

Revue générale

Le maintien de la position de rappel en dériveur solitaire. Aspects théoriques et propositions méthodologiques d'évaluation de la fatigue musculaire

Sustained hiking position in dinghy sailing. Theoretical aspects and methodological considerations for muscle fatigue assessment

O. Maïsetti ^{a,b,*}, A. Guével ^c, P. Iachkine ^d, P. Legros ^e, J. Briswalter ^f

^aUniversité de la Méditerranée, faculté des Sciences du Sport, 163, avenue de Luminy, 13288 Marseille cedex 9, France

^bInstitut de myologie, groupe hospitalier Pitié-Salpêtrière, 83, boulevard de l'Hôpital, 75651 Paris cedex 13, France

^cUniversité de Nantes, UFR STAPS, 25 bis, boulevard Guy-Mollet, 44300 Nantes, France

^dService recherche & développement École nationale de Voile Beg Rohu, 56510 Saint-Pierre-Quiberon, France

^eUniversité de Nice-Sophia Antipolis, faculté des Sciences du Sport, 231, route de Grenoble, 06205 Nice cedex 3, France

^fLaboratoire d'ergonomie sportive, université de Toulon-Var, UFR STAPS, avenue de l'Université, BP 132, 83957 La Garde, France

Reçu le 12 janvier 2002; accepté le 20 juin 2002

Résumé

Objectifs – Faire le point sur les connaissances concernant les sollicitations physiologiques induites par la pratique du dériveur de compétition et notamment lors de l'utilisation de la position de rappel, facteur déterminant de la performance dans les gammes de vent médium à fort. Des propositions d'ordre méthodologique sont avancées pour l'évaluation de la fatigue musculaire associée au maintien de cette posture.

Actualités – Le rappel participe au maintien d'une vitesse d'avancement optimale de l'embarcation. Il consiste à opposer à la force du vent sur le plan de voilure, un couple de force créé par le poids et la taille du régatier. Ce geste sollicite les extenseurs du genou et fléchisseurs de la hanche selon un mode de contraction à dominante isométrique. Les spécialistes de l'activité considèrent que la capacité à maintenir cette position limiterait la performance en dériveur. Les niveaux modérés de consommation d'oxygène semblent conforter l'existence d'un facteur limitant d'origine musculaire.

Perspectives et projets – La mise en œuvre d'une méthodologie d'évaluation des sollicitations musculaires et de la fatigue associée au maintien de la position de rappel doit être envisagée afin de permettre le suivi des capacités musculaires relatives à ce geste technique.

© 2002 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Abstract

Objectives – Provide information on physiological demands related to dinghy sailing with special regards to hiking, which is considered as a performance factor in medium and strong winds. An additional purpose is to give methodological considerations for localized muscle fatigue assessment related to muscles involved in hiking movement.

Topics – Hiking contributes to maintain the boat speed during the race. It uses the force moment of the sailor's weight and height to balance the heeling moment of wind forces on the sail. This posture engages knee extensors and hip flexors muscles which produce essentially-isometric contractions.

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : o.maïsetti@myologie.chups.jussieu.fr (O. Maïsetti).

The ability to hike over extended periods of time is considered as an important component of sailing performance. Indeed, since the oxygen cost of sailing is relatively light, muscular factors and fatigue-induced may be one of the main determinants of competitive dinghy sailing performance.

Future prospects – Specific method for the assessment of localized muscle fatigue during hiking movement remain to be determined for the follow-up of muscles' capabilities involved in this sailing technique. © 2002 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS. All rights reserved.

Mots clés: Dériveur; Position de rappel; Physiologie; Fatigue musculaire

Keywords: Dinghy; Hiking; Physiology; Muscle fatigue

1. Introduction

En voile Olympique, le dériveur solitaire fait partie des disciplines sportives pour lesquelles le niveau d'exigence physique requis paraît élevé [6]. Pour des séries telles que le laser ou le finn, ces contraintes physiologiques induites par la pratique compétitive sont conditionnées en grande partie par la configuration des épreuves. Le type de parcours retenu détermine la succession des allures (direction du bateau par rapport au vent) de Prés¹ et de Portant², de même que la durée des manches qui se situe entre 90 et 120 minutes, avec une récupération de 30 à 45 minutes. Le nombre de manches par jour varie entre une et trois, selon les conditions environnementales et le nombre total de manches déjà courues. La validation d'une épreuve nécessite un certain nombre de manches compris entre 9 et 12, défini par le règlement des courses. Les épreuves internationales se déroulent sur plusieurs journées de course, une phase qualificative précédant la phase finale.

À ce jour, peu de travaux expérimentaux ont étudié la nature des sollicitations physiologiques induites par la pratique du dériveur en solitaire. Les difficultés méthodologiques posées par les conditions instables environnementales du milieu marin semblent à l'origine de ce constat. Parmi les contraintes physiologiques les plus souvent citées par les régatiers et confortées par les résultats expérimentaux, la position de rappel apparaît comme un facteur limitant de la performance [32,37,38,46]. Ce geste technique consiste à maintenir son corps excentré par rapport à l'axe longitudinal du dériveur afin de créer un couple de force (couple de rappel ou de redressement) s'opposant aux effets de la force du vent dans le plan de voilure (couple de chavirement). L'utilisation du rappel devient nécessaire pendant toute la durée de la manche, dans les gammes de vent médium à fort pour atteindre une vitesse optimale d'avancement de l'engin. À partir d'une certaine intensité de vent, la vitesse d'avancement du dériveur dépend de la capacité du régatier

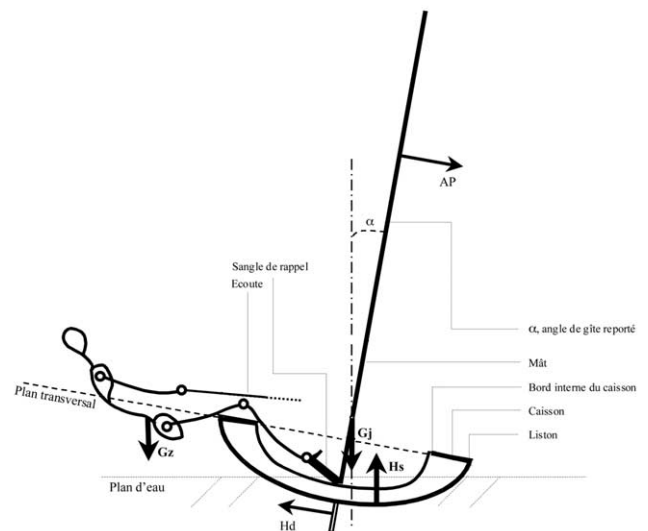


Fig. 1. Représentation schématique des forces externes agissant sur une embarcation en mouvement (modifié d'après Uklanski et Wolf [40]).

à maintenir son embarcation de telle sorte que le plan transversal de celle-ci soit au plus proche parallèle à celui de l'eau (Fig. 1). Le régatier adopte une position de rappel qui varie en fonction de la force du vent et du réglage de son bateau, lui permettant de développer un couple de force adapté au couple de chavirement. Dans ce cadre, une diminution de l'efficacité mécanique (diminution du couple de rappel) de ce geste technique est souvent observée lors des manches courues dans des vents médium à fort, y compris à un haut niveau de pratique. Il semblerait que l'apparition d'un certain degré de fatigue musculaire localisée au niveau des muscles antérieurs des membres inférieurs et du tronc soit à l'origine de cette diminution des capacités fonctionnelles et musculaires du régatier.

Ce travail a pour objet de présenter un état des connaissances actuelles relatives aux sollicitations physiologiques engendrées par la pratique du dériveur solitaire et notamment lors du maintien de la position de rappel. Il consiste également à formuler des propositions d'ordre méthodologique pour l'évaluation de la fatigue musculaire associée à ce geste technique.

¹ Prés : le bateau avance en louvoyant face au vent.

² Portant : le bateau reçoit le vent de derrière (vent arrière) ou de côté (largue).

2. Caractéristiques biomécaniques de la position de rappel

2.1. Description de la position de rappel

D'un point de vue hydrodynamique, l'efficacité en terme de vitesse d'avancement de l'engin nécessite que le plan transversal du bateau (s'appliquant sur le pont) soit maintenu parallèlement à celui de l'eau (Fig. 1). Cette condition dépend donc de l'équilibre entre le couple de redressement créé par le *hiker*³ et le couple de chavirement directement lié à l'impact de la force du vent sur le plan de voilure. Le *hiker* peut accroître le couple de redressement en augmentant son poids (port de vêtements humides), et/ou en changeant de position de rappel, ce qui lui permet d'éloigner son centre de gravité de l'axe du bateau. Lors du maintien de la position de rappel, le barreur est en contact avec son bateau par trois points d'appui principaux qui sont :

- le crochetage des chevilles au niveau des sangles ;
- l'appui de la face postérieure des cuisses avec la partie interne de la coque ;
- le contact des jambes avec le liston⁴. Il est également en contact avec l'embarcation par la barre de direction de l'embarcation ainsi que par l'écoute qui permet de régler la tension des plans de voilure. Un bateau en mouvement est soumis à quatre types de forces externes [40] représentées sur la Fig. 1. Les forces aérodynamiques (AP) sont générées par le vent sur la surface de voilure ; les forces hydrodynamiques (Hd) sont appliquées sur la coque et résultent du mouvement relatif de l'eau sur la coque ; les forces de poussée hydrostatique selon le principe d'Archimède (Hs) s'appliquent sur le bateau et les forces gravitaires (régatier et dériveur, respectivement, Gz et Gj) sont opposées à Hs.

L'équilibre latéral d'un dériveur est donc le résultat de l'application de deux couples de forces, le couple de redressement ou couple de rappel développé par le poids de l'ensemble régatier-bateau (Gz, Gj) et la poussée hydrostatique (Hs) qui s'oppose au couple de chavirement formé par la force anti-dérive (Hd) et par la composante latérale (AP) de la poussée vélique.

La position de rappel adoptée dépend de la force du vent [9] mais également du type de bateau et de la morphologie du *hiker* [4]. Les caractéristiques morphologiques de ces sportifs interviennent directement sur la valeur du couple de rappel. Le poids et le rapport poids/taille sont directement liés à la valeur du couple de force développé lors du

maintien de la position de rappel [31,32]. Celle-ci se caractérise par les positions articulaires entre les différents segments de membres et varie en fonction de la taille de l'athlète qui cherche à éloigner son centre de gravité de l'axe de l'embarcation. À couple de rappel égal, les angles jambe-cuisse et tronc-cuisse sont plus fermés pour un coureur de grande taille. Inversement, on observe classiquement que la hauteur des sangles (i.e. la distance entre le point de crochetage des chevilles sur la sangle et sa projection orthogonale sur le plan du fond de l'embarcation) est plus élevée chez un régatier de petite taille [4,30]. Ce réglage a une influence sur la position du centre de gravité du *hiker* par rapport à l'axe de son embarcation et par conséquent modifie la valeur du couple de rappel. Les angles articulaires moyens rapportés varient entre 65° et 105° de flexion de hanche et entre 120° et 150° de flexion de genou (180° : extension complète). Les caractéristiques morphologiques pour l'ensemble des études de la littérature ainsi que pour les régatiers présents aux Jeux Olympiques d'Atlanta en 1996 sont présentées dans le Tableau 1.

2.2. Groupes musculaires mis en jeu et profil physique des *hikers* (Fig. 2)

Le geste technique du rappel peut être exécuté selon un mode de recrutement musculaire isométrique mais également dynamique. Le *hiker* compense les variations de l'intensité du vent et/ou les mouvements du bateau occasionnés par les vagues [9]. Néanmoins, quel que soit le mode de contraction, les principaux muscles mis en jeu par le maintien de la position de rappel sont sensiblement identiques et ont été objectivement mis en évidence à partir d'études électromyographiques [3,4,14,29,30]. Ces travaux ont montré que le rôle des muscles antérieurs du tronc et des membres inférieurs est primordial dans le maintien de la position du rappel. Au niveau des chevilles, la contraction isométrique des *tibialis anterior* assure le maintien des sangles, empêchant ainsi la chute du régatier. Les chefs mono-articulaires du *quadriceps* sont recrutés sur le même mode de contraction afin de verrouiller l'angle jambe-cuisse et d'assurer l'extension de la cuisse par rapport à la jambe. Le statut particulier du *rectus femoris* de part sa configuration bi-articulaire, l'implique à la fois dans le maintien et la régulation de l'angle jambe-cuisse et de l'angle cuisse-tronc. De plus, son efficacité en tant que fléchisseur de hanche augmente avec la flexion du genou et il participe de manière prépondérante avec l'*iliopsoas* à l'ajustement de l'angle tronc-cuisse lors des mouvements dynamiques (concentriques et excentriques) du tronc [22]. Le *tensor fasciae latae*, abducteur et fléchisseur de hanche est également sollicité lors des mouvements latéraux [29]. Les *abdominis* assurent par des contractions isométriques, le maintien d'une distance constante entre l'appendice

³ *hiker* : à défaut d'une terminologie française appropriée, nous utiliserons ce terme anglais pour décrire le régatier spécialiste de la position de rappel.

⁴ liston : bord externe du caisson.

Tableau 1

Caractéristiques morphologiques (moyenne \pm 1 écart-type) des populations expérimentales répertoriées dans la littérature et lors des Jeux Olympiques d'Atlanta (1996) et de Sydney (2000)

Références	Poids (kg)	Taille (cm)	Poids/taille (kg.cm ⁻¹)	Niveau (nationalité)	N (discipline)
Niinimaa et al. [31]	84,4 \pm 6,7	181,5 \pm 5	0,47	Élite	10
Marchetti et al. [29]	69,1	173	0,4	Expérimentés	2
Carrot et Lecastrec [10]	88,8	188	0,47	Non reporté	4
Blackburn [5]	75,6 \pm 3,7	179,5 \pm 4,8	0,42	Élite (Australie)	10 (laser)
De Vito et al. [14]	72,3	179	0,4	Habiles	3 (laser)
Gallozzi et al [17]	86,3	185	0,47	Élite	4
Vogiatzis et al. [45]	69,5 \pm 1,7	173 \pm 6	0,4	Expérimentés	8
Vogiatzis et al. [41]	74 \pm 14	178 \pm 8	0,4	Élite (Ecosse)	8
De Vito et al. [14]	78,1 \pm 6,1	181 \pm 3	0,43	Expérimentés	8 (laser)
Larsson et al. [26]	80 \pm 3	183 \pm 2	0,44	Élite	8 <i>hikers</i>
	83 \pm 6	184 \pm 2	0,45		7 non- <i>hikers</i>
	77 \pm 2	183 \pm 3	0,42		8 témoins
Vogiatzis et al. [42]	74 \pm 4	178 \pm 5	0,42	Élite (Ecosse)	8
Legg et al. [25]	77,4 \pm 2,4	179,2 \pm 3,9	0,43	Élite (N- Zélande)	7 (Laser)
	86,7 \pm 7,1	188 \pm 4,2	0,46		3 (Finn)
	73 \pm 6	182,7 \pm 7,9	0,4		9 (4 70)
Castagna [11]	77 \pm 8	183,9 \pm 6,4	0,42		9 (laser)
Mackie et Legg [28]	87 \pm 10	–	–	Expérimentés	2 (Laser)
Minimum	69,1	173	0,4		
Maximum	88,8	188	0,47		
Jeux Olympiques (1996)	77,6 \pm 2,8	183 \pm 3	0,43	Haut-niveau	61 (Laser)
	94 \pm 5,2	190 \pm 8	0,49	Haut-niveau	31 (Finn)
Jeux Olympiques (2000)	79,7 \pm 3,0	182 \pm 5	0,44	Haut-niveau	42 (Laser)
	97,5 \pm 7,5	187 \pm 6	0,52	Haut-niveau	24 (Finn)

xiphoïde et le bord supérieur de la symphyse pubienne, les mouvements autour des hanches se réalisant ainsi sans modification des courbures lombaires [34]. Leur participation augmente avec l'ouverture de l'angle tronc-cuisse et lors des actions dynamiques [30]. Au cours de mesures sur l'eau, on note également un recrutement important des *sterno-cléido-mastoïdeus* impliqués dans le maintien de la tête en position fléchie.

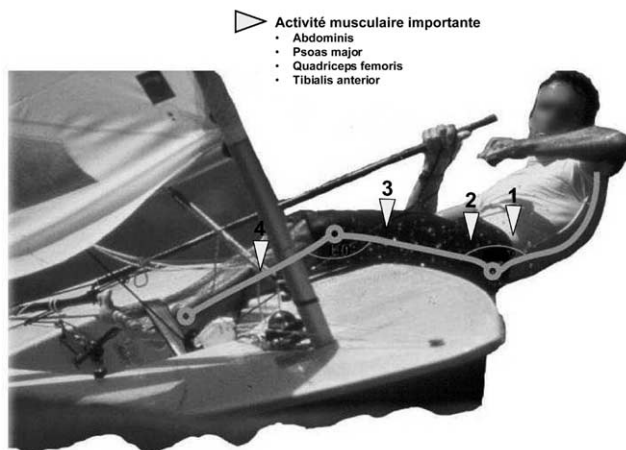


Fig. 2. Description des groupes musculaires prioritairement sollicités lors du maintien de la position de rappel en dériveur solitaire.

Ce recrutement de groupes musculaires particuliers semble se traduire également par des adaptations musculaires spécifiques. Des caractéristiques musculaires en terme de force et d'endurance de force spécifiques aux *hikers* semblent se dégager. Elles concernent notamment les muscles antérieurs des bras, postérieurs du dos, des muscles antérieurs de la cuisse et du bassin. La force maximale volontaire isométrique (FMVI) des muscles extenseurs du genou est supérieure à celle mesurée chez d'autres sportifs [31]. Pour ces mêmes muscles, les couples de force maximaux excentriques (341 \pm 81, 350 \pm 70 et 347 \pm 70 N.m pour 3 gammes de vitesse de 180, 120 et 30°.s⁻¹, respectivement) sont plus élevés que ceux atteints par le groupe témoin d'environ 16 % [1]. Pour les membres supérieurs, la FMVI des fléchisseurs des doigts (62,2 \pm 5,4 kg) et des fléchisseurs du coude (46,1 \pm 4,5 kg) différencient les *hikers* d'autres sportifs [31]. Les tests dynamiques de flexion des coudes sur une minute (nombre de révolutions maximal par minute, rev.min⁻¹) mettent en évidence des qualités musculaires spécifiques, respectivement de 756 \pm 20 et 788 \pm 20 rev.min⁻¹ pour les bras gauche et droit, et de 10 % supérieures au groupe contrôle [26]. Lors de tests de flexion du tronc (sit-up), les muscles antérieurs du tronc présentent des caractéristiques dynamiques supérieures à celles du groupe témoin (42,6 vs 30 rev.min⁻¹, [31]), et les couples exercés par les muscles posturaux du dos semblent caractériser les *hikers* quels que soient les régimes de contraction requis [1].

Le couple de rappel dépend principalement des caractéristiques morphologiques et musculaires du *hiker* qui conditionnent le choix des configurations articulaires adoptées ainsi que les réglages techniques sur l'embarcation. Lorsque les conditions environnementales nécessitent le maintien prolongé de la position de rappel, le *hiker* fait appel à des qualités d'endurance de force localisées au niveau des groupes musculaires antérieurs et notamment les extenseurs du genou et fléchisseurs de hanche. Cela semble se traduire par des adaptations musculaires spécifiques aux *hikers*.

3. Sollicitations cardiovasculaires et métaboliques du *hiker*

La contribution des métabolismes aérobie et anaérobie pour couvrir les besoins énergétiques de cette activité a été d'abord étudiée en laboratoire sur des ergomètres reproduisant imparfaitement les conditions rencontrées en navigation réelle. Le développement d'outils d'investigation portatifs a permis par la suite de les estimer au cours d'expérimentations in situ.

3.1. En navigation

Les premières études conduites dans des conditions réelles de navigation ont estimé la participation du métabolisme aérobie à partir du recueil de la fréquence cardiaque (FC), ainsi que celle de la filière anaérobie à partir de la mesure de la lactatémie [5,10,17]. Plus récemment, les échanges gazeux et ventilatoires ont également été analysés et notamment la consommation d'oxygène [15,42,44]. Les résultats les plus fréquents observés dans la littérature indiquent un degré de mobilisation moyen du métabolisme aérobie se situant entre 35 à 45 % de la consommation maximale d'oxygène [15,42,43,44]. Le Tableau 2 présente les résultats des différentes études et les caractéristiques de leurs protocoles expérimentaux. On constate une augmentation progressive de la consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque mais qui ne suit pas l'évolution proportionnelle classiquement observée, au cours de laquelle l'atteinte de la FC_{max} correspond approximativement à celle de la consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2max}$) [2]. Le niveau de consommation d'oxygène atteint en navigation est très inférieur (environ 35 %) à la fréquence cardiaque atteinte qui se situe aux alentours de 75 % FC_{max} . Ce constat peut être attribué à l'adaptation du système cardiovasculaire au mode de contraction isométrique des muscles de la cuisse en particulier au cours du maintien de la position de rappel [36]. Le niveau élevé de la FC au cours de cet exercice est vraisemblablement un mécanisme de compensation destiné à lutter contre la diminution de la

perfusion sanguine des territoires musculaires concernés [23,37]. Dans une étude plus récente au cours de laquelle le protocole expérimental de type match racing⁵ impliquait de nombreux virements de bord, les valeurs de consommation d'oxygène atteignaient près de 80 % $\dot{V}O_{2max}$ étaient comparables aux valeurs de FC normalisées [11]. Le caractère hautement dynamique des manœuvres de virement de bord peut expliquer la contribution élevée du métabolisme aérobie décrite par Castagna (1999). La plupart des travaux menés dans des conditions reproduisant l'épreuve de compétition indiquent une faible contribution du métabolisme aérobie [5,15,17,42,43,44]. Elle paraît néanmoins varier en fonction de l'allure considérée (Près vs Portant). Il semble que le bord de Près induit une réponse cardiovasculaire et une consommation d'oxygène plus élevées que celles mesurées au cours de l'allure de Portant, respectivement de l'ordre de 4,5 % FC_{max} et 5,5 % $\dot{V}O_{2max}$ [10,15].

La participation du métabolisme anaérobie demeure également modérée au travers de la mesure de la lactatémie. Cette variable est considérée comme un indicateur biologique indirect du degré de contribution de cette filière énergétique, bien que son interprétation soit très discutée et controversée dans la littérature. La lactatémie est le résultat des processus responsables de la production et de la dégradation des lactates musculaires [8]. Le pouvoir hautement oxydant des muscles [18,21] et l'absence de relation directe entre la lactatémie et la production de lactates intramusculaires tendent à prouver que la concentration sanguine d'acide lactique ne reflète pas l'acidose métabolique au sein du muscle lui-même [39]. En navigation, la lactatémie post-exercice ne dépasse pas le seuil de 4 mmol.l⁻¹, qui correspond classiquement à la limite supérieure de la zone de transition aéro-anaérobie [24] (Tableau 2).

3.2. En laboratoire

Les conditions expérimentales en laboratoire ont permis d'accéder à des mesures standardisées mais également d'apprécier des variables difficilement accessibles sur l'eau. En navigation simulée sur ergomètre, le maintien de la position de rappel entraîne une augmentation progressive des paramètres cardiovasculaires (fréquence cardiaque et pression artérielle moyenne) et cardiorespiratoires (ventilation et consommation d'oxygène) avec la durée de l'exercice [31,41,45]. Cependant, au cours d'une manche simulée d'une durée de 84 minutes, les niveaux de FC et de la pression artérielle moyenne (PAM) sont stables et dépen-

⁵ Match racing : épreuve par confrontation de type un contre un, au cours de laquelle l'adversité est à son paroxysme, les parcours sont réduits. Cette configuration de course est très particulière et supprimée du programme des Jeux Olympiques.

Tableau 2
Solllicitations cardiorespiratoires et métaboliques induites par la pratique du dériveur en navigation réelle (*n* : nombre de sujets ; np : non précisé)

Références	Protocole expérimental et conditions environnementales				Paramètres mesurés						
	<i>n</i>	Embarcation	Épreuve	Événement	Allure	Durée (min)	Vent (m.s ⁻¹)	$\dot{V}O_2$ ml.kg ⁻¹ .min (% $\dot{V}O_{2max}$)	\dot{V}_E (l.min ⁻¹) (% \dot{V}_{Emax})	FC bpm (% FC _{max})	Lactatémie (mmol.l ⁻¹)
Carrot et al. [10]	4	Laser	Régate	–	Près Largue Vent arrière np	np np np np	13–16	10,4 à 20,5 (pic à 45,4) 20,9 ± 2,7 23,1 ± 0,3	56 ± 4,11 63,3 ± 15,0	>163 >161 140 101 ± 12 à 151 ± 12	6,54 (max)
Gallozzi et al. [17]	4	Finn	Régate	–	np	np	4–6	–	–	–	–
Vogiatzis et al. [44]	6	Laser	Entraînement	–	np	np	6–7 8–9,5	–	–	–	–
Vogiatzis et al. [43]	8	Laser	Entraînement	–	Près	10	4–8	19 ± 2 (37 ± 8) 22 ± 3 (42 ± 4)	–	145 ± 17 153 ± 20	1,6 ± 0,2 3,0 ± 0,6 2,3 ± 0,8
Vogiatzis et al. [42]	8	Laser	Entraînement	–	Près	10	4–12	20,3 ± 3 (39 ± 6)	–	135 ± 11 (69 ± 10) 155 ± 21 (79 ± 10)	–
De Vito et al. [15]	4	Laser	Entraînement	–	Près	15	3–4	23 ± 3 (44 ± 7)	–	145 ± 21 (74 ± 11) 144 ± 21 (78 ± 12)	–
Castagna [11]	9	Laser	Entraînement	Match racing	Près Portant	np np	3–4 1,5–13 1,5–13	20 ± 6 (37 ± 11) 49,6 (82) 47,7 (78)	50 ± 7 (40 ± 8) 43 ± 14 (34 ± 15)	133 ± 19 (72 ± 13) 173 (83) 144 (78)	2,73 (max)
Minimum								10,4	30	101 ± 12	1,6 ± 0,2
Maximum								49,6 (82)	63,3 ± 15,0	173	6,54

dent de l'allure considérée [5]. Il est probable que ces évolutions différentes soient tributaires de la durée de l'exercice et de ses caractéristiques mécaniques (continu ou intermittent) qui varient selon l'étude considérée (Tableau 3). Globalement, la PAM et la FC moyenne varient respectivement entre 112–132 mmHg et 94–137 bpm, pour une consommation d'oxygène relativement faible (0,81–1,12 l.min⁻¹). Cette relation FC – $\dot{V}O_2$ spécifique à l'exercice de type isométrique a été mise en évidence par Harrison et al. [20]. La ventilation (\dot{V}_E) mesurée au cours d'une seule étude augmente de 19,8 ± 1,1 à 37,5 ± 3 l.min⁻¹. Cette hyperventilation se traduit par une augmentation du rapport $\dot{V}_E/\dot{V}O_2$ d'environ 20 % et une diminution de la pression partielle en CO₂ (P_{ET}CO₂) de 5 ± 0,3 à 4,3 ± 0,4 kPa [41]. Enfin, à l'instar des résultats obtenus en navigation réelle, l'allure de Près semble induire des réponses cardiovasculaires (FC et PAM) et ventilatoire ($\dot{V}O_2$) plus élevées qu'au Portant. Les travaux de Blackburn [5] indiquent des différences de l'ordre de 7 à 11 % respectivement pour la consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque et de 11 mmHg pour la PAM. Ces paramètres physiologiques semblent augmenter parallèlement aux valeurs du couple de rappel et de force de traction mesurée au niveau de la sangle de rappel [5].

La lactatémie post-exercice atteint des valeurs comprises entre 2,3 ± 0,8 et 5,7 ± 1,3 mmol.l⁻¹, qui sont significativement supérieures aux valeurs de repos [5,41,45] et globalement similaire aux mesures en navigation réelle (Tableau 2).

4. Niveaux d'activité musculaire du hiker et contraintes biomécaniques

La plupart des travaux exposés dans la littérature ont permis la caractérisation des sollicitations musculaires associées à la position de rappel en absence de fatigue. Les critères d'appréciation généralement étudiés ont été pour l'essentiel des indices mécaniques externes (force, couple de force). Néanmoins, très peu d'auteurs ont exploré l'évolution de ces paramètres au cours de la fatigue, en relation avec la mesure de l'activité musculaire associée.

4.1. En navigation

Les difficultés méthodologiques qu'impose le milieu marin expliquent en partie le peu d'études ayant exploré en navigation les contraintes mécaniques associées aux groupes musculaires impliqués dans le maintien de la position de rappel. Récemment, Mackie et Legg [28] ont mesuré les forces développées lors du maintien de la position de rappel en laser dans trois gammes de vent (5–10; 10–15; 15–20 nœuds). Elles se situent entre 166 et 843 N au niveau de la sangle de rappel (chevilles) et entre 43 et 289 N au niveau

Tableau 3

Sollicitations cardiorespiratoires et métaboliques induites par la position de rappel simulé en laboratoire (*n* : nombre de sujets – np : non reporté)

Références	Protocole de simulation				Paramètres mesurés					
	<i>n</i>	Ergomètre	Rappel	Allure	Durée (min)	Vent (m.s ⁻¹)	$\dot{V}O_2$ l.min ⁻¹ (mL.kg ⁻¹ .min)	PAM (mmHg)	FC bpm (% FC _{max})	Lactatémie maximale (mmol.l ⁻¹)
Niinima et al. [31]	10	Non spécifique	Statique	–	5	np	–	131,7	137 ± 11	–
Vogiatzis et al. [45]	8	Spécifique	Statique	–	np	np	–	vitesse sanguine 3,65 ± 0,75 kHz (2-3 fois/repos)	progressive 126 ± 15 progressive	5,7 ± 1,3 (+5min)
Blackburn [5]	10	Spécifique	Dynamique	Près	3 × 20	6,2	1,12 ± 0,22 (25 ± 5)	123 ± 14	118 ± 25 (62 ± .13)	2,32 ± 0,8 (+1min)
				Portant	2 × 12	6,2	0,81 ± 0,19 (18 ± 4)	112 ± 13	94 ± 13 (51 ± .7)	
Vogiatzis et al. [41]	8	Spécifique	Statique	–	4 × 3 (15s de repos)		1,04 ± 0,05	120 ± 4	112 ± 6	2,8 ± 0,9 (+3 min)
Minimum					5		0,81 ± 0,19	112 ± 13	94 ± 13	2,32 ± 0,8
Maximum					20		1,12 ± 0,22	131,7	137 ± 11	5,7 ± 1,3

de l'écoute de la voile (main) ce qui correspond respectivement à 15–77 % de la force maximale volontaire isométrique (FMVI) des extenseurs du genou et 13–90 % FMVI des fléchisseurs du coude [28]. Ces auteurs rapportent des valeurs moyennes de couple de force caractéristiques des effets de l'intensité du vent et de l'allure sur les contraintes mécaniques. Dans la gamme de vent médium (10–15 nœuds), ils atteignent sur le bord de Près une valeur moyenne de 59 % FMVI des extenseurs du genou (contre 16 % FMVI au Portant). Ce résultat confirme que l'allure de Près, dans cette condition de vent, est la plus sollicitante. Dans les gammes de vent extrêmes, ils avoisinent respectivement 39 et 44 % FMVI des extenseurs du genou pour les gammes de vent 0–5 et 15–20 nœuds. Cependant, la méthodologie mise en œuvre dans cette étude est discutable car ces données ne permettent pas d'estimer précisément le couple de rappel développé. En effet, il apparaît que la force exercée sur les sangles peut varier sans toutefois modifier le couple de rappel [32]. De plus, la tension exercée au niveau de la sangle de rappel ne résulte pas exclusivement de la force développée par les extenseurs du genou.

4.2. En laboratoire

En fonction de la position de rappel adoptée par rapport au caisson, les couples de force mesurés au niveau de la hanche et du genou varient respectivement entre 22–70 % et 32–66,5 % FMVI [32]. Ces résultats acquis sur un ergomètre non spécifique, sont à considérer avec précaution. Ils confirment néanmoins les conclusions de Rogge [34] qui préconise une position centrée du genou par rapport au caisson avec 140° et 80° de flexion (180° en extension complète), respectivement pour le genou et la hanche. Quelles que soient les positions articulaires adoptées, les

modélisations de la position de rappel en condition statique montrent que les couples musculaires les plus élevés sont enregistrés au niveau des genoux (75–80 % FMVI), de la hanche (38–40 % FMVI) et de la région lombaire (35–45 % FMVI). Les couples musculaires développés au niveau des chevilles et de la région cervicale semblent importants mais n'ont pas fait l'objet d'une procédure de normalisation [29]. Cependant, des travaux de modélisation biomécanique de la position de rappel simulé en condition dynamique estiment des couples musculaires excentriques et concentriques correspondant à un recrutement sous-maximal plus modéré. Toutefois, l'absence de valeurs normalisées ne permet pas d'estimer de manière exacte l'intensité des contractions musculaires [14].

L'allure simulée influence les sollicitations musculaires. Les *hikers* développent une force mesurée au niveau des sangles de rappel plus élevée sur le bord de Près (10° d'angle de gîte⁶) que sur le bord de Portant (5° d'angle de gîte). La tension des sangles de rappel mesurée sur le bord de Près est environ trois fois supérieure à celle développée sur le bord de Portant, respectivement de 391,5 ± 61,5 N et 136 ± 150 N. De plus, c'est lors du premier bord de Près (au cours d'un parcours simulé) que cette force développée au niveau des sangles de rappel est maximale [5]. Au regard de ces travaux, on constate que les couples de force les plus élevés sont ceux qui mettent en jeu les groupes musculaires croisant les articulations du genou et de la hanche (quadriceps, iliopsoas et abdominis) pour lesquels les qualités musculaires de force et d'endurance de force paraissent spécifiques aux *hikers* [1,26,31].

⁶ Angle de gîte : angle formé entre le plan de l'eau et celui du dériveur posé sur son support.

La fatigue musculaire localisée au niveau de groupes musculaires a été évaluée par le suivi de paramètres externes tels que la force, la durée de maintien à un niveau de force donnée [12] ou encore le nombre maximal de répétitions d'un geste donné impliquant ces muscles. La durée maximale de maintien de la position de rappel encore appelée temps limite (Tlim) a été mesurée en condition dynamique lors de flexion de hanche à 60 cycles par minute et également en condition statique (75 % du couple maximal de rappel, mesuré tronc à l'horizontal). Les temps de maintien atteints par les *hikers* sont significativement différents de ceux du groupe témoin respectivement de 160 ± 26 et 218 ± 38 secondes pour les conditions dynamique et statique [26]. Ces résultats confirment la relation entre le niveau d'expertise et la durée de maintien de la position de rappel simulée en laboratoire et mesurée lors d'un test de fatigue isométrique des extenseurs du genou à 50 % FMVI [31].

Seuls Vogiatzis et al. [41,42,45] ont mesuré les manifestations myoélectriques de la fatigue musculaire au cours du maintien de la position de rappel. L'activité myoélectrique du rectus femoris et du biceps Brachii a été étudiée lors de plusieurs sessions de rappel en condition statique isotonique (niveau de force constant) entrecoupées de 15 secondes de récupération. Les premières sessions étaient menées jusqu'au point « d'inconfort » et la dernière jusqu'à Tlim. L'augmentation de l'amplitude de l'EMG intégré (iEMG) de 31 ± 4 à 39 ± 4 % iEMG maximal (iEMG_{max}) et la chute de la fréquence médiane (MDF) de l'ordre de 60 %, de 95–100 Hz vers 50–65 Hz entre la première et la dernière session, ont permis de témoigner de l'apparition progressive d'une fatigue musculaire d'origine périphérique localisée sur le rectus femoris qui résulterait de l'accumulation de métabolites au sein du muscle [13,27]. L'augmentation de l'iEMG recueilli sur le rectus femoris observée à chaque session de rappel et l'évolution parallèle de la ventilation ($r = 0,85$, $p < 0,05$) [41] confortent selon les auteurs, l'hypothèse d'une adaptation de la commande centrale visant à compenser les effets de cette fatigue d'origine périphérique sur la capacité de production de force des muscles sollicités [19,33]. D'un point de vue méthodologique, les niveaux de force développés et imposés aux sujets pour contrebalancer le couple de chavirement était provoquée par des charges additionnelles. Le calcul de son poids (y) était déduit de la relation $y = 0,595x - 23,5$, où (x) est le poids du sujet.

Au regard des études exposées dans la littérature, il semble que les sollicitations induites par la position de rappel ou par son maintien peuvent être reproduites en laboratoire à l'aide d'ergomètre de simulation. Vogiatzis et al. [42] ont comparé les deux conditions et révélé des réponses cardiovasculaires et métaboliques proches. Cette revue de la littérature sur les sollicitations induites par la

pratique du dériveur confirme la participation modérée des filières énergétiques aérobie et anaérobie et conforte le statut particulier du maintien de la position de rappel et des contraintes musculaires associées. Les niveaux de sollicitation des systèmes cardiovasculaire et ventilatoire semblent proches de leur capacité maximale. Classiquement, ces incidences élevées des systèmes cardiorespiratoires sont retrouvées en réponse à des efforts isométriques réduisant de manière partielle ou totale l'apport sanguin vers les territoires musculaires actifs [23] informent sur les principales caractéristiques des contractions musculaires associées au maintien de cette posture. L'orientation des expérimentations les plus récentes portant sur la caractérisation des contraintes biomécaniques [28] et musculaires [42] en situation réelle ou simulée, témoigne de l'importance de ce facteur comme déterminant de la performance en dériveur solitaire. Associé à ce constat, le développement de capacités musculaires spécifiques au maintien de la position de rappel devient alors un enjeu incontournable [46]. Par conséquent, la caractérisation des contraintes mécaniques et musculaires induites par le maintien de cette posture permettra de répondre à deux objectifs majeurs que sont :

- l'optimisation de la programmation des contenus d'entraînement ;
- la recherche d'un compromis entre efficacité mécanique et économie musculaire afin de retarder la diminution de la capacité musculaire de production de force.

5. Perspectives méthodologiques pour l'exploration de la fatigue musculaire

La mise au point d'une procédure d'évaluation de la fatigue musculaire associée au maintien de la position de rappel dans des conditions comparables à celles de la situation in situ est une question d'actualité [5,41,42]. La diversité des protocoles expérimentaux utilisés dans la littérature en est le reflet et pose également le problème de la comparaison transversale des résultats. L'objet de ce chapitre est de présenter certaines orientations méthodologiques caractérisant une situation standardisée en laboratoire, d'évaluation de la fatigue musculaire localisée associée au maintien de la position de rappel. Elles concernent :

- le choix de la condition expérimentale (allure et intensité du vent) ;
- la spécificité de l'ergomètre utilisé et du dispositif ergométrique de mesure du couple de rappel ;
- les caractéristiques posturales du *hiker* ;
- les caractéristiques de l'exercice provocateur de fatigue et les paramètres physiologiques permettant de l'évaluer.

5.1. Condition et dispositif expérimental

L'allure de Près dans la gamme de vent médium (10–18 nœuds) est la condition induisant les réponses physiologiques et mécaniques les plus élevées lors du maintien de la position de rappel [5,10,11,15,28,42]. De ce fait, la reproduction des caractéristiques techniques de cette allure constituera la condition expérimentale standard. Il nous semble que l'étude de fatigabilité musculaire doit, tout d'abord être conduite dans cette situation de navigation la plus sollicitante. L'angle de gîte mesuré au Près est de 10° pour une intensité de vent d'environ 12 nœuds [5]. Ce paramètre mécanique revêt une importance sur les niveaux de contraction musculaire atteints au rappel. En conséquence, il importe de simuler l'angle de gîte (10°). De plus, afin d'estimer fidèlement les couples musculaires développés en navigation, il semble nécessaire de favoriser une reproduction stricte des postures spécifiques au *hiker* comme l'ont souligné Putnam [32] et De Vito et coll. [14]. Dans cette optique, un banc de rappel permettant de conserver le système *hiker*-dériveur a été développé au sein du service recherche et développement de l'École nationale de voile (Ministère de la jeunesse et des sports) présenté en annexe. Il est constitué d'un cadre métallique positionné sur deux liaisons rotules fixées sur des chevalets. Ce cadre est en rotation libre selon un axe longitudinal permettant ainsi le réglage de l'angle de gîte. Le dériveur est placé sur le cadre, sur deux bers épousant la forme de sa coque. Il est accastillé avec un safran et sa barre, une écoute et une sangle de rappel réglable. Le gréement peut, le cas échéant, être implanté sur le dériveur. Une jauge de contrainte fixée à l'extrémité proximale de l'écoute (i.e. au niveau du dériveur) permet de mesurer la tension développée au niveau de l'écoute. Une seconde jauge de contrainte fixée simultanément au sol et au cadre, à l'opposé du *hiker* permet la mesure du couple de rappel réellement développé par celui-ci en position sur son dériveur. Ce dispositif revêt un intérêt certain comparé aux solutions jusqu'alors proposées dans la littérature qui consistaient à recréer le couple de chavirement dû à l'action du vent dans le plan de voile par des charges additionnelles [41], ou à estimer le couple de rappel à partir d'un dispositif dynamométrique mesurant la tension développée au niveau de la sangle de rappel [14,29,31,32]. Cette situation expérimentale utilise un dériveur et ses équipements, ce qui favorise la conservation stricte de l'environnement du *hiker* et garantit la reproduction précise des postures adoptées en navigation sur cette même embarcation.

5.2. Caractéristiques posturales du *hiker*

Les positions segmentaires et plus globalement la posture adoptée varient en fonction de l'intensité du vent pour un individu donné [26]. L'étude de la littérature ne permet

cependant pas de définir des angles articulaires moyens en fonction des différentes gammes de vent, excepté dans les travaux de Blackburn [5] et plus récemment de Makie et Legg [28]. Il préconise après analyse d'images relevées en situation réelle de navigation, des angles moyens compris entre 104 et 120° pour la flexion de hanche (90° en position assise) et de 129 à 150° pour le genou (180° en extension maximale). Il semble que les secteurs angulaires balayés au niveau de l'articulation du genou lors des phases dynamiques varient relativement peu, entre 0 et 10° [14,45]. Par conséquent, l'activité de régulation serait principalement localisée au niveau des hanches. Dans une recherche de compromis entre efficacité mécanique et économie musculaire, l'influence de la variation de l'angle tronc-cuisse devra faire l'objet d'une attention particulière.

La hauteur de la sangle de rappel et la position du *hiker* par rapport au caisson sont des éléments à prendre également en considération. La hauteur de la sangle apparaît comme une donnée individuelle liée aux caractéristiques morphologiques du sujet [4,30]. Elle semble avoir une influence sur le couple de rappel développé [5]. La position du *hiker* par rapport au caisson a fait l'objet de travaux [32] qui ont montré que les couples musculaires développés au niveau de la hanche et du genou dépendaient de la position du genou par rapport au caisson, déterminée en fonction du rapport entre la force des muscles fléchisseurs de hanche et des extenseurs du genou.

La simulation de ce geste technique impose une connaissance précise des attitudes posturales du *hiker* selon son niveau d'expertise. À l'heure actuelle, la littérature ne permet pas de déterminer de manière convaincante des postures de référence. Nos observations sur la pratique de haut-niveau corroborent néanmoins les indications de Blackburn [5] et Mackie et Legg [28] et confortent le choix d'une posture de référence caractérisée par :

- 110° de flexion de hanche (90° en position assise) ;
- 140° de flexion de hanche (180° en extension complète) ;
- une hauteur de sangle de rappel spécifique au *hiker* [4,30] orientée selon un axe qui formerait un angle de 15° avec une direction verticale [28], de telle sorte que le point principal d'appui entre le *hiker* et le caisson se situe systématiquement au niveau du tiers proximal de la cuisse. Toutefois, une analyse biomécanique précise permettant la modélisation du maintien de la position de rappel en navigation serait à envisager.

5.3. Caractéristiques de l'exercice provocateur de fatigue

La fatigue musculaire est un processus continu lié de manière directe à la relation force-temps limite qui permet d'apprécier la capacité de travail d'un groupe musculaire de nature statique ou dynamique [7]. Cette relation décrit une

courbe hyperbolique : plus le niveau de force est élevé, plus le temps limite est court. Enoka et Stuart [16] ont montré que la fatigue musculaire dépendait des caractéristiques de la tâche, manipulables par l'expérimentateur, auxquelles nous nous référons ci-dessous.

5.3.1. Intensité de l'exercice et procédure de normalisation

Le choix de l'intensité de l'exercice (c'est-à-dire des couples musculaires) pose le problème de l'évaluation des contraintes imposées par le rappel en situation de navigation réelle et de la procédure de normalisation destinée à recréer ces contraintes en simulation. En navigation, une seule étude à notre connaissance a estimé les couples musculaires développés en position de rappel. Les niveaux de force développée rapportés dans cette étude correspondent à une intensité moyenne de 59 % FMVI des extenseurs du genou pour une intensité de vent de 10–15 nœuds [28]. Ces résultats préliminaires sur deux sujets de niveaux d'expertise différents restent néanmoins à valider sur une population plus importante. De plus, l'estimation de ces couples musculaires réalisée à partir de la mesure de la tension développée au niveau de la sangle de rappel, ne permet pas d'évaluer précisément le couple de rappel développé [32]. Néanmoins, les résultats des diverses études menées en situation simulée font état de niveaux de couple de force moyens au niveau de la hanche [14,29,32] et du genou [14,32], conformes à ceux rapportés par Mackie et Legg [28]. L'approche électromyographique qui consiste à estimer le niveau d'activation musculaire par l'analyse de l'amplitude du signal EMG reflétant l'augmentation de la force développée [7], confirme ce niveau de sollicitation sous-maximal pour le chef bi-articulaire du quadriceps (31–39 % $iEMG_{max}$) [41]. Les variations observées dans la littérature peuvent s'expliquer par la diversité des procédures de normalisation de la contrainte mécanique en position de rappel. Certains auteurs préconisent une normalisation à partir de mesures de FMVI (extension de genou et/ou flexion de hanche) réalisées sur un dynamomètre classique d'extension de genou qui ne favorise pas une reproduction analogue à la position de rappel [5,28,32,41]. Ces mesures sont également associées à la quantification du niveau d'activation maximal à travers l'amplitude du signal EMG (% $iEMG_{max}$ ou % RMS_{max}) [41,45]. D'autres études se rapportent au couple de rappel maximal développé en position horizontale du tronc et directement mesuré sur l'ergomètre simulant le rappel [1,26]. En vue de conserver la spécificité de la tâche et d'uniformiser cette procédure de normalisation, nous préconisons de réaliser celle-ci sur le même dispositif expérimental (banc de rappel + dériveur). Le couple de rappel maximal développé par le *hiker* dans des positions segmentaires identiques à l'exercice provocateur de fatigue, constituerait le référentiel mécanique. Dans

cette optique, nous envisagerions dans un premier temps, une analyse biomécanique en navigation du système *hiker*-dériveur et dériveur-plan d'eau (cf. 4.1. et 4.2.) en fonction de l'intensité du vent puis dans un deuxième temps une mesure directe sur ergomètre des couples de rappel relatifs aux positions segmentaires relevées en navigation et dans un troisième temps, une extrapolation de la relation couple de rappel-intensité du vent en condition de navigation à partir de ces résultats expérimentaux.

5.3.2. Durée de l'exercice

Les bords de Près durent entre 12,5 et 20 minutes [5,43] et sont généralement répétés 3 fois par manche. Néanmoins, le premier bord consécutif au départ semble déterminant pour le résultat final à la manche. Durant les bords, le régatier effectue des virements de bords toutes les 90 à 180 secondes en moyenne [5,41] ou sur des intervalles de temps plus importants [45]. Ces manœuvres se caractérisant par un mode d'action musculaire dynamique, interrompent brièvement (15 secondes [41,44]) les contractions isométriques principalement associées au maintien de la position de rappel [i.e. 35,36]. Afin de limiter les inconvénients méthodologiques liés à ces changements de régimes de contraction, nous préconisons une épreuve d'effort constante à intensité sous-maximale selon un mode de contraction isométrique et menée jusqu'à épuisement, qui s'est déjà révélé être un bon indicateur des qualités physiques spécifiques des spécialistes de rappel [26,31]. Nous recommandons également de limiter les stratégies de coordination segmentaires bilatérales afin de conserver une situation standardisée.

6. Conclusions et perspectives

Cette revue de littérature décrit les sollicitations physiologiques induites par la pratique du dériveur en solitaire. Elle confirme la participation modérée des filières énergétiques aérobie et anaérobie [5,15,17,42,44] qui contraste avec le niveau élevé des réponses cardiovasculaire et ventilatoire vraisemblablement associées au mode d'action musculaire assurant principalement le maintien de la position de rappel [23]. Ce geste technique qui consiste à opposer à la force du vent sur le plan de voilure un couple de force créé par le poids et la taille du régatier, participe au maintien d'une vitesse d'avancement optimale de l'embarcation. Il induit des contractions sous-maximales des extenseurs du genou et fléchisseurs de la hanche [28,29] selon un mode de contraction à dominante isométrique intermittent [9,35,36]. Ces constats confortent le statut particulier de la fatigue musculaire associée au maintien de la position de rappel, qui n'est à l'heure actuelle que partiellement étudiée. En effet, la difficulté majeure que pose le milieu marin réside dans l'estimation fiable des contraintes musculaires

engendrées par le maintien de cette posture et notamment du couple de rappel développé. Dans cette optique, il s'avère nécessaire de mener des études en situation réelle de navigation visant à déterminer de manière précise les caractéristiques biomécaniques de cette posture en fonction de l'intensité du vent et des caractéristiques morphologiques du *hiker*. Ainsi, le transfert de ces informations vers une situation standardisée en laboratoire favorisera l'estimation du couple de rappel réellement développé en navigation ainsi que les niveaux de sollicitation musculaire associés.

Dès lors, une procédure d'évaluation de la fatigue musculaire spécifique associée au maintien de la position de rappel sera envisageable et favorisera le suivi des effets des charges d'entraînement administrées au régatier. Elle pourra également aboutir à la détermination de la position optimale, c'est-à-dire la recherche du meilleur compromis entre le niveau de fatigue musculaire et l'efficacité mécanique en fonction des caractéristiques anthropométriques et musculaires du *hiker*.

Annexe : Développement d'un ergomètre de mesure du couple de rappel en dériveur

1. Objectifs

L'objet de ce développement technologique consiste en la réalisation d'un ergomètre de mesure du couple de rappel en dériveur. Sur la base des travaux antérieurs, il s'est avéré nécessaire de concevoir un système permettant de réaliser cette mesure en situation standardisée sur le système « barreur (ou équipage) – bateau », de reproduire l'angle de gîte du bateau et d'associer le prélèvement d'indicateurs mécaniques complémentaires (positions segmentaires, force au niveau de l'écoute, etc.).

2. Description du dispositif

L'ergomètre est composé d'un cadre en aluminium posé sur deux rotules (attache remorque). Des bords fixés sur le cadre reçoivent le bateau du sujet testé ce qui permet d'utiliser cet ergomètre pour différents types de bateaux (470, Laser et Finn) grées et équipés (conditions de navigation) selon les exigences du protocole. L'axe longitudinal et de rotation du bateau passent par le centre de carène et les assiettes longitudinale et latérale du bateau peuvent être réglées. Le système « ergomètre – bateau » est en équilibre autour de l'axe longitudinal du bateau. Un côté du cadre (babord du bateau) est relié au sol par l'intermédiaire d'un câble de taille réglable. Du côté opposé (tribord du bateau) le barreur (ou l'équipage) s'installe. Des repères au sol et au mur permettent de visualiser en instantané la position du sujet.

3. Chaînes de mesures

Un capteur de force (électronique) est inséré sur le câble reliant le liston du bateau au sol. Il mesure la force de rappel

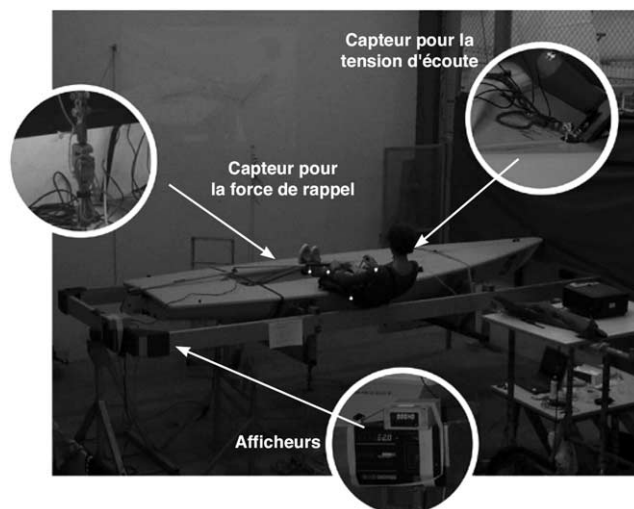


Fig. 3. Vue d'ensemble de l'ergomètre de mesure du couple de rappel en dériveur (un laser est fixé sur le système).

(Fig. 3). La mesure de cette force (F) est réalisée après calibrage du capteur. Elle est multipliée par la distance (d) entre l'axe longitudinal du bateau et le point d'application du câble solide du cadre (le câble suit une verticale stricte - fil à plomb) pour obtenir le couple de force ou couple de rappel ($Crap.$), soit : $Crap. = F \times d$ (N.m) ; avec

$$d = 0,85 \text{ m.}$$

Un second capteur de force est installé entre la poulie d'écoute et l'écoute de grand voile. Il permet de mesurer la tension sur l'écoute exercée par le membre supérieur du barreur. Cela permet de suivre l'utilisation de l'écoute, ici comme point d'appui, pour maintenir sa position de rappel. Le dispositif est complété par une caméra placée en arrière du bateau (son champ de vision suit une orthogonale au plan transversal du bateau, Fig. 4). Les afficheurs des deux capteurs de force sont dans le champ de vision de la caméra arrière ce qui permet de lier les positions segmentaires avec les valeurs du couple et la tension d'écoute. Un vidéo-projecteur projette les images de cette caméra sur le mur faisant face au barreur. Une caméra est située au-dessus du système. Son champ de vision suit une verticale stricte par rapport au sol. Ces données complètent l'étude de la position du sujet sur son bateau. Cette situation expérimentale offre la possibilité d'utiliser des outils de mesures de paramètres physiologiques (i.e. EMG ; consommation d'O₂ ; etc.) dans des conditions standardisées et reproductibles.

4. Finalité

Cet ergomètre nous permettra d'approfondir nos connaissances physiologiques et biomécaniques relatives au maintien de la position de rappel en dériveur. Son utilisation dans le domaine de l'évaluation du potentiel physique des sportifs de haut niveau en voile est envisagée. L'ergomètre a été éprouvé et utilisé pour l'évaluation de l'influence de la

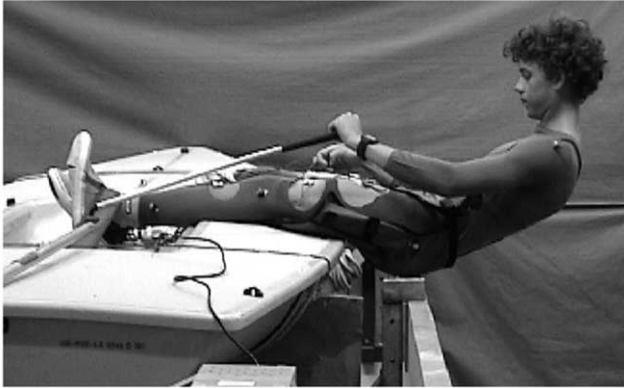


Fig. 4. Vue de la caméra arrière. On peut observer au premier plan les deux conditionneurs des capteurs de force, au second plan le barreur en position de rappel saisissant la barre (main gauche) et l'écoute (main droite).

posture et du port de vêtements sur le couple de rappel réalisée sur des sportifs des équipes de France de 470 et Laser.

Références

- [1] Aagaard P, Beyer N, Simonsen EB, Larsson B, Magnusson SP, Kjaer M. Isokinetic muscle strength and hiking performance in elite sailors. *Scand J Med Sci Sports* 1998;8:138–44.
- [2] Astrand I. Aerobic capacity in men and women with special reference to age. *Acta Physiol Scand* 1960;49(Suppl 169):1–92.
- [3] Beillot J, Rochcongar P, Gouard P, Simonet J, Briand G, Le Bars R. Le rappel sur finn : approche biomécanique. *Cinésiol* 1981;80:179–91.
- [4] Beillot J, Rochcongar P. Electromyographie globale et applications en médecine du sport. In: Commandre F, et al., editors. *Explorations Fonctionnelles neuro-musculaires en médecine du sport*. Paris: Masson; 1982. p. 47–71.
- [5] Blackburn M. Physiological responses to 90 min of simulated dinghy sailing. *J of Sports Sciences* 1994;12:383–90.
- [6] Bourke G, Rothfield M. *Régater en laser*. Marseille: Ed Poulie dans poulie; 1999.
- [7] Bouisset S, Maton B. Muscle, posture et mouvement—bases et applications de la méthode électromyographique. Paris: Hermann; 1995.
- [8] Brooks GA. Anaerobic threshold: review of concept and directions for future research. *Med Sci Sports Exerc* 1985;24:1365–74.
- [9] Bursztyn P, Coleman S, Hale T, Harrison H. Laboratory simulation of physical demands of single-handed dinghy racing. *J Physiol* 1988;400:14.
- [10] Carrot G, Le Castrec F. L'effort en solitaire dans la brise. Bilan d'une étude en situation de régates. *Cahiers ENV* 1990:59–64.
- [11] Castagna O. Le rappel en laser. [thèse de médecine]. Lyon: Faculté de médecine de Lyon; 1999.
- [12] Ciba Foundation. Human muscle fatigue: physiological mechanisms. In: Porter R, Whelan J, editors. *Symposium 82*. Pitman Medical, London. 1981.
- [13] De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC. Crit Rev Biomed Eng* 1984;11:251–79.
- [14] De Vito G, Di Filippo L, Felici F, Marchetti M. Hiking mechanics in laser athletes. *Med Sci Res* 1993;21:851–3.
- [15] De Vito G, Di Filippo L, Felici F, Gallozzi C, Madffari A, Marino S, Rodio A. Assessment of energetic cost in laser and mistral sailors. *Int J of Sports Cardiol* 1996;5:55–9.
- [16] Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* 1992;72:1631–48.
- [17] Gallozzi C, Fanton F, De Angelis M, Dal Monte A. The energetic cost of sailing. *Med Sci Res* 1993;21:851–3.
- [18] Gollnick PD, Bayly WM, Hogson DR. Exercise intensity, training, diet and lactate concentration in muscle and blood. *Med Sci Sports Exerc* 1986;18:334–40.
- [19] Goodwin GM, McCloskey DI, Mitchell JH. Cardiovascular and respiratory responses to changes in central command during isometric exercise at constant muscle tension. *J Physiol (Lond)* 1972;226:173–90.
- [20] Harrison H, Bursztyn P, Coleman S, Hale T. A comparison of heart rate, oxygen uptake relationship for cycle and dinghy ergometry. *J Sports Sciences* 1988;6:160.
- [21] Hermansen L, Osnes JB. Blood and muscle pH after maximal exercise in man. *J Appl Physiol* 1972;32:304–8.
- [22] Kapandji IA. *Physiologie articulaire—Fascicule II : membre inférieur*. 4^e Edition. Paris: Maloine SA; 1974.
- [23] Kilbom A, Brundin T. Circulatory effects of isometric muscle contraction, performed separately and in combination with dynamic exercise. *Eur J Appl Physiol* 1976;36:7–17.
- [24] Kinderman W, Simon G, Keul J. The significance of the aerobic-anaerobic transition for determination of work load intensities during endurance training. *Eur J Appl Physiol* 1979;42:25–34.
- [25] Legg SJ, Miller AB, Slyfield D, Smith P, Gilbert C, Wilcox H, Tate C. Physical performance of elite new zealand olympic class sailors. *Sports Med Phys Fitness* 1997;37:41–9.
- [26] Larsson B, Beyer N, Bay P, Blond L, Aagaard P, Kjaer M. Exercise performance in elite male and female sailors. *Int J Sports Med* 1996;17:504–8.
- [27] Lindström LH, Magnusson R, Petersen I. Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signal. *Electromyogr* 1970;10:341–56.
- [28] Mackie HW, Legg SJ. Preliminary assessment of force demands in laser racing. *J Sci Med Sport* 1999;2:78–85.
- [29] Marchetti M, Figura F, Ricci B. Biomechanics of two fundamentals sailing postures. *J Sports Med* 1980;20:325–32.
- [30] Mazer J. Approche biomécanique de la position de rappel en voile. *Mémento technique, FFV* 1979;n°1:1–14.
- [31] Niinimaa V, Wright G, Shephard RJ, Clarke J. Characteristics of successful dinghy sailor. *J Sports Med* 1977;17:83–96.
- [32] Putnam CA. A mathematical model of hiking positions in a sailing dinghy. *Medicine and Science in Sports* 1979;11:288–92.
- [33] Poole DC, Warp SA, Whipp BJ. Control of blood-gas and acid-base status during isometric exercise in humans. *J Physiol (Lond)* 1988;396:365–77.
- [34] Rogge J. Hiking in laboratory. *Fireball Bulletin* 1974:3–5.
- [35] Shephard RJ. The biology and medicine of sailing. *Sports Med* 1990;9(2):86–99.
- [36] Shephard RJ. Biology and medicine of sailing - an update. *Sports Med* 1997;23:350–6.
- [37] Sjogaard G, Savard G, Juel C. Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol* 1988;57:327–35.
- [38] Spurway NC, Burns R. Comparison of dynamic and static fitness-training programmes for dinghy sailors and some questions concerning the physiology of hiking. *Med Sci Res* 1993;21:865–7.

- [39] Tesch PA, Daniels WL, Sharp DS. Lactate accumulation in muscle and blood during submaximal exercise. *Acta Physiol Scand* 1982;114:441–6.
- [40] Uklanski B, Wolf J. Analog simulation of the lateral swings of a sail yacht in application to the studies of motion coordination of sailors. *Biology of Sport* 1986;3:63–73.
- [41] Vogiatzis I, Spurway NC, Jennet S, Wilson J, Sinclair J. Changes in ventilation related to changes in electromyograph activity during repetitive bouts of isometric exercise in simulated sailing. *Eur J of Appl Physiol* 1996;72:195–203.
- [42] Vogiatzis I, Spurway NC, Wilson J, Sinclair J. The physiological demands of dinghy sailing. The Scottish Sports Council. Research Report 1995;40:1–37.
- [43] Vogiatzis I, Spurway NC, Wilson J, Boreham C. Assessment of aerobic and anaerobic demands of dinghy sailing at different wind velocities. *J Sports Med and Phys Fitness* 1995;35(2):103–7.
- [44] Vogiatzis I, Spurway NC, Wilson J. On water oxygen uptake measurements during dinghy sailing. *J Sports Sciences* 1994;12:153.
- [45] Vogiatzis I, Roach NK, Trowbridge EA. Cardiovascular, muscular and blood lactate responses during dinghy 'hiking'. *Med Sci Res* 1993;21:861–3.
- [46] Wright G, Clarke J, Niinimaa V, Shephard RJ. Some reactions to dry-land training programme for dinghy sailors. *Br J Sports Med* 1976;11:4–10.