessaires à la réalisation d'une commande.

A chaque regroupement de fonctions sont associées une fonction de chargement [load] et, le plus souvent, des définitions [SomeDefinitions]. Des variables utilisables dans toutes les fonctions sont alors chargées tout comme les fonctions désirées. Sont ainsi définies des grandeurs comme les butées articulaires, les tensions électriques maximales, ou toute autre information utile à la représentation graphique et à l'annonciation des événements. Le script de chaque mouvement simulé se limite à l'appel des fonctions [load], à la génération des trajectoires désirées puis à l'appel de la fonction de simulation. Après la simulation, les forces de contact peuvent être calculées. Les paramètres sont enfin illustrés par des courbes et une animation représente la cinématique du mouvement avec les forces extérieures.

5.3 Le modèle géométrique du kayakiste sur ergomètre

5.3.1 Une géométrie simplifiée

Le modèle du système *chariot-athlète-pagaie* est conçu comme les modèles disponibles dans *HuManS* à quelques nuances près. Pour pouvoir utiliser un unique modèle pour l'ensemble des kayakistes, nous avons ajouté deux variables contenant des informations spécifiques à chacun d'eux :

- Lo regroupe les longueurs segmentaires et l'écartement de mains sur la pagaie,
- Di apporte des informations anthropométriques (taille et masse) ainsi que la longueur de la pagaie, la distance entre le cale-pieds et l'assise et la masse du chariot.

Ces données sont extraites de séquences cinématiques présentées dans la première partie. D'autres dimensions du squelette sont calculées à partir du modèle proportionnel de Winter (176). Le calcul des matrices et vecteurs des équations de la dynamique sont fonction des variables d'état (positions et vitesses généralisées) et des variables Lo et Di .

L'étude qui suit pose plusieurs hypothèses simplificatrices sur le comportement du kayakiste sur ergomètre ; chaque corps composant le système *chariot-kayakiste-pagaie* est assimilé à un solide indéformable et chaque articulation entre les différents corps est considérée comme parfaite, sans jeu ni frottement.

Dans cette première approche de simulation du mouvement de pagayage, le modèle géométrique a été simplifié tout en permettant une cinématique proche d'une gestuelle réelle. Nous allons développer ce modèle, résumé par le Tableau 5.1, en justifiant les choix. Il est composé de 18 solides auxquels d'ajoutent 3 solides pour le frein aérodynamique ; le solide racine (S_1) est le chariot. Le système *chariot-athlète-pagaie* est une structure à chaîne fermée, c'est-à-dire que l'ensemble des corps rigides du système sont connectés entre eux avec au moins une fermeture de boucle. Dans le domaine de la robotique, les manipulateurs possédant une structure cinématique en boucle fermée, qualifiés de structures parallèles, assurent, par rapport aux manipulateurs en boucle ouverte, une précision et une capacité de charge supérieures. Par contre, ils ont en général un espace de travail plus limité du fait de l'interférence entre les liaisons.

5.3.2 Les articulations

Le pelvis du kayakiste (S_2) est lié au chariot uniquement par une articulation rotoïde d'axe vertical. En d'autres termes, les mouvements de translation, de roulis et de tangage du pelvis sont ignorés. Bien que les kayakistes se déplacent en translation sur le siège, ces

TAB. 5.1 – Modèle géométrique du système *chariot-athlète-pagaie*. ψ , θ et ϕ correspondent à l'orientation (angles de Cardan) du segment par rapport au segment parent et P_X , P_Y et P_Z à la translation de son origine. Les coordonnées généralisées q_{1-22} sont des coordonnées de posture et q_{23-28} correspondent à la position et l'orientation de la racine. Enfin, les variables Di et Lo sont des dimensions propres à chaque kayakiste, sa pagaie et la distance entre l'assise et le palonnier (Figure 5.2).

Nom	Solide		Orientation			Position		
	n °	Parent	$X(\psi)$	$Y(\theta)$	$Z(\phi)$	P_X	P_Y	P_Z
Chariot [racine]	S_1	S_0	$-\pi/2 + q_{23}$	q_{24}	$-\pi/2 + q_{25}$	q_{26}	q_{27}	q_{28}
Pelvis	S_2	S_1	0	0	q_1	0	0	0
Cuisse droite	S_3	S_2	$\pi/2 + q_2$	$-q_3$	0	$0,191/2 \times \text{Di}_1$	0	$0,05 \times \text{Di}_1$
Cuisse gauche	S_4	S_2	$\pi/2 + q_5$	q_6	0	$-0,191/2 \times \text{Di}_1$	0	$0,05 \times \text{Di}_1$
Jambe droite	S_5	S_3	$-q_4$	0	0	0	0	$-\text{Lo}_3$
Jambe gauche	S_6	S_4	$-q_7$	0	0	0	0	$-\text{Lo}_3$
Abdomino-Thorax	S_7	S_2	q_8	q_9	q_{10}	0	0	$0,1 \times \text{Di}_1$
Bras droit	S_8	S_7	q_{11}	$-q_{12}$	q_{13}	$0,259/2 \times \text{Di}_1$	0	$-\text{Lo}_8$
Bras gauche	S_9	S_7	q_{17}	q_{18}	$-q_{19}$	$-0,259/2 \times \text{Di}_1$	0	$-\text{Lo}_8$
Avant-Bras droit	S_{10}	S_8	q_{14}	0	q_{15}	0	0	$-\text{Lo}_4$
Avant-Bras gauche	S_{11}	S_9	q_{20}	0	$-q_{21}$	0	0	$-\text{Lo}_4$
Main droite	S_{12}	S_{10}	0	q_{16}	0	0	0	$-\text{Lo}_5$
Main gauche	S_{13}	S_{11}	0	$-q_{22}$	0	0	0	$-\text{Lo}_5$
Pied droit	S_{14}	S_1	$\pi - 0,35$	0	0	0,0475	Di_4	0
Pied gauche	S_{15}	S_1	$\pi - 0,35$	0	0	$-0,0475$	Di_4	0
Tête	S_{16}	S_7	0	0	$-(q_1 + q_{10})$	0	0	$0,052 \times \text{Di}_1$
Pagaie droite	S_{17}	S_{12}	0	$-\pi/2$	0	$\text{Lo}_9/2$	0	$-\text{Lo}_6$
Pagaie gauche	S_{18}	S_{13}	0	$\pi/2$	0	$-\text{Lo}_9/2$	0	$-\text{Lo}_6$
Ventilateur	S_{19}	S_0	0	0	q_{29}	–	–	–
Poulie droite	S_{20}	S_0	0	0	q_{30}	–	–	–
Poulie gauche	S_{21}	S_0	0	0	q_{31}	–	–	–

mouvements ne sont pas cycliques et correspondent davantage à des ajustements posturaux. Les membres inférieurs forment une première boucle cinématique. Les chevilles ont une position fixe sur le chariot, les pieds étant accrochés aux cale-pieds par des sangles. Comme les cuisses sont principalement sollicitées en flexion-extension et que les genoux ne s'écartent pas, l'articulation de la hanche est modélisée par deux degrés de liberté, à savoir la flexion-extension et l'abduction-adduction, afin de fermer la chaîne lors de la rotation du pelvis. Les genoux possèdent uniquement la flexion-extension. Les pieds ont comme solide parent le chariot et sont supposés sans mobilité.

Le tronc est segmenté en deux parties, le pelvis et l'abdomino-thorax. Deux modèles sont proposés pour l'articulation entre le pelvis et le haut du corps :

Modèle A : Ce modèle considère uniquement la rotation d'axe vertical de l'abdomino-thorax par rapport au pelvis (q_{10}). Les flexions et inclinaisons latérales du tronc ne sont pas modélisées. Ce premier choix se justifie par les faibles déformations du tronc selon ces axes ainsi que par les consignes des entraîneurs (conserver le buste droit).

Modèle B : L'articulation entre le pelvis et l'abdomino-thorax est une rotule (q_{8-10}).

Lors de la résolution du problème inverse, les deux modèles ne vont pas nécessiter la même approche. Le modèle A ne pouvant réaliser certaines tâches, des ajustements de tâches seront nécessaires pour respecter les contraintes de fermeture de boucle. Par contre, pour le modèle B, il faudra pénaliser les flexions et inclinaisons latérales du tronc.

La boucle des membres supérieurs est coupée au niveau d'une articulation passive. En kayak, une main (souvent la droite pour les kayakistes français) est fixe sur la pagaie alors que l'autre main coulisse sur le manche. C'est une articulation rotoïde passive. Nous avons modélisé cette articulation passive entre deux demi-pagaies. Ce choix permet une visualisation simplifiée de la fermeture de boucle et une définition similaire des deux chaînes des membres supérieurs.

La boucle cinématique des membres supérieurs nécessite une redondance de degrés de liberté pour conserver un espace de tâche suffisant des extrémités de la pagaie. Du fait de cette redondance, il n'y a pas de solution unique au problème de cinématique inverse. Les épaules, les coudes et les poignets ont respectivement trois, deux et un degrés de libertés. L'épaule, et plus précisément l'articulation glénohumérale, est considérée comme une rotule. L'articulation sternoclaviculaire n'est pas modélisée pour plusieurs raisons. Tout d'abord, les données recueillies dans la première partie ne dissocient pas les mouvements du thorax de ceux des épaules. La rotation de la ceinture scapulaire résulte de ces mouvements combinés. Ensuite, aucun modèle anthropométrique simple n'existe pour calculer les inerties de l'épaule. La complexité anatomique de l'articulation entre le radius et l'ulna

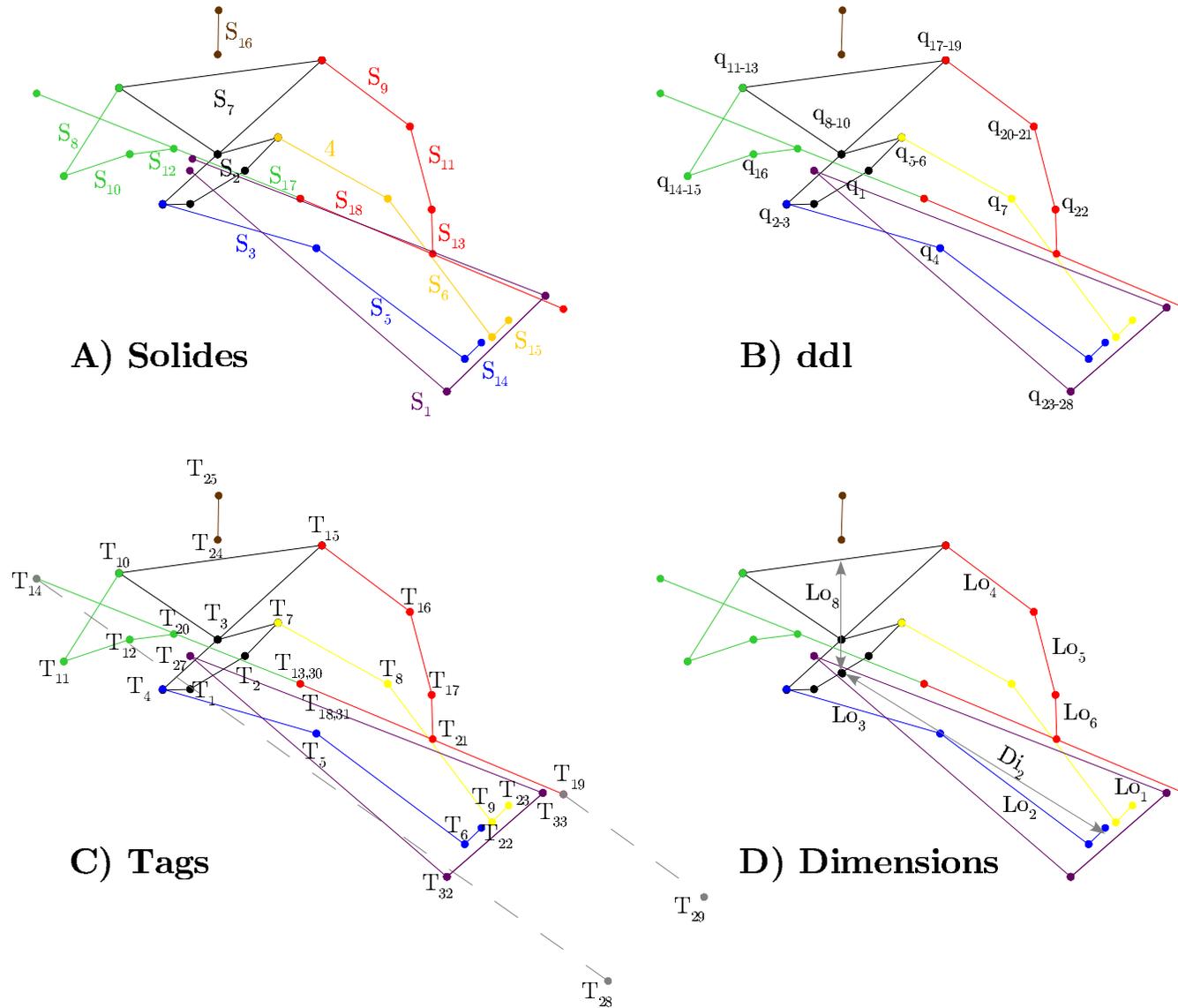


FIG. 5.2 – Présentation du modèle géométrique du système *chariot-athlète-pagaie*. (A) Les 18 solides; (B) Répartition des 28 degrés de liberté (ddl) entre les articulations et la racine; (C) Points du squelette (*Tags*) impliqués dans la représentation et dans la définition de tâches en coordonnées cartésiennes; (D) Dimensions des segments faisant appel aux variables Lo et Di . Le côté droit et le côté gauche ont par hypothèse les mêmes dimensions.

(mouvement de prosupination) est également simplifiée en considérant l'avant-bras comme un solide lié au bras par une articulation cardan (degrés de liberté en flexion-extension et en rotation médio-latérale). La mobilité de la main ne tient pas compte des mouvements de flexion-extension du poignet qui ont peu d'incidence sur les trajectoires de la pagaie. Seul le mouvement d'abduction-adduction est intégré au modèle pour permettre des orientations variées de la pagaie. Le Tableau 5.2 donne les contraintes de boîte sur les coordonnées généralisées. Les poignets en abduction-adduction ont des amplitudes bien plus importantes que les amplitudes physiologiques car la pagaie n'a pas de liaison encastrée avec la main. Le kayakiste n'a pas une prise serrée de la pagaie. La main haute tient parfois la pagaie avec uniquement trois doigts (pouce, index, majeur) pour permettre plus d'amplitude de mouvement. Au lieu de modéliser une articulation au poignet et une articulation entre la main et la pagaie, nous avons préféré rassembler ces deux degrés de liberté par le mouvement d'abduction-adduction du poignet. Nous avons considéré que la distance entre les deux articulations n'a pas d'incidence sur la cinématique globale du mouvement de pagayage.

TAB. 5.2 – Butées articulaires du modèle géométrique pour le pagayage. FE, AbAd et Rotation correspondent respectivement à Flexion-Extension, Abduction-Adduction et Rotation selon l'axe longitudinal du segment (droite-gauche pour les segments du tronc et médio-latérale pour les autres segments).

ddl	Segment	$[S_i]$	Mouvement	Min.	Max.
q_1	Pelvis	$[S_2]$	Rotation	$-\pi/4$	$\pi/4$
$q_{2, 5}$	Cuisse	$[S_{3, 4}]$	FE	$\pi/2$	$5\pi/6$
$q_{3, 6}$	Cuisse	$[S_{3, 4}]$	AbAd	$-\pi/4$	$\pi/4$
$q_{4, 7}$	Jambe	$[S_{5, 6}]$	FE	0	$\pi/2$
q_8	Abomino-thorax	$[S_7]$	FE	$-\pi/15$	$\pi/15$
q_9	Abomino-thorax	$[S_7]$	Inclinaison	$-\pi/15$	$\pi/15$
q_{10}	Abomino-thorax	$[S_7]$	Rotation	$-\pi/3$	$\pi/3$
$q_{11, 17}$	Bras	$[S_{8, 9}]$	FE	$-\pi/3$	π
$q_{12, 18}$	Bras	$[S_{8, 9}]$	AbAd	$-\pi/4$	$\pi/2$
$q_{13, 19}$	Bras	$[S_{8, 9}]$	Rotation	$-\pi/10$	$\pi/3$
$q_{14, 20}$	Avant-bras	$[S_{10, 11}]$	FE	0	$6\pi/7$
$q_{15, 21}$	Avant-bras	$[S_{10, 11}]$	Prosupination	0	π
$q_{16, 22}$	Main	$[S_{12, 13}]$	AbAd	$-\pi/5$	$\pi/10$

La modélisation géométrique de BIP utilisait la convention de Denavit Hartenberg modifiée par Khalil et Kleinfinger (84). Pour assurer une interprétation en termes anatomiques des angles, la séquence de Cardan (XYZ) selon les recommandations de l'ISB² a été préférée pour exprimer respectivement la flexion-extension, l'abduction-adduction et

²International Society of Biomechanics

la rotation médio-latérale. Des valeurs positives (négatives) des coordonnées généralisées représentent, pour toutes les articulations et quel que soit le côté, la flexion (extension), l'abduction (adduction) et la rotation médiale et à gauche (latérale et à droite).

La matrice qui permet de passer du repère j au repère k , et par laquelle on peut reconstituer la posture et l'orientation du système multicorps à tout instant, est donnée par :

$${}^j_k A = \begin{bmatrix} R(X, \psi)R(Y, \theta)R(Z, \phi)_{3 \times 3} & P_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$= \begin{bmatrix} C\theta_k C\phi_k & -C\theta_k S\phi_k & S\theta_k & Px_k \\ C\phi_k S\psi_k S\theta_k + C\psi_k S\phi_k & C\psi_k C\phi_k - S\psi_k S\theta_k S\phi_k & -C\theta_k S\psi_k & Py_k \\ -C\psi_k C\phi_k S\theta_k + S\psi_k S\phi_k & C\phi_k S\psi_k + C\psi_k S\theta_k S\phi_k & C\theta_k C\psi_k & Pz_k \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

Un modèle géométrique du système *chariot-athlète-pagaie* vient d'être décrit. Il comprend 28 degrés de liberté dont 21 sont répartis sur 11 articulations ; les 7 restants définissent la position et l'orientation du chariot ainsi que la rotation du pelvis sur l'assise. 3 degrés de liberté supplémentaires décrivent la position du frein aérodynamique. Le modèle est simplifié par rapport à la complexité de la géométrie squelettique, notamment au niveau des hanches, de la ceinture scapulaire et des poignets. Cet espace de configuration est cependant suffisant pour effectuer un mouvement de pagayage. La gestuelle va être obtenue, par une procédure de cinématique inverse, à partir d'un ensemble de tâches caractérisant la technique des kayakistes analysée dans la première partie du mémoire.

Chapitre 6

Problème cinématique inverse du pagayage

Sommaire

6.1	Définition des tâches du mouvement de pagayage	83
6.1.1	Fonctions d'approximation des tâches	86
6.2	La cinématique inverse	90
6.2.1	La matrice jacobienne	90
6.2.2	Multiplicité des solutions et pseudo-inverse	91
6.2.3	Résolution par la transposée de la jacobienne	92
6.2.4	Résolution par la pseudo-inverse pondérée avec amortissement	93
6.2.5	La pseudo-inverse et le terme d'optimisation	95

La cinématique inverse est une méthode utilisée pour contrôler certaines parties du système. Celles-ci sont désignées sous le nom d'effecteurs ; à chacun d'eux est adjoint une tâche à réaliser (position et orientation) décrite le plus souvent dans l'espace cartésien. L'objectif est de calculer les déplacements des articulations permettant de réaliser ces tâches. Après avoir défini les effecteurs et leurs tâches associées pour le mouvement de pagayage, nous allons décrire plusieurs méthodes de résolution du problème cinématique inverse.

6.1 Définition des tâches du mouvement de pagayage

Définition de tâches en coordonnées cartésiennes : La position de points caractéristiques du système, appelés *Tags* et notés T_i , ne dépend que des angles appliqués à chaque degré de liberté (q) :

$$T = f(q) \tag{13}$$

La fonction f est appelée fonction de cinématique directe ; elle est la résultante du cumul de toutes les transformations géométriques ayant permis de passer du repère local de chaque segment (R_s) au repère global (R_0). La position des *Tags* est exprimée par rapport au repère associé au solide. Le Tableau 6.1 regroupe l'ensemble de ces positions qui sont représentées par la Figure 5.2. Leur position dans le repère global s'exprime à l'aide de la matrice 0_sA qui est le produit cumulatif des matrices de passage ($\prod_j {}^i_jA$) depuis R_0 à R_s . Par exemple, l'extrémité latérale de la demi-pagaie droite (T_{14}) s'exprime par :

$$\begin{aligned} {}^0T_{14} &= {}^0_{17}A {}^{17}T_{14} \\ {}^0T_{14} &= [{}^0_1A {}^1_2A {}^2_7A {}^7_8A {}^8_{10}A {}^{10}_{12}A {}^{12}_{16}A {}^{16}_{17}A] {}^{17}T_{14} \end{aligned}$$

Afin de définir des tâches, des paramètres simples ont été dégagés des séquences de pagayage présentées dans la première partie du mémoire. Ces paramètres sont associés à la performance en pagayage et ils différencient les gestuelles des kayakistes. Notre attention s'est portée sur la rotation des ceintures pelvienne et scapulaire ainsi que sur la position et l'orientation de la pagaie. La rotation du tronc a montré une bonne répétabilité entre le pagayage en kayak et sur ergomètre (chapitre 2) et la position et l'orientation de la pagaie revient à modéliser la cinématique des pales, paramètre associé à la performance. Les tâches caractérisent à la fois la performance et l'organisation gestuelle des segments médians du corps. La cinématique des autres segments sera calculée à partir de ces tâches. Les données expérimentales sont approchées par des fonctions trigonométriques afin de simplifier la tâche à quelques coefficients. Il est ainsi possible de calculer la valeur de la tâche à tout instant. Deux sous-systèmes sont analysés séparément : les membres inférieurs et le tronc avec les membres supérieurs.

Les tâches des membres inférieurs : Les membres inférieurs doivent faire pivoter le pelvis tout en conservant les pieds fixés au chariot. Ce sous-système est composé de cinq segments (pelvis, deux cuisses et deux jambes) et de sept degrés de liberté. Sept tâches sont définies comme les positions tridimensionnelles des deux chevilles dans le repère du chariot (S_1) plus la rotation du pelvis. L'entre-axe des deux cales-pieds est de 95 mm. Les coordonnées de fermeture sont symétriques par rapport à l'axe longitudinal du chariot et sont exprimées dans le repère du chariot (R_1) par $[x, 0, z]$ avec $x = Di_4$ et $z = \{0, 0475; -0, 0475\}$. Comme la jacobienne du vecteur de tâche est carrée, une solution peut être obtenue par inversion de la jacobienne¹.

¹à condition que le déterminant ne soit pas nul.

TAB. 6.1 – *Tags* nécessaires à la représentation graphique (Figure 5.2) et à la définition des tâches. Les coordonnées sont définies dans le repère associé au solide. (Note : D=Droite, G=Gauche, Ext. = Extrémité)

Nom	n °	Solide	Coordonnées $[x \ y \ z]^T$
Origine	T_{26}	S_0	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Sortie filin D	T_{28}	S_0	$[2,9 \ 0 \ 0,2]^T$
Sortie filin G	T_{29}	S_0	$[2,9 \ 0 \ -0,2]^T$
Chariot	T_{27}	S_1	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Pelvis D bas	T_1	S_2	$[0,191/4 \times \text{Di}_1 \ 0 \ 0]^T$
Pelvis G bas	T_2	S_2	$[-0,191/4 \times \text{Di}_1 \ 0 \ 0]^T$
Hanche D	T_4	S_3	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Hanche G	T_7	S_4	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Genou D	T_5	S_5	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Genou G	T_8	S_6	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Cheville D	T_6	S_5	$[0 \ 0 \ -\text{Lo}_2]^T$
Cheville G	T_9	S_6	$[0 \ 0 \ -\text{Lo}_2]^T$
Milieu haut du Pelvis	T_3	S_7	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Epaule D	T_{10}	S_8	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Epaule G	T_{15}	S_9	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Coude D	T_{11}	S_{10}	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Coude G	T_{16}	S_{11}	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Poignet D	T_{12}	S_{12}	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Poignet G	T_{17}	S_{13}	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Doigts D	T_{20}	S_{12}	$[0 \ 0 \ -\text{Lo}_6]^T$
Doigts G	T_{21}	S_{13}	$[0 \ 0 \ -\text{Lo}_6]^T$
Ext. du pied D	T_{22}	S_{14}	$[0 \ 0 \ -\text{Lo}_1]^T$
Ext. du pied G	T_{23}	S_{15}	$[0 \ 0 \ -\text{Lo}_1]^T$
Tête bas	T_{24}	S_{16}	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Tête haut	T_{25}	S_{16}	$[0 \ 0 \ 0,13 \times \text{Di}_1]^T$
Ext. médiale pagaie D	T_{13}	S_{17}	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Ext. médiale pagaie G	T_{18}	S_{18}	$[0 \ 0 \ 0]^T$
Ext. latérale pagaie D	T_{14}	S_{17}	$[0 \ 0 \ \text{Di}_3/2]^T$
Ext. latérale pagaie G	T_{19}	S_{18}	$[0 \ 0 \ \text{Di}_3/2]^T$

Les tâches des membres supérieurs : La performance sur l’ergomètre dépend principalement de la vitesse des extrémités de la pagaie en phase dite aquatique. Puisque la pagaie est réglable en longueur, nous avons défini les tâches comme la position et l’orientation de la pagaie dans le repère associé au chariot. La fermeture de boucle s’obtient en imposant une position de l’extrémité médiale de chaque demi-pagaie T_{13} et T_{18} (Figure 5.2), et les coordonnées sphériques du vecteur directeur des demi-pagaies (l’azimuth θ et l’élévation ϕ). Ces coordonnées sont préférées à des coordonnées cartésiennes car la forme des courbes se prête mieux à une approximation par des fonctions simples. Deux autres tâches imposent la rotation de l’abdomino-thorax et une nouvelle fois celle du pelvis. Au total 12 tâches assurent la fermeture de la boucle supérieure. Ce sous-système composé de 14 (modèle A) ou 16 (modèle B) degrés de liberté est redondant.

6.1.1 Fonctions d’approximation des tâches

A partir d’une analyse fréquentielle (avec comme base temporelle le cycle), une série de Fourier à un harmonique est choisie comme fonction d’approximation.

$$x = c_1 + c_2 \cos(\beta) + c_3 \sin(\beta) + c_4 \cos(2\beta) + c_5 \sin(2\beta) \quad (14)$$

avec $\beta = rap \times t$. Comme la durée de chaque cycle est normalisée entre 0 et 2π , rap permet d’exprimer chaque instant t dans cet intervalle : $rap = 2\pi/(2 \times 60/CAD)$ où CAD exprime la cadence de pagayage en coups par minute. Les composantes c_2 et c_3 modélisent la variation sur le cycle alors que les composantes c_4 et c_5 s’attachent à modéliser les variations sur un coup. La procédure est appliquée à 14 kayakistes effectuant des essais à différentes cadences de pagayage. Deux essais sont réalisés à des cadences fixes de 69 et 92 cpm. Lors du troisième essai, la cadence augmente linéairement entre 50 et 110 cpm. Sur cet ensemble, 26 séquences sont exploitables pour ce projet. La fonction *datafit* de Scilab optimise les paramètres de l’Eq. [14] par rapport aux mesures expérimentales. Quelle que soit la cadence considérée, stable ou incrémentée, l’erreur due au modèle n’est pas significativement différente. Il est intéressant de noter que les trajectoires sont indépendantes de la cadence du mouvement. L’adéquation entre la cinématique expérimentale et les fonctions d’approximation est illustrée par la Figure 6.1 pour la rotation du pelvis et du thorax. La dérivée (\dot{x}) et la dérivée seconde (\ddot{x}) des tâches sont obtenues par dérivation

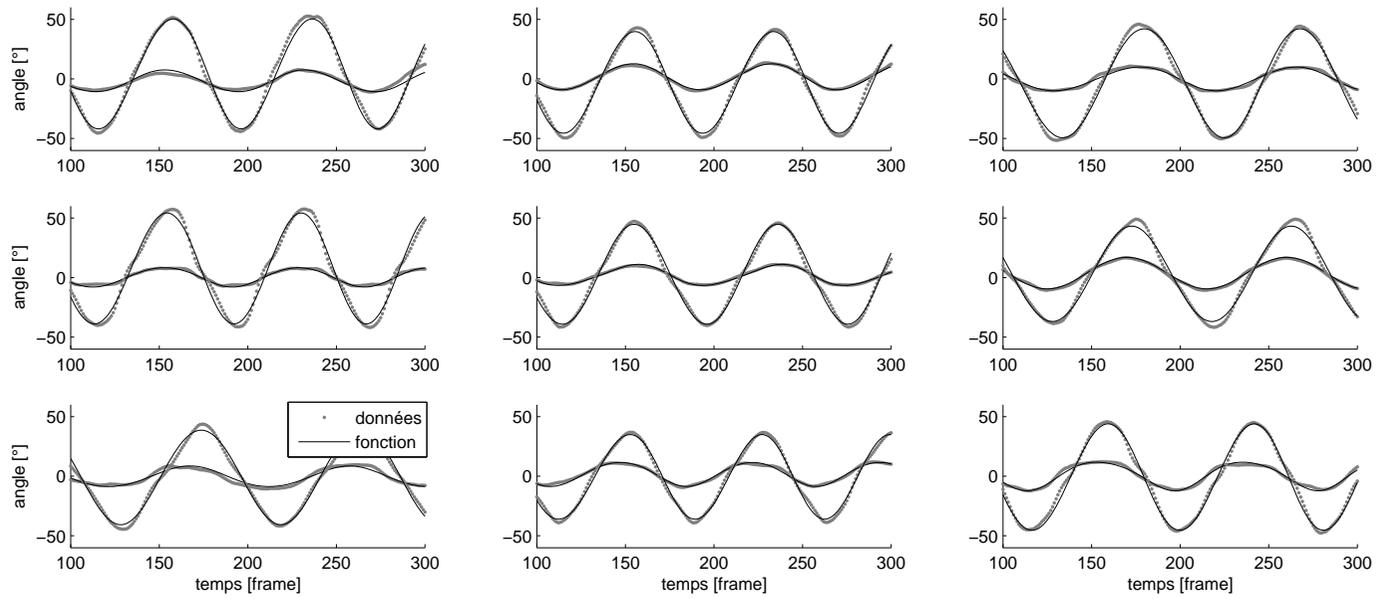


FIG. 6.1 – Données expérimentales et fonctions d'approximation pour la rotation du pelvis (courbes de faible amplitude) et du thorax (courbes de grande amplitude) pour neuf séquences de pagayage.

de la fonction de tâche par rapport à t :

$$\dot{x} = rap(-c_2 \sin(\beta) + c_3 \cos(\beta) - 2c_4 \cos(2\beta) + 2c_5 \cos(2\beta)) \quad (15)$$

$$\ddot{x} = rap^2(-c_2 \cos(\beta) - c_3 \cos(\beta) - 4c_4 \cos(2\beta) + 4c_5 \cos(2\beta)) \quad (16)$$

Les valeurs minimales et maximales des coefficients sont regroupés dans le Tableau 6.2. La variété des tâches est illustrée par la Figure 6.2 pour les rotations du pelvis et de l'abdomino-thorax. Il sera ultérieurement possible de créer des tâches en modifiant les coefficients dans ces amplitudes de valeurs.

Au cours du cycle, les amplitudes maximales et les pics de vitesse diffèrent selon les kayakistes et ne se produisent pas aux mêmes instants. On remarque par exemple deux courbes pour le pelvis où les amplitudes sont largement inférieures aux autres. Elles proviennent d'une kayakiste de slalom (essais à 69 et 92 cpm) alors que les treize autres sujets pratiquent la courses en ligne. Dans un bateau de slalom, la mobilité est bien plus réduite pour assurer la direction. Cette gestuelle répétée à l'entraînement se retrouve lors des analyses sur l'ergomètre.

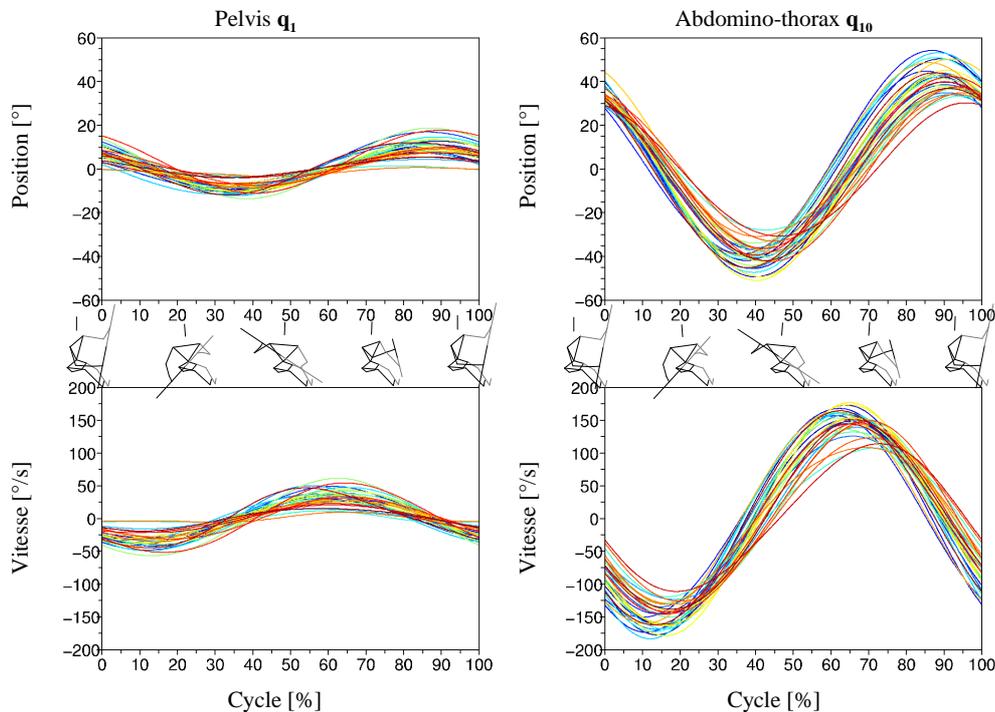


FIG. 6.2 – Illustration des fonctions d'approximation pour les tâches de rotation du pelvis et de l'abdomino-thorax. La rotation et la vitesse angulaires sont représentées sur un cycle normalisé $[0; 100\%]$ pour l'ensemble des kayakistes.

TAB. 6.2 – Paramètres [minimum : maximum] de la fonction des tâches : $c_1 + c_2 \cos(\beta) + c_3 \sin(\beta) + c_4 \cos(2\beta) + c_5 \sin(2\beta)$.

Tâches	c_1	c_2	c_3	c_4	c_5
Rotation du pelvis	-0,0216 : 0,0663	0,0259 : 0,2058	-0,1833 : -0,0179	-0,0077 : 0,0125	-0,0045 : 0,0221
Rotation de l'abdomino-thorax	-0,0535 : 0,1260	0,4889 : 0,6905	-0,5929 : -0,1308	-0,0191 : 0,0294	-0,0131 : 0,0180
X pagaie	-0,0241 : 0,0303	-0,2928 : -0,1376	0,1119 : 0,4665	-0,0173 : 0,0146	-0,0146 : 0,0198
Y pagaie	0,3653 : 0,4774	-0,0158 : 0,0369	-0,0443 : 0,0202	-0,0346 : 0,1450	0,0815 : 0,1707
Z pagaie	0,3594 : 0,4919	-0,0262 : 0,0362	-0,0336 : 0,0374	0,0499 : 0,1670	-0,1677 : 0,0390
Azimuth pagaie	-0,0783 : 0,0445	0,5891 : 1,0109	-1,2319 : -0,6132	-0,0456 : 0,0280	-0,0459 : 0,0408
Élévation pagaie	-0,0540 : 0,0906	-0,7289 : -0,3260	-0,9216 : -0,5124	-0,0252 : 0,0288	-0,0106 : 0,0247

6.2 La cinématique inverse

Pour contrôler le mouvement d'un système multicorps rigide, il est commun d'utiliser une procédure de cinématique inverse. Il existe de nombreuses méthodes de résolution qui proviennent d'applications robotiques. Nos besoins pour la simulation du mouvement en kayak sont la simplicité de mise en œuvre et une robustesse algorithmique même lorsque les cibles ne sont pas atteignables. La rapidité de calcul est pour l'instant secondaire. Pour ce faire, il faut trouver une configuration définie par les coordonnées généralisées qui remplisse un ensemble de tâches.

6.2.1 La matrice jacobienne

Afin de résoudre le problème cinématique inverse, il faut inverser la fonction f (Eq. [13]) qui est complexe et clairement non linéaire. S'il existe des solutions analytiques à certaines structures articulées simples, des méthodes numériques et itératives sont le plus souvent appliquées. Une solution consiste à linéariser localement le problème autour de la configuration actuelle en utilisant le modèle cinématique. Ce modèle est littéralement un modèle des vitesses ; il exprime les relations entre les vitesses articulaires (\dot{q}) et les vitesses cartésiennes d'un point de la chaîne cinématique (\dot{x}). Ce modèle d'accroissements infinitésimaux est une différentiation du modèle géométrique. La matrice jacobienne associée à f est l'opérateur linéaire liant les \dot{q} avec les \dot{x} :

$$\dot{x} = J\dot{q} \tag{17}$$

Elle rassemble les dérivées partielles des paramètres x de l'effecteur (les tâches) par rapport aux degrés de liberté q : $J_{i,j} = \partial x_i / \partial q_j$; $i = 1, 2, \dots, m$; $j = 1, 2, \dots, n$ où m et n correspondent respectivement au nombre de tâches (dimension de l'espace opérationnel) et au nombre de degrés de liberté du système (dimension de l'espace de configuration).

La matrice jacobienne a des applications multiples en robotique. Par exemple, son inverse est utile pour obtenir une solution du modèle géométrique inverse, sa transposée est utilisée dans les modèles statiques pour calculer les efforts articulaires nécessaires pour exercer des efforts externes donnés. Elle permet également la détermination de singularités et l'estimation de l'espace de tâche accessible.

Ces méthodes utilisent la valeur courante des coordonnées généralisées, la tâche désirée et la position actuelle des effecteurs pour calculer un vecteur d'ajustement Δq . Les variations angulaires sont reliées à celles de l'effecteur par la relation $\Delta x = J\Delta q$. La

cinématique inverse est résolue en inversant cette relation :

$$\Delta q = J^{-1} \Delta x \quad (18)$$

Le système linéaire est résolu pour obtenir une nouvelle configuration plus proche de la tâche. Avec la répétition de résolutions, le système converge habituellement vers une solution satisfaisante. Cette méthode est inspirée de la méthode itérative de Newton-Raphson de résolution de systèmes non linéaires. Elle est appliquée aux membres inférieurs où le nombre de degrés de liberté est similaire au nombre de tâches. Elle ne peut cependant pas être utilisée pour les membres supérieurs pour lesquels la jacobienne associée n'est pas carrée.

6.2.2 Multiplicité des solutions et pseudo-inverse

La résolution numérique des modèles géométriques inverses se heurte au problème de solutions multiples. Son unicité n'est presque jamais garantie car la fonction n'est pas bijective. La plupart des systèmes multicorps peuvent en effet atteindre une posture donnée de l'espace avec plusieurs configurations différentes. Ce cas de figure arrive obligatoirement lorsque le nombre de degrés de liberté est supérieur au nombre de contraintes. Le corps humain, par exemple, possède généralement beaucoup plus de degrés de liberté que de tâches à réaliser ; le système est dit sous-contraint. C'est alors la pseudo-inverse de Moore-Penrose (J^+) qui est classiquement utilisée. Elle est définie par :

$$\Delta q = J^+ \Delta x \text{ avec } J^+ = \begin{cases} (J^T J)^{-1} J^T & \text{si le système est sous-contraint } (m > n) \\ J^T (J J^T)^{-1} & \text{si le système est sur-contraint } (m < n) \end{cases}$$

où m et n représentent respectivement le nombre de lignes et de colonnes de la jacobienne. C'est l'unique matrice qui satisfasse les quatre propriétés suivantes :

$$\begin{aligned} J J^+ J &= J \\ J^+ J J^+ &= J^+ \\ (J J^+)^T &= J J^+ \\ (J^+ J)^T &= J^+ J \end{aligned}$$

La pseudo-inverse donne la solution de norme minimale quand le système est redondant. Elle minimise les vitesses articulaires sans pour autant permettre d'éviter les configurations singulières, ce qui constitue l'objectif initial. Il semble difficile d'éliminer totalement

la possibilité d'avoir des tâches impossibles à atteindre. De plus, à l'approche des singularités (lorsqu'une tâche est inatteignable ou qu'il y a une perte d'un degré de liberté à cause des angles de Cardan), les méthodes basées sur le calcul de la pseudo-inverse de la jacobienne sont très instables. Une autre limite, mise en évidence par Klein et Huang (90) pour une trajectoire cartésienne fermée (mouvement cyclique), est que les trajectoires cartésiennes ne sont pas toujours répétitives, notamment au voisinage des singularités. Plusieurs techniques vont être présentées au cours des paragraphes suivants. Elles règlent un à un les problèmes numériques rencontrés.

6.2.3 Résolution par la transposée de la jacobienne

Dans la méthode par la transposée de la jacobienne l'idée est simplement d'utiliser la transposée de J plutôt que son inverse : $\Delta q = \alpha J^T \Delta x$, pour un scalaire α approprié. Pour des valeurs positives et suffisamment petites de α , les effecteurs se déplacent de plus en plus près de la tâche désirée. Le scalaire α est défini par (21) :

$$\alpha = \frac{\langle \Delta x, J J^T \Delta x \rangle}{\langle J J^T \Delta x, J J^T \Delta x \rangle}$$

où \langle , \rangle est le produit scalaire. Avec cette méthode, une itération est réalisée très rapidement car il n'y a pas de calcul d'inverse. Cependant, le nombre d'itérations est important pour atteindre la tâche, notamment à l'approche de la solution.

De nombreuses difficultés s'accumulent pour résoudre le problème cinématique inverse des membres supérieurs :

- Le modèle A, par exemple, ne tient pas compte des mobilités sternoclaviculaires et du rachis en flexion et inclinaison latérale.
- Les fonctions d'approximation définies possèdent peu de coefficients.
- Lors du mouvement de pagayage, les articulations du coude sont parfois en extension, la pagaie se trouvant éloignée du corps du kayakiste.

Ainsi la position et l'orientation de la pagaie données par les fonctions d'approximation ne sont parfois pas atteignables. Une première approche est de modifier la tâche. Si la fermeture de boucle n'est pas possible après convergence des coordonnées généralisées, la position et l'orientation de la pagaie sont modifiées en conservant la position désirée de la pale immergée. La technique est illustrée par la Figure 6.3.

Cette approche permet de conserver la trajectoire aquatique des pales qui conditionne les forces propulsives. Cependant le calcul des vitesses et accélérations généralisées pose des difficultés car la vitesse et l'accélération instantanées (Eq. [15] et Eq. [16]) ne sont plus

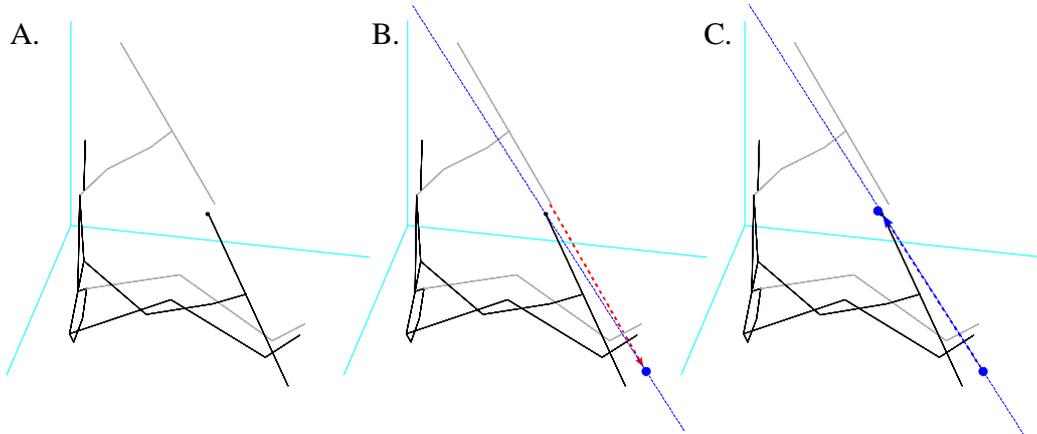


FIG. 6.3 – Méthode d'ajustement de la tâche lorsque la boucle des membres supérieurs ne peut pas se fermer. A) Les demi-pagaies ne sont pas en contact après convergence des coordonnées généralisées. B) La position désirée de l'extrémité de la pagaie immergée est calculée pour (C) corriger l'orientation et la position des demi-pagaies.

des valeurs différentielles de la tâche. Les vitesses et accélérations généralisées, calculées à partir de :

$$\begin{aligned}\dot{q} &= J^{-1}\dot{x} \\ \ddot{q} &= J^{-1}(\ddot{x} - h),\end{aligned}$$

(avec h les termes apparaissant lors de la dérivation sont erronées.

6.2.4 Résolution par la pseudo-inverse pondérée avec amortissement

Bien que la méthode par la transposée de la jacobienne apporte des résultats satisfaisants en évitant les variations trop brutales à l'approche des singularités, l'ajustement de tâches cause des problèmes lors du calcul des vitesses et accélérations généralisées. Le nombre de degrés de liberté a donc été augmenté en considérant une mobilité de l'abdomino-thorax par rapport au pelvis en flexion-extension et en inclinaison (modèle B). Toutefois, les mouvements au niveau de ces deux degrés de liberté supplémentaires doivent être limités. La méthode de résolution par pseudo-inverse pondérée est tout d'abord préférée pour pénaliser les mouvements de l'abdomino-thorax. Pour éviter l'instabilité numérique à l'approche des singularités, un facteur d'amortissement est également associé

au calcul de la pseudo-inverse. Nous allons introduire successivement le calcul de la jacobienne par la décomposition en valeurs singulières (SVD), de la pseudo-inverse puis de la pseudo-inverse amortie pour finalement ajouter une matrice de pondération.

La SVD de la jacobienne, de rang r , prend la forme :

$$J = UDV^T \quad (19)$$

$$J = \sum_{i=1}^r \sigma_i \mathbf{u}_i \mathbf{v}_i^T \quad (20)$$

où D est une matrice diagonale avec des éléments diagonaux (non négatifs) appelés valeurs singulières (σ_i). $\{\mathbf{u}_i\}$ et $\{\mathbf{v}_i\}$ sont respectivement des bases (vecteurs colonne) de l'espace image de J et de l'espace complémentaire du noyau de J . La pseudo-inverse s'écrit quant à elle :

$$J^+ = \sum_{i=1}^r \frac{1}{\sigma_i} \mathbf{v}_i \mathbf{u}_i^T \quad (21)$$

Maciejewski et Klein (108) proposent plusieurs méthodes pour modifier le calcul de la pseudo-inverse afin de mieux contrôler le système au voisinage des singularités. L'une d'entre elles est l'introduction d'un facteur d'amortissement λ dans la résolution par SVD pour améliorer la convergence de l'algorithme. La pseudo-inverse donnée par la technique des moindres carrés amortis s'écrit :

$$J^{+\lambda} = (J^T J + \lambda \mathbf{1})^{-1} J^T \quad (22)$$

$$J^{+\lambda} = \sum_{i=1}^r \frac{\sigma_i}{\sigma_i^2 + \lambda^2} \mathbf{v}_i \mathbf{u}_i^T \quad (23)$$

avec $\mathbf{1}$ la matrice identité. La difficulté avec la technique des moindres carrés amortis est l'évaluation de la valeur optimale du facteur d'amortissement λ dans toutes les situations. Il doit être nul loin des singularités pour s'approcher rapidement de la solution et suffisamment grand pour atténuer les oscillations proches des singularités. Une méthode commune est de fixer une limite b_{max} sur la norme de la solution (171; 116; 108) : $\|J^{+\lambda} \Delta x\| \leq b_{max}$. En introduisant l'analyse par SVD (Eq. [22]), la norme s'écrit :

$$\|J^{+\lambda} \Delta x\| = \left\| \left(\sum_{i=1}^r \frac{\sigma_i}{\sigma_i^2 + \lambda^2} \mathbf{v}_i \mathbf{u}_i^T \right) \Delta x \right\| = \sqrt{\sum_{i=1}^r \left(\frac{\sigma_i}{\sigma_i^2 + \lambda^2} (\mathbf{u}_i^T \Delta x) \right)^2} \leq b_{max} \quad (24)$$

La valeur optimale de λ peut se calculer par (7) :

$$\lambda = \begin{cases} d/2 & \text{si } \sigma_{min} \leq d/2 \\ \sqrt{\sigma_{min}(d - \sigma_{min})} & \text{si } d/2 < \sigma_{min} \leq d \\ 0 & \text{si } \sigma_{min} > d \end{cases}$$

avec $d = \|\Delta X\|/b_{max}$. Lorsque λ vaut zéro, on retrouve l'expression de la pseudo-inverse J^+ contenant un terme $1/\sigma$ qui tend vers l'infini lorsque la valeur singulière devient faible.

Les flexions et inclinaisons latérales du tronc sont pénalisées en introduisant une matrice de pondération. Au lieu de minimiser la norme $\|\dot{q}\|^2$, la pseudo-inverse pondérée minimise le critère $\mathcal{C} = \dot{q}^T W \dot{q}$. La pseudo-inverse amortie et pondérée prend la forme :

$$J^{+\lambda W} = (J^T W^{-1} J + \lambda^2 \mathbf{1})^{-1} J^T W^{-1} \quad (25)$$

Si la matrice de pondération W est égale à la matrice d'inertie du système multicorps, alors l'énergie cinétique est minimisée. Konstantinov *et al.* (93) ont utilisé la pseudo-inverse pondérée pour éviter les butées articulaires. Cette méthode améliore la vitesse de calcul et, par un choix judicieux de la matrice de pondération, limite les flexions et inclinaisons du tronc tout en permettant la fermeture de la boucle. De plus, les vitesses et accélérations généralisées sont calculées sans erreur.

Un problème persiste cependant quant à la répétition des cycles. A chaque instant, les coordonnées généralisées sont obtenues par une approche itérative avec comme solution initiale les coordonnées de l'instant précédent. La dernière posture du cycle ne correspond pas à la première posture calculée et les angles obtenus ne respectent pas les amplitudes physiologiques. Afin d'assurer une stabilité dans la gestuelle au cours des cycles et de respecter les amplitudes articulaires, la matrice de pondération est délaissée au profit d'un terme d'optimisation pour s'éloigner des butées articulaires.

6.2.5 La pseudo-inverse et le terme d'optimisation

Un des avantages de la solution par pseudo-inverse est la possibilité d'utiliser l'espace nul pour optimiser une autre fonction par projection de son gradient. Liegeois (103) propose une forme plus générale d'optimisation avec la pseudo-inverse par minimisation d'une fonction objectif explicite (ϕ) dans l'espace nul de J . La solution du système linéaire s'écrit :

$$\dot{q} = J^+ \dot{x} + \alpha (\mathbf{1} - J^+ J) \dot{\phi} \quad (26)$$

soit sous sa forme discrète :

$$\Delta q = J^+ \Delta x + \alpha(\mathbb{1} - J^+ J) \nabla \phi \quad (27)$$

où $\nabla \phi = \partial \phi / \partial q$ est le gradient de la fonction ϕ et α une constante négative pour minimiser la fonction. La fonction ϕ permet d'appliquer des lois de recherche dans l'espace de solutions fourni par $\Delta q = J^+ \Delta X$. Le second terme de droite appartient à l'espace nul de J . Il correspond à des mouvements de la chaîne sans déplacement de l'effecteur ; il s'agit d'une tâche secondaire. Le système étant redondant, une variété de configurations sont possibles pour réaliser la tâche. Le terme α gère le compromis entre la minimisation de $\|\dot{q}\|$, due à la pseudo-inverse, et l'optimisation de $\phi(q)$.

De nombreuses fonctions sont utilisées pour résoudre le problème de redondance du système (*e.g.* la minimisation de l'énergie, la minimisation de l'écart de posture par rapport à un mouvement d'origine, l'évitement de collision, ou encore la prise en compte des angles limites aux articulations (57; 59)). Dans notre cas, la minimisation de la fonction ϕ donne des mouvements loin des limites articulaires. Elle peut s'écrire sous la forme quadratique suivante (57) :

$$\phi(q) = \sum_i \left(\frac{q_i - \bar{q}_i}{\Delta q_i} \right)^2 \quad (28)$$

où $\Delta q_i = q_i^{max} - q_i^{min}$ est l'amplitude de l'articulation i et $\bar{q}_i = \frac{1}{2} (q_i^{max} + q_i^{min})$ sa valeur moyenne. Après calcul du gradient de $\phi(q)$, l'Eq. [27] s'écrit sous la forme :

$$\Delta q = J^+ \Delta x + (\mathbb{1} - J^+ J) \frac{2\alpha (q_i - \bar{q}_i)}{\Delta q_i^2} \quad (29)$$

A partir de la décomposition en valeurs singulières de la jacobienne ($J = UDV^T$), deux méthodes principales permettent de calculer la pseudo-inverse et l'opérateur de projection dans l'espace nul de J (Annexe B.1). La première (163) demande une décomposition complète alors que la seconde (8) nécessite uniquement une décomposition réduite ; pour une matrice de dimensions $m \times n$ avec $m > n$, seules les n premières colonnes de U sont calculées et D est de dimensions $n \times n$. La décomposition réduite est significativement plus rapide et économique, par contre le calcul est itératif. Cette seconde solution est préférée dans notre algorithme.

La Figure 6.4 illustre les trajectoires articulaires moyennes obtenues pour 26 tâches de pagayage. Ces trajectoires sont cycliques car les positions finales sont équivalentes aux positions initiales. Dans l'ensemble le geste semble alterné. En d'autres termes, les trajectoires des segments gauches sont semblables à celles des segments droits avec un demi-cycle

de décalage. De légères différences apparaissent néanmoins comme pour la rotation des bras (q_{13-19}). Puisque la tâche n'est pas définie parfaitement symétrique, ces différences reflètent l'asymétrie de certains kayakistes. Les trajectoires respectent globalement les butées articulaires. La rotation latérale du bras et la pronation dépassent les butées pour quelques mouvements la fin du coup droit.

Lors de ce chapitre, des tâches caractérisant la technique de pagayage ont été définies et approximées par des séries de Fourier. Le problème de cinématique inverse a été résolu par pseudo-inverse amortie avec terme d'optimisation. Ce dernier permet de minimiser une fonction sans modifier la tâche, afin, dans notre cas, de respecter les butées articulaires. Comme le mouvement de pagayage est cyclique, il est aussi important de pouvoir répéter plusieurs fois la cinématique d'un cycle pour obtenir une séquence de pagayage. L'approche choisie donne une cinématique cyclique contrairement à des approches plus simples où la posture finale du cycle ne correspond pas à la posture initiale. A partir de cette gesticulation et d'un modèle dynamique de l'ergomètre, il va être possible de simuler les forces extérieures à la pagaie et à l'élastique liant le bâti au chariot. La cinématique du chariot est alors obtenue par dynamique directe. La dernière étape sera le calcul des couples articulaires par dynamique inverse. Le prochain chapitre détaille le modèle mécanique de l'ergomètre et la résolution des problèmes dynamiques direct et inverse.

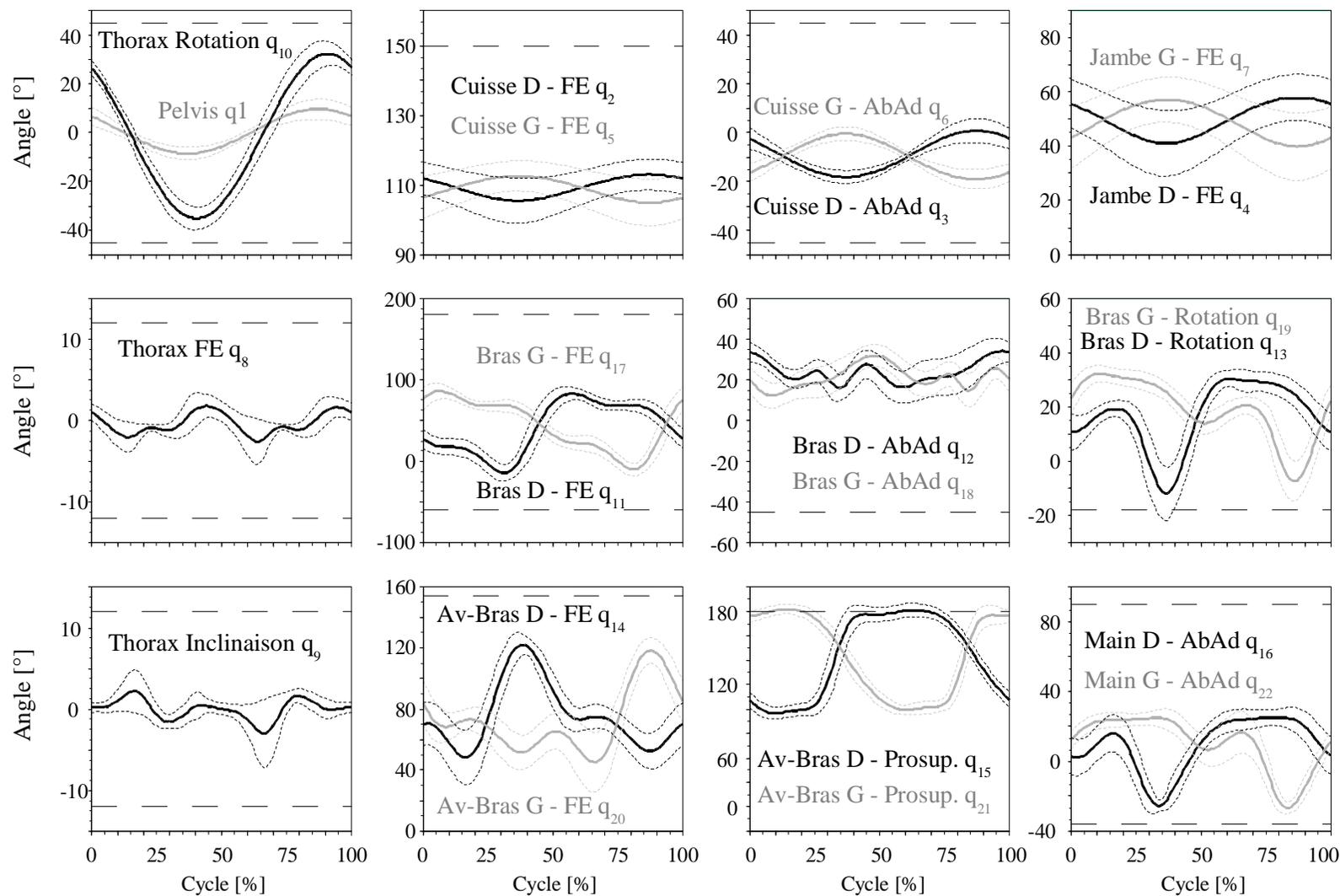


FIG. 6.4 – Coordonnées généralisées moyennes ($n=26$, $\bar{q} \pm SD$) lors du cycle de pagayage obtenues par cinématique inverse. Les butées articulaires définies dans le Tableau 5.2 sont matérialisées par le cadre ou les lignes horizontales en pointillés noirs. (Rappel : une évolution de courbe ascendante correspond à une rotation médiale ou à gauche, une flexion, une abduction, ou à une inclinaison latérale à gauche

Simulation dynamique du pagayage

Sommaire

7.1	Génération symbolique du modèle dynamique	100
7.1.1	Notations	100
7.1.2	Algorithme général	102
7.2	Modélisation dynamique du kayakiste	103
7.3	Modélisation de l'ergomètre	105
7.3.1	Modèle cinématique du frein aérodynamique	105
7.3.2	Modèle dynamique du frein aérodynamique	107
7.4	La simulation	110
7.4.1	Problème dynamique direct	111
7.4.2	Problème dynamique inverse	114

La simulation du pagayage sur l'ergomètre est la détermination de la translation antéro-postérieure du chariot induite par les efforts à la pagaie et à l'élastique liant le bâti au chariot, générés par une gesticulation imposée. A ce problème dynamique direct, succède la résolution d'un problème dynamique inverse pour calculer les couples actionneurs du système *athlète-pagaie*.

Le problème de dynamique directe consiste à déterminer les mouvements d'un système multicorps résultant de l'application de forces externes et couples actionneurs. Il permet, par exemple, de simuler la performance ou l'intérêt d'un schéma de contrôle donné. La dynamique directe est également appelée communément la simulation dynamique. Afin de déterminer le mouvement de la totalité du système, il est nécessaire d'établir les conditions d'équilibre dynamique traduites par un système d'équations différentielles du second ordre appelées les équations du mouvement. Le modèle dynamique inverse est, quant à lui, utile

pour choisir les actionneurs nécessaires à l'exécution d'une tâche. En biomécanique il permet de connaître les efforts articulaires caractérisant une gestuelle.

7.1 Génération symbolique du modèle dynamique

7.1.1 Notations

Nous utilisons la Figure 7.1 pour illustrer les définitions des éléments relatifs au segment i , à son parent h et à ses enfants j et k . Pour plus de simplicité dans la formulation des équations, seuls les paramètres relatifs au corps j seront introduits.

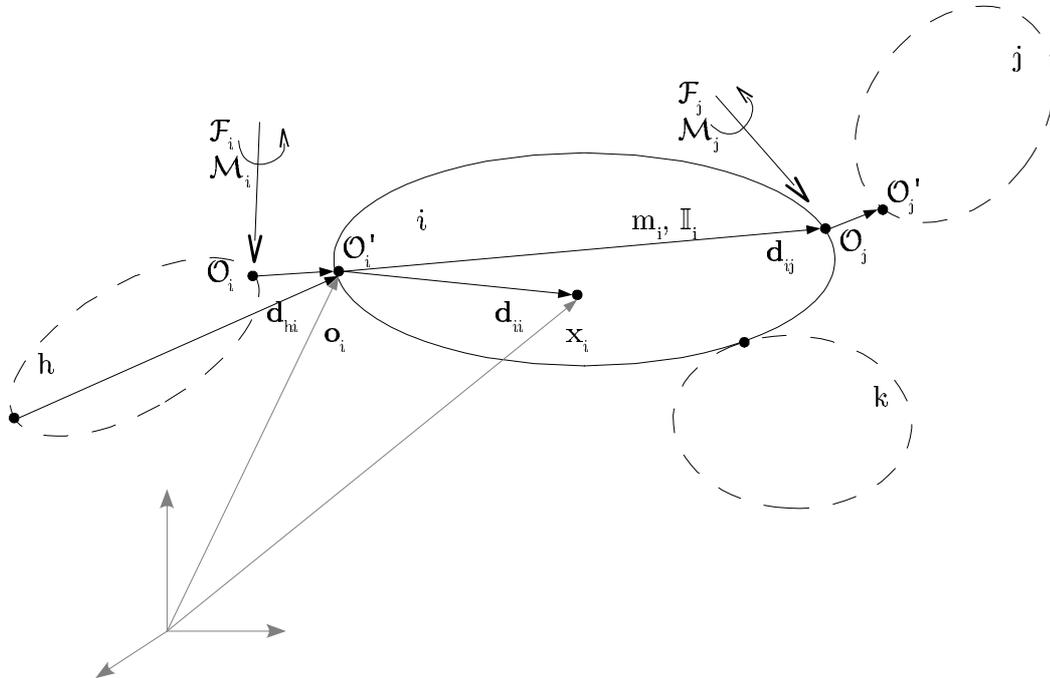


FIG. 7.1 – Notations des entités cinématiques et dynamiques pour les corps i , h (parent de i), j et k (enfants de i).

Les entités sont notées comme suit :

- O_i est le centre articulaire entre h et i . Pour un système comportant des articulations prismatiques, la position O_i dans le repère associé au segment h s'écrit $O_i \equiv^h O_i$. $\mathbf{o}_i \equiv^0 O_i$ est le vecteur position absolue du point O_i .
- \mathbf{d}_{ij} est le vecteur $\overrightarrow{O_i O_j}$, \mathbf{d}_{ii} est la position du centre de masse du segment i par rapport au centre articulaire O_i . La position absolue du centre de masse est notée \mathbf{x}_i .

Les éléments utilisés pour la description de l'orientation des segments sont les suivants :

- ${}^i\mathbf{R}_h$ est la matrice de rotation permettant de passer de la base associée au segment h à celle du segment i . Pour un vecteur quelconque ${}^h\mathbf{u}$ exprimé dans la base associée au solide h , son expression dans celle du solide i s'écrit ${}^i\mathbf{u} = {}^i\mathbf{R}_h {}^h\mathbf{u}$.
- Afin de ne pas alourdir les notations, la matrice de rotation d'un segment par rapport à son parent est notée \mathbf{R} . Si $\mathbf{R} \equiv {}^h\mathbf{R}_i$ alors son inverse, obtenue par la transposition (en raison des propriétés d'orthogonalité de la matrice rotation) est notée $\mathbf{R}^T \equiv {}^i\mathbf{R}_h$.
- Le vecteur vitesse angulaire du segment i par rapport au segment h exprimé dans la base associée au segment i s'écrit ${}^i\boldsymbol{\omega}_{i/h}$. Pour plus de clarté nous avons adopté les notions suivantes : $\boldsymbol{\Omega}_i \equiv {}^i\boldsymbol{\omega}_{i/h}$ et $\boldsymbol{\omega}_i \equiv {}^i\boldsymbol{\omega}_{i/0}$.

Dans le cas d'une chaîne ouverte, sans efforts de contact, l'expression des actions généralisées en fonction des quantités d'accélération généralisées est $\mathcal{Q} = M(q)\ddot{q} + N(q, \dot{q})\dot{q} + G(q)$. La boîte à outils écrite en langage Maple disponible dans le logiciel *HuMAnS* génère le modèle dynamique inverse d'un système multicorps à partir du formalisme récurrent de Newton-Euler. Ce formalisme est bien adapté pour le contrôle temps réel et la simulation de la dynamique des robots (107). Pour augmenter encore l'efficacité, un modèle symbolique est généré. Le modèle est ensuite converti en fonctions C à l'aide de la fonction [Optimized] de Maple qui identifie les expressions redondantes. L'usage de cette fonction est coûteux, cependant le modèle est écrit une fois pour toutes. Le formalisme récurrent de Newton-Euler consiste à appliquer le principe fondamental de la dynamique à chaque solide S_i du système, ce qui se traduit vectoriellement par :

$$m_i \ddot{\mathbf{x}}_i = \mathcal{F}_i - \mathcal{F}_j \quad (30)$$

$$\mathbb{I}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i + \tilde{\boldsymbol{\omega}}_i \mathbb{I}_i \boldsymbol{\omega}_i = \mathcal{M}_i + \tilde{\mathbf{d}}_{ij} \mathcal{F}_i - \mathcal{M}_j - (\mathbf{d}_{ij} - \mathbf{d}_{ii}) \times \mathcal{F}_j \quad (31)$$

avec \mathcal{F}_i et \mathcal{M}_i , la force et le moment exercés par S_j sur S_i à l'articulation de centre \mathcal{O}_i (Figure 7.1). La notation *tilde* désigne la matrice antisymétrique de pré-produit vectoriel tel que $a \times b = \tilde{a}b$. Les forces de gravité sont ignorées dans les Eq. [30] et Eq. [31]. C'est en imposant au solide de référence une accélération opposée à celle de la pesanteur que sont obtenus les effets de gravité. Deux récurrences, ascendante et descendante, sont nécessaires pour le calcul des entités cinématiques et cinétiques puis le calcul des entités sthéniques.

7.1.2 Algorithme général

Récurrence avant pour une chaîne ouverte : Initialisation : $\boldsymbol{\omega}_0 = 0$, $\dot{\boldsymbol{\omega}}_0 = 0$, $\ddot{\mathbf{o}}_0 = -g$ et $\mathbf{U}_0 = 0$.

pour $i = 1$ à s

$$\begin{aligned}\tilde{\boldsymbol{\Omega}}_i &= \mathbf{R}^T \dot{\mathbf{R}} \\ \boldsymbol{\omega}_i &= \mathbf{R}^T \boldsymbol{\omega}_h + \boldsymbol{\Omega}_i \\ \dot{\boldsymbol{\omega}}_i &= \mathbf{R}^T \dot{\boldsymbol{\omega}}_h + \mathbf{R}^T \boldsymbol{\omega}_h \times \boldsymbol{\Omega}_i + \dot{\boldsymbol{\Omega}}_i\end{aligned}\quad (32)$$

$$\mathbf{U}_i = \tilde{\boldsymbol{\omega}}_i \tilde{\boldsymbol{\omega}}_i + \tilde{\boldsymbol{\omega}}_i \quad (33)$$

$$\ddot{\mathbf{o}}_i = \mathbf{R}^T (\ddot{\mathbf{o}}_h + \mathbf{U}_h \mathbf{d}_{hi}) + 2 \mathbf{R}^T \boldsymbol{\omega}_h \times \dot{\boldsymbol{\Omega}}_i + \ddot{\boldsymbol{\Omega}}_i \quad (34)$$

$$\ddot{\mathbf{x}}_i = \ddot{\mathbf{o}}_i + \mathbf{U}_i \mathbf{d}_{ii}$$

L'entité récurrente \mathbf{U} est introduite dans l'algorithme dans un souci d'économie. De même, le produit matriciel $\mathbf{R}^T \boldsymbol{\omega}_h$, intervenant à trois reprises, n'est calculé qu'une seule fois. Dans le cas d'une chaîne composée uniquement d'articulations rotoïdes, les termes en $\dot{\boldsymbol{\Omega}}_i$ et $\ddot{\boldsymbol{\Omega}}_i$ sont nuls.

Récurrence arrière pour une chaîne ouverte : Initialisation : $\mathcal{F}_s = 0$ et $\mathcal{M}_s = 0$.

$$\mathcal{F}_i = m_i \ddot{\mathbf{x}}_i + {}^i \mathcal{F}_j$$

$$\mathcal{M}_i = \mathbb{I}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i + \tilde{\boldsymbol{\omega}}_i \mathbb{I}_i \boldsymbol{\omega}_i + {}^i (\mathcal{M}_j + \tilde{\mathbf{d}}_{ij} \mathcal{F}_j) + \tilde{\mathbf{d}}_{ii} (m_i \ddot{\mathbf{x}}_i)$$

$${}^h \mathcal{F}_i = \mathbf{R} \mathcal{F}_i$$

$${}^h (\mathcal{M}_i + \tilde{\mathbf{d}}_{hi} \mathcal{F}_i) = \mathbf{R} (\mathcal{M}_i + \tilde{\mathbf{d}}_{hi} \mathcal{F}_i)$$

$$\mathcal{Q}_i = \left[\frac{\partial \dot{\mathbf{o}}_h}{\partial \dot{q}_i} \right]^T \mathcal{F}_i + \left[\frac{\partial \boldsymbol{\Omega}_h}{\partial \dot{q}_i} \right]^T \mathcal{M}_i$$

Le vecteur des actions généralisées s'obtient en introduisant les jacobiennes des vitesses par rapport au vecteur \dot{q} , $J_p = \partial \dot{\mathbf{o}}_i / \partial \dot{q}$ et $J_r = \partial \boldsymbol{\Omega}_i / \partial \dot{q}$:

$$\mathcal{Q} = \sum_i \left[\frac{\partial \dot{\mathbf{o}}_i}{\partial \dot{q}} \right]^T \mathcal{F}_i + \left[\frac{\partial \boldsymbol{\Omega}_i}{\partial \dot{q}} \right]^T \mathcal{M}_i \quad (35)$$

Il est intéressant de pouvoir distinguer les différents termes intervenant dans la dynamique afin d'en évaluer les effets respectifs. La matrice de masse M et le vecteur des effets non linéaires N sont obtenus en adaptant l'algorithme ci-dessus. Le vecteur des effets non linéaires (efforts de Coriolis, centrifuges et dus à la gravité) est égal aux efforts généralisés si les accélérations généralisées sont nulles ($\dot{\mathbf{Q}} = 0$ et $\ddot{\mathbf{O}} = 0$). L'algorithme modifié est présenté en Annexe B.2. La matrice de masse dans l'espace articulaire est générée en considérant des vitesses généralisées nulles dans un contexte sans gravité en utilisant la méthode connue sous le nom de « Composite Rigid Body » (104).

7.2 Modélisation dynamique du kayakiste

Les paramètres inertiels de l'athlète proviennent des tables anthropométriques de de Leva (45). Le Tableau 7.1 les résume pour un sujet masculin. Ils sont proportionnels à la longueur des segments et à la masse totale du sujet. Le centre de masse est toujours placé sur l'axe longitudinal du segment, c'est pourquoi seule la position en Z est donnée par rapport à l'origine du repère local. La matrice d'inertie calculée au centre d'inertie du segment a des produits d'inertie nuls. Seuls les moments d'inertie sont fournis dans le Tableau 7.1.

Les demi-pagaies sont considérées comme des cylindres creux en aluminium avec un cylindre plein et homogène (*i.e.* le système d'accroche du filin monté sur roulement à billes) à son extrémité latérale. Pour le chariot qui est contraint à une translation antéro-postérieure, seule la masse est mesurée et stockée dans la variable Di ($Di_5 = 32.5$ kg). Le centre de masse est positionné sur son axe longitudinal à mi-distance entre l'assise et le palonnier.

TAB. 7.1 – Paramètres inertiels des segments composant le kayakiste. Pour chaque segment sont calculés la masse, le centre de masse et les moments d’inertie selon le modèle anthropométrique de de Leva (45).

Nom	n ° (<i>i</i>)	masse (m_i)	Centre de masse G_{iz}
Cuisses	3, 4	0,1416 Di ₂	−0,4095 Lo ₃
Jambes	5, 6	0,0433 Di ₂	−0,4459 Lo ₂
Pieds	14, 15	0,0137 Di ₂	−0,4415 Lo ₁
Pelvis	2	0,1117 Di ₂	0,6115 × 0,1 Di ₁
Thorax	7	0,1633 Di ₂	0,4502 Lo ₈
Bras	8, 9	0,0271 Di ₂	−0,5772 Lo ₄
Avant-bras	10, 11	0,0162 Di ₂	−0,4574 Lo ₅
Mains	12, 13	0,0061 Di ₂	−0,7900 Lo ₆
Tête-Cou	16	0,0694 Di ₂	0,5976 × 0,182 Di ₁

Nom	n ° (<i>i</i>)	\mathbb{I}_{ixx}	\mathbb{I}_{iyy}	\mathbb{I}_{izz}
Cuisses	3, 4	$m_{(3,4)} (0,329 \text{ Lo}_3)^2$	$m_{(3,4)} (0,329 \text{ Lo}_3)^2$	$m_{(3,4)} (0,149 \text{ Lo}_3)^2$
Jambes	5, 6	$m_{(5,6)} (0,255 \text{ Lo}_2)^2$	$m_{(5,6)} (0,249 \text{ Lo}_2)^2$	$m_{(5,6)} (0,103 \text{ Lo}_2)^2$
Pieds	14, 15	$m_{(14,15)} (0,257 \text{ Lo}_1)^2$	$m_{(14,15)} (0,245 \text{ Lo}_1)^2$	$m_{(14,15)} (0,124 \text{ Lo}_1)^2$
Pelvis	2	$m_{(2)} (0,615 \times 0,1 \text{ Di}_1)^2$	$m_{(2)} (0,551 \times 0,1 \text{ Di}_1)^2$	$m_{(2)} (0,587 \times 0,1 \text{ Di}_1)^2$
Thorax	7	$m_{(7)} (0,482 \text{ Lo}_8)^2$	$m_{(7)} (0,383 \text{ Lo}_8)^2$	$m_{(7)} (0,468 \text{ Lo}_8)^2$
Bras	8, 9	$m_{(8,9)} (0,285 \text{ Lo}_4)^2$	$m_{(8,9)} (0,269 \text{ Lo}_4)^2$	$m_{(8,9)} (0,158 \text{ Lo}_4)^2$
Avant-bras	10, 11	$m_{(10,11)} (0,276 \text{ Lo}_5)^2$	$m_{(10,11)} (0,265 \text{ Lo}_5)^2$	$m_{(10,11)} (0,121 \text{ Lo}_5)^2$
Mains	12, 13	$m_{(12,13)} (0,628 \text{ Lo}_6)^2$	$m_{(12,13)} (0,513 \text{ Lo}_6)^2$	$m_{(12,13)} (0,401 \text{ Lo}_6)^2$
Tête-Cou	16	$m_{(16)} (0,362 \times 0,182 \text{ Di}_1)^2$	$m_{(16)} (0,376 \times 0,182 \text{ Di}_1)^2$	$m_{(16)} (0,312 \times 0,182 \text{ Di}_1)^2$

7.3 Modélisation de l'ergomètre

Si la résistance à l'avancée du chariot est simple à modéliser, la cinématique et la dynamique du frein aérodynamique demandent plus de détails. Pour le chariot, nous considérons deux cas qui seront comparés dans le chapitre suivant ; soit le chariot est fixe, soit il est retenu par un élastique. Seul ce second cas requiert une simulation. La tension de l'élastique est approchée par une fonction polynomiale d'ordre 3 (Figure 7.2) :

$$\lambda_1 = a_3 q_{26}^3 + a_2 q_{26}^2 + a_1 q_{26} \quad (36)$$

où q_{26} est la position antéro-postérieure du chariot sur le bâti.

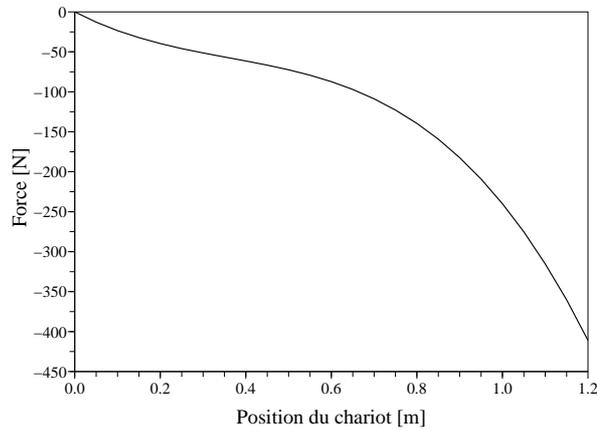


FIG. 7.2 – Modèle de la force de l'élastique en fonction de la position du chariot sur le bâti.

7.3.1 Modèle cinématique du frein aérodynamique

Le frein est composé des deux arbres. Le premier arbre supporte une roue à ailettes faisant office de ventilateur. Deux poulies sont montées sur le second par un mécanisme de roue libre. Deux gorges sur les poulies permettent l'enroulement d'un élastique de rappel et du filin dont l'autre extrémité est attachée à la pagaie. Le déroulement du filin entraîne l'enroulement de l'élastique de rappel et *vice-versa*. A cause des roues libres, le ventilateur est entraîné uniquement lorsque la vitesse angulaire d'une des poulies est supérieure à celle de l'arbre.

Les paramètres cinématiques des deux poulies et du ventilateur sont adjoints au vecteur q , tel que $q = [\mathbf{q1} \ \mathbf{q2} \ \mathbf{q3}]^T$, où $\mathbf{q1}$ (q_i pour $i = 1$ à 22) regroupe les coordonnées articulaires, $\mathbf{q2}$ (q_i pour $i = 23$ à 28) la position et l'orientation du chariot et $\mathbf{q3}$ (q_i pour $i = 29$ à 31) les

paramètres du frein aérodynamique. Les indices 29, 30, 31 correspondent respectivement au ventilateur, à la poulie droite et à la poulie gauche.

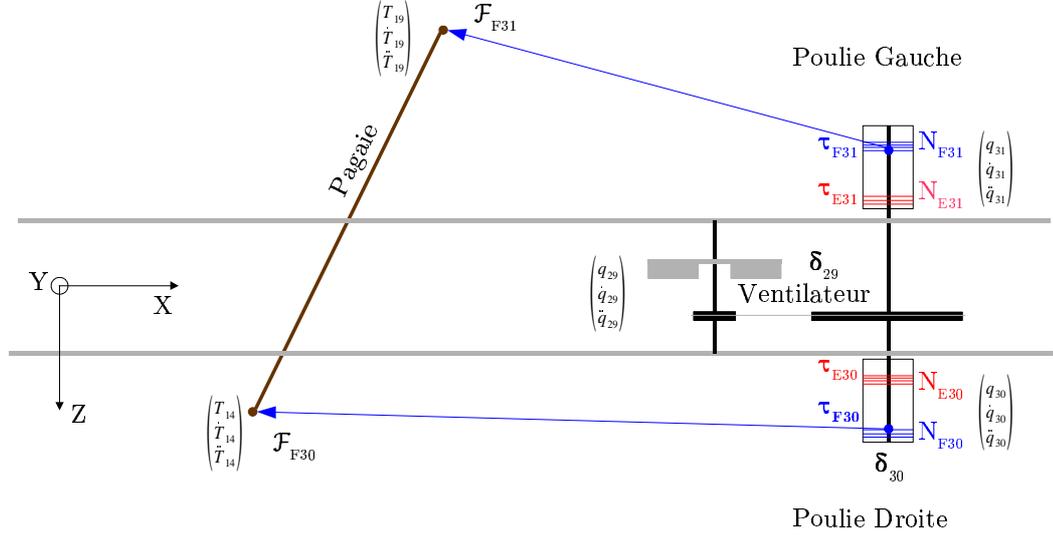


FIG. 7.3 – Schéma du frein aérodynamique avec les entités cinématiques et dynamiques nécessaires à sa modélisation. Plan horizontal, vue de dessus.

Les entités cinématiques $\mathbf{q3}$, $\dot{\mathbf{q}}3$, $\ddot{\mathbf{q}}3$ sont toutes trois indispensables (i) pour estimer le couple exercé par les élastiques de rappel des poulies (τ_{E30-31}), (ii) pour savoir si les poulies entraînent l'arbre du ventilateur, enfin (iii) pour calculer le couple résistant du ventilateur. Leur calcul fait intervenir la position des filins à la sortie du frein (*Tags* T_{28} et T_{29}) et les positions, vitesses et accélérations des extrémités latérales gauche et droite des demi-pagaies (*Tags* T_{14} et T_{19}). Pour l'extrémité du côté droit, ces paramètres sont calculés par :

$${}^0T_{14} \equiv T_{14} = {}^0_{17}A {}^{17}T_{14}$$

$$\dot{T}_{14} = \frac{\partial T_{14}}{\partial q} \dot{q} \quad (37)$$

$$\ddot{T}_{14} = \frac{\partial T_{14}}{\partial q} \ddot{q} + h_{14} \quad (38)$$

avec h_{14} les termes apparaissant lors de la dérivation. Il est possible de faire apparaître dans l'Eq. [38] les termes dépendant de $\ddot{\mathbf{q}}2$:

$$\ddot{T}_{14} = \begin{bmatrix} \frac{\partial T_{14}}{\partial \mathbf{q1}} & \frac{\partial T_{14}}{\partial \mathbf{q2}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{q}}1 \\ \ddot{\mathbf{q}}2 \end{bmatrix} + h_{14}$$

$$\ddot{T}_{14} = J_{14,1} \ddot{\mathbf{q}}1 + h_{14} + J_{14,2} \ddot{\mathbf{q}}2 \quad (39)$$

T_{14} permet, *via* la longueur de filin déroulé ($\|T_{14} - T_{28}\|$), d'estimer le nombre de tours d'enroulement du filin et de l'élastique de rappel pour ajuster le rayon de la poulie en fonction des sur-épaisseurs de filin. Comme le filin s'enroule sur lui-même, cet ajustement est important pour calculer la force de traction au filin à partir de son couple. La vitesse angulaire, \dot{q}_{30} , est ensuite calculée comme la composante de \dot{T}_{14} tangentielle au filin. Pour \mathbf{u}_{14} , le vecteur directeur du filin droit, la vitesse de la poulie droite (\dot{q}_{30}) s'écrit :

$$\dot{q}_{30} = \mathbf{u}_{14}^T \dot{T}_{14} / \text{Ray}_{30}$$

où Ray_{30} est le rayon ajusté de la poulie. L'accélération de la poulie se déduit par dérivation de cette expression :

$$\ddot{q}_{30} = (\dot{\mathbf{u}}_{14}^T \dot{T}_{14} + \mathbf{u}_{14}^T \ddot{T}_{14}) / \text{Ray}_{30} \quad (40)$$

7.3.2 Modèle dynamique du frein aérodynamique

Inertie du frein aérodynamique : Toutes les pièces mécaniques sont pesées avec une précision de ± 2 g puis dessinées sous SolidWorks pour obtenir leur masse et leur inertie selon l'axe de rotation. La mesure des masses est comparée à la valeur donnée par le logiciel pour assurer d'une estimation précise de l'inertie du frein.

Mesures sur le frein aérodynamique : Pour approcher la dynamique du frein aérodynamique à l'aide de fonctions simples, une série de mesures a été effectuée. Le moment de force exercé par les élastiques de rappel sur l'axe de rotation est obtenu expérimentalement en fonction du nombre de tours. De même, le couple du ventilateur en fonction de sa vitesse angulaire est mesurée par un couplemètre et un capteur de vitesse angulaire. Pour ce faire, le frein de l'ergomètre a été modifié (Figure 7.4) pour placer un capteur de couple et de vitesse angulaire (TME 0170 MS 20 RA, 20 Nm et 360 impulsions par tour) sur l'arbre des poulies. Le capteur est associé à une carte d'acquisition (National Instrument, série M 16 bits - PCI 6620) possédant un compteur d'impulsions. Le capteur est raccordé à l'arbre par des accouplements miniatures à soufflet pour corriger le jeu radial, axial et angulaire.

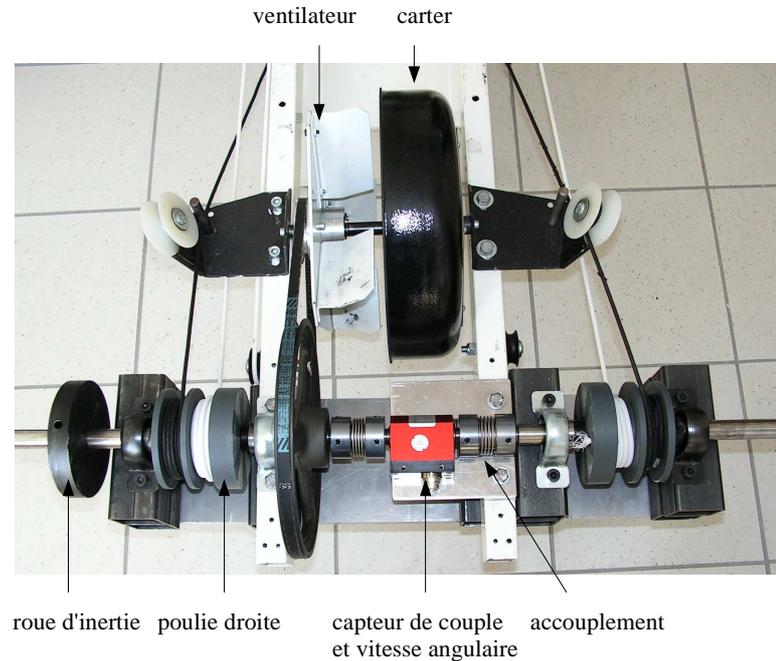


FIG. 7.4 – Modification du frein aérodynamique pour placer le capteur de couple et de vitesse angulaire. Plan horizontal, vue de dessus.

Le couple exercé par les élastiques de rappel ($\tau_{E_{30-31}}$) des poulies est enregistré en statique tous les tours (de 0 à 20). La fonction d'approximation, illustrée par la Figure 7.5 est de la forme :

$$\tau_E = a_1 \exp\left(-\left(\frac{x-b_1}{c_1}\right)^2\right) + a_2 \exp\left(-\left(\frac{x-b_2}{c_2}\right)^2\right) \quad (41)$$

où x représente le nombre de tours de l'élastique autour de la poulie. Après avoir lancé le ventilateur à l'aide des filins, sa décélération et son couple sont enregistrés jusqu'à l'arrêt de la rotation. Cette opération est répétée plusieurs fois pour les trois positions du carter (proche, position intermédiaire, loin) puis une fonction d'approximation est définie pour exprimer le couple résistant (τ_{29}) en fonction de la vitesse angulaire de l'arbre du ventilateur (\dot{q}_{29}) :

$$\tau_{29} = p_2 \dot{q}_{29}^2 + p_1 \dot{q}_{29} + p_0 \quad (42)$$

Les coefficients $\{p_0, p_1, p_2\}$ permettent d'exprimer la physique du frein avec respectivement les effets dus au frottement sec, les effets visqueux linéaires et visqueux quadratiques. Trois ensembles $\{p_0, p_1, p_2\}$ le caractérisent en fonction de la position du carter (Figure 7.6). Le couple est dû principalement à la résistance aérodynamique des ailettes mais aussi au frottement de l'axe sur les paliers et les roues libres et, dans une moindre

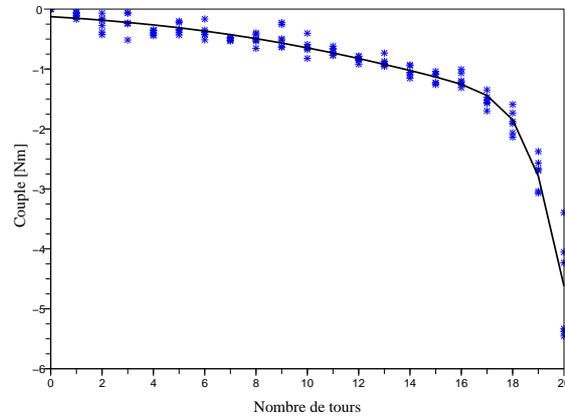


FIG. 7.5 – Données expérimentales (*) et modèle du couple exercé par l'élastique de rappel des poulies en fonction du nombre de tours.

mesure, à la résistance aérodynamique de la roue d'inertie. Ces frottements expliquent la nécessité d'ajouter les termes $p_1 \times \dot{q}_{29}$ et p_0 .

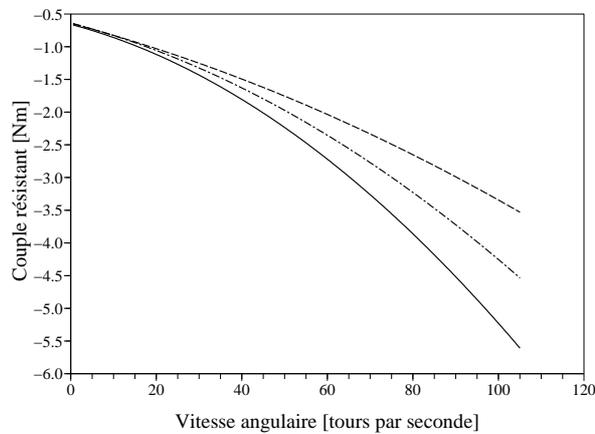


FIG. 7.6 – Modèle du couple résistant exercé par le frein aérodynamique en fonction de sa vitesse angulaire (\dot{q}_{29}) en tours par seconde. L'éloignement du carter [- - / -.- / -] augmente le couple résistant en favorisant la circulation de l'air.

La dynamique du frein aérodynamique : Plusieurs sous-systèmes mécaniques sont à considérer selon les conditions cinématiques pour calculer les moments dynamiques δ_{29-31} :

- **si** $\dot{q}_{30} \geq \dot{q}_{29}$ [Le filin droit est moteur] **alors**

$$\begin{aligned}\delta_{29+30} &= (I_{29} + I_{30}) \ddot{q}_{30} = \tau_{F_{30}} + \tau_{E_{30}} + \tau_{V_{29}} \\ \delta_{31} &= I_{31} \ddot{q}_{31} = \tau_{F_{31}} + \tau_{E_{31}}\end{aligned}$$

où I correspond au moment d'inertie des pièce d'un système par rapport à l'axe de rotation, τ le moment de force exercée par le **F**ilin, l'**E**lastique ou le **V**entilateur (Figure 7.4).

- **si** $\dot{q}_{31} \geq \dot{q}_{29}$ [Le filin gauche est moteur] **alors**

$$\begin{aligned}\delta_{29+31} &= (I_{29} + I_{31}) \ddot{q}_{31} = \tau_{F_{31}} + \tau_{E_{31}} + \tau_{V_{29}} \\ \delta_{30} &= I_{30} \ddot{q}_{30} = \tau_{F_{30}} + \tau_{E_{30}}\end{aligned}$$

- **sinon** [Aucun filin n'est moteur]

$$\begin{aligned}\delta_{29} &= I_{29} \ddot{q}_{29} = \tau_{V_{29}} \\ \delta_{30} &= I_{30} \ddot{q}_{30} = \tau_{F_{30}} + \tau_{E_{30}} \\ \delta_{31} &= I_{31} \ddot{q}_{31} = \tau_{F_{31}} + \tau_{E_{31}}\end{aligned}$$

Les forces aux filins ($\mathbf{F}_{F_{30}} \equiv \lambda_2$ et $\mathbf{F}_{F_{31}} \equiv \lambda_3$) sont enfin calculées à partir de l'expression des moments de force $\tau_{F_{30-31}}$ et des rayons ajustés des poulies. L'ergomètre à présent modélisé, nous pouvons simuler l'effet d'une gestuelle sur les forces à la pagaie et les déplacements du chariot.

7.4 La simulation

Deux problèmes dynamiques vont se succéder pour calculer la cinématique du chariot puis la dynamique articulaire du kayakiste. Ces deux problèmes dynamiques, direct puis inverse, ne font pas appel au même système mécanique. Dans le premier cas, le système est composé du chariot et de l'athlète avec sa pagaie alors que dans le second, seul le système *athlète-pagaie* est analysé. La matrice de masse et le vecteur des effets non linéaires diffèrent car ils ne prennent pas en compte les paramètres inertiels du chariot.

7.4.1 Problème dynamique direct

Dans le cadre de la simulation de la marche, le vecteur q permet de représenter à chaque instant la position et la posture du système multicorps. Considérons séparément le vecteur $\mathbf{q1}$ constitué des positions articulaires (ou gesticulation) et le vecteur $\mathbf{q2}$ décrivant la position et l'orientation du chariot. Seules les positions articulaires sont directement pilotées par les actionneurs, par conséquent, l'équation de la dynamique prend la forme suivante :

$$\begin{bmatrix} M_1(q) \\ M_2(q) \end{bmatrix} \ddot{q} + \begin{bmatrix} N_1(q, \dot{q}) \\ N_2(q, \dot{q}) \end{bmatrix} \dot{q} + \begin{bmatrix} G_1(q) \\ G_2(q) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_1(q)^T \\ C_2(q)^T \end{bmatrix} \lambda \quad (43)$$

L'Eq [43] montre l'action des forces de contact dans l'accélération du système. La seconde partie de ce découpage est composée d'une équation de Newton et d'une équation d'Euler qui mettent en jeu respectivement l'accélération de centre de masse du système et son moment dynamique de rotation. L'équation de Newton montre ainsi que les déplacements du système sont exclusivement influencés par la gravité et les forces de contact. En particulier, ces déplacements apparaissent indépendants des changements de posture et des rotations du système. La dissociation de cette équation permet d'exprimer les forces de contact puis les efforts actionneurs :

$$\lambda = C_2^{-T} (M_2(q)\ddot{q} + N_2(q, \dot{q})\dot{q} + G_2(q)) \quad (44)$$

$$\tau = M_1(q)\ddot{q} + N_1(q, \dot{q})\dot{q} + G_1(q) - C_1^T \lambda \quad (45)$$

Le découpage exposé ci-dessus est utile pour déterminer les efforts de contact lors de la marche (173).

En revanche, notre problème est différent. Les forces aux pales dépendent des positions, vitesses et accélérations généralisées. Les contacts du système *chariot-athlète-pagaie* peuvent se résumer à un point du chariot et aux extrémités de la pagaie, soient les *Tags* $T_{27,14,19}$. Les multiplicateurs de Lagrange associés sont λ_1 , λ_2 et λ_3 . La simulation consiste en la résolution d'une équation différentielle où les accélérations $\ddot{\mathbf{q2}}$ et $\ddot{\mathbf{q3}}$ dépendent des positions, vitesses et accélérations généralisés du système *athlète-pagaie* ($\mathbf{q1}$, $\dot{\mathbf{q1}}$, $\ddot{\mathbf{q1}}$) et de l'état initial du chariot et du frein aérodynamique ($\mathbf{q2}$, $\mathbf{q3}$ et $\dot{\mathbf{q2}}$, $\dot{\mathbf{q3}}$).

Tout d'abord, la force de l'élastique liant le chariot au bâti (Eq. [36], nous posons $\lambda_1 \equiv O_1$), le couple des élastiques de rappel (Eq. [41], $\tau_{E_{30}}$ et $\tau_{E_{31}}$) et le couple résistant du ventilateur (Eq. [42], τ_V) sont indépendants de $\ddot{\mathbf{q2}}$ et $\ddot{\mathbf{q3}}$. D'autres paramètres, notamment les forces aux pales, vont intervenir $\ddot{\mathbf{q2}}$ et $\ddot{\mathbf{q3}}$. Nous allons écrire ces entités en factorisant les accélérations généralisées recherchées.

L'expression de l'accélération des poulies présentée par l'Eq. [40] fait intervenir la vitesse et l'accélération des extrémités de la pagaie (\dot{T}_{14} , \ddot{T}_{14}) et (\dot{T}_{19} , \ddot{T}_{19}) données pour le côté droit par les Eq. [37] et Eq. [39], ainsi que la position et la vitesse des vecteurs directeur des filins droit (\mathbf{u}_{14} , $\dot{\mathbf{u}}_{14}$) et gauche (\mathbf{u}_{19} , $\dot{\mathbf{u}}_{19}$). Les accélérations des poulies prennent ainsi la forme $A + B\ddot{\mathbf{q}}_2$:

$$\ddot{q}_{30} = (\dot{\mathbf{u}}_{14}^T \dot{T}_{14} + \mathbf{u}_{14}^T \ddot{T}_{14}) / \text{Ray}_{30}$$

$$\ddot{q}_{31} = (\dot{\mathbf{u}}_{19}^T \dot{T}_{19} + \mathbf{u}_{19}^T \ddot{T}_{19}) / \text{Ray}_{31}$$

$$\ddot{q}_{30} = (\dot{\mathbf{u}}_{14}^T \dot{T}_{14} + \mathbf{u}_{14}^T (J_{14,1} \ddot{\mathbf{q}}_1 + h_{14} + J_{14,2} \ddot{\mathbf{q}}_2)) / \text{Ray}_{30}$$

$$\ddot{q}_{31} = (\dot{\mathbf{u}}_{19}^T \dot{T}_{19} + \mathbf{u}_{19}^T (J_{19,1} \ddot{\mathbf{q}}_1 + h_{19} + J_{19,2} \ddot{\mathbf{q}}_2)) / \text{Ray}_{31}$$

$$\ddot{q}_{30} = \underbrace{(\dot{\mathbf{u}}_{14}^T \dot{T}_{14} + \mathbf{u}_{14}^T (J_{14,1} \ddot{\mathbf{q}}_1 + h_{14}))}_{A_{14}} / \text{Ray}_{30} + \underbrace{\mathbf{u}_{14}^T / \text{Ray}_{30} J_{14,2}}_{B_{14}} \ddot{\mathbf{q}}_2 \quad (46)$$

$$\ddot{q}_{31} = \underbrace{(\dot{\mathbf{u}}_{19}^T \dot{T}_{19} + \mathbf{u}_{19}^T (J_{19,1} \ddot{\mathbf{q}}_1 + h_{19}))}_{A_{19}} / \text{Ray}_{31} + \underbrace{\mathbf{u}_{19}^T / \text{Ray}_{31} J_{19,2}}_{B_{19}} \ddot{\mathbf{q}}_2 \quad (47)$$

Selon les évènements la dynamique change. En introduisant les booléens b_{30} et b_{31} , tels que :

- $b_{30} = 1$ et $b_{31} = 0$ [la poulie droite entraîne le frein],
- $b_{30} = 0$ et $b_{31} = 1$ [la poulie gauche entraîne le frein],
- $b_{30} = 0$ et $b_{31} = 0$ [aucune poulie n'entraîne le frein],

qui seront modifiés selon les évènements, il est possible d'écrire la composante antéro-postérieure des forces de contact à la pagaie :

$$\lambda_2 = \frac{u_{14}^x}{\text{Ray}_{30}} ((I_{30} + b_{30} I_{29}) \ddot{q}_{30} - \tau_{E_{30}} - b_{30} \tau_{V_{29}}) \quad (48)$$

$$\lambda_3 = \frac{u_{19}^x}{\text{Ray}_{31}} ((I_{31} + b_{31} I_{29}) \ddot{q}_{31} - \tau_{E_{31}} - b_{31} \tau_{V_{29}}) \quad (49)$$

avec $\mathbf{u}_{14} = [u_{14}^x \ u_{14}^y \ u_{14}^z]^T$ et $\mathbf{u}_{19} = [u_{19}^x \ u_{19}^y \ u_{19}^z]^T$. En introduisant les équations Eq. [46] et Eq. [47] dans les précédentes nous obtenons :

$$\lambda_2 = \underbrace{\frac{u_{30}^x}{\text{Ray}_{30}} ((I_{30} + b_{30}I_{29}) A_{14} - \tau_{E_{30}} - b_{30}\tau_{V_{29}})}_{O_2} + \underbrace{\frac{u_{30}^x}{\text{Ray}_{30}} (I_{30} + b_{30}I_{29}) B_{14}}_{P_2} \ddot{\mathbf{q}}_2 \quad (50)$$

$$\lambda_3 = \underbrace{\frac{u_{31}^x}{\text{Ray}_{31}} ((I_{31} + b_{31}I_{29}) A_{19} - \tau_{E_{31}} - b_{31}\tau_{V_{29}})}_{O_3} + \underbrace{\frac{u_{31}^x}{\text{Ray}_{31}} (I_{31} + b_{31}I_{29}) B_{19}}_{P_3} \ddot{\mathbf{q}}_2 \quad (51)$$

Comme seule q_{26} est non nulle, l'équation du mouvement prend la forme :

$$[M_{2,1} \ M_{2,2}] \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{q}}_1 \\ \ddot{\mathbf{q}}_2 \end{bmatrix} + N_2(q, \dot{q})\dot{q} + G_2(q) = C_2(q)^T \lambda \quad (52)$$

avec $M(q) = \begin{bmatrix} M_{1,1} & M_{1,2} \\ M_{2,1} & M_{2,2} \end{bmatrix}$ où $M_{2,2} = m_{26,26}$, $N_2 = n_{26}$ et $G_2 = g_{26}$. En introduisant les expressions des forces de contact, l'équation de Newton s'écrit :

$$\ddot{q}_{26} = \frac{O_1 + O_2 + O_3 - N_2(q, \dot{q})\dot{q} - G_2(q) - M_{2,1} \ddot{\mathbf{q}}_1}{M_{2,2} - P_2 - P_3} \quad (53)$$

Une fois \ddot{q}_{26} résolue, $\ddot{q}_{30,31}$ sont calculés à partir des expressions Eq. [46] et Eq. [47].

Nous verrons au chapitre suivant que la simulation ne reproduit pas fidèlement les forces aux pales mesurées sur l'ergomètre. Il apparaît un pic de force lorsque la vitesse de rotation d'une des poulies devient supérieure à celle de l'arbre. A cet instant, la poulie possède une accélération importante qui implique un couple élevé pour accélérer l'ensemble du frein aérodynamique. Cette phase d'accroche de l'arbre est plus finement gérée par les athlètes. Pour éviter ce choc, les athlètes ajustent la cinématique de la pagaie pour entraîner le ventilateur alors que l'accélération de la poulie est faible. Associée à un comportement visco-élastique du manche et surtout des filins, la force augmente progressivement.

Deux limites apparaissent au modèle proposé ; l'une provient du modèle dynamique et l'autre de l'approximation de la cinématique de gesticulation. La première peut se résoudre en intégrant un facteur d'amortissement et d'élasticité au filin. Le second problème est l'approximation de la cinématique. Les tâches définies par les séries de Fourier reproduisent la trajectoire globale de la pagaie. Pour ce modèle, seuls 25 paramètres définissent la trajectoire sur l'ensemble du cycle. Il serait certainement plus précis d'utiliser plusieurs fonctions (avec raccordement sur les accélérations ou sur-accélérations) pour approcher la cinématique de chacune des phases du coup de pagaie, c'est-à-dire l'accroche, la phase

propulsive, le dégager et la phase aérienne. La comparaison de la cinématique mesurée pour un kayakiste avec celle obtenue par cinématique inverse met en évidence des différences d'orientation de la pagaie en début du coup (Figure 7.7). En modélisant plus fidèlement la cinématique de la phase d'accroche, la dynamique du système serait améliorée.

7.4.2 Problème dynamique inverse

La première étape a permis de simuler la position, la vitesse et l'accélération du chariot. Les couples articulaires peuvent dès lors être calculés. Les contacts du système *athlète-pagaie* sont les extrémités de la pagaie, les chevilles et les épines ischiatiques, soient les *Tags* $T_{14,19,6,9,1,2}$. Nous ne considérons pas les efforts entre les deux demi-pagaies. Certains kayakistes solidarisent les deux demi-pagaies avec peu de rigidité (*e.g.* quelques centimètres d'encastrement et un simple morceau de ruban adhésif). La fermeture de la boucle supérieure est assurée pour la cinématique mais pour la dynamique les deux membres supérieurs sont considérés indépendants.

Connaissant les forces à la pagaie et les accélérations généralisées, il est possible de calculer les forces aux chevilles et au pelvis *via* quelques hypothèses. Les forces se dissocient en forces de propulsion (à la pagaie), notées λ_a et en force de calage (aux chevilles et au pelvis) notées λ_b . Pour ce système, l'équation analogue à l'Eq. [44] s'écrit ainsi :

$$\begin{bmatrix} \lambda_a \\ \lambda_b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{2a} \\ C_{2b} \end{bmatrix}^{-T} (M_2(q)\ddot{q} + N_2(q, \dot{q})\dot{q} + G_2(q)) \quad (54)$$

La matrice C_{2b} n'étant pas carrée, C_{2b}^{-T} peut se calculer par la pseudo-inverse. Cette approche fournit une solution de norme minimale. Or l'analyse des données de la première partie du mémoire a montré des forces d'opposition entre le cale-pieds et l'assise. Seulement dans quelques cas, les forces à l'assise sont dirigées vers l'avant. Nous choisissons de pénaliser les forces antéro-postérieures et médio-latérales au niveau du pelvis et les forces verticales au niveau des chevilles. Une matrice de pondération W est introduite dans l'estimation des forces de calage :

$$\lambda_b = (C_{2b}^T W^{-1} C_{2b})^{-1} C_{2b}^T W^{-1} (M_2(q)\ddot{q} + N_2(q, \dot{q})\dot{q} + G_2(q) - C_{2a}^T \lambda_a) \quad (55)$$

Les couples articulaires sont enfin calculés à partir de l'équation analogue à l'Eq. [45] adaptée au système *athlète-pagaie*. La valeur des couples articulaires simulés sont à analyser en rapport avec les hypothèses relatives aux modèles mécaniques. Le modèle des

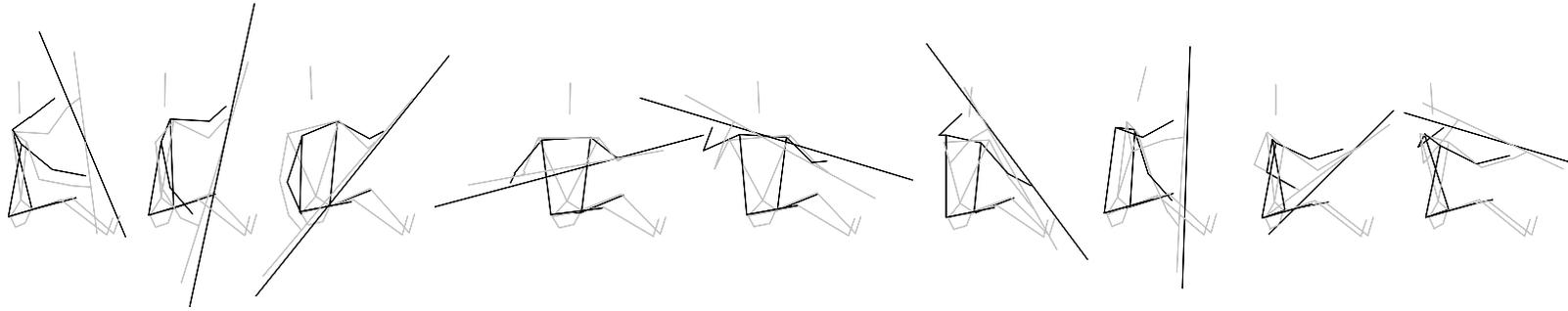


FIG. 7.7 – Kinogramme éclaté d'un cycle de pagayage mesuré et d'un cycle simulé (plan sagittal). Le mouvement simulé par cinématique inverse à partir de fonctions d'approximation est représenté en traits gris. pour le mouvement mesuré, seuls les cuisses, bras et avant-bras ainsi que le tronc et la pagaie sont dessinés en traits noirs.

forces de calage sous-estime les forces au cale-pied et à l'assise. L'utilisation d'une pseudo-inverse pondérée donne une solution de norme minimale en répartissant les forces selon les contacts désirés, c'est-à-dire à l'assise pour les forces verticales et au cale-pieds pour les forces médio-latérales et antéro-postérieures.

Pour la boucle des membres supérieurs, la force à la pale entraîne un moment élevé au poignet à cause de la longueur de la demi-pagaie. Ces efforts ne sont pas répartis entre les deux membres supérieurs considérés comme indépendants. Le modèle géométrique de la Figure 5.2, intègre deux *Tags* aux extrémités médiales des demi-pagaies ($T_{13,30}$ à droite et $T_{18,31}$ à gauche). La fermeture dynamique de la boucle supérieure sera permise par l'ajout de force de contact. Afin d'obtenir un modèle des efforts de contact entre les deux demi-pagaies, un capteur de force tridimensionnel peut être placé sur le manche entre les mains du kayakiste. Une première analyse de ces efforts pourrait être réalisée en observant simplement les déformations du manche composé des deux demi-pagaies liées par une liaison légèrement flexible. Cette expérience rendrait compte des différences interindividuelles sur les efforts générées entre les mains. Un autre modèle possible aurait été de considérer le système *pagaie* indépendant du système *athlète* et de modéliser les contacts entre les deux systèmes, c'est-à-dire les efforts entre les mains et la pagaie. Les matrices de masse des deux systèmes seraient alors concaténées selon leur diagonale.

La simulation va apporter des éléments de réponse à une suite non exhaustive d'interrogations que le technicien de l'activité pourrait formuler. Le simulateur permet de jouer aisément sur un nombre considérable de paramètres concernant la gestuelle (1) et l'ergomètre (2) :

1. Il est possible d'utiliser les tâches propres à chacun des 26 kayakistes. La cinématique est modifiable en amont de la résolution du problème cinématique inverse (*e.g.* en changeant les valeurs des butées articulaires ou en bloquant certaines articulations comme le pelvis) puis en aval.
2. Les coefficients des équations propres à la dynamique de l'ergomètre sont ajustables pour modifier la tension de l'élastique entre le bâti et le chariot, la résistance du frein aérodynamique et son inertie (en modifiant soit le rapport de réduction entre l'arbre des poulies et celui du ventilateur soit l'inertie de l'ensemble). D'autres ajustements matériels sont envisageables comme la masse du chariot ou la position du frein par rapport au sujet.

Apport de la simulation dans l'analyse du pagayage

Sommaire

8.1	Première analyse des simulations	117
8.1.1	La mobilité du chariot	118
8.1.2	L'augmentation de la cadence	120
8.1.3	La modification de la position du carter	122
8.2	Ergomètre mobile <i>versus</i> ergomètre fixe	123
8.2.1	Résultats sur l'effet de la mobilité du chariot	125
8.2.2	Discussion sur la mobilité du chariot	128
8.3	Importance des membres inférieurs dans la performance	129
8.3.1	Simulations et paramètres mécaniques analysés	130
8.3.2	Résultats sur l'importance de la mobilité du pelvis	131
8.3.3	Discussion sur le mobilité du pelvis	134

8.1 Première analyse des simulations

Des premiers résultats vont être exposés à partir des tâches cinématiques d'un unique kayakiste. Les modifications causées par trois paramètres sont simulées : la mobilité du chariot, la cadence de pagayage et la position du carter du frein aérodynamique. De cette première approche seront dégagées deux problématiques appliquées à l'ensemble des kayakistes. Comme dans la première partie, les figures représentent un cycle de pagayage

commençant par l'entrée dans l'eau de la pagaie à droite pour voir s'enchaîner un coup droit et un coup gauche.

8.1.1 La mobilité du chariot

Le déplacement du chariot (Figure 8.1), simulé par dynamique directe, montre un caractère cyclique et oscillatoire amorti. A l'instant initial, le frein a une vitesse angulaire nulle. L'accélération du frein exige une force intense à l'origine de la forte variation de vitesse du chariot. Son avancée est progressivement contrée pas la mise en tension de l'élastique. La position du chariot va se stabiliser après quelques cycles. Après de cette phase de départ, le chariot se déplace cycliquement d'avant en arrière par la succession de phases propulsives et aériennes.

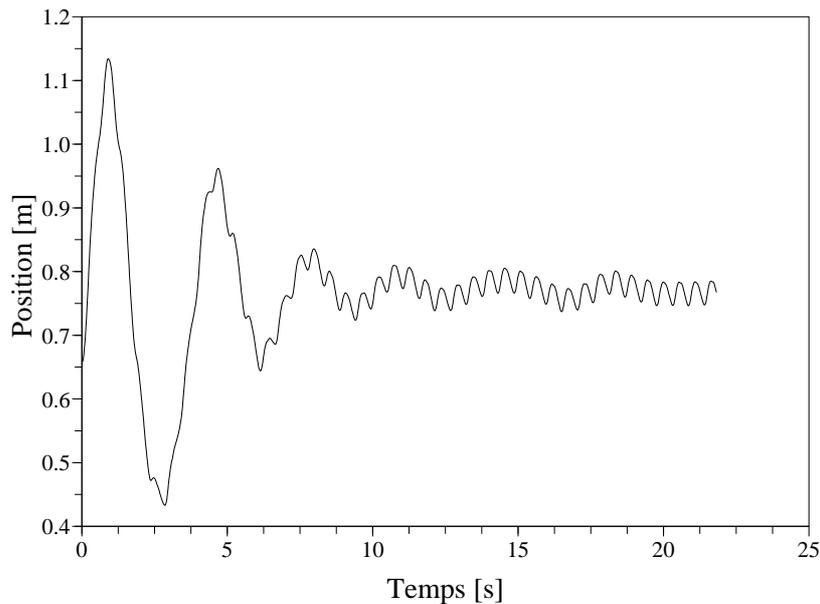


FIG. 8.1 – Déplacement du chariot au cours d'une séquence, départ arrêté ($\dot{q} = 0$), à 110 cpm.

Lors d'expériences sur l'ergomètre, les départs sont réalisés en augmentant progressivement la cadence pour lancer le frein aérodynamique tout en limitant le déplacement trop important du chariot, puisque moins d'un mètre sépare l'avant du chariot avec la capot de protection du frein aérodynamique. La simulation ne tient pas compte du contact qu'occasionnerait un tel déplacement du chariot. Les premiers cycles des simulations ne seront pas analysés car la dynamique ne correspond pas à celle d'un départ en kayak.

Les vitesses et accélérations du chariot mobile ont des conséquences sur la cinématique absolue des pales¹ et par conséquent sur les forces propulsives et de calage au niveau des pieds et des fesses. Quelle que soit la mobilité du chariot, les forces antéro-postérieures simulées au cale-pied (Figure 8.2) sont asymétriques lors de la phase propulsive (environ 50 N de différence) pour permettre la rotation du pelvis et de l'ensemble du corps. Avec le chariot mobile, des forces entre 100 et 150 N sont simulées lors de la phase propulsive. Ces forces sont minimales par rapport à celles mesurées sur l'ergomètre (en moyenne 400 N). En phase aérienne, ces forces sont toujours négatives du fait de la décélération du chariot.

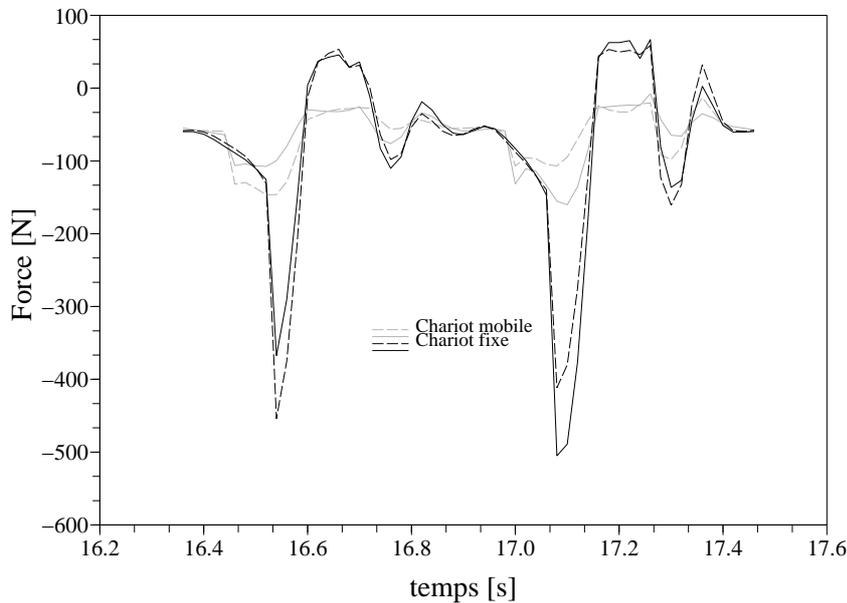


FIG. 8.2 – Comparaison des forces antéro-postérieures simulées aux chevilles droite [- -] et gauche [-] lors d'un cycle de pagayage sur ergomètre avec chariot mobile *versus* chariot fixe.

Les forces simulées sur l'ergomètre avec chariot fixe sont 4 à 5 fois plus grandes pour le cas étudié. Puisque le chariot ne subit pas d'accélération comme sur l'eau ou avec un chariot mobile, des forces additionnelles sont produites au cale-pied. Elles correspondent à l'accélération qu'aurait le kayak multipliée par la masse du système *athlète-pagaie*. La modification des forces extérieures a des répercussions sur les couples articulaires (Figure 8.3). Les efforts de flexion-extension aux épaules diffèrent considérablement pour le segment de traction. Lorsque l'ergomètre est mobile, l'effort en flexion est davantage réparti au cours

¹Ce terme fait référence aux extrémités latérales des demi-pagaies

du coup de pagaie. Par contre, l'effort d'extension est similaire dans les deux conditions. Son intensité est moindre et l'effort se prolonge jusqu'à la fin du coup.

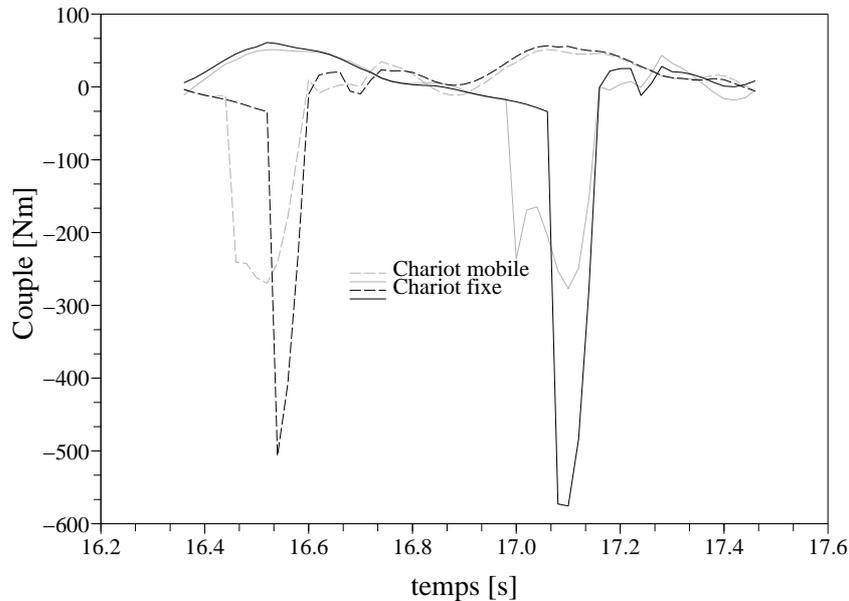


FIG. 8.3 – Couple de flexion-extension des épaules droite [- -] et gauche [-] lors d'un cycle de pagayage sur ergomètre avec chariot mobile *versus* chariot fixe.

La comparaison de la dynamique entre les différents types d'ergomètres et avec le kayak en eau plate est une démarche fondamentale pour l'amélioration conceptuelle des ergomètres afin d'obtenir des mesures fidèles des paramètres mécaniques. Cette problématique est reprise dans la section 8.2 avec une analyse quantitative afin de dégager les principales différences entre les deux types d'ergomètres (chariot mobile *versus* chariot fixe) à partir de l'ensemble des cinématiques modélisées.

8.1.2 L'augmentation de la cadence

Le modèle de la cinématique de gesticulation repose sur sept fonctions (des séries de Fourier à un harmonique, soit 7×5 coefficients). Les trajectoires sont indépendantes de la cadence de pagayage. Il est ainsi facile de définir plusieurs cadences et d'étudier les modifications des paramètres cinématiques du frein aérodynamique et des paramètres dynamiques. Les Figures 8.4 et 8.5 représentent les forces à la pagaie et les couples articulaires entre le pelvis et l'abdomen lors d'un cycle (cycle n° 15) de pagayage à quatre cadences, depuis les cadences basses de travail aérobie (69 et 92 cpm) à des cadences de compétition

(110 et 130 cpm). La durée du cycle est normalisée entre 0 et 100% pour faciliter la lecture graphique. Les impulsions simulées (Figure 8.4) sont à comparer aux impulsions moyennes calculées sur l'ergomètre (Figure 4.5, page 59).

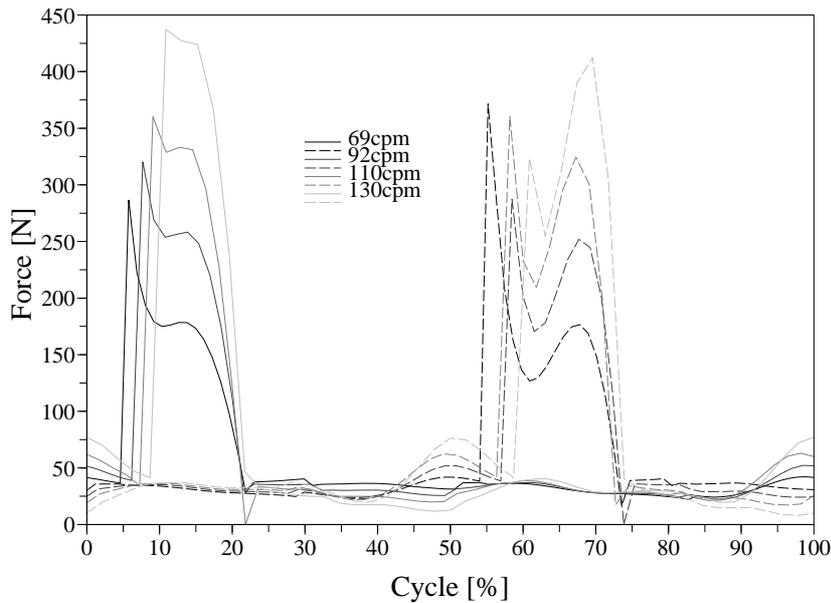


FIG. 8.4 – Force antéro-postérieure aux extrémités droite [—] et gauche [- -] de la pagaie au cours d'un cycle à quatre cadences de pagayage.

Pour ce sujet, plusieurs observations sont à rapporter concernant l'effet de la cadence sur les forces à la pagaie :

- La force maximale augmente avec la cadence. Les maxima sont similaires à ceux mesurés sur ergomètre (Figure 4.5). La vitesse et l'accélération du frein, donc le moment dynamique résultant, augmentent conjointement avec les vitesses et accélérations généralisées.
- Avec l'augmentation de la cadence, la partie propulsive du coup diminue. Le début de l'impulsion se produit de plus en plus tard et toujours après l'entrée de la pagaie. Ce comportement diffère des mesures sur l'ergomètre où l'impulsion commence avant l'entrée de la pagaie. Cette différence s'explique par les modèles simplifiés de la cinématique de la pagaie et le modèle dynamique du frein aérodynamique.
- Les impulsions gauches et droites ont des formes différentes. La cinématique imposée tient compte des asymétries entre le côté droit et le côté gauche. La forme de l'impulsion droite ressemble davantage à celles mesurées.

- Quelle que soit la cadence, la force apparaît brutalement. La forme de l'impulsion ressemble à celle acquise lors de la course avec la succession d'un pic passif et d'un pic actif. Le pic passif correspond dans un cas au choc du talon sur le sol, et dans l'autre à l'accélération initiale du ventilateur à l'instant où la vitesse de la poulie devient supérieure à celle de l'arbre. Le simulateur ne tient pas compte des ajustements fins qu'auraient les kayakistes pour éviter ces chocs. Il n'y a pas d'adaptation de la cinématique pour générer une force progressive comme celle mesurée. Il serait possible d'améliorer la simulation en gérant cet événement de contact ou en introduisant un facteur d'amortissement.

L'augmentation des forces extérieures a des conséquences sur la dynamique articulaire. Les couples à l'articulation entre le pelvis et l'abdomino-thorax augmentent avec la cadence. Selon l'orientation des axes définie précédemment (Tableau 5.1), la rotation à gauche et la flexion (rotation à droite et extension) sont positives (négatives). L'effort le plus important est en rotation, mouvement principal du tronc ; l'effort en flexion-extension sert uniquement à conserver le buste droit. Le kayakiste génère un couple en flexion et en rotation à droite jusqu'à 20% du cycle, puis les valeurs deviennent positives, ce qui correspond à des couples d'extension et de rotation à gauche. L'effort de rotation à gauche entre 30 et 50% permet de freiner la rotation à droite avant d'initier la rotation à gauche du tronc.

8.1.3 La modification de la position du carter

La dernière analyse proposée est une modification matérielle de l'ergomètre. Un réglage possible du frein aérodynamique est la position du carter du ventilateur. Il existe trois positions qui ont pour fonction de modifier la circulation de l'air du ventilateur. Le réglage a des conséquences sur la résistance aérodynamique et la dynamique du système. Les trois positions sont simulées lors d'une séquence de pagayage à 110 cpm. Lors des simulations, la partie propulsive du cycle est courte, environ 0,2 s à chaque coup (Figure 8.6). La vitesse de rotation du ventilateur augmente alors avec celle des poulies puis, entre deux coups, la diminution de vitesse du ventilateur est quasiment linéaire. On remarque :

- de légères variations en fonction de la position du carter. Plus le carter est proche et plus la résistance diminue. Comme le ventilateur décélère moins, le mouvement de la pagaie devient efficace ($\dot{q}_{30-31} > \dot{q}_{29}$, en référence au modèle cinématique défini à la Figure 5.2 page 79) plus tard dans le cycle. La vitesse de l'extrémité de la pagaie n'est alors pas suffisante dès le début du coup pour entraîner le ventilateur.

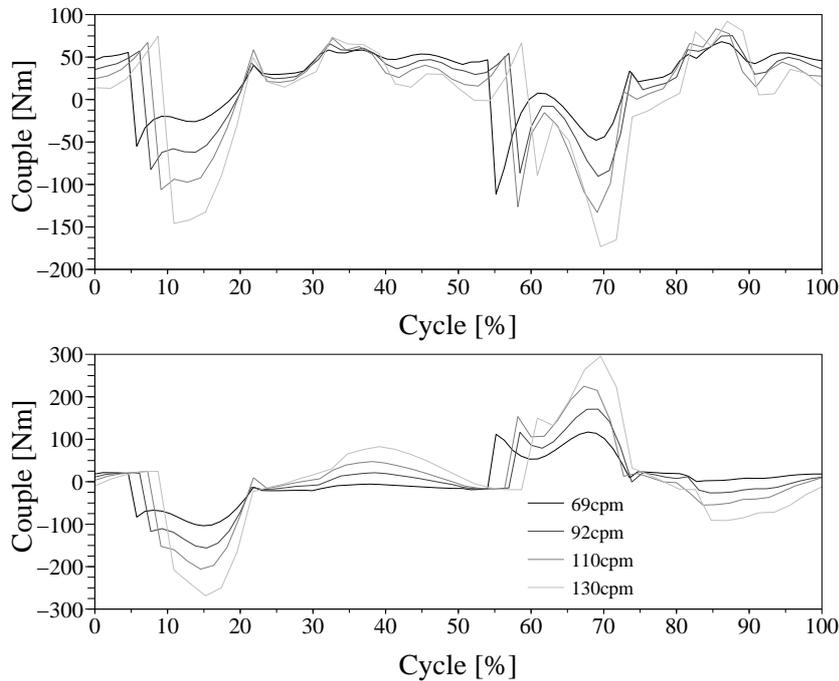


FIG. 8.5 – Couples articulaires du tronc (entre le pelvis et l’abdomino-thorax) lors d’un cycle de pagayage à quatre cadences. En haut est représenté le couple en flexion-extension, en bas, le couple en rotation.

- de légères différences entre les vitesses des poulies. Elles proviennent de la vitesse du chariot. Ces différences observées sur la Figure 8.6 ont des conséquences sur les forces extérieures.

Lorsque le carter est éloigné du ventilateur, l’impulsion de la force au pale est augmentée à la fois par sa durée et par son intensité (Figure 8.7). Une différence de l’ordre de 20 N, qui provient de la résistance aérodynamique, est relevée entre les deux positions extrêmes du carter. Cette différence répétée sur de nombreux coups modifie la performance.

8.2 Ergomètre mobile *versus* ergomètre fixe

Une problématique déjà abordée dans la première partie du mémoire est l’effet de la mobilité du chariot sur la dynamique du système. Rappelons qu’originellement l’ergomètre avec chariot mobile a été conçu pour éviter, à chaque coup de pagaie, une sensation douloureuse à l’épaule. La comparaison des accélérations du centre de masse du système *athlète-pagaie* sur chariot mobile *versus* fixe a mis en évidence plusieurs différences (chapitre 3). L’accélération maximale du système se produit à la verticalité de la pagaie sur chariot mobile et après celle-ci sur chariot fixe. S’il existe des différences lors de la

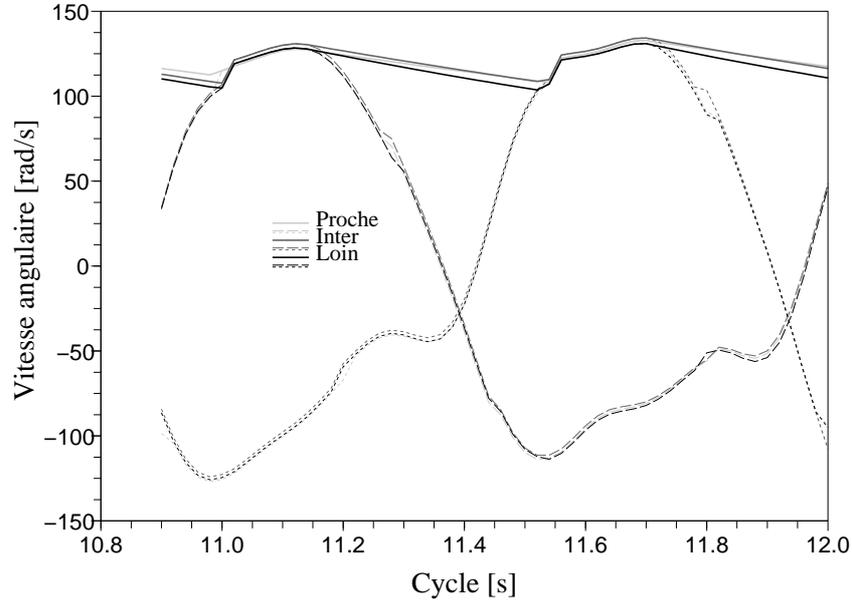


FIG. 8.6 – Vitesse angulaire des éléments du frein aérodynamique (ventilateur [-], poulie droite [- -] et poulie gauche [..]) lors d'un cycle de pagayage à 110 cpm selon les trois positions du carter.

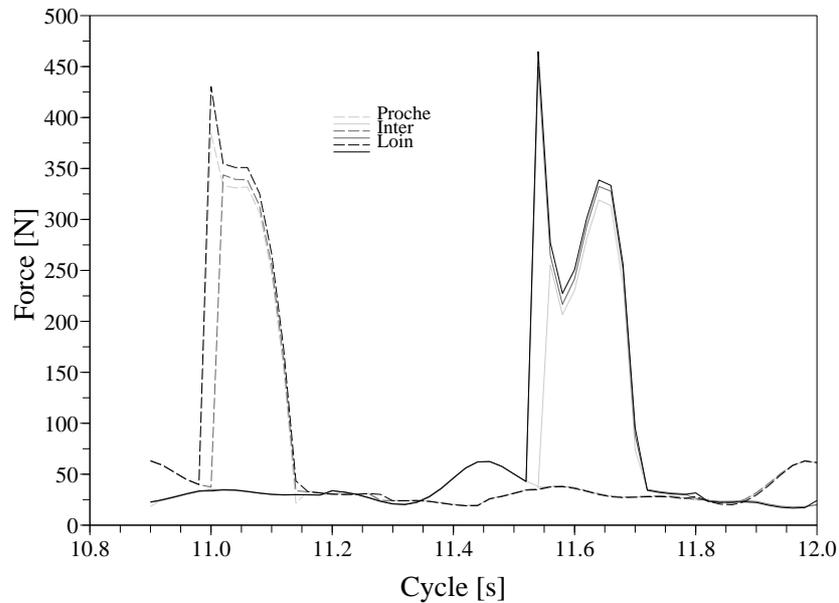


FIG. 8.7 – Forces antéro-postérieures générées aux extrémités de la pagaie droite [- -] et gauche [-] lors d'une séquence à 110 cpm selon les trois positions du carter.

phase propulsive, la phase aérienne est également affectée. Dans un cas le système tend à décélérer à cause de la tension de l'élastique, dans l'autre la résultante dynamique est positive. Ainsi les forces extérieures diffèrent tout au long du cycle. Ces différences ont des conséquences sur la dynamique articulaire et plus largement sur les coordinations musculaires. Rappelons que la fidélité des mesures et la qualité d'un entraînement sur ergomètre reposent sur la proximité de la dynamique avec celle générée en kayak. La simulation est un outil performant pour montrer que la seule analyse cinématique d'un mouvement n'est pas suffisante pour comparer des gestes réalisés dans plusieurs conditions de pratique. La dynamique du système va être simulée dans les deux conditions : chariot mobile *versus* chariot fixe, en imposant une même cinématique de gesticulation à 92 cpm. L'objectif de cette étude est de mettre en évidence les modifications des paramètres sthéniques et énergétiques avec la mobilité du chariot.

Le premier paramètre analysé, global, est le travail des efforts actionneurs. Le travail total ($W = \int \sum_i |\tau_i \dot{q}_i| dt$) ainsi que le travail des membres inférieurs, du tronc et des membres supérieurs droit et gauche sont calculés pour un cycle sur les deux types d'ergomètres. L'impulsion de la force propulsive, paramètre externe de la performance, est calculée pour six intervalles du cycle : 0-10%, 10-20%, 20-30% pour le coup droit et 50-60%, 60-70%, 70-80% pour le coup gauche. Enfin, les couples maximaux qui sont des facteurs pouvant être associés à la traumatologie chronique sont relevés pour les épaules en extension et en abduction. Des tests-*t* de Student ($\alpha = 0,05$) comparent l'ergomètre à chariot mobile et l'ergomètre fixe pour les travaux, les couples maximaux et pour l'impulsion propulsive à chaque intervalle de temps.

8.2.1 Résultats sur l'effet de la mobilité du chariot

Le Tableau 8.1 résume le travail mécanique selon le type d'ergomètre et les parties du corps. Le travail total au cours d'un cycle de pagayage est significativement similaire ($p=0,058$) dans les deux conditions. Globalement, la mobilité du chariot n'affecte pas la dépense énergétique. Seul le travail du tronc (articulation entre le pelvis et l'abdomino-thorax) diffère ($p=0,045$). L'ergomètre fixe requiert un travail mécanique du tronc plus important ; en moyenne, 12 Joules supplémentaires sont nécessaires par cycle. Les autres articulations ne présentent pas de différences significatives concernant ce paramètre.

Les valeurs des impulsions totales à gauche et à droite ne diffèrent pas entre les deux types de chariot (Tableau 8.2). Cependant, la distribution de la force au cours du temps montre des différences significatives dans la première et seconde partie du coup (de 0 à 20% à droite et de 50 à 70% à gauche). Sur ergomètre mobile l'impulsion au début du coup

TAB. 8.1 – Travail moyen (n=26) et écart-type des efforts articulaires [Joules] des membres inférieurs [MI], du tronc (articulation entre le pelvis et l'abdomen), des membres supérieurs droit [MSd] et gauche [MSg] et travail total lors d'un cycle selon deux conditions de pratique : chariot mobile et chariot fixe. La dernière colonne donne la valeur p du test- t entre les deux conditions. Le seuil de confiance est $\alpha = 0,05$.

	Chariot Mobile	Chariot Fixe	valeur p
MI	39 ± 16	40 ± 15	0,53
Tronc	186 ± 58	198 ± 45	0,045*
MSd	122 ± 18	125 ± 20	0,23
MSg	120 ± 16	124 ± 17	0,11
Total	467 ± 71	487 ± 64	0,058

(0-10% et 50-60%) est supérieure à celle sur ergomètre fixe et inversement pour la seconde partie (10-20% et 60-70%). Sur ergomètre fixe, la majorité de l'impulsion se situe au milieu du coup. La dernière partie du coup ne présente pas de différence. Les modifications de répartition impliquent des forces élevées sur ergomètre fixe sur un court intervalle de temps alors que sur ergomètre mobile la force est moindre et maintenue plus longtemps.

TAB. 8.2 – Impulsions moyennes (n=26) [Ns] simulées de la force propulsive du coup droit et du coup gauche et selon trois parties du coup pour deux types d'ergomètres : mobile *versus* fixe. La dernière colonne donne la valeur p du test- t entre les deux conditions. Le seuil de confiance est $\alpha = 0,05$.

	Chariot Mobile	Chariot Fixe	valeur de p
0-10%	21 ± 8	6 ± 4	<0,0001**
10-20%	25 ± 7	36 ± 9	<0,0001**
20-30%	7 ± 4	7 ± 6	0,86
Droite	58 ± 7	59 ± 8	0,54
50-60%	19 ± 6	6 ± 3	<0,0001**
60-70%	22 ± 7	32 ± 8	<0,0001**
70-80%	9 ± 6	9 ± 10	0,31
Gauche	56 ± 6	57 ± 7	0,36

Les courbes moyennes de couples articulaires en flexion-extension et en abduction-adduction de l'épaule sont représentées par la Figure 8.8 pour les deux simulations : chariot mobile *versus* fixe. La mobilité du chariot a un effet significatif ($p < 0,0001$) sur les couples maximaux en extension et abduction de l'épaule. Sur ergomètre fixe, les valeurs maximales atteignent en moyenne (sans différencier l'épaule droite de l'épaule gauche) 403 ± 81 Nm pour l'extension et 124 ± 58 Nm pour l'abduction *versus* 267 ± 56 Nm et 79 ± 34 Nm sur chariot mobile.

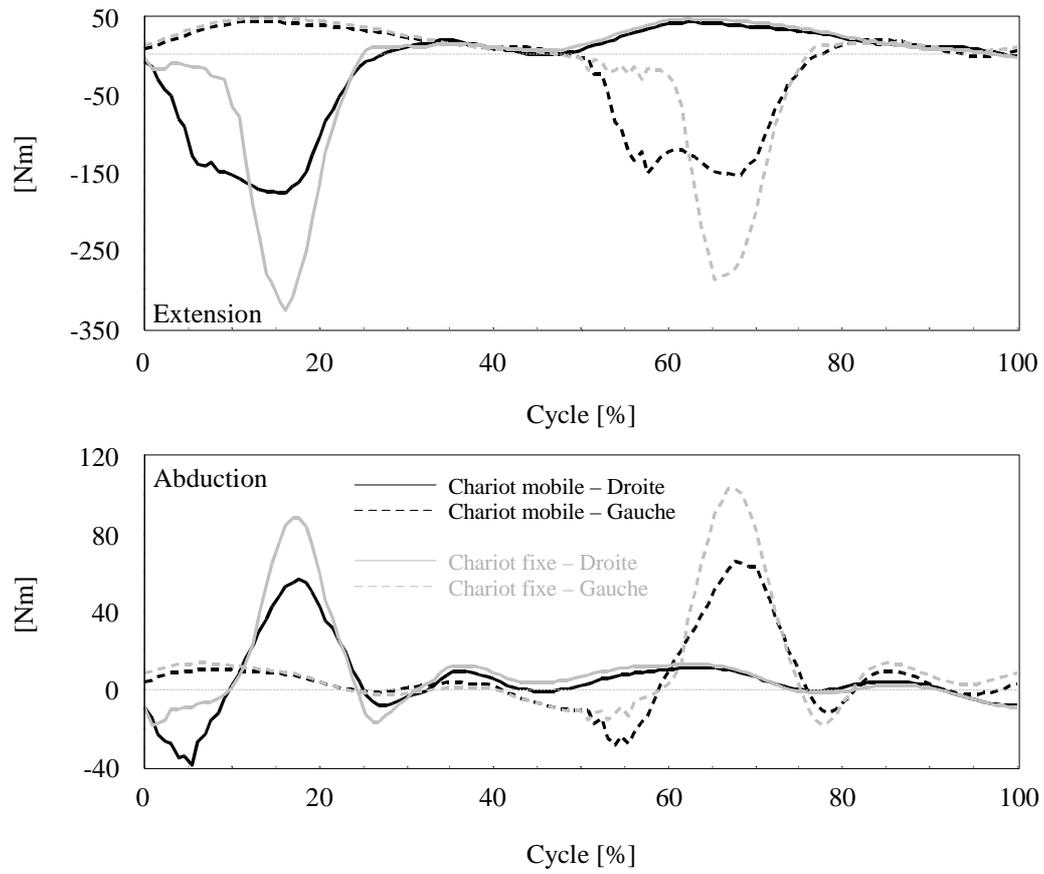


FIG. 8.8 – Couple articulaire de l'épaule en flexion-extension et en abduction-adduction lors d'un cycle sur ergomètre à chariot mobile *versus* chariot fixe.

8.2.2 Discussion sur la mobilité du chariot

L'objet de cette comparaison par des simulations chariot mobile *versus* chariot fixe est de savoir dans quelle mesure la mobilité du chariot affecte les paramètres sthéniques et énergétiques du système *athlète-pagaie*. Le travail, paramètre le plus global, est peu affecté par le type d'ergomètre. Dans la littérature, la dépense énergétique est le plus souvent exprimée en J/kg/m pour faciliter les comparaisons inter-individus, ou en J/min pour comparer différents moyens de locomotion. La dépense énergétique du pagayage par minute est d'environ 21500 ± 3000 J. En aviron (94), elle varie entre 973 et 1076 J par cycle soit, pour des cadences comprises entre 28 et 32 cpm, environ 30000 J/min. Cette différence peut provenir du modèle de simulation et des activités en elles-mêmes. Comme les forces extérieures à l'assise et au palonnier ne s'opposent pas dans le modèle proposé des forces de calage, les couples articulaires des membres inférieurs sont minimisés. La dépense énergétique réelle est sûrement plus élevée. Concernant la différence entre les deux activités, l'aviron mobilise davantage les membres inférieurs, segments capables de produire un travail important.

Il est possible de mettre en évidence des différences de stratégies par l'expression en pourcentage du travail mécanique de chacune des parties du corps. Si en moyenne les membres inférieurs réalisent $8 \pm 3\%$ du travail total, le tronc $39 \pm 7\%$ et les membres supérieurs $53 \pm 5\%$ (répartis quasi-équitablement sur le côté droit et le côté gauche), il existe une grande variabilité inter-individuelle. Un kayakiste a par exemple la répartition suivante : [2%, 29%, 69%] alors qu'un autre a [13%, 51%, 36%], pour respectivement les membres inférieurs, le tronc et les membres supérieurs. Le premier utilise principalement les membres supérieurs alors que le suivant mobilise davantage les membres inférieurs. Comme les muscles rotateurs du tronc, fléchisseurs et extenseurs des membres inférieurs sont plus volumineux que les actionneurs des membres supérieurs, la seconde stratégie semble physiologiquement plus économique.

Le travail est un paramètre trop global pour rendre compte des différences entre les ergomètres qui s'opèrent au cours du cycle. De même, la comparaison des valeurs des impulsions propulsives totales ne met en évidence aucune différence significative. Seule l'analyse des impulsions, en divisant chaque coup en trois parties, montre des modifications. L'impulsion simulée avec le chariot mobile est d'intensité modérée sur toute la durée du coup. Sur ergomètre fixe, la force est plus élevée et se produit au milieu du coup de pagaie. Cette différence s'explique par la cinématique du chariot. Entre deux coups, la vitesse du chariot devient négative sous l'effet de l'élastique. Cette vitesse s'additionne à celle de la pale pour communiquer une vitesse importante de déroulement à la poulie.

L'arbre du ventilateur est de ce fait entraîné au début du coup de pagaie. Au milieu du coup, la vitesse de la pale par rapport au chariot continue d'augmenter. Sous l'effet de la force au filin, le chariot accélère et l'accélération absolue s'en retrouve diminuée pour ne générer qu'une force modérée au filin. Sur ergomètre fixe, la vitesse et l'accélération de la pale ne sont pas modérées par celles du chariot. La vitesse de la pale, par conséquent celle des poulies, devient suffisante plus tard dans le coup. Son accélération fortement négative au milieu du coup génère une force importante au filin. Par conséquent, le frein d'un ergomètre fixe devrait avoir une résistance aérodynamique supérieure pour décélérer davantage entre deux coups. L'instant d'entraînement du frein se ferait plus tôt dans le coup de pagaie.

Le dernier paramètre analysé est le couple maximal développé en extension et en abduction du bras. De par la forme des impulsions propulsives sur ergomètre fixe, la valeur des couples articulaires de l'épaule excède celle obtenue sur chariot mobile.

Un indicateur plus fiable du risque de traumatismes chroniques est le rapport du couple maximal mesuré dans l'activité sur le couple isométrique maximal que le sujet peut développer (11). Cet indice est utilisé par exemple dans l'analyse de la locomotion en fauteuil roulant (142). Bien que n'ayant pas réalisé de telles mesures sur les kayakistes, il est possible de dire que, pour un athlète donné, le risque augmente conjointement au couple maximal du coup de pagaie. Sur l'ergomètre fixe, les risques de traumatismes chroniques sont supérieurs pour les cinématiques étudiées. Ces différences laissent supposer une modification de la cinématique pour éviter des impulsions courtes aux efforts importants que le kayakiste n'est pas habitué à générer dans son activité.

Cette première analyse montre des différences de dynamique importantes pour une même cinématique. Selon la mobilité du chariot, les kayakistes vont modifier leur gestuelle ou, selon leur dire, ressentir un inconfort voire des douleurs.

8.3 Importance des membres inférieurs dans la performance

Une seconde problématique à laquelle nous souhaitons apporter des éléments d'analyse par la simulation est le rôle des membres inférieurs et du pelvis dans la performance en kayak. Pour les conceptions techniques des années soixante, les membres inférieurs ont pour rôle la direction du bateau². Le bas du corps ne participerait aucunement à l'effort propulsif. Des explications techniques plus récentes (13) tentent d'expliquer le rôle des membres inférieurs pour « transférer au bateau, lors de la phase de glisse, les forces créées

²Au centre du cale-pied se trouve la barre de direction qui actionne le gouvernail

par le haut du corps ». Apparaissent alors des termes techniques de calage et de gainage pour favoriser ladite transmission. Cette sensation de « transfert » provient certainement des forces aux cale-pieds dirigées vers l'avant lors de la phase de glisse. Les analyses cinématiques du mouvement de pagayage réalisées par Mann et Kearney (109) et Sanders et Kendal (145) intègrent les hanches et les genoux (uniquement pour la première étude). Par contre, les résultats et la discussion sont focalisés sur les membres supérieurs et le tronc.

Si le discours technique et les premières analyses mécaniques ne parviennent pas à comprendre le rôle complexe des membres inférieurs, les modifications matérielles s'attachent à favoriser la mobilité du pelvis. Différents mécanismes au niveau de l'assise ont été développés dans ce but. Il existe des sièges montés sur pivot avec des bandes à faible coefficient de frottement (*e.g.* polymère type PTFE) pour faciliter la rotation. D'autres sièges dissocient partiellement le côté droit et le côté gauche, mécanisme où le recul de l'un entraîne l'avancée de l'autre. Pour le palonnier, il est fréquent de voir des sangles pour permettre des forces de traction. Les membres inférieurs ne sont pas sollicités que pour « pousser le kayak ». En d'autres termes, de nombreuses innovations technologiques sont apparues par des approches empiriques.

Ces innovations font suite à l'utilisation de pales creuses. Elles requièrent des trajectoires vers l'arrière et vers l'extérieur qui sollicite davantage la rotation du tronc. En conséquence, le pelvis peut avoir son importance dans la création de la vitesse de la pale tout en augmentant la durée de l'impulsion. L'objectif de cette étude est d'évaluer l'importance des membres inférieurs dans la performance par des simulations en modifiant la cinématique du pelvis.

8.3.1 Simulations et paramètres mécaniques analysés

Le rôle des membres inférieurs et du pelvis dans la performance en pagayage est analysé à partir de simulations sur l'ergomètre mobile à 92 cpm en imposant trois gesticulations différentes.

- C1** qui sert de référence est obtenue par cinématique inverse à partir de l'ensemble des tâches sans restriction des degrés de liberté.
- C2** présente les mêmes trajectoires que [C1] pour les membres supérieurs et l'abdomino-thorax. Le pelvis et les membres inférieurs sont par contre immobilisés.
- C3** fixe également le pelvis, cependant les trajectoires du haut du corps sont ajustées pour réaliser les tâches propres à la position et à l'orientation de la pagaie.

[C1] se différencie de [C2] et [C3] par la participation des membres inférieurs et du pelvis. [C1] et [C2] présentent la même cinématique du haut du corps et [C1] et [C3] ont la même cinématique de la pagaie, par conséquent les mêmes forces extérieures. L'organisation interne est par contre modifiée à cause de l'immobilité du pelvis. La cinématique des membres supérieurs et de l'abdomino-thorax en flexion et en inclinaison latérale (la rotation étant imposée par la tâche) est amplifiée pour conserver la trajectoire des pales. Ces modifications ont des répercussions sur les efforts généralisés et le travail. Après résolution des problèmes cinématiques inverses pour générer les gesticulations, la cinématique du chariot est simulée puis les couples articulaires sont calculés par dynamique inverse.

Trois paramètres sont retenus pour mettre en évidence l'importance du bas du corps en termes de performance et d'efficacité. La comparaison de la vitesse antéro-postérieure des pales et de l'impulsion de la force propulsive simulées avec les cinématiques [C1] et [C2] permet de quantifier le gain de performance obtenu par la mise en rotation du pelvis. Six intervalles du cycles sont analysés : 0-10%, 10-20%, 20-30% pour le coup droit et 50-60%, 60-70%, 70-80% pour le coup gauche. Pour chacun d'eux, une valeur moyenne de vitesse est calculée. Pour les cinématiques [C1] et [C3], la comparaison va porter sur le travail des efforts internes ($W = \int \sum_i |\tau_i \dot{q}_i| dt$).

Avant d'exposer les résultats de ces comparaisons, la contribution du pelvis et des membres inférieurs est analysée dans le mouvement de référence [C1]. En référence au modèle géométrique de la Figure 5.2³, la vitesse antéro-postérieure des pales est exprimée en fonction des vitesses articulaires sous la forme suivante :

$$\dot{T}_{x_{14,19}} = \underbrace{\frac{\partial T_{x_{14,19}}}{\partial q_{1-7}} \dot{q}_{1-7}}_{\text{MI}} + \underbrace{\frac{\partial T_{x_{14,19}}}{\partial q_{8-10}} \dot{q}_{8-10}}_{\text{Tronc}} + \underbrace{\frac{\partial T_{x_{14,19}}}{\partial q_{11-22}} \dot{q}_{11-22}}_{\text{MS}} + \underbrace{\frac{\partial T_{x_{14,19}}}{\partial q_{26}} \dot{q}_{26}}_{\text{Chariot}} \quad (56)$$

De cette expression de la vitesse ressort la contribution des membres inférieurs avec le pelvis (MI), de l'abdomino-thorax (Tronc) et des membres supérieurs (MS). Il est possible de calculer les contributions moyennes pour les intervalles définis précédemment.

8.3.2 Résultats sur l'importance de la mobilité du pelvis

La Figure 8.9 montre à la fois les vitesses moyennes (n=26) des pales droite et gauche obtenues avec les cinématiques [C1] et [C2] et les contributions moyennes des membres inférieurs, du tronc et des membres supérieurs à trois instants du coup droit et du coup gauche. La contribution des membres inférieurs est faible par rapport à celle du tronc et

³ page 59

des membres supérieurs. Elle représente entre $0,2$ et $0,4 \text{ m.s}^{-1}$ pour des vitesses antéro-postérieures inférieures à 4 m.s^{-1} . Sur cette courbe moyenne, la vitesse augmente tout au long du coup conservant ainsi un moment dynamique du frein positif pour produire une force au filin. Au début du coup (0-10% et 50-60%), la contribution des membres supérieurs est plus importante que celle du tronc, répartition qui s'inverse par la suite.

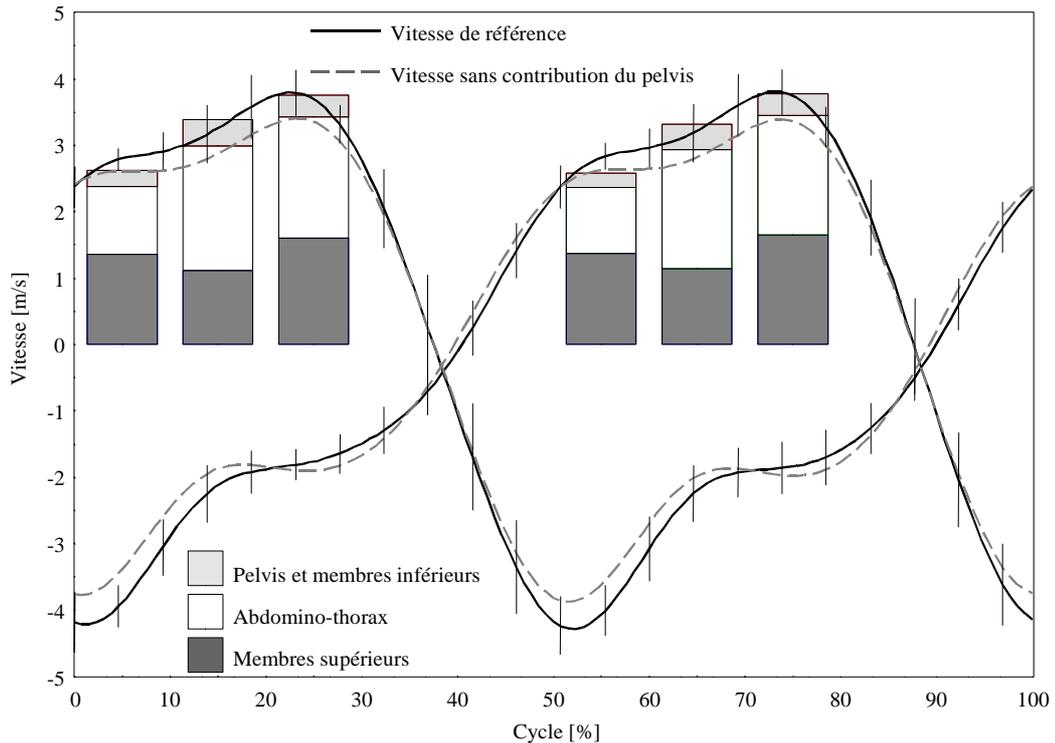


FIG. 8.9 – Vitesse moyenne antéro-postérieure des pales et contribution de trois parties du corps. La vitesse est représentée avec (C1) et sans (C2) participation du pelvis et des membres inférieurs.

Le Tableau 8.3 rassemble les vitesses moyennes des pales en fonction de l'instant du coup et de la mobilité du pelvis. Quels que soient le sujet et la partie du coup étudiée, la vitesse antéro-postérieure des pales sans la rotation du pelvis est toujours inférieure à la vitesse de référence. La rotation du pelvis par des mouvements asymétriques des membres inférieurs accroît significativement la vitesse tout au long du geste. L'accroissement moyen de vitesse est de l'ordre de $0,15 \text{ m.s}^{-1}$ en début de coup et supérieur à $0,34 \text{ m.s}^{-1}$ sur le reste du coup. Selon les coordinations des kayakistes, la contribution du pelvis peut s'élever jusqu'à $0,67 \text{ m.s}^{-1}$.

La modification de la vitesse des pales selon la mobilité du pelvis a des conséquences sur les forces aux filins. Les impulsions sont significativement différentes à tout instant

TAB. 8.3 – Vitesses moyennes (n=26) et écarts-types [$m.s^{-1}$] lors des coups de pagaie à droite et à gauche selon la cinématique du pelvis : mobile [C1] *versus* fixe [C2].

		[C1]	[C2]
Droite	0-10%	2,72 ± 0,17	2,57 ± 0,15
	10-20%	3,25 ± 0,42	2,87 ± 0,37
	20-30%	3,57 ± 0,25	3,23 ± 0,27
Gauche	50-60%	2,71 ± 0,21	2,55 ± 0,19
	60-70%	3,22 ± 0,41	2,83 ± 0,39
	70-80%	3,61 ± 0,27	3,24 ± 0,28

du coup (Table 8.4). Les impulsions totales des coups droit et gauche sont en moyenne supérieures de 3,5 Ns avec la participation des membres inférieurs. L'analyse des trois parties des coups met en évidence une diminution de la force entre 0-20% ou 50-70%, puis une légère augmentation en fin de coup pour [C2] par rapport à [C1].

TAB. 8.4 – Impulsions [Ns] simulées de la force antéro-postérieure aux pales selon trois parties du coup et deux cinématiques : pelvis mobile [C1] *versus* fixe [C2]. La dernière colonne donne la valeur p du test- t entre les deux conditions. Le seuil de confiance est $\alpha = 0,05$.

	[C1]	[C2]	valeur de p
0-10%	21 ± 8	17 ± 7	<0,0001**
10-20%	25 ± 7	23 ± 8	0,03*
20-30%	7 ± 4	8 ± 4	<0,0001**
Droite	58 ± 7	54 ± 8	0,0001**
50-60%	19 ± 6	16 ± 4	0,0002**
60-70%	22 ± 7	20 ± 8	0,03*
70-80%	9 ± 6	10 ± 6	0,0001**
Gauche	56 ± 6	53 ± 5	0,0003**

Cette première série de résultats est issue de la comparaison entre les cinématiques [C1] et [C2] afin d'évaluer la contribution des membres inférieurs dans la performance. Les résultats suivants proviennent de la comparaison de [C3] avec [C1] pour mesurer l'efficacité de la participation des membres inférieurs. Les valeurs moyennes (écarts-types) du travail des efforts internes sont regroupées dans le Tableau 8.5. Pour le travail total, du tronc et des membres supérieurs, un test- t compare la condition où le pelvis est immobile avec la condition de référence. L'immobilité du pelvis et des membres inférieurs augmente significativement le travail total et le travail de chacune des parties ($p < 0,0001$). Elle occasionne un travail supplémentaire de 20 J en moyenne. Sur une distance de 1000 mètres où au moins 200 cycles sont effectués, la différence de travail mécanique s'élèverait à quelques 4000 Joules.

TAB. 8.5 – Dépense énergétique [Joules] pour un cycle des membres inférieurs [MI], du tronc (articulation entre le pelvis et l'abdomen), des membres supérieurs droit [MSd] et gauche [MSg] et travail total selon deux cinématiques : utilisation de l'ensemble des articulations [C1] et avec le pelvis immobile [C3].

	[C1]	[C3]
MI	39 ± 16	--
Tronc	186 ± 58	199 ± 63
MSd	122 ± 18	150 ± 15
MSg	120 ± 16	146 ± 15
Total	467 ± 71	487 ± 78

8.3.3 Discussion sur le mobilité du pelvis

La simulation, à partir de cinématiques hypothétiques, est un outil performant pour comprendre le rôle de la rotation du pelvis dans la performance et l'efficacité du mouvement de pagayage. La cinématique de la pale est un paramètre externe de la performance aisément observable. En kayak et sur l'ergomètre, la création de force à la pale dépend principalement de cette vitesse. Il est intéressant de noter que, pour une cadence donnée, la vitesse antéro-postérieure des pales diffère largement entre les sujets. La trajectoire des pales est plus ou moins longue selon les kayakistes avec des composantes médio-latérales plus ou moins prononcées (Figure 4.3, page 59). La cinématique des pales en phase propulsive dépend des qualités physiques et techniques des kayakistes par rapport à la résistance qu'offre le frein. Il est ainsi important d'inclure plusieurs gestuelles pour dégager des comportements communs à une population de kayakistes experts. La cinématique du pelvis contribue à la vitesse de la pale à hauteur de 1 à 23% selon les sujets et la partie du coup de pagaie. Malgré les différences inter-individuelles, la mobilité du pelvis par des mouvements asymétriques des membres inférieurs accroît toujours la vitesse de l'extrémité distale de la chaîne segmentaire.

Si la vitesse de la pale est significativement plus importante avec la rotation du pelvis, elle n'est pas directement et simplement liée à la force au filin, à cause notamment de la cinématique du chariot. En effet, l'intensité de la force est augmentée au début et au milieu du coup mais légèrement diminuée en fin de coup. La différence la plus importante se trouve au début du coup. Comme le chariot a une accélération et une vitesse vers l'avant plus importante par la partie initiale de l'impulsion, l'accélération et la vitesse absolue de la pale sont diminuées, ce qui ne permet pas de conserver une force élevée. L'accélération de la pale est associée au moment dynamique de l'arbre du frein aérodynamique et sa vitesse à la résistance aérodynamique du filin. Ces deux entités cinématiques modifient la

force au filin. L'impulsion totale des coups reste toutefois supérieure lorsque le pelvis du kayakiste est mobile.

La seconde partie de l'analyse s'intéresse à l'efficacité d'une gestuelle avec et sans rotation du pelvis pour une même cinématique des pales. Comme le pelvis est immobile et la rotation de l'abdomino-thorax reste inchangée, seule la cinématique des membres supérieurs et les flexions et inclinaisons du tronc sont modifiées. L'augmentation des vitesses articulaires pour compenser l'immobilité du pelvis a des conséquences sur la dépense énergétique. Le travail mécanique des membres supérieurs augmente tandis que celui des membres inférieurs est nul du fait de l'absence de mouvement. Ces variations ne s'équilibrent pas et le gain moyen de travail occasionné par la rotation du pelvis est supérieur à 20 J pour un cycle, soit environ 4% du travail total. Selon la mobilité du pelvis de chaque kayakiste, ce gain peut varier de 0 à 14%. La dépense énergétique est calculée à partir du travail des efforts internes; elle ne tient pas compte de la physiologie musculaire et articulaire (*e.g.* caractéristiques force-longueur et force-vitesse des muscles). A cause des amplitudes et vitesses articulaires plus importantes, l'état des muscles (longueur et vitesse) est certainement moins propice à une production de force. Dans cette dernière simulation, le respect des butées articulaires n'a pas été contrôlé car la cinématique pelvis fixe constitue un cas hypothétique pour appréhender le rôle des membres inférieurs. Enfin, l'absence de travail mécanique des membres inférieurs lorsque le pelvis est fixe demande tout de même une dépense énergétique physiologique pour maintenir la contraction isométrique.

Conclusions et perspectives de la seconde partie

Cette seconde partie est une contribution à la simulation de mouvements cycliques sur ergomètre et à l'analyse tridimensionnelle du mouvement de pagayage sur un ergomètre kayak. Les objectifs étaient de proposer un modèle cinématique et dynamique du système *athlète-pagaie-ergomètre* pour réaliser des simulations de pagayage. A partir d'une gesticulation imposée, ces dernières rendent compte des forces extérieures, de la cinématique du chariot de l'ergomètre et de la dynamique articulaire du kayakiste. Elles permettent d'évaluer la pertinence de modifications matérielles et gestuelles sur la performance.

La gesticulation est calculée par cinématique inverse à partir de tâches simples. La cinématique des pales entraîne des forces à la pagaie et à l'élastique qui relie le chariot au bâti, leur résultante entraînant l'accélération du système. La cinématique du chariot mobile de l'ergomètre est obtenue par dynamique directe. Enfin, le modèle dynamique inverse du système *athlète-pagaie* permet de calculer les couples articulaires. Les résultats obtenus au chapitre 8 proviennent donc de modèles géométriques et dynamiques du kayakiste et de l'ergomètre.

Les tâches définies pour le problème cinématique inverse sont la rotation du tronc, la position et l'orientation de la pagaie. Une méthode de résolution par pseudo-inverse amortie avec introduction d'un terme d'optimisation pour s'éloigner des butées articulaires a été choisie pour approcher au mieux le mouvement de pagayage. Les trajectoires sont cycliques et respectent la physiologie articulaire. Le modèle géométrique bidimensionnel utilisé dans la première partie du mémoire ne suffit pas pour évaluer avec pertinence la fidélité de cette gestuelle. Le modèle tridimensionnel défini dans la troisième partie du mémoire permettra une validation des cinématiques générées. A partir de mesures cinématiques, il sera alors possible d'améliorer la procédure de cinématique inverse afin de

générer une cinématique la plus proche possible de la réalité tout en conservant un nombre restreint de tâches. L'acquisition des tâches choisies est aisément réalisable *in situ* avec des inclinomètres et centrales inertielles positionnées sur le kayak, la pagaie et le tronc. Les simulations basées sur une cinématique enregistrée *in situ* apporteront une analyse plus pertinente pour la compréhension du mouvement de pagayage et l'amélioration de l'ergomètre.

Les courbes moyennes des forces aux flins, exposées au chapitre 8, s'approchent des données expérimentales. Le modèle dynamique du frein aérodynamique présente donc une certaine fidélité. Toutefois les impulsions des forces aux pales de certaines simulations ont une évolution temporelle éloignée de la mesure. Un pic de force se produit au début du coup, lorsque la vitesse de la poulie, avec une forte accélération, atteint celle de l'arbre. Ce comportement s'explique principalement par une cinématique de la pagaie inexacte au début du coup. L'utilisation de fonctions d'approximation des tâches plus complexes permettrait de minimiser les problèmes liés à l'entraînement du ventilateur. Les ajustements cinématiques de la pale en début de coup sont importants à modéliser pour retrouver une force progressive qui ressemble davantage à celle mesurée.

Après la simulation des forces extérieures et de la cinématique du chariot, les efforts articulaires sont calculés. Le modèle dynamique ne tient pas compte de la fermeture de la chaîne supérieure et les forces de calage sont réparties entre l'assise et le cale-pied à l'aide d'une pseudo-inverse pondérée. La dynamique articulaire s'éloigne certainement d'une dynamique réelle, compte tenu de la variabilité des stratégies de calage exposée au chapitre 4.

De ce fait, seule une analyse comparative des efforts actionneurs selon plusieurs conditions de pagayage a été menée. La définition du modèle géométrique et anthropométrique tridimensionnel développée dans la troisième partie et la construction d'un ergomètre instrumenté de capteurs tri-axiaux sont des étapes indispensables pour connaître les efforts articulaires. Ces mesures tridimensionnelles sont indispensables à une simulation précise et fidèle.

Malgré les améliorations potentielles des modèles, de nombreuses problématiques peuvent être conduites avec le simulateur actuel pour apporter des éléments de réflexion et de compréhension. La mobilité du chariot et celle de la rotation du pelvis ont été traitées dans le chapitre 8 comme exemples à des questions sur l'amélioration matérielle et la compréhension de la technique gestuelle. La résistance du frein aérodynamique ou la tension des élastiques au niveau du chariot et des poulies sont autant de paramètres mécaniques approchés par des fonctions simples. Il est fortement envisagé de modifier les coefficients de

ces différentes fonctions pour évaluer leur effet sur la dynamique du système. Ces futures analyses seront bénéfiques pour l'établissement du cahier des charges du prochain ergomètre instrumenté par des capteurs de force tri-axiaux. Il est à noter que cet ergomètre est en cours de développement.

Troisième partie

Amélioration des données cinématiques et du modèle anthropométrique pour une analyse tridimensionnelle du pagayage

L'objectif de cette dernière partie est de proposer un protocole adapté à la mesure tridimensionnelle des efforts articulaires sur ergomètre. Outre le besoin d'une mesure tridimensionnelle des efforts externes au système *athlète-pagaie*, la première partie de ce mémoire a dégagé plusieurs limites expérimentales : l'incertitude causée par les occlusions partielles lors du passage de la pagaie devant les membres inférieurs et la précision du modèle anthropométrique. Ce dernier doit être tridimensionnel, dissocier les épaules du tronc et diviser le tronc en plusieurs parties. De plus les centres articulaires ne doivent pas se simplifier à des points anatomiques.

Le chapitre 9 s'attache à minimiser les incertitudes causées par les mouvements de peau en utilisant des marqueurs techniques et en pointant les marqueurs anatomiques, d'une part, et par les occlusions partielles, d'autre part. Ce travail nous amène à programmer un algorithme de triangulation avec la possibilité de choisir les caméras utilisées pour la reconstruction de chacun des marqueurs.

Le modèle de Hatze ainsi que les modifications apportées sont tout d'abord (chapitre 10) exposés. La principale modification concerne le tronc pour obtenir un segment supplémentaire. La qualité majeur de ce modèle est la dissociation des épaules du tronc. La justesse de ces degrés de liberté supplémentaires par rapport à la plupart des modèles anthropométriques standards est évaluée sur des gestes simples. Les erreurs sur des paramètres mécaniques sont calculées en considérant ou non l'articulation sternoclaviculaire et les paramètres inertiels de l'épaule.

Le chapitre suivant (chapitre 11) s'intéresse au modèle cinématique avec la détermination des centres articulaires. Une revue de littérature rappelle tout d'abord les conséquences de l'incertitude sur la position des centres articulaires ainsi que les différentes approches pour les estimer. Parmi la diversité des méthodes, aucun protocole ne se dégage pour l'application sur une population sportive. De ce fait, nous proposons une approche numérique à partir de mouvements de référence et d'un modèle de bruit pour définir le protocole le plus adapté à notre étude.

Chapitre 9

Amélioration des données cinématographiques

Sommaire

9.1 Erreurs dues aux occlusions partielles	146
9.1.1 La reconstruction tridimensionnelle du mouvement	146
9.1.2 Expérimentation	147
9.1.3 Résultats du traitement des occlusions partielles	150
9.1.4 Implications pour l'analyse cinématographique	151
9.2 Les artefacts dus aux mouvements de la peau	152
9.2.1 Conséquences des ADMP au niveau du membre inférieur	154
9.2.2 Minimiser ces artefacts	155

Au cours de ce chapitre, deux problèmes concernant l'analyse cinématique sont abordés. Le premier concerne les occlusions partielles causées par le passage de la pagaie devant les membres inférieurs. Plus généralement, se pose la question des caméras utilisées dans la reconstruction de chaque marqueur. Lors du mouvement de pédalage analysé dans les travaux de thèse de Boucher (20), certaines caméras du côté gauche intervenaient dans la reconstruction des marqueurs du côté droit (et inversement) alors que chaque chaîne segmentaire était uniquement visible par les caméras placées du côté correspondant. Cette erreur de mise en correspondance était une source d'incertitude obligeant l'expérimentateur à intervenir. L'étape de mise en correspondance des marqueurs du système opto-électronique SAGA3^{RT} pourrait être facilitée par des informations simples telles que la possibilité pour chaque marqueur d'être vu par un ensemble défini de caméras. Après résolution de ce problème, sont abordés les artefacts dus au mouvement de la peau. Cette

seconde section, principalement bibliographique, est illustrée par des mesures réalisées lors de notre travail de recherche.

9.1 Erreurs dues aux occlusions partielles

9.1.1 La reconstruction tridimensionnelle du mouvement

Les systèmes cinématographiques d'analyse du mouvement se sont de plus en plus développés dans les secteurs des sciences du sport. Ils sont plus ou moins automatiques selon les conditions environnementales et les mouvements analysés. Des marqueurs externes passifs rétro-réfléchissants sont couramment utilisés pour allier simplicité et précision. La précision dans la reconstruction du mouvement dépend de nombreux paramètres : la calibration, le réglage des seuils d'extraction des marqueurs, la présence ou non d'occlusions de marqueurs, leur proximité sur les segments susceptibles d'entraîner des confusions de trajectoires, sans oublier le placement et le nombre de caméras.

De nombreux travaux portent notamment sur les méthodes de calibration, de la DLT (1) jusqu'à des algorithmes d'auto-calibration complexes. Concernant le placement des marqueurs, des modèles cinématiques ont été adaptés à des mouvements couramment analysés comme la marche (44; 78). Ceux-ci tiennent compte des *self*-occlusions pour éviter l'intervention humaine dans le tracking. Pour des mouvements moins standards, des méthodes basées sur l'intégration de modèles anatomiques volumiques dans l'étape de tracking anticipent le mouvement, donc les occlusions (31).

Malgré l'abondance de méthodes et de recommandations, certains points n'ont pas encore, à notre connaissance, été explorés. Seules les occlusions tridimensionnelles (3D) sont traitées. La reconstruction est considérée comme précise si chaque marqueur est vu par au moins deux caméras, cependant l'analyse du mouvement de pagayage présentée en première partie de ce mémoire a mis en évidence une moins bonne précision pour les marqueurs du membre inférieur. Ceux-ci sont successivement cachés, pour certaines caméras, lors du passage de la pagaie.

Ces occlusions partielles n'empêchent pas la reconstruction 3D car les marqueurs restent visibles par au moins deux caméras. La position reconstruite d'un marqueur diffère selon les couples de caméras car les matrices fondamentales, obtenues par la calibration du système cinématographique, sont imparfaites. Avec trois caméras ($cam_{1,2,5}$), la trajectoire des marqueurs peut être reconstruite à partir de l'ensemble des caméras ou à partir des trois couples possibles $cam_{1,2}$, $cam_{1,5}$ et $cam_{2,5}$. La Figure 9.1 illustre les différences de position selon les caméras incluses dans la reconstruction. Le profil des courbes est

similaire, cependant on note un décalage systématique. Le passage d'un couple à un autre cause des artefacts qui sont accentués lors des dérivations successives.

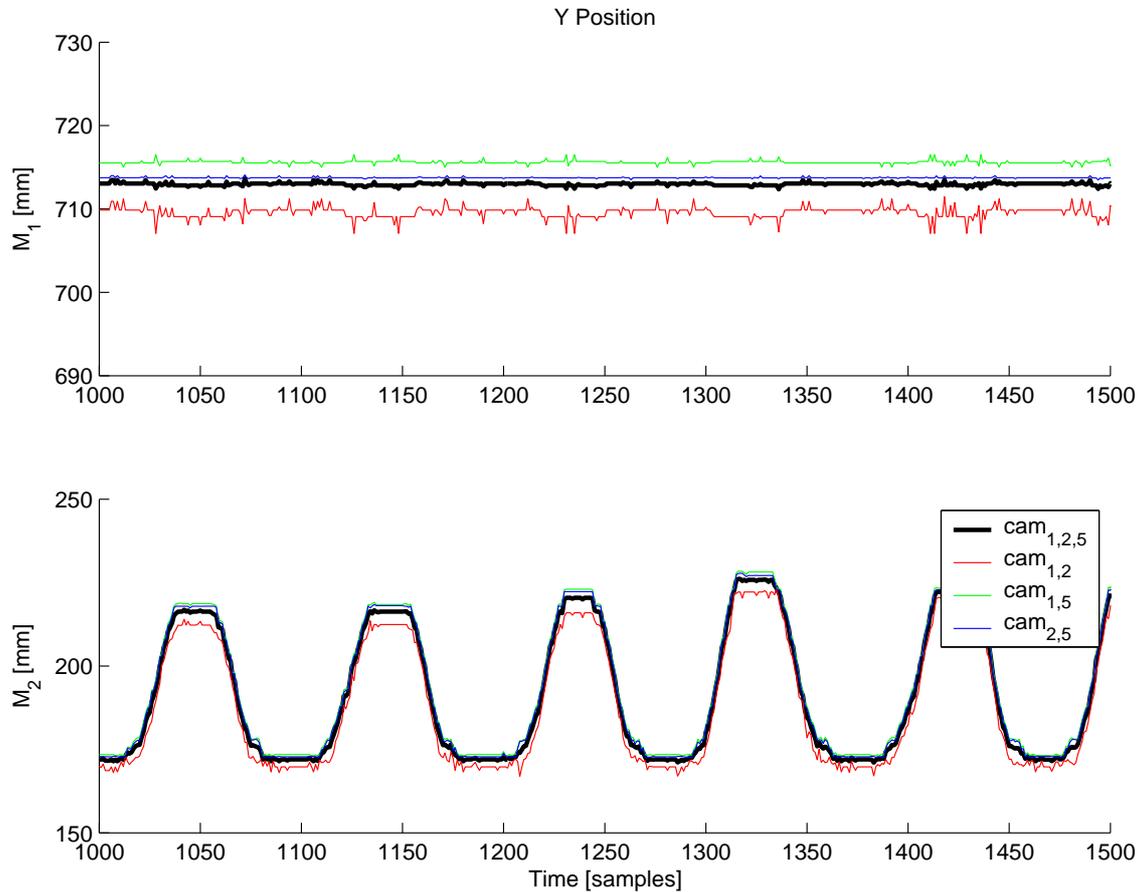


FIG. 9.1 – Coordonnées selon l'axe Y des marqueurs définissant la cheville (M_1) et le genou (M_2) du mécanisme illustré par la Figure 9.2) en fonction des caméras incluses dans la reconstruction sans occlusions.

L'objectif de cette étude est de mettre en évidence les conséquences des occlusions partielles sur la précision cinématique. Notre hypothèse est que l'interpolation des trajectoires planaires (2D) de chaque caméra avant la triangulation est plus adaptée qu'un filtrage des trajectoires 3D.

9.1.2 Expérimentation

Ajustement des paramètres du système cinématographique : L'ensemble des expérimentations est réalisé avec le système cinématographique SAGA3^{RT} composé de 6 caméras infrarouges. Pour cette série de tests, on choisit d'utiliser uniquement les trois caméras du côté droit. Ces caméras portent les numéros 1, 2 et 5. Une grille, couverte

de 56 marqueurs et approximant le volume d'étude, permet de placer les caméras au plus près. Cette grille sert également à régler les seuils d'extraction des marqueurs (20).

SAGA3^{RT} permet d'exporter les coordonnées 2D des marqueurs identifiés et les matrices fondamentales entre les différents couples de caméras (format binaire en double précision). Les coordonnées 3D sont calculées à partir de ces informations par un algorithme de triangulation (64) sous Matlab (version 6.5). Le programme permet aussi de choisir les caméras voulues dans la reconstruction 3D de chaque marqueur et de modifier les données 2D (ajout d'occlusions et de bruit puis interpolation des données). Lorsque le nombre de caméras est supérieur à 2, la coordonnée 3D est le barycentre des coordonnées reconstruites par les différents couples de caméras.

Expérience : L'objectif est de reproduire des occlusions partielles et cycliques rencontrées lors du pagayage sur ergomètre. Un mécanisme simple (Figure 9.2), constitué de deux segments rigides et trois articulations, approche le mouvement du membre inférieur lors du pagayage. Les deux segments sont assimilés à la jambe et à la cuisse et les trois articulations sont la cheville, le genou et la hanche. Celles-ci ont respectivement un, un et deux degrés de liberté soit deux pivots et une articulation de type pivot glissant. Ce mécanisme reproduit l'extension du genou entraînant le recul de la hanche comme le pied est fixé au cale-pied.

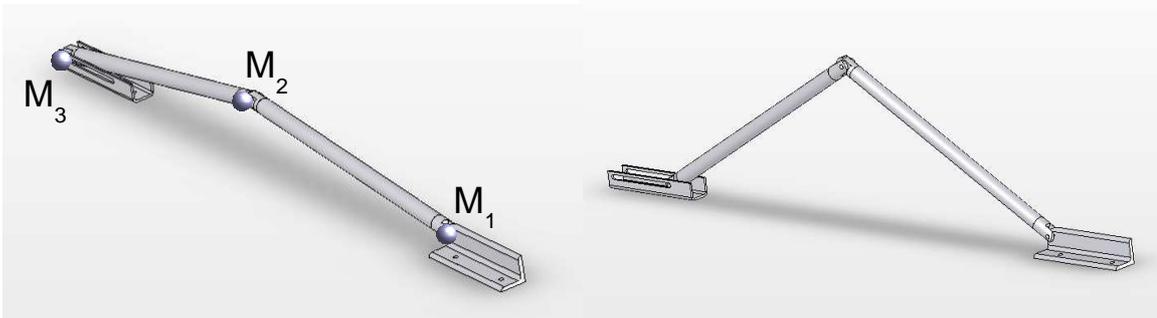


FIG. 9.2 – Mécanisme reproduisant le mouvement du membre inférieur lors du pagayage en kayak. L'extension du genou (M_2) entraîne le recul de la hanche (M_3) alors que la cheville (M_1) reste fixe car le pied est sanglé au cale-pied. Des mouvements asymétriques des membres droits et gauches entraînent la rotation du pelvis.

Pour résumer, l'effet des occlusions partielles lors du pagayage est obtenu par quatre étapes :

1. Enregistrer, à partir de trois caméras calibrées, la cinématique du mécanisme simple. La séquence ne doit contenir aucune occlusion totale ou partielle,
2. Construire les trajectoires spatiales de référence par triangulation à partir des données sans occlusions,
3. Extraire de séquences de pagayage sur ergomètre les occlusions partielles dues au passage de la pagaie,
4. Créer numériquement les occlusions partielles obtenues lors de l'étape 2 dans les données enregistrées en 1,
5. Appliquer plusieurs traitements sur les données avec occlusions et mesurer l'erreur par rapport aux trajectoires de référence.

Des séquences sont enregistrées en faisant augmenter linéairement la cadence de 25 à 55 mouvements de flexion-extension du genou par minute sur une durée de 60 secondes. Les trajectoires des marqueurs placés aux articulations sont enregistrées par les caméras du côté droit ($cam_{1,2,5}$). Cette séquence de *référence* ne contient aucune occlusion partielle.

Des occlusions partielles sont par la suite créées numériquement dans ces données de référence. Pour s'approcher au mieux des données enregistrées sur l'ergomètre avec des kayakistes, une analyse des occlusions sur chacun des cycles d'un kayakiste a permis de définir des occlusions partielles et cycliques moyennes lors du pagayage sur ergomètre. Celles-ci, résumées dans le Tableau 9.1, sont reproduites dans les données de référence du mécanisme. Nous disposons ainsi d'une séquence de *référence* sans occlusions et d'une séquence *modifiée* proche de la réalité avec des occlusions partielles. Une troisième séquence est obtenue par interpolation des coordonnées planaires par des splines cubiques ; elle est appelée séquence *interpolée*.

TAB. 9.1 – Instants en pourcentage du cycle, des occlusions cycliques pour le côté droit.

Caméras	avant(1)	arrière(2)	côté(5)
Malléole latérale	7-9%	–	13-17 ; 24-26%
Condyle fémoral	8-12%	13-14%	15-29%
Grand trochanter	23-27%	–	–

Paramètres calculés : Le traitement optimal du signal est recherché pour la séquence *modifiée* et la séquence *interpolée*. Celui-ci doit minimiser l'erreur RMS entre les données *modifiées* ou *interpolées* et celles de *référence*. Afin de rendre davantage compte du bruit,

on s'intéresse aux vitesses et non aux positions des marqueurs. De ce fait les trajectoires sont filtrées puis dérivées. Deux traitements du signal sont appliqués :

- un filtre de Butterworth d'ordre 4 sans déphasage,
- un filtre de Savitzky-Golay d'ordre 3.

Pour ces filtres, sont respectivement recherchées la fréquence de coupure et la largeur de fenêtre optimales.

9.1.3 Résultats du traitement des occlusions partielles

La courbe de vitesse sans traitement du signal (Figure 9.3) s'éloigne sensiblement de la courbe de référence. Cet écart n'est plus observable après interpolation des données 2D.

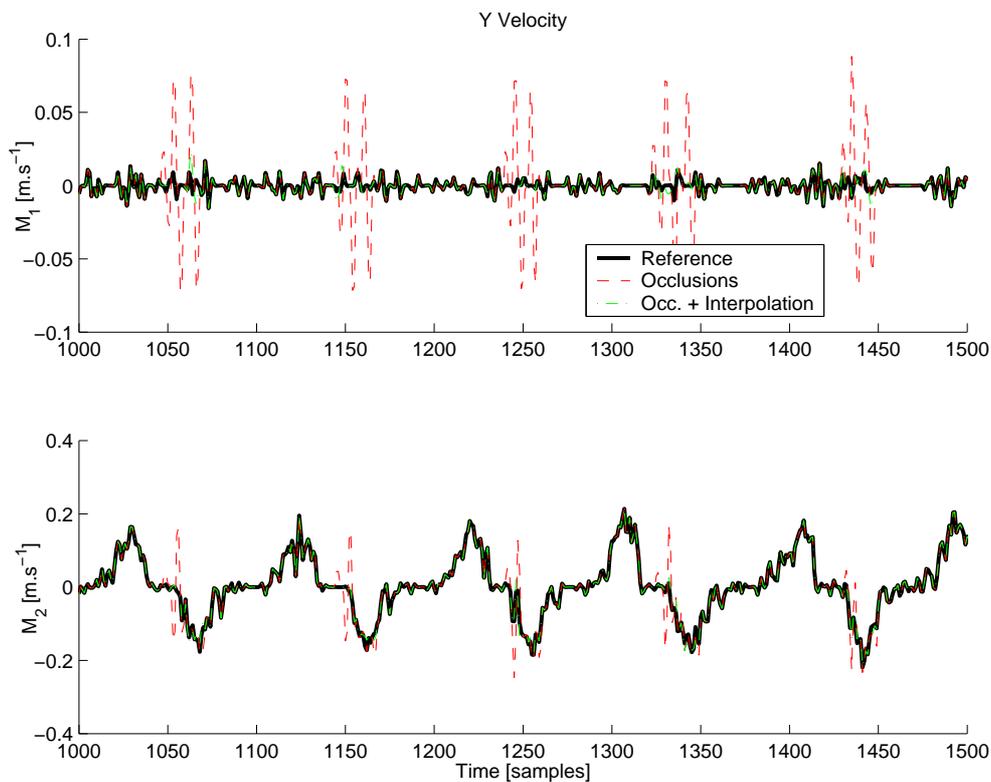


FIG. 9.3 – Vitesse des marqueurs selon trois cas de reconstructions : référence (sans occlusions), avec des occlusions cycliques et avec des occlusions interpolées.

Lorsque l'on s'intéresse au traitement optimal du signal, la fréquence de coupure ou la largeur de la fenêtre diffèrent selon les marqueurs et les conditions (Tableau 9.2). Le marqueur de la hanche (M3) ne souffre pas des quelques occlusions enregistrées par la caméra 1. Cependant, le marqueur du pied (M1) est fortement affecté. Après interpolation des coordonnées planaires, aucun traitement du signal n'est nécessaire.

TAB. 9.2 – Traitement du signal optimal des données avec occlusions partielles. Largeur de la fenêtre d’un lissage de Savitsly-Golay d’ordre 3 [SG] et fréquence de coupure d’un filtre de Butterworth d’ordre 4 sans déphasage [BW].

Marqueurs	M1			M2			M3		
Coordonnées	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
SG	75	75	75	5	11	5	–	–	–
BW	0,4	3	0,6	13	7	14	–	–	–

9.1.4 Implications pour l’analyse cinématographique

La Figure 9.1 rend compte de l’imperfection de la mesure. En théorie, quelles que soient les caméras incluses dans la reconstruction, la position 3D devrait être invariante. Or les matrices fondamentales sont optimisées à partir de données expérimentales et on remarque une erreur systématique sur les positions. Tant que l’on conserve les mêmes caméras, cette erreur systématique n’a pas d’incidence sur des entités différentielles du temps comme la vitesse. Par contre, dans le cas d’occlusions partielles, la cinématique est perturbée. Cette perturbation obligerait à appliquer des filtres plus ou moins lourds selon les marqueurs pour s’approcher des données réelles. Comme les paramètres des filtres varient d’une coordonnée à l’autre il est difficile, sans connaissances *a priori* des occlusions partielles, d’appliquer le traitement adapté. Les données seraient alors sur- ou sous-filtrées. Le traitement du signal n’est pas une solution envisageable pour conserver une bonne précision de la cinématique car les occlusions entraînent des erreurs systématiques et non aléatoires. L’alternative au traitement du signal est l’interpolation des trajectoires 2D. Comme seules les caméras avec peu d’occlusions partielles sont incluses dans la reconstruction 3D, il est possible d’interpoler les coordonnées 2D sans créer de trajectoires éloignées du phénomène mesuré. De cette étude nous pouvons apporter quelques recommandations. Les occlusions partielles ne sont pas à négliger ; il est conseillé d’exclure les caméras entrant occasionnellement dans la reconstruction. Il faut privilégier une organisation spatiale des caméras évitant les occlusions partielles, et lorsque celle-ci est difficile à obtenir, il est préférable d’interpoler les coordonnées 2D des caméras conservées dans la reconstruction 3D de chacun des marqueurs.

L’outil développé pour cette étude est utilisé pour les séquences de pagayage. Après lecture des coordonnées planaires, une interface graphique résume les occlusions partielles des marqueurs. Pour chaque marqueur, chaque caméra et chaque image, la présence ou l’absence des marqueurs est traduite par un booléen. Les cycles sont ensuite découpés pour être superposés. Nous disposons d’une cartographie des occlusions du blanc [marqueur toujours visible] au noir [occlusion systématique] *via* un dégradé de gris [occlusion variable

selon les cycles]. Par exemple à la Figure 9.4, le marqueur 1 [mark1] collé sur le condyle fémoral droit n'est pas visible par les caméras 1, 3 et 5 et présente des occlusions partielles sur les autres caméras. Ce cas ne pose pas de problèmes ; les caméras 1, 3 et 5 sont exclues par précaution lors de l'étape de mise en correspondance. Le cas du marqueur 16 [mark16] placé sur le fémur droit est davantage source d'erreur. Il est visible par les caméras 1, 3 et 5 uniquement au milieu du cycle. Comme il est visible quasi-systématiquement par les autres caméras, il est préférable d'exclure les caméras 1,3 et 5 de la reconstruction. Après avoir choisi les caméras incluses dans la reconstruction de chacun des marqueurs, il est possible d'interpoler les trajectoires planaires (avant triangulation) et /ou spatiales (après triangulation) par des splines cubiques.

9.2 Les artefacts dus aux mouvements de la peau

Les marqueurs anatomiques ne sont pas des points osseux mais des zones relativement larges, de surface irrégulière et recouvertes de tissus mous ce qui rend quelquefois la palpation difficile. L'erreur associée à la position imprécise de ces marqueurs est considérée (48) comme une source majeure d'incertitude dans l'analyse du mouvement. C'est pour éviter certaines erreurs systématiques et limiter les erreurs aléatoires que Cappozzo *et al.* (28) ont proposé un protocole standardisé pour l'analyse cinématique par stéréophotogrammétrie. Comme les erreurs de pointage des marqueurs anatomiques, en statique et sur squelette, n'excèdent pas 0,4 mm (168), la plus grande incertitude provient des tissus mous et de leurs mouvements.

Nous allons nous intéresser spécifiquement à la part de l'erreur dans les données brutes provenant du mouvement des marqueurs par rapport au squelette, due aux effets combinés de la technique d'accroche des marqueurs et des mouvements de la surface du support (peau, combinaison) par rapport à l'os.

Ces mouvements sont plus ou moins importants selon les segments, et sont fortement associés aux tissus disposés entre le marqueur et l'os sous-jacent. Par exemple, la Figure 9.5 rend compte des déformations de longueur entre les marqueurs placés sur le membre inférieur lors de contractions isométriques. Le sujet répète des contractions de la chaîne postérieure en conservant une posture bipodale droite. On remarque que la contraction du grand fessier et du quadriceps cause des déformations jusqu'à 4% .

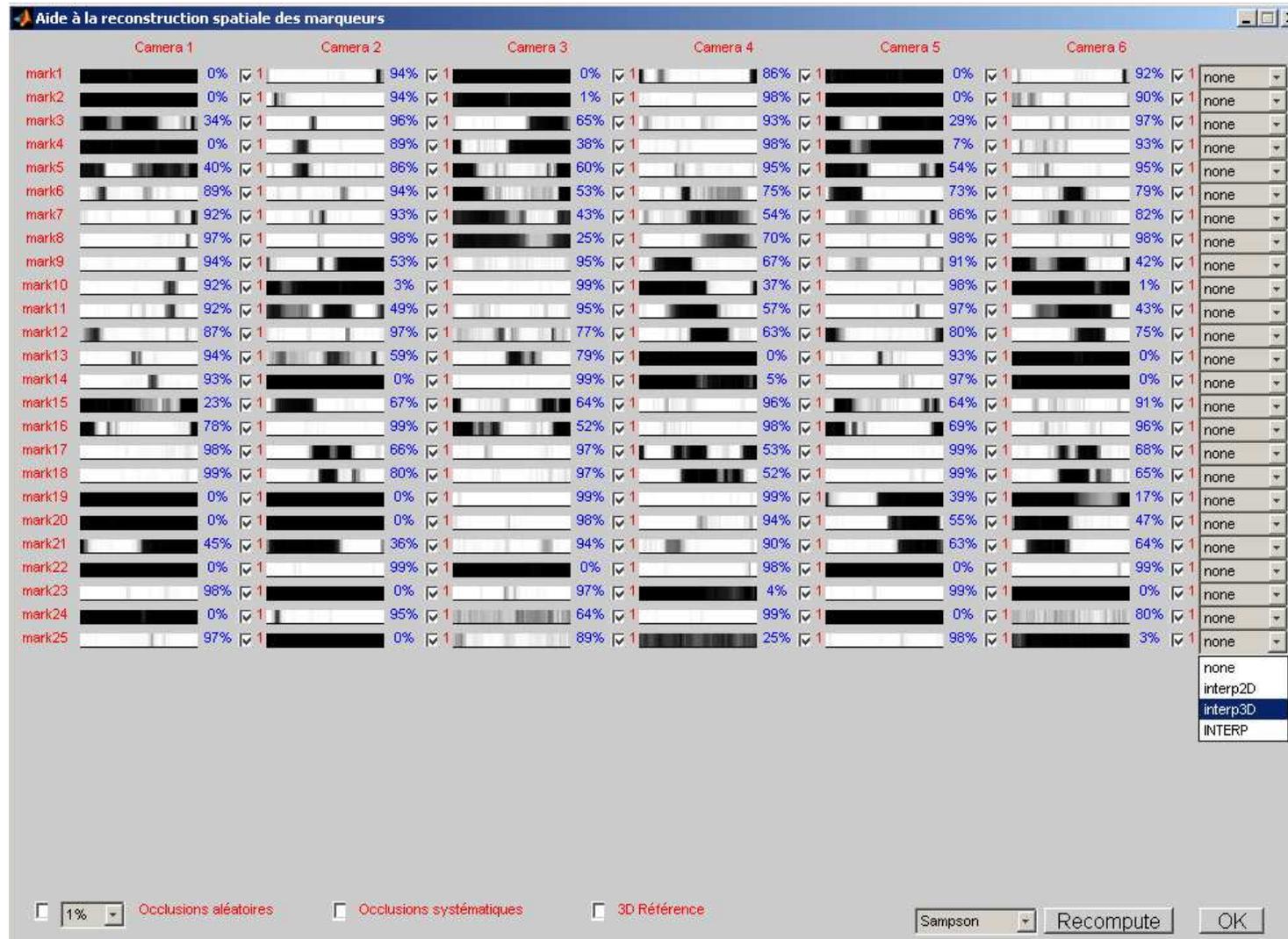


FIG. 9.4 – Interface graphique pour aider à la reconstruction des marqueurs. La présence/absence de chaque marqueur [mark] pour chaque caméra à tout instant du cycle de pagayage est indiquée par la couleur blanche/noire. Comme de nombreux cycles sont superposés, des niveaux de gris indiquent des occlusions non systématiques. Une fois les caméras choisies, il est possible d'interpoler les trajectoires planaires avant la triangulation puis d'interpoler les trajectoires spatiales.

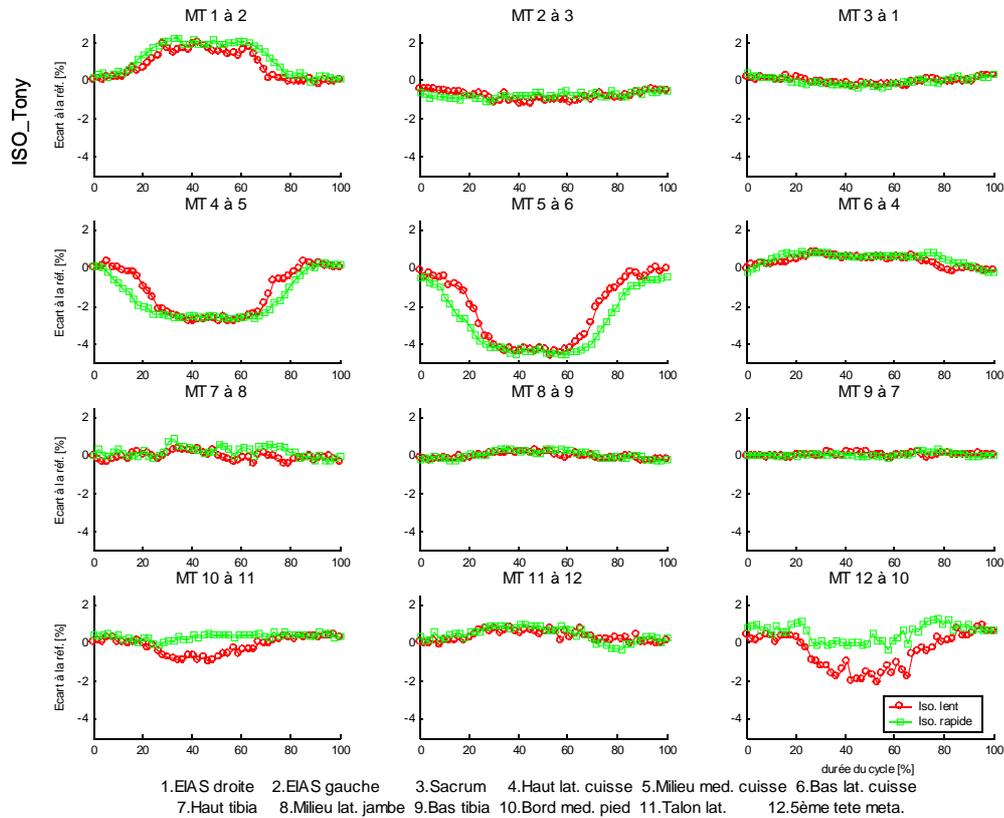


FIG. 9.5 – Déformations des longueurs entre les marqueurs placés sur le membre inférieur lors de contractions isométriques de la chaîne postérieure. Les courbes montrent une déformation moyenne sur 20 cycles pour deux conditions : contractions lentes et contractions rapides.

Ces perturbations sont difficiles à atténuer par un simple filtre passe-bas, car leur fréquence est proche de celle du geste (34). La réduction des artefacts dus aux mouvements de la peau (ADMP) est toutefois importante dans la détermination de la position et de l'orientation des segments. Avant d'exposer les principales techniques d'atténuation proposées dans la littérature, nous allons donner quelques exemples des conséquences de ces ADMP au niveau du membre inférieur.

9.2.1 Conséquences des ADMP au niveau du membre inférieur

On appelle « cluster » un ensemble de marqueurs fixés sur une même segment dans le but de définir sa position et son orientation. A cause des ADMP, la forme du cluster se modifie et se déplace par rapport à la structure osseuse. Concernant des gestes classiquement analysés dans la littérature (pédalage, flexion-extension, marche), les ADMP

entraînent des erreurs de position pouvant aller jusqu'à 50 mm pour le marqueur externe¹ définissant le grand trochanter et 25 mm pour des marqueurs plus distaux (29; 80; 137). D'autres études (95; 112) s'accordent sur l'imprécision due aux marqueurs externes collés sur le membre inférieur, dans des amplitudes de 15 à 70 mm. De plus, ces erreurs ne sont pas similaires pour l'ensemble des sujets et tous les segments ne sont pas sensibles, dans les mêmes mesures, à ces incertitudes. Les marqueurs placés sur le pied et la jambe semblent donner une bonne représentation du mouvement de cette partie du squelette ; cependant, ceux définissant le segment cuisse sont moins fidèles. Tout ceci rend par conséquent difficile le développement d'un algorithme général de correction.

Reinschmidt *et al.* (137) confirment que les erreurs dans l'analyse cinématique du genou proviennent principalement des mouvements des marqueurs de la cuisse. Dans la marche, les erreurs en rotation médio-latérale et en abduction-adduction excèdent parfois le mouvement lui-même. Seul le mouvement de flexion-extension présente des différences acceptables entre l'orientation de l'os et celle de la surface du segment correspondant. Au niveau de la dynamique articulaire, les ADMP entraînent des erreurs moyennes de 39 N et 9 Nm pour le genou lors de la marche (70). En résumé, bien que les marqueurs externes reflètent les mouvements des os dans l'axe préférentiel du mouvement, l'amplitude des autres rotations est régulièrement faussée. Des techniques se sont donc développées pour minimiser ces artefacts.

9.2.2 Minimiser ces artefacts

Utilisation de *pins* et de clusters rigides : L'utilisation de *pins* fixés dans l'os apporte une plus grande précision dans la mesure des déplacements osseux (95; 102; 136; 137). C'est pourquoi cette technique est à la base de la quantification des incertitudes des marqueurs externes. Invasive, l'utilisation des *pins* est limitée, ce qui laisse place aux marqueurs collés sur la peau. Un intermédiaire entre les *pins* intracorticaux et les marqueurs externes collés à la peau est le cluster rigide sur lequel sont fixés les marqueurs. Lorsque le cluster est soigneusement fixé sur la peau, les ADMP sont moindres (19; 160). Cependant, le support peut toujours se déplacer par rapport à l'os ; tous les marqueurs sont entachés de la même erreur, ce qui ne permet pas d'appliquer de techniques numériques de correction.

La méthode des moindres carrés : Du fait des ADMP, les marqueurs d'un même segment, contrairement à un solide, ne subissent pas exactement la même rototranslation

¹souvent une sphère recouverte d'une matière réfléchissant la lumière infrarouge

avec le geste. C'est pourquoi l'ensemble de ces méthodes cherche une matrice de rotation (R) et un vecteur de translation (T) optimaux qui minimisent la différence entre les positions (p) des marqueurs externes d'un segment entre deux instants (t et $t + 1$) :

$$\min \sum_{i=1}^n \|Rp_t^m + T - p_{t+1}^m\|^2 \quad (57)$$

La méthode d'optimisation segmentaire ajuste ensuite la position des marqueurs à partir de la matrice de rotation et du vecteur de translation calculés. Cette procédure se réalise à partir de la forme des clusters en position de référence par la méthode des moindres carrés et considère que la déformation est un bruit additif à une rigidité supposée (24; 27; 155; 157; 170). La solidification (35; 36; 34) est une amélioration de la méthode précédente ; elle procède en plusieurs étapes. Tout d'abord, le triplet de marqueurs le moins déformé sur l'ensemble du mouvement est choisi pour définir le segment. Puis un triangle de référence est calculé comme la moyenne des triangles les moins déformés à l'aide d'une procédure itérative d'élimination. Les six paramètres du triangle (trois longueurs et trois angles) permettent enfin de replacer ce triangle de référence grâce à une routine de minimisation par moindres carrés. Ces méthodes traitent cependant les segments séparément et ne prennent pas en compte les contraintes articulaires. Des mouvements de dislocation des articulations ou des amplitudes non-anatomiques peuvent être trouvés (83). C'est pourquoi Lu et O'Connor (105) ont développés une procédure d'optimisation globale. Celle-ci cherche la position et la posture optimale du système multicorps à chaque instant en minimisant, par la méthode des moindres carrés, la différence entre les coordonnées des marqueurs issues de la mesure et celles prédéterminées par le modèle.

Utilisation de marqueurs redondants : Bien que trois marqueurs suffisent pour définir un segment, le fait d'en placer davantage fournit des informations redondantes permettant également de minimiser les ADMP (3). Il faut cependant éviter de les placer sur des régions constituées de tissus adipeux ou musculaires. Concernant le membre inférieur, les faces latérales de la cuisse et de la jambe subissent moins de déplacements relatifs à l'os lors de la marche ou du pédalage que les faces médiales (29). La méthodologie des marqueurs redondants (5; 3) est modifiée par Alexander et Andriacchi (2) qui considèrent que chaque marqueur suit une trajectoire précise par rapport à l'os sous-jacent mais entachée d'un bruit gaussien propre. Cette trajectoire relative, impossible à connaître, est considérée comme découlant d'une fonction dont la forme est choisie sur un *a priori* de la cinématique du geste. Par exemple, une fonction gaussienne est appliquée pour un

geste de flexion-extension, alors qu'une fonction sinusoïdale modélise les ADMP lors de la marche. Une procédure d'optimisation est ensuite effectuée en pondérant chaque marqueur en fonction de son degré de déformation.

ADMP fonction du geste : Les dernières approches présentées utilisent des pré-tests pour analyser les déplacements des marqueurs externes par rapport aux marqueurs anatomiques dans deux positions statiques. Dans la plupart des gestes cycliques, la déformation des segments est systématique. A la Figure 9.6, la variation de longueur des segments a été calculées lors du pagayage sur ergomètre pour chaque cycle.

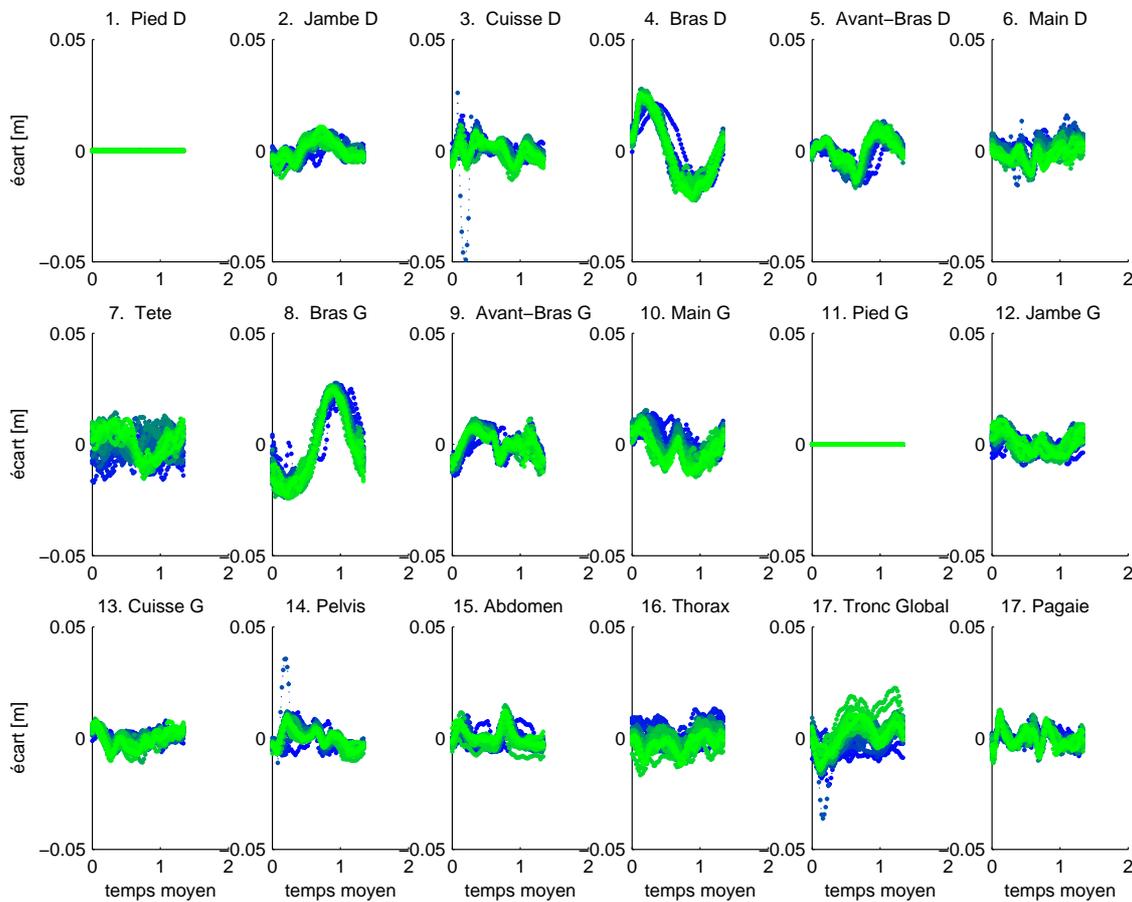


FIG. 9.6 – Variations au cours des cycles des longueurs segmentaires. Le dégradé de couleurs du bleu au vert indique les différents cycle d'une même séquence. La position des pieds, fixe par rapport au chariot, est enregistrée préalablement. Les pieds sont reconstruits lors des séquences de pagayage, c'est pourquoi ils n'ont pas de variation de longueur.

La technique de calibrations multiples (23) fait l'hypothèse de la linéarité de déplacement des marqueurs anatomiques par rapport au repère technique², entre deux positions extrêmes (Figure 9.7). La position des marqueurs techniques varie peu lors des calibrations successives alors que celle des marqueurs anatomiques est ajustée à chaque calibration. Chaque marqueur anatomique est ainsi identifié par au moins deux positions qui permettent d'estimer au mieux la position et l'orientation des os au cours du mouvement.

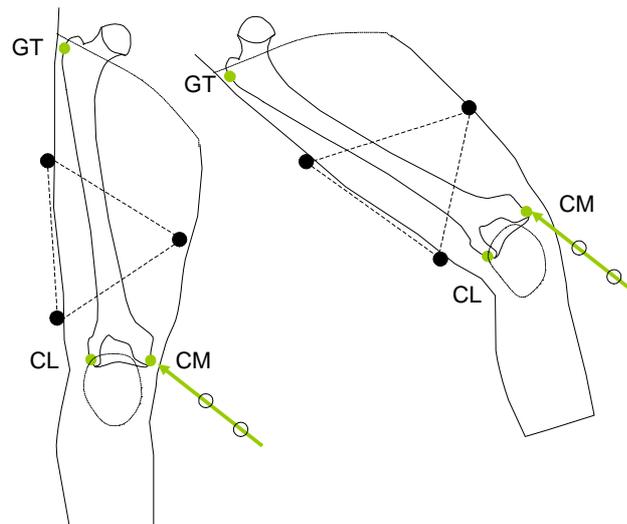


FIG. 9.7 – Exemple de double calibration sur le fémur. Les marqueurs anatomiques (GT = grand trochanter, CL = condyle latéral, CM = condyle médial) sont pointés à l'aide d'une baguette dans les deux positions extrêmes du mouvement (d'après Cappello *et al.* (24)).

Malgré des techniques complexes et efficaces pour minimiser l'effet des ADMP, notre choix s'oriente sur l'utilisation de marqueurs techniques placés sur des zones peu perturbées par des mouvements parasites et le pointage des marqueurs anatomiques (points osseux). *A posteriori* la solidification est appliquée aux trajectoires des marqueurs d'un même segment. L'avantage de cette approche est la possibilité d'intégrer par la suite des calibrations multiples des marqueurs anatomiques pour quelques postures clés du cycle de pagayage.

²repère défini par des marqueurs externes, appelés marqueurs techniques, placés sur des zones subissant peu de déformations.

Chapitre 10

Adaptation du modèle de Hatze pour le pagayage

Sommaire

10.1 Les modèles anthropométriques	159
10.2 Choix d'un modèle géométrique segmentant le tronc	161
10.2.1 Modélisation du tronc	161
10.2.2 Nécessité de segmenter le tronc	162
10.2.3 Présentation et modifications du modèle de Hatze	163
10.3 Intérêt de la dissociation des épaules	164
10.3.1 La modélisation de l'épaule	164
10.3.2 Expérimentation sur une tâche simple	166
10.3.3 Résultats des analyses statistiques	169
10.3.4 Discussion sur l'effet des modèles de l'épaule	172

10.1 Les modèles anthropométriques

L'estimation des paramètres inertiels segmentaires (PIS) composant un modèle anthropométrique nécessite des paramètres d'entrée : taille, masse, longueur des segments, âge – voire des mesures anthropométriques plus complexes. La qualité de la modélisation dépend essentiellement du nombre de paramètres. Deux grandes catégories de modèles anthropométriques se distinguent. Les premiers, dits *proportionnels*, estiment les PIS à partir de régressions linéaires. Les seconds, dits *géométriques*, calculent les PIS en modélisant les segments en volumes géométriques simples.

Les modèles anthropométriques proportionnels : Les modèles anthropométriques proportionnels les plus utilisés sont le modèle de Winter (176)¹ et le modèle de Zatsiorsky et Seluyanov (186) modifié par de Leva (45). Les équations de régressions sont souvent fonction d'une seule variable, à savoir la masse totale du corps pour la masse des segments, et la longueur des segments pour la position des centres de masse segmentaires. Le modèle de Zatsiorsky et Seluyanov (186) utilise deux variables simultanément (masse et longueur); d'autres modèles (37; 113) ajoutent des mesures comme la circonférence ou la largeur et l'épaisseur des segments. La dispersion des paramètres inertiels est faible car les populations utilisées sont homogènes et généralement restreintes :

- étudiants en éducation physique (186),
- soldats (113),
- athlètes (130),
- vieux mâles caucasiens (50).

Les modèles anthropométriques géométriques : Les modèles les plus complexes sont de type géométrique comme ceux de Hanavan (63), de Jensen (75) et de Hatze (65). Ils considèrent le corps humain comme une chaîne arborescente de respectivement 15, 16 et 17 volumes polyarticulés. Les contours irréguliers des segments sont modélisés par des formes géométriques simples. La précision du modèle de Jensen (75) est meilleure, comparativement à celle du modèle de Hanavan (63), car il prend davantage en compte les irrégularités des segments. Le protocole est par ailleurs moins fastidieux pour le sujet que celui défini par Hatze (65) lequel nécessite 246 relevés anthropométriques. Le principal avantage du modèle de Hatze est de prendre en compte des morphotypes spécifiques, tels que des obèses, des femmes enceintes, etc.

Dans les modèles proportionnels, l'erreur vient d'une conception stéréotypée des PIS, tandis que les modèles géométriques simplifient, de manière abusive et parfois extrême, les contours des segments (87). Un modèle peut combiner une approche proportionnelle pour les membres inférieurs et supérieurs avec une modélisation géométrique pour le tronc (97).

¹synthèse d'études antérieures (50; 115)

10.2 Choix d'un modèle géométrique segmentant le tronc

10.2.1 Modélisation du tronc

Puisque que le tronc est massif et très mobile, il pose un problème spécifique de modélisation. Bien que la mobilité entre deux vertèbres soit faible, l'empilement de 17 vertèbres² permet une grande amplitude de mouvement. Si une modélisation du tronc en un unique solide est satisfaisante pour un geste où le rachis est peu sollicité, elle n'est plus fiable dès lors que le tronc se courbe ou s'incline (Figure 10.1A). Sa longueur s'avère alors sous-estimée et les calculs sont par conséquent entachés d'erreurs systématiques.

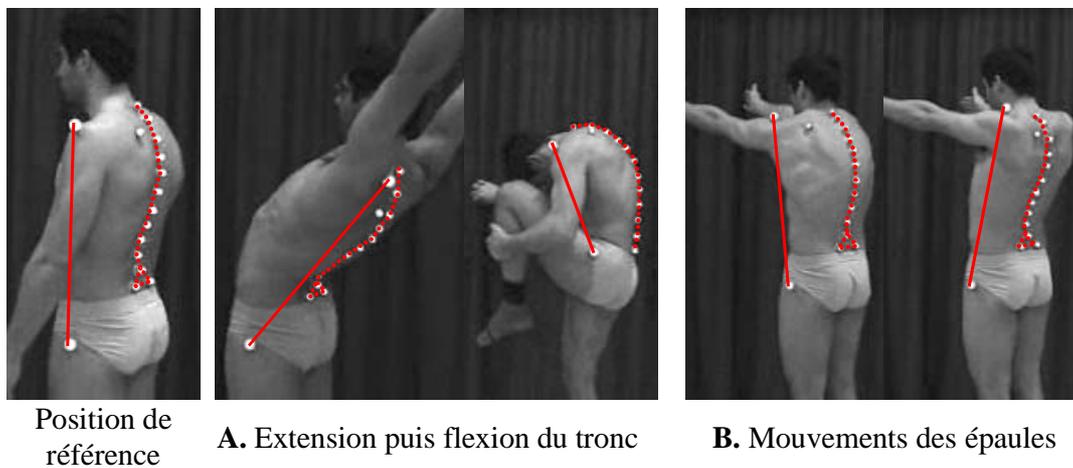


FIG. 10.1 – (A) Intérêt de modéliser le tronc en plusieurs segments pour prendre en compte les déformations du rachis. On note une diminution de la longueur du segment tronc défini par le grand trochanter et l'acromion lors de la flexion ou de l'extension. (B) Importance de la segmentation des épaules pour la précision angulaire dans l'analyse de certains gestes sportifs. L'antépulsion (rétropulsion) des épaules provoque des flexions (extensions) du tronc voire des rotations lors d'actions dissymétriques des deux épaules.

Certains auteurs (47; 96; 148) le subdivisent en deux, trois (pelvis, abdomen et thorax), voire quatre parties (abdomino-pelvis, abdomino-thorax et deux épaules) pour minimiser les erreurs de calcul (65). La position du centre articulaire de l'épaule semble être également une source d'erreur lorsqu'il définit une extrémité du tronc. Des variations angulaires du tronc (Figure 10.1B) peuvent provenir uniquement de rétro-antépulsions de l'épaule. Pour éviter ces erreurs, de Looze *et al.* (47) proposent de placer un marqueur supplémentaire sur l'apophyse épineuse de la 1ère vertèbre thoracique en tant qu'extrémité distale du

²seules les vertèbres thoraciques et lombaires sont comptabilisées car les cervicales font parti du cou et les vertèbres sacrées et coccygiennes sont soudées

tronc. Le modèle de Hatze (65) résout ce problème en considérant les épaules comme des segments indépendants du tronc.

10.2.2 Nécessité de segmenter le tronc

Le mouvement de pagayage sollicite le tronc par des mouvements d'inclinaison latérale pour maintenir l'équilibre en kayak, des mouvements de rotation pour la propulsion et des mouvements de flexion avec l'apparition de la fatigue. L'analyse juste de cette motricité implique un modèle anthropométrique adapté du tronc. L'intérêt de la segmentation du tronc est mis en évidence sur le modèle filaire de Winter (176). Deux modèles sont considérés : un modèle du dos en un segment unique défini par les marqueurs placés sur le grand trochanter et sur l'acromion et un modèle du dos en trois segments. Des marqueurs supplémentaires³ sont placés entre les vertèbres C7 (7ème cervicale) et T1 (première thoracique), entre T12 et L1 (1ère lombaire) et entre L4 et L5. Les paramètres inertiels sont extraits des tables anthropométriques de Winter (176). L'avantage d'un tel modèle est de considérer le thorax, l'abdomen et le pelvis. Une articulation à six degrés de liberté lie le bras au thorax ; les mouvements de l'épaule ne modifient ni l'orientation ni la position du thorax. La comparaison entre la résultante dynamique et la résultante des forces permet de calculer une erreur RMS pour chacun des modèles appliqués à une population de 12 kayakistes lors de séquences de pagayage à 69 et 92 cpm. Les erreurs RMS sont résumées dans le Tableau 10.1.

TAB. 10.1 – Erreurs RMS moyennes (écart-type) selon la cadence de pagayage et le modèle anthropométrique (n=12).

Cadences	1 segment	3 segments
69 cpm	57(±12)	47(±12)
92 cpm	70(±11)	60(±11)

Une ANOVA à 2 facteurs teste l'effet du modèle et de la cadence ($p < 0,05$). Cette analyse statistique met en évidence l'effet significatif de la cadence ($p = 0,0002$) et de la segmentation du dos ($p = 0,0031$). Un modèle en trois segments rend mieux compte de l'accélération du tronc en modélisant davantage la complexité des mouvements du rachis combinée à une forte sollicitation de l'articulation sternoclaviculaire. Plus la cadence augmente et plus les segments subissent des accélérations. Bien qu'un modèle en trois segments soit plus précis, il ne permet pas d'estimer l'accélération du tronc avec suffisamment de justesse quelle que soit la cadence de pagayage. Le modèle anthropométrique

³se référer au chapitre 1.3

proportionnel de Winter (176) n'est pas adapté à une analyse précise du mouvement de pagayage. La suite de notre étude va s'orienter sur un modèle géométrique qui respecte les exigences citées précédemment : la segmentation du tronc et la dissociation des épaules.

10.2.3 Présentation et modifications du modèle de Hatze

Le choix du modèle anthropométrique de Hatze est tout d'abord motivé par la séparation des épaules du tronc. Étrangement, les épaules, qui constituent une entité dynamique propre, sont toujours considérées comme faisant partie du tronc. Ce modèle a notamment pour objectif de :

- différencier les sujets féminins et masculins,
- prendre en compte les particularités géométriques de tous les segments,
- ajuster les densités à partir d'indicateurs de masse adipeuse sous-cutanée,
- s'adapter à des morphologies non-standard comme l'obésité ou les femmes enceintes.

et de corriger certaines imprécisions laissées par les modèles antérieurs comme :

- la procédure de calcul des moments d'inertie selon les axes antéro-postérieur et médio-latéral proposée par Jensen (75),
- des modélisations abusives de certaines parties corporelles avec des formes géométriques symétriques,
- l'hypothèse de densité uniforme pour chaque tronçon de segment.

Tout ceci est permis par 246 mesures anthropométriques en posant une hypothèse de rigidité des segments. Les segments sont le plus souvent modélisés comme un empilage de dix formes géométriques simples (neuf formes différentes). Pour chaque forme sont calculés la masse, la position du centre de masse et les moments d'inertie. La masse des segments ne dépend pas directement de la masse corporelle. En sommant les masses segmentaires, nous obtenons une masse corporelle calculée différente de celle mesurée. C'est pourquoi un facteur correctif est appliqué sur les densités. La programmation du modèle a permis quelques modifications dont la segmentation du tronc en trois parties. A l'origine, le segment abdomino-thoracique est composé de dix disques dont sept sont de densité non-homogène pour tenir compte des poumons ; les trois derniers sont un assemblage de deux plaques semi-elliptiques prenant en compte la géométrie antérieure et postérieure de l'abdomen. Quant au segment abdomino-pelvique, il est composé de deux paraboloides elliptiques représentant les fesses, et d'un empilage de sept plaques trapézoïdales puis trois plaques semi-elliptiques pour la partie antérieure. Le bas et le haut des deux segments respectifs ont été rassemblés en un même segment (voir Annexe C.1). Nous avons donc trois segments : le thorax, l'abdomen et le pelvis ; au total, le modèle est composé de dix-huit

segments. L'ensemble des mesures anthropométriques a permis d'estimer les paramètres inertiels segmentaires d'un kayakiste. Les résultats sont présentés en Annexe C.4.

10.3 Intérêt de la dissociation des épaules

La détermination précise des paramètres énergétiques et sthéniques des systèmes multicorps est essentielle à l'analyse mécanique du mouvement humain. Le calcul de ces paramètres requiert des modèles cinématiques et géométriques adaptés aux segments et aux articulations étudiés. La spécificité du complexe scapulaire pose des difficultés d'analyse du membre supérieur à cause du nombre important de pièces osseuses.

Les modèles couramment utilisés représentent le complexe scapulaire par une articulation rotule entre le tronc et le bras. Ce modèle implique une perte d'informations puisque les mouvements de la clavicule et de la scapula ne sont pas mesurés. Le modèle de Hatze (66), plus proche de la réalité mais rarement utilisé, matérialise le complexe scapulaire par deux articulations, l'une cardan pour l'articulation sternoclaviculaire et l'autre de type rotule pour l'articulation glénohumérale. Le modèle propose aussi la géométrie des masses pour trois segments : le tronc, l'épaule, et le bras.

Le choix d'un modèle cinématique et anthropométrique est principalement déterminé par le mouvement lui-même. Les incertitudes liées aux hypothèses simplificatrices du modèle vont se propager selon les caractéristiques du mouvement, notamment les accélérations segmentaires, les mobilités articulaires et les efforts extérieurs. Il est donc important de connaître l'effet des interactions entre les caractéristiques du mouvement et le modèle sur la précision des paramètres mécaniques calculés. L'objet de cette étude est de mesurer l'effet (i) du modèle, d'une part, (ii) et de l'interaction entre le modèle et certaines caractéristiques du mouvement, d'autre part, sur des paramètres mécaniques calculés lors d'un geste simple du membre supérieur.

10.3.1 La modélisation de l'épaule

Les modèles cinématiques de l'épaule : Le complexe scapulaire, constitué de trois articulations synoviales (sternoclaviculaire [SC], acromioclaviculaire [AC] et glénohumérale [GH]) et d'un plan de glissement de la scapula sur le thorax [ST], présente une grande mobilité mais aussi des contraintes qui proviennent des amplitudes de chacune des articulations et de la fermeture de la boucle cinématique entre le thorax, la clavicule et la scapula.

Alors qu'une multitude de modèles cinématiques et anthropométriques (44) existent pour l'analyse clinique des membres inférieurs lors de la marche, aucun modèle ni mouvement ne semble se dégager pour le membre supérieur. L'International Shoulder Group [ISG] a tenté d'établir un consensus pour les études du membre supérieur concernant le modèle cinématique (165). Cependant, l'analyse mécanique de l'épaule est encore en plein développement et de nombreuses questions utiles à l'établissement d'un modèle standard, pour une analyse clinique, restent en suspens. De façon surprenante, la géométrie des muscles de l'épaule est davantage connue (169; 68) que celle du segment épaule. A notre connaissance, seul le modèle anthropométrique de Hatze (66) estime les paramètres inertiels segmentaires de l'épaule.

Pour mesurer la cinématique du complexe scapulaire, des modèles plus ou moins complexes ont été développés. Anglin et Wyss (6) distinguent deux grands types d'études suivant le degré de modélisation de l'épaule. La première catégorie prend en considération la scapula et la clavicule dans l'expression des positions du bras. L'autre catégorie décrit les positions de l'humérus par rapport au thorax. Cette approche est couramment utilisée pour sa simplicité de mise en oeuvre. Des modèles plus fidèles existent également. Un modèle à quatorze degrés de liberté a été développé par Lu *et al.* (106). L'erreur obtenue avec un tel modèle après une méthode d'optimisation globale (105) est inférieure à 5° . Cette incertitude est essentiellement due au glissement de la peau; elle est mesurée en comparant la cinématique calculée à partir de marqueurs externes avec celle obtenue par des *pins* intracorticaux. D'autres modèles cinématiques d'une complexité intermédiaire sont disponibles, comme ceux de Bao et Willems (9), Sibella *et al.* (153) ou Klopkar *et al.* (92).

Les modèles anthropométriques de l'épaule : Au modèle cinématique doit être associé à un modèle anthropométrique pour calculer le moment dynamique des segments. Bien qu'il existe des modèles cinématiques très complexes, leur utilisation est limitée car aucun modèle anthropométrique ne permet de calculer l'inertie de tous les solides en mouvement. Les modèles anthropométriques utilisés couramment en biomécanique clinique ou du sport (176; 46) permettent de calculer uniquement les paramètres inertiels segmentaires du bras et du tronc. L'épaule est solidaire du tronc et son moment dynamique ne peut pas être calculé. Cette simplification entraîne une perte d'informations qui, à notre connaissance, n'a jamais été estimée. Les modèles anthropométriques utilisés actuellement ne permettent pas de calculer les efforts en considérant les modèles cinématiques développés. Seul le modèle anthropométrique de Hatze (66) dissocie les épaules du tronc. La

simplification de ce modèle est déjà moindre ; il est alors intéressant de mesurer les erreurs commises entre un modèle à une articulation (GH avec 3 ddl) et un modèle à deux articulations (GH et SC à 5 ddl).

10.3.2 Expérimentation sur une tâche simple

La population qui participe à l'expérience regroupe deux femmes et trois hommes sains. Dans ce groupe, sept épaules sont étudiées, dont cinq droites et deux gauches. Les paramètres inertiels des sujets sont récapitulés à la Table C.6 (Annexe C.4).

Description de la tâche : D'après Marchese et Johnson (110), l'articulation sternoclaviculaire est sollicitée par des mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction du bras. C'est pourquoi la tâche choisie sollicite le bras en flexion combinée à de l'abduction. Le sujet est assis à 0,45 m au dessus du sol, une butée placée à l'abdomen vient limiter la flexion du tronc. Il doit déplacer d'une main un objet d'une position initiale à une position finale (Figure 10.2). La position initiale est identique pour tous les sujets, l'objet étant posé sur un support à côté de lui, à hauteur de son siège. La position finale est relative à la morphologie du sujet. Celui-ci amène l'objet sur une cible en face de lui. La main libre maintient l'assise pour améliorer l'équilibre et minimiser les mouvements des segments libres. Le sujet répète la tâche dix fois. Il n'y a pas d'instruction sur le retour en position initiale afin de permettre au sujet de rester concentré sur la tâche. La tâche se réalise sous différentes conditions en modifiant (*i*) l'amplitude du mouvement (*ii*) la quantité d'accélération de l'objet. Pour chaque paramètre, deux modalités sont définies. La combinaison de ces deux paramètres donne quatre conditions d'exécution de la tâche :

1. amplitude *réduite* à quantité d'accélération *faible*,
2. amplitude *réduite* à quantité d'accélération *élevée*,
3. mouvement *ample* à quantité d'accélération *faible*,
4. mouvement *ample* à quantité d'accélération *élevée*,

L'amplitude du geste est définie selon l'éloignement de la position finale par rapport au sujet. Le mouvement d'amplitude *maximale* impose au sujet une antéimpulsion maximale de l'épaule. Le mouvement d'amplitude *réduite* nécessite un allongement modéré du membre supérieur, le déplacement de l'épaule est faible. La quantité d'accélération de l'objet dépend de sa masse et de son accélération ; nous choisissons d'agir simultanément sur ces deux paramètres. Les deux objets sont des cylindres homogènes ayant pour masse 0,13 kg et 1,686 kg. Le maintien, à pleine main, est assuré par une cale fixée au centre du cylindre

et maintenue entre le majeur et l'annulaire. Le centre de masse de l'objet est assimilé à celui de la main. Les capacités individuelles des sujets étant différentes, l'accélération de l'objet n'est pas contrôlée lors de la réalisation de la tâche. Les conditions d'accélération *faible* ou *élevée* se distinguent par les consignes. Comme la vitesse des segments est nulle aux positions initiale et finale, leur accélération est d'autant plus importante que la tâche est réalisée rapidement. Pour la condition d'accélération *élevée*, il est demandée un temps de mouvement minimal, tandis que pour la condition d'accélération *faible*, la tâche est réalisée sans consignes sur la cinématique du mouvement. L'ordre des quatre conditions est aléatoire pour éviter un biais expérimental dû à l'effet de la fatigue.

Modèle cinématique et anthropométrique : Le modèle anthropométrique du membre supérieur est celui de Hatze. L'étude se limitant aux efforts appliqués par le membre supérieur sur le thorax, il n'est pas nécessaire de connaître les paramètres inertiels du thorax. En revanche, la position des épaules par rapport au thorax est définie par rapport à certaines hauteurs et largeurs du segment abdominothoracique.

Les marqueurs osseux utiles à l'établissement du modèle cinématique sont les suivants :

- pour le **thorax** : l'extrémité supérieure du manubrium sternal, la pointe de l'apophyse xiphoïde, la troisième vertèbre dorsale, la dixième vertèbre dorsale.
- pour l'**épaule** : l'articulation acromioclaviculaire, le processus coracoïde, l'angulus acromialis, le trigonum scapulae, l'angulus inférieur. Ces marqueurs sont nécessaires pour l'estimation du centre articulaire glénohuméral selon la méthode prédictive de Meskers *et al.* (114).
- pour le **bras** : les épicondyles médial et latéral de l'humérus. Le centre de rotation du coude correspond au milieu des épicondyles.
- pour l'**avant-bras** : les styloïdes radiale et ulnaire. Le centre articulaire du poignet est défini comme le milieu des styloïdes.
- pour la **main** : le bord médial de la deuxième articulation phalangienne du cinquième doigt, le bord latéral de la deuxième articulation phalangienne du deuxième doigt.

Les trajectoires spatiales des marqueurs sont reconstruites par le système SAGA3^{RT}, composé de 6 caméras infrarouges synchronisées et échantillonnées à 50 Hz. Le volume capturé est de $1.5 \times 1.5 \times 1.5 \text{ m}^3$.

Nous choisissons d'utiliser la technique des marqueurs virtuels (Figure 10.2), où la position des points osseux (marqueur anatomique) est connue dans des repères techniques par calibration préalable à l'aide d'une baguette de dimension connue. Les marqueurs

techniques et anatomiques nécessaires à la capture cinématique du modèle de Hatze sont regroupés dans plusieurs tableaux présentés en Annexe C.2.

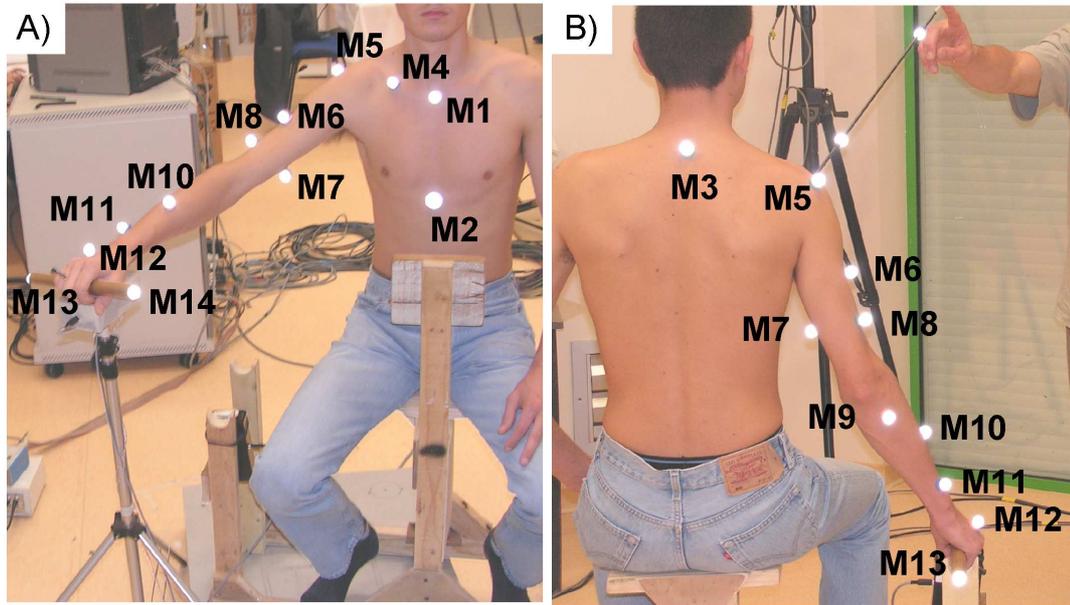


FIG. 10.2 – Position des marqueurs techniques pour définir les repères locaux des segments : [M1-M3] thorax, [M4-M6] épaule, [M7-M9] bras, [M10-M12] avant-bras, [M13-M15] main. A) Position finale avec une amplitude réduite et l'objet léger. B) Pointage de l'apophyse coracoïde en position initiale

La position ${}^G p$ des marqueurs anatomiques, définie dans le repère global comme l'extrémité de la baguette, est calculée dans le repère local associé au segment (notée ${}^L p$) à partir de la matrice de passage du repère global au repère local ${}^L R$: ${}^L p = {}^L R {}^G p$. La position des marqueurs anatomiques, connue dans le repère technique du segment correspondant, permet leur reconstitution virtuelle lors des essais dynamiques selon l'expression : ${}^G p = {}^G R {}^L p$.

Paramètres calculés : L'erreur commise lors de la simplification de la ceinture scapulaire est testée par comparaison des deux modèles. Le modèle de la main, de l'avant-bras, et du bras est identique pour les deux modèles. Les comparaisons sont effectuées à la jonction du membre supérieur et du thorax. Les paramètres comparés sont de nature cinématique, sthénique ou énergétique :

- Les taux de rotation maximaux du bras en flexion et en abduction par rapport au segment proximal. La matrice de pré-produit vectoriel ($\tilde{\omega}$ est une matrice anti-symétrique représentant le produit vectoriel $\tilde{\omega}u = \omega \times u$) du vecteur taux de rotation est calculée par : $\tilde{\omega} = \mathbf{R}^T \dot{\mathbf{R}}$.
- Les efforts articulaires maximaux en antépulsion et en élévation de l'épaule. Dans un cas, le couple est calculé par dynamique inverse à l'articulation sternoclaviculaire selon le formalisme de Newton-Euler. Dans l'autre cas, le couple calculé à la glénohuméral est transporté à l'articulation sternoclaviculaire.
- Le travail total fournis par le membre supérieur.

Pour chaque paramètre, chaque sujet et chaque condition, une valeur moyenne est calculée sur les dix répétitions. Une ANOVA à plusieurs facteurs, ($\alpha = 0,05$) suivie de comparaisons multiples teste l'effet :

1. du modèle du complexe scapulaire SC-GH *versus* GH,
2. de l'amplitude du mouvement modifiée par l'éloignement de la cible,
3. de la quantité d'accélération modifiée par la masse de l'objet et par une consigne sur la vitesse du mouvement,
4. de l'interaction entre 1 et 3,
5. et de l'interaction entre 2 et 3.

Les tests 2 et 3 ont pour objectif de valider le protocole expérimental.

10.3.3 Résultats des analyses statistiques

Les résultats statistiques sont regroupés dans le Tableau 10.2. L'effet des caractéristiques du mouvement va tout d'abord être analysé pour valider le protocole. Par la suite, l'effet du modèle du complexe scapulaire ainsi que son interaction avec les caractéristiques du mouvement seront évalués.

Validation des conditions : Les valeurs moyennes et écarts-types des paramètres mécaniques selon les quatre conditions de la tâche sont résumés dans le Tableau 10.3. Les vitesses en flexion et en abduction sont affectées par la consigne sur la vitesse du mouvement et dans une moindre mesure par l'éloignement de la cible. Les pics de vitesses sont plus élevés lorsque la cible est éloignée.

Les couples articulaires maximaux d'élévation de l'épaule sont modifiés de façon significative par les quantités d'accélération du mouvement. Les efforts sont plus intenses pour les conditions à quantité d'accélération élevée. L'éloignement de la cible n'a pas d'effet sur

TAB. 10.2 – Valeurs de p données par l'ANOVA testant l'effet du modèle, de l'amplitude du mouvement, de la quantité d'accélération de l'objet (ma) et leurs interactions sur les paramètres mécaniques : vitesse angulaire maximale de l'articulation glénohumérale (ω_{max}), couple maximal de l'articulation sternoclaviculaire (τ_{max}) et travail du membre supérieur. * signifie $p < 0,05$ et ** $p < 0,01$

	ω_{max}		τ_{max}		Travail
	Flexion	Abduction	Antépulsion	Elévation	
modèle	0,2525	0,1624	<0,0001**	<0,0001**	0,0167*
distance	0,0275*	0,0014**	0,6643	0,9057	0,1633
ma	<0,0001**	0,0001**	0,3868	<0,0001**	<0,0001**
modèle \times distance	0,3397	0,2892	0,7722	0,8589	0,2006
modèle \times ma	0,4668	0,4205	0,8849	<0,0001**	0,4131

ce paramètre; il n'y a pas de différence pour les extremums du couple d'antépulsion de l'épaule.

Le travail est influencé significativement par la quantité d'accélération de l'objet. Les essais réalisés à *faible* accélération et objet léger demandent un travail mécanique inférieur à ceux réalisés avec une forte accélération et un objet lourd; le travail moyen est de $13,65 \pm 3,34$ J contre $6,75 \pm 1,75$ J. L'amplitude du mouvement n'est pas un paramètre qui modifie le travail. En résumé, le protocole expérimental propose des conditions qui modifient significativement les caractéristiques mécaniques du mouvement.

Comparaison entre les modèles biomécaniques : Les valeurs moyennes pour chaque paramètre sont regroupées dans le Tableau 10.4.

TAB. 10.4 – Valeurs moyennes et écarts-types, selon les deux modèles biomécaniques, des paramètres mécaniques : la vitesse angulaire maximale (ω_{max}) en flexion et abduction du bras, le couple maximum à l'articulation sternoclaviculaire (τ_{max}) en antépulsion et élévation ainsi que le travail.

		Unité	SC-GH	GH
ω_{max}	Flexion	[°/s]	$152,1 \pm 90,5$	$133,1 \pm 82,5$
	Abduction	[°/s]	$77,5 \pm 65,0$	$59,1 \pm 52,8$
τ_{max}	Antépulsion	[Nm]	$1,6 \pm 1,2$	$0,4 \pm 2,2$
	Elévation	[Nm]	$18,4 \pm 8,7$	$2,8 \pm 3,2$
Travail		[J]	$10,5 \pm 4,7$	$9,0 \pm 4,1$

La vitesse angulaire n'est pas affectée par le modèle. Le modèle a un effet significatif sur les intensités maximales des couples articulaires en élévation et en antépulsion de l'épaule. Le modèle simple GH sous-estime l'intensité du couple articulaire surtout en élévation

TAB. 10.3 – Valeurs moyennes et écarts-types, selon les quatre conditions de la tâche, des paramètres mécaniques : la vitesse angulaire maximale (ω_{max}) en flexion et abduction du bras , le couple maximum à l’articulation sternoclaviculaire (τ_{max}) en antépulsion et élévation ainsi que le travail.

		Unité	Ample-Faible	Ample-Élevée	Réduite-Faible	Réduite-Élevée
ω_{max}	Flexion	[°/s]	91,5 ± 31,4	231,1 ± 63,4	76,8 ± 43,8	171,1 ± 88,6
	Abduction	[°/s]	52,6 ± 27,9	127,9 ± 61,9	30,2 ± 24,6	62,4 ± 63,5
τ_{max}	Antépulsion	[Nm]	1,1 ± 2,5	1,0 ± 2,3	0,8 ± 2,3	1,7 ± 2,6
	Élévation	[Nm]	6,8 ± 6,1	14,2 ± 11,5	6,4 ± 5,7	15,0 ± 12,9
Travail		[J]	6,7 ± 1,9	13,7 ± 2,5	5,4 ± 1,2	13,3 ± 3,4

de l'épaule. Enfin le travail mécanique, paramètre le plus global, présente des différences significatives entre les modèles. La modélisation du complexe scapulaire par une seule articulation rotule sous-estime le travail mécanique de gestes simples. Les interactions entre le modèle et la condition de la tâche sont peu nombreuses. Le modèle interagit avec les quantités d'accélération du mouvement sur le couple maximal d'élévation de l'épaule. L'effet du modèle sur ce paramètre augmente significativement avec l'augmentation des quantités d'accélération du mouvement.

10.3.4 Discussion sur l'effet des modèles de l'épaule

L'objet de ce travail est de montrer l'intérêt du modèle de Hatze en testant l'erreur commise lors de la simplification du complexe scapulaire, suivant la sollicitation de l'épaule. Bien que la reproductibilité du mouvement n'ait pas été testée, la faible dispersion des courbes montre le caractère reproductible du mouvement. La tâche n'est pas aussi standardisée que la marche ; mais pour les essais d'une condition donnée, les courbes ont le même profil pour chacun des paramètres calculés. Le calcul d'une valeur moyenne sur dix essais est donc acceptable. Pour des gestes plus complexes, il est probable que des différences plus importantes soient observées entre les essais.

Effet des conditions expérimentales : La première étape est la validation des conditions d'exécution de la tâche. Concernant la cinématique, seuls des taux de rotation maximaux du bras ont été analysés. L'analyse des positions ou des amplitudes articulaires est envisageable pour comparer les conditions, mais elle reste délicate pour la comparaison des modèles. L'étude de Marchese et Johnson (110) a déjà montré une évolution linéaire du mouvement de la clavicule avec l'abduction du bras. La différence d'orientation des repères de l'épaule et du thorax obligerait à choisir des séquence d'angles pour chacun des modèles (ZXZ pour le modèle SC-GH *vs* XYZ pour le modèle GH) afin d'approcher au mieux les angles de flexion-extension, abduction-adduction et rotation médiolatérale du bras. Des différences apparaîtraient sur les valeurs de la posture anatomique de référence et sur l'évolution des angles au cours du mouvement. Sans consensus sur l'orientation des repères et la séquence d'angles, il est difficile de comparer des résultats entre les études. Cette observation, déjà soulevée par Karduna *et al.* (79), conforte l'importance des recommandations proposées par l'ISB⁴(179). Cependant, la justesse et les effets du modèle doivent être évalués avant l'adoption d'un tel consensus.

⁴International Society of Biomechanics

Les taux de rotation sont des paramètres plus simples à comparer, car ils ne font pas appel à une séquence d'angles prédéfinie mais au produit matriciel $R^T \dot{R}$. Les conditions *amplitude* et *quantité d'accélération* modifient les taux maximaux de rotation de l'articulation glénohumérale. L'éloignement de la cible et la consigne pour des mouvements rapides augmentent les vitesses angulaires en abduction et flexion du bras. Seul le couple articulaire en antépulsion de l'épaule est affecté par les conditions de réalisation de la tâche. Les mouvements rapides avec l'objet lourd requièrent un effort plus important. Enfin le travail augmente également avec cette condition. Le protocole offre une variété de sollicitations de l'épaule en modifiant les paramètres cinématiques, sthéniques et énergétiques.

Effet des modèles : Bien que l'articulation sternoclaviculaire soit sollicitée lors de l'abduction du bras (110), les mouvements de l'épaule n'ont pas d'incidence sur les taux maximaux de rotation du bras. La dynamique du mouvement est davantage affectée par le modèle du complexe scapulaire. Le couple d'élévation de l'épaule diffère entre les deux modèles à cause du moment du poids et du moment dynamique de l'épaule. De plus, la différence entre les modèles augmente avec la quantité d'accélération de l'objet. Pour toutes les tâches de lancer d'objet (handball, javelot, etc.), le modèle du complexe scapulaire peut avoir une incidence sur les paramètres sthéniques. Pour le couple d'antépulsion, le moment du poids intervient de façon mineure ; le moment dynamique de l'épaule autour de cet axe n'est pas significatif. Un placement de la cible plus en avant du sujet pourrait solliciter davantage l'antépulsion de l'épaule.

Avec un modèle simplifié du complexe scapulaire, la définition du repère associé au thorax est importante ; deux cas peuvent se présenter :

1. Si certains marqueurs du thorax sont placés sur les épaules alors leurs mouvements vont artificiellement modifier le moment dynamique du thorax.
2. si aucun marqueur du thorax n'est placé sur les épaules alors le calcul par dynamique inverse ne tiendra pas compte du moment dynamique des épaules.

Le travail mécanique est calculé par $W = \int \sum |C\omega| dt$. Le nombre d'articulations varie selon le modèle (le poignet, le coude, l'articulation glénohumérale et, pour le modèle SC-GH, l'articulation sternoclaviculaire). Comme le modèle a un effet sur le travail mécanique du membre supérieur, le travail de l'articulation sternoclaviculaire n'est pas négligeable quelles que soient les caractéristiques de la tâche. Un modèle simplifié sous-estime le travail. Si le taux de rotation du bras n'est pas affecté par le mouvement de l'épaule, le taux de rotation de l'épaule n'est pas nul pour autant.

Implication pour les études du membre supérieur : Cette discussion constitue une base de données pertinente pour les expérimentations sur le membre supérieur. Elle apporte des éléments pour choisir le modèle du membre supérieur en fonction des paramètres calculés et des caractéristiques du mouvement. Dès que la dynamique articulaire entre dans l'analyse du mouvement, le modèle SC-GH devient préférable puisque le moment dynamique de l'épaule n'est pas négligeable. Lors de l'analyse dynamique du mouvement de pagayage, les cadences élevées (140 cpm en compétition) et la création de forces excédant parfois les 400 N sollicitent fortement les membres supérieurs. Le modèle de Hatze est donc préférable pour le calcul des efforts articulaires et du travail mécanique.

Chapitre 11

Détermination des centres articulaires

Sommaire

11.1 Méthodes d'estimation des centres articulaires	176
11.1.1 Estimation du centre articulaire de l'épaule	177
11.1.2 Estimation du centre articulaire de la hanche	179
11.2 Proposition de tests fonctionnels pour des athlètes	180
11.2.1 Protocole	181
11.2.2 Simulations	188
11.2.3 Effet du mouvement sur l'estimation du CAH	189
11.2.4 Discussion	191
11.2.5 Conclusions sur la détermination du CAH	194

Le mouvement de pagayage sollicite principalement le haut du corps. Le modèle de Hatze a été préféré à d'autres modèles plus simples car il dissocie les épaules du tronc (chapitre 10). De plus, des efforts considérables ont été mesurés au cale-pied et à l'assise. La précision du calcul des couples articulaires va dépendre d'une localisation juste des centres de rotation avec une attention particulière pour les articulations de la hanche et de l'épaule. Pour l'analyse développée au chapitre 10, la position du centre articulaire glénohuméral a été estimée par les équations de régression de Meskers *et al.* (114). Après une présentation non exhaustive des approches prédictives et fonctionnelles de détermination des centres articulaires, une méthode à la fois expérimentale et numérique va être proposée pour améliorer le protocole des approches fonctionnelles. Cette démarche est appliquée à la hanche.

11.1 Méthodes d'estimation des centres articulaires

Les articulations du corps humain sont souvent modélisées comme des pivots (un degré de liberté) ou des rotules (trois degrés de liberté). Cette modélisation est une hypothèse simplificatrice car les articulations possèdent des centres instantanés de rotation du fait de la complexité des surfaces osseuses en contact. L'estimation des centres articulaires est une étape importante pour minimiser l'erreur sur les paramètres calculés. Deux grandes approches se dégagent pour estimer les centres articulaires :

L'approche prédictive : Pour la méthode prédictive les coordonnées spatiales de centres articulaires sont obtenues par des régressions linéaires à partir des dimensions du segment. Un axe articulaire peut être représenté simplement par deux marqueurs anatomiques, comme les malléoles latérale et médiale pour la cheville ou l'épicondyle et l'épitrôchlée pour le coude. De la même manière, un centre articulaire peut correspondre au milieu de deux marqueurs anatomiques (147). Une approximation des principaux centres articulaires par cette approche est regroupée dans un article de de Leva (45) à partir du modèle anthropométrique de Chandler *et al.* (32).

L'approche fonctionnelle : Les approches fonctionnelles utilisent pour leur part la géométrie de mouvements plus ou moins standardisés : flexion-extension, abduction-adduction parfois rotation médio-latérale et circumduction. La rotation médiolatérale est souvent délaissée car elle entraîne trop d'ADMP . Des pré-tests sont préférables puisque l'estimation des centres articulaires à partir des seules données cinématiques du geste étudié (marche, flexion-extension, montée d'escalier) reste peu précise (128). Comme les méthodes fonctionnelles sont caractérisées par des informations redondantes et bruitées, la solution est obtenue par optimisation (62; 177; 34; 72). Seule la méthode d'ajustement de sphères développée par Gamage et Lasenby (58) avec la correction proposée par Halvorsen (61), algorithme utilisé dans notre étude, est détaillée. Cette méthode recherche le centre de sphères ou de cercles concentriques décrits par les marqueurs (Figure 11.1) au cours des mouvements du segment distal dans le repère local du segment proximal (58).

Pour M marqueurs sur une durée T , la position du marqueur m à l'instant t est notée p_t^m . L'hypothèse générale est que les rayons (r^m), distances entre le centre articulaire (C) et les marqueurs externes (p_t^m), sont constants au cours du geste. Chaque marqueur décrit des trajectoires curvilignes sur une sphère. La fonction à minimiser est la suivante :

$$C_1 = \sum_{t=1}^T \sum_{m=1}^M \left[(p_t^m - C)^2 - (r^m)^2 \right]^2 \quad (58)$$

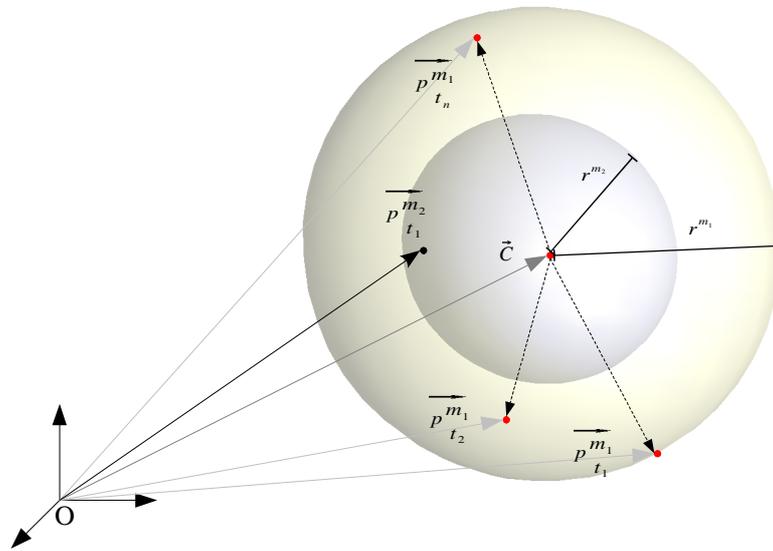


FIG. 11.1 – Illustration de l’ajustement de sphères pour l’estimation du centre articulaire d’une articulation sphéroïde. Les deux sphères de rayon r^{m_1} et r^{m_2} de centre C correspondent au domaine théorique de position des marqueurs m_1 et m_2 . $p_{t_1}^{m_1}$, $p_{t_2}^{m_1}$, $p_{t_n}^{m_1}$ et $p_{t_1}^{m_2}$ sont respectivement les vecteurs position du marqueur m_1 aux instants t_1 , t_2 et t_n et du marqueur m_2 à l’instant t_1 .

Contrairement à l’étude de Silaghi *et al.* (154), il n’y a pas d’ajustements manuels par pondération des marqueurs. La méthode ne fait pas appel à des différences entre deux instants comme celle de Halvorsen *et al.* (62). Gamage et Lasenby (58) montrent que la méthode de Halvorsen *et al.* (62) est généralement moins efficace que celle d’ajustement de sphères lors d’une simulation avec ajout d’un bruit gaussien. Même si Cereatti *et al.* (30) révèlent, par un développement mathématique, que les solutions théoriques des deux méthodes coïncident, la méthode de Halvorsen *et al.* (62) requiert cependant plus d’opérations, ce qui augmente le temps de calcul et les erreurs d’arrondis. L’article récent de Halvorsen (61) met à son tour en évidence un biais méthodologique dans l’approche de Gamage et Lasenby (58) et propose un algorithme de compensation qui tient compte du bruit expérimental.

11.1.1 Estimation du centre articulaire de l’épaule

La complexité cinématique du complexe scapulaire a été abordée au chapitre 10. Le centre de rotation de l’articulation glénohumérale est assimilé au centre de la tête humérale considérée comme une sphéroïde. Hormis l’étude de Saha (143), la plupart des travaux (68; 114; 156; 168) confirment cette hypothèse.

Le centre articulaire de l'épaule (CAE) est usuellement déterminé par radiographie (41), méthode prédictive (114) à partir des marqueurs anatomiques de la scapula (Figure 11.2) ou méthode fonctionnelle (25; 177).

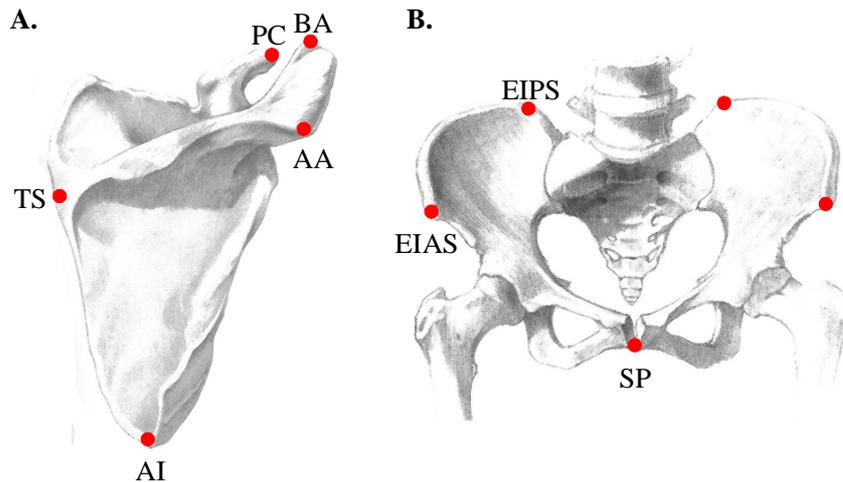


FIG. 11.2 – Position des marqueurs anatomiques permettant la définition de repères locaux dans le but d'estimer les coordonnées du centre articulaire de l'épaule et de la hanche. (A) Pour la scapula : AA = angle de l'acromion, BA = bec de l'acromion, PC = processus coracoïde, AI = angle inférieur de la scapula, TS = trigone spinal. (B) Pour le bassin : EIAS = épine iliaque antéro-supérieure, EIPS = épine iliaque postéro-supérieure, SP = symphyse pubienne.

Deux types d'erreurs se surimposent dans une telle estimation, à savoir la précision de position des marqueurs définissant le repère local de la scapula et l'erreur résiduelle de la régression linéaire. Une étude comparative *in vitro* (sur cadavres) ne met pas en évidence une plus grande précision de l'approche fonctionnelle par rapport à l'approche prédictive (168). Il en va de même, *in vivo*, où différentes méthodes (prédictive, par axe optimal de vissage et par ajustement de sphères) reproduisent le CAE à plus ou moins 4 mm, bien que les positions estimées diffèrent significativement (159). Pour assurer une bonne précision de l'approche fonctionnelle, il faudrait que les marqueurs placés sur le segment proximal (l'épaule) soient peu entachés d'erreur. En vue de la standardisation des études sur le membre supérieur, Stokdijk *et al.* (159) préconisent la méthode fonctionnelle par axes hélicoïdaux qui permet de décrire l'ensemble des articulations du membre supérieur et requiert moins de temps de calcul.

11.1.2 Estimation du centre articulaire de la hanche

Le centre articulaire de la hanche (CAH) est difficile à estimer car il est éloigné des marqueurs anatomiques palpables, contrairement aux articulations du genou et de la cheville. La précision de l'estimation est cruciale en terme de propagation des erreurs cinématiques et cinétiques (26; 27; 40; 78; 123; 135) lors du calcul des moments articulaires (70; 89; 158) ou encore des bras de levier des muscles qui croisent cette articulation (49). De nombreuses méthodes de détermination du CAH ont été proposées notamment pour l'étude de la marche. Si la méthode radiographique (14; 56; 89; 119) reste le *gold standard*, les approches prédictives et fonctionnelles sont très développées.

De nombreux modèles (4; 14; 15; 41; 44; 151; 152) estiment le CAH à partir des dimensions du bassin mesurées entre des points anatomiques palpables (Figure 11.2). Si certaines régressions (15; 152) s'accordent pour utiliser uniquement la largeur du bassin (distance entre les deux épines iliaques antéro-supérieures [EIAS]), les coefficients de régression diffèrent entre les études. Ils sont donc dépendants des protocoles et de la population. Seidel *et al.* (151) montrent l'importance de prendre en compte les trois dimensions du bassin (largeur entre les EIAS; profondeur entre la ligne des EIAS et celle des épines iliaques postéro-supérieures ainsi que la hauteur déterminée entre la symphyse pubienne et la lignes des EIAS).

L'approche fonctionnelle définit le CAH comme le centre d'une sphère décrite par la trajectoire des marqueurs de la cuisse lors d'une rotation de la hanche (17; 28; 25; 100; 125; 127; 152). Autrement dit, le CAH est considéré comme le *point rotule* des mouvements entre le fémur et le pelvis. Seuls les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction sont effectués dans des amplitudes minimales de 40-45° (100), ce qui exclurait, *a priori*, certains sujets ou patients (14; 89; 151). Les travaux de Piazza *et al.* (127, 128), *in vitro* puis *in vivo*, confirment certes l'augmentation significative d'erreurs avec des mouvements limités à 15° comparativement à des amplitudes de 30°, toutefois les incertitudes obtenues pour l'amplitude restreinte sont similaires à celles d'études antérieures (15; 100), ce qui rend la méthode fonctionnelle applicable à la quasi-totalité des sujets.

Il n'y a pas de consensus sur la supériorité de l'une des deux approches, que chaque étude modifie et améliore. Si Bell *et al.* (15) et Leardini *et al.* (100) comparent les deux approches en trouvant des résultats *a priori* contradictoires, la dernière étude ajoute la circumduction aux mouvements de flexion-extension et abduction-adduction, quand la première propose de nouvelles équations de régression. Il semblerait malgré tout que la méthode fonctionnelle présente une plus grande répétabilité dans la mesure des paramètres cinématiques et cinétiques (16). En outre, elle ne demande pas de localiser avec précision

les marqueurs anatomiques. Ceci explique sans doute que l'*International Society of Biomechanics* (178) recommande une détermination du centre articulaire de la hanche par approche fonctionnelle. Au-delà de ces recommandations, les deux approches se complètent parfois. C'est ainsi que pour simplifier la procédure de calcul, Besier *et al.* (16) cherchent la solution par la méthode fonctionnelle dans un cube de 100 mm de côté ayant pour centre l'estimation prédictive de Shea *et al.* (152).

11.2 Proposition de tests fonctionnels pour des athlètes

Plusieurs tentatives ont été menées pour comparer les approches prédictives et fonctionnelles (89; 15; 100). Aucun consensus ne ressort de l'ensemble de ces études. La difficulté de comparaison provient principalement de l'absence d'un standard des approches fonctionnelles ; il existe de nombreux algorithmes et les caractéristiques du mouvement changent selon les études. Les résultats proviennent d'expériences cliniques où la précision est le plus souvent obtenue par des méthodes invasives. L'imprécision sur les paramètres dynamiques est calculée sur des mouvement de la vie quotidienne. Ainsi ces résultats doivent être reconsidérés pour des athlètes souples et musculeux. Leurs mouvements sont caractérisés par de larges amplitudes articulaires et des efforts articulaires importants. Les ADMP et une mauvaise estimation de la position des centres articulaires combinés dans le calcul de dynamique inverse entraînent certainement des incertitudes plus importantes que celles présentées dans la littérature. De plus, l'analyse du mouvement athlétique en situation de compétition ou d'entraînement se limite le plus souvent à une analyse cinématographique sans possibilité de validation par des approches invasives.

Les principales modifications du protocole concernent la nature du mouvement (amplitude de mouvement et vitesse d'exécution), son type (flexion - extension, abduction - adduction et circumduction) et le nombre de cycles. La localisation du CAH suppose des postures variées qui dépendent de ces trois caractéristiques. Le compromis entre la variété des postures et le bruit est complexe. La simulation ou l'utilisation de chaînes mécaniques permettent de faire varier aisément les caractéristiques du mouvement tout en connaissant la position du centre de rotation. L'avantage de la simulation est de pouvoir inclure un modèle de bruit sur une cinématique contrôlée. L'objectif de cette section est d'évaluer les effets de trois caractéristiques du mouvement sur l'estimation du CAH. Le CAH est estimé par une approche fonctionnelle à partir de mouvements simulés associés à un modèle de bruit dû aux mouvements de peau.

11.2.1 Protocole

Le protocole peut se résumer comme suit :

1. Enregistrer la cinématique de la cuisse par rapport au pelvis pour des athlètes,
2. Construire des mouvements de référence à partir de trajectoires expérimentales en supposant la hanche comme une rotule parfaite et les segments parfaitement rigides,
3. Construire un modèle de bruit à partir de la variation au cours du temps des clusters des marqueurs externes,
4. A partir des mouvements de référence et du modèle de bruit, simuler l'effet numérique du nombre d'échantillons, du type de mouvement, de la nature du mouvement, du traitement du signal et d'une procédure de solidification sur la précision de la localisation du CAH.

Le système d'analyse du mouvement *Saga3^{RT}*, composé de six caméras infrarouges, recueille les données cinématiques dans un volume calibré de $2 \times 1 \times 1$ m. Dans cette étude, la méthode fonctionnelle proposée par Gamage et Lasenby (58) et modifiée par Halvorsen (61) est utilisée.

Une étape préalable a été de valider les programmes d'estimation des centres articulaires. Pour ce faire, nous avons créé un mécanisme composé de trois segments et deux articulations (Figure 11.3). Nous considérons qu'il s'apparente à un membre supérieur avec une scapula, un bras et un avant-bras liés entre eux par une rotule et un pivot mécaniquement parfaits. Trois marqueurs définissent le mouvement des corps solides dans l'espace. De plus, deux marqueurs matérialisent l'axe du pivot. Les marqueurs ($\varnothing 10$ mm) d'un même segment sont distants d'au moins 100 mm pour éviter toute confusion possible lors du tracking.

Protocole expérimental : Sept gymnastes masculins sains ($21 \pm 2,7$ ans ; $1,71 \pm 0,04$ m ; $71,3 \pm 5,4$ kg) participent à l'étude après avoir donné leur accord. Deux clusters composés de trois marqueurs sphériques ($\varnothing 20$ mm) et non colinéaires sont placés l'un sur le pelvis et l'autre sur la cuisse droite. Les marqueurs sont disposés aussi loin que possible de la hanche et des muscles proéminents (Figure 11.4). Au préalable, une calibration anatomique des épicondyles fémoraux est effectuée (28). En gardant le tronc vertical, les sujets réalisent trois types de mouvements de la cuisse droite composés de 10 cycles : flexion-extension (*FE*), abduction-adduction (*AbAd*) et circumduction (*Cir*). Ces mouvements sont répétés 3 fois avec des amplitudes et des vitesses différentes. Dans le premier cas, les sujets effectuent des mouvements d'amplitude limitée. De cette façon, la

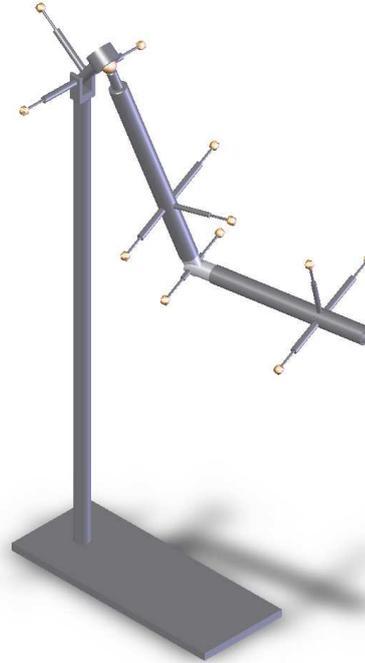


FIG. 11.3 – Mécanisme articulé composé de trois segments, d’une rotule et d’un pivot utiliser pour valider la précision des algorithmes de détermination des centres articulaires.

contraction des muscles superficiels de la cuisse est minimisée. Le second essai consiste en des mouvements lents d’amplitude maximale. Le dernier essai se compose de mouvements rapides, dits explosifs. Ces natures de mouvement sont respectivement appelées *limitée*, *ample* et *explosive*.

Cinématique de référence : Pour obtenir des trajectoires de clusters réalistes, les mouvements de référence sont construits à partir des mouvements expérimentaux d’un des sujets. Après élimination des clusters les plus déformés, les clusters sont solidifiés par une minimisation par moindres carrés (35). La procédure itérative de recherche et d’élimination est basée sur la valeur relative des angles [rad] et des longueurs [m] (θ_j^t, L_j^t , pour $j = 1, 2, 3$ ou $j = 4, 5, 6$) exprimée par rapport à leur valeur moyenne ($\overline{\theta}_j, \overline{L}_j$). Le cluster t qui maximise l’Eq. [59] est éliminé.

$$\sum_{j=1}^3 \left(\frac{\theta_j^t - \overline{\theta}_j}{\overline{\theta}_j} \right)^2 + \left(\frac{L_j^t - \overline{L}_j}{\overline{L}_j} \right)^2 \quad (59)$$

Le processus est tout d’abord appliqué sur le pelvis pour éliminer 10% des images expérimentales ; il est ensuite appliqué à la cuisse pour conserver seulement 80% des images.

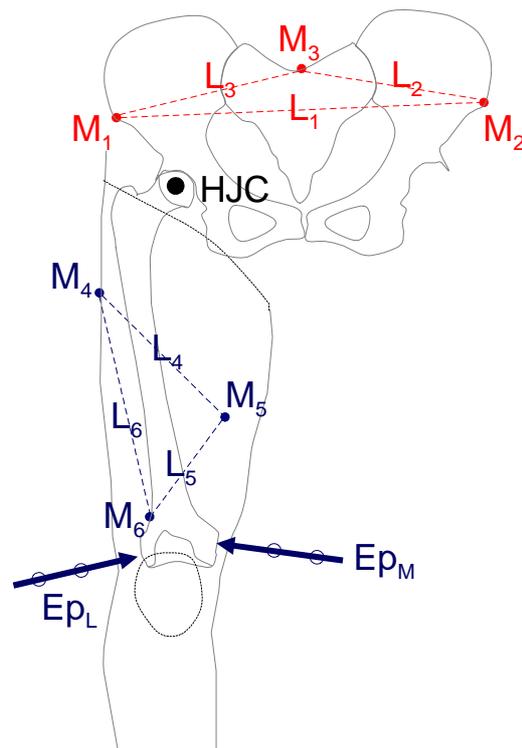


FIG. 11.4 – Position des deux clusters du pelvis et de la cuisse droite pour déterminer leurs position et orientation. Les six marqueurs techniques (M_j), définissant six longueurs (L_j), sont placés sur la peau : M1 épine iliaque antérosupérieure [EIAS] gauche, M2 EIAS droite, M3 sacrum, M4 sur la face latérale de la cuisse (environ 0,1 m sous le grand trochanter), M5 sur la face médiale de la cuisse entre le vaste médial et le droit fémoral, M6 sur le tendon du vaste latéral. Les épicondyles latéral et médial [Ep_L , Ep_M] sont calibrés lors d'une posture statique.

Le cluster optimal est calculé comme la moyenne des clusters restants et cette forme moyenne permet de repositionner les marqueurs des clusters conservés. L'élimination de clusters ne pose aucun problème pour estimer le CAH car l'approche fonctionnelle choisie est indépendante du temps.

A partir de ces données, une localisation de référence du CAH est estimée. Les repères locaux sont obtenus à partir des clusters solidifiés du pelvis ($R1$) et de la cuisse ($R2$). La localisation du CAH est estimée dans $R1$ (1H) et dans $R2$ (2H) par une approche fonctionnelle. Les angles de Cardan (α, β, γ) sont obtenus à partir de la matrice d'orientation de la cuisse par rapport au pelvis (1_2R). Les angles de Cardan des images éliminées sont interpolés par spline cubique. A partir de ces coordonnées $[\alpha, \beta, \gamma, {}^1H, {}^2H]$, la position du j ème marqueur de la cuisse par rapport à $R1$ à l'instant t est calculée par :

$${}^1P_j^t = {}^1_2R \times {}^2P_j + {}^1H - {}^1_2R \times {}^2H \quad (60)$$

où 2P_j est la position du j ème marqueur de la cuisse par rapport à $R2$. La cinématique de référence est donc constituée de segments rigides et d'une localisation unique du CAH. Les coordonnées sont proches du mouvement expérimental et incluent 10 cycles de chaque nature et de chaque type de mouvement.

Modèle de bruit : Un bruit est ajouté à la cinématique de référence. Le bruit artificiel, incluant à la fois une partie aléatoire et continue, reproduit les ADMP et les erreurs de mesure. Le modèle est basé sur l'hypothèse que les changements de dimension des clusters témoignent des ADMP. Pour les sept sujets, la déformation des longueurs entre les marqueurs des deux clusters est calculée pour chaque cycle.

La variation des longueurs est exprimée par rapport aux longueurs de référence (L_j^{Ref}) mesurées lors de la posture statique. Pour chaque cycle, l'amplitude de la déviation est obtenue en éliminant 5% des valeurs extrêmes. Puis une déviation moyenne ($\bar{D}_{j,k}$) est calculée pour chaque nature de mouvement et chaque longueur (Tableau 11.1) :

$$\bar{D}_{j,k} = \frac{1}{10} \sum_{cy=1}^{10} \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \frac{L_{j,k}^{cy,t} - L_j^{Ref}}{L_j^{Ref}}, \text{ for } j = 1, \dots, 6 \quad (61)$$

Généralement les courbes ont une forme similaire. L'amplitude est plus importante pour le mouvement *explosif* que pour le mouvement *ample* et moindre pour le mouvement *limité*. Puisque la déformation des clusters montre un comportement cyclique avec les plus grandes déviations lors de la flexion ou de l'abduction maximale, une courbe Gaussienne

TAB. 11.1 – Amplitude des déformations [% de la longueur de référence] des clusters. Pour chaque nature (*ample, limitée, explosive*), type de mouvement (*AbAd, FE, C*) et longueur, une valeur moyenne est calculée. Les valeurs pour créer le bruit sont la moyenne des trois types de mouvement.

Nature Longueurs	Ample			Limité			Explosif		
	moyenne [%]			moyenne [%]			moyenne [%]		
	AbAd	FE	C	AbAd	FE	C	AbAd	FE	C
L1	4,773			3,373			6,877		
	4,050	4,600	5,670	2,820	3,320	3,980	6,260	7,200	7,170
L2	3,660			2,537			4,200		
	3,070	3,840	4,070	2,420	2,740	2,450	3,600	4,700	4,300
L3	4,880			3,007			6,067		
	4,040	5,200	5,400	2,640	3,060	3,320	4,870	7,310	6,020
L4	6,640			4,927			6,787		
	4,680	7,360	7,880	3,730	6,060	4,990	4,730	7,660	7,970
L5	7,643			4,993			8,170		
	7,150	7,310	8,470	4,720	5,130	5,130	8,600	8,420	7,490
L6	4,757			3,127			5,043		
	3,830	4,760	5,680	2,670	3,510	3,200	4,980	5,240	4,910

est choisie pour définir le bruit systématique (Figure 11.5), préférée à une fonction sinus (35; 141; 105).

Le pattern de bruit continu est dépendant de la nature du mouvement (k), du marqueur (j) et de la coordonnée (i) et est répété dans tous les cycles. A l'instant t , le bruit artificiel est exprimé par (Figure 11.6) :

$$N_{i,j,k}^t = \underbrace{a_{j,k} \exp\left(-\frac{(t-b)^2}{2c^2}\right)}_{\text{systématique}} + \underbrace{d}_{\text{aléatoire}} \quad (62)$$

où $a_{j,k}$ dépend du marqueur (j), de la nature du mouvement (k) et de deux coefficients aléatoires : $a_{j,k} = a1 \times a2_{j,k} \times a3$, avec $a1 \in \{-1; 1\}$ et $a3 \in [0, 9; 1]$. b et c sont des valeurs aléatoires entre [35% -65%] et [5% -15%] de la durée du cycle, tandis que d désigne l'erreur de mesure du système cinématographique. Selon l'étude de Roux *et al.* (141), cette erreur est considérée comme un bruit aléatoire de distribution normale (moyenne = 0 mm, écart-type = 0,615 mm). L'amplitude dépend principalement du marqueur et de la nature du mouvement, $a2_{j,k}$ représentant l'erreur systématique maximale sur les coordonnées. Les coefficients $a2_{j,k}$, résumés dans le Tableau 11.2, sont ajustés pour obtenir une déformation moyenne similaire ($\pm 0, 1\%$) à la valeur expérimentale.

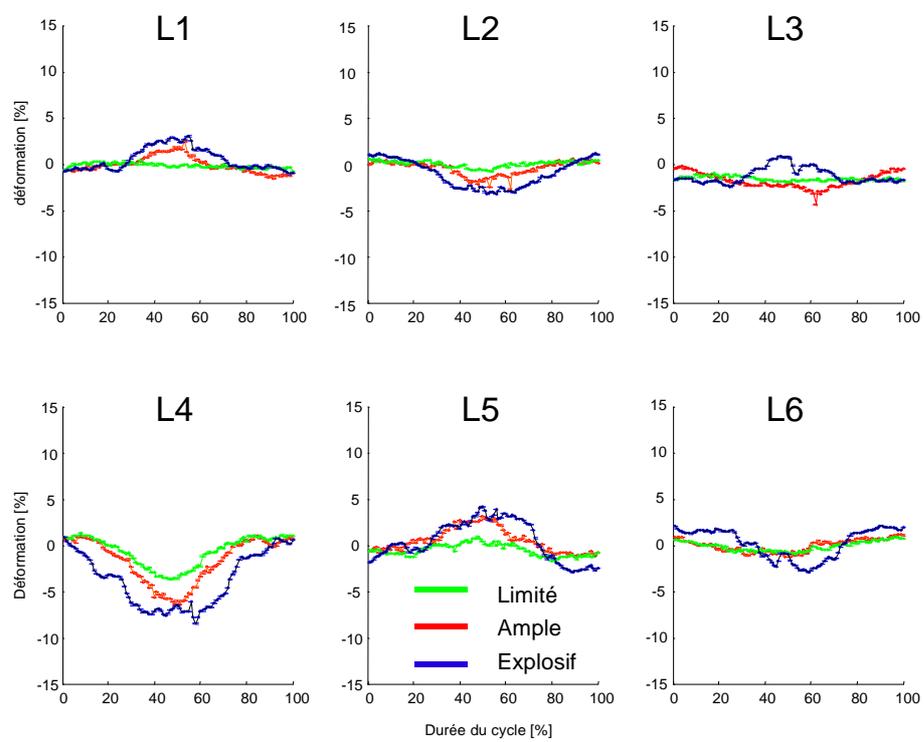


FIG. 11.5 – Courbes moyennes des déformations (L1-L6) pour le sujet n° 2 réalisant 10 cycles d'abduction-adduction selon les trois natures de mouvement (ample, limité et explosif).

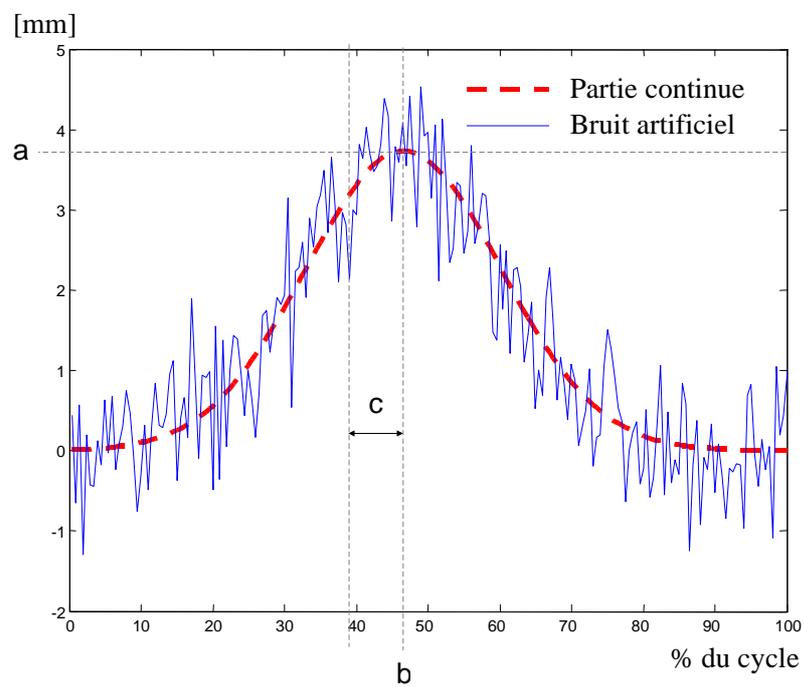


FIG. 11.6 – Le bruit artificiel est composé d’une partie continue et d’une partie aléatoire. Le bruit continu pour un cycle est simulé par une courbe de Gauss d’amplitude a , de moyenne b et d’écart-type c . La partie continue est répétée pour chaque cycle tout au long de l’essai sur les coordonnées des marqueurs.

Pour résumer, il y a 5 paramètres aléatoires et 18 coefficients déterminés ($a_{2j,k}$), un pour chacun des six marqueurs et pour chacune des trois natures de mouvement. Ajouté à la cinématique de référence, ce bruit donne en moyenne la déformation expérimentale des clusters.

TAB. 11.2 – Coefficients de déformation [mm] $a_{2j,k}$ selon le marqueur (M_j , $j = 1, \dots, 6$) et la nature du mouvement (k).

Natures (k)	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5	M_6
Limité	2,84	2,35	1,52	4,55	4,13	2,25
Ample	4,45	2,92	3,38	6,14	5,51	4,78
Explosif	6,55	4,22	2,85	6,34	5,60	5,37

11.2.2 Simulations

Paramètres testés : Les cycles composant chaque test sont extraits du mouvement de référence puis sont combinés à un pattern de bruit. Les paramètres aléatoires du modèle de bruit ont permis de simuler différents patterns. La localisation du CAH est estimée pour chaque pattern de bruit et pour chaque test. Ces tests sont l'ensemble des combinaisons de 5 paramètres, soit 324 cas :

1. Type de mouvement $\{FE/AbAd, C, FE/AbAd/C\}$,
2. Nature du mouvement $\{limité, ample, explosif\}$,
3. Nombre d'échantillon, affecté par la fréquence d'acquisition $\{10, 25, 50 \text{ Hz}\}$ et le nombre de cycles $\{1, 5, 10\}$,
4. Traitement du signal $\{\text{sans traitement, filtre de Butterworth (ordre 4, fréquence de coupure 6 Hz)}\}$,
5. Procédure de solidification (présentée précédemment) $\{\text{sans, avec}\}$.

Les simulations numériques sont réalisés sous Matlab 6.5 (PC, Pentium 4, 2,5 GHz) selon l'algorithme présenté en Annexe C.3. Les positions du CAH dans $R1$ et $R2$ sont évaluées pour chaque pattern de bruit m et pour chaque test n . Elles sont notées respectivement ${}^1H_{m,n}$ et ${}^2H_{m,n}$. Deux erreurs, notées ${}^1E_{m,n}$ et ${}^2E_{m,n}$, sont calculées comme les distances par rapport au CAH de référence (1H et 2H).

Réduction des données : La réduction des données est inévitable pour analyser et discuter les résultats. Une erreur moyenne ($E_n = \frac{1}{2m} \sum ({}^1E_{n,m} + {}^2E_{n,m})$) est calculée pour chacun des 324 protocoles. Ils sont ensuite divisés en trois groupes (G1, G2, G3) en

utilisant la valeur des quartiles de E_n . Sont regroupées les fréquences des observations inférieures à 25%, entre 25% et 75% et supérieures à 75%. La variable quantitative (nombre d'échantillons) est transformée en quatre classes selon les quartiles : Q1 (0-25%), Q2 (25-50%), Q3 (50-75%), Q4 (75-100%). La Figure 11.7 montre les tendances sans considérer les relations entre les paramètres. Hormis pour le traitement du signal et la fréquence d'acquisition, la distribution des variables change avec la précision du CAH. La solidification semble être un paramètre incontournable à la précision.

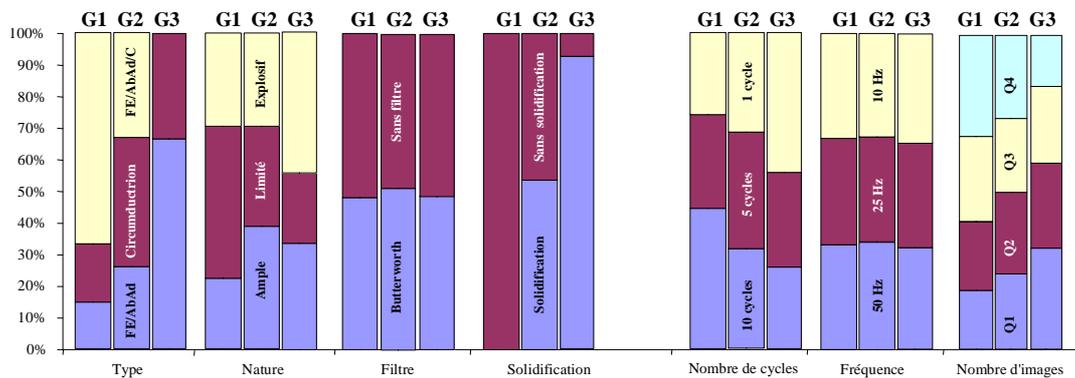


FIG. 11.7 – Distribution des variables qualitatives (Type, Nature, Traitement du signal, Solidification, Nombre de cycles, Fréquence et Nombre d'images) en fonction des trois groupes de précision (G1, G2, G3).

Parmi l'ensemble des paramètres, seuls la nature, le type de mouvement et le nombre de cycles sont choisis : la combinaison de ces 3 caractéristiques réduit l'analyse à 27 tests différents. Une ANOVA emboîtée est appliquée à l'ensemble des tests. Lorsqu'une différence significative de $p \leq 0,01$ est obtenue, une procédure de comparaisons multiples (méthode de Tukey) est effectuée, ceci pour approfondir la comparaison entre les différentes modalités.

11.2.3 Effet du mouvement sur l'estimation du CAH

Cinématique de référence et bruit : Le segment cuisse est défini par le CAH et le milieu des deux épicondyles fémoraux (Figure 11.4). L'amplitude articulaire de la hanche est mesurée dans le plan sagittal du pelvis pour la *FE* et dans le plan frontal pour *AbAd* (Tableau 11.3). L'amplitude des mouvements limités (58° pour *AbAd* et 75° pour *FE*) est supérieure à celle des études antérieures (100; 128).

TAB. 11.3 – Amplitude articulaire de la hanche [°] pour les trois natures de mouvement. Pour comparaison, les valeurs d'études précédentes sont données.

Nature	AbAd			FE		
	min	max	amplitude	min	max	amplitude
Limitée	-5	53	58	-28	46	74
Ample	-9	77	86	-39	60	99
Explosive	-7	94	101	-27	91	117
<i>Leardini et al.</i> (100)			40			45
<i>Piazza et al.</i> (128)			29,4			60,4

A cause des paramètres aléatoires du modèle de bruit, il faut 500 générations de patterns de bruit pour faire converger la valeur moyenne de déformation des clusters. La déformation moyenne des clusters au cours des mouvements *limité*, *ample* et *explosif* est respectivement de 2,9 mm (2,2 mm pour le pelvis *versus* 3,6 pour la cuisse), 4,5 mm (3,6 *vs* 5,5) et 5,1 mm (4,5 *vs* 5,8). Excepté pour le marqueur M_4 (Figure 11.4), l'erreur systématique augmente avec l'amplitude du mouvement. Le bruit sur le cluster du pelvis est inférieur à celui de la cuisse. Lors du mouvement *explosif*, un déplacement maximum de 15 mm est observé pour M_4 et d'environ 13 mm pour M_5 et M_6 .

Effets du mouvement : Le Tableau 11.4 présente l'erreur d'estimation du CAH moyenne et l'écart-type pour chaque test. Le meilleur test (4,0 mm) est composé de 10 cycles de mouvements *limités* de *FE/AbAD/Cir*. Au contraire, le plus mauvais test (7,9 mm) est obtenu lors d'un seul cycle de mouvement *limité* de *FE/AbAd*. Les résultats statistiques

TAB. 11.4 – 2 Erreurs moyennes (et écarts-types) de chaque test : combinaison de la nature, du type de mouvement et du nombre de cycles.

Natures	Nombre de Cycles	Types		
		FE/AbAd	C	FE/AbAd/Cir
Limité	1	7,9 (2,5)	5,0 (1,5)	4,9 (1,6)
	5	6,2 (2,1)	4,8 (1,3)	4,5 (1,5)
	10	5,5 (1,9)	4,5 (1,2)	4,0 (1,3)
Ample	1	6,7 (2,3)	5,8 (1,9)	4,7 (1,4)
	5	6,7 (2,1)	5,7 (1,6)	4,6 (1,4)
	10	6,5 (2,1)	5,7 (1,5)	4,6 (1,4)
Explosif	1	6,1 (2,0)	6,7 (2,1)	4,8 (1,6)
	5	5,7 (1,9)	6,5 (2,3)	4,6 (1,7)
	10	5,7 (1,9)	6,5 (2,3)	4,5 (1,6)

sont représentés graphiquement par la Figure 11.8. La nature du mouvement a un effet significatif sur la localisation du CAH. Les mouvements *limités* sont globalement plus précis

que les mouvements *amples* ou *explosifs*. Le type de mouvement est en interaction avec sa nature. Les effets sont différents selon les trois natures de mouvement. Dans l'ensemble, *FE/AbAd/Cir* est significativement plus précis. Pour les mouvements *limités* ou *amples*, la précision augmente entre *FE/AbAd*, *Cir* et *FE/AbAd/Cir*. Pour les mouvements *explosifs*, *Cir* a les plus mauvais résultats. Le nombre de cycles n'a pas d'effet significatif avec toutes les interactions nature-type et l'évolution dépend seulement de la nature du mouvement. Pour les mouvements *limités*, la précision augmente avec le nombre de cycles. Pour les mouvements *amples*, les répétitions n'augmentent pas la précision. La précision d'un cycle *explosif* est moins bonne que 5 ou 10 cycles, il n'y a pas d'amélioration significative entre 5 et 10 cycles.

11.2.4 Discussion

Cette étude met en évidence les effets des caractéristiques du mouvement sur l'estimation de la position du CAH par une approche fonctionnelle. Les résultats sont obtenus pour des mouvements simulés sur lesquels un modèle de bruit est ajouté. Certaines limites sont associées à cette méthode. La hanche est représentée par une articulation rotule, or il n'existe pas d'articulation mécaniquement parfaite dans le corps humain. La localisation réelle et instantanée du CAH peut varier selon la position de la cuisse. Le modèle de bruit dû aux mouvements de peau est basé sur une mesure non invasive. L'amplitude maximale du bruit est déterminée à partir de la déformation des clusters. Cet artefact est comparable aux résultats issus de la littérature en utilisant des approches expérimentales différentes (29). Bien que les marqueurs soient placés loin des articulations pour minimiser les ADMP, le bruit est certainement sous-estimé. Un cluster peut se déplacer, sans déformation, par rapport à l'os sous-jacent.

Les erreurs dans la localisation du CAH proviennent d'un modèle cinématique et d'un unique algorithme d'ajustement de sphères. L'erreur moyenne ($4,0 - 7,9 \text{ mm}$) est en accord avec les erreurs reportées dans l'étude de Piazza *et al.* (127) où les auteurs ont utilisé une chaîne articulée (entre $4,3 \pm 0,2$ et $9,1 \pm 1,5$), alors qu'une erreur plus grande ($11,8 \pm 4,1 \text{ mm}$) a été obtenue avec des sujets vivants (100). Cependant, l'amplitude du mouvement est supérieure à celle des études antérieures (Tableau 11.3). Les sportifs en général, et les gymnastes en particulier, sont plus souples. C'est pour l'ensemble de ces raisons que les relations entre les tests sont plus importantes que la quantification de la précision. Les présents résultats corroborent les conclusions de Piazza *et al.* (127). L'implémentation du test entraîne des variations minimales de précision ; l'algorithme choisi

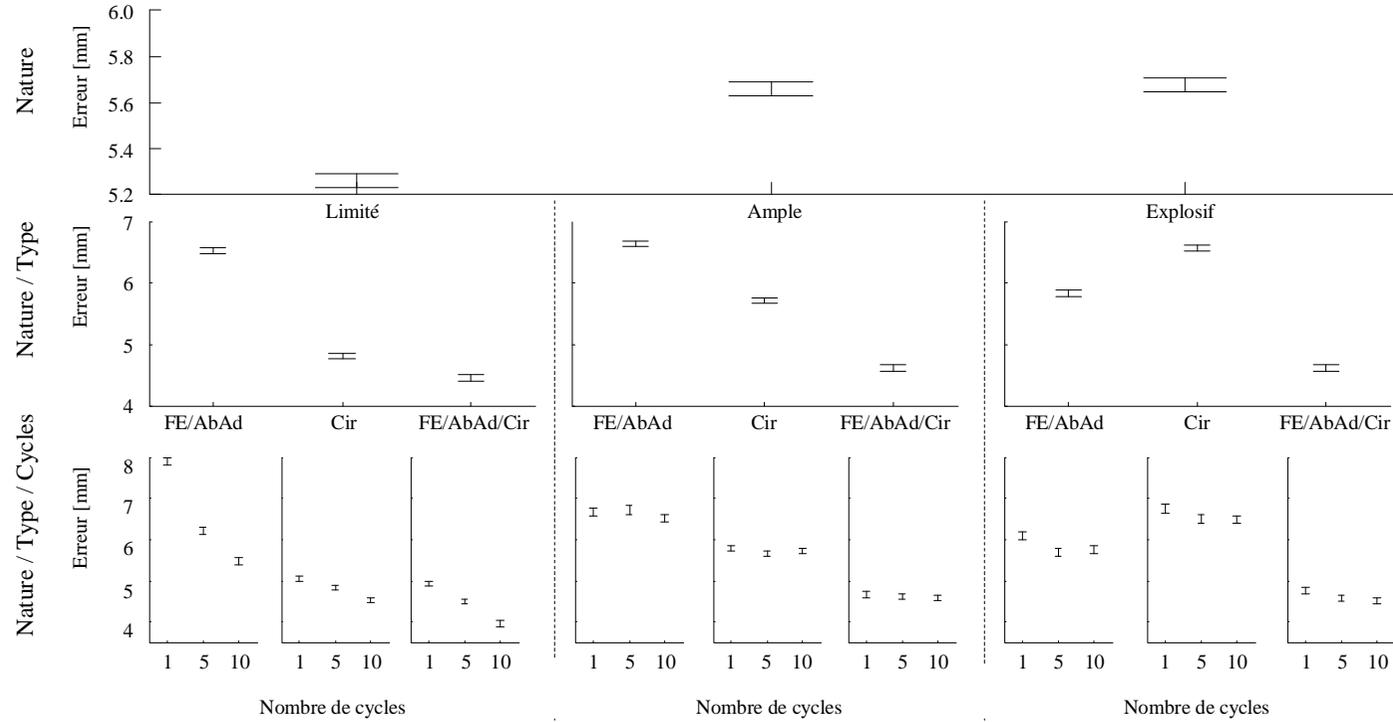


FIG. 11.8 – Représentation graphique des procédures de comparaison multiples des ANOVA emboîtées. L'intervalle de confiance autour des moyennes est calculé par un test *post-hoc* de Tukey. La nature du mouvement, l'interaction nature-type et les interactions nature-type-cycles ont été testées successivement. Deux moyennes sont vues comme significativement différentes si leurs intervalles ne se recouvrent pas et inversement ($p < 0,01$).

(58; 61) est robuste. Cependant, les effets de la nature, du type de mouvement et du nombre de cycles sont significatifs.

Nature du mouvement : Dans le modèle de bruit proposé, l'ADMP dépend essentiellement de la nature du mouvement. La nature du mouvement est un compromis entre variété de postures et ADMP. Sans considérer le type de mouvement et le nombre de cycles, le mouvement *limité* est davantage approprié pour estimer précisément le CAH. Cependant, parmi les mouvements *limités* se trouvent à la fois le meilleur et le plus mauvais test. La plus grande précision est associée à 10 cycles *limités* de *FE/AbAd/Cir*. A l'autre extrême, un cycle *limité* de *FE/AbAd* donne la plus grande erreur. Le mouvement *ample* permet d'atteindre davantage de postures que le mouvement *limité* mais la déformation des clusters est supérieure. Dans les mouvements *explosifs*, la vitesse augmente également la déformation des clusters et les cycles sont composés de moins d'images. Dans l'ensemble, les postures atteintes lors des mouvements *amples* ou *explosifs* ajoutent des informations trop bruitées. L'augmentation de l'amplitude du mouvement diminue la précision du test car les postures additionnelles ne contrebalancent pas la déformation des clusters. Ces résultats doivent être modérés par les interactions avec le type de mouvement et le nombre de cycles.

Interactions entre la nature, le type et le nombre de cycles : Les interactions entre la nature et le type de mouvement sont variées. Il est difficile de choisir entre les types *Cir* et *FE/AbAd*. Effectivement, la précision change en fonction de la nature du mouvement. Par contre, l'association de *FE/AbAd* avec *Cir* augmente toujours la précision. Le type *FE/AbAd/Cir* est robuste car il est peu influencé par la nature du mouvement. La variété des postures obtenues par différents types de mouvement a toujours un effet bénéfique. Ce résultat explique en partie la moindre précision de Bell *et al.* (15) par rapport à Leardini *et al.* (100) qui ajoute la *Circumduction* à *FE/AbAd*.

Le nombre de cycles n'est pas systématiquement un facteur de précision. Le nombre adéquat de répétitions dépend principalement de la nature du mouvement. Par exemple, des *FE/AbAd/Cir amplex* semblent être plus adaptées que des mouvements *limités* pour un test court (1 cycle). Des mouvements *limités* requièrent de nombreux cycles pour augmenter la précision. La répétition apporte de nouvelles postures de par la variabilité du mouvement. La quantité d'images est bénéfique tant que l'information n'est pas trop bruitée. Pour des mouvements plus amples, 1 cycle de nature *ample* ou 5 cycles de nature *explosive* sont suffisants. Davantage de cycles ne diminuent pas l'erreur d'estimation du

CAH, les clusters étant bruités. La variabilité et l'amplitude de mouvement ne se complètent donc pas.

11.2.5 Conclusions sur la détermination du CAH

A partir d'un modèle de bruit et d'une cinématique de référence, de nombreuses autres méthodes fonctionnelles pourraient être testées. De cette manière, l'effet de l'algorithme ou du post-traitement est évaluable. Ensuite, le modèle de bruit est améliorable ou adaptable pour toute autre recherche. Des méthodes invasives ou d'imagerie seraient enfin utiles pour valider davantage le modèle de bruit et les résultats des simulations.

Cette étude montre que la nature, le type de mouvement et le nombre de cycles ont un effet significatif sur l'estimation du CAH. De plus, ces caractéristiques du mouvement interagissent. Leur choix est important pour garantir une estimation précise. Un test composé de 10 cycles *limités* de flexion-extension, abduction-adduction et circumduction est le plus précis pour estimer le centre articulaire de la hanche. La précision est tout d'abord améliorée par l'association des types de mouvement. Un mouvement *limité* est préférable à un mouvement *ample* car les postures additionnelles sont bruitées. Cependant il faut 10 répétitions. Pour les tests composés d'un seul cycle, des mouvements *amples* sont les plus adaptés.

Conclusions et perspectives de la troisième partie

L'objectif de cette dernière partie était de résoudre des difficultés expérimentales et de répondre à des besoins relevés lors d'études conduites dans la première partie. Les problèmes concernaient la modélisation cinématique et anthropométrique pour réaliser une analyse tridimensionnelle de la dynamique du mouvement de pagayage.

Avant de conclure sur les modifications apportées au modèle anthropométrique, des erreurs sur la cinématique provenaient d'occlusions partielles des marqueurs du membre inférieur lors du passage de la pagaie. Le choix des caméras entrant dans la reconstruction des trajectoires spatiales de chacun des marqueurs puis l'interpolation des trajectoires planaires minimisent les effets des occlusions partielles. Le choix des caméras pourrait être inclus dans le système cinématographique avant la mise en correspondance des coordonnées planaires afin d'économiser du temps de calcul et d'éviter certaines confusions.

Une autre source d'erreur abordée dans ce mémoire était les artefacts dus au mouvement de la peau. Des marqueurs techniques sont placés sur les zones peu charnues et éloignées des articulations à grande mobilité. Les marqueurs anatomiques sont ensuite pointés à l'aide d'une baguette pour être reconstruits virtuellement lors des séquences dynamiques. Associée à un post-traitement de solidification, cette technique permet de (i) minimiser les artefacts dus au mouvement de la peau et (ii) de placer plus judicieusement les marqueurs techniques afin d'éviter leur occlusion. Le placement des marqueurs lors des différentes études appliquées sur le membre supérieur (chapitre 10) et sur le membre inférieur (chapitre 11) a bénéficié de cette réflexion.

Le chapitre suivant (chapitre 10) a démontré la qualité du modèle d'Hatze (65) pour l'analyse du mouvement de pagayage. La modélisation de chaque segment en un ensemble de formes géométriques simples a permis de diviser le tronc en pelvis, abdomen et thorax.

La dissociation des épaules du tronc est un autre avantage de ce modèle anthropométrique. L'intérêt de modéliser l'articulation sternoclaviculaire et les paramètres inertiels de l'épaule a été mis en évidence sur une tâche simple avec des conditions variées. Le moment dynamique de l'épaule n'est pas à négliger dans le calcul des efforts articulaires de la sternoclaviculaire ou dans le calcul du travail mécanique. Des expérimentations similaires seront menées sur des mouvements spécifiques au kayak. L'inconvénient du modèle de Hatze est la durée induite par les 246 relevés anthropométriques. Il est envisagé de l'écourter grâce à des techniques de mesure de relief développées par l'équipe photomécanique du Laboratoire de Mécanique des Solides.

Outre la justesse des paramètres inertiels segmentaires, la détermination des centres articulaires est une étape essentielle au calcul des couples actionneurs. La localisation des centres de rotation par l'approche fonctionnelle est peu utilisée dans des applications sportives où les qualités de souplesse des sujets peut favoriser la précision. Si le protocole le plus précis se compose de 10 cycles limités de flexion-extension, abduction-adduction et circumduction, des pré-tests courts (1 cycle) de grande amplitude, intégrés à l'échauffement des sportifs, seraient suffisants. Des pré-expériences ont déjà été menées au laboratoire en incluant, dans le protocole, l'ensemble de ces modifications. L'ergomètre est constitué de deux plate-formes de forces pour mesurer les efforts à l'assise et sur un pied (Figure 11.9).

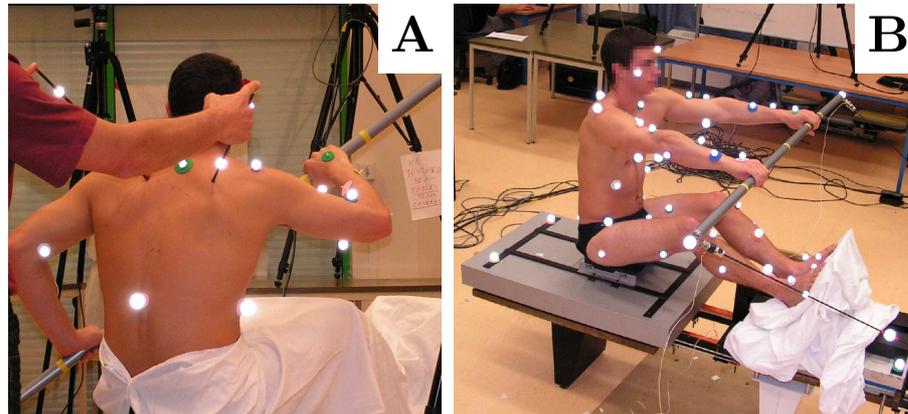


FIG. 11.9 – Application du modèle géométrique défini dans la troisième partie à une séquence de pagayage sur un ergomètre composé de deux plate-formes de force (*i.e.* une pour l'assise et l'autre pour un des deux pieds). A) Exemple d'une calibration multiple des marqueurs de la scapula (position de sortie de la pale à gauche). Le bas du corps est couvert pour faciliter l'identification des marqueurs. B) Position initiale d'une séquence de pagayage.

Conclusion générale et perspectives

La collaboration menée avec la Fédération Française de Canoë-Kayak a pour objectif la conception d'un ergomètre instrumenté pour améliorer la compréhension des techniques gestuelles et pour évaluer les kayakistes des Équipes de France de course en ligne. De cette problématique technique a été formulée un questionnement scientifique plus large portant sur la conception d'ergomètres instrumentés. L'évaluation d'athlètes experts sur ergomètre exige, quant à elle, l'identification de paramètres mécaniques pertinents ainsi qu'une précision et une fidélité de la mesure. En d'autres termes, les résultats doivent être proches de leur mesure *in situ* et doivent permettre de différencier les performances et les techniques des kayakistes. Comme la littérature concernant l'analyse du pagayage en kayak ou sur ergomètres spécifiques est limitée, un premier ergomètre a été instrumenté par des capteurs de forces mono-axiaux à chaque contact avec les fesses, les pieds et les extrémités de la pagaie. L'ergomètre est mobile. Un chariot, composé du cale-pied et de l'assise, se déplace d'avant en arrière sur un bâti. L'analyse critique, par la mesure dans une première partie puis par la simulation dans une seconde partie, a permis de mettre en place une démarche scientifique de validation de l'ergomètre.

La première étape a été la validation des mesures par le Principe Fondamental de la Dynamique, en comparant le bilan des quantités d'accélération d'un système multicorps avec la résultante des forces extérieures. Les résultats sont satisfaisants face à la multitude des capteurs et à la simplicité du modèle anthropométrique. La complexification de ce dernier et la prise en compte des forces de frottement entre le chariot et le bâti seraient bénéfiques à la précision des mesures.

Outre des mesures précises, il faut aussi pouvoir reproduire, sur l'ergomètre, la cinématique et la dynamique du pagayage en kayak. Deux kayakistes experts ont pagayé sur l'ergomètre et en kayak. La cinématique des membres supérieurs et du tronc a été acquise en bassin de carènes. La faible largeur est adéquate pour le placement des caméras et la longueur est appropriée pour atteindre une vitesse supérieure à $3,5 \text{ m.s}^{-1}$. Malgré les difficultés expérimentales de synchronisation spatio-temporelle, les gestuelles sont similaires à l'exception des trajectoires des épaules. En bateau, des ajustements posturaux pour maintenir l'équilibre sont indispensables, condition que ne reproduit pas l'ergomètre. Cette étude montre une bonne répétabilité de la gestuelle sur ergomètre. Il n'est donc pas utile d'enregistrer de nombreux cycles pour caractériser la gestuelle d'un kayakiste expert.

La dernière validation repose sur l'analyse de la dynamique du système *athlète-pagaie*. Faute de disposer d'une instrumentation qui mesure les efforts externes tant en bateau que sur ergomètre, nous avons comparé l'accélération antéro-postérieure du système mesurée

sur l'ergomètre avec celle simulée en kayak. Nous avons supposé que les forces mesurées au filin sont équivalentes à celles générées aux pales en kayak. Selon cette hypothèse, les forces de calage (*i.e.* les forces à l'assise et au palonnier) sont reproduites sur l'ergomètre si l'accélération du système *athlète-pagaie* sur ergomètre est équivalente à celle produite en bateau. En associant un modèle de résistance à l'avancement et une mesure de la force propulsive calculée à partir de l'intensité et de la direction de la force au filin, la cinématique antéro-postérieure du kayak est simulée avec une précision de 2%. Trois accélérations ont été comparées : celle mesurée sur l'ergomètre, celle simulée en kayak et celle estimée si l'ergomètre était fixe. L'élastique de l'ergomètre mobile offre une résistance qui permet d'approcher de manière simple les variations de vitesse d'un kayak. Les forces extérieures mesurées à l'assise et au palonnier sur l'ergomètre mobile sont donc plus fidèles qu'elles ne le seraient sur un ergomètre fixe.

A ce stade de développement, l'ergomètre est un outil de mesure fiable des forces de calage et de propulsion, en dissociant le côté gauche du côté droit. L'orientation des filins mesurée par des goniomètres facilite l'affichage immédiat de la cinématique simulée du kayak et d'autres indicateurs temporels du cycle. Cette instrumentation est adéquate pour montrer la variabilité des forces de calage. Alors que certains athlètes développent des forces faibles au cale-pied, d'autres génèrent des forces excédentaires qui trouvent leur réaction à l'assise. Cette observation apporte un questionnement intéressant du point de vue de l'entraînement et des pistes d'expérimentations futures.

Une autre exploitation des mesures abordée dans ce mémoire a été l'analyse des trajectoires de pales au cours d'une séquence de pagayage à cadence incrémentée. La première observation est la variété des trajectoires dans un groupe de kayakistes de haut niveau. Les trajectoires pourraient être corrélées au type de pales et à un ensemble de qualités physiques (*e.g.* force musculaire, amplitude articulaire) — voire à une participation plus ou moins prononcée des segments proximaux (pelvis et thorax) et distaux (membres supérieurs). Si l'évolution des paramètres du coup de pagaie avec l'augmentation de la cadence doit être discutée avec prudence, l'analyse par simulation de la cinématique du kayak montre une diminution de la durée de la phase propulsive et une conservation de la durée des phases d'accroche et de dégagé. La pertinence de ces résultats sera accrue par la mise en place d'une station d'analyse embarquée (*e.g.* le *bateau laboratoire* construit par l'INSA¹ de Lyon et financé par le MJSVA dans le cadre d'une convention avec la Fédération Française des Sociétés d'Aviron).

¹Institut National des Sciences Appliquées

Dans ce cycle de validation–modification, l’ergomètre initial a atteint ses limites. Les paramètres mécaniques mesurés sur cet ergomètre ne sont plus suffisants pour poursuivre l’analyse du mouvement. Deux évolutions possibles se sont alors dégagées : d’un côté, la fabrication d’un ergomètre instrumenté de capteurs tri-axiaux associé à un modèle anthropométrique complexe et, de l’autre, la simulation numérique du pagayage. Bien que les deux approches n’aient pas été finalisées au terme de ces trois années de travail, elles ont été initiées et développées conjointement pour leur complémentarité.

La simulation est constituée de trois étapes :

1. La génération de la cinématique à partir de tâches simples que l’on peut acquérir en bateau ou sur ergomètre au moyen d’une instrumentation limitée. Les coordonnées généralisées du système *athlète-pagaie* sont calculées par cinématique inverse.
2. L’estimation des efforts aux pales induits par la gesticulation et l’accélération résultante du chariot puis sa vitesse et sa position.
3. Le calcul des efforts articulaires.

Un modèle géométrique de l’athlète avec sa pagaie a été développé en amont. Le système est constitué de deux boucles fermées au niveau des membres supérieurs et des membres inférieurs. L’espace de commande réduit (*i.e.* certains degrés de liberté ne sont pas modélisés) est toutefois suffisant pour simuler un mouvement proche du geste réel. La cinématique de gesticulation est calculée par une procédure inverse où des tâches caractérisent la gestuelle de chaque kayakiste. Les sept tâches sont la position et l’orientation de la pagaie (cinq degrés de liberté) et les rotations du pelvis et du thorax. Ces données mesurées sur les kayakistes sont approchées par des séries de Fourier à un harmonique. La cinématique de chaque kayakiste est ainsi simplifiée par 5×7 coefficients. Afin que les trajectoires soient cycliques et respectent la physiologie articulaire, une pseudo-inverse amortie avec projection d’un terme d’optimisation est introduite. La fonction d’optimisation modifie la solution de norme minimale en éloignant les coordonnées généralisées des butées articulaires.

Les limites des modèles du système *athlète-pagaie-ergomètre* proviennent des fermetures des boucles et de la multiplicité des contacts. Elles obligent à modéliser les efforts extérieurs. La répartition des forces à l’assise et au palonnier par une pseudo-inverse pondérée minimise les forces extérieures. Par conséquent les efforts articulaires au niveau des membres inférieurs ne tiennent pas compte de l’opposition des forces entre l’assise et le palonnier mesurée sur l’ergomètre. Les forces de contact entre les deux demi-pagaies ne sont pas modélisées, faute de mesure des efforts entre les deux mains.

L'intensité des forces simulées est en accord avec les données expérimentales. La courbe moyenne montre la cohérence du modèle dynamique du frein aérodynamique. Cependant, la forme des impulsions pour certains sujets diffère de celle mesurée sur l'ergomètre. La cinématique des pale, notamment à l'entrée dans l'eau, doit être améliorée. Il est envisagé d'approcher la cinématique de la pagaie par plusieurs fonctions raccordées aux accélérations afin de modéliser finement les phases d'entrée.

Le simulateur est un outil performant pour analyser l'effet de la mobilité du chariot sur les efforts généralisés du système *athlète-pagaie* et la contribution du pelvis à la performance. Avec le frein actuel, un ergomètre fixe exige des efforts plus intenses et plus courts que l'ergomètre à chariot mobile. Puisque la dépense énergétique n'est pas affectée, l'ergomètre fixe est, au même titre que l'ergomètre mobile, un outil d'entraînement des qualités physiologiques de l'athlète. Toutefois, les efforts maximaux à l'épaule sur ergomètre fixe sont au moins deux fois supérieurs à ceux simulés sur le chariot mobile. Ce paramètre est un facteur de traumatologie chronique. De ce fait, l'ergomètre fixe va soit amener des modifications de gestuelle soit être préjudiciable à l'intégrité physique des athlètes. Un ergomètre fixe est intéressant pour réaliser des tests « d'explosivité ». Dans ce cas, cette configuration permet d'éviter l'avancée trop brutale du chariot observée en condition mobile. Il faut alors prévoir une inertie du frein ajustable pour que le ventilateur ne décélère pas l'arbre de façon exagérée entre deux coups.

La seconde application du simulateur est basée sur des cinématiques hypothétiques où le pelvis et les membres inférieurs sont fixes. En moyenne sur une population de kayakistes experts, le pelvis contribue à la vitesse antéro-postérieure de la pale dans un rapport de 5 à 10%. L'impulsion propulsive est alors augmentée de 3,5 Ns soit une différence moyenne de 6% pour chaque coup de pagaie. La participation du pelvis est aussi une coordination économique puisqu'elle diminue de 20 J la dépense énergétique par cycle (pour une dépense totale d'environ 470 J) par rapport à la même performance réalisée sans participation du pelvis. Les différences inter-individuelles laissent penser que certains kayakistes peuvent améliorer leur performance en sollicitant davantage le pelvis. La synthèse des résultats expérimentaux et numériques concernant les forces de calage et l'intérêt de la mobilité du pelvis irait en faveur des sièges mobiles qui facilitent la rotation sans créer d'efforts excédentaires au cale-pieds. Des analyses complémentaires portant sur l'équilibre et la direction devront être réalisées en bateau pour nuancer ces résultats obtenus sur ergomètre.

La poursuite de ce travail de simulation doit passer par la mesure des efforts tridimensionnels à l'assise, au palonnier et au milieu du manche de la pagaie. Ces expérimentations sont envisagées sur ergomètre mais également en kayak. En plus de la mesure des efforts,

la cinématique tridimensionnelle sera une donnée importante afin de calculer les efforts articulaires.

La troisième partie du mémoire est une contribution à la mesure des paramètres cinétiques sur l'ergomètre kayak. Plus largement les travaux menés apportent un ensemble de recommandations pour toute analyse cinématographique du mouvement humain.

L'analyse cinématique tridimensionnelle du mouvement de pagayage sur l'ergomètre et *a fortiori* en kayak pose des difficultés expérimentales. Des placements judicieux de marqueurs techniques sur les segments permettent d'acquérir une soixantaine de marqueurs avec six caméras pour les séquences de pagayage² et d'éviter la plupart des occlusions pour les autres mouvements analysés dans la troisième partie. De plus, les marqueurs techniques sont éloignés des masses musculaires importantes et des articulations. La position des marqueurs anatomiques est localisée par des étapes préalables de calibration. Plus spécifiquement pour les membres supérieurs et le tronc, il a été nécessaire d'adapter le modèle de Hatze (66) pour découper le tronc en cinq segments (*i.e.* pelvis, abdomen, thorax et les deux épaules). Le dos et les épaules sont sollicités tout au long du mouvement dans des amplitudes importantes. Il est essentiel de mesurer les mouvements d'antépulsion et de rétropulsion de l'épaule ainsi que la rotation du tronc. La contribution de l'articulation sternoclaviculaire a été étudiée sur des gestes simples effectués selon plusieurs conditions de charge, d'amplitude et de vitesse. Les résultats montrent qu'il est préférable de tenir compte de la mobilité l'épaule par rapport au thorax pour des calculs de couples articulaires et de travail mécanique. Selon une même procédure, la contribution de l'épaule sera évaluée pour des mouvements spécifiques au kayak. Les expérimentations sont à ce jour réalisées.

Il est tout aussi important d'acquérir la cinématique des membres inférieurs avec précision. Si les mouvements sont de faible amplitude les forces de calage excèdent parfois 700 N par cale-pied et 400 N par demi-assise. L'incertitude sur la cinématique a une incidence sur le calcul des efforts articulaires. De plus, le passage des membres supérieurs et de la pagaie le long du corps cause des occlusions de marqueurs. Pour les membres inférieurs, l'amélioration des données cinématiques est basée sur le traitement des occlusions partielles et sur la détermination du centre articulaire de la hanche par une approche fonctionnelle. A cause des occlusions partielles, les positions 3D ne sont pas reconstruites à partir des mêmes caméras. Ces changements se traduisent pas des sauts de positions 3D, erreurs amplifiées lors des dérivations pour le calcul des vitesses et des accélérations.

²lors de pré-expérimentations que nous avons menées au LMS

Un traitement du signal par filtrage ou lissage est peu adapté à ces erreurs systématiques. C'est pourquoi nous recommandons, pour chaque marqueur, d'utiliser uniquement les caméras sur lesquelles le marqueur est le plus souvent visible puis d'interpoler les trajectoires 2D avant la triangulation.

Les tests fonctionnels de détermination des centres articulaires sont adaptés à des personnes normales voire à mobilité réduite. La précision dépend d'un compromis entre la variété des postures et le bruit (*e.g.* artefact dû au mouvement de la peau) associé à cette cinématique. Nous nous sommes questionnés si les qualités physiques (*i.e.* souplesse dynamique) des sportifs favoriseraient la précision dans la localisation du centre articulaire de la hanche. Une approche numérique a ainsi été développée. Un modèle de bruit dépendant de l'amplitude du mouvement est ajouté à un mouvement de la cuisse par rapport au pelvis, pour lequel le centre de rotation est fixe et connu. Parmi les nombreuses simulations, se dégagent deux tests. Le premier — long — est une série de dix cycles de flexion-extension, abduction-adduction et circumduction avec des amplitudes réduites. Le second — court — comprend un cycle ample des mêmes mouvements. Bien que moins précis, ce second test est applicable en routine à l'analyse d'une population sportive. Le paramètre primordial pour la détermination des centres articulaires semble être la variété des mouvements.

Il est à présent possible d'acquérir de nouvelles cinématiques de pagayage sur ergomètre et en kayak avec le modèle tridimensionnel. De ce fait, la comparaison de la cinématique sur ergomètre *versus* kayak sera largement améliorée en incluant davantage de sujets et en contrôlant la vitesse sur ergomètre à partir du modèle proposé de résistance à l'avancement et de mesure de la force propulsive. De même, la gestuelle générée par cinématique inverse pourra être contrôlée et, au besoin, la procédure sera affinée.

Dans le cadre du projet avec la FFCK, l'ergomètre avec chariot mobile et l'ergomètre composé des deux plate-formes de force³ ont été exploités pour d'autres études en marge du travail exposé dans ce mémoire ou auxquelles nous avons collaborés. Par exemple, les travaux de Plumerel (131) lors de son stage de Master professionnel ont fait le lien entre les données issues de l'ergomètre mobile et les paramètres observés par les entraîneurs. Parmi les nombreux graphiques et animations fournis pour chaque séquence de pagayage, les plus pertinents ont été sélectionnés lors de discussions avec les cadres techniques. Comme autre exemple, nous pouvons citer l'étude préliminaire de Dardilhac (43). Lors de son stage de Licence 3, il s'est intéressé à l'effet du matériel de calage sur les efforts externes

³abordé en conclusion de la troisième partie

tridimensionnels. Des conditions avec assise fixe ou mobile et pieds sanglés ou non ont été testées.

En parallèle de ces travaux de recherche, les outils et résultats sont exploités pour l'évaluation des kayakistes et la formation des cadres techniques. Cette application sur le terrain que nous avons conduite a été permise par le CAIPS⁴, structure d'expertise du geste sportif. Dans ce contexte, nous avons développé d'autres outils, comme un banc de musculation spécifique, pour introduire des mesures plus simples dans le milieu de l'entraînement. Ce banc, composé d'un bâti inclinable sur lequel roule un chariot, est instrumenté d'un capteur de force et d'un capteur de déplacement. Une interface graphique donne des informations sur la vitesse de déplacement et la force à la pagaie pour un ensemble de tests de musculation spécifique. Les ergomètres développés à ce jour sont donc des outils qui offrent un axe riche de recherche pour la mesure du mouvement humain et pour une compréhension plus fine du geste sportif. Ils apportent aussi des évaluations précises des athlètes de haut niveau et sont une *porte d'entrée* au dialogue entre chercheurs et techniciens du sport.

⁴Centre d'Analyse d'Image de la Performance Sportive

Bibliographie

- [1] ABDEL-AZIZ, Y. et KARARA, H. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object spaces coordinates in close-range photogrammetry. *In ASP/UI Symp. on Close-Range Photogrammetry*, pages 1–18. American Society of Photogrammetry.
- [2] ALEXANDER, E. et ANDRIACCHI, T. (2001). Correcting for deformation in skin-based marker systems. *Journal of Biomechanics*, 34:355–361.
- [3] ANDRIACCHI, T., ALEXANDER, E., TONEY, M., DYRBRY, C. et SUM, J. (1998). A point cluster method for in vivo motion analysis : applied to a study of knee kinematics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120:743–749.
- [4] ANDRIACCHI, T., ANDERSSON, G., FERMIER, R., STERN, D. et GALANTE, J. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 62:749–757.
- [5] ANDRIACCHI, T., SEN, K., TONEY, M. et YODER, D. (1994). New developments in musculoskeletal testing. Proceedings of the Canadian Society of Biomechanics.
- [6] ANGLIN, C. et WYSS, U. (2000). Review of arm motion analyses. *In Proc Instn Mech Engrs*.
- [7] BAERLOCHER, P. (2001). *Inverse kinematics techniques of the interactive posture control of articulated figures*. Thèse de doctorat, Lausanne : EPFL.
- [8] BAERLOCHER, P. et BOULIC, R. (2004). An inverse kinematics architecture enforcing an arbitrary number of strict priority levels. *Visual Computer*, 20(6):402–417.
- [9] BAO, H. et WILLEMS, P. (1999). On the kinematic modelling and the parameter estimation of the human shoulder. *Journal of Biomechanics*, 32(9):943–950.

- [10] BARRAL, N. (1998). Contribution à l'expertise d'un dispositif d'entraînement dénommé pag club. Rapport technique, DEA Université de Poitiers.
- [11] BATTI'E, M., BIGOS, S., FISHER, L., HANSSON, T., JONES, M. et WORTLEY, M. (1989). Isometric lifting strength as a predictor of industrial back pain reports. *SPINE*, 14(8):851–856.
- [12] BAUDOIN, A. et HAWKINS, D. (2004). Investigation of biomechanical factors affecting rowing performance. *Journal of Biomechanics*, 37:969–976.
- [13] BEAUDOU, A., CÉZARD, J., CHAPUIS, M., FROSSARD, C. et OLIVE, E. (1987). *Pratique du canoë-kayak*.
- [14] BELL, A., BRAND, R. et PEDERSEN, D. (1989). Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Human Movement Science*, 8:3–16.
- [15] BELL, A., PEDERSEN, D. et BRAND, R. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23:617–621.
- [16] BESIER, T., STURNIKES, D., ALDERSON, J. et LLOYD, D. (2003). Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis. *Journal of Biomechanics*, 36(8):1159–1168.
- [17] BLANKEVOORT, L., HUISLES, R. et de LANGE, A. (1990). Helical axes of passive knee joint motions. *Journal of Biomechanics*, 23:1219–1229.
- [18] BOBBERT, M. et VAN SOEST, A. (1994). Effects of muscle strengthening on vertical jump height : A simulation study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(8): 1012–1020.
- [19] BOCCARDI, S., PEDOTTI, A., RODANO, R. et STANTAMBROGIO, G. (1981). Evaluation of muscular moments at the lower limb joints by an out-line processing of kinematic data and ground reaction. *Journal of Biomechanics*, 14:35–45.
- [20] BOUCHER, M. (2005). *Limites et précision d'une analyse mécanique de la performance sur ergocycle instrumenté*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- [21] BUSS, S. (2004). Introduction to inverse kinematics with the jacobian transpose, pseudoinverse and damped least squares methods. <http://math.ucsd.edu/~buss/ResearchWeb/ikmethods/iksurvey.pdf>.

- [22] CAMPAGNA, P., BRIEN, D., HOLT, L., ALEXANDER, A. et GREENBERGER, H. (1982). A biomechanical comparison of olympic flatwater kayaking and a dry-land kayak ergometer. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences*, 7:242.
- [23] CAPPELLO, A., CAPPOZZO, A., LA PALOMBARA, P. F., LUCCHETTI, L. et LEARDINI, A. (1997). Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Human Movement Science*, 16(2-3):259–274.
- [24] CAPPELLO, A., LA PALOMBARA, P. et LEARDINI, A. (1996). Optimization and smoothing techniques in movement analysis. *International Journal of Bio-Medical Computing*, 41:137–151.
- [25] CAPPOZZO, A. (1984). Gait analysis methodology. *Human Movement Science*, 3:27–50.
- [26] CAPPOZZO, A. (1986). Human skeletal system loading patterns associated with activities of daily living. In : Christel P, Meunier A, Lee A. Biological and Biomechanical Performance of Biomaterials.
- [27] CAPPOZZO, A. (1991). Three-dimensional analysis of human walking : experimental methods and associated artefacts. *Human Movement Science*, 10:589–602.
- [28] CAPPOZZO, A., CATANI, F., DELLA CROCE, U. et LEARDINI, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement : anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, 10:171–178.
- [29] CAPPOZZO, A., CATANI, F., LEARDINI, A., BENEDETTI, M. et CROCE, U. D. (1996). Position and orientation in space of bones during movement : experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, 11(2):90–100.
- [30] CERATTI, A., CAMOMILLA, V. et CAPPOZZO, A. (2004). Estimation of the centre of rotation : a methodological contribution. *Journal of Biomechanics*, 37(3):413–416.
- [31] CERVERI, P., PEDOTTI, A. et FERRIGNO, G. (2003). Robust recovery of human motion from video using kalman filters and virtual humans. *Human Movement Science*, 22(3):377–404.
- [32] CHANDLER, R., CLAUSER, C., MCCONVILLE, J., REYNOLDS, H. et YOUNG, J. (1975). Investigation of inertial properties of the human body. Technical report DOT HS-801 430.

- [33] CHESSÉ, T. (2002). *Dynamique optimale de systèmes articulés à cinématique fermée. Application à la synthèse d'allures de marche optimales*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- [34] CHEZE, L. (1998). Influence of the calculation methods and the measurement errors on joint rotations. *Journal of Biomechanics*, 31(Supplement 1):149–149.
- [35] CHEZE, L., FREGLY, B. J. et DIMNET, J. (1995). A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *Journal of Biomechanics*, 28(7):879–884.
- [36] CHEZE, L., GUTIERREZ, C., MARCELINO, R. S. et DIMNET, J. (1996). Biomechanics of the upper limb using robotic techniques. *Human Movement Science*, 15(3):477–496.
- [37] CLAUSER, C., MCCONVILLE, J. et YOUNG, J. (1969). Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. Technical report AMRL-TR-69-70.
- [38] COLLOUD, F. (2003). *Modélisation dynamique du rameur lors d'exercices réalisés sur ergomètres d'aviron - Implication pour l'entraînement*. Thèse de doctorat, Université Claude Bernard, Lyon 1.
- [39] COLLOUD, F., BAHUAUD, P., DORIOT, N., CHAMPELY, S. et CHEZE, L. (2006). Fixed versus free-floating stretcher mechanism in rowing ergometers : Mechanical aspects. *Journal of Sports Sciences*, 24(5):479–493.
- [40] CROWNINSHIELD, R., JOHNSTON, R., ANDREWS, J. et BRAND, R. (1977). The effect of joint center on hip kinetics. Proc 23rd Annual ORS Convention.
- [41] CROWNINSHIELD, R., JOHNSTON, R., ANDREWS, J. et BRAND, R. (1978). A biomechanical investigation of the human hip. *Journal of Biomechanics*, 11:75–85.
- [42] DAL MONTE, A. et LEONARDI, L. (1976). Functional evaluation of kayak paddlers from biomechanical and physiological viewpoints. In *Komi (Ed.) Biomechanics*, pages 258–267.
- [43] DARDILHAC, A. (2006). Rôle des membres inférieurs et des calages dans la performance en kayak. Mémoire de Licence – Université de Poitiers, Laboratoire de Mécanique des Solides.
- [44] DAVIS, R., OUNPUU, S., TYBURSKI, D. et GAGE, J. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10:575–587.

- [45] de LEVA, P. (1996a). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1223–1230.
- [46] de LEVA, P. (1996b). Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1231–1233.
- [47] de LOOZE, M., KINGMA, I. et BUSSMANN, J. (1992). Validation of a dynamic linked segment model to calculate joint moments in lifting. *Clinical Biomechanics*, 7:161–169.
- [48] DELLA CROCE, U., CAPPOZZO, A. et KERRIGAN, D. (1999). Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 37(2):155–161.
- [49] DELP, S. et MALONEY, W. (1993). Effects of hip center location on the moment generating capacity of the muscles. *Journal of Biomechanics*, 26:485–499.
- [50] DEMPSTER, W. (1955). Space requirements of the seated operator. Technical Report USAF, WADC TR-55-159.
- [51] DUDHIA, A. (2001). The physics of ergometers, part of physics of rowing. <http://www.atm.ox.ac.uk/rowing/physics/ergometer.htm>.
- [52] ECLACHE, J.-P. (1997). Le suivi de l'aptitude sur le terrain : application au canoë-kayak. *Bulletin de l'Association Sport Biologie*, 3:166–169.
- [53] ELLIOT, B., LYTTLE, A. et BIRKETT, O. (2001). The rowperfect ergometer : a training aid for on-water single scull rowing. *Sport Biomechanics*, 1:123–134.
- [54] ESTON, R. et WILLIAMS, J. (1988). Reliability of ratings of perceived effort regulation of exercise intensity. *Br J Sports Med*, 22:153–155.
- [55] FEATHERSTONE, R. et ORIN, D. (2000). Robot dynamics : equations and algorithms. In *ICRA 2000 : IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 1, pages 826–834, San Francisco, CA, USA. IEEE.
- [56] FIESER, L., QUIGLEY, E., WYATT, M., SUTHERLAND, D. et CHAMBERS, H. (2000). Comparison of hip joint centers determined from surface anatomy and CT scans : two case studies. *Gait & Posture*, 11:119–120.
- [57] FOURNIER, A. (1980). *Génération de mouvements en robotique ; application des inverses généralisées et des pseudo-inverses*. Thèse de doctorat, Montpellier (thèse d'état).

- [58] GAMAGE, S. S. H. U. et 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.
- [59] GIRARD, M. et MACIEJEWSKI, A. (1985). Computational modeling for the computer animation of legged figures. In *In SIGGRAPH'85 : Proceedings of the 12th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. ACM Press, pages 263–270.
- [60] GUILBAUD, M. et BOIN, J.-P. (1998). Simulation d'une course de canoe-kayak de vitesse, prise en compte des effets du vent. Internal report LEA (CNRS 6609).
- [61] HALVORSEN, K. (2003). Biases compensated least square estimate of the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 36:999–1008.
- [62] HALVORSEN, K., LESSER, M. et LUNDBERG, A. (1999). A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, 32(11):1221–1227.
- [63] HANAVAN, P. (1964). A mathematical model of human body. Technical Report TR-64-102, Aerospace Medical Research Laboratory, Ohio.
- [64] HARTLEY, R. et ZISSERMAN, A. (2000). *Multiple view geometry in computer vision*. Cambridge University Press.
- [65] HATZE, H. (1979). A model for the computational determination of parameter values of anthropometric segments. Technical Report TWISK.
- [66] HATZE, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, 13(10):833–843.
- [67] HATZE, H. (1981). A comprehensive model for human motion simulation and its application to the take-off phase of the long jump. *Journal of Biomechanics*, 14(3):135–142.
- [68] HELM, F., VEEGER, H., PRONK, G., WOUDE, L. et ROZENDAL, R. (1992). Geometry parameters for musculo-skeletal modelling of the shoulder system. *Journal of Biomechanics*, 25:129–144.
- [69] HILEY, M. et YEADON, M. (2005). The margin for error when releasing the asymmetric bars for dismounts. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(3):223–235.

- [70] HOLDEN, J. et STANHOPE, S. (1998). The effect of variation in knee center location estimates on net knee joint moment. *Gait & Posture*, 7:1–6.
- [71] HOLST, M. (2004). Behind the ergometer display. <http://home.hccnet.nl/m.holst/ErgoDisp.html>.
- [72] HOLZREITER, S. (1991). Calculation of the instantaneous center of rotation for a rigid body. *Journal of Biomechanics*, 24:643–647.
- [73] HOYT, D., WICKLER, S. et COGGER, E. (2000). Time of contact and step length; the effect of limb length, running speed, load carrying and incline. *The journal of experimental biology*, 203:221–227.
- [74] JACKSON, P. (1995). Performance prediction for olympic kayaks. *Journal of Sports Sciences*, 13:239–245.
- [75] JENSEN, R. (1978). Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *Journal of Biomechanics*, 11:349–358.
- [76] JUNQUA, A., LEPLANQUAIS, F., DUBOY, J. et LACOUTURE, L. (1997). *Three-dimensional analysis of human locomotion*, chapitre 11. Energetic Aspects of Locomotion, pages 211–228. John Wiley & Sons Ltd, in association with the International Society of Biomechanics.
- [77] KADABA, M., RAMAKRISHNAN, H., WOOTEN, M., GAINEY, J., GORTON, G. et COCHRAN, G. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7:849–860.
- [78] KADABA, M., RAMAKRISHNAN, H. et WOOTTEN, M. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3):383–392.
- [79] KARDUNA, A., MCCLURE, P. et MICHENER, L. (2000). Scapular kinematics : effects of altering the euler angle sequence of rotations. *Journal of Biomechanics*, 33:1063–1068.
- [80] KARLSSON, D. et LUNDBERG, A. (1994). Accuracy estimation of kinematic data derived from bone anchored external markers. In Proceedings of the 3rd International Symposium on 3-D Analysis of Human Motion.
- [81] KENDAL, S. et SANDERS, R. (1992). The technique of elite flatwater kayak paddlers using the wing paddle. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8:233–250.

- [82] KENDAL, S. et SANDERS, R. (1993). Underwater characteristics of technique using the norwegian wing paddle. Rapport technique, Otago University.
- [83] KEPPLER, T., ARNOLD, A., STANHOPE, S. et SIEGEL, K. (1994). Assessment of a method to estimate muscle attachments from surface landmarks : a 3D computer graphics approach. *Journal of Biomechanics*, 27:365–371.
- [84] KHALIL, W. et KLEINFINGER, J. (1986). New geometric notation for open and closed-loop robots. *In Proceedings - 1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation.*, pages 1174–1179, San Francisco, CA, USA. IEEE.
- [85] KING, M. et YEADON, M. (2002). Determining subject-specific torque parameters for use in a torque-driven simulation model of dynamic jumping. *Journal of Applied Biomechanics*, 18(3):207–217.
- [86] KING, M. A. et YEADON, M. R. (2003). Coping with perturbations to a layout somersault in tumbling. *Journal of Biomechanics*, 36(7):921–927.
- [87] KINGMA, I., TOUSSAINT, H., COMMISSARIS, D., HOOZEMANS, M. et OBER, M. (1995). Optimizing the determination of the body center of mass. *Journal of Biomechanics*, 28:1137–1142.
- [88] KINGMA, I., TOUSSAINT, H., DE LOOZE, M. et DIEEN, J. (1996). Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. *Journal of Biomechanics*, 29:693–704.
- [89] KIRKWOOD, R., CULHAN, E. et COSTIGAN, P. (1999). Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location : effect on hip joint moments. *Clinical Biomechanics*, 14:227–235.
- [90] KLEIN, C. A. et HUANG, C.-H. (1983). Review of pseudoinverse control for use with kinematically redundant manipulators. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, SMC-13(2):245–250.
- [91] KLESHNEV, V. (2001). Racing strategy in rowing during Sydney Olympic Games. *Australian Rowing*, 24:20–23.
- [92] KLOPCAR, N., TOMSIC, M. et LENARCIC, J. (2006). A kinematic model of the shoulder complex to evaluate the arm-reachable workspace. *Journal of Biomechanics*, In Press, Corrected Proof:–.

- [93] KONSTANTINOV, M., MARKOV, M. et NENCHEV, D. (1981). Kinematic control of redundant manipulators. *In Proc. 11th Int.Symp. on Industrial Robots*, pages 561–568.
- [94] KYRÖLÄINEN, H. et SMITH, R. (1999). Mechanical power output and muscle activities during maximal rowing with different stroke rates. *J. Hum. Mov. Stud.*, 36(2):75–94.
- [95] LAFORTUNE, M., CAVANAGH, P., SOMMER, H. et KALENAK, A. (1992). Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *Journal of Biomechanics*, 25:347–357.
- [96] LARIVIÈRE, C. et GAGNON, D. (1998). Comparison between two dynamic methods to estimate triaxial net reaction moments at the L5/S1 joint during lifting. *Clinical Biomechanics*, 13:36–47.
- [97] LARIVIÈRE, C. et GAGNON, D. (1999). The influence of trunk modelling in 3D biomechanical analysis of simple and complex lifting tasks. *Clinical Biomechanics*, 14:449–461.
- [98] LARSSON, B., LARSEN, J., MODEST, R., SERUP, B. et SECHER, N. (1988). A new kayak ergometer based on wind resistance. *ERGONOMICS*, 31(11):1701–1707.
- [99] LAZAUKAS, L. (1996). Low drag racing kayaks. <http://www.maths.adelaide.edu.au/Applied/llazauk/hydro/kayak/racing/racing.htm>.
- [100] LEARDINI, A., CAPPOZZO, A., CATANI, F., TOKSVIG-LARSEN, S., PETITTO, A., SFORZA, V., CASSANELLI, G. et GIANNINI, S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Journal of Biomechanics*, 32(1):99–103.
- [101] LEPLANQUAIS, F. (1995). *Contribution à l'analyse mécanique des allures de la locomotion humaine. Caractérisation des tâches corporelles diverses à l'aide des travaux des efforts internes*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- [102] LEVENS, Z., INMAN, V. et BLOSSER, J. (1948). Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 30:859–872.
- [103] LIEGEOIS, A. (1977). Automatic supervisory control of the configuration and behavior of multibody mechanisms. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, SMC-7(12):868–871.
- [104] LILLY, K. W. et ORIN, D. E. (1991). Alternate formulations for the manipulator inertia matrix. *International Journal of Robotics Research*, 10(1):64–74.

- [105] LU, T.-W. et O'CONNOR, J. (1999). Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints. *J. Biomech.*, 32(2):129–134.
- [106] LU, T.-W., Y-S, L., M-Y, K., H-C, H. et H-L, C. (2000). A kinematic model of the upper extremity with globally minimized skin movement artefacts. *In ISB XXth Congress - ASB 29th Annual Meeting*.
- [107] LUH, J., WALKER, M. et PAUL, R. (1980). On-line computational scheme for mechanical manipulators. *In BRADY, éditeur : Transactions of ASME Journal of Dynamics Systems, Measurement and control 102(2)*, pages 69–76.
- [108] MACIEJEWSKI, A. et KLEIN, C. (1988). Numerical filtering for the operation of robotic manipulators through kinematically singular configurations. *Journal of Robotic Systems*, 5:527–552.
- [109] MANN, R. et KEARNEY, J. (1980). A biomechanical analysis of the olympic-style flatwater kayak stroke. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 12:183–188.
- [110] MARCHESE, S. et JOHNSON, G. (2001). Non-invasive measurement of the kinematics of the clavicle. *In Third proceedings of the International Shoulder Group*.
- [111] MARRIOTT, H. et LAMB, K. (1996). The use of ratings of perceived exertion for regulating exercise levels in rowing ergometry. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 72:267–271.
- [112] MASLEN, B. et ACKLAND, T. (1994). Radiographic study of skin displacement errors in the foot and ankle during standing. *Clinical Biomechanics*, 9:291–296.
- [113] MCCONVILLE, J., CHURCHILL, T. et KALEPS, I. (1980). Anthropometric relationship of body and body segments moments of inertia. Aerospace Medical Research Laboratory Report.
- [114] MESKERS, C., HELM, F., ROZENDAAL, L. et ROZING, P. (1998). In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *Journal of Biomechanics*, 31:93–96.
- [115] MILLER, D. et NELSON, R. (1973). Biomechanics of sports : a research approach. Lea & Febiger : Baltimore.
- [116] NAKAMURA, Y. et HANAFUSA, H. (1986). Inverse kinematic solutions with singularity - robustness for robot manipulator control. *Journal of Dynamic Systems, Meas., and Control*, 108:163–171.

- [117] NEPTUNE, R. et HERZOG, W. (1999). The association between negative muscle work and pedaling rate. *Journal of Biomechanics*, 32(10):1021–1026.
- [118] NEPTUNE, R. et HERZOG, W. (2000). Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cycling. *Journal of Biomechanics*, 33(2):165–172.
- [119] NEPTUNE, R. et HULL, M. (1995). Accuracy assessment of methods for determining hip movement in seated cycling. *Journal of Biomechanics*, 28:423–437.
- [120] NORWOOD, J. (1979). *High speed sailing : Design factors, a study of high-performance multihull yacht design*. Dodd, Mead.
- [121] PAIN, M. et CHALLIS, J. (2001). The role of the heel pad and shank soft tissue during impacts : A further resolution of a paradox. *Journal of Biomechanics*, 34(3):327–333.
- [122] PANDY, M., ZAJAC, F., E., S. et LEVINE, W. (1990). An optimal control model for maximum-height human jumping. *Journal of Biomechanics*, 23(12):1185–1198.
- [123] PENNOCK, G. et CLARK, K. (1990). An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee. *J. BIOMECH.*, 23(12):1209–1218.
- [124] PEREZ-LANDALUCE, J., FERNANDEZ-GARCIA, B., RODRIGUEZ-ALONSO, M., GARCIA-HERRERO, F., GARCIA-ZAPICO, P., PATTERSON, A. et TERRADOS, N. (2002). Physiological differences and rating of perceived exertion (rpe) in professional, amateur and young cyclists. *J Sports Med Phys Fitness*, 42:389–395.
- [125] PERSSON, T., LANSHAMMAR, H. et MEDVED, V. (1995). A marker-free method to estimate joint center of rotation by video image processing. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 46:217–224.
- [126] PETRONE, N., QUARESIMIN, M. et SPINA, S. (1998). A load acquisition device for the paddling action on olympic kayak.
- [127] PIAZZA, S., OKITA, N. et CAVANAGH, P. (2001). Accuracy of the functional method of hip joint center location : effects of limited motion and varied implementation. *Journal of Biomechanics*, 34:967–973.
- [128] PIAZZA, S. J., ERDEMIR, A., OKITA, N. et CAVANAGH, P. R. (2004). Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *Journal of Biomechanics*, 37(3):349–356.

- [129] PLAGENHOEF, S. (1979). Biomechanical analysis of olympic flatwater kayaking and canoeing. *Research Quarterly*, 50:443–459.
- [130] PLAGENHOEF, S., GAYNOR EVANS, F. et ABDELNOUR, T. (1983). Anatomical data for analysing human motion. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 54:169–178.
- [131] PLUMEREL, G. (2005). Analyse et entraînement de la technique en kayak de course en ligne. Mémoire de D.E.A., Université de Franche-Comté, UFR STAPS de BESANCON.
- [132] PONIZY, B., BA, M. et GUILBAULD, M. (1997). Free-surface flow computations using kelvin singularities. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences - Series IIB - Mechanics-Physics-Chemistry-Astronomy*, 325:315–322.
- [133] POUSSOT-VASSAL, C. (2005). Compensation de frottements sur un robot bipède anthropomorphe. Rapport technique, INRIA (Grenoble).
- [134] PUDLO, P. (1999). *Contribution à l'analyse et à l'optimisation du geste du rameur en aviron*. Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.
- [135] RAMAKRISHNAN, H. et KABADA, M. (1991). On the estimation of joint kinematics during gait. *Journal of Biomechanics*, 24:969–977.
- [136] REINSCHMIDT, C., BOGERT, A., LUNDBERG, A., NIGG, B., MURPHY, N., STACOFF, A. et STANO, A. (1997a). Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking : external vs. skeletal markers. *Gait & Posture*, 6:98–109.
- [137] REINSCHMIDT, C., BOGERT, A., NIGG, B., LUNDBERG, A. et MURPHY, N. (1997b). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *Journal of Biomechanics*, 30:729–732.
- [138] RICHARDS, J. (1999). The measurement of human motion : A comparison of commercially available systems. *Hum. Mov. Sci.*, 18(5):589–602.
- [139] RIQUET, A. (2000). *Contribution à l'évaluation de l'énergie mécanique dépensée par un athlète lors d'exercices intenses et de courte durée sur ergocycle ; proposition d'une expertise mécanique des cycloergomètres*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- [140] ROSTANI, M. (1999). *Contribution à la dynamique de la phase unipodale de la marche sagittale, et étude expérimentale du comportement dynamique d'un membre locomoteur anthropomorphe de robot bipède*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.

- [141] ROUX, E., BOUILLAND, S., GODILLON-MAQUINGHEN, A.-P. et BOUTTENS, D. (2002). Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of Biomechanics*, 35:1279–1283.
- [142] SABICK, M. B., KOTAJARVI, B. R. et AN, K.-N. (2004). A new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(7):1151–1159.
- [143] SAHA, A. (1961). *Theory of Shoulder Mechanism : Descriptive and Applied*. Charles C. Thomas Publishing Company, Springfield, Il.
- [144] SANDERS, R. et COWAN, E. (1998). Lifting performance in aquatic sports. 16th symposium of the ISBS, 21-25 july 1998.
- [145] SANDERS, R. et KENDAL, S. (1992a). A description of olympic flatwater kayak stroke technique. *The Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, 24:25–30.
- [146] SANDERS, R. et KENDAL, S. (1992b). Quantifying lift and drag forces in flatwater kayaking. In R. Rodano, G. Ferrigno, G.C. Santambrogio (Eds.), Proceedings of the Xth international Symposium on Biomechanics in Sport.
- [147] SATI, M., de GUISE, J. et DROUIN, G. (1994). In vivo non-invasive 3D knee kinematics measurement and animation system : accuracy evaluation. Third International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement.
- [148] SCHOLZ, J., MILLFORD, J. et McMILLAN, A. (1995). Neuromuscular coordination of squat lifting, I : effect of load magnitude. *Physical Therapy*, 75:119–132.
- [149] SCRAGG, C. et NELSON, B. (1993). The design of an eight-oared rowing shell. *Marine Technology*, 30:84–99.
- [150] SEGUIN, P. (2003). *Développement d'une technique d'optimisation paramétrique pour la synthèse optimale de mouvements à dynamique régulière. Application à la marche*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- [151] SEIDEL, G., MARCHINDA, D., DIJKERS, M. et SOUTAS-LITTLE, R. (1995). Hip joint center location from palpable bony landmarks - a cadaver study. *J. BIOMECH.*, 28(8):995–998.
- [152] SHEA, K., LENHOFF, M., OTIS, J. et BACKUS, S. (1997). Validation of a method for location of the hip joint center.

- [153] SIBELLA, F., GALLI, M. et CRIVELLINI, M. (2002). A new biomechanical model and experimental protocol for upper limbs movement analysis : validation procedure using a mechanical model of the shoulder girdle and upper extremity. *In Proceedings of the 7th International Symposium on the 3D analysis of human movement*.
- [154] SILAGHI, M., PLAENKERS, R., BOULIC, R., FUA, P. et THALMANN, D. (1998). Local and global skeleton fitting techniques for optical motion capture. In : Magetat-Thalmann N, Thalmann D. *Modelling and motion capture techniques for virtual environments*, Berlin.
- [155] SÖDERKVIST, I. et WEDIN, P. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 13:1473–1477.
- [156] SOSLOWSKY, L., FLATOW, E., BIGLIANI, L. et MOW, V. (1992). Articular geometry of the glenohumeral joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 285:181–190.
- [157] SPOOR, C. et VELPAUS, F. (1980). Rigid body motion calculated from spatial coordinates markers. *Journal of Biomechanics*, 13:391–393.
- [158] STAGNI, R., LEARDINI, A., CAPPOZZO, A., GRAZIA BENEDETTI, M. et CAPPELLO, A. (2000). Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *Journal of Biomechanics*, 33(11):1479–1487.
- [159] STOKDIJK, M., NAGELS, J. et ROZING, P. M. (2000). The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *Journal of Biomechanics*, 33(12):1629–1636.
- [160] STOKES, V., ANDERSSON, C. et FORSSBERG, H. (1989). Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *J. BIOMECH.*, 22(1):43–50.
- [161] STUBLE, K., ERDMAN, A. et STONER, L. (1980). Kinematic analysis of rowing and rowing simulators. International conference medical devices sports equipment.
- [162] SZANTO, C. (2004). *Racing caoneing*. International Canoe Federation.
- [163] TEVATIA, G. et SCHAAL, S. (2000). Inverse kinematics for humanoid robots. *In ICRA 2000 : IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 1, pages 294–299, San Francisco, CA, USA. IEEE.
- [164] THOMAS, E. (2000). *Conception et instrumentation du pied d'un robot bipède anthropomorphe*. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.

- [165] van der HELM, F. (1996). A standardized protocol for motion recordings of the shoulder. *In Proceedings of the First Conference of the International Shoulder Group*. Shaker Publishing.
- [166] VAN SOEST, A., GFOHLER, M. et CASIUS, L. (2005). Consequences of ankle joint fixation on FES cycling power output : A simulation study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(5):797–806.
- [167] VAUGHAN, C., HAY, J. et ANDREWS, J. (1982). Closed loop problems in biomechanics. part I - a classification system. *Journal of Biomechanics*, 15:197–200.
- [168] VEEGER, H. E. J. (2000). The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *Journal of Biomechanics*, 33(12):1711–1715.
- [169] VEEGER, H. E. J., VAN DER HELM, F. C. T., VAN DER WOUDE, L. H. V., PRONK, G. M. et ROZENDAL, R. H. (1991). Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 24(7):615–629.
- [170] VELDPAUS, F., WOLTRING, H. et DORTMANS, L. (1988). A least-square algorithm for the equiform transformation from spatial marker coordinates. *Journal of Biomechanics*, 21:45–54.
- [171] WAMPLER II, C. (1986). Manipulator inverse kinematic solutions based on vector formulations and damped least-squares methods. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 16(1):93–101.
- [172] WEBSTER, K., WITTEWER, J. et FELLER, J. (2005). Validity of the gaitrite walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait & Posture*, 22:317–321.
- [173] WIEBER, P.-B. (2000). *Modélisation et commande d'un robot marcheur anthropomorphe*. Thèse de doctorat, Ecole des Mines de Paris.
- [174] WIEBER, P.-B. et BILLET, F. (2006). Humans user documentation. Rapport technique, INRIA, Grenoble.
- [175] WIEBER, P.-B., BILLET, F., BOISSIEUX, L. et PISSARD-GIBOLLET, R. (2006). The humans toolbox, a homogeneous framework for motion capture, analysis and simulation. *In Ninth International Symposium on the 3D analysis of human movement*.

- [176] WINTER, D. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd edition, New York.
- [177] WOLTRING, H. (1990). Data processing and error analysis. In Cappozzo & Berme.
- [178] WU, G., SIEGLER, S., ALLARD, P., KIRTLEY, C., LEARDINI, A., ROSENBAUM, D., WHITTLE, M., D'LIMA, D., CRISTOFOLINI, L., WITTE, H., SCHMID, O. et STOKES, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - part I : Ankle, hip, and spine. *J. Biomech.*, 35(4):543–548.
- [179] WU, G., van der HELM, F. C., (DIRKJAN) VEEGER, H., MAKHSOUS, M., VAN ROY, P., ANGLIN, C., NAGELS, J., KARDUNA, A. R., MCQUADE, K. et WANG, X. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part II : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5):981–992.
- [180] YEADON, M. (1993). The biomechanics of twisting somersaults - part iii : Aerial twist. *Journal of Sports Sciences*, 11(3):209–218.
- [181] YEADON, M. et KING, M. (2002). Evaluation of a torque-driven simulation model of tumbling. *Journal of Applied Biomechanics*, 18(3):195–206.
- [182] YEADON, M. R., ATHA, J. et HALES, F. D. (1990). The simulation of aerial movement—iv. a computer simulation model. *Journal of Biomechanics*, 23(1):85–89.
- [183] YEADON, M. R. et BREWIN, M. A. (2003). Optimised performance of the backward longswing on rings. *Journal of Biomechanics*, 36(4):545–552.
- [184] YEADON, M. R., CHALLIS, J. H. et NG, R. (1994). Personalised segmental inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 27(6):770–770.
- [185] YEADON, M. R. et MIKULCIK, E. C. (1996). The control of non-twisting somersaults using configuration changes. *Journal of Biomechanics*, 29(10):1341–1348.
- [186] ZATSIORSKY, V. et SELUYANOV, V. (1985). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regressions equations. *Biomechanics*, 9:233–239.

Annexes

Annexes – Partie 1

A.1 Précision des capteurs du chariot

Les capteurs piézoélectriques du chariot ont des caractéristiques métrologiques (linéarité 2% et hystérésis 1%) inférieures à celle des capteurs des filins. De plus, l'inertie des pièces mécaniques d'interface, la complexité du montage des capteurs ainsi que la mobilité du chariot sont des sources d'incertitude. De nombreuses précautions sont à prendre, qui ne suffisent pas à garantir une excellente précision.

A.1.1 Précision du chariot en statique

La méthode de validation des capteurs, que nous avons choisie, est souvent la même quels que soient les capteurs. Elle consiste à appliquer le PFD dans des états d'équilibre (ou pseudo équilibre) ou lors de mouvements accélérés. Selon la seconde loi de Newton, il y a une égalité entre la dérivée par rapport au temps de la quantité de mouvement ($\dot{\mathbf{P}}_{\mathbf{S}} = M_{\mathbf{S}} \mathbf{A}_{\mathbf{S}}$) et la somme des forces extérieures ($\sum \mathbf{F}_{\text{ext}/\mathbf{S}}$) :

$$\sum \mathbf{F}_{\text{ext}/\mathbf{S}} = M_{\mathbf{S}} \mathbf{A}_{\mathbf{S}} = \sum_i m_i \mathbf{A}_i \quad (63)$$

où m_i et \mathbf{A}_i représentent respectivement la masse et l'accélération du centre de masse du i ème corps du système.

Tout d'abord les capteurs piézoélectriques du chariot sont soumis à des contractions isométriques des membres inférieurs réalisées par un sujet calé entre l'assise et le palonnier. Nous sommes dans une configuration où l'accélération du système *athlète* peut être considérée comme nulle, ce qui implique une somme des forces extérieures également

nulle. Ainsi nous avons comparé les normes des forces des capteurs en opposition. Les neuf configurations de test proposées sont résumées par le Tableau A.1.

Nous calculons la différence entre les forces des pieds et des fesses ainsi que la différence absolue de ces forces. Ainsi pour chaque essai nous pouvons extraire la moyenne des différences relatives et absolues. En terme d'interprétation, la moyenne relative renseigne sur une sous- (ou une sur-) estimation de la sensibilité d'un des capteurs alors que la moyenne des différences absolues donne une idée de l'incertitude possible de la chaîne de mesure. Les étalonnages devaient permettre d'obtenir une moyenne relative proche de 0 et une moyenne absolue minimisée.

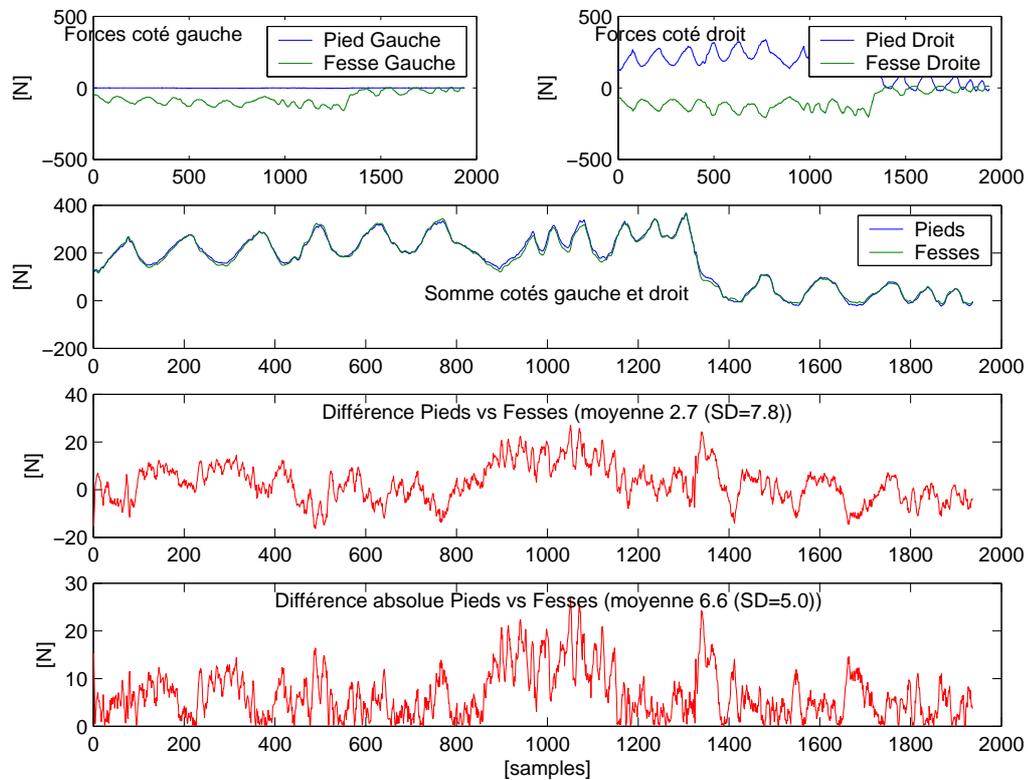


FIG. A.1 – Comparaison des forces exercées sur le chariot. Les forces aux pieds et fesses (côtés gauche et droit) sont représentées sur les graphiques de la ligne du haut. Le graphique en dessous compare les forces antéro-postérieures exercées sur le palonnier et l'assise. Enfin, les erreurs relative et absolue sont matérialisées par les deux dernières courbes.

TAB. A.1 – Valeurs moyennes de Root Mean Square Erreur [N] pour les 9 configurations de test possibles (intersection des lignes et des colonnes).

	Assise Droite	Assise Gauche	Les 2 assises
Cale-pied Droit	19	30	27
Cale-pied Gauche	24	22	28
Les 2 cale-pieds	12	20	25

Les erreurs obtenues montrent dès à présent la difficulté d'étalonner avec précision les différents capteurs du chariot. Il persiste des erreurs résiduelles plus ou moins prononcées selon les capteurs mis en jeux. A ces erreurs en statique s'ajoutent des erreurs provenant des forces de contact générées par l'accélération des pièces mécaniques d'interface (entre les capteurs et les segments en contact).

A.1.2 Estimation des forces de contact

Une autre expérience est menée toujours pour rendre compte de l'incertitude des mesures. Celle-ci nécessite l'utilisation des capteurs piézoélectriques et du système cinématographique. L'objectif est d'établir le PFD pour les capteurs et leurs pièces d'interface. En effet, le kayakiste n'appuie pas directement sur le capteur ; des pièces plus ou moins lourdes, les cale-pieds et les assises, interfèrent. Lors des accélérations du chariot, ces pièces créent des forces de contact dépendantes de leur masse et de leur accélération. C'est pourquoi nous avons comparé les quantités d'accélération (masse des pièces de raccordement multipliée par l'accélération du chariot calculée par double dérivation des données cinématographiques) avec les forces mesurées aux capteurs. La masse des pièces fut mesurée à l'aide d'une balance de précision (sensibilité 10^{-1} g) ce qui a permis d'obtenir une masse de 1010,3 g pour chaque assise et 2995,6 g pour chaque cale-pied. Le chariot était déplacé manuellement par l'expérimentateur.

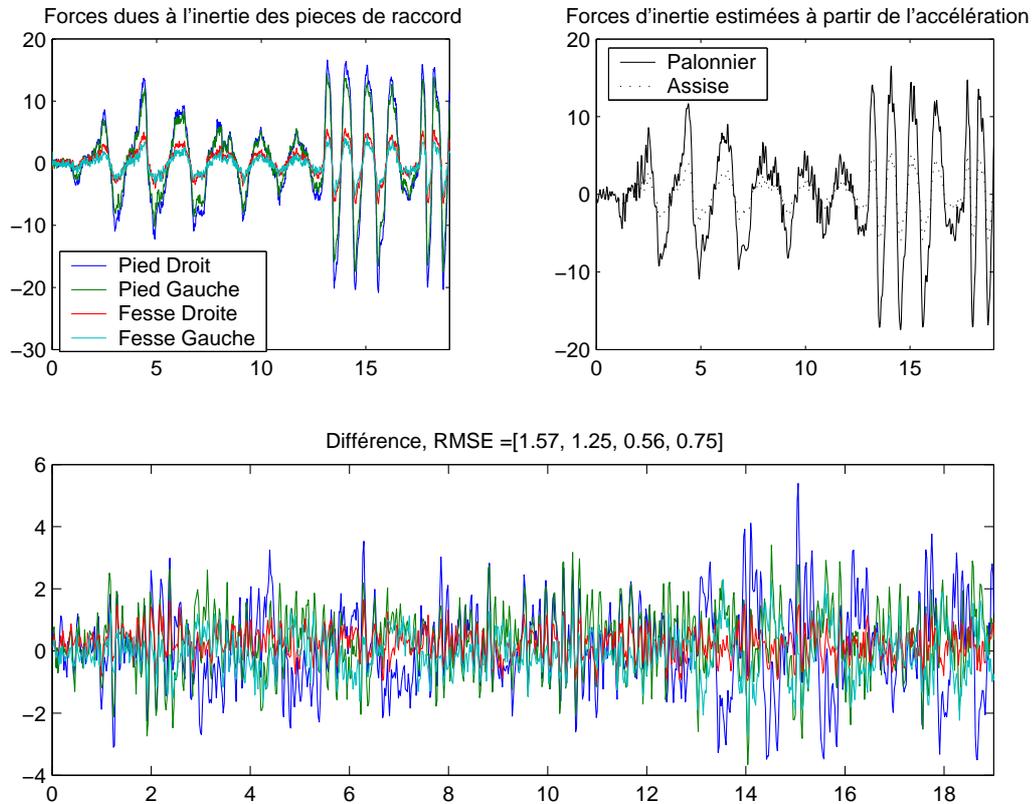


FIG. A.2 – Forces de contact mesurées par les capteurs piézoélectriques lors de mouvements accélérés du chariot (haut gauche). Les forces sont estimées à partir de l'accélération du chariot et des masses des pièces de raccord (haut droite). La différence des deux forces est finalement présentée dans le graphique en bas.

Cette expérience a mis en évidence un défaut de synchronisation entre les données analogiques et cinématographiques du système SAGA3^{RT}. Nous avons un déphasage entre les deux sources de données. La synchronisation *a posteriori* des données nécessite la mesure redondante d'un paramètre par voies analogique et cinématographique. Les données analogiques sont sur-échantillonnées (1600 Hz) par rapport aux données cinématographiques (50 Hz) pour réaliser un recalage précis. Une routine informatique cherche le décalage optimal (pas de 1/1600 s) qui minimise l'écart quadratique des deux sources d'information. Lors des séquences de pagayage le paramètre redondant est l'orientation des filins, mesurés par les goniomètres et l'approche cinématographique.

A.2 Force de propulsion et résistance à l'avancement

A.2.1 Force Propulsive

Trois techniques sont utilisées pour mesurer la force propulsive :

Technique A : Avec deux marqueurs réfléchissants positionnés de part et d'autre des capteurs de force, le système cinématographique détermine l'orientation des filins. La propulsion est définie comme la composante antéro-postérieure (y) de la force à l'extrémité de la pagaie. Comme les filins se ré-enroulent automatiquement (effet des élastiques s'enroulant autour des poulies du frein aérodynamique), une tension résiduelle augmente artificiellement la quantité de mouvement du système lors des phases aériennes. C'est pourquoi la force est calculée uniquement lors des phases aquatiques. Un seuil (h_W), égal à la hauteur moyenne des marqueurs collés sur les grands trochanters, définit la surface de l'eau. Comme la longueur du manche sur l'ergomètre ne correspond pas à la longueur de la pagaie de chaque athlète, la coordonnée verticale de l'extrémité de la pagaie (h_B) est corrigée. Ainsi la propulsion est calculée par :

$$F_P = \begin{cases} \mathbf{F}_{Wi} \cdot \mathbf{y} & \text{si } h_B < h_W \\ 0 & \text{si } h_B \geq h_W \end{cases}$$

Technique B : Si le frottement entre le chariot et le bâti est négligé, la seconde loi de Newton appliquée au système multicorps *athlète-pagaie-chariot*, selon l'axe antéro-postérieur, donne :

$$\mathbf{F}_{Wi} \cdot \mathbf{y} - F_{El} = M \frac{d\mathbf{V} \cdot \mathbf{y}}{dt} \quad (64)$$

L'intégration de Eq. [64] depuis le début (t_i) jusqu'à la fin (t_f) du test donne la variation totale de vitesse sur l'ergomètre. Si cette variation est supposée nulle durant l'essai, l'intensité de la force de propulsion est en moyenne égale à $\|\mathbf{F}_{El}\|$.

$$\int_{t_i}^{t_f} (\mathbf{F}_{Wi} \cdot \mathbf{y} - F_{El}) dt = \int_{t_i}^{t_f} M d\mathbf{V} \cdot \mathbf{y} = 0, \quad (65)$$

Cette hypothèse simplifie le calcul et donne la propulsion immédiatement. A cause des accélérations instantanées du système, le profil de la force mesurée à l'élastique diffère sensiblement des forces mesurées aux pales.

Technique C : La propulsion est calculée à partir de la force aux extrémités de la pagaie et de l'orientation du filin donnée par les goniomètres. La hauteur virtuelle de l'eau est définie par un seuil d'élévation du cardan : $\phi_0 = 0^\circ$. Seul cet angle garantit un

plan d'eau horizontal pour déterminer correctement l'entrée et la sortie de la pale :

$$F_P = \begin{cases} F_{Wi} \cos(\phi) \cos(\theta) & \text{si } \phi < 0 \\ 0 & \text{si } \phi \geq 0 \end{cases}$$

A.2.2 Résistance à l'avancement

La résistance totale peut être approchée par une fonction quadratique de la vitesse, par exemple $R_T = 3.5 V^2$ (52), ou par décomposition des composantes hydrodynamiques et aérodynamiques adaptées à la géométrie de la coque et du sujet. Selon les hypothèses de Froude, la composante hydrodynamique peut se diviser en résistance visqueuse (R_V) et de vague (R_W), fonction respectivement du coefficient de résistance visqueuse (C_V) et du coefficient de résistance de vague (C_W) :

$$R_V = 1/2 \rho_W C_V S_W V_{/W}^2 \quad (66)$$

$$R_W = 1/2 \rho_W C_W \sigma / L V_{/W}^2 \quad (67)$$

où $V_{/W}$ est la vitesse relative de la coque par rapport à l'eau, ρ_W la masse volumique de l'eau, S_W la surface mouillée de la coque, σ la section transversale maximale de la coque et L la longueur de la coque à la ligne d'eau.

Lorsque la traînée de frottement domine, le coefficient visqueux C_V est approximativement égal au coefficient de frottement (C_F) : $C_V = (1 + k) C_F$. C_F peut être estimé par l'équation de l'ITTC57 (The International Towing Tank Conference in 1957) en introduisant le nombre de Reynolds ($Re = \frac{VL}{\nu}$ avec $\nu \approx 1.18838 \times 10^{-6} m^2 s^{-1}$ la viscosité cinématique) :

$$C_F = \frac{0,075}{(\log_{10}(Re) - 2)^2} \quad (68)$$

et k est un facteur spécifique à la forme de la coque. Par exemple, Lazaukas (99) a calculé C_V en kayak de course en ligne avec le facteur de Scragg et Nelson (149), $k = 0,0097(\theta_i + \theta_o)$ où θ_i et θ_o sont les demi-angles de la proue et de la poupe à la ligne d'eau.

En eau plate, C_W a été estimé par la simplification des équations de Michell proposée par Castles avec la solution numérique de Norwood (120). L'auteur a proposé de modéliser une coque symétrique selon les axes longitudinal et latéral. La résistance de vagues s'exprime par :

$$R_W(t) = \frac{1}{2} \rho_W C_W \left(\frac{\sigma}{L} \right) V_{/W}(t)^2 \quad (69)$$

où C_W est calculé par :

$$C_W = \frac{4}{C_p^2 \pi} \int_{x_0}^{\infty} (1 - \cos(x)) \frac{\exp^{-ax^2}}{\sqrt{x^2 - x_0^2}} x^2 dx \quad (70)$$

avec $x_0 = V_W / \sigma L$, $a = 2 \delta Fr^2 / L C_p^2$, $C_p = \frac{Vol}{\sigma L}$ le coefficient prismatique, Vol le volume d'eau déplacé, $Fr = \frac{V}{\sqrt{gL}}$ le nombre de Froude et g la gravité.

Ponizy *et al.* (132) ont proposé une autre approche. C_W a été déterminé à partir d'un ensemble de méthodes faisant appel aux singularités de Kelvin et à la géométrie de la coque.

Enfin, la composante aérodynamique est calculée par :

$$R_A = 1/2 \rho_A C_A S_A V_{/A}^2 \quad (71)$$

avec ρ_A la masse volumique de l'air, C_A le coefficient de résistance aérodynamique, S_A la surface non immergée (coque et kayakiste) et $V_{/A}$ la vitesse du système par rapport à l'air.

La résistance aérodynamique représente moins de 10% de R_T . De ce fait, les variations de $C_A S_A$ durant le cycle de pagayage résultent en de négligeables changements de résistance totale. Généralement, la résistance aérodynamique est approchée par des fonctions dépendantes d'une seule variable : la vitesse par rapport à l'air (12). Par exemple Jackson (74) a estimé $C_A S_A = 0,4 m^2$ et Guilbaud et Boin (60) ont déterminé C_A à partir d'expériences en soufflerie.

Annexe **B**

Annexes – Partie 2

B.1 Calcul de J^+ et de $\mathbb{1}J^+J$

Méthode numérique 1 : Une notation partitionnée de la SVD est introduite(163). Les matrices de la SVD sont exprimées en termes de l'espace nul (indiqué N) et de l'espace des composantes (indiqué R) :

$$\begin{aligned}
 J &= UDV^T \\
 J &= [U_R U_N] \begin{bmatrix} S_{r \times r} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_R \\ V_N \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

où r est le rang de la matrice S . La pseudoinverse et l'opérateur de projection s'écrivent alors :

$$\begin{aligned}
 J^+ &= J^T(JJ^T)^{-1} = VD^T U^T (UDV^T VD^T U^T)^{-1} \\
 &= [V_R V_N] \begin{bmatrix} D_R^{-1} \\ \mathbf{0} \end{bmatrix} U^T \\
 &= V_R D_R^{-1} U^T \\
 \mathbb{1}J^+J &= \mathbb{1} - V_R D_R^{-1} U^T U D V^T \\
 &= VV^T - V_R D_R^{-1} [D_R \mathbf{0}] V^T \\
 &= (V - [V_R \mathbf{0}]) \\
 &= [\mathbf{0} V_N] \begin{bmatrix} V_R^T \\ V_N^T \end{bmatrix} \\
 &= V_N V_N^T
 \end{aligned}$$

Méthode numérique 2 : (8)

$$J^{+\lambda} = \sum_{i=1}^r \frac{\sigma_i}{\sigma_i^2 + \lambda^2} \mathbf{v}_i \mathbf{u}_i^T$$

$$\mathbb{1} J^+ J = \mathbb{1} - \sum_{i=1}^r \mathbf{v}_i \mathbf{v}_i^T$$

B.2 Algorithme du vecteur des effets non linéaires

L'algorithme de construction du vecteur des effets non linéaires N est basé sur l'algorithme de type Newton-Euler récurrent en modifiant les termes d'accélération articulaires tels que $\mathbf{\Omega}^i = 0$ et $\ddot{\mathbf{O}}_i = 0$: Récurrence avant : Initialisation : $\boldsymbol{\omega}^0 = 0$, $\dot{\boldsymbol{\omega}}^0 = 0$, $\ddot{\mathbf{o}}^0 = -g$ et $\mathbf{U}_0 = 0$.

pour $i = 1$ à s

$$\tilde{\boldsymbol{\Omega}}_i = \mathbf{R}^T \dot{\mathbf{R}}$$

$$\boldsymbol{\omega}_i = \mathbf{R}^T \boldsymbol{\omega}_h + \boldsymbol{\Omega}_i$$

$$\dot{\boldsymbol{\omega}}_i = \mathbf{R}^T \dot{\boldsymbol{\omega}}_h + \mathbf{R}^T \boldsymbol{\omega}_h \times \boldsymbol{\Omega}_i$$

$$\mathbf{U}_i = \tilde{\boldsymbol{\omega}}_i \tilde{\boldsymbol{\omega}}_i + \tilde{\dot{\boldsymbol{\omega}}}_i$$

$$\ddot{\mathbf{o}}_i = \mathbf{R}^T (\ddot{\mathbf{o}}_h + \mathbf{U}_h \mathbf{d}_{hi}) + 2 \mathbf{R}^T \boldsymbol{\omega}_h \times \dot{\mathbf{O}}_i$$

$$\ddot{\mathbf{x}}_i = \ddot{\mathbf{o}}_i + \mathbf{U}_i \mathbf{d}_{ii}$$

Récurrence arrière pour une chaîne ouverte : Initialisation : $\mathcal{F}_s = 0$ et $\mathcal{M}_s = 0$.

$$\mathcal{F}_i = m_i \ddot{\mathbf{x}}^i + {}^i \mathcal{F}_j$$

$$\mathcal{M}_i = \mathbb{I}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i + \tilde{\boldsymbol{\omega}}_i \mathbb{I}_i \boldsymbol{\omega}_i + {}^i (\mathcal{M}_j + \tilde{\mathbf{d}}_{ij} \mathcal{F}_j) + \mathbf{d}_{ii} \times (m_i \ddot{\mathbf{x}}_i)$$

$${}^h \mathcal{F}_i = \mathbf{R} \mathcal{F}_i$$

$${}^h (\mathcal{M}_i + \tilde{\mathbf{d}}_{hi} \mathcal{F}_i) = \mathbf{R} (\mathcal{M}_i + \tilde{\mathbf{d}}_{hi} \mathcal{F}_i)$$

$$N = \sum_{i=1}^s \left[\frac{\partial \dot{\mathbf{o}}_h}{\partial \dot{q}_i} \right]^T \mathcal{F}_i + \left[\frac{\partial \boldsymbol{\Omega}_h}{\partial \dot{q}_i} \right]^T \mathcal{M}_i$$

Annexes – Partie 3

C.1 Modifications apportées au modèle de Hatze

La modélisation du tronc selon Hatze (65) est présentée à la Figure C.1.

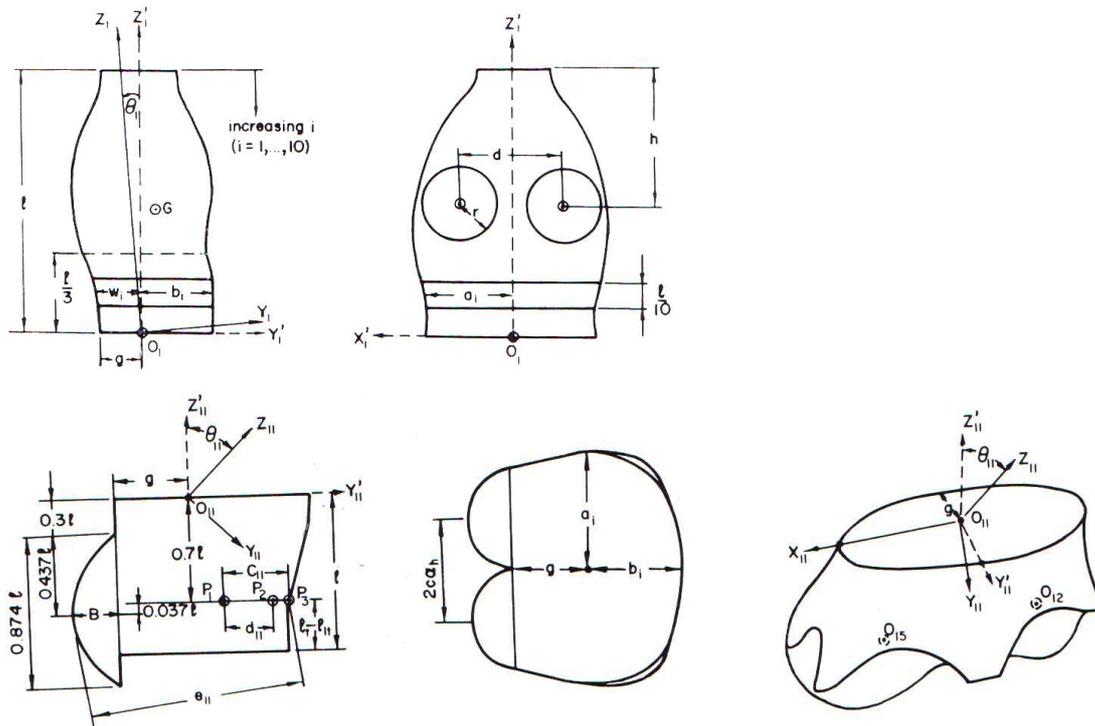


FIG. C.1 – Schéma du tronc du modèle de Hatze. Les segments abdomino-thorax et abdomino-pelvis sont représentés.

Le modèle du segment abdomino-thoracique est composé de 10 disques. Les disques 1 à 7 ne sont pas homogènes pour tenir compte des poumons. Ce sont des plaques elliptiques à l'intérieures desquelles sont insérées des plaques paraboliques de faible densité. Les trois dernières plaques sont constituées de deux plaque semi-elliptiques.

La forme complexe du segment abdomino-pelvis provient de l'excision de la partie supérieure de la cuisse. Le segment est composé de deux paraboloides elliptiques modélisant les fesses, trois plaques semi-elliptiques ($i=1,2,3$) suivies de sept plaques trapézoïdales ($i=4,\dots,10$) pour la partie postérieure et sept plaques semi-elliptiques ($i=1,\dots,7$) suivies de trois plaques ($i=8,9,10$) de formes spéciales pour la partie antérieure.

Connaissant les paramètres inertiels de chacune des plaques, il est possible d'ajouter des degrés de liberté en associant différemment les plaques. Notre modification consiste à assembler les trois derniers disques du l'abdomino-thorax et les trois premiers disques de l'abdomino-pelvis. Nous avons alors trois segments : le thorax, l'abdomen et le pelvis constitués respectivement de sept, six et sept plaques.

Les modifications ajoutent ainsi trois degrés de liberté en rotation pour le tronc. Les centres articulaires entre les différents segments sont estimés à partir d'approches fonctionnelles.

C.2 Modèle pour l'acquisition cinématographique

Afin d'obtenir la cinématique (position et orientation) de l'ensemble des segments, nous avons utilisé de nombreux marqueurs anatomiques et techniques. Les marqueurs techniques sont ceux utilisés lors des expériences pour minimiser les occlusions et les artefacts dus au mouvement de la peau. Ces marqueurs sont externes, réfléchissants et collés directement sur la peau ; leur forme sphérique les éloigne de la surface corporelle mais permet une reconnaissance par davantage de caméras.

Les marqueurs anatomiques pointés sont nombreux ; ainsi il est possible de considérer d'autres modèles anthropométriques plus simples ou d'autres méthodes de détermination des centres de rotation.

Les marqueurs anatomiques sont définis de trois façons :

1. Lorsque deux marqueurs définissent un axe de rotation (*e.g.* les malléoles, les styloïdes ou les condyles) ou sont placés de manière symétrique sur un segment (*e.g.* les bosses pariétales), deux marqueurs réfléchissants sont collés. Un post-traitement permet de soustraire l'épaisseur de la base du marqueur et d'une hémisphère.

2. La position d'autres marqueurs anatomiques est obtenue par pointage à l'aide d'une baguette avec deux marqueurs réfléchissants aux dimensions connues. Pour être au plus près de la géométrie osseuse, une technique de calibration à l'aide d'un pointeur est utilisée. Connaissant la géométrie du pointeur et sa position, nous calculons la position de l'extrémité touchant le marqueur anatomique.
3. Les derniers marqueurs anatomiques sont les centres articulaires estimés ou optimisés à partir de mouvements variés des articulations.

Les marqueurs techniques et les marqueurs anatomiques sont résumés dans les tableaux C.1, C.2, C.3. Nous considérons comme marqueurs anatomiques les centres articulaires obtenus soit par une approche prédictive soit par une approche fonctionnelle.

TAB. C.1 – Placement des marqueurs techniques des segments.

Segment	MT1	MT2	MT3
Cuisse	Bord externe de la cuisse	Condyle latéral du fémur	Condyle médial du fémur (dessus)
Jambe	Tête tibiale externe	Haut du tibia	Bas du tibia
Pied	Talon externe	Bord externe du pied	Dessus du pied (interne)
Épaule	Haut du sternum	Dessus de la clavicule	Arrière de l'acromion
Bras	Zone peu charnue du bras ^a	Extrémité latérale de l'humérus	Extrémité médiale de l'humérus
Avant-bras	Dessus apophyse radiale	Extrémité ulnaire distale	Bas de l'olécrane
Main	Dessus de la main ^b	Pagaie Extrémité Droite	Pagaie Extrémité Gauche
Tete	Front	Tempe droite	Tempe gauche
Thorax	Incisure jugulaire	Appendice xiphoïde	T1
Abdomen	Articulation T3-T4	Dos Droit (niveau L1)	Dos Gauche (niveau L1)
Pelvis	Crête iliaque droite	Crête iliaque gauche	EIPI droite et gauche ^c

^abord externe^bproche du carpe^cCe segment est une exception, 4 marqueurs techniques sont définis

TAB. C.2 – Placement des marqueurs anatomiques des segments.

Segment	MA1	MA2	MA3	MA4
Cuisse	Grand trochanter	Condyle latéral du fémur	Condyle médial du fémur	CA de la hanche
Jambe	Tête tibiale latérale	Tête tibiale médiale	Malléole latérale	Malléole médiale
Pied	5ème articulation métatarso-phalangienne	1ère articulation métatarso-phalangienne	Talon	CA de la cheville
Épaule	Articulation sternoclaviculaire	Art. Acromio-claviculaire	Trigone spinale de la scapula	Angle inférieur de la scapula
Bras	Epicondyle de l'humérus	Epitrochlée de l'humérus	CA glénohuméral	CA du coude
Avant-bras	Styloïde radiale	Styloïde ulnaire	CA du coude	CA du poignet
Main	2ème art. Phalangienne (prox-inter)	5ème art. Phalangienne (prox-inter)	CA du poignet	
Tete	Opisthocranion	Glabelle	Bosse pariétale droite	Bosse pariétale droite
Thorax	T3	T10		
Abdomen	Nombriil	Point calculé selon Hatze	CA Thorax-Abdomen	CA Abdomen-Pelvis
Pelvis	EIAS droite	EIAS gauche	EIPS droite	EIPS gauche

TAB. C.3 – Placement des marqueurs anatomiques des segments.

Segment	MA5	MA6	MA7	MA8
Cuisse	Milieu Axe du genou			
Jambe	Milieu Axe du genou	CA de la cheville		
Pied				
Épaule	Angle de l'acromion	CA entre thorax et épaule	CA glénohuméral	
Bras				
Avant-bras				
Main				
Tête	Sommet du crâne	CA du cou		
Thorax	CA thorax-épaule Droite	CA thorax-épaule Gauche	CA du cou	CA Thorax-Abdomen
Abdomen				
Pelvis	Symphyse pubienne	CA hanche Droite	CA hanche Gauche	CA Abdomen-Pelvis

C.3 Algorithme

Nom: Tests de simulation pour calculer l'erreur sur la position du CAH ($E_{m,n}$)

Role: Simuler numériquement les effets du nombre d'images, du type de mouvement, du pattern de mouvement, du traitement du signal et de la procédure de solidification sur la précision de la position du CAH.

Entrée: R (*matrice d'orientation de la cuisse par rapport à la hanche*)

Cycles (*Données sur le découpage des cycles*)

P (*Position de marqueurs de la cuisse et du pelvis dans leur repère*)

a (*Paramètres du bruit fonction du marqueur et du pattern de mouvement*)

H (*Position de référence du CAH*)

Sortie: E (*Distance entre le CAH estimé et le CAH de référence*)

T (*Temps requis pour estimé le CAH*)

Déclaration:

début

pour m (*Pattern de bruit*) $\leftarrow 1$ à 500 **faire**

$N \leftarrow \text{CreateNoise}(P, a, \text{Cycles})$

$P1 \leftarrow P + N$

$P2 \leftarrow \text{Rototranslate}(P1, R, H)$

pour k (*Nature du mouvement*) $\leftarrow 1$ à 3 **faire**

pour l (*Type de mouvement*) $\leftarrow 1$ à 3 **faire**

pour p (*Nombre de cycles*) $\leftarrow 1$ à 3 **faire**

$P3 \leftarrow \text{Choose}(P2, k, l, p)$

pour q (*Traitement du signal*) $\leftarrow 1$ à 3 **faire**

pour r (*Solidification*) $\leftarrow 1$ à 2 **faire**

pour s (*Fréquence d'acquisition*) $\leftarrow 1$ à 3 **faire**

$P4 \leftarrow \text{ProcessCoordinates}(P3, q, r, s)$

$n \leftarrow \text{SimulationNumber}(k, l, p, q, r, s)$

$H_{m,n} T_{m,n} \leftarrow \text{EstimateCAH}(P4)$

$E_{m,n} \leftarrow \text{CalculateError}(H_{m,n}, H)$

finpour

finpour

finpour

finpour

finpour

finpour

finpour

fin

C.4 Paramètres inertiels segmentaires

Le modèle de Hatze est utilisé pour calculer les paramètres inertiels segmentaires d'un kayakiste (Tableau C.4 et C.5). Le corps est considéré comme un système de 18 solides indéformables. Pour chaque segment, la masse, la position du centre de masse par rapport à l'articulation proximale et les moments d'inertie calculés au centre de masse sont donnés.

TAB. C.4 – Paramètres inertiels segmentaires d'un kayakiste d'après le modèle de Hatze.

Segment	Masse [kg]	Centre de masse [m]	Dyadic d'inertie [kg.m ²]
cuiD	8.50	$\begin{pmatrix} 00 \\ 00 \\ -1.94 \times 10^{-1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 1.19 \times 10^{-1} \\ 1.14 \times 10^{-1} \\ 2.86 \times 10^{-2} \end{pmatrix}$
jbeD	3.19	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -1.63 \times 10^{-1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 3.47 \times 10^{-2} \\ 3.38 \times 10^{-2} \\ 4.59 \times 10^{-3} \end{pmatrix}$
pieD	1.19	$\begin{pmatrix} 0 \\ -4.27 \times 10^{-2} \\ -3.61 \times 10^{-2} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 5.85 \times 10^{-3} \\ 7.04 \times 10^{-3} \\ 9.46 \times 10^{-4} \end{pmatrix}$
epaD	0.43	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -3.65 \times 10^{-1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 1.94 \times 10^{-2} \\ 1.40 \times 10^{-2} \\ 0 \end{pmatrix}$
braD	2.02	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -9.44 \times 10^{-2} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 1.09 \times 10^{-2} \\ 1.04 \times 10^{-2} \\ 2.63 \times 10^{-3} \end{pmatrix}$
avbD	1.34	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -9.94 \times 10^{-2} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 6.12 \times 10^{-3} \\ 6.22 \times 10^{-3} \\ 1.20 \times 10^{-3} \end{pmatrix}$
maiD	0.46	$\begin{pmatrix} 1.01 \times 10^{-2} \\ 3.56 \times 10^{-3} \\ -5.54 \times 10^{-2} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 5.50 \times 10^{-4} \\ 9.73 \times 10^{-4} \\ 9.70 \times 10^{-4} \end{pmatrix}$

TAB. C.5 – Paramètres inertiels segmentaires d'un kayakiste d'après le modèle de Hatze (suite).

Segment	Masse [kg]	Centre de masse [m]	Dyadic d'inertie [kg.m ²]
cuiG	8.26	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -1.91 \times 10^{-1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 1.11 \times 10^{-1} \\ 1.06 \times 10^{-1} \\ 2.76 \times 10^{-2} \end{pmatrix}$
jbeG	3.09	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -1.59 \times 10^{-1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 3.34 \times 10^{-2} \\ 3.29 \times 10^{-2} \\ 4.25 \times 10^{-3} \end{pmatrix}$
pieG	1.20	$\begin{pmatrix} 0 \\ -4.15 \times 10^{-2} \\ -3.74 \times 10^{-2} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 6.12 \times 10^{-3} \\ 7.32 \times 10^{-3} \\ 9.36 \times 10^{-4} \end{pmatrix}$
epaG	0.42	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -3.69 \times 10^{-1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 1.96 \times 10^{-2} \\ 1.40 \times 10^{-2} \\ 0 \end{pmatrix}$
braG	1.96	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -9.09 \times 10^{-2} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 1.02 \times 10^{-2} \\ 9.65 \times 10^{-3} \\ 2.55 \times 10^{-3} \end{pmatrix}$
avbG	1.31	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ -1.05 \times 10^{-1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 6.54 \times 10^{-3} \\ 6.62 \times 10^{-3} \\ 1.09 \times 10^{-3} \end{pmatrix}$
maiG	0.35	$\begin{pmatrix} -8.52 \times 10^{-3} \\ 3.05 \times 10^{-3} \\ -4.78 \times 10^{-2} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 2.72 \times 10^{-4} \\ 6.22 \times 10^{-4} \\ 6.51 \times 10^{-4} \end{pmatrix}$
tête	4.34	$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1.37 \times 10^{-1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 3.66 \times 10^{-2} \\ 3.14 \times 10^{-2} \\ 1.50 \times 10^{-2} \end{pmatrix}$
thor	11.69	$\begin{pmatrix} -1.48 \times 10^{-19} \\ 0 \\ 1.28 \times 10^{-1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 2.67 \times 10^{-1} \\ 3.38 \times 10^{-1} \\ 1.33 \times 10^{-1} \end{pmatrix}$
abdo	8.96	$\begin{pmatrix} 0 \\ 3.74 \times 10^{-4} \\ -2.12 \times 10^{-2} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 3.83 \times 10^{-2} \\ 6.32 \times 10^{-2} \\ 8.43 \times 10^{-2} \end{pmatrix}$
pelv	9.64	$\begin{pmatrix} 0 \\ 2.73 \times 10^{-2} \\ -2.23 \times 10^{-1} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 8.66 \times 10^{-2} \\ 5.48 \times 10^{-1} \\ 1.61 \times 10^{-1} \end{pmatrix}$

La Table C.6 résume les paramètres inertiels du membre supérieur calculé pour l'expérimentation présentée au chapitre 10.

TAB. C.6 – Paramètres inertiels segmentaires des sujets de l'expérimentation sur une tâche simple.

Sujets	Epaule			Bras			Avant-bras			Main		
	Masse	CG	Inertie	Masse	CG	Inertie	Masse	CG	Inertie	Masse	CG	Inertie
S1	1.54	0	$2.9e^{-3}$	1.92	0	$1.1e^{-2}$	1.05	0	$5.3e^{-3}$	0.28	0.008	$2.3e^{-4}$
		0	$3.4e^{-3}$		0	$1.1e^{-2}$		0	$5.3e^{-3}$		0.003	$4.5e^{-4}$
		0.148	0		-0.096	$2.4e^{-3}$		-0.103	$7.2e^{-4}$		-0.044	$4.1e^{-4}$
S2	1.59	0	$3.0e^{-3}$	1.93	0	$1.1e^{-2}$	1.45	0	$9.6e^{-3}$	0.37	0.007	$3.2e^{-4}$
		0	$3.1e^{-3}$		0	$1.1e^{-2}$		0	$9.6e^{-3}$		0.003	$6.1e^{-4}$
		0.162	0		-0.100	$2.3e^{-3}$		-0.120	$1.2e^{-3}$		-0.045	$6.0e^{-4}$
S3	0.96	0	$1.2e^{-3}$	1.60	0	$1.0e^{-2}$	0.91	0	$5.0e^{-3}$	0.25	0.008	$2.0e^{-4}$
		0	$1.6e^{-3}$		0	$1.0e^{-2}$		0	$5.0e^{-3}$		0.003	$3.9e^{-4}$
		0.135	0		-0.109	$1.5e^{-3}$		-0.106	$5.3e^{-4}$		-0.043	$3.5e^{-4}$
S4	1.41	0	$2.2e^{-3}$	1.95	0	$1.6e^{-2}$	1.26	0	$7.8e^{-3}$	0.40	0.008	$4.0e^{-4}$
		0	$2.7e^{-3}$		0	$1.5e^{-2}$		0	$7.9e^{-3}$		0.004	$7.5e^{-4}$
		0.149	0		-0.116	$2.1e^{-3}$		-0.115	$9.1e^{-4}$		-0.050	$7.4e^{-4}$
S5	1.43	0	$2.3e^{-3}$	1.89	0	$1.6e^{-2}$	1.25	0	$8.1e^{-3}$	0.40	-0.009	$3.6e^{-4}$
		0	$2.9e^{-3}$		0	$1.5e^{-2}$		0	$8.1e^{-3}$		0.003	$8.0e^{-4}$
		0.150	0		-0.115	$2.0e^{-3}$		-0.118	$8.9e^{-4}$		-0.052	$8.5e^{-4}$
S6	1.12	0	$1.6e^{-3}$	1.42	0	$7.5e^{-3}$	0.94	0	$4.6e^{-3}$	0.26	0.009	$2.2e^{-4}$
		0	$1.8e^{-3}$		0	$7.3e^{-3}$		0	$4.6e^{-3}$		0.003	$4.4e^{-4}$
		0.139	0		-0.099	$1.3e^{-3}$		-0.106	$5.8e^{-4}$		-0.046	$3.8e^{-4}$
S7	1.01	0	$1.3e^{-3}$	1.43	0	$8.0e^{-3}$	0.82	0	$3.9e^{-3}$	0.25	-0.009	$1.6e^{-4}$
		0	$1.6e^{-3}$		0	$7.7e^{-3}$		0	$3.9e^{-3}$		0.003	$4.2e^{-4}$
		0.135	0		-0.101	$1.3e^{-3}$		-0.102	$4.5e^{-4}$		-0.045	$4.0e^{-4}$

Liste des publications de l'auteur

Reuves internationales avec comité de lecture :

[187]

[188] M. Begon, T. Monnet, P. Lacouture *Effects of movement for estimating the hip joint centre*. *Gait & Posture* (in press).

[189] M. Eslami, M. Begon, N. Farahpour, P. Allard *Forefoot-rearfoot coupling relationships and tibial internal rotation during stance phase of barefoot versus shod running*. *Clinical Biomechanics* (in press).

Reuves françaises avec comité de lecture :

[190] M. Begon, P. Lacouture *Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif. Partie 1 : modèles, leurs caractéristiques et leur validation*, *Science et Motricité*, 54 :11–33, 2005.

[191] M. Begon, P. Lacouture *Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif. Partie 2 : estimation des centres articulaires et détermination de la cinématique du squelette*, *Science et Motricité*, 55 :36–60, 2005.

Congrès internationaux avec comité de sélection et avec actes :

- [192] T. Monnet, M. Begon *Advantage of center of pressure feedback on static element performance for gymnasts and coaches*. XVIIth Conference of International Society for Posture and Gait Research, 29 mai au 2 juin 2005.

Congrès nationaux avec comité de sélection et avec actes :

- [193] M. Begon, S. Vaudolon, P. Lacouture *Continuous relative phases : limitation in the coordination interpretation in kayak*. 18ème Congrès de la Société de Biomécanique, 2003.
- [194] M. Begon, G. Macini, F. Durand, P. Lacouture *Comparison of kayak stroke kinematics on ergometer and in situ*. 18ème Congrès de la Société de Biomécanique, 2003.
- [195] M. Begon, P. Lacouture *Solidification procedure adapted to locating joint centre*. 20ème Congrès de la Société de Biomécanique, 2005.
- [196] M. Begon, F. Durand, P. Lacouture *Ergomètre instrumenté pour l'entraînement en kayak*. 3èmes Journées Internationales des Sciences du Sport, 2005.
- [197] K. Monteil, M. Haguenaer, M. Begon, P. Legreneur *Effets des conditions initiales sur les coordinations inter-articulaires lors de l'exécution d'un saut vertical*. Regards croisés sur l'athlétisme (sous la direction de Anne Roger - Edition AFRAPS Montpellier), 2006.
- [198] O. Mourasse, M. Begon, P. Lacouture *Simulation de l'avancement instantané du kayak sur un ergomètre instrumenté*. 4èmes Journées Internationales des Sciences du Sport, 2006.

Congrès et colloques nationaux sur invitation :

- [199] M. Begon, F. Durand, P. Lacouture *La mécanique du kayak : du terrain au laboratoire et vice-versa*. Colloque de la Fédération Française de Canoë-Kayak.

Mémoires de recherche :

- [200] M. Begon *Modélisation d'une performance sur ergomètre-kayak et étude de la coordination par les phases relatives continues*. Mémoire de DEA, Université Poitiers, juin 2003.
- [201] M. Begon *Evolution des paramètres cinétiques et cinématiques lors de la modification de performance du squat jump*. Mémoire de Maîtrise, Université Lyon, juin 2002.

Documents techniques :

[202] F. Durand, M. Begon, P. Lacouture *Le discours techniques en Canoë-Kayak*. Document technique édité par la Fédération Française de Canoë-Kayak, 16 pages, 2005.

Rapports de contrats :

Participation à l'établissement des demandes de financement de projet de recherche 2004, 2005 et 2006, dans le cadre des contrats avec la Fédération Française de Canoë Kayak.

Logiciel :

Développement d'un logiciel associé au banc de musculation spécifique au kayak. Le logiciel, développé sous Matlab permet l'acquisition de signaux analogiques et leur traitement numérique. Participation à d'autres développements dans le cadre du CAIPS avec Arnaud Decatoire.