



HAL
open science

Influence de l'utilisation de poignées ergonomiques sur le stress articulaire et la performance en aviron

Geoffrey Ertel

► **To cite this version:**

Geoffrey Ertel. Influence de l'utilisation de poignées ergonomiques sur le stress articulaire et la performance en aviron. Sciences du Vivant [q-bio]. Université de Lorraine, 2023. Français. NNT : 2023LORR0295 . tel-04632465

HAL Id: tel-04632465

<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-04632465>

Submitted on 2 Jul 2024

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

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



**UNIVERSITÉ
DE LORRAINE**

**BIBLIOTHÈQUES
UNIVERSITAIRES**

AVERTISSEMENT

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

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

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

Contact bibliothèque : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr
(Cette adresse ne permet pas de contacter les auteurs)

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

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

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

Thèse

Présentée et soutenue publiquement pour l'obtention du titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LORRAINE

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

par **Geoffrey ERTEL**

Sous la direction de **M. GAUCHARD** Gêrôme et **M. MORNIEUX** Guillaume

**Influence de l'utilisation de poignées ergonomiques sur le stress
articulaire, le confort et la performance en aviron.**

Le 7 décembre 2023

Membres du jury :

Directeurs de thèse :	M. Gêrôme GAUCHARD	Professeur des Universités, Laboratoire DevAH, Université de Lorraine, Nancy
	M. Guillaume MORNIEUX	Maître de Conférences des Universités, Laboratoire DevAH, Université de Lorraine, Nancy
Rapporteurs :	Mme. Isabelle ROGOWSKI	Maître de Conférences des Universités, Laboratoire LIBM, Université Claude Bernard, Lyon
	M. Floren COLLOUD	Professeur des Universités, IBH Georges Charpak, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris
Examineurs :	Mme. Frédérique HINTZY (Présidente du jury)	Professeur des Universités, Laboratoire LIBM, Université Savoie Mont Blanc, Le Bourget du Lac
	M. Benjamin GOISLARD DE MONSABERT	Maître de Conférences des Universités, ISM Etienne Jules Marey, Université Aix-Marseille, Marseille

Remerciements

Je souhaite premièrement remercier l'ensemble des personnes ayant répondu favorablement pour participer à l'évaluation et au jury de cette thèse. Pr COLLOUD Floren et Dr ROGOWSKI Isabelle, je vous suis profondément reconnaissant d'avoir accepté d'être rapporteurs de ce manuscrit. J'espère que ce manuscrit sera à la hauteur de vos attentes. Vos retours permettront d'améliorer sa qualité. Pr HINTZY Frédérique et Dr GOISLARD DE MONSABERT Benjamin, vos précieux retours seront un apport précieux pour enrichir et élargir les réflexions de ce travail.

Je remercie les Pr COLLOUD Floren et Pr BASTOGNE Thierry pour leur bienveillance et aide lors des comités de suivi de thèse et autres discussions. Ces échanges m'ont permis de prendre du recul et de résoudre nombre de difficultés de mesure et de traitement des données.

Je suis profondément reconnaissant envers Pr GAUCHARD Gérard et Dr MORNIEUX Guillaume, mes directeurs de thèse, qui m'ont donné ma chance. Sans eux, rien n'aurait été possible. Vous m'avez accompagné sur tous les points tout au long de ces trois années que ce soit sur les plans scientifiques ou humains et vous avez mon éternelle gratitude.

Gérôme, je te remercie sincèrement de m'avoir donné ma chance et accordé ta confiance dans la proposition de ce projet. J'espère que ce travail sera à la hauteur de cette confiance. Ta guidance administrative et scientifique m'ont permis de réaliser ces trois années dans les meilleures conditions possibles. Ta volonté inflexible dans l'accompagnement du sport de haut-niveau et dans la réalisation du projet Care ont été un exemple à suivre pour moi.

Guillaume, ton aide et tes conseils ont été essentiels dans mon développement scientifique et dans la réalisation de ce travail. Tu m'as toujours accompagné de la manière la plus juste et adaptée depuis le début de la thèse. Je te suis extrêmement reconnaissant pour ta dévotion, ta guidance et ton partage de la passion de la recherche. Je suis fier d'avoir été ton doctorant, d'avoir été accompagné par toi ainsi que de tout ce que tu m'as transmis.

Je tiens également à remercier sincèrement le Dr PITTO Lorenzo. Je n'oublierais pas à quel point tu m'as aidé dans cette deuxième moitié de la thèse. Tu m'as aidé à résoudre nombre de problèmes et mesurer avec toi a été un plaisir. Merci pour le partage de ton expertise et pour la bienveillance dont tu as fait preuve.

Merci au Dr SIMON Frédéric pour tout l'accompagnement et les échanges que nous avons eu depuis le master. Tu m'as été d'une très grande aide durant ces projets. Fred, merci pour cette amitié depuis la porte/bureau du pôle, au découpage de planches de pied jusqu'aux mouettes de l'ISBS. On aura eu beaucoup de bons moments. Découvrir le monde de l'aviron à tes côtés est une fierté pour moi. Notre

mutualisation des compétences lors des manips ou bien des phases de rédaction m'aura beaucoup apporté.

Je remercie l'ensemble des entraîneurs et rameurs du Pôle France et Espoir de Nancy ainsi que du Sport Nautique de Nancy Aviron. Sans vous, nous n'aurions pas pu réaliser ce projet sur l'aviron. J'espère que ce travail pourra vous aider. Sébastien, Maxime, Maxime, Léo, Charlotte et Lou, je vous remercie pour le chaleureux accueil dans le monde de l'aviron. Votre abnégation et votre dévotion pour le monde de l'aviron est un véritable exemple et une source de motivation. Grâce à vous, j'ai pu en apprendre beaucoup sur l'aviron et les échanges que nous avons eu ont permis d'assurer la pertinence de nos travaux et son lien avec le terrain. Sébastien, j'espère qu'avec ce travail les chercheurs auront trouvé.

Je voudrais également remercier le Dr DUCHENE Youri. Ta bienveillance, ta rigueur de travail et ta volonté constante de nous aider m'as permis de grandement me développer scientifiquement. Tu es un modèle à suivre pour moi. Ta passion et ton investissement forcent le respect. Merci d'avoir toujours été là pour apporter des conseils et des réponses des plus avisés à chaque fois que j'avais des interrogations. Je suis fier d'avoir un ami tel que toi.

Arthur, notre amitié aura fait du chemin depuis la licence. Je n'oublierai pas tous ces échanges et débats constructifs que nous avons pu avoir. Tu m'as toujours permis de prendre du recul dans mes réflexions. Ton aide et le partage de tes connaissances m'ont grandement aidé. Merci pour tout.

Luca, je te remercie pour cette amitié et tous ces échanges. Tu m'auras permis de confronter beaucoup de mes réflexions. Merci pour ces bons moments et l'aide que tu m'as apporté.

Je remercie mes amis Nicolas, Théo, Clément, Raphael, et l'ensemble de Care qui ont rendu ces années de thèse agréables et riches en partage ainsi qu'en discussions.

Merci également au laboratoire 3450 DevAH et ses membres pour leur aide financière qui m'a permis de participer à plusieurs congrès.

Enfin j'aimerais remercier du fond du cœur mes proches et ma famille qui sont toujours d'un soutien sans faille et m'ont permis d'en arriver jusqu'ici.

J'espère que ce manuscrit sera agréable à lire.

Liste des abréviations

BB : Biceps Brachii

BR : Brachioradialis

CCI : Co-contraction index

DA : Deltoideus Anterior

DP : Deltoideus Posterior

EMG : Electromyographie

FCU : Flexor Carpi Ulnaris

IMU : Centrale inertielle

SPM : Statistical parametric mapping

TBL : Triceps Brachii Longus

Table des matières

Remerciements.....	2
Liste des abréviations.....	4
Table des matières	5
Introduction générale	8
Chapitre 1 : Revue de littérature.....	1
1. L'aviron	1
1.1. La technique du coup d'aviron.....	1
1.2. Types de pratique	4
1.2.1. L'aviron sur ergomètre.....	4
1.2.2. L'aviron sur bateau.....	6
1.3. La performance en aviron	7
1.4. Blessures.....	11
1.4.1 Membre inférieur et tronc.....	11
1.4.2. Membre supérieur	12
2. Approche ergonomique des points de liaison rameur-bateau/ergomètre	15
2.1. Démarche ergonomique.....	15
2.2. Préhension et interaction rameur poignée	16
2.3. Etat des lieux des poignées en aviron	19
2.4. Ergonomie des poignées.....	21
3. Problématique et objectifs de la thèse.....	27
Chapitre 2 : Études	29
4. Étude 1.....	29
4.1. Introduction.....	30
4.2. Matériel et méthode.....	31
4.2.1. Participants	31
4.2.2. Protocole	31
4.2.3. Analyse de données	36
4.2.3. Statistiques	37
4.3. Résultats.....	38
4.3.1. Cinématique.....	38
4.3.2. Recrutement neuromusculaire	40
4.3.3. Confort	42
4.3.4. Performance.....	43

4.4. Discussion	43
4.4.1. Effet poignée	44
4.4.2. Effet cadence	45
4.4.3. Pattern cinématique et neuromusculaire	45
4.4.4. Conclusion.....	46
5. Étude 2.....	47
5.1. Introduction	48
5.2. Méthode	50
5.2.1 Participants	50
5.2.2. Protocole	50
5.2.3. Analyse de données	55
5.2.4. Statistiques	58
5.2. Résultats.....	58
5.2.1. Cinématique	58
5.2.2. Recrutement neuromusculaire	61
5.2.3. Confort et taille de poignées.....	63
5.2.4. Performance	64
5.3. Discussion.....	64
5.3.1. Effet du type de poignée.....	65
5.3.2. Recommandations de taille de poignée.....	67
5.3.3. Patterns du membre supérieur	68
5.4. Conclusion.....	69
6. Discussion générale, limites et perspectives	70
6.1. Les poignées en hexagone irrégulier	70
6.2. Recommandation de poignées en aviron.....	74
6.3. Perspectives d'évaluations du membre supérieur en aviron	75
6.4. Perspectives de l'ergonomie en aviron	77
7. Conclusion générale	82
Bibliographie.....	83
Légende des figures, tableaux et équations	90
Annexes	92
8. Schémas récapitulatifs de la thèse.....	92
9. Valorisation de la thèse	94
9.1 Article publié dans Applied Ergonomics : « Caractérisation des effets d'une poignée ergonomique sur la cinématique et l'activité neuromusculaire du membre supérieur, sur le confort et la performance en aviron sur ergomètre »	94

9.2	Article soumis dans Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports : ‘Caractérisation des effets d’une poignée ergonomique sur la cinématique et l’activité neuromusculaire du membre supérieur, sur le confort et la performance en aviron sur bateau »	114
9.3	Actes de congrès.....	140
9.4	Résumé.....	144

Introduction générale

Ramer est un geste qui a accompagné l'humain depuis des millénaires. De toutes époques, dans le monde entier et sans même que de grandes civilisations aient transmis ce savoir aux civilisations isolées, ce geste est apparu comme une convergence d'apparitions répétées dans l'évolution d'une espèce. Le plus vieux bateau retrouvé, le canoë de Pesse, a été découvert aux Pays-Bas et celui-ci daterait d'environ -8000 avant ère commune (Figure 1).



Figure 1 : Canoë de Pesse. (museaindrenthe.nl)

Les embarcations nautiques étaient une nécessité dans le développement technologique et civilisationnel humain afin d'accéder à de nouvelles zones, ou bien se nourrir grâce à la pêche. Les bateaux ont eu de nombreuses fonctions au fil de l'Histoire. Beaucoup ont servi de transport de personnes comme les bacs que l'on tirait d'une rive à l'autre d'un cours d'eau. Certains ont servi pour le transport de marchandises comme les « gauioi » phéniciens, ce qui leur a permis d'établir des comptoirs commerciaux dans toute la Méditerranée.

La fonction exploratoire a été un formidable moteur dans l'évolution technologique des embarcations car il fallut, sans cesse, trouver des moyens pour repousser les limites du monde connu. C'est ainsi que, pour être capable de traverser les océans, les classiques cogues et caraques du Moyen Age avec leur coque ronde et lourde ont été remplacées par des caravelles aux coques plus légères et fuselées permettant un tirant d'eau plus important, même si des scandinaves auraient découvert l'Amérique autour de l'an 1000 en contournant l'Atlantique par le Groenland. Cette évolution technologique a permis à l'expédition de Vasco de Gama de réaliser le premier tour du monde en bateau ou bien à l'expédition de Christophe Colomb d'atteindre les Amériques.

La fonction martiale a été le second moteur de développement des embarcations nautiques puisque les grandes mers ont toujours été sources de conflits entre des civilisations comme la mer de Chine et ses combats entre jonques. En Méditerranée, lors des guerres médiques ou

puniques, les marines romaine et grecque ont, pour ainsi dire, inventé le sprint de l'aviron moderne avec la pratique de l'éperonnage. Afin de couler un navire ennemi en déchirant sa coque, les rangées de rameur fournissaient un effort maximal pour accélérer le plus possible le bateau afin de percuter, de manière oblique, le navire ennemi avec l'éperon du navire (Figure 2).

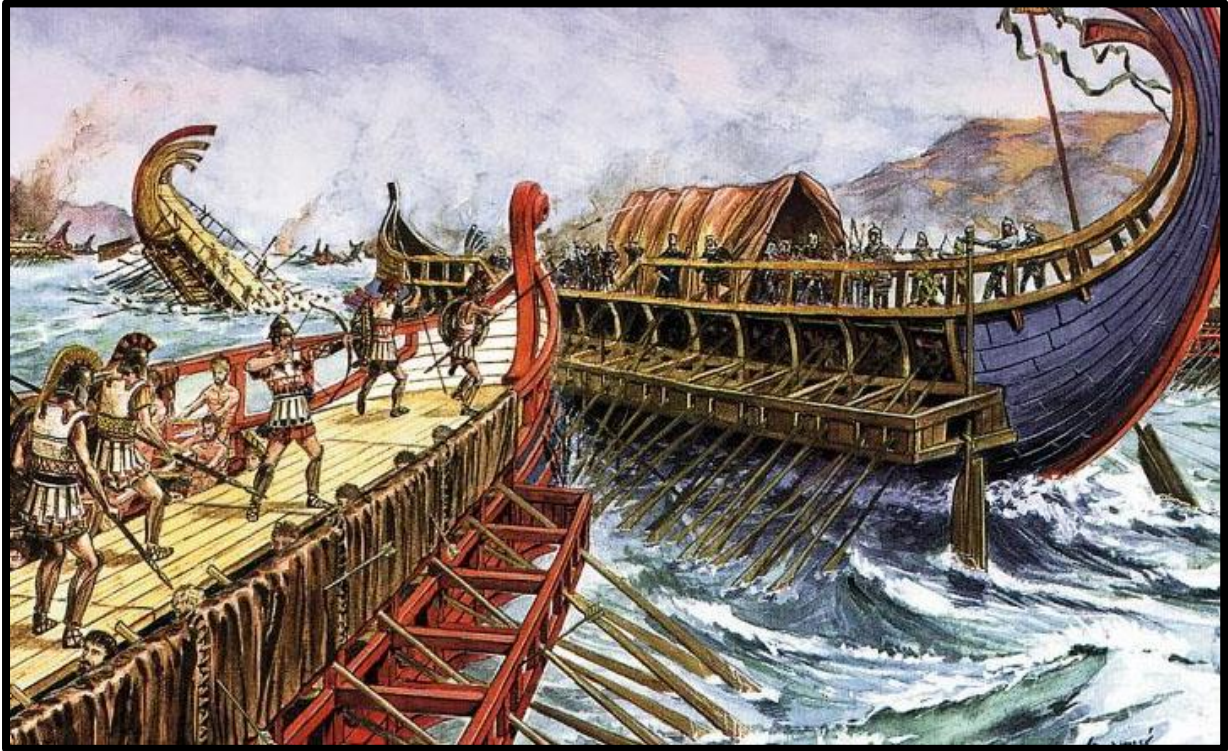


Figure 2 : Eperonnage d'une trière. (wordpress.com)

Peu importe les évolutions navales, tant que le moteur à vapeur n'a pas été inventé, la possibilité de ramer a toujours été présente dans chaque embarcation car il fallait pouvoir naviguer contre vent et marée. C'est ainsi qu'au début du XIX^{ème} siècle, les bateaux à vapeur sont entrés en service, ce qui a fortement fait chuter le nombre de bateaux équipés de rames pour le commerce, la guerre ou le transport. Cependant, même s'il est désormais plus rare d'avoir besoin de ramer, certains ont décidé d'en faire un sport à part entière. Bien qu'il y ait eu des traces de premières régates en Italie autour du XII^{ème} siècle afin d'élire le meilleur gondolier, les premières courses en aviron semblent avoir eu lieu au Royaume-Uni avec la course universitaire entre Oxford et Cambridge en 1829. Ce sport s'est ensuite développé à travers le monde. Il a été intégré en tant que sport olympique dès les premiers Jeux Olympiques modernes en 1896 pour ne jamais les quitter depuis. Les premiers championnats du monde ont eu lieu en 1962 sur le bassin, aujourd'hui devenu mythique, de Lucerne en Suisse.

L'aviron se pratique de deux manières différentes en fonction du nombre d'aviron par rameur. La pointe consiste à ramer avec un seul aviron par rameur, ce qui implique de ramer par paires de rameur (un à tribord et un à bâbord) de manière similaire aux birèmes de l'Antiquité, dans des bateaux comprenant une, deux ou quatre paires. D'autres rament en couple, c'est-à-dire avec deux avirons par rameur. Diverses embarcations sont utilisables dans ce cas, allant du skiff pour un seul rameur, aux bateaux de quatre rameurs. Les rameurs et rameuses sont divisés en deux catégories de poids : les poids légers (- de 72kg pour les hommes et – de 59 pour les femmes) et les toutes catégories (sans limitation).

Il y a différentes épreuves en aviron. Elles peuvent avoir lieu en mer mais la majorité a lieu en eau douce. Les courses peuvent être des sprints de 1000 mètres ou des longues distances de 5000 mètres ou plus mais l'épreuve reine reste le 2000 mètres. L'objectif est de parcourir la distance de la course le plus rapidement possible en répétant le coup d'aviron afin de se propulser. Pour un 2000 mètres, la course dure entre 5min 32sec et 8 min en fonction du nombre de rameur et de leur niveau.

Afin de se propulser, le rameur interagit avec son embarcation au travers des points de liaison rameur-bateau que sont la ou les poignées, la coulisse et le cale-pied. Ces équipements permettent au rameur de produire la puissance propulsive nécessaire à l'avancement du bateau. Les poignées sont le point de transmission final qui transfèrent toute la force produite par le rameur aux avirons. Cela implique alors que ce point de transmission soit adapté à ce transfert de force. Une poignée confortable à tenir qui fournit une bonne prise en main est donc primordiale. Cependant ce matériel n'a que peu évolué dans l'histoire de l'aviron et pourrait ne pas être parfaitement adapté. Ce travail de thèse sera donc orienté sur les poignées en aviron. L'impact de ces poignées sur le confort, les contraintes articulaires et la performance sera un questionnement important. Ce travail proposera une démarche ergonomique afin d'améliorer ces paramètres.

Chapitre 1 : Revue de littérature

1. L'aviron

1.1. La technique du coup d'aviron

L'aviron est une discipline comportant un mouvement cyclique type, le coup d'aviron, qui est répété en moyenne 1800 fois par session d'entraînement (Thornton et al., 2017). Ce mouvement propulsif cyclique est composé de deux phases bornées par deux événements. La prise d'eau ou « *catch* » est l'évènement initial. Il correspond à l'angle minimal (C sur la Figure 3) de la dame de nage (entourée en rouge sur la Figure 3), qui est atteint au moment où les pelles rentrent dans l'eau à la suite d'une élévation des mains. Au moment du *catch*, le corps du rameur est dans sa position la plus regroupée vers l'avant. Ses membres inférieurs sont à leur flexion maximale, le rachis est en flexion sur les membres inférieurs. La prise d'eau marque le début de la phase de propulsion.

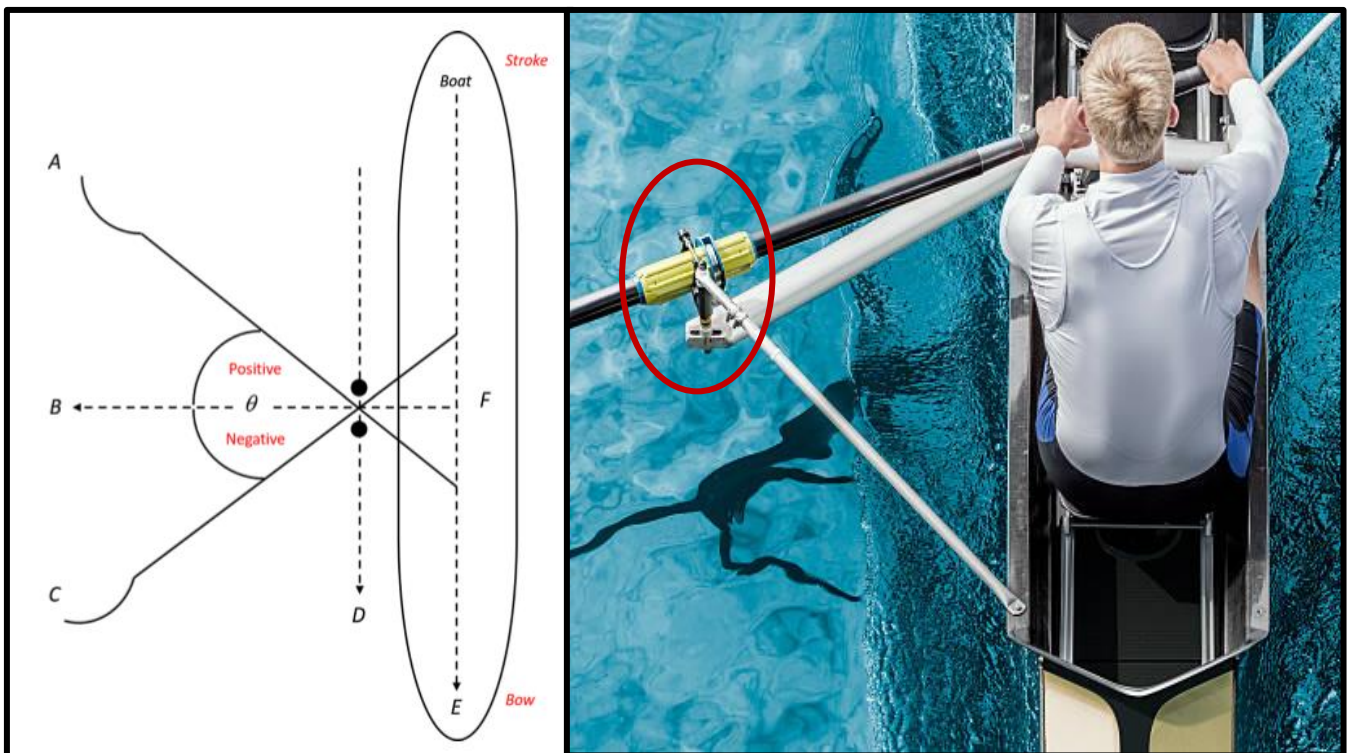


Figure 3 : Dame de nage et angle de l'aviron (Warmenhoven et al., 2018; Istockphoto)

Le dégagé ou « *finish* » est l'évènement final correspondant à l'instant où les pelles sortent de l'eau par l'abaissement des mains et le passage des pelles du carré au plat. Le *finish* intervient au moment où l'angle de la dame de nage est à son maximum (A sur la Figure 3).

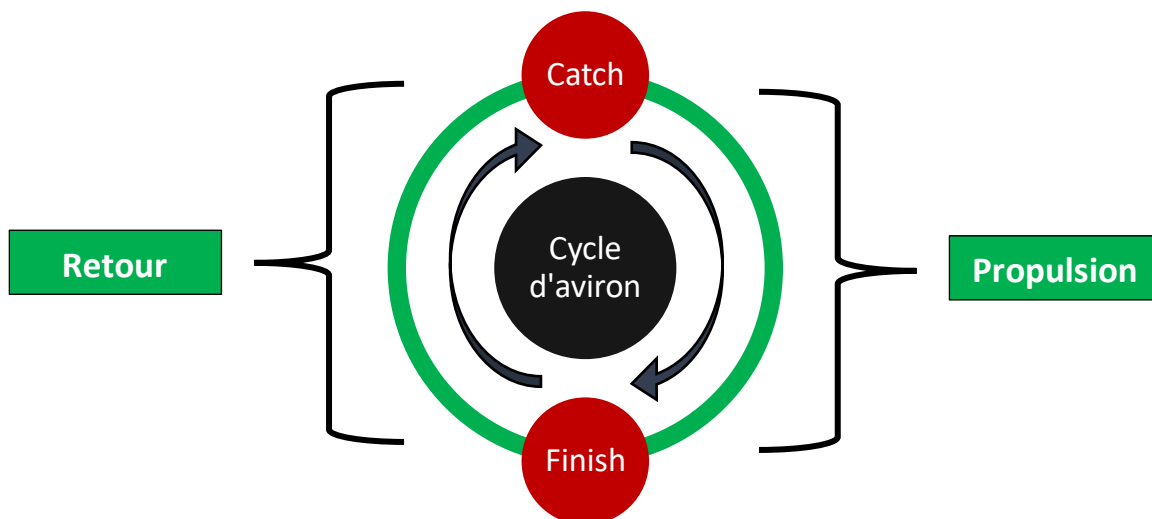


Figure 4 : Séquencement du cycle d'aviron

La phase de propulsion ou « *drive* » est bornée par le *catch* et par le *finish* (Figure 4). Durant cette phase intervient une séquence de mouvements se chevauchant, correspondant à un enchaînement membres inférieurs-tronc-membres supérieurs (Figure 5). Ce mouvement est l'essence technique de la propulsion. En premier, le rameur effectue une extension des membres inférieurs pour produire de la puissance avec ses jambes en poussant sur le cale-pied. Il réalise ensuite une extension du tronc et des hanches qui permet de transférer la puissance des jambes et d'ajouter la production de puissance du tronc à celle-ci. Le mouvement des membres supérieurs, qui démarre peu après le tronc, est un tirage vers l'arrière permettant de transférer la puissance des jambes et du tronc à la poignée tout en y ajoutant la puissance des bras. Pour terminer la propulsion, le rameur effectue une extension des poignets pour tourner les avirons afin de passer de pelles au « carré » à une position à « plat » au *finish*, afin de limiter les forces de friction dues à l'air dans le cas de la pratique sur bateau uniquement. La phase de retour, ou « *recovery* », est quant à elle bornée par le *finish* et le *catch*. Durant cette phase, le rameur passe de la position étendue vers l'arrière à sa position regroupée au *catch*. Lors de ce retour, le rameur tire le bateau sous lui avec une flexion des genoux tout en ayant les pelles à plat hors de l'eau (Thornton et al., 2016).

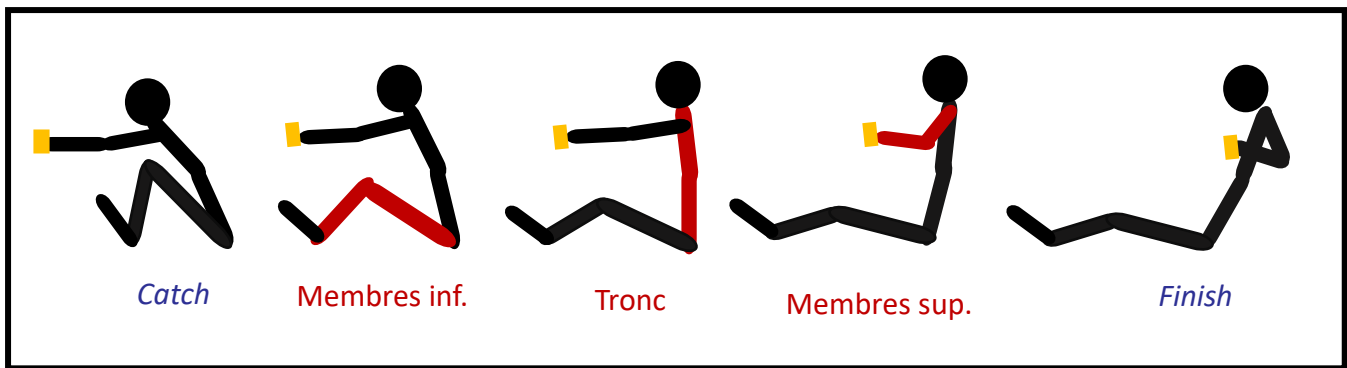


Figure 5 : Phase de propulsion

L'enchaînement membres inférieurs-tronc-membres supérieurs, bien que toujours effectué dans cet ordre, présente une temporalité variable selon le rameur ou les styles d'apprentissage en fonction des nations. Différents styles de coup d'aviron se sont succédés en fonction des philosophies d'entraînement. Cela mène à des profils de puissance différents et montre qu'il n'existe pas qu'une seule façon de ramer (Kleshnev, 2016). Chaque rameur peut avoir une technique préférentielle en fonction de ses préférences motrices, de son confort ou bien de ses caractéristiques anthropométriques. Mais de manière générale, cette répartition est de 45% pour les jambes, 29% pour le tronc et 25% pour les bras (Kleshnev, 2000).

La technique d'un rameur est très stable d'un coup d'aviron à l'autre. En effet, la répétabilité de ses cycles fait partie de sa signature technique. L'indice de répétabilité technique d'un rameur haut-niveau va de 78 à 100% avec des variations de puissance, de vitesse et de cadence dans ses cycles, qui vont de l'ordre de 5 à 13% (Baudouin & Hawkins, 2004). Cette coordination intra-rameur élevée est liée à la performance, car elle permet de limiter les variations indésirables d'accélération de la coque (Soper & Hume, 2004). Elle est cependant négativement affectée par la fatigue notamment lors des 500 derniers mètres d'une course de 2000m, où la répétabilité technique est plus faible que lors du reste de la course (Anderson et al., 2005). Chaque rameur aurait une cadence préférentielle voire optimale selon ses caractéristiques anthropométriques, physiologiques et psychomotrices. Cette cadence a également un effet sur la répétabilité technique, car dès lors que le rameur dépasserait cette cadence, la stabilité technique décroîtrait (Cuijpers et al., 2016).

1.2. Types de pratique

1.2.1. L'aviron sur ergomètre

L'aviron se pratique également sur ergomètre, et ce pour diverses raisons. Sur ergomètre, la technique et l'enchaînement membres inférieurs-tronc-membres supérieurs restent semblables au bateau, excepté que les poignets n'ont pas à effectuer d'importantes flexions-extensions pour gérer l'orientation des pelles (Figure 6). C'est un outil d'apprentissage important pour les nouveaux rameurs afin d'intégrer la technique, ou bien pour des sportifs d'autres disciplines qui s'en servent pour leur préparation physique. Les rameurs ont un volume de pratique sur ergomètre qui augmente fortement pendant les périodes hivernales, où les conditions de navigation sur l'eau sont parfois complexes. La part de l'ergomètre est telle, qu'il existe un circuit compétitif dédié à l'aviron indoor sur ergomètre.

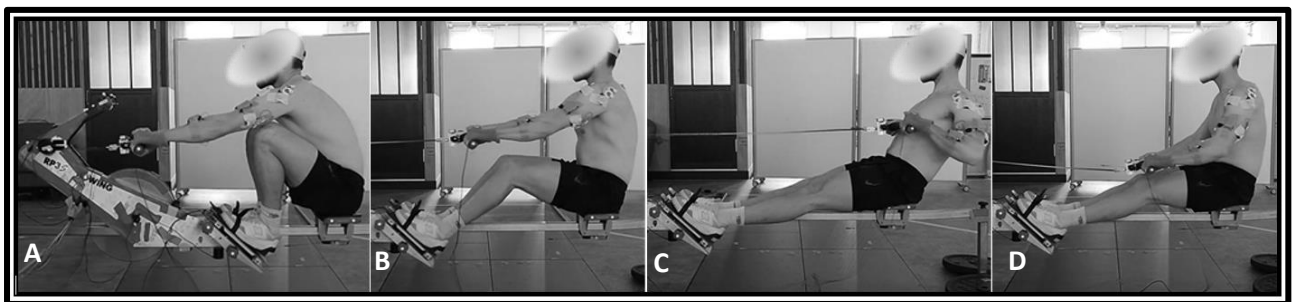


Figure 6 : Kinogramme de la séquence d'aviron sur ergomètre avec le catch (A), mi-propulsion (B), finish (C) et mi-retour (D).

Il existe deux types d'ergomètres principalement utilisés : ergomètre fixe et ergomètre dynamique. Les ergomètres fixes sont les plus répandus et plus abordables. Ils possèdent un cale-pied fixe ce qui implique que le rameur se déplace par rapport à la machine. Le modèle le plus répandu est le Concept2 (Concept2®, Morrisville, Etats Unis) qui est sur le marché depuis les années 1980 (Figure 7).



Figure 7 : Ergomètre Concept2 (Concept.com)

Ensuite, les ergomètres dynamiques peuvent être soit un ergomètre fixe installé sur une glissière ou bien un ergomètre dont la conception permet au rameur de tirer le système vers lui lors du retour et le repousser lors de la propulsion, de manière similaire au bateau. Le modèle le plus répandu est le



Figure 8 : Ergomètre dynamique RowPerfect3 (RowPerfect.com)

RowPerfect 3 (RP3®, Care RowPerfect BV, Haaksbergen, Pays-Bas) (Figure 8). Ce type de machine a été conçu pour répliquer au mieux la pratique sur l'eau.

Bien que les forces et puissances développées sur cet ergomètre soient inférieures par rapport à celles produites sur ergomètre fixe (Colloud et al., 2006), ils s'avèrent être de meilleurs simulateurs du bateau. En effet, les ergomètres dynamiques engendrent une réponse physiologique plus semblable à l'aviron sur l'eau, tout en étant de meilleurs prédicteurs des performances sur 2000m (Holsgaard-Larsen & Jensen, 2010 ; De Campos et al., 2014). De plus, les courbes force-temps mesurées sur ergomètre dynamique présentent des corrélations fortes ($R^2 = 0,9$) avec celles sur bateau (Elliot et al., 2002). Les asymétries de force aux cale-pieds et la variabilité angulaire de la cheville, du genou et de la hanche sur ergomètre dynamique sont également semblables à celles du bateau montrant une bonne réplification des signatures techniques (Baca et al., 2006 ; Fohanno et al., 2015).

En plus d'être utilisés à l'entraînement, les ergomètres présentent un paradigme expérimental intéressant permettant d'investiguer la biomécanique du coup d'aviron. Ainsi, des patterns cinématiques, neuromusculaires et cinétiques des membres inférieurs et du tronc sur ergomètre ont été décrits dans la littérature. Vinther et collaborateurs (2012) ont décrit des patterns neuromusculaires des muscles des membres inférieurs, du tronc et d'une partie de la ceinture scapulaire lors du cycle complet d'aviron. Les patterns de production de force aux cale-pieds ainsi qu'à la poignée ont été également décrits lors du cycle complet (Colloud et al., 2006 ; Baca et al., 2006 ; Vinther et al., 2012). La cinématique du membre inférieur a également été décrite sur ergomètre (Fohanno et al., 2015). Ces éléments posent la question de l'analyse du membre supérieur qui n'a que peu été étudié.

1.2.2. L'aviron sur bateau

Le cœur de l'aviron est la pratique sur bateau, que ce soit en aviron de mer ou de rivière. Ramer en bateau nécessite une finesse technique plus importante, car la pratique ne se limite plus seulement à une dimension antéro-postérieure mais également latérale. Tout d'abord, le rameur doit également gérer la pression latérale qu'il applique sur les dames de nages. En effet, générer cette pression assure un appui stable avec la dame de nage, permettant de transférer la puissance produite lors du cycle d'aviron dans l'eau. De plus, le rameur doit veiller à toujours produire une puissance lorsque ses pelles sont dans l'eau afin de limiter les pertes avant ou arrière qui pourraient être délétères à la propulsion en freinant le bateau (Holt et al., 2020). Les pertes avant et arrière correspondent aux périodes (en début et fin de propulsion) où les pelles sont dans l'eau sans produire suffisamment de puissance pour accélérer le bateau. Enfin, le rameur est également amené à gérer l'orientation de ses pelles entre le carré et le plat afin d'avoir le meilleur appui possible dans l'eau pendant la propulsion, et le moins de résistance à l'air pendant la phase de retour (Figure 9).



Figure 9 : Pelles au carré au catch (A) et au passage au plat au finish (B ; Fédération Française d'Aviron)

Sur bateau, de nouvelles contraintes apparaissent également, telles que le maintien du cap du bateau vers la ligne d'arrivée ou bien la gestion du déplacement des masses sur l'eau avec un bateau bien plus léger que le rameur (14kg minimum pour un skiff). C'est pourquoi il est nécessaire de gérer l'équilibre de son bateau (lacet, roulis et tangage) face aux conditions extérieures. Afin de limiter ces perturbations la synchronicité entre les rameurs d'un même bateau est également à prendre en compte (même si elle peut être travaillée sur ergomètre également en couplant plusieurs ergomètres ensembles). Cette synchronicité augmente avec la cadence jusqu'à un certain point, car chaque rameur a une fréquence préférentielle (Cuijpers et al., 2016). Avec l'augmentation de cadence, les différences de timing entre le *catch* et le *finish* diminuent, ce qui influence le comportement de la coque et le maintien de son cap. De plus, dans le cas du couple, les rameurs sont également amenés à gérer deux avirons distincts qui se chevauchent au milieu de la propulsion.

1.3. La performance en aviron

La performance en aviron, au sens le plus strict, est le temps mis pour parcourir une distance convenue. La performance sur ergomètre est généralement liée avec la performance sur bateau, dans le sens où les meilleurs rameurs en bateau le sont souvent sur ergomètre. Les records sont plus courts sur ergomètre avec un record du monde au 2000m de 5 :35.8 sur Concept2 contre un record de 6 :30.74 en skiff en raison notamment de l'absence de la gestion de la coque sur l'eau et des contraintes extérieures avec un ergomètre. Cette performance temporelle implique que le rameur présentant la vitesse moyenne de coque (ou de volant d'inertie) la plus élevée, est la meilleure. Sur ergomètre, celle-ci est directement dépendante de la puissance produite à la poignée à chaque coup d'aviron (Kleshnev, 2016). En effet, une puissance moyenne plus élevée à chaque coup permettra de gagner plus de vitesse. Cette performance est également influencée par d'autres interactions et déterminants.

Tout d'abord, il a été démontré que la puissance maximale produite à la poignée était l'un des prédicteurs principaux de la performance au 2000m sur ergomètre ($r=0,92$; Baudouin et al., 2004, Bourdin et al., 2017). La même étude a également mis en avant que la masse du sujet ($r=0,65$), sa VO_{2max} ($r=0,84$), sa VO_2 à 4% de lactate ($r=0,49$) ainsi que l'efficacité énergétique brute ($r=0,35$) sont positivement corrélés à la performance sur ergomètre. Comme les études

précédentes l'ont montré, les spécificités morphologiques ont un impact sur la performance. En effet, celle-ci est positivement influencée par la masse du sujet, sa taille et son tour de biceps (Soper & Hume, 2004). Avoir des membres plus longs et épais permet au rameur d'effectuer des coups bien plus longs tout en produisant plus de puissance tout au long du coup. Afin de favoriser cette production de puissance, un ratio jambe/cuisse, avec des jambes plus courtes que les cuisses, pourrait également être favorable (Greene et al., 2009).

L'augmentation de cadence, directement liée à la performance, se traduit par l'augmentation de la part temporelle de propulsion dans l'action du rameur, et permet ainsi d'effectuer plus de coup par minute pour se propulser. Les deux phases (propulsion et retour) deviennent alors plus courtes temporellement. D'après Held et collaborateurs (2019), l'augmentation de cadence engendre une augmentation de puissance produite de 2,7% par coup sur ergomètre et 4,4% par coup sur bateau. Une cadence élevée induit donc une production de puissance nette plus élevée (Hofmijster et al., 2007 ; Martin & Bernfield, 1980). On constate cependant des limites à l'augmentation de la cadence car la longueur de coup du rameur diminue légèrement lors de sessions à cadence trop élevée. Une augmentation trop importante de la cadence engendre d'importants changements de direction du centre de masse de l'athlète lors du *finish* et du *catch*, ce qui augmente considérablement les variations d'accélération de la coque lorsque l'on est sur bateau. Cette accélération variable engendre une augmentation de la friction de la coque dans l'eau ce qui va freiner le bateau (Smith & Loschner, 1999 ; Held et al., 2019). La gestion des forces de friction entre l'eau et la coque joue un rôle majeur dans la performance en bateau. Tout ce qui augmente cette force va limiter la vitesse de la coque du bateau. L'augmentation trop importante de la cadence génère plus de ruée ou « *surge* » (Figure 10) du fait de la variation d'accélération (Cuijpers et al., 2016). La poussée sur la barre de pied génère une part de force verticale du fait de l'inclinaison de la barre de pied. Cette part verticale peut être plus importante avec le manque de précision technique ou avec un réglage inadapté de la hauteur de la barre de pied (Buckeridge et al., 2016). Une barre de pied trop basse augmente cette force verticale et ainsi génère plus de houle de la coque ou « *heave* » (pilonnement). Ce phénomène fait plonger la coque plus profondément dans l'eau, augmentant ainsi la surface de coque au contact de l'eau et freinant donc d'autant plus la coque. La trajectoire et l'orientation de la pelle, pendant la propulsion, influencent les perturbations de la coque notamment en termes de lacet (*yaw*), tangage (*pitch*) et roulis (*roll*) (Figure 10 ; Cuijpers et al., 2016). Une bonne trajectoire de pelle parfaitement au carré dans l'eau permet d'accélérer au maximum la coque du bateau. Une bonne synchronisation des pelles côté bâbord et tribord limite le lacet et le roulis. Le tangage est

influencé par le déplacement de la masse du rameur d'avant en arrière dans le bateau. Ces trois perturbations freinent également la coque en faisant virer de bord la coque du bateau (lacet), en augmentant la surface de coque qui fait face à l'avancement, ou bien en accroissant la part immergée de la coque.

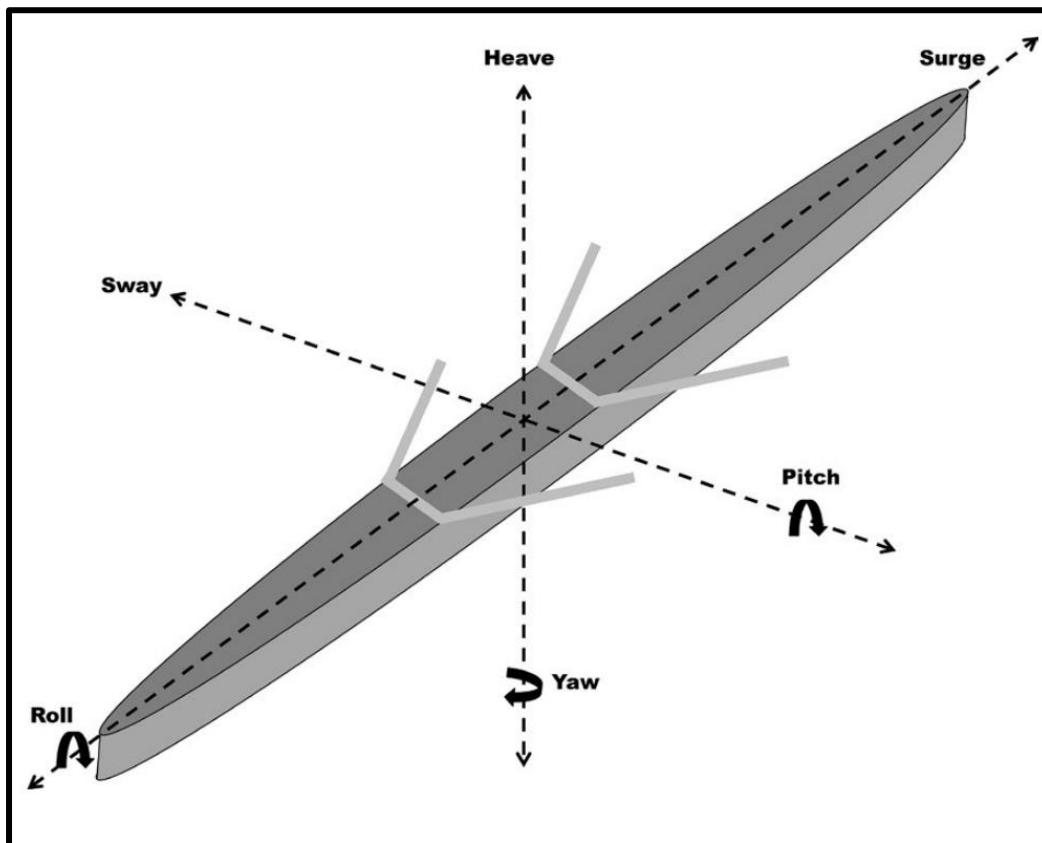


Figure 10 : Perturbations d'un bateau (Cuijpers et al., 2016)

Limiter les perturbations de la coque et de l'accélération permet de conserver le plus de vitesse de coque possible ou d'en générer le maximum. Pour ce faire, la production de puissance grâce au coup d'aviron, en est la clé. Cette puissance produite à la poignée sur ergomètre ou à la dame de nage sur bateau (directement liée à la poignée) est le facteur de performance principal (Bourdin et al., 2004 ; Colloud et al., 2006 ; Buckeridge et al., 2016b ; Held et al., 2020). La puissance moyenne par cycle à la poignée est un bon indicateur de cette production. Par exemple, sur ergomètre à intensité de compétition, les rameurs de bons niveaux peuvent produire aux alentours de 430W par cycle (Buckeridge et al., 2016b), contre 437W lors d'un 500m sur bateau (Buckeridge et al., 2012). Afin d'atteindre la puissance moyenne à la poignée la plus élevée possible, il est primordial d'avoir une production de puissance élevée des différents segments (membres inférieurs, tronc, membres supérieurs) ainsi qu'un transfert efficace de la part du tronc et des membres supérieurs (Kleshnev, 2000 ; Kleshnev, 2016). Les

différentes techniques évoquées au début du manuscrit (paragraphe 1.1) vont influencer sur la proportion de production de puissance, mais celle-ci est, en moyenne sur bateau, de 45,2% pour les membres inférieurs, 32,2% pour le tronc et 22,6% pour les membres supérieurs (Figure 11 ; Kleshnev, 2016). Cela engendre également des formes de courbes de puissance différentes entre les techniques et ainsi faire varier l'accélération du bateau de manières différentes. En effet, le Rosenberg style engendre par exemple une variation de la puissance totale plus abrupte, ce qui induit des variations d'accélération plus importantes lors de la propulsion. Ceci pourrait générer plus de perturbations de la coque que le DDR style par exemple.

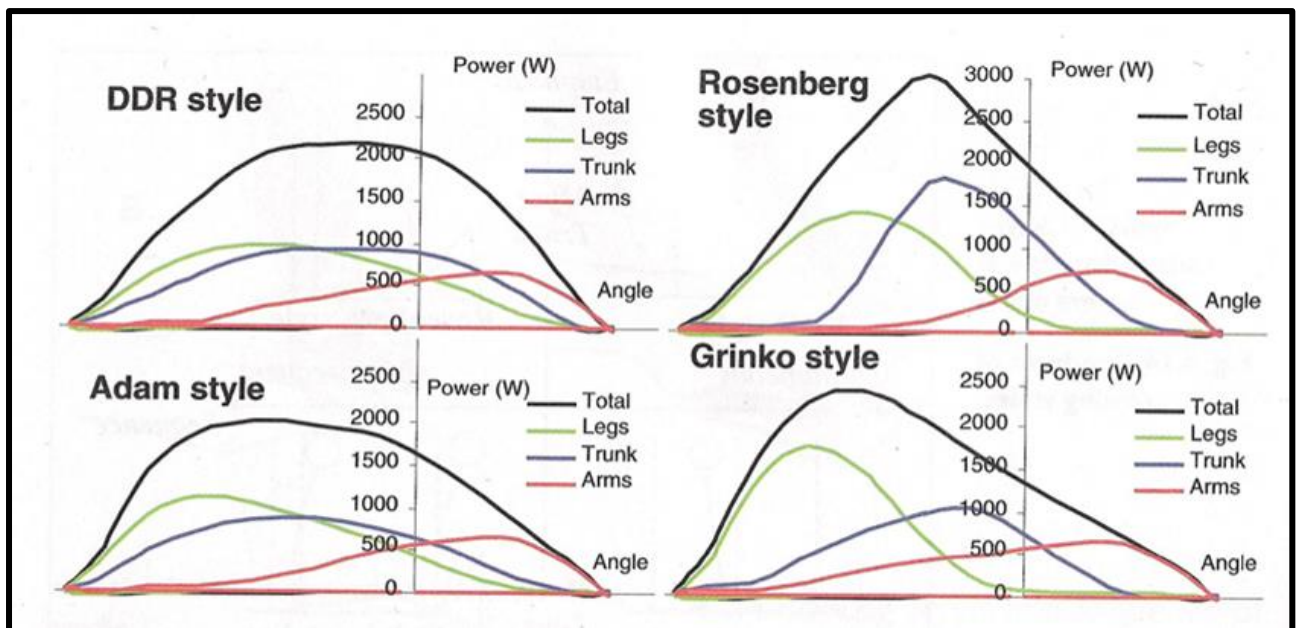


Figure 11 : Modélisation de courbes de puissances selon quatre styles techniques (Kleshnev, 2016)

1.4.Blessures

1.4.1 Membre inférieur et tronc

L'aviron est un sport engendrant un nombre important de blessures. Les magnitudes importantes de puissances développées et transférées par les rameurs aux points de liaison rameur-bateau engendrent des applications de forces conséquentes sur la majorité des articulations du corps des rameurs, d'autant plus en cas d'inadaptation de ces points de liaison. Cela expose assez fortement ces articulations à des blessures, notamment d'usures articulaires (Mohseni-Bandpei et al., 2012). Ce risque est d'autant plus élevé du fait de la répétition du mouvement d'aviron, effectué environ 1800 fois par session d'entraînement (Reid & McNair, 2000). La variation du support de répétition de ce mouvement peut également amener aux blessures car la période de transition de la pratique sur l'eau à la pratique sur ergomètre (d'octobre à janvier) représenterait 50% des blessures des athlètes de haut-niveau (Thornton et al., 2017 ; Wilson et al., 2010). Le tronc et les membres inférieurs sont soumis à de nombreuses blessures du fait d'être les premiers chaînons générateurs de puissance dans le séquençement membres inférieurs-tronc-membres supérieurs. Le tronc y est d'autant plus soumis du fait de son double rôle de production et de transfert (Simon et al., 2023). Nous allons tout d'abord présenter les blessures liées à ces deux chaînons.

Le rachis lombaire est la région la plus sujette aux blessures, allant de la lombalgie à la hernie discale, avec un taux de 3,7/1000h de pratique (Thornton et al., 2017). Un grand nombre représente des blessures d'usure du fait du dépassement répété des seuils de dommage des disques intervertébraux lors de l'extension du tronc. Les seuils de dommage de compression et de cisaillement antéro-postérieur sont respectivement de 3400N et 700N (Lu et al., 2018). En aviron, il a été reporté des forces de compressions moyennes de 3330N chez les femmes et de 3919N chez les hommes, ainsi que des forces de cisaillement antéro-postérieur de 717N chez les femmes et 848N chez les hommes (Hosea et al., 1989). Des forces de cisaillement latéral peuvent également s'ajouter à l'équation dans le cas de la pratique de la pointe car le tronc effectue également une rotation lors du mouvement de propulsion. Au-delà du simple mécanisme de blessure lié au dépassement des seuils de dommage des disques intervertébraux, la répétition constante du mouvement peut diminuer la sensibilité des mécanorécepteurs de la colonne et générer de l'instabilité du rachis qui pourrait s'avérer également délétère (Reid & McNair, 2000). Les fractures de stress de la cage thoracique sont également assez présentes en aviron. A nouveau, le mécanisme de dommages répétés est à l'origine de ce type de blessures.

En effet, l'activation de la chaîne scapulaire postérieure lors de la répropulsion met en charge la cage thoracique, qui subit alors un pic de charge lors du *finish* lorsque les muscles Rectus Abdominis, Obliques ainsi que Transversus freinent le tronc pour démarrer l'inversion du mouvement (Thornton et al., 2017).

On retrouve également des conflits fémoro-acétabulaires qui seraient issus de l'usure liée à la répétition des flexion-extension de hanche ainsi qu'à des variations anatomiques de la tête fémorale et de l'acétabulum (Boykin et al., 2013). Le genou est une des trois articulations les plus atteintes de blessures en aviron (Hosea & Hannafin, 2012). Il s'agit de blessures d'usure comme des tendinopathies, des syndromes d'inflammation patello-fémorale ou encore du syndrome de l'essuie-glace (bandelette ilio-tibiale ; Thornton et al., 2017). En effet, les répétitions de flexion et surtout d'extension des genoux en amplitude complète entraînent des chargements articulaires et du stress articulaire conséquents sur les genoux. Ce phénomène est majoré par la planche de pied qui verrouille les pieds. Ces répétitions génèrent des inflammations et de l'usure des tendons. Certains facteurs anatomiques comme la largeur de hanche ou le genu valgum peuvent augmenter les risques de blessures également (Boykin et al., 2013).

1.4.2. Membre supérieur

Tout comme le rachis, le membre supérieur a également le double rôle de production et de transfert de puissance. Il est soumis à un stress articulaire très élevé du fait de la magnitude de forces appliquées à ses articulations que sont l'épaule, le coude et le poignet. En effet, au début de la propulsion, celles-ci doivent être suffisamment rigides pour transférer la puissance initiale des membres inférieurs et du tronc à la poignée, qui est le point de contact final du rameur. Ces articulations produisent de la puissance lors de la deuxième partie de la propulsion. Ces forces appliquées sur de grandes amplitudes de mouvements, au niveau du poignet, du coude et de l'épaule induisent un énorme stress articulaire. Ces articulations sont donc fortement exposées aux blessures d'usure. Elles représenteraient entre 15 et 65% des blessures dans les sports de rames (Mohseni & Bandpei, 2012 ; Hosea & Hannafin, 2012 ; Griffin et al., 2020). Par ailleurs, les problèmes d'épaules ont été liés à la répétition de mouvements avec un déséquilibre ou un défaut de placement de la ceinture scapulaire (Thornton et al., 2017). Cela peut induire un placement des épaules vers l'avant avec une coiffe des rotateurs affaiblie. Les douleurs

chroniques aux épaules sont plus fréquentes à haut-niveau et haut volume d'entraînement (Hosea & Hannafin, 2012). La prévalence est à nouveau plus importante en pointe car le bras extérieur effectue des mouvements de plus grandes amplitudes et puissance. Au niveau du coude, la blessure la plus fréquente est l'épicondylite latérale aussi appelée « *Tennis Elbow* » (Rumball et al., 2005) qui est également issue d'une usure tendineuse suite à la répétition de flexion du coude et d'application de pression latérale dans les dames de nage. Le poignet, articulation terminale de l'enchaînement jambes-tronc-bras, serait la quatrième articulation la plus touchée, représentant environ 15% des blessures (Wilson et al., 2010 ; Griffin et al., 2020). Il est touché principalement par trois syndromes : le syndrome d'intersection qui est une tendinite des compartiments dorsaux du poignet et de l'avant-bras, du syndrome de De Quervain (Figure 12) qui est une dégénérescence des tendons du pouce, ainsi que du syndrome des loges causant des douleurs dans l'avant-bras (Rumball et al., 2005 ; Thornton et al., 2017). Ces trois blessures sont également liées à la surutilisation des poignets avec la répétition de mouvement dans des amplitudes extrêmes avec des efforts de préhension élevés (Shiri et al. 2006 ; Kaufman-Cohen et al., 2018 ; Revilla et al., 2021). La préhension dans des angles de flexion et d'extension élevés diminue la force de préhension jusqu'à 30% et augmente l'effort nécessaire ainsi que l'usure articulaire pour la même action (Goislard de Montsabert et al., 2023).

La surreprésentation de blessures d'usure amène à questionner l'optimisation des points de liaison rameur-bateau afin de palier à ce problème. L'aviron est, en effet, un sport qui présente de nombreux facteurs de risques biomécaniques induisant des blessures d'usures et des troubles musculosquelettiques : d'importantes répétitions de mouvements, des amplitudes de mouvements extrêmes, une intensité élevée, des pressions importantes localisées sur certaines articulations, une importante durée d'exposition aux contraintes ainsi que l'exposition au froid lors de la pratique dans les périodes automnales et hivernales (Brangier & Vallery, 2021).

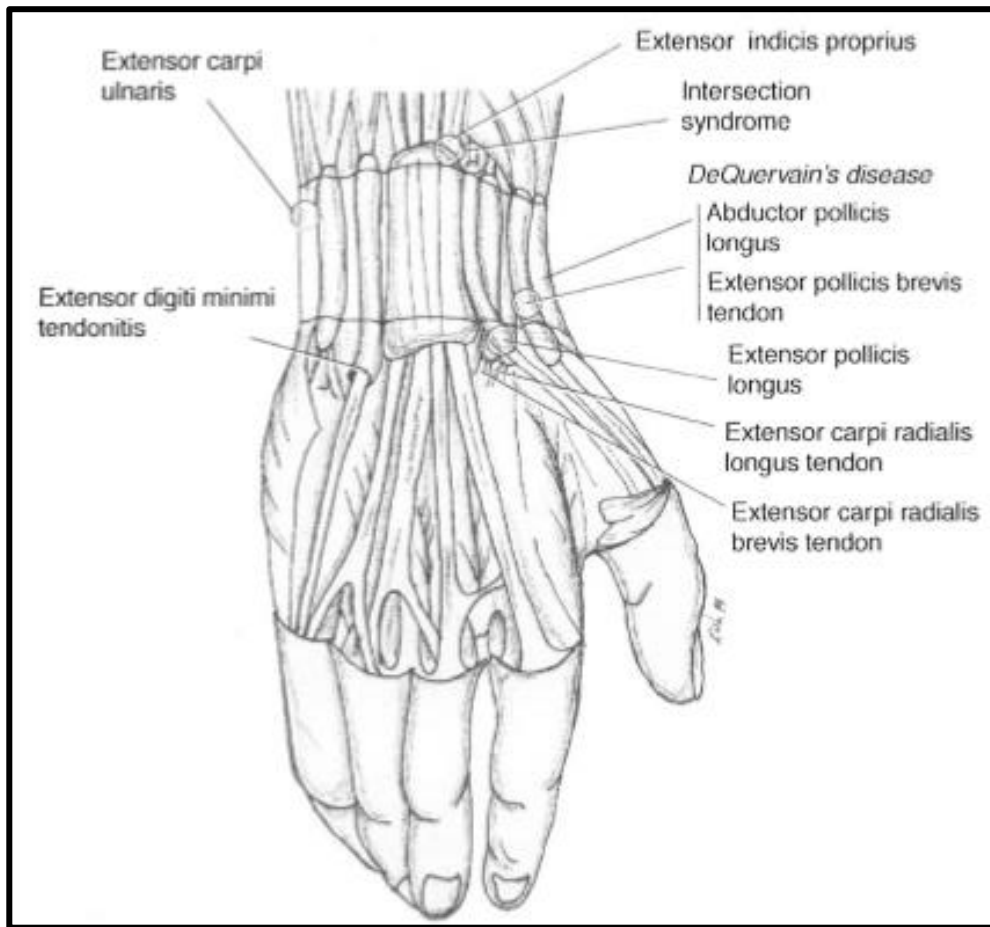


Figure 12 : Dos du poignet (Lebrun, 1999)

2. Approche ergonomique des points de liaison rameur-bateau/ergomètre

2.1. Démarche ergonomique

L'analyse de l'interaction Homme-Objet est au cœur de la démarche ergonomique car celle-ci permet de comprendre les enjeux et les risques d'une situation afin de l'optimiser. Cette interaction, et particulièrement les caractéristiques des objets qui vont conditionner cette interaction, sont un facteur d'influence sur la performance et les risques de blessures. Le confort perçu par les utilisateurs, lors de l'interaction Homme-Objet, est notamment un facteur clé car une exposition répétée à l'inconfort d'utilisation peut engendrer une perte d'efficacité du mouvement et des troubles musculosquelettiques (Brangier & Vallery, 2021 ; Revilla et al., 2022).

En aviron, le rameur interagit avec trois objets de manière directe. Il s'agit des points de liaison rameur-bateau ou rameur-ergomètre que sont la ou les poignées, la coulisse et le cale-pied. Il convient en ergonomie, d'optimiser ces points d'interaction en les adaptant à l'utilisateur et à la tâche afin de réduire les risques de blessure d'usure ainsi qu'améliorer la performance. Ainsi, le niveau d'optimisation actuel des trois points de liaison a des conséquences sur la performance et les blessures. Pour mieux comprendre les optimisations nécessaires, nous pouvons utiliser un modèle ergonomique classique qui est le modèle des tâches. Cette démarche ergonomique décompose la tâche en actions plus élémentaires afin d'évaluer l'interaction Homme-Objet sur des interactions plus simples (Brangier & Vallery, 2021). Ce modèle rejoint la démarche ergonomique métrologique et biomécanique qui analyse des patrons mécaniques (cinématique, cinétique et électromyographique) ou des mouvements élémentaires afin d'évaluer l'adaptation ergonomique (Brangier & Vallery, 2021). Le cycle d'aviron est déjà séquencé par l'enchaînement membres inférieurs, tronc et membres supérieurs ce qui peut faire correspondre chacun de ces trois segments à chacun des trois points de liaison.

L'interaction des membres inférieurs avec le cale-pied correspond à une action conjointe de flexion plantaire, d'extension de cheville et d'extension de genou lors de la propulsion, tout en ayant l'avant-pied fixé dans le cale-pied. Lors du retour, les mouvements opposés s'effectuent pour tirer le bateau sous le rameur et revenir en position de *catch*. Afin d'adapter ce point de liaison pour que ces actions élémentaires se fassent le plus efficacement possible et avec le moins de contraintes, une adaptation ergonomique a été proposée lors d'une expérimentation pilote (Muhla, 2015). Une barre de pied avec orientation des pieds réglable a été mise en place,

permettant ce réglage pour chaque rameur, ce qui avait induit une variation des zones de pression du pied sur la barre de pied. C'est un réglage potentiel de plus comme celui de l'angle, de la profondeur et de la hauteur du cale-pied. Une seconde étude s'est intéressée à l'impact du réglage de la hauteur des cale-pieds sur le ratio de force efficace (horizontale) produite par rapport à la force verticale appliquée à la barre de pied sur ergomètre (Buckeridge et al., 2016). Les résultats montrent qu'une position plus élevée des cale-pieds diminue ce ratio tout en influençant également les risques de blessure, en modifiant la répartition des forces de compression et de cisaillement sur la colonne. Toutes ces options permettent d'envisager l'individualisation de l'interaction rameur - cale-pied et ainsi d'être dans un autre élément de l'ergonomie qui est l'individualisation du support d'interaction. En effet, pour pousser la démarche ergonomique, l'individualisation est de rigueur puisque chaque utilisateur est différent en termes de spécificités anthropologiques, de préférences motrices et de perception du confort.

L'interaction du tronc avec la coulisse est composée d'une extension de hanche et d'une extension du rachis lombaire et thoracique lors de la propulsion tout en étant assis sur le siège coulissant. Lors du retour, celui-ci revient dans sa position initiale. Le siège est creusé pour caler les ischions dans celui-ci et est également réglable en hauteur. Excepté ce réglage, ce point de liaison n'a pas reçu beaucoup d'adaptations ergonomiques au fil du temps, obligeant certains rameurs, en quête d'individualisation et de confort, à placer des mousses taillées sur le siège.

2.2.Préhension et interaction rameur-poignée

L'interaction qui va principalement nous intéresser dans ce manuscrit est celle entre le rameur et la poignée, puisqu'il s'agit du point de liaison terminal par lequel toute la puissance produite par le rameur pourra être transmise à l'eau, ou au volant d'inertie sur ergomètre. Son rôle primordial et ses possibilités d'adaptation que nous verrons par la suite en font notre cible principale d'optimisation. Dans la démarche de décomposition des tâches élémentaires de cette interaction, la préhension reste l'action qui est présente durant tout le cycle, nous allons donc décrire celle-ci.

La préhension chez l'humain, qui dispose de pouces opposables, est issue d'une planification complexe de co-contractions des fléchisseurs des doigts et de la main (Figure 13). D'autres

muscles d'articulations plus lointaines seront mobilisés par la préhension, notamment grâce au couple de flexion de poignet qui est généré lors de la préhension forte (Vigouroux et al., 2017). Cela va ainsi nécessiter de générer un couple d'extension du poignet grâce aux extenseurs de celui-ci (Figure 13) afin de maintenir le poignet dans l'axe pour effectuer d'autres mouvements.

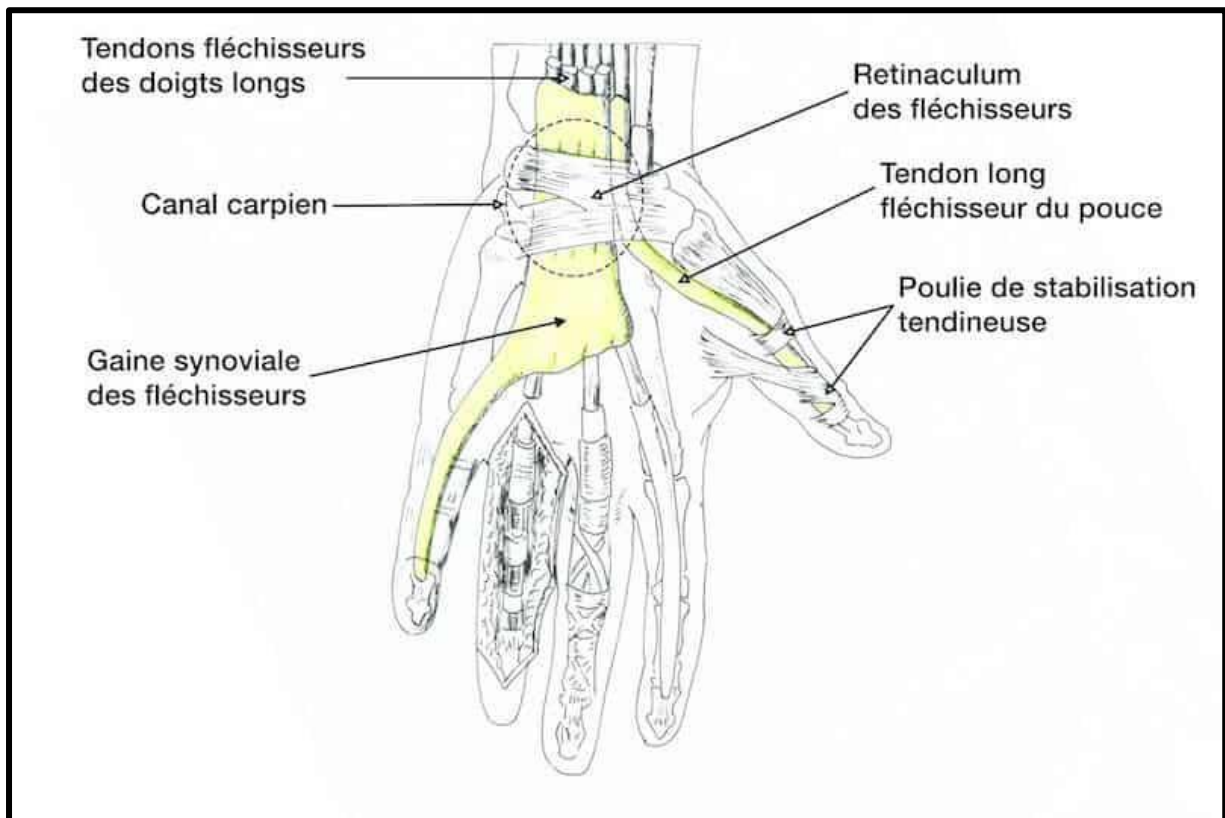


Figure 13 : Muscles de la main et du canal carpien (© PR-Eric-Roulot)

La mobilité du poignet amène la possibilité de préhension dans diverses positions de la main et du poignet comme la pronation, la supination ou la prise neutre. Une préhension en prise neutre permettra par exemple de développer plus de force de préhension avec un effort moins important (Lamoreaux & Hoffer, 1995) ou encore de plus grandes forces de tirage et de poussée avec le membre supérieur (Seo, Armstrong & Young, 2010). Tenir des objets dans des angles importants de flexion, d'extension ou bien de déviation radio-ulnaire nécessite également un pattern de préhension adapté et a des conséquences sur le stress articulaire, le confort et les risques de blessures (Lamoreaux & Hoffer, 1995). La préhension répétée en déviation radiale est génératrice de blessures du poignet. La préhension avec cinq doigts induit une distribution de la force de préhension entre les doigts et entre les différentes zones de la main. Pour une préhension classique d'un objet rond, le pouce, l'index et le majeur contribuent chacun à entre 20 et 25% de la force totale de préhension (Hokari et al., 2012).

Cette distribution peut varier en fonction des éléments évoqués précédemment mais également en fonction d'une technique de préhension. Il existe diverses manières de tenir un objet notamment dans le cas d'une poignée ronde : la préhension classique, le « *hook grip* », ou encore le « *open grip* ». La préhension classique consiste en un enroulement des doigts et de la paume par flexion autour de la poignée, puis en une adduction et une flexion du pouce contre la poignée ou parfois sur l'index en fonction de l'épaisseur de la poignée (Figure 14A). Le *hook grip* intervient lors de préhension de force avec un cylindre qui risque de « rouler dans les doigts » et d'ouvrir la prise. Cette prise, fréquente en haltérophilie ou en force athlétique, permet de tirer des barres plus lourdes en agrippant le pouce et la barre avec l'index. L'*open grip* est une forme de préhension avec une main plus ouverte où le cylindre ne sera pas forcément plaqué contre les éminences thénar et hypothénar (Figure 14C) pour les plus grandes mains, mais surtout, cette prise exclut le pouce de son rôle de générateur de force de préhension. C'est une prise que l'on peut observer en aviron car elle permet de plus facilement gérer, avec plus ou moins d'ouverture des index et majeurs, le changement d'orientation de la poignée dans la main du fait de son trajet en arc de cercle autour de l'axe de la dame de nage.

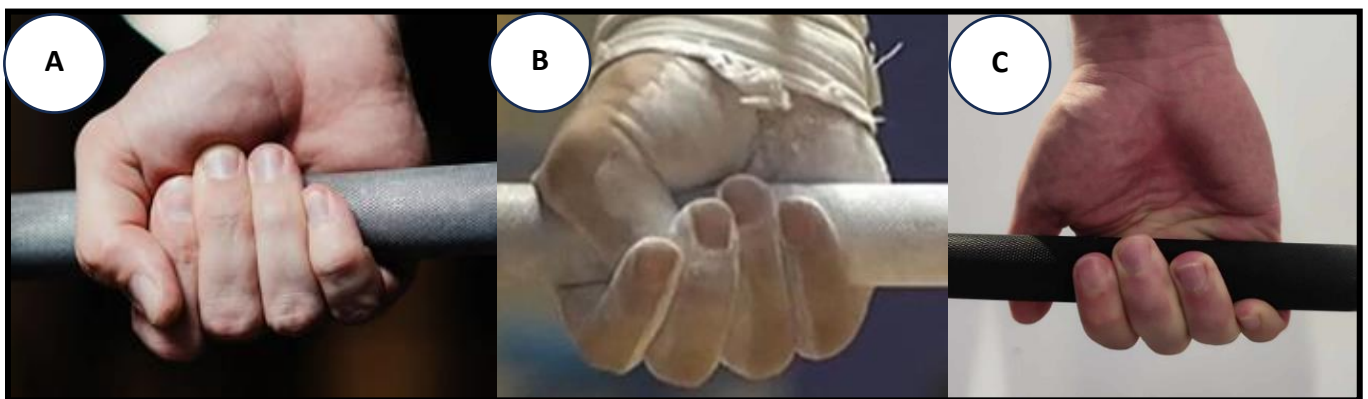


Figure 14 : Préhension normale (A), Hook grip (B; *Ma Strength.com*), Open grip (C).

D'un point de vue descriptif, en aviron, l'interaction terminale entre les membres supérieurs et les poignées se compose d'une préhension forte, en *open grip* principalement, d'une stabilisation du poignet en début de cycle puis d'une extension de poignet près du *finish* ainsi que d'une flexion de poignet près du *catch* pour gérer l'orientation des pelles. Le poignet est également dans une déviation ulnaire variable durant le cycle. Le coude effectue une flexion lors de la propulsion et l'épaule, une rétropulsion accompagnée d'une abduction. Cette description des actions reste empirique et n'a pas encore été évaluée dans la littérature. La poignée d'aviron n'a subi que peu d'adaptations ergonomiques au fil du temps. Ainsi, elle n'a pas forcément été adaptée aux tâches élémentaires du membre supérieur lors du cycle d'aviron.

Cette poignée nécessiterait un travail d'adaptation ergonomique et d'individualisation afin d'optimiser la performance, de réduire l'inconfort ainsi que le stress articulaire qui sont générateurs de blessures (Brangier & Vallery, 2021). Un potentiel cahier des charges pour cette poignée serait de l'optimiser pour la tâche élémentaire directe qu'est la préhension, puis de manière secondaire pour la tâche élémentaire du maillon suivant qui est la flexion-extension du poignet. Pour correspondre à ces tâches élémentaires de la pratique en aviron, il faut une poignée optimisée pour une préhension forte, confortable et qui permettant de gérer facilement l'orientation des pelles, comme par exemple lors des passages au carré ou au plat.

2.3. Etat des lieux des poignées en aviron

L'interaction du rameur avec les poignées est primordiale du fait d'être le dernier point d'interaction avec le bateau. La poignée standard en aviron est une poignée générique avec peu de variations entre les modèles. Certaines de ses caractéristiques pourraient être source de stress articulaire, d'inconfort ou encore ne pas être optimales pour la performance.

La poignée d'ergomètre classique est une poignée ronde Concept 2 (Figure 15 ; Morrisville, VT, USA). Son diamètre est de 36,5 mm avec revêtement ou grip lisse en nylon renforcé à la fibre de verre.



Figure 15 : Poignée d'ergomètre Concept 2 (Concept 2.com)



Figure 16 : Poignées de bateau

La poignée d'aviron est une poignée ronde Concept 2 (Morrisville, VT, USA) d'un diamètre moyen de 35mm. Elle dispose d'un revêtement en suédine microfibre sans rugosité. Les emplacements des doigts sont légèrement creusés d'un millimètre de profondeur pour le modèle le plus répandu, mais des modèles lisses ou cannelés sont également utilisés.

Les poignées en aviron posent un certain problème quant à leur orientation. En effet, que l'on rame en couple ou en pointe, ou bien sur ergomètre, le poignet est continuellement placé en pronation. La position de pronation peut amener à de l'inconfort lors de tirages ou de poussées contrairement à la prise neutre qui permet de développer plus de force avec un meilleur confort (Revilla et al., 2021). De plus, cela peut mener à placer le poignet dans des amplitudes de déviation ulnaire et radiale assez extrêmes, augmentant ainsi le risque de blessure (Lamoreaux & Hoffer, 1995 ; Webb & Lance, 2008 ; Kaufman-Cohen et al., 2018). Ce

problème est d'autant plus vrai sur bateau du fait de la rotation des avirons dans la dame de nage, faisant fortement varier les postures du poignet, tout en appliquant des forces de magnitudes importantes sur l'articulation ce qui peut être générateur de blessures (Khan, O'Sullivan & Gallwey, 2009). Changer l'orientation des poignées vers une prise neutre nécessiterait des adaptations importantes des avirons ou des manches comme un système de roulement permettant de passer les pelles du carré au plat avec l'inversion sans avoir à casser les poignets. Cependant, cela est pour le moment, refusé par la fédération qui déclare qu'une poignée doit être totalement solidaire de son aviron, limitant ainsi les possibilités de modifications mécaniques.

2.4. Ergonomie des poignées

Le règlement limite les adaptations ergonomiques possibles sur une poignée d'aviron. Cependant, il reste plusieurs aspects sur lesquels il est possible d'intervenir. De nombreuses recommandations de conception de poignées, dans des domaines industriels, ont été publiées dans la littérature ou de la part d'organismes de prévention ou de santé au travail comme le National Institute for Occupational Safety and Health ou NIOSH.

Plusieurs types de surface de contact main-poignée ont été étudiés afin de comprendre leurs effets sur le confort, la transmission de vibration, et l'effort de préhension (Revilla et al., 2022). Une surface non texturée limite la perte de force de préhension liée à la fatigue contrairement à une surface comportant un texturage important (Figure 17). De plus, une poignée trop texturée génère plus d'inconfort que la surface non texturée. Au-delà de la texturation de la poignée, le type de matière est un critère d'influence. Une matière trop peu adhérente avec un coefficient de friction main-poignée faible peut réduire la force maximale de tirage horizontal et de poussée horizontale de 17% (Seo, Armstrong & Young, 2010). L'impact de l'utilisation de gant sur la préhension et les coefficients de frictions a également été évalué (Kong & Lowe, 2005 ; Seo, Armstrong & Young, 2010). De la même manière, un gant avec un coefficient de friction faible limitera la force de poussée et de tirage.

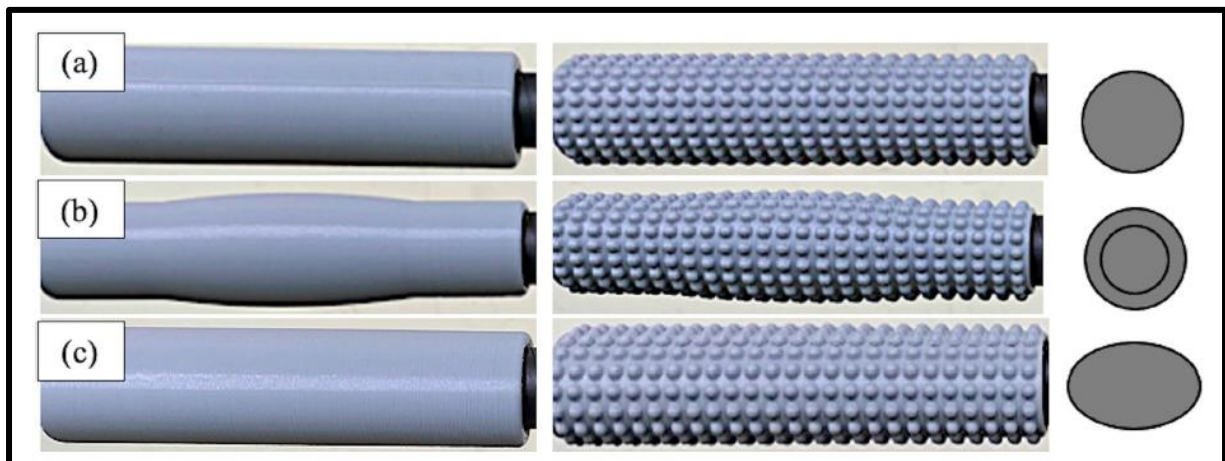


Figure 17 : Poignée avec revêtement lisse et texturé avec forme : (a) circulaire, (b) en ogive, et (c) elliptique (Revilla et al., 2022)

Certaines études ont comparé différentes tailles de poignées pour mener à des recommandations de design. La longueur recommandée d'une poignée pour un meilleur confort a été déterminée en fonction de la largeur de la main de l'utilisateur ce qui correspond à la largeur des quatre doigts de la main (Figure 18 ; Wang & Cai., 2017). La largeur moyenne des mains serait de

78mm chez les femmes et 87mm chez les hommes avec 95% des mains avec une largeur inférieure à 100mm (Tiley, 2002 ; Wang & Cai, 2017). La longueur minimum recommandée des poignées est de 100 à 125mm (Konz, 1983).

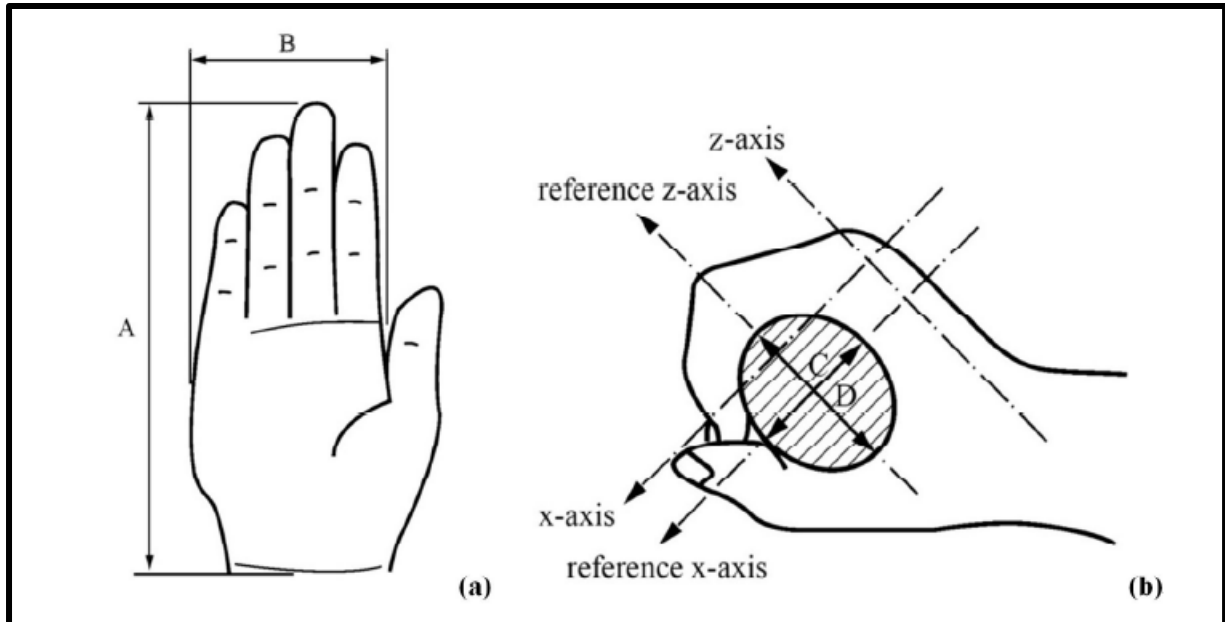


Figure 18 : Mesure de la main et de la poignée : (A) longueur de main, (B) largeur de main, (C) diamètre latéral, et (D) diamètre antéro-postérieur (Wang & Cai, 2017).

Le paramètre de taille de poignée primordial est son diamètre. L'influence de ce paramètre sur la force de préhension a été étudié en comparant différents diamètres de poignées circulaires allant de 28 à 48 mm lors d'une tâche de préhension maximale. La force de préhension maximale en prise neutre a été observée pour des poignées de 33mm de diamètre et la force minimale pour des poignées de 48mm (Figure 19 ; Rossi et al., 2012). Des poignées trop épaisses, lors de tirages, vont également augmenter le stress articulaire du poignet et de l'épaule en induisant une augmentation du recrutement neuromusculaire des muscles des avant-bras et des épaules (Krings et al., 2019). Cela augmente également la fatigabilité et diminue la force de tirage. La distribution des forces sur la préhension d'une poignée circulaire amène à appliquer le plus de force sur deux zones : au niveau des deux dernières phalanges des doigts et au niveau de la paume entre l'éminence hypothénar et l'éminence thénar (Rossi et al., 2012). Ce type de répartition varie en fonction de la taille de la poignée : plus la poignée est grosse, plus le pouce sera actif pour assurer le grip. La répartition de préhension est un peu différente en aviron, car le grip est plutôt placé en griffe sur les premières parties de la propulsion, ne calant donc pas la poignée contre les éminences thénar et hypothénar. De plus, la poignée est pleinement empoignée sur le reste de la propulsion pour permettre le passage des pelles du carré

au plat. L'index et le majeur sont les doigts de la préhension de force avec chacun une contribution allant de 35 à 40% de la force totale des doigts. D'après cette étude, le diamètre théorique idéal pour une force de préhension maximale serait de 34,1mm (Rossi et al., 2012).

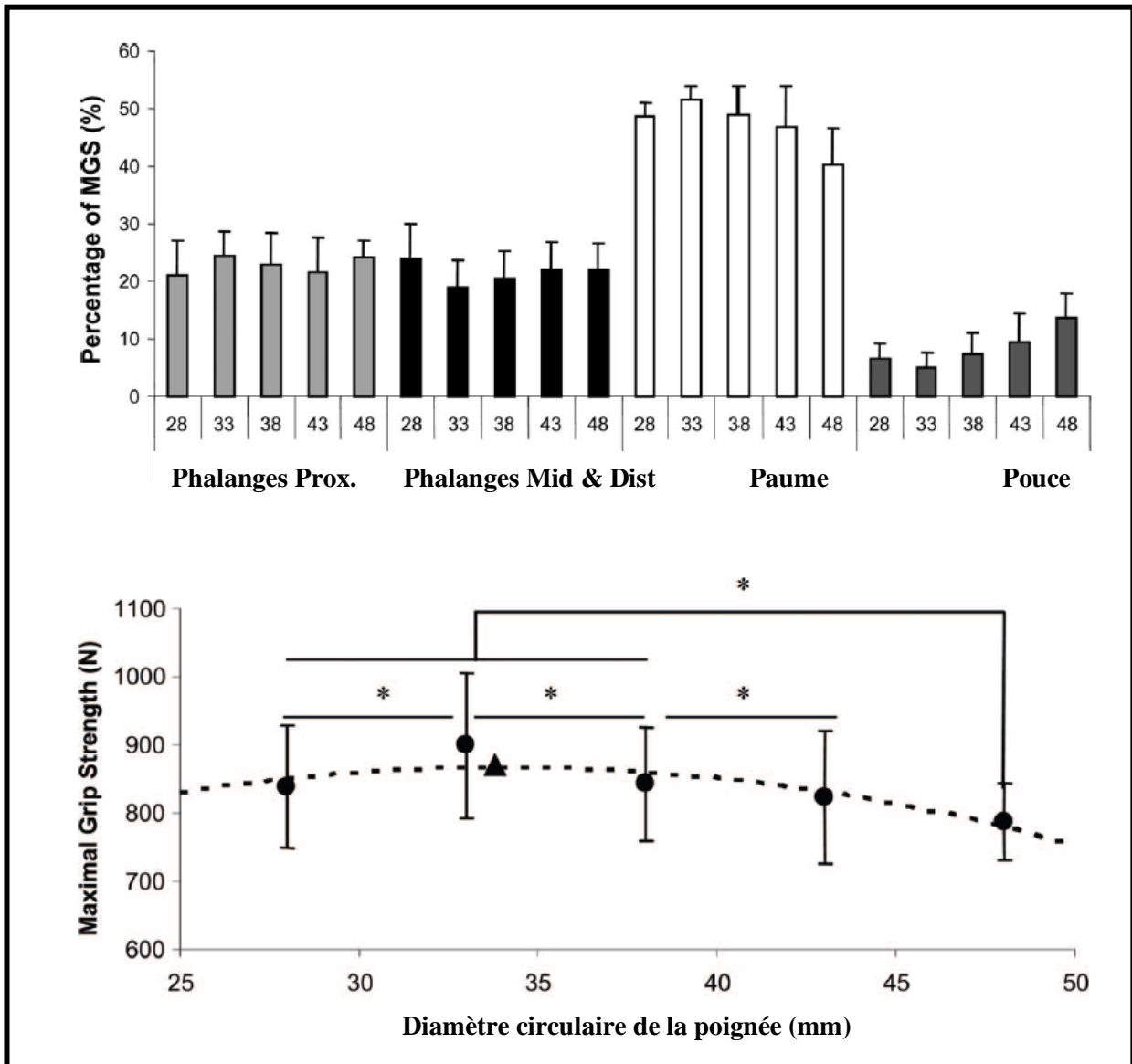


Figure 19 : Répartition de la force de préhension et force de préhension maximale selon le diamètre (adapté de Rossi et al., 2012).

Il y a des variations de résultats quant au classement de contribution de force produite par les doigts de la paume, notamment pour la première place entre l'index et le majeur (Kong & Lowe, 2005 ; Rossi et al., 2015 ; Hokari et al, 2019). Cela serait expliqué par la position du pouce lors des préhensions fortes. Lorsque celui-ci n'est pas placé sur une face similaire ou une zone proche de l'index, cela obligerait l'index à fournir plus de force que le majeur comme cela a été montré lors de tâches de préhension maximales (Hokari et al., 2019). Ce type de préhension se

rapproche plus de la prise en aviron sur bateau avec le placement du pouce sur l'extrémité de la poignée, pour la pression latérale. Cette étude a également montré que la pression appliquée sur les phalanges distales de l'index et du majeur ainsi que sur la phalange intermédiaire du petit doigt exerçaient une influence positive sur le confort de préhension du fait de la stabilisation de la poignée pendant la préhension. Cependant, une trop forte pression appliquée sur le deuxième métacarpe et sur l'hamatum au niveau de l'éminence hypothénar engendrerait une diminution du confort (Hokari et al., 2019).

Le diamètre préférentiel d'une poignée dépend de la taille des mains de l'utilisateur. Kong et Lowe (2005) ont élaboré, grâce à des mesures lors de tâches de préhension maximales, des recommandations de taille de poignées en fonction du sexe et de la longueur des mains pour atteindre un confort maximal dans l'utilisation de poignées dans un contexte de préhensions fortes. Ainsi, les poignées pour femmes devraient avoir un diamètre allant de 31,5 à 37,4 mm pour des mains allant de 160 à 190 mm de longueur. Pour les hommes les poignées devraient varier de 34,4 à 40,3mm pour des mains allant de 175 à 205mm. Les poignées devraient donc, pour améliorer le confort utilisateur, être individualisées en fonction de la longueur de main de l'utilisateur. De plus, des poignées suffisamment petites permettraient de développer une force plus élevée et plus uniforme au niveau des phalanges du fait de pouvoir plus facilement englober la poignée avec les phalanges (Kong & Lowe, 2005). Le confort maximal serait d'ailleurs lié à une répartition plus harmonieuse de la force appliquées par les phalanges (Kong & Lowe, 2005). La forme pourrait donc être un facteur à prendre en compte pour des poignées, permettant une performance optimale avec un confort maximal.

Différentes formes de poignées ont été comparées dans le domaine de l'ergonomie du travail ou dans diverses disciplines sportives mais cela n'a jamais été fait en aviron. Des comparaisons de vibrations transmises aux articulations entre des poignées circulaires, elliptiques et en ogive ont été effectuées lors de tâches de préhension de 2 min avec feedback du niveau de force exigé (Revilla et al., 2022). La forme circulaire est la forme qui limite le plus les vibrations transmises à la main mais il n'y a pas d'effet de la forme de la poignée sur les vibrations transmises au poignet et au-delà. De plus, Hokari et al. (2021) a comparé six formes différentes de poignées lors de préhension de force : sphérique, circulaire, elliptique, carrée, rectangulaire, triangulaire. Seules les poignées sphériques, circulaires et elliptiques avaient un score de confort positif. Il n'y avait, cependant, que la poignée elliptique qui avait un score de confort stable peu importe la taille de main tandis que la poignée circulaire induisait son confort maximal pour des très grandes (>200mm) et très petites mains (<170mm). En 2015, Rossi et ses collaborateurs ont

comparé, lors de tâches de préhension de force, trois formes de poignées : circulaire, elliptique et en ogive (Figure 20).

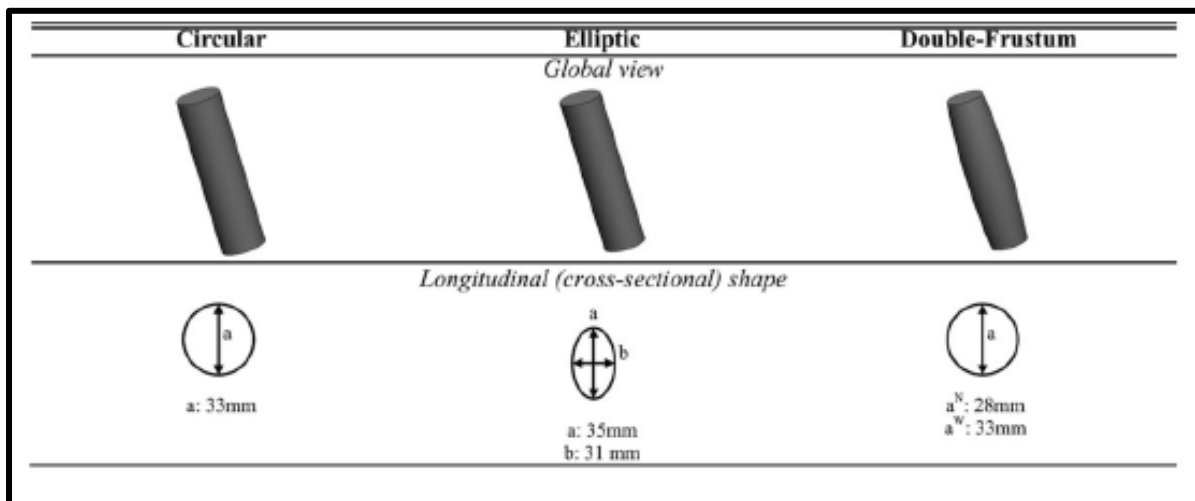


Figure 20 : Formes de poignées circulaire, elliptique et en ogive (Rossi et al., 2015)

La force maximale de préhension était de 771N pour la poignée circulaire, 779N pour l'ogive et 724N pour la forme elliptique. Il a été démontré que les trois poignées induisaient différentes coordinations et donc différentes contributions à la force totale de chaque doigt. La forme elliptique induisait une baisse de moitié de la contribution du pouce dans la préhension de force (Figure 21 ; Rossi et al., 2015). Ainsi la baisse de force maximale avec la forme elliptique serait liée à cette diminution de l'action du pouce. Cela rendrait cette poignée légèrement moins efficace en termes de préhension de force classique mais dans le cas de l'aviron de couple, le pouce ne contribue pas vraiment à la préhension de la poignée. Il est placé sur l'extrémité de la poignée afin de fournir un meilleur appui pour créer de la pression latérale dans la dame de nage. De plus la forme elliptique permet, contrairement aux deux autres formes, de plus facilement opposer les phalanges distales de l'annulaire et du majeur contre la paume de main, ce qui amène à une répartition plus harmonieuse entre les quatre doigts de la paume et entre les phalanges distales et proximales, la rendant ainsi potentiellement moins traumatique. Ceci a également été appuyé par Hokari et ses collaborateurs en 2019. Ce phénomène serait également lié à la réduction des moments de flexion du poignet générés directement par la préhension et que le poignet doit contrer pour rester dans l'axe (Vigouroux et al., 2017). La forme elliptique serait donc la forme qui amène à une simplification du pattern de préhension contrairement à la forme ronde et en ogive.

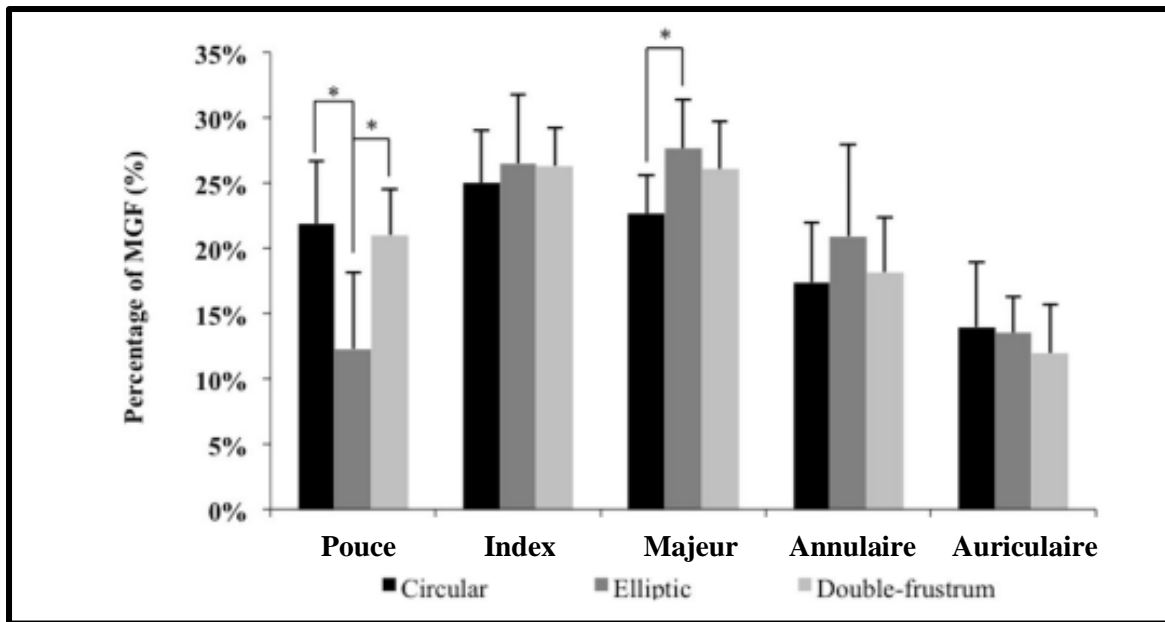


Figure 21 : Contribution de chaque doigt à la force maximale de préhension en fonction de la forme de poignée (adapté de Rossi et al., 2015)

Il a été démontré que les poignées elliptiques permettent également de générer plus de couple de rotation que les poignées rondes lors de flexion-extension de poignet (Seo & Armstrong, 2011). Cela laisse à penser qu'avec des poignées elliptiques, la gestion de la rotation et de l'orientation des pelles pourrait être facilitée. De plus, la forme en elle-même permet d'avoir un feedback constant de l'orientation des pelles. La forme elliptique a été jugée, par certains travaux, comme une des meilleures en termes de confort de préhension si on la conçoit avec un rapport 1 :1.25 entre le diamètre de la longueur (antéro-postérieur) et de la largeur (latéral) (Wang & Cai, 2017). D'après l'étude de Wang & Cai (2017) le diamètre moyen idéal serait de 28 mm en largeur et 35mm en longueur, mais la poignée gagnerait à être individualisée en fonction de la longueur de la main pour maximiser le confort. Les recommandations de diamètre seraient 15,3% et 19,2% de la longueur de la main pour les femmes et de 18% et 23,7% pour les hommes. La recommandation générale est de 17,3% et de 21,5% (Wang & Cai, 2017). Après avoir testé 9 formes de poignées lors de tâches diverses (poussées et tirages sous plusieurs angles et mouvements de poignet), une étude appuie qu'avoir une surface plane au contact de l'éminence hypothénar permettrait d'avoir une large surface de contact palmaire qui amène du confort de préhension (Cochran & Riley 1986).

3. Problématique et objectifs de la thèse

Au regard de la conception actuelle des poignées en aviron et des résultats de la littérature générale sur les poignées, plusieurs adaptations pourraient être effectuées, que cela soit sur ergomètre ou sur bateau. Dans les deux cas, les poignées sont circulaires et ne sont donc pas idéales en termes de forme pour une préhension en *open grip*. Cela pourrait limiter le confort de préhension et induire un pattern de préhension plus complexe avec une distribution de la force des doigts moins harmonieuse. L'inconfort potentiel et la préhension plus complexe peuvent augmenter la crispation et le stress articulaire ce qui pourrait augmenter les risques de blessure d'usure du membre supérieur. De plus, une préhension puissante de la poignée circulaire dépend du pouce à plus de 20%, ce qui ne correspond pas vraiment à la préhension en aviron. On pourrait également s'attendre à ce que l'inconfort soit un frein à la production de puissance et donc une limite à la performance. Les poignées utilisées en aviron actuellement ont cependant un grip avec une adhérence élevée, et ce sans rugosité, ce qui est positif en termes de confort. Le fait que ces poignées soient toutes de même diamètre ou proposent de faibles variations de diamètre sans réelle individualisation est une limite pour le confort et la force de préhension. De nouvelles poignées pourraient être conçues pour améliorer le confort, pour réduire le stress articulaire ainsi que pour améliorer la performance. Ces nouvelles poignées doivent être comparées aux poignées standards d'ergomètre et de bateau afin d'établir si ces adaptations ergonomiques exercent une influence en aviron.

La première analyse permettra d'évaluer l'influence de la forme de ces nouvelles poignées avec un modèle non individualisé utilisable sur ergomètre. Cette étude permettra de comparer une première phase d'adaptation ergonomique. L'analyse se portera sur le confort perçu, sur le stress articulaire ainsi que sur la performance sur ergomètre. Nous avons émis les hypothèses d'une augmentation du confort perçu et de la performance ainsi qu'une diminution du stress articulaire.

La deuxième étude portera sur une adaptation ergonomique plus poussée de ces nouvelles poignées sur bateau en les individualisant pour chaque rameur. La comparaison entre de nouvelles poignées et la poignée standard se fera sur l'eau, en condition de pratique la plus proche de la situation réelle. L'influence de l'utilisation de ces poignées ergonomiques sera évaluée grâce au confort perçu, ainsi que les indicateurs de stress articulaire et de performance

sur bateau. Nous avons également émis les hypothèses d'une augmentation du confort perçu et de la performance ainsi qu'une diminution du stress articulaire.

Chapitre 2 : Études

4. Étude 1

Caractérisation des effets d'une poignée ergonomique sur la cinématique et l'activité neuromusculaire du membre supérieur, sur le confort et la performance en aviron sur ergomètre

Manuscrit publié dans Applied Ergonomiques.

Ertel, G. N, Mornieux, G, Simon, F. R. & Gauchard, G. C (2023). Characterizing the effects of an ergonomic handle on upper limbs kinematics and neuromuscular activity, comfort, and performance during ergometer rowing.

Applied Ergonomics 113 (2023) 104093



Contents lists available at ScienceDirect

Applied Ergonomics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/apergo



Characterizing the effects of an ergonomic handle on upper limbs kinematics and neuromuscular activity, comfort, and performance during ergometer rowing

Geoffrey N. Ertel ^{a,b,*}, Guillaume Mornieux ^{a,b,c}, Frédéric R. Simon ^{a,b,c},
Gérome C. Gauchard ^{a,b,c}

^a Université de Lorraine, DevAH, F-54000, Nancy, France

^b Université de Lorraine, CARE Grand Est, Nancy, France

^c Université de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Nancy, France

Le manuscrit est présent en annexe (paragraphe 9.1.).

Les résultats d'une partie du travail de ce chapitre (copie en annexe 9.3.) ont été présentés lors d'un oral à la conférence du European College of Sport Sciences à Paris en juillet 2023.

4.1. Introduction

En aviron sur ergomètre, la puissance propulsive à la poignée est générée par la séquence de mouvement cyclique des rameurs présentée en chapitre 1.1 du manuscrit. Elle consiste en une extension des membres inférieurs produisant de la puissance aux cale-pieds, suivie d'une extension du tronc et des hanches, puis conclue par un tirage des membres supérieurs transférant toute la puissance à la poignée (Kleshnev, 2016).

Au niveau de la poignée, les forces maximales appliquées peuvent varier de 800N à 1100N selon le type d'ergomètre et l'expérience des rameurs (McGregor et al, 2004 ; Colloud et al., 2007). Du fait de la production et du transfert de forces, d'importantes contraintes pourraient s'appliquer sur tout le membre supérieur, dont le poignet, le coude et l'épaule. Cela expose ces articulations complexes à un risque de blessure, surtout lorsque ce mouvement cyclique propulsif est répété plus de 1800 fois par session d'entraînement (Reid & McNair , 2000). Les blessures musculosquelettiques sont d'ailleurs fréquentes dans les sports de rames et représentent 58,5% du total des blessures. Plus spécifiquement, 16,5%, 11% et 31% de ces blessures affectent les poignets, les coudes et les épaules respectivement (Mohseni-Bandpei et al., 2012 ; Griffin et al., 2020). De plus, au vu de l'important déplacement entre les positions de *catch* et de *finish*, les mouvements de grande amplitude des membres supérieurs pourraient augmenter les risques de blessure. Cependant, à notre connaissance, une telle description cinématique n'a été que partiellement proposée récemment (Euler & Finley, 2022 ; Hohmuth et al., 2023).

Ce stress articulaire pourrait également être lié à la conception de la poignée. En effet, le diamètre de la poignée doit être considéré puisqu'une poignée trop épaisse diminue la force de préhension et augmente la fatigabilité de la préhension (Krings et al., 2019). Conformément au chapitre 2.4., il a été démontré qu'une poignée ergonomique devrait avoir un revêtement avec une surface de préhension lisse et un diamètre avoisinant les 34mm. La forme elliptique avec un ratio de 1 :1,25 (entre le diamètre latéral et le diamètre antéro-postérieur) permettrait d'avoir une préhension plus confortable avec une répartition de force plus harmonieuse, tout en réduisant potentiellement les blessures d'usure (Cochran & Riley, 1986; Kong & Lowe, 2005, Rossi et al. 2015 ; Wang & Cai, 2017). Pour maximiser le confort, ce ratio représenterait un diamètre latéral de 17,3% de la longueur de la main et un diamètre antéro-postérieur de 21,5% de la longueur de la main (Wang & Cai, 2017). La poignée classique d'ergomètre Concept 2 (Morrisville, VT, USA) est une poignée circulaire de 36,5mm de diamètre avec un grip lisse

placé sur le manche de l'ergomètre. Cette poignée ne semble donc pas optimale pour certaines de ses caractéristiques. Il n'y a cependant pas d'études évaluant d'autres poignées, plus ergonomiques par exemple, en aviron sur ergomètre. Avec un potentiel impact sur le stress articulaire et sur le confort grâce à une poignée ergonomique, il pourrait également y avoir une influence sur la performance, en augmentant la production de puissance (Bourdin et al., 2004 ; Buckeridge et al., 2016 ; Colloud et al., 2006 ; Greene et al., 2013).

Dans ce contexte, cette étude avait pour objectif, de mesurer l'impact de l'utilisation d'une poignée ergonomique sur la cinématique et l'activité neuromusculaire du membre supérieur, sur le confort et la performance en aviron sur ergomètre. Nous avons émis l'hypothèse que la poignée ergonomique, en comparaison avec la poignée classique, induirait moins d'activité neuromusculaire du membre supérieur et plus de confort et de performance.

4.2. Matériel et méthode

4.2.1. Participants

Vingt-neuf rameurs sains et volontaires avec des expériences compétitives nationales ou internationales ont été recrutés (6 femmes et 23 hommes, $21,0 \pm 2,9$ ans ; 186 ± 8 cm ; $79,9 \pm 10,5$ kg ; longueur de main : 194 ± 9 mm). Aucun participant n'était blessé au moment de l'étude. Tous les participants ont été informés du déroulement de la mesure, de son objectif, des risques associés et ont donné leur consentement écrit avant les mesures et ceci en accord avec les exigences de la Déclaration d'Helsinki.

4.2.2. Protocole

Un nouveau design de poignées d'ergomètre (Care, Nancy, France) a été développé pour correspondre aux recommandations de taille, forme et type de grip (Rossi et al., 2015 ; Revilla et al., 2022). Leur conception permet de les monter sur le manche d'ergomètre du Concept 2 (Morrisville, VT, USA). Il a été décidé de se baser sur la forme elliptique avec le ratio 1 :1,25

entre le diamètre latéral et le diamètre antéro-postérieur pour les poignées d'avirons, du fait de son apport de confort, sa répartition de force plus homogène et la stratégie de préhension qu'elle induit qui correspond davantage à la préhension en *open grip* de l'aviron. Il a cependant été décidé de modifier cette forme afin de l'adapter davantage à l'aviron. Le choix a été fait de créer un hexagone irrégulier avec cinq faces planes et une face courbée afin de correspondre aux formes et plis de la main (Figure 22). Trois faces planes correspondent aux trois phalanges pour permettre un appui maximum avec des doigts calés confortablement dans la poignée. Deux faces planes viennent se placer dans l'éminence hypothénar et la paume. L'arrondi dans l'éminence thénar afin de répartir la pression dans ces zones et d'améliorer le confort de préhension (Cochran & Riley, 1987 ; Rossi et al., 2012). Les poignées ergonomiques utilisées (Caremosim, Nancy, France) sont imprimées en polyuréthane thermoplastique qui est une matière avec une résistance élevée à l'abrasion et au déchirement tout en ayant une capacité de résilience convenable à l'exposition en extérieur. Elles sont recouvertes d'un grip en polyamide offrant une meilleure adhérence afin d'améliorer le confort de préhension. La nouvelle forme est un hexagone irrégulier qui suit toujours le ratio 1 :1,25 avec des diamètres de respectivement 34mm et 42mm basés sur la longueur moyenne des mains des participants (Cochran & Riley, 1986, Wang & Cai, 2017).

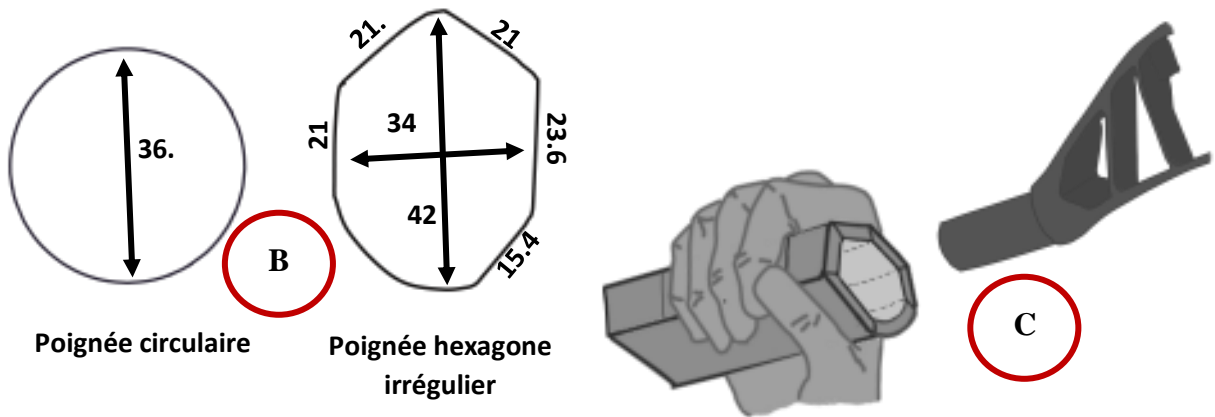


Figure 22 Poignée ergonomique à côté du manche et de la poignée Concept 2 (A), Vue de coupe des deux poignées (B) (dimensions en mm), Montage de la poignée sur le manche Concept (C).

Les rameurs ont effectué, après un échauffement libre, quatre essais d'une minute à intensité maximale (avec le drag factor réglé à 10) sur ergomètre avec deux conditions de poignées différentes et deux conditions de cadence différentes. Les deux types de poignées testées étaient la poignée classique Concept 2 (Morrisville, VT, USA) et la poignée ergonomique précédemment décrite. Pour chaque poignée, un essai à cadence fixée de 20 coups par minute et un essai à cadence personnelle de course a été enregistré. La cadence de 20 coups par minute a été choisie car cela représente une cadence très fréquemment utilisée lors de l'entraînement des rameurs. La cadence personnelle de course a été choisie pour simuler au plus proche les conditions de compétition car la cadence influence la cinématique et la production de puissance (McGregor et al., 2004 ; Hill & Fahrig, 2009 ; Ettema et al., 2022). Afin de contrôler la cadence, les rameurs avaient un feedback direct de ce paramètre affiché devant eux. L'ordre des conditions a été randomisé. De plus, les variables mécaniques de l'aviron sur ergomètres, les

paramètres neuromusculaires et cinématiques du membre supérieur ont été mesurés sur 15 coups consécutifs après que le rameur se soit calé à cadence.



Figure 23 : Capteur de force Biorow et capteur de position du siège

L'ergomètre dynamique (RP3®, Care RowPerfect BV, Haaksbergen, The Netherlands) a été équipé du Biorow Catch Training System (BioRow Tech, BioRow, London, UK) composé de jauges de contraintes à la poignée, ainsi qu'aux pieds gauche et droit sur le cale-pied afin de déterminer les forces

efficaces appliquées (force horizontale pour le cale-pied). Le système était également composé de trois capteurs de positions déroulant pour enregistrer les déplacements relatifs de la poignée, du tronc et du siège par rapport au cale-pied. Toutes les données Biorow ont été synchronisées et enregistrées à 25Hz (Figure 23, 24 & 25).



Figure 24 : (A) Capteur de force et de position de la poignée Biorow et (B) Chevauchement des avirons sur bateau (FFAviron.fr)

Le côté gauche a été utilisé pour les mesures puisque la main gauche chevauche la droite lors de la pratique de l'aviron de couple (Figure 24). La cinématique du membre supérieur gauche a été mesurée avec quatre centrales inertielle (IMU ; iSen, STT Systems, San Sebastián, Spain) placés sur le troisième métacarpe gauche de la main, entre le radius et l'ulna sur l'avant-bras, sur la partie latérale du bras gauche et sur T3 pour le tronc. L'IMU de la main a été sécurisé et placé avec une mitaine fine qui ne gênait pas les participants. Ces données ont été enregistrées à 100Hz. L'utilisation d'IMU n'a pas causé d'inconfort du fait de leur faible masse (0,046kg) et de leur petite taille (56 x 38 x 18 mm) et l'utilisation d'IMU a été validée pour la mesure en aviron (Brice, Millet & Philippa, 2022).

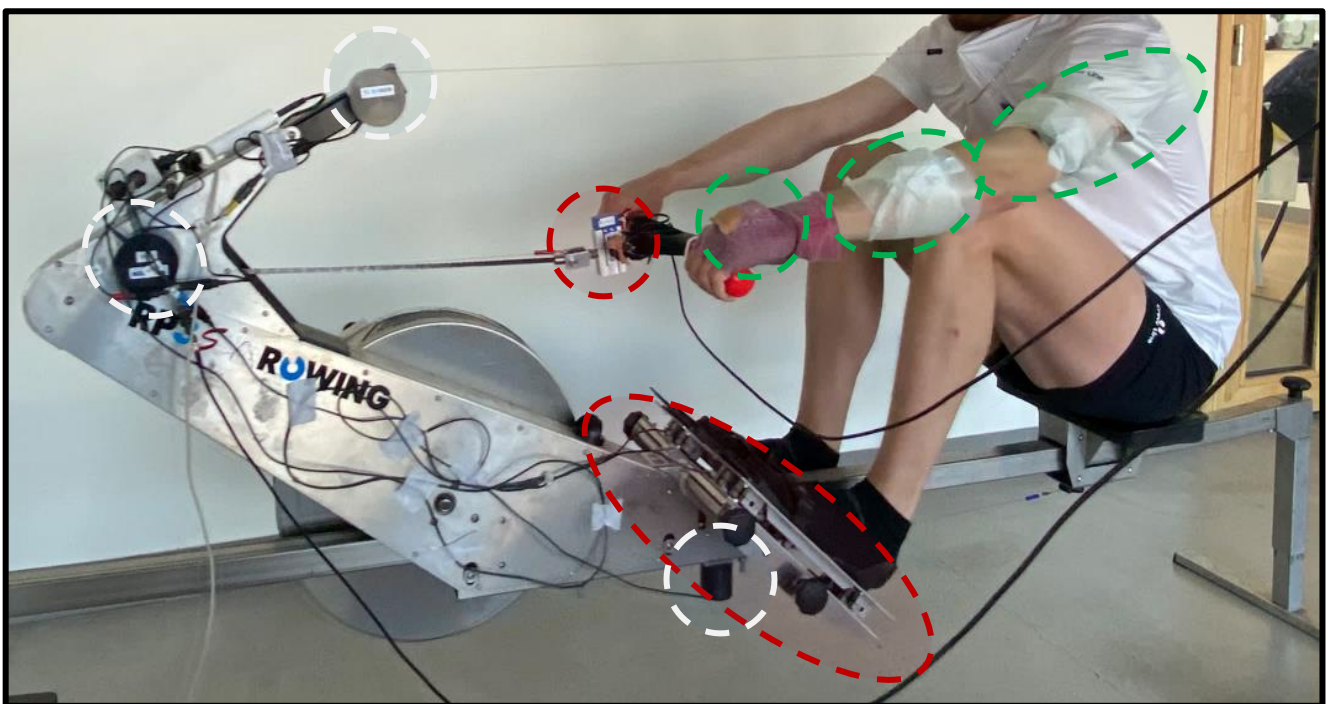


Figure 25 : Setup expérimental avec les capteurs de force au cale-pied ainsi que la jauge de contraintes fixée au manche de la poignée (cercles rouges), câbles déroulant (cercles blancs), capteurs EMG et IMU (cercles verts).

Les paramètres neuromusculaires du membre supérieur ont été mesurés avec de l'électromyographie de surface (EMG) à 2000Hz avec les Trigno Snap Lead sensors (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA). Avant les mesures, la peau des sujets a été rasée, abrasée et désinfectée. Une impédance inférieure à $5k\Omega$ a été définie comme critère pour une bonne préparation. Les électrodes (Ambu® BlueSensor SP, Ambu A/S, Ballerup, Denmark) ont été placées dans le sens des fibres des muscles *Flexor Carpi Ulnaris* (FCU), *Brachioradialis* (BR), *Biceps Brachii* (BB), *Triceps Brachii Longus* (TBL), *Deltoideus Anterior* (DA) et *Deltoideus Posterior* (DP) au côté gauche. Elles ont été placées en accord avec une étude précédente sur de la poussée et du tirage (Song, Kim, Bak & Shin, 2021) et selon les recommandations SENIAM (Hermens et al., 2000). Les électrodes ont été placées, pour plus de précision, à $\frac{1}{4}$ de

la ligne allant de l'épicondyle médial de l'humérus gauche jusqu'au styloïde ulnaire pour FCU, à ¼ de la ligne allant de l'épicondyle latéral de l'humérus gauche jusqu'au styloïde radiale pour BR, à 1/3 sur la ligne allant la fosse cubitale jusqu'à l'acromion médial gauche pour BB, à la moitié de la ligne allant l'épine postérieure de l'acromion gauche jusqu'à l'olécrane et à deux doigts de largeur médialement de cette ligne pour TBL, à un doigt de largeur distalement et en avant de l'acromion gauche pour DA ainsi qu'à 2 doigts de largeur en arrière de l'acromion pour DP. De plus, le Delsys Trigger Adapter Adapter (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA) a été utilisé pour enregistrer en dérivation la position de la poignée et ainsi synchroniser Biorow avec les autres enregistrements.

Une échelle de confort a été utilisée pour comparer le confort perçu de préhension, de taille et de forme de chaque poignée. Chacun de ces trois items était noté de 0 à 10, avec une valeur de 10 représentant le confort maximal, après avoir réalisé chaque condition de poignée (Revilla et al., 2022). Cette mesure allait pouvoir donner une idée de l'acceptabilité de la poignée au niveau du ressenti d'utilisation.

4.2.3. Analyse de données

Les données de position du siège, tronc et de la poignée ont été filtrés avec un low pass Butterworth de 4^{ème} ordre à 5Hz. Les forces à la poignée et au cale-pied ont été filtrés de manière semblable mais à 10Hz (Fohanno et al., 2015; Greene et al., 2009).

Après avoir dérivé les positions pour obtenir les vitesses du siège, du tronc et de la poignée, les puissances (P) à chaque segment ont été calculées de la manière suivante (Kleshnev, 2000) :

$$P_{\text{poignée}} (W) = \text{force poignée} \times \text{vitesse poignée}.$$

$$P_{\text{membres inférieurs}} (W) = (\text{force cale-pied gauche} + \text{force cale-pied droit}) \times \text{vitesse siège}.$$

$$P_{\text{tronc}} (W) = \text{force poignée} \times (\text{vitesse tronc} - \text{vitesse siège}).$$

$$P_{\text{membres supérieurs}} (W) = \text{force poignée} \times (\text{vitesse poignée} - \text{vitesse tronc}).$$

La puissance moyenne produite à la poignée pendant la phase de propulsion a été définie comme paramètre de performance principal (Buckeridge et al., 2016). La phase de propulsion a été déterminée du *catch* (position minimale de la poignée) au *finish* (position maximale de la

poignée). Les puissances moyennes des membres supérieurs, du tronc et des membres inférieurs étaient les paramètres de performance secondaire et de technique.

Les données IMU ont été filtrées avec un low pass Butterworth de 4^{ème} ordre à 10Hz. Les amplitudes (ROM, °) du poignet (flexion-extension et déviation radio-ulnaire), du coude (flexion-extension avec 0° pour extension complète) et de l'épaule (antépulsion-rétropulsion dans le plan sagittal et abduction-adduction dans le plan frontal avec 0° qui correspond à la position neutre bras le long du corps) ont été déterminés en tant que paramètres de stress articulaire (Khan, O'Sullivan & Gallwey, 2009 ; Kaufman-Cohen et al., 2018 ; Brice, Millett & Philippa, 2022). Ces données ont été obtenues à partir des données de position angulaire calculées directement par le logiciel Isen avec T3 comme centrale inertielle de référence. La précision de ces données de position avait été satisfaisante après comparaison lors de tests avec les données issues de la modélisation musculosquelettique sous OpenSim.

Les données EMG de chaque muscle ont été filtrées avec un band pass Butterworth de 4^{ème} ordre à 30-450Hz. Un délai électromécanique de 25ms a été pris en compte (Le Mansec et al., 2018). Une Root mean square (RMS) avec une fenêtre glissante de 50ms a été utilisée sur le signal de chaque muscle pour obtenir des enveloppes lors du cycle d'aviron. De plus, une RMS a été appliquée sur le signal EMG filtré dans la phase de propulsion. Un outlier a été supprimé du jeu de données.

4.2.3. Statistiques

Pour tester les effets du type de poignée et un potentiel effet d'interactions avec la cadence, des ANOVAs à mesures répétées ont été réalisées avec Jamovi (2.3.26, JASP project, Amsterdam, Netherlands) sur les variables cinématiques, neuromusculaires, de performance et de confort. Cela a été fait après que la distribution normale a été vérifiée avec des tests de Shapiro-Wilk.

Un cycle moyen d'aviron a été déterminé pour chaque variable présentée précédemment et pour chaque participant afin d'analyser de potentiels effets du type de poignée sur des fenêtres temporelles spécifiques avec des tests de statistical parametrical mapping (SPM) avec Matlab (R2022b, The MathWorks Inc, Natick, USA) afin d'avoir une analyse statistique à chaque instant du cycle (Robinson, Vanrenterghem & Pataky, 2014 ; Date et al., 2021).

4.3. Résultats

4.3.1. Cinématique

Le pattern cinématique de l'épaule, du coude et du poignet lors du cycle d'aviron est décrit en Figure 26. Pendant la phase de propulsion, l'épaule décrit une rétropulsion de 80° d'une position antépulsée à 80° jusqu'à une position neutre de 0° au *finish*. L'épaule a également fait une abduction de 30° dans le dernier tiers de la propulsion, depuis une position de 20° en abduction jusqu'à 50°. Pendant le premier quart de la phase de retour, les mouvements de rétropulsion et d'abduction ont continué de 20°. Le reste de la phase de retour consistait en un retour aux positions de *catch*. Le coude a maintenu une position fléchie de 20° pendant les deux premiers tiers de la propulsion avant d'exécuter une flexion de 60° pour atteindre une position fléchie de 80° au *finish*. La flexion du coude a continué pendant le premier tiers du retour avant de s'étendre à nouveau vers la position de *catch*. Le poignet a plus ou moins maintenu une position neutre jusqu'à la moitié de la propulsion, avant d'effectuer une flexion pour atteindre 20° au *finish*. Le poignet a également réalisé une déviation ulnaire de 15° (avec une grande variabilité entre les participants) de 5° à 20° en déviation ulnaire. Il n'y avait pas de différences significatives d'amplitude articulaire entre les deux poignées et peu importe la cadence (Tableau 2). Il n'y avait pas non plus d'influence de la poignée sur la cadence (Tableau 2). Les analyse SPM n'ont pas montré d'effets de la condition de poignée sur les profils cinématiques du membre supérieur. Enfin, il n'y avait pas d'effet de la cadence sur la cinématique.

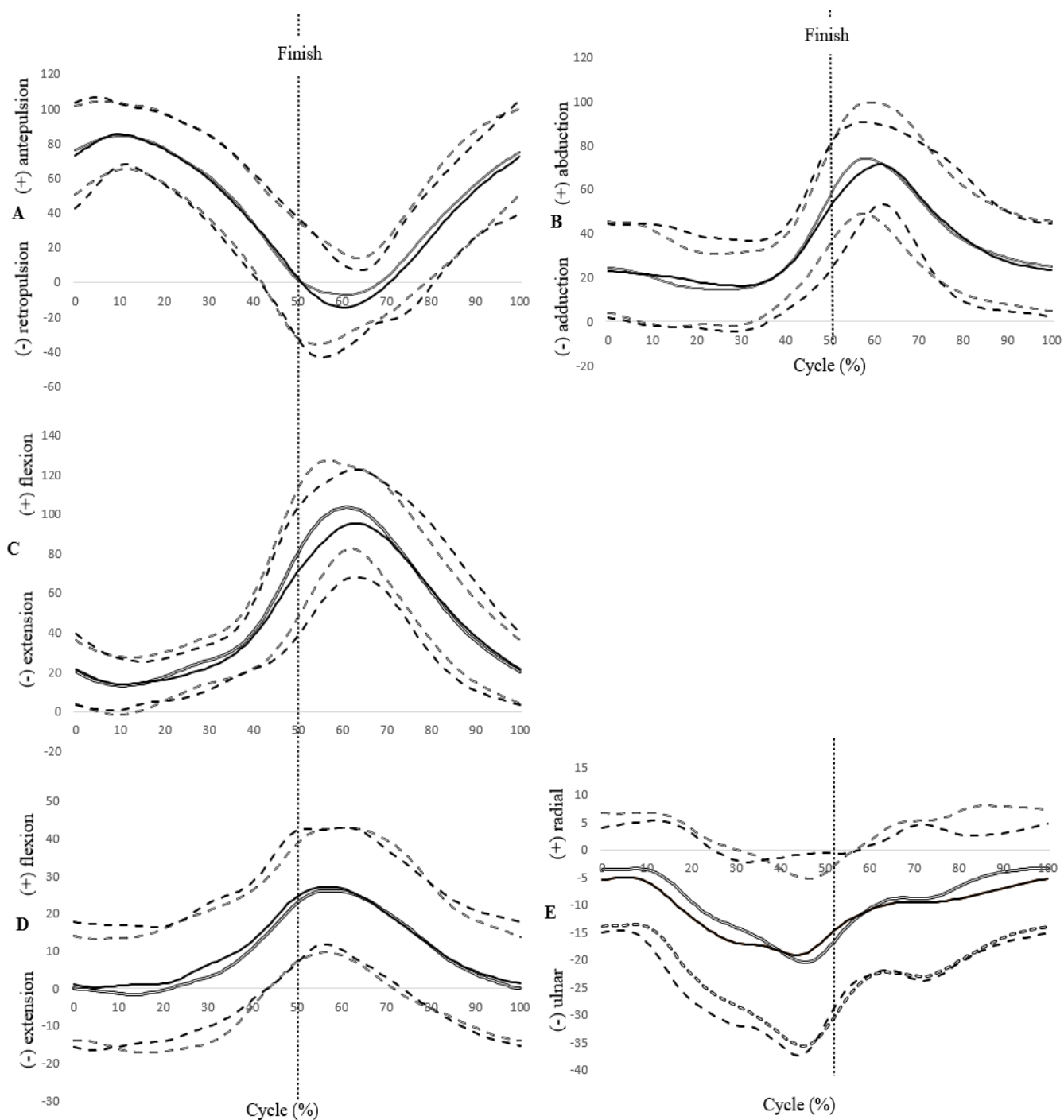


Figure 23 : Profils angulaires (°) moyen (trait plein) et écart-types (pointillé) avec la poignée standard (trait simple) et la poignée ergonomique (trait double) à cadence compétitive. Les différentes articulations sont décrites, i.e. antépulsion-rétropulsion de l'épaule (A), abduction-adduction de l'épaule (B), flexion-extension du coude (C), flexion-extension du poignet (D), et déviation radio-ulnaire du poignet (E).

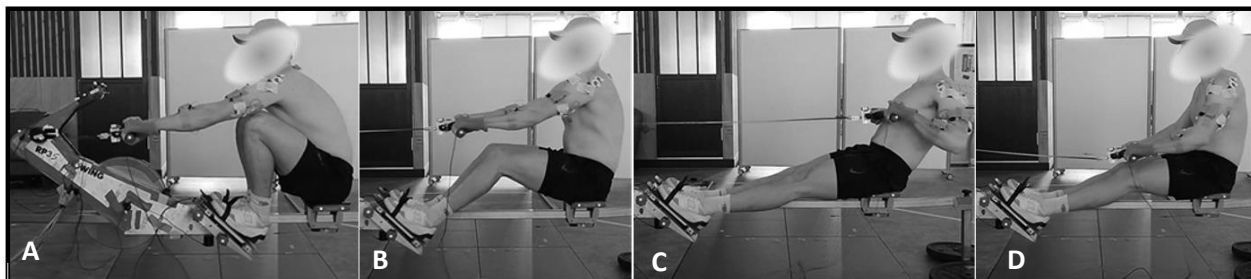


Figure 27 : Kinogramme de la séquence d'aviron sur ergomètre avec le catch (A), mi-propulsion (B), finish (C) et mi-retour (D).

Tableau 1 Amplitudes articulaires moyennes (SD) avec les deux poignées et aux deux cadences (SR).

ROM	Standard Low SR	Ergonomic Low SR	Standard Competitive SR	Ergonomic Competitive SR
Antepulsion/Rétropulsion de l'épaule (°)	116 (27)	115 (24)	118 (38)	113 (27)
Abduction-Adduction de l'épaule (°)	72 (16)	71 (15)	72 (17)	74 (16)
Flexion-Extension du coude (°)	106 (15)	103 (18)	102 (17)	104 (19)
Flexion-Extension du poignet (°)	38 (13)	42 (14)	37 (10)	38 (14)
Déviation radio-ulnaire du poignet (°)	26 (11)	24 (8)	24 (9)	23 (9)
Cadence (spm)	21,7 (1,3)	21,9 (1,8)	39,2 (4,4)	38,7 (4,6)

4.3.2. Recrutement neuromusculaire

Le pattern neuromusculaire de DP, DA, TBL, BB, BR et FCU est décrit dans la Figure 28. DP était actif pendant la phase de propulsion avec un pic au milieu de la propulsion. DA maintenait une faible activité pendant tout le cycle avec une variabilité importante entre les participants. TBL a été actif pendant les deux premiers tiers de la propulsion avec un pic à 30% de la propulsion. Les fléchisseurs du coude (BB et BR) et les muscles du poignet (FCU et BR) étaient actifs pendant la majorité de la propulsion avec un pic au milieu de la propulsion (Figure 28).

Les résultats ne montrent pas de différence de recrutement neuromusculaire entre la poignée standard et la poignée ergonomique, peu importe la cadence (Tableau 2). Le manque de différences d'activité neuromusculaire entre les poignées était également vrai avec les analyses SPM. Cependant, les résultats montrent un effet de la cadence, puisque la cadence compétitive a induit un recrutement supérieur de FCU ($p < 0,001$), BR ($p = 0,001$), BB ($p < 0,001$), and DP ($p = 0,001$). Il y avait également un effet d'interactions où TBL avait un recrutement supérieur à cadence compétitive qui avait uniquement lieu avec la poignée standard ($p < 0,05$).

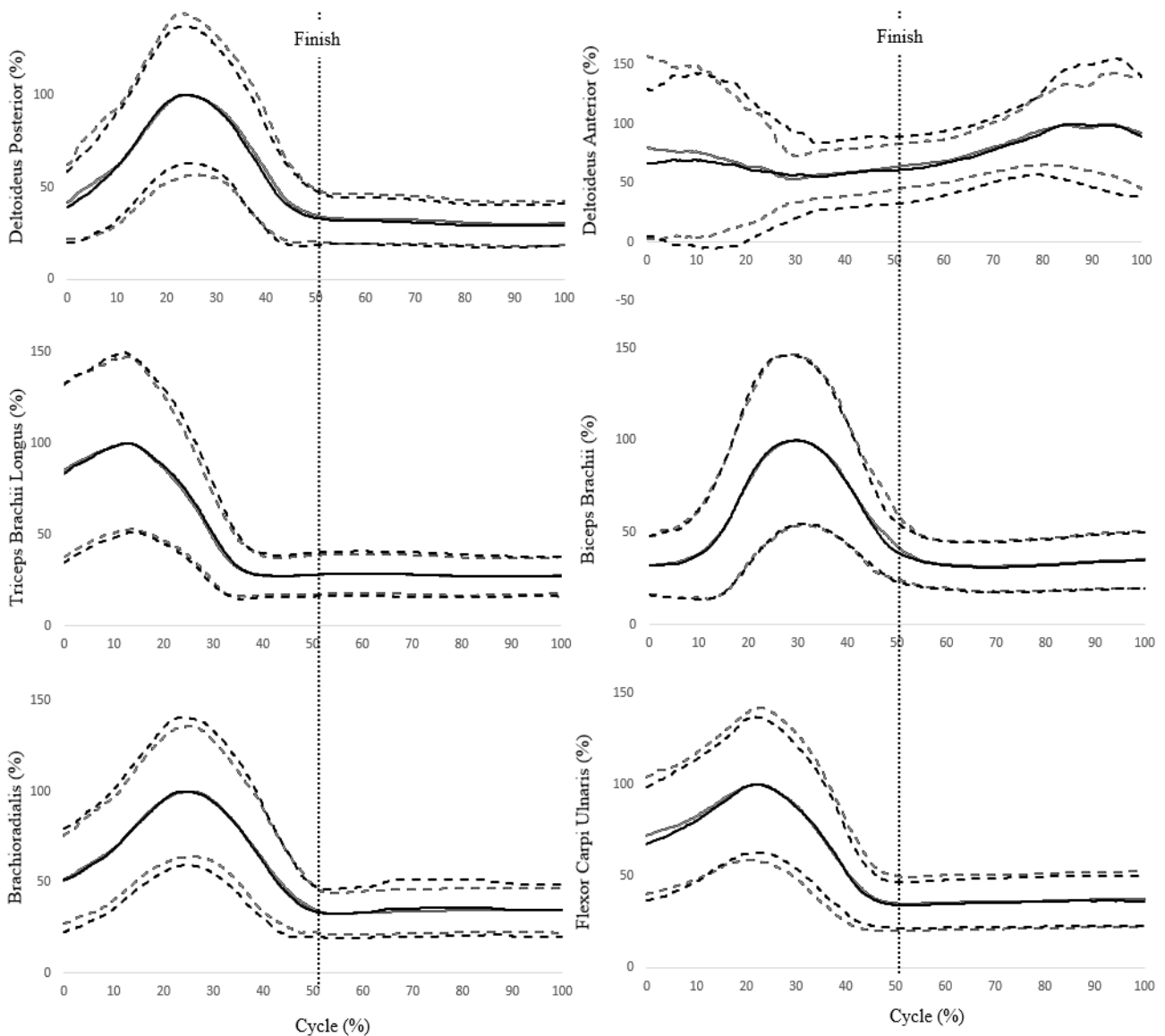


Figure 28 : Profils neuromusculaires (% du pic d'activation de la condition standard pour des raisons de comparaison visuelle) moyen (trait plein) et écart-types (pointillé) de Deltoides Posterior, Deltoides Anterior, Triceps Brachii Longus, Biceps Brachii, Brachioradialis et Flexor Carpi Ulnaris avec la poignée standard (trait simple) et la poignée ergonomique (trait double) à cadence compétitive.

Tableau 2 : Activation neuromusculaires RMS moyennes (SD) avec les deux poignées et aux deux cadences (SR). Flexor Carpi Ulnaris (FCU), Brachioradialis (BR), Biceps Brachii (BB), Triceps Brachii Longus (TBL), Deltoideus Anterior (DA) et Deltoideus Posterior (DP) sont affichés.

RMS	Standard	Ergonomique	Standard	Ergonomique
	Low SR	Low SR	Competitive SR	Competitive SR
FCU (μ V)	0,37 (0,16)	0,40 (0,14)	0,44 (0,16)	0,44 (0,18)
BR (μ V)	0,43 (0,20)	0,45 (0,17)	0,49 (0,19)	0,52 (0,18)
BB (μ V)	0,45 (0,24)	0,47 (0,22)	0,52 (0,25)	0,51 (0,25)
TBL (μ V)	0,28 (0,14)	0,31 (0,15)	0,31 (0,15)	0,31 (0,14)
DA (μ V)	0,06 (0,03)	0,06 (0,03)	0,08 (0,05)	0,08 (0,07)
DP (μ V)	0,50 (0,22)	0,50 (0,20)	0,58 (0,22)	0,55 (0,24)

4.3.3. Confort

Les résultats indiquent que la poignée ergonomique était significativement plus confortable en termes de forme et de grip en comparaison avec la poignée standard (Tableau 3).

Tableau 3 : Notes moyennes (SD) de confort et valeur p pour les deux poignées

Handle characteristics	Standard	Ergonomique	p
Size	6,85 (0,97)	6,77 (1,04)	
Shape	6,83 (1,16)	7,88 (0,96)	0,001
Grip	6,92 (1,18)	7,45 (0,82)	0,014

4.3.4. Performance

Il n'y avait ni différence entre les poignées pour les valeurs moyennes de performance (Tableau 4), ni de différence entre les poignées avec les SPM. Il y avait un effet significatif de la cadence sur la performance avec une augmentation de chaque variable de performance ($p < 0,001$; Tableau 4).

Tableau 4 Puissances moyennes (SD) des segments avec les deux poignées et au deux cadences (SR)

Puissances	Standard Low SR	Ergonomique Low SR	Standard Competitive SR	Ergonomique Competitive SR	SR Effect (<i>p</i>)
Puissances poignée (W)	1061 (253)	1061 (257)	1157 (331)	1204 (285)	<0,001
Puissance membre inf. (W)	545 (202)	547 (214)	604 (240)	627 (224)	<0,001
Puissance tronc (W)	457 (129)	466 (138)	521 (152)	506 (152)	<0,001
Puissance membre sup. (W)	146 (65)	146 (63)	193 (75)	187 (73)	<0,001

4.4. Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'impact de l'utilisation d'une poignée ergonomique sur la cinématique et l'activité neuromusculaire du membre supérieur, sur le confort perçu et sur la performance durant l'aviron sur ergomètre. Le résultat principal était le confort supérieur perçu à propos de la forme et du grip de la poignée avec la nouvelle poignée ergonomique. De plus, il n'y avait pas d'influence significative de la poignée ergonomique sur l'activité neuromusculaire et cinématique du membre supérieur, et la performance sur ergomètre était maintenue à un niveau similaire lors de l'utilisation de la nouvelle poignée.

4.4.1. Effet poignée

Le confort supérieur perçu avec la poignée ergonomique pourrait refléter un effort moins intense de préhension et un pattern de préhension simplifié (Cochran & Riley, 1986 ; Kong & Lowe, 2005 ; Rossi et al., 2015 ; Revilla et al., 2022). Cette poignée ergonomique pourrait donc induire une diminution du risque de blessure du membre supérieur puisqu'un inconfort plus faible a été lié à un risque de blessure plus faible pour des mouvements répétitifs (O'Sullivan, 2001 ; Khan, O'Sullivan & Gallwey, 2009). Cependant, le manque de différences significatives entre les poignées, pour l'activité neuromusculaire et sur la cinématique articulaire, montre plutôt que cette nouvelle poignée ergonomique, en hexagone irrégulier, ne réduit pas le stress articulaire du membre supérieur ni l'effort de préhension. Néanmoins, la performance a globalement été maintenue à un niveau similaire avec la poignée ergonomique en comparaison avec la poignée standard. Une légère tendance à produire 4% de puissance de plus à la poignée et avec les membres inférieurs avec les poignées ergonomiques à cadence de compétition a été constatée. En conséquence, il n'y a pas de changement relatif à la distribution de production de puissances entre les différents segments avec la poignée ergonomique ce qui indique que le style technique n'a pas été modifié (Kleshnev, 2000 ; Kleshnev, 2016). Bien que la poignée ergonomique améliore globalement le confort perçu, son diamètre ne semble pas optimal comme le montre le manque d'amélioration du confort sur cet item. Adapter la poignée à la longueur de main du sujet pourrait améliorer la force et le confort de préhension (Kong & Lowe, 2005 ; Wang & Cai, 2017). Une version améliorée individualisée de cette poignée, adaptée à la longueur de main de l'utilisateur pourrait augmenter également la performance. L'hexagone irrégulier, désigné pour correspondre aux phalanges et caler les doigts pourrait ne pas être la forme optimale si la taille n'est pas suffisamment individualisée pour correspondre à la taille de la main et des phalanges des utilisateurs. Cependant, dans cette étude, aucune association entre le confort perçu et la taille de poignée n'a été trouvée ($R^2 < 0,01$). Changer l'orientation de la poignée avec un autre manche afin de placer les poignées dans une configuration plus proche de l'aviron de couple pourrait améliorer la performance. En effet, des poignées qui pointeraient légèrement plus vers le sol, pourrait permettre de se rapprocher légèrement de la prise neutre ce qui permettrait de tirer plus fort (Seo, Armstrong & Young, 2010).

4.4.2. Effet cadence

L'augmentation de cadence a induit plus de recrutement neuromusculaire du poignet (*Flexor Carpi Ulnaris* et *Brachioradialis*), du *Biceps Brachii*, *Deltoideus Posterior*, et du *Triceps Brachii Longus* (seulement avec la poignée standard). Cela a aussi amené à une plus grande production de puissance de chaque segment (membre inférieur, tronc, membre supérieur) ainsi que plus de production de puissance externe à la poignée. Cet effet cadence est en accord avec d'autres études reportant une plus grande production de force (Kleshnev, 1996 ; McGregor et al., 2004 ; Hohmuth et al., 2023), de puissance des segments (Kleshnev, 1996), et de puissance à la poignée sur ergomètre (Hofmijster et al., 2007 ; Held et al., 2020).

4.4.3. Patterns cinématique et neuromusculaire

Cette étude apporte à la littérature une description de la cinématique et du recrutement neuromusculaire du membre supérieur lors de la pratique de l'aviron sur ergomètre. Bien que ce type de descriptions du membre supérieur aient pu être faites lors de mouvements de poussée et de tirage (Mustard & Lee, 1987 ; Kornecki, Keibel & Siemienski, 2021 ; Finneran & O'Sullivan, 2012 ; Fleming, Donne & Fletcher, 2012 ; Song, Kim, Bak & Shin, 2021), une seule étude a partiellement décrit ceci sur bateau pour le moment (Hohmuth et al., 2023). Cependant, cette étude décrivait uniquement le pattern du muscle *Biceps Brachii*. La rétropropulsion et l'abduction de l'épaule (Figure 27) sont assistées par l'action du muscle *Deltoideus Posterior* pendant toute la phase de propulsion avec un pic au milieu de la propulsion, correspondant au pic de puissance à la poignée et à celui des membres supérieurs (Figure 28). La faible activation constante du muscle *Deltoideus Anterior* semble principalement fournir de la co-activation de stabilisation de l'épaule lors de la propulsion puis effectuer l'antépropulsion sur la phase de retour. Le muscle *Triceps Brachii Longus* agissait comme agoniste de la rétropropulsion de l'épaule, spécifiquement au début de la phase de propulsion. Cette activité pourrait également rigidifier le coude pour améliorer le transfert de force au travers de cette articulation. La flexion du coude pendant la propulsion était d'abord supportée par le muscle *Brachioradialis* puis suivi du muscle *Biceps Brachii* qui semble agir plus tardivement sur ergomètre en comparaison du bateau (Hohmuth et al., 2023). Les 20 derniers degrés de

flexion du coude ont lieu pendant la phase de retour sans activité concomitante du muscle *Biceps Brachii* ou du muscle *Brachioradialis* ni de production de puissance des membres supérieurs. Cela pourrait être lié par le début de la flexion du tronc en début de retour, qui mène à plus de flexion des bras (McGregor et al., 2004). L'activité conjointe des muscles *Flexor Carpi Ulnaris* et *Brachioradialis* au début de la phase de propulsion pourrait augmenter la rigidité articulaire du poignet pour optimiser le transfert de force à la poignée, puisque le muscle *Brachioradialis* est également pronateur/supinateur du poignet. Ensuite, le muscle *Brachioradialis* pourrait changer sa fonction principale, pendant la deuxième partie de la propulsion, de stabilisateur du poignet à fléchisseur du coude. L'activation du muscle *Flexor Carpi Ulnaris* pourrait expliquer la flexion du poignet durant la première moitié de la propulsion, ainsi que la déviation ulnaire, pendant que le muscle *Brachioradialis* supporterait la flexion du coude.

Cette étude avait une limite principale. En effet, les diamètres de la poignée n'étaient pas individualisés comme discuté précédemment. Ces diamètres étaient trop gros pour certains participants. Cette limite est notamment due à la conception de la poignée pour la faire s'emmancher sur le manche du Concept 2, au lieu de créer un nouveau manche qui permettrait d'affiner la poignée.

4.4.4. Conclusion

Pour résumer, cette étude décrit la biomécanique du membre supérieurs et la performance sur ergomètre d'aviron avec une nouvelle poignée ergonomique. Cette poignée ergonomique en hexagone irrégulier pour ergomètre améliore le confort des rameurs et tend à produire un peu plus de puissance externe à cadence de compétition. Nous recommandons donc l'utilisation de poignées ergonomiques lors de la pratique de l'aviron sur ergomètre. Une version individualisée pourrait amener des effets bénéfiques sur la biomécanique et la performance.

5. Étude 2

Caractérisation des effets d'une poignée ergonomique sur la cinématique et l'activité neuromusculaire du membre supérieur, sur le confort et la performance en aviron sur bateau

Manuscrit soumis dans Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports

Ertel, G. N, Pitto, L., Simon, F. R., Mornieux, G. & Gauchard, G. C (2023). Influence of using individualized ergonomic handles on upper limb kinematics and neuromuscular activity, on perceived comfort and on performance during scull rowing.

Le manuscrit, dans sa version soumise, est présent en annexe (paragraphe 9.2.).

Les résultats d'une partie du travail de ce chapitre (copie en annexe 9.3.) ont été acceptés, révisés et présentés lors d'un oral à la conférence du European College of Sport Sciences à Paris en juillet 2023.

5.1. Introduction

En aviron de couple, la puissance propulsive est un des facteurs clés de la performance puisqu'elle impacte directement la vitesse du bateau en le propulsant (Kleshnev, 2016 ; Hohmuth et al., 2023). Cette puissance au niveau de la pelle est transférée directement au travers de l'aviron et est générée aux poignées par la séquence de mouvement cyclique des rameurs (Kleshnev, 2016).

Au dernier point de liaison rameur-bateau qui est la poignée, des pics de force avoisinent les 500N sont appliqués à chaque poignée (Hohmuth et al., 2023). Transférer et produire cette puissance des cale-pieds aux poignées induit des applications de forces importantes sur tout le membre supérieur, surtout au niveau des articulations des poignets, des coudes et des épaules. Comme vu précédemment, la séquence de mouvement cyclique est répétée environ 1800 fois par session d'entraînement, ce qui expose les membres supérieurs à un risque de blessures et d'atteintes traumatiques d'usure (Reid & McNair, 2000). De plus, des coups d'aviron plus longs amènent une performance plus élevée, ce qui implique des amplitudes articulaires importantes pour le membre supérieur et pourrait donc augmenter les risques de blessure (Soper & Hume, 2004). Cependant, une description de ces patterns n'a été faite que partiellement sur bateau récemment (Euler & Finley, 2022 ; Hohmuth et al., 2023).

Ce stress articulaire, auquel le membre supérieur est exposé, pourrait également être influencé par la conception des poignées standards. Comme présenté dans le chapitre 2.4 du manuscrit, il a été démontré que des poignées ergonomiques devraient être individualisées en fonction de la longueur de la main de l'utilisateur avec un ratio 1 :1,25 entre les diamètres latéraux et antéro-postérieurs (respectivement 18% et 23,7% de la longueur de main) ainsi qu'avoir un revêtement lisse avec un coefficient de friction important. La forme circulaire des poignées standards pourrait ne pas être la forme optimale pour un *open grip* fort et confortable, qui est la préhension utilisée en aviron. Les poignées circulaires impliquent une contribution plus importante du pouce (Rossi et al., 2015) pour maintenir le cylindre dans la main sans qu'il roule hors de la main alors que le pouce est utilisé, en aviron, pour mettre de la pression latérale dans les dames de nage. La forme elliptique amène un pattern de préhension plus simple avec une distribution

des forces dans la main plus homogène tout en réduisant la contribution du pouce (Cochran & Riley, 1986 ; Kong & Lowe, 2005, Rossi et al. 2015).

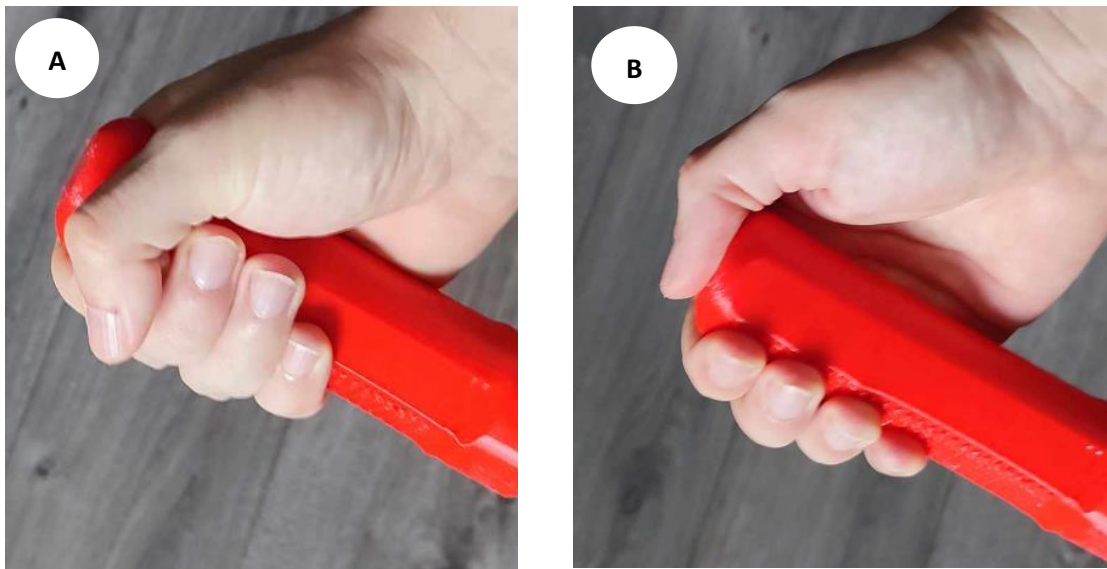


Figure 29 : Préhension classique et open grip avec pouce en pression latérale

Les avirons standards Concept 2 (Morrisville, VT, USA) ont des poignées circulaires montées sur les manches. Ces poignées ne sont pas individualisées en termes de diamètre. Elles ont un diamètre moyen de 35mm et sont recouvertes d'un revêtement lisse en microfibre (Figure 31, Revilla et al., 2022). Cela ne semble pas être la conception optimale pour réduire le stress articulaire et optimiser le confort en *open grip* lors de l'aviron de couple. L'étude précédente a évalué des poignées ergonomiques sur ergomètre avec des poignées non individualisées (Ertel et al., 2023) et a démontré que les poignées en hexagone irrégulier induisaient un confort supérieur sans altérer le stress articulaire et la performance sur ergomètre. Avec cette amélioration de confort couplée à une individualisation des poignées, ces adaptations ergonomiques pourraient possiblement influencer le stress articulaire ainsi que la performance en améliorant la production de puissance et la vitesse du bateau (Bourdin et al., 2004 ; Buckeridge et al., 2016 ; Colloud et al., 2006 ; Greene et al., 2013).

L'objectif de cette étude était de mesurer l'impact de l'utilisation de poignées ergonomiques individualisées sur la cinématique du membre supérieur et son activité neuromusculaire, sur le confort perçu ainsi que sur la performance en aviron de couple.

5.2. Méthode

5.2.1 Participants

Treize rameurs élités masculins, sains et volontaires avec de l'expérience compétitive internationale ont été recrutés ($21,0 \pm 2,5$ ans ; $185 \pm 4,94$ cm ; $79,9 \pm 7,21$ kg ; $195 \pm 6,36$ mm longueur de main). Aucun participant n'était blessé. Tous les participants ont été informés du déroulement de la mesure, de son objectif, des risques associés et ont donné leur consentement écrit avant les mesures et ceci en accord avec les exigences de la Déclaration d'Helsinki.

5.2.2. Protocole

Dans cette étude, le design de poignées en hexagone irrégulier a également été utilisé pour correspondre aux recommandations de taille et de grip tout en suivant toujours le ratio 1 :1,25 entre les diamètres latéraux et antéro-postérieurs (Cochran & Riley, 1986, Wang & Cai, 2017).. Celui-ci a été adapté à l'aviron de couple en créant deux poignées miroir pour les avirons bâbord et tribord (Rossi et al., 2015; Revilla et al., 2022, Ertel et al., 2023). Cette adaptation permettait de caler les doigts en *open grip* sur les 3 faces planes à l'avant de la poignée tout en ayant la possibilité de placer de manière stable le pouce sur le bout de la poignée pour la pression latérale (Care, Nancy, France). Cette forme devait permettre de constamment savoir comment la pelle est orientée dans la dame grâce aux repères proprioceptifs et sensoriels au contact de la poignée. La taille des poignées a été individualisée pour chaque rameur en fonction de la longueur de leur main (Wang & Cai, 2017 ; Figure 30). Les ratios étaient de 23,7% et 18% de la longueur de la main pour les diamètres antéro-postérieurs et latéraux respectivement. Ces poignées « ratios » étaient légèrement texturées et couvertes également d'un grip lisse (Revilla et al., 2022). Elles peuvent se placer sur les manches des avirons Concept (Morrisville, VT, USA).

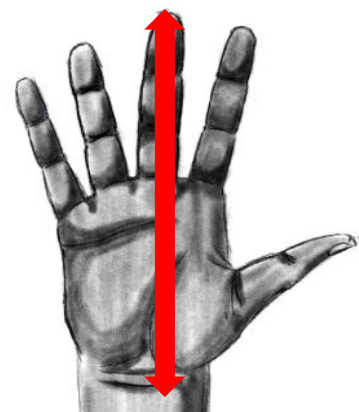


Figure 30 : Mesure de la longueur de la main

Un autre type de poignée individualisées étaient également testées : les poignées « confort ». Celles-ci ont été individualisées en partant de la poignée ratio individualisée. Le rameur a ensuite, après test de la poignée, rempli un questionnaire de confort allant de 0 à 10 sur 3 items (taille, forme et grip) avec 10 étant le confort maximal. Si un item n'était pas à au moins 9 sur 10 alors la poignée était modifiée en conséquence puis celle-ci suivait la même phase de test. Le processus de modification continuait jusqu'à atteindre le 9 sur 10 sur chaque item. Cette poignée confort est donc complètement individualisée pour l'utilisateur par rapport à son ressenti sur la forme, la taille et le grip (Figure 31).

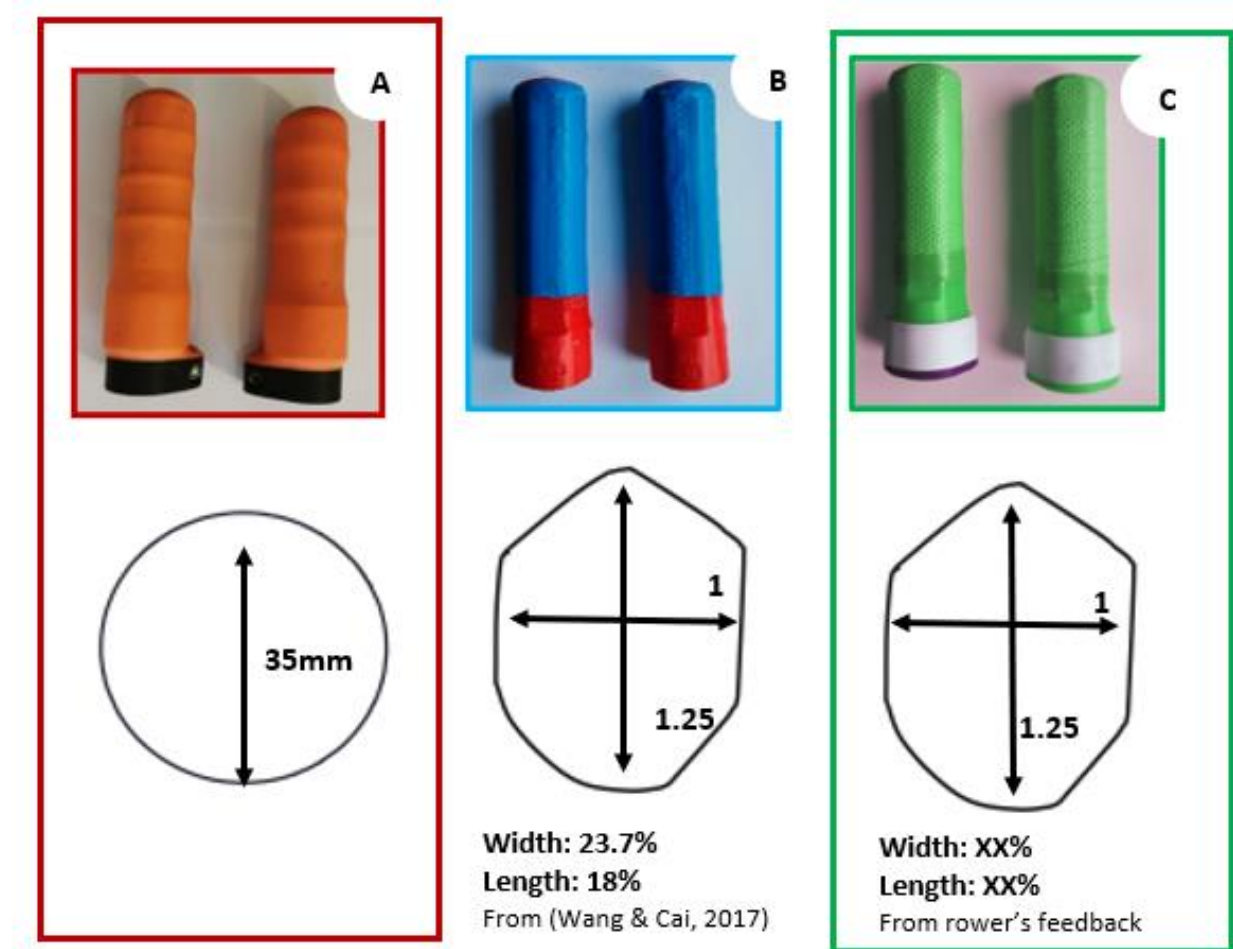


Figure 31 : Trois types de poignées utilisées

Les rameurs ont effectué, après un échauffement libre sur bateau, trois essais de 500 mètres à intensité maximale à chaque coup. Les trois paires de poignées qui ont été testées, étaient les poignées Concept (Morrisville, VT, USA), les poignées individualisées « ratio » et les poignées individualisées « confort ». Pour chaque poignée, un essai à cadence personnelle de 2000m était enregistré. Cette cadence a été choisie car la cadence était reconnue pour influencer la cinématique et la production de puissance (McGregor et al., 2004; Hill & Fahrig, 2009; Ettema et al., 2022). Afin de surveiller leur cadence, les rameurs avaient un feedback direct de ce paramètre affiché devant eux dans le bateau, de manière similaire à leur appareillage d'entraînement (Figure 32). L'ordre des conditions était randomisé pour éviter un effet d'ordre. De plus les variables mécaniques de l'aviron de couple ainsi que les paramètres cinématiques et neuromusculaires du membre supérieur étaient mesurés lors de 15 coups consécutifs après que le rameur avait atteint sa cadence de course. L'enregistrement ne pouvait durer plus longtemps suite à des problématiques de portée des capteurs EMG et IMU. En effet, il nous fallait suivre le rameur avec un bateau à moteur mais cela implique d'avoir des créneaux de mesure limités du fait de la fréquentation du bassin ainsi que des vagues générées par la coque du bateau à moteur.

Le bateau personnel de chaque rameur était équipé avec le système Peach Powerline (Peach, Cambridge, UK) composé de capteurs de positions et de jauges de contraintes biaxiales aux dames de nages à bâbord et tribord (Figure 32). Il y avait également un GPS et un accéléromètre triaxial dans la coque du bateau ainsi que des capteurs de force biaxiaux au niveau des cale-pieds gauche et droit déterminant la composante horizontale (efficace) et verticale de la force aux cale-pieds (Figure 32). Tout le système Peach était synchronisé et enregistrait les données à 50Hz.

Le côté gauche était utilisé pour la mesure du membre supérieur puisqu'en aviron de couple, les deux mains se chevauchent à cause de la longueur des leviers intérieurs. Il était donc uniquement possible, pour ne pas modifier la cinématique des participants, de placer une IMU sur la main gauche qui est celle qui passe toujours au-dessus.

La cinématique du membre supérieur gauche a été mesurée avec six IMUs (iSen, STT Systems, San Sebastián, Spain) placés sur le troisième métacarpe gauche de la main, entre le radius et l'ulna sur l'avant-bras, sur la partie latérale du bras gauche et sur T3 pour le tronc. L'IMU de la main a été sécurisé et placé avec une mitaine fine qui ne gênait pas les participants. Une IMU a également été placée au niveau du pelvis entre les épines iliaques et une dernière IMU a été placée dans la coque du bateau. Ces données ont été enregistrées à 100Hz. L'utilisation d'IMU n'a pas causé d'inconfort du fait de leur faible masse (0,046kg) et de leur petite taille



Figure 32 : Barre de pied instrumentée et Logger Peach (affichage de cadence) ; capteur de position de coulisse ; dame de nage instrumentée

(56 x 38 x 18 mm) et l'utilisation d'IMU a été validée pour la mesure en aviron (Brice, Millet & Philippa, 2022).

Les paramètres neuromusculaires du membre supérieur ont été mesurés avec des EMG à 2000Hz avec les Trigno Snap Lead sensors (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA). Avant les mesures, la peau des sujets a été rasée, abrasée et désinfectée. Une impédance inférieure à 5kΩ a été définie comme critère pour une bonne préparation. Les électrodes (Ambu® BlueSensor SP, Ambu A/S, Ballerup, Denmark) ont été placées dans le sens des fibres des muscles *Flexor Carpi Ulnaris* (FCU), *Brachioradialis* (BR), *Biceps Brachii* (BB), *Triceps Brachii Longus* (TBL), *Deltoideus Anterior* (DA) et *Deltoideus Posterior* (DP) au côté gauche. Elles ont été placées en accord avec une étude précédente sur de la poussée et du tirage (Song, Kim, Bak & Shin, 2021) et selon les recommandations SENIAM (Hermens et al., 2000). Les électrodes ont été placées, pour plus de précision, à ¼ de la ligne allant de l'épicondyle médial de l'humérus gauche jusqu'au styloïde ulnaire pour FCU, à ¼ de la ligne allant de l'épicondyle latéral de l'humérus gauche jusqu'au styloïde radial pour BR, à 1/3 sur la ligne allant la fosse cubitale jusqu'à l'acromion médial gauche pour BB, à la moitié de la ligne allant l'épine postérieure de l'acromion gauche jusqu'à l'olécrane et à deux doigts de largeur médialement de cette ligne pour TBL, à un doigt de largeur distalement et en avant de l'acromion gauche pour DA ainsi qu'à 2 doigts de largeur en arrière de l'acromion pour DP. De plus, le Delsys Trigger Adapter Adapter (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA) a été utilisé pour enregistrer en dérivation la position de la dame de nage tribord et ainsi synchroniser Peach avec les autres enregistrements. Avant les conditions de mesure, chaque participant a réalisé des contractions maximales volontaires pour chaque muscle préparé.

La même échelle de confort perçue avec les trois items (préhension, taille et forme) a été utilisée après chaque condition pour comparer chaque paire de poignées. Chaque item était noté de 0 à 10 avec 10 étant le confort maximal (Revilla et al., 2022).

5.2.3. Analyse de données

La puissance transférée aux avirons (P_o) a été déterminée pour bâbord et tribord (Kleshnev, 2000) :

$$P_o = F_h^p l_i \dot{\theta}_o \quad (1)$$

Où F_h^p est la force à la main perpendiculaire à l'aviron, l_i est le levier intérieur et $\dot{\theta}_o$ est la vitesse angulaire de l'aviron.

Le système Peach mesure uniquement les forces aux dames de nages (F_g), donc les forces à la main (F_h) ont été calculées comme :

$$F_h = F_g l_e / (l_i + l_e) \quad (2)$$

Où l_e est le levier extérieur de l'aviron.

Pour décomposer la puissance des rameurs en contribution des segments, nous avons d'abord calculés la vitesse, dans l'axe principal du mouvement, des IMUs, qui ont été placés sur le tronc, le pelvis et le bateau. La position en 3D des IMUs a été calculée dans le logiciel d'acquisition iSen (STT Systems, San Sebastián, Spain). Les données d'accélération et les directions des mouvements ont été filtrées avec un low-pass à 45Hz et intégrées au cours du temps pour obtenir la vitesse des IMUs. Cette vitesse a été filtrée avec un high-pass à 0,2Hz pour enlever la dérive. Puisque nous avons uniquement analysé des sessions de rame à cadence et vitesse plutôt constantes, enlever les composantes de faibles fréquences ne devrait avoir que peu d'effets sur la forme des courbes. En effet, la vitesse de l'IMU placée dans le bateau, calculé avec cette méthode, a montré une bonne ressemblance avec les données de vitesse du GPS de Peach.

La puissance des segments a ensuite été calculée selon une approche modifiée basée sur les formules de Kleshnev (2000). La puissance générée par les membres inférieurs (P_l) a été définie comme :

$$P_l = F_f^x v_s \quad (3)$$

Où F_f^x est la force horizontale mesurée au cale-pied et v_s est la vitesse du siège par rapport au bateau.

Néanmoins, installer un capteur de déplacement de la coulisse qui est inclus dans le système Peach, n'est pas possible dans tous les bateaux à cause de la variation des formes de coque intérieure. De ce fait, nous avons essayé d'estimer v_s depuis la vitesse linéaire (v_{lp}) et angulaire ($\dot{\theta}_{lp}$) de l'IMU du pelvis.

$$\hat{v}_s = (v_{lp} - v_{lb}) - \dot{\theta}_{lp} l_{lp} \cos \theta_{lp} \quad (4)$$

Où \hat{v}_s est l'estimation de la vitesse du siège, θ_{lp} est l'angle par rapport à la verticale de l'IMU placée au pelvis et l_{lp} est la distance entre l'IMU et le siège. Pour des raisons de constance, nous avons utilisé \hat{v}_s pour tous les sujets, même si le capteur de déplacement du siège était installé.

Donc, dans cette étude :

$$P_l = F_f^x \hat{v}_s \quad (5)$$

La puissance générée par le tronc (P_t) a été définie comme :

$$P_t = F_h^x (v_{lt} - v_{lp}) \quad (6)$$

Où F_h^x est la somme des forces aux deux mains dans la direction du bateau et v_{lt} est la vitesse de l'IMU placée sur le tronc.

Basé sur les travaux de Hofmijster et ses collaborateurs (2018), nous avons défini la puissance totale produite par le rameur (P_r) comme la somme de la puissance transférée aux avirons et la puissance utilisée par le centre de masse :

$$P_r = P_o + P_m \quad (7)$$

Où P_m est la puissance dépensée pour accélérer le centre de masse du rameur :

$$P_m = m_r a_m v_b \quad (8)$$

Où m_r est la masse du rameur, v_b est la vitesse du bateau et a_m est l'accélération du centre de masse du rameur. Ici, nous avons calculé a_m base sur la différence entre les forces agissant sur

le corps dans la direction du mouvement (Lintmeijer et al., 2018), qui est la différence entre les forces aux mains et aux pieds :

$$a_m = (F_f^x - F_h^x)/m_r \quad (9)$$

Dans notre modèle, les rameurs génèrent de la puissance uniquement par l'action des membres supérieurs, du tronc et des membres inférieurs (Kleshnev, 2000). Donc, la puissance totale générée par le rameur est :

$$P_r = P_a + P_t + P_l \quad (10)$$

De l'équation 7 et 10, nous obtenons la puissance générée par les membres supérieurs (P_a) comme :

$$P_a = P_o + P_m - P_t - P_l \quad (11)$$

La puissance moyenne totale lors de la phase de propulsion a été définie comme le paramètre de performance principal (Hofmijster et al., 2018). Les puissances moyennes des membres supérieurs, du tronc et des membres inférieurs pendant la phase de propulsion étaient les paramètres de performance secondaires.

Les positions des IMUs ont été filtrées avec un low pass de 4^{ème} ordre à 10Hz. Les amplitudes angulaires du poignet (flexion-extension et déviation radio-ulnaire), du coude (flexion-extension avec 0° pour extension maximale) et de l'épaule (antepulsion-rétropulsion dans le plan sagittal et l'abduction-adduction dans le plan frontal avec 0° correspondant au bras pendant en position neutre) ont été déterminés comme paramètres de stress articulaire (Khan, O'Sullivan & Gallwey, 2009; Kaufman-Cohen et al., 2018; Brice, Millett & Philippa, 2022).

Les données EMG de chaque muscle ont été filtrées avec un bandpass butterworth de 4^{ème} ordre à 30-450Hz et un délai électromécanique de 25ms a été pris en compte (LeMansec et al., 2018). Les données EMG ont été exprimées en pourcentage de contraction maximale volontaire pour chaque muscle. Un root mean square (RMS) avec une fenêtre glissante de 50ms a été utilisée sur le signal de chaque muscle afin d'obtenir des enveloppes sur le cycle d'aviron. De plus, une RMS a été appliquée sur le signal EMG filtré de la phase de propulsion afin d'obtenir l'activation moyenne durant la phase de propulsion. L'index de co-contraction (CCI), pour chaque articulation dans le but d'estimer une potentielle rigidité articulaire. Ces index ont été

calculés sur le signal EMG RMS sur la RMS de la propulsion et également sur chaque point de la série temporelle lors de tout le cycle d'aviron. Les CCI ont été déterminé comme :

$$CCI = \frac{\overline{EMG}_{Lower}}{\overline{EMG}_{Higher}} * (\overline{EMG}_{Lower} + \overline{EMG}_{Higher}) \quad (11)$$

5.2.4. Statistiques

Pour déterminer les effets du type de poignées, des ANOVAs à mesures répétées ont été utilisées sur les variables cinématiques, neuromusculaires, de performance et de confort, après avoir vérifié la distribution normale de ces paramètres.

Pour chaque variable présentée et pour chaque sujet, un cycle moyen a été déterminé afin de mesurer de potentiels effets des poignées au cours du temps avec le statistical parametrical mapping (SPM ; Vanrenterghem & Pataky, 2014; Date et al., 2021).

5.2. Résultats

5.2.1. Cinématique

Les patterns cinématiques d'aviron en skiff de l'épaule, du coude et du poignet durant le cycle sont décrits en Figure 33. Pendant la phase de propulsion, l'épaule décrit, lors du premier quart de la propulsion, une courte antépulsion de 10°, depuis une position antépulsée de 40° à 50°. Le reste de la phase de propulsion est composé d'une rétropulsion de 85° jusqu'au *finish* à une position rétropulsée de 35°. Lors de la première moitié de la propulsion, l'épaule effectue une adduction d'une position de 30° en abduction à une position de 10° en adduction. La seconde moitié de la propulsion consistait en une abduction de 55° pour atteindre une position de 45° en adduction au *finish*. Pendant la phase de retour, l'épaule est revenue à sa position de *catch*.

Le coude est resté légèrement fléchi de 10° pendant la première moitié de la propulsion, puis a effectué une flexion de 90° pour atteindre une position fléchie de 100° au *finish*.

Le poignet a maintenu une position légèrement étendue autour des 10° pendant le premier tiers de la propulsion avant de fléchir de 10° jusqu'à 40% du cycle. Le dernier cinquième de la propulsion consistait en une extension de 70° pour atteindre une position étendue de 60° en début de phase de retour. Le poignet est passé d'une position de déviation ulnaire de 20° à 30° dans le premier quart de la propulsion avant de retourner à une position presque neutre de 3° de déviation radiale au *finish*. Pendant la phase de retour, le poignet a atteint 35° de déviation ulnaire au milieu de cette phase avant de revenir à la position de *catch*.

Il n'y avait pas de différence significative d'amplitude entre les trois poignées (Tableau 5). Les analyses SPM ont révélées un effet de la condition de poignée sur le pattern cinématique de flexion-extension du poignet ($p < 0,05$) entre 0 et 40% du cycle et entre 60 et 100% du cycle. Les post-hocs SPM ont montré que la différence significative se trouvait entre les poignées confort et standard pendant ces trois fenêtres : 0-15% ($p < 0,001$), 20-40% ($p < 0,001$) et 70-100% ($p < 0,001$). Les post-hocs ont également montré une différence significative entre les poignées ratio et standard pendant la fenêtre 60-90% ($p < 0,001$).

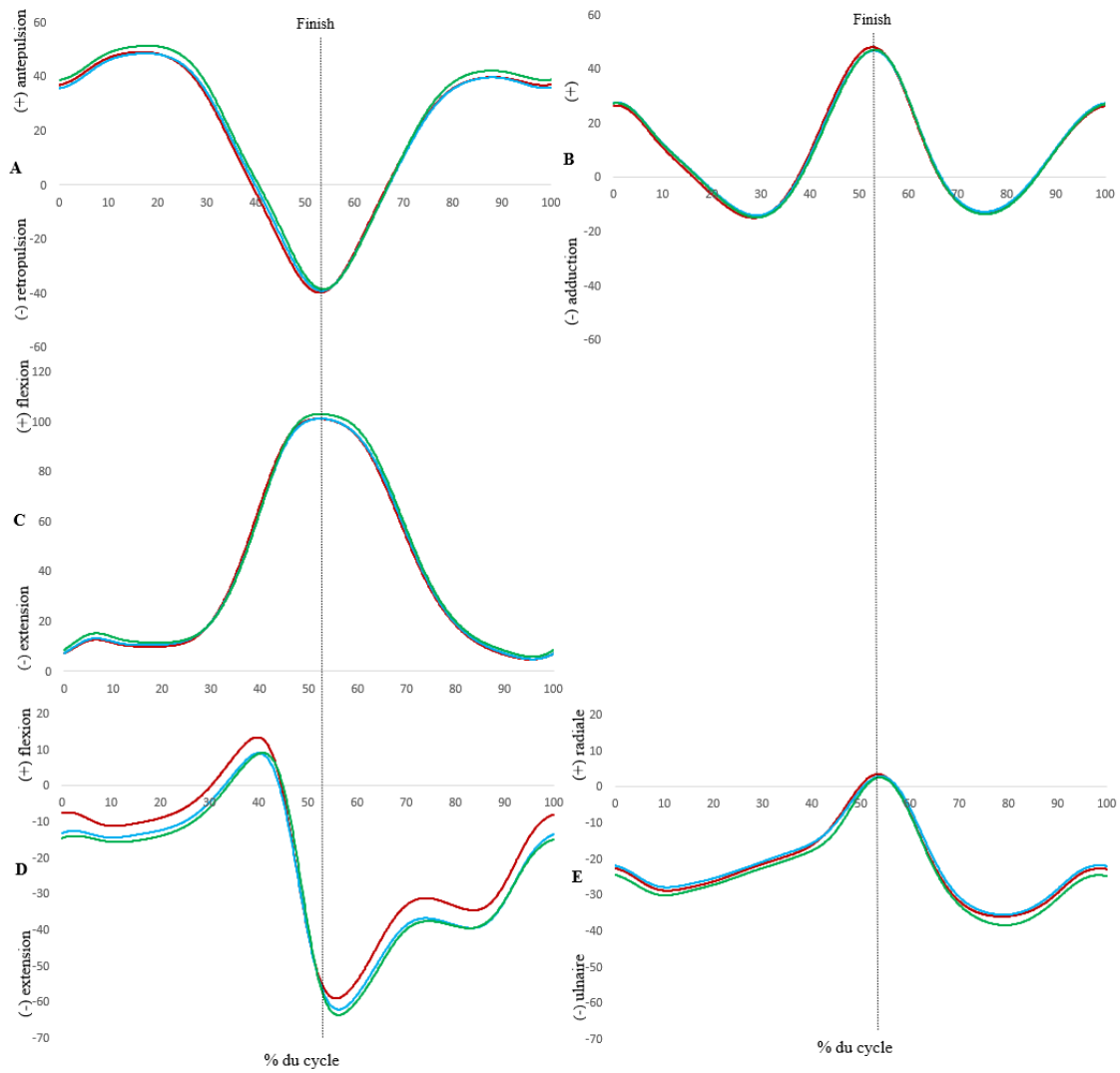


Figure 33 : Profils angulaires (°) moyens avec les poignées standards (rouge), les poignées ratio (bleu) et les poignées confort (vert). Les différentes articulations sont décrites, i.e. antépulsion-rétropulsion de l'épaule (A), abduction-adduction de l'épaule (B), flexion-extension du coude (C), flexion-extension du poignet (D), et déviation radio-ulnaire du poignet (E).

Tableau 5 : Amplitudes articulaires moyennes (SD) avec les trois poignées.

ROM	Poignées standards	Poignées ratio	Poignées confort
Antepulsion/Rétropulsion de l'épaule (°)	92 (10)	90 (10)	91 (11)
Abduction-Adduction de l'épaule (°)	67 (7)	66 (5)	65 (7)
Flexion-Extension du coude (°)	99 (19)	99 (19)	99 (22)
Flexion-Extension du poignet (°)	78 (9)	77 (8)	76 (7)
Déviation radio-ulnaire du poignet (°)	42 (11)	41 (10)	43 (9)

5.2.2. Recrutement neuromusculaire

Les patterns neuromusculaires de DP, DA, TBL, BB, BR et FCU sont décrits en Figure 34. DP a été actif durant la phase de propulsion principalement lors du second tiers de la propulsion avec un pic autour de 85% de MVC à mi-propulsion. Il a maintenu une activation autour de 15% de MVC durant la majorité de la phase de retour. DA s'est activé en une bouffée autour des 15% de MVC au même moment que l'activation de DP lors de la propulsion. DA s'est activé autour du *finish* à 20% de pic en début de phase de retour. TBL était principalement actif durant la première moitié de la propulsion et dans les derniers instants de la phase de retour. Il avait son pic de 30% de MVC à 18% du cycle. BB était activé durant la phase de propulsion entre 20 et 40% du cycle avec un pic de 90% de MVC à 30% du cycle. BR avait une petite bouffée au *catch* et est ensuite resté actif durant la phase de propulsion. Il avait un pic à mi-propulsion de 70% de MVC. FCU était principalement actif durant la première moitié de la propulsion et la dernière moitié de la phase de retour.

Les résultats ont montré un effet significatif du type de poignée sur le recrutement neuromusculaire de TBL ($p < 0,05$) et DP ($p < 0,05$). Les post-hocs ont montré un recrutement plus faible de DP avec les poignées ratios comparés aux poignées standards ($p < 0,05$). Il n'y avait pas d'effets du type de poignées sur les variables CCI. Les analyses SPM n'ont montré aucune différence significative entre les poignées ni pour le CCI ni pour le recrutement neuromusculaire.

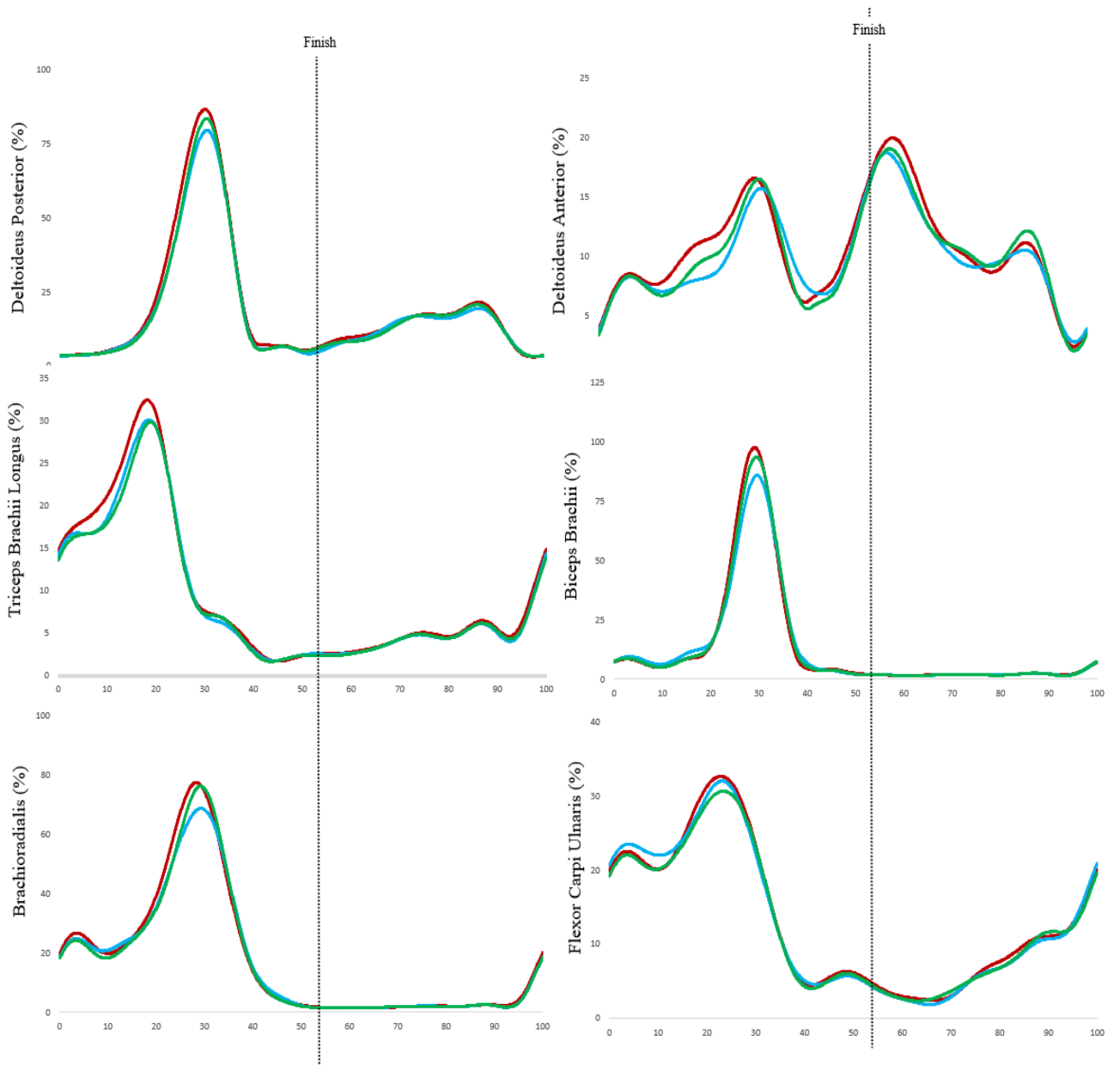


Figure 34 : Profils neuromusculaires (% de MVC) moyens avec les poignées standards (rouge), les poignées ratio (bleu) et les poignées confort (vert) de Deltoideus Posterior, Deltoideus Anterior, Triceps Brachii Longus, Biceps Brachii, Brachioradialis et Flexor Carpi Ulnaris.

Tableau 6 : Activations neuromusculaires RMS moyennes (SD) en % de MVC, ainsi que Co-contraction index (CCI) du poignet, du coude et de l'épaule avec les trois poignées. Flexor Carpi Ulnaris (FCU), Brachioradialis (BR), Biceps Brachii (BB), Triceps Brachii Longus (TBL), Deltoideus Anterior (DA) et Deltoideus Posterior (DP) sont affichés.

EMG variables	Poignées standards	Poignées ratio	Poignées confort
FCU (%MVC)	21,1 (13)	21,8 (15)	21,3 (13)
BR (%MVC)	31,7 (14)	30,3 (12)	29,8 (12)
BB (%MVC)	28,1 (8)	26,9 (8)	28,2 (8)
TBL (%MVC)*	16,2 (7)	15,1 (7)	13,6 (5)
DA (%MVC)	10,6 (8)	9,9 (7)	10,1 (8)
DP (%MVC)*	19,2 (8)	17,6 (7) [°]	17,8 (7)
Poignet CCI	0,15 (0,05)	0,15 (0,06)	0,14 (0,06)
Coude CCI	0,06 (0,02)	0,06 (0,02)	0,06 (0,02)
Epaule CCI	0,07 (0,03)	0,06 (0,03)	0,06 (0,03)

*: indique un effet principal. °: indique une différence significative par rapport à STANDARD ($p < 0.05$).

5.2.3. Confort et taille de poignées

Les résultats ont montré que le confort était significativement supérieur avec les poignées confort plutôt que les poignées ratio ($p < 0,001$) et standards ($p < 0,001$; Tableau 7). Les diamètres antéropostérieurs et latéraux (en % de la longueur de main de l'utilisateur) étaient significativement plus petits que les recommandations respectives de 23,7% ($p < 0,001$) and 18% ($p < 0,001$).

Tableau 7 : Scores de confort moyens (SD) et dimensions moyennes (SD) des poignées.

Caractéristiques des poignées	Poignées standards	Poignées ratio	Poignées confort
Confort *	7,49 (0,81)	7,89 (1,02)	9,63 (0,3) °#
Diamètre antéro-postérieur (mm) *	35	46,2 (1,27) °	40,5 (1,95) °#
Diamètre latéral (mm) *	35	35,1 (1,15)	32,6 (2,21) °#
Diamètre antéro-postérieur (% de la longueur de main) *	17,9	23,7 °	20,7 (0,85) °#
Diamètre latéral (% de la longueur de main) *	17,9	18 °	16,7 (0,90) #

*: indique un effet principal. °: indique une différence significative par rapport à STANDARD ($p < 0.05$). #: indique une différence significative avec RATIO ($p < 0.05$).

5.2.4. Performance

Il n'y avait pas de différence significative entre les poignées sur les variables de performance (Tableau 8), ni avec les analyses SPM.

Tableau 8 Vitesse moyenne (SD) du bateau, production de puissance moyenne (SD) des segments avec les trois types de poignées.

Performance variables	Poignées standards	Poignées ratio	Poignées confort
Vitesse du bateau ($m.s^{-1}$)	4,28 (0,13)	4,23 (0,17)	4,22 (0,18)
Total power (W)	863 (95)	839 (94)	841 (91)
Lower limb power (W)	380 (44)	372 (37)	372 (37)
Trunk power (W)	299 (33)	291 (44)	294 (43)
Upper limb power (W)	184 (45)	174 (39)	175 (39)

5.3. Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer l'impact de l'utilisation de poignées ergonomiques individualisées sur la cinématique et le recrutement neuromusculaire du membre supérieur, sur le confort perçu ainsi que sur la performance en aviron de couple. Dans un deuxième temps, l'objectif était de déterminer la taille de poignée correspondant au confort supérieur avec des poignées ergonomiques en hexagone irrégulier. Les résultats principaux étaient le confort perçu supérieur avec les poignées totalement individualisées (confort), les changements du pattern de flexion-extension du poignet ainsi que la baisse du recrutement neuromusculaire avec TBL et DP.

5.3.1. Effet du type de poignée

Le confort supérieur perçu avec les poignées complètement individualisées pourrait refléter un effort de préhension moindre avec un pattern de préhension qui pourrait être simplifié (Cochran & Riley, 1986; Kong & Lowe, 2005; Rossi et al., 2015; Revilla et al., 2022). En effet, cette forme en hexagone irrégulier, basée sur la forme elliptique, si mise correctement à l'échelle pourrait induire une diminution du couple de flexion induit au poignet par la préhension forte, ce qui pourrait mener à une réduction du stress articulaire et de l'effort (Rossi et al., 2015). Les poignées CONFORT pourraient mener à une réduction des risques de blessures d'usures du membre supérieur puisqu'une exposition inférieure à l'inconfort est liée à moins de risques de blessures lors de mouvements répétitifs (O'Sullivan, 2001; Khan, O'Sullivan & Gallwey, 2009). Les poignées CONFORT réduiraient également le stress articulaire au niveau de l'épaule en réduisant l'activité neuromusculaire de TBL et DP, qui sont tous deux effecteurs de la rétropropulsion de l'épaule. TBL étant également extenseur du coude. Cette réduction de stress articulaire et cette augmentation de confort pourrait mener à une réduction des risques de blessure d'usure (Hosea & Hannafin, 2012; Thornton et al., 2017). Ceci serait une amélioration de la situation en comparaison aux résultats des poignées non individualisées sur ergomètre qui ont simplement amélioré le confort. Néanmoins, les poignées RATIO, qui sont des hexagones irréguliers uniquement individualisés selon la taille des mains des rameurs avec les recommandations de taille de Wang & Cai (2017), n'ont amené qu'une réduction de l'activité de DP. Cela pourrait indiquer que les poignées ergonomiques devraient être individualisées en termes de taille, forme et de préhension basée sur le confort de l'utilisateur.

Les deux types de poignées ont induit un pattern de flexion-extension du poignet différent. Le poignet était plus en extension avec ces poignées durant la phase de retour et aussi dans la phase de propulsion dans le cas des poignées CONFORT et RATIO (Figure 33D). Et, il a été reporté, pour des mouvements très répétitifs, que des amplitudes extrêmes augmentaient les risques de blessures d'usures. Cependant ce nouveau pattern semble être un offset lié à l'installation de la poignée sur le manche. En effet, les poignées étaient installées, lors de la mesure, avec le diamètre antéro-postérieur aligné perpendiculairement avec la pelle (à gauche sur la Figure 35). Néanmoins, après exposition prolongée, les rameurs ont modifié le réglage de la poignée pour placer leur poignet plus en flexion et ainsi se rapprocher du pattern des poignées standards (A droite sur la Figure 35). Ce nouveau réglage de poignée pourrait donc compenser ce décalage de courbe et donc ne pas augmenter les risques de blessure du poignée par exposition à des amplitudes extrêmes.



Figure 35 : Réglage des poignées sur le manche : comme lors de l'étude à gauche ; après exposition prolongée à droite

La différence de longueur des deux diamètres fournit une information directe de l'orientation. Cela coïncide avec les retours des athlètes et des coachs qui reportent que les poignées en hexagone irrégulier permettent un feedback constant de l'orientation de la pelle. Ainsi ils reportent un meilleur contrôle de cette orientation des pelles.

Il n'y avait pas de différences significatives de CCI sur les trois articulations ce qui pourrait signifier qu'il n'y a pas de changements de rigidité articulaire entre les poignées. Les variables de performance sont restées à des niveaux similaires avec les trois types de poignées à cadence de 2000m. De même pour la production de puissance des différents segments ce qui veut dire que la technique d'aviron n'a pas été influencée par les poignées individualisées (Kleshnev, 2000; Kleshnev, 2016).

La forme d'hexagone irrégulier conçue pour correspondre aux phalanges pourrait être une bonne alternative aux poignées standards, si elles sont individualisées.

5.3.2. Recommandations de taille de poignée

Les résultats ont montré des diamètres antéropostérieurs et latéraux plus petits (20,7% et 16,7% de la longueur de la main) avec les poignées confort, qui étaient modifiées pour atteindre un confort maximal, en comparaison avec les recommandations de tailles pour des poignées elliptiques (23,7%, 18% de la longueur de main ; Wang & Cai, 2017). Néanmoins, les rameurs élites de cette étude avaient des mains significativement plus grandes (195mm, $p < 0,01$) que la taille de main moyenne reportées avec les recommandations (187mm; Wang & Cai, 2017). De plus, il n'y avait presque aucun effet de l'utilisation de poignées en hexagone irrégulier (poignées ratio) lorsque qu'elles étaient individualisées avec les recommandations de ratio pour les poignées elliptiques, malgré les similarités de conception entre l'hexagone irrégulier et la forme elliptique en ratio 1 :1,25. Cela pourrait soit signifier qu'il y a besoin de donner de nouvelles recommandations pour les grandes mains soit signifier qu'il faut élaborer de nouvelles recommandations pour la forme d'hexagone irrégulier. Cependant, nous pouvons recommander l'utilisation de ces ratios de 20,7%, et 16,7% pour les poignées en hexagone irrégulier destinées à utilisation de rameur masculin.

5.3.3. Patterns du membre supérieur

Cette étude a également procuré une description des patterns neuromusculaires, cinématiques et cinétiques du membre supérieur en aviron de couple. Des études précédentes ont décrit l'activité neuromusculaire et la cinématique articulaire durant des mouvements de poussée et de tirage sous différents angles (Mustard & Lee, 1987; Kornecki, Keibel & Siemienski, 2021; Finneran & O'Sullivan, 2012; Fleming, Donne & Fletcher, 2012; Song, Kim, Bak & Shin, 2021). Néanmoins, une seule étude a décrit ces mêmes patterns sur ergomètre (Ertel et al., 2023), et une seule étude a partiellement décrit des patterns sur bateau (Hohmuth et al., 2023).

La rétroimpulsion de l'épaule (Figure 33) était supportée dans sa première moitié (15-40% du cycle) par le muscle *Deltoideus Posterior*. Cette rétroimpulsion a démarré 10% plus tard sur bateau que sur ergomètre mais s'est terminée au *finish* contrairement à l'ergomètre (Ertel et al., 2023). Le muscle *Deltoideus Anterior* a supporté l'antéimpulsion de l'épaule durant la phase de retour. Il a également un léger pic en phase de propulsion dans un timing similaire au pic du muscle *Deltoideus Posterior* (29%), probablement pour stabiliser l'articulation de l'épaule pour le transfert de puissance.

Le muscle *Triceps Brachii Longus*, avec sa fonction bi-articulaire a supporté l'adduction de l'épaule (0-30% du cycle) et a probablement amené de la rigidité au niveau du coude pour le maintenir étendu (0-30% du cycle), permettant ainsi de mettre de la pression latérale dans la dame de nage. La majorité de l'abduction de l'épaule a eu lieu dans la seconde moitié de la propulsion et, était supportée par le muscle *Deltoideus Posterior* dans sa première partie (28-40%) mais l'effecteur principal aurait été le *Deltoideus Lateralis* mais il n'a pas été mesuré.

La flexion du coude pendant la phase de propulsion (25-53%) a été réalisée par l'action concomitante des muscles *Brachioradialis*, qui est un muscle bi-articulaire, et *Biceps Brachii*, qui semblent agir de manière plus simultanée que sur ergomètre. Ceci pourrait être expliqué par l'angle des avirons par rapport à la verticale ce qui changerait le pattern de ces deux muscles.

L'activation précoce des muscles *Flexor Carpi Ulnaris* et *Brachioradialis* (0-20%) pourrait avoir supporté une augmentation de la rigidité du poignet pour stabiliser sa position et mettre de la pression latérale afin d'optimiser le transfert de force au travers du corps vers les avirons. Le muscle *Brachioradialis* a probablement supporté la déviation radiale durant la propulsion puisqu'il est pronateur/supinateur. Le muscle *Flexor Carpi Ulnaris* aurait été l'effecteur de la

flexion de poignée pendant la phase de retour pour ramener le poignet et les pelles en position de *catch*.

Cette étude avait deux limitations principales. Premièrement, les sujets n'avaient pas de période de familiarisation avec les nouvelles poignées. Deuxièmement, nous n'avions que des sujets masculins ce qui pourrait amener la question d'un effet de genre sur les données d'autant plus que les femmes ont des mains plus courtes que celles des hommes.

5.4.Conclusion

Pour résumer, les poignées individualisées en hexagone irrégulier pour l'aviron de couple améliorent le confort des rameurs et réduisent le stress articulaire sur l'épaule tout en maintenant un niveau de performance similaire. C'est pourquoi nous recommandons l'utilisation de ce type de poignée pour l'aviron. Une nouvelle recommandation de taille de poignée pour cette forme chez des rameurs masculins a également été proposée.

6. Discussion générale, limites et perspectives

6.1. Les poignées en hexagone irrégulier

Ces deux études permettent d'avoir une première évaluation d'une nouvelle forme de poignée ergonomique en aviron. Les résultats principaux de la première étude sur ergomètre montrent que la forme d'hexagone irrégulier, pour les poignées non individualisées, permet d'augmenter le confort perçu surtout en termes de confort de préhension et de forme. Les résultats principaux de la deuxième étude sur bateau avec des poignées individualisées montrent une réduction du stress articulaire au niveau de l'épaule ainsi qu'une augmentation du confort perçu en comparaison de l'utilisation de poignées classiques. Dans les deux cas, les différents paramètres de la performance tels que la puissance à la poignée et celles à chaque segment ont été maintenues par rapport aux poignées classiques.

Ces améliorations pourraient amener à une diminution des risques de blessure notamment d'usure des membres supérieurs. En effet, sur ergomètre et sur bateau, l'exposition à un inconfort répété, étant générateur de blessure (O'Sullivan, 2001 ; Khan, O'Sullivan & Gallwey, 2009), se voit diminuée avec les nouvelles poignées. Sur bateau, avec des poignées individualisées, le risque de blessures de l'épaule et potentiellement du coude pourrait également diminuer en raison du stress articulaire moins important sur ces articulations. En effet, avec les poignées individualisées, le recrutement neuromusculaire des muscles *Deltoideus Posterior* et *Triceps Brachii Longus*, qui sont tous deux effecteurs de la rétropropulsion du bras, se voit réduit. Le muscle *Deltoideus Posterior* est également rotateur de l'épaule et le muscle *Triceps Brachii Longus* est également extenseur du coude et adducteur du bras. La diminution du recrutement de ces deux muscles permettrait de réduire le stress articulaire subit par l'épaule et le coude, bien que le muscle *Triceps Brachii Longus* ne soit pas l'agoniste dans l'action principale de flexion du coude lors de la propulsion. Ainsi, les nouvelles poignées permettent de limiter le facteur de risque biomécanique en ergonomie qu'est l'intensité (Brangier & Vallery, 2021). Cependant, les poignées individualisées pourraient néanmoins affecter le risque de blessure du poignet, avec une exposition répétée à un mouvement de flexion-extension dans une amplitude d'extension plus extrême (Kaufman-Cohen et al., 2018). Cela reste cependant incertain car cette extension plus importante pourrait être due au réglage des poignées sur le manche qui induirait donc ce décalage de courbe.

Les rameurs ont également rapporté un meilleur ressenti de contrôle de l'orientation des pelles avec la forme d'hexagone irrégulier. Le meilleur confort et ce meilleur contrôle se reflètent également dans un élément rapporté par bon nombre de rameurs après l'utilisation plus prolongée des poignées en hexagone irrégulier : la diminution voire la disparition de la corne et des ampoules. Avoir les trois phalanges des doigts calées dans les trois faces planes prévues à cet effet sur une poignée de taille adaptée à la prise en *open grip* et à la taille de la main permet probablement une préhension plus stable et moins crispée. De plus, le bout de la poignée est plat permettant ainsi de placer le pouce efficacement pour appliquer de la pression latérale. Ces éléments permettent de réduire les frottements inutiles dans la main et donc de diminuer les risques de cornes et d'ampoules (Figure 36).



Figure 36 Vue latérale de la poignée ergonomique

Nous avons également calculé les quantités de co-contraction (CCI) des articulations du membre supérieur sur bateau qui pourraient donner un indice de rigidité articulaire dû à la contraction des agonistes et antagonistes (Graham et al., 2014 ; Jamison et al., 2013 ; Nelson-Wong & Callaghan, 2010 ; Schinkel-Ivy et al., 2013). Néanmoins, aucune différence de CCI n'a été observée entre les diverses poignées, ce qui voudrait dire que la rigidité des articulations du poignet, du coude et de l'épaule n'a pas changé. Cela indiquerait que de ce point de vue, il n'y a pas de diminution du stress articulaire avec les poignées ergonomiques. Cependant, cette variable neuromusculaire ne mesure pas directement la rigidité articulaire et reste une estimation neuromusculaire partielle d'un paramètre mécanique. De plus, cette variable est moins parlante avec la mesure de deux muscles du poignet et deux muscles de l'épaule au vu des degrés de libertés de ces articulations.

Les mesures que nous avons effectuées, mis à part le confort perçu, restent une approche très biomécanique de l'ergonomie puisque nos variables sont majoritairement cinétiques, cinématiques et électromyographiques. Il s'agit d'une des limites de ce travail que nous allons discuter. En ergonomie, il est courant d'analyser l'acceptabilité et l'acceptation d'un produit. L'acceptabilité correspond au degré avec lesquels les utilisateurs trouvent l'adaptation positive et ont l'intention de l'utiliser dans le contexte prévu (Alexandre et al., 2018). L'acceptabilité est souvent évaluée par l'intermédiaire de questionnaires pouvant évaluer divers aspects tels que : le ressenti/confort d'utilisation, la facilité d'utilisation, ou la performance d'utilisation par

exemple (Wioland, Debay & Atain-Kouadio, 2019). Ce genre de mesures d'acceptabilité sont communes en ergonomie notamment pour des exosquelettes (De Vries et al., 2022). Les utilisateurs déterminent d'abord l'acceptabilité d'un objet en amont alors qu'ils construisent son acceptation avec le temps et son utilisation (Bobillier-Chaumon & Dubois, 2009). L'acceptation, quant à elle, correspond à l'intérêt perçu d'une adaptation ergonomique après la mise à disposition pour les utilisateurs (Alexandre et al., 2018). Nous n'avons évalué qu'un seul des aspects de l'acceptabilité par questionnaire avec le confort perçu. Ce confort supérieur avec les poignées ergonomiques semble valider en partie l'acceptabilité des poignées pour la majorité des rameurs bien qu'il nous manque des mesures par questionnaire des autres aspects. Nous n'avons pas de vision à moyen ou long terme avec une mesure de l'acceptation. Il s'agit d'une des limites de ces études car le taux d'acceptation permettrait de compléter cette démarche ergonomique. De plus, les réductions des blessures d'usure ne se verront qu'avec une utilisation prolongée des poignées ce qui pourrait également être mesurée. Une majeure partie des rameurs les utilisent dans leur pratique régulière et y voit un réel intérêt. Par exemple, une jeune rameuse de haut niveau souffrait de douleurs chroniques aux poignets avec la pratique et elle rapporte que, depuis son utilisation prolongée des poignées en hexagone irrégulier, les douleurs ont disparu. Cela rejoint les feedbacks que l'on a reçus par rapport à la diminution de cornes et d'ampoules. Des athlètes élités les utilisent quotidiennement dans leurs entraînements et en compétition du fait de l'homologation de ces poignées. Ils ont notamment remporté des titres avec ces poignées ergonomiques comme Hugo Boucheron et Matthieu Androdias (Champions du monde en M2X) ou Oliver Zeidler (Champion du monde en M1X) et d'autres ont atteint de très bons classements comme Nathalie Benoit (Vice-championne du monde en R1 W1X para-aviron skiff), Hugo Beurey (Finaliste mondial en LM2X), Milla Massemin (5^{ème} mondiale en W1X).



Figure 37 Matthieu Androdias, Hugo Boucheron et Oliver Zeidler avec des poignées ergonomiques

Bien que des athlètes performant au plus haut niveau avec ce type de poignées, les résultats des deux études ne montrent pas de différence sur les variables de performance, que ce soit avec des poignées génériques sur ergomètre ou avec des poignées individualisées sur bateau. La performance est donc maintenue avec les nouvelles poignées. Cela nous amène à une autre limite de ces études : le manque d'une période de familiarisation. En effet, nous avons introduit des variations matérielles, même si elles sont assez légères, et cela aurait pu être bénéfique d'ajouter une période de familiarisation pour les athlètes. Une période de familiarisation d'au moins 9 jours, comme pour l'adaptation à des exosquelettes, aurait pu augmenter l'efficacité de l'interaction rameur-poignée (Diamond-Ouellette et al., 2022). Qu'en serait-il de la performance après une période de familiarisation ? Le stress articulaire aurait également pu être influencé par la familiarisation. On pourrait également s'attendre à une amélioration des paramètres d'efficacité technique sur bateau, comme les pertes avant et arrière, puisque les rameurs reportent un meilleur contrôle de l'orientation des pelles. Cela irait dans un sens semblable à celui reporté par des études sur le coût métabolique de la marche avec exosquelette où une adaptation neuromotrice a lieu pour optimiser l'interaction homme-objet (Galle, Derave & Clercq, 2013 ; Diamond-Ouellette et al., 2022).

L'évaluation de ce nouveau concept de poignée pour ergomètre et bateau, bien que présentant quelques limites, nous permet tout de même de donner des recommandations pour les poignées en aviron.

6.2. Recommandation de poignées en aviron

Grâce à ces études, il paraît judicieux de recommander l'utilisation de poignées en hexagone irrégulier. Sur ergomètre, de simples poignées génériques pourraient suffire pour améliorer le confort. En bateau, cette amélioration de confort avec des poignées génériques ne semble pas être le cas puisqu'il n'y a pas d'amélioration de confort avec des poignées en hexagone irrégulier simplement individualisées à la taille des mains.

Toutefois, une individualisation des poignées sur ergomètre et sur bateau en fonction de la taille des mains de l'utilisateur semblerait plus judicieuse dans ces deux cas pour diminuer le stress articulaire en plus de maximiser le confort. Néanmoins, les recommandations de ratio de taille de poignée sur taille de main faites pour les poignées elliptiques ne semblent pas être adaptées à la forme d'hexagone irrégulier, malgré la similarité dans leur ratio de diamètres (Tableau 9 ; Wang & Cai, 2017). En effet, les poignées « confort », qui ont été individualisées avec des échelles de confort, nous amènent à donner de nouvelles recommandations de taille de poignées (Tableau 9). Ainsi nous recommandons d'utiliser des poignées en hexagone irrégulier qui font 20,7% et 16,7% de la longueur de la main d'un rameur homme avec des mains plus grandes que la moyenne.

Tableau 9 Tailles de poignées en fonction de la longueur de main

Recommandations hommes	Wang & Cai (2017)	Poignées confort (Etude 2)
Diamètre antéro-postérieur	23,7% longueur de main	20,7% (0,8) longueur de main
Diamètre latéral	18,0% longueur de main	16,7% (0,9) longueur de main
Longueur moyenne des mains (mm)	187,9 (7,9)	195,0 (6,3)

Ces nouvelles recommandations de taille amènent cependant un questionnement qui resterait à éclaircir. Est-ce que ces nouveaux diamètres, trouvés plus confortables, montrent que les poignées en hexagone irrégulier doivent être plus petites que les diamètres recommandés pour les poignées elliptiques (Wang & Cai, 2017) ? Ou bien est-ce que les recommandations de diamètres avancées par Wang & Cai correspondent à la taille des mains d'un homme lambda et

qu'il conviendrait d'avoir des diamètres différents (plus petits) pour des mains de rameurs qui sont significativement plus grandes que la moyenne ? Il serait nécessaire d'étudier ces phénomènes pour clarifier les recommandations.

Pour le moment, nous recommandons d'individualiser les poignées en plusieurs étapes pour les rameurs. Tout d'abord, individualiser à la taille de la main avec les nouvelles recommandations (Tableau 9) pour avoir une base, puis utiliser des variations de cette poignée qui permettraient d'atteindre un confort perçu maximal en termes de préhension, de taille et de forme tout en réduisant le stress articulaire au niveau de l'épaule.

6.3. Perspectives d'évaluations du membre supérieur en aviron

Plusieurs perspectives de mesures se sont dessinées au fil de cette discussion entre la familiarisation, l'évaluation des recommandations de taille ou bien la question de la rigidité articulaire. Cela pousse à se poser des questions sur l'évaluation du membre supérieur en aviron ainsi que sur l'ergonomie en aviron.

Un des aspects principaux derrière ces travaux est la réduction des risques de blessure du membre supérieur en aviron. C'est pourquoi, une étude longitudinale comparant des utilisateurs de poignées standard et de poignées ergonomiques individualisées permettrait de répondre de manière plus précise à cette question et d'ainsi valider l'utilisation de ces adaptations.

Une des idées qui avait poussé le choix de la forme elliptique, pour être ensuite adaptée à l'*open grip*, était notamment la réduction du couple de flexion du poignet qui était généré avec la main par la préhension forte (Vigouroux et al., 2017). Il pourrait être intéressant de pousser ce questionnement en déterminant les moments articulaires ainsi que les forces appliquées au système musculosquelettique pour évaluer de manière précise l'impact des poignées et de ce grip (Caumes et al., 2019 ; Goislard de Monsabert et al., 2023). Nous pourrions nous inspirer de travaux de ces équipes qui ont été faits sur le grip en instrumentant l'objet de la préhension

(Rossi et al., 2012 ; Rossi et al., 2015 ; Vigouroux et al., 2017 ; Caumes et al., 2019 ; Goislard de Montsabert et al., 2023). En utilisant des capteurs de force de préhension à six axes (Nano25, ATI, Apex) sur lesquels nous viendrions fixer les six faces de la

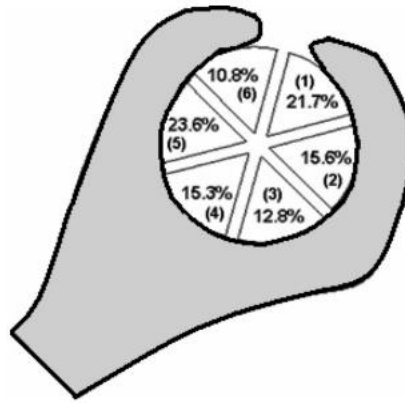


Figure 38 Dynamomètre à 6 axes (Rossi et al., 2012)

aurions la possibilité de déterminer la répartition des forces produites par chaque doigt et la répartition des forces appliquées à chaque zone de la main (Figure 38).

Utiliser l'électromyographie sur les muscles des doigts couplé à une analyse cinématique 3D et aux données de pression nous permettrait de modéliser la main de manière semblable à la littérature (Caumes et al., 2019 ; Goislard de Monsabert et al., 2023). Nous pourrions ainsi mesurer et décrire le pattern de préhension de l'*open grip* ainsi que les effets directs de la forme en hexagone irrégulier sur la préhension. Il y aurait, grâce à cette méthode, une mesure directe de l'impact de ces poignées ergonomiques sur les contraintes et les forces appliquées à la main. Instrumenter un aviron avec des capteurs de pression à la poignée permettrait de compléter les données de force efficace et de pression latérale au niveau de la dame de nage et donc de mieux comprendre le transfert de force par le dernier point de liaison rameur bateau. Cela permettrait de localiser le centre de pression sur la poignée et ainsi comprendre l'influence de la poignée ergonomique et de l'*open grip* sur la localisation de ce centre de pression. Une partie de la littérature assimile la position de ce centre de pression au milieu de la poignée pour les calculs de la longueur de levier intérieur réel pour ensuite calculer les puissances sur bateau (Kleshnev, 2000 ; Hofmijster et al., 2018). Cependant, la contribution de force des index et majeur est souvent supérieure (Hokari et al., 2012), ce qui déplacerait ce centre de pression plus loin sur la poignée. Instrumenter les poignées sur bateau pourrait donc permettre de clarifier ce questionnement.

Le CCI est une variable neuromusculaire utilisée pour discuter d'une rigidité articulaire. Toutefois, grâce au couplage de ces mesures, il serait possible d'estimer les contraintes articulaires avec des variables que l'on pourrait considérer plus pertinentes comme les moments articulaires, les forces de compression et de cisaillement ainsi que les forces musculaires. Pour cela, une modélisation musculosquelettique corps complet serait une solution intéressante pour

ensuite déterminer plus spécifiquement ces variables sur le membre supérieur et potentiellement la ceinture scapulaire et d'ainsi comprendre l'impact de l'utilisation des nouvelles poignées sur ces variables. L'instrumentation des points de liaison rameur bateau avec des capteurs de force est cependant nécessaire. La barre de pied et la dame de nage sont d'ores et déjà équipées. Les poignées pourraient être instrumentées de capteurs de pression ainsi que le siège de la coulisse. Cela nécessiterait également de coupler ces données avec de l'électromyographie ainsi qu'avec de la cinématique 3D (système optoélectronique ou centrales inertielles).

6.4. Perspectives de l'ergonomie en aviron

Individualiser des poignées comme nous l'avons fait pour l'étude peut prendre du temps et beaucoup de test-retests jusqu'à ce que le modèle convienne. Il pourrait être intéressant de tester une autre méthode d'individualisation partant d'un moulage ou d'un scan de la main et ainsi faire directement une poignée adaptée à la main. Cela ferait probablement varier légèrement la forme d'hexagone irrégulier à la manière des poignées en ogive (*double-frustum*, Figure 38) avec un diamètre plus fin pour les doigts plus courts.

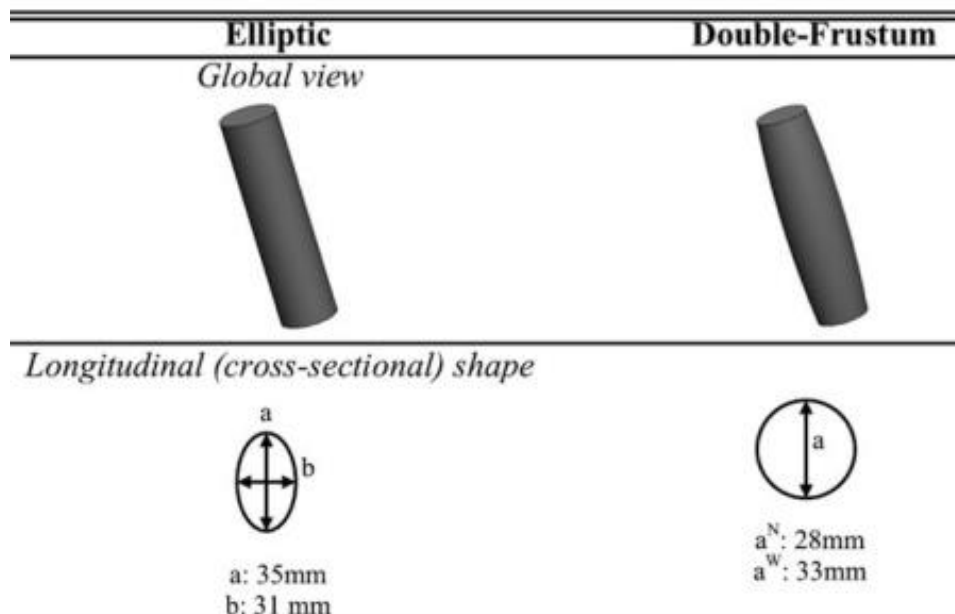


Figure 39 Poignées elliptiques et poignées en ogive

Pour ergomètre, le système de montage sur le manche Concept est un problème qui doit être résolu pour proposer des poignées individualisées, notamment pour les mains de petites tailles.

Faire un manche ergonomique avec des manchons assez fins pour monter les poignées en hexagone irrégulier est en cours de développement. Une adaptation supplémentaire de ce manchon, qui pourrait avoir un intérêt pour la performance et possiblement la réduction des blessures sur ergomètre, est l'inclinaison des manchons vers le sol. Le manchon de Concept est déjà légèrement incliné de 10° mais il est possible de se rapprocher plus de l'inclinaison des poignées sur bateau et donc de passer d'une prise en pronation à un intermédiaire entre la pronation et la prise neutre. La prise neutre permet de développer plus de force de tirage (Seo, Armstrong & Young, 2010). De plus, cela permettrait aux poignets de rester plus facilement dans l'axe tout le long du mouvement ce qui pourrait fortement réduire l'amplitude de déviation radiale et ainsi limiter le stress articulaire et l'usure des poignets (Lamoreaux & Hoffer, 1995 ; Kaufman-Cohen et al., 2018). Cela pourrait potentiellement mener à une plus grosse capacité de force de préhension en *open grip* avec des poignets placés en position plus neutre (Goislard de Monsabert et al., 2023).

Pour continuer dans l'idée de prise neutre, il serait possible de complètement revoir la conception de la poignée extérieure en aviron de pointe. En effet, les articulations du membre supérieur de la main extérieure en aviron de pointe parcourent de grandes amplitudes articulaires avec un développement de force important. Le poignet a notamment une grande amplitude de déviation ulnaire et radiale tout en tirant sur l'aviron, ce qui peut être générateur de blessures d'usure (Lamoreaux & Hoffer, 1995 ; Webb & Lance, 2008 ; Kaufman-Cohen et al., 2018). En utilisant un système de roulements à bille, il serait possible de placer cette poignée de manière verticale et donc d'utiliser la prise neutre pendant le tirage. Cela limiterait les mouvements délétères de déviation ulnaire et radiale tout en favorisant la performance de tirage (Webb & Lance, 2008 ; Goislard de Monsabert et al., 2023). Ce système n'a, pour le moment, été homologué que pour le para-aviron, mais il pourrait être fortement bénéfique dans l'aviron dans son ensemble. Une étude comparant ces deux aspects paraît nécessaire pour la santé et la performance des rameurs. Ces deux adaptations de poignées (manchon incliné d'ergomètre et poignée en T pour pointe) présenteraient également l'avantage d'être plus adaptées aux personnes présentant un valgus

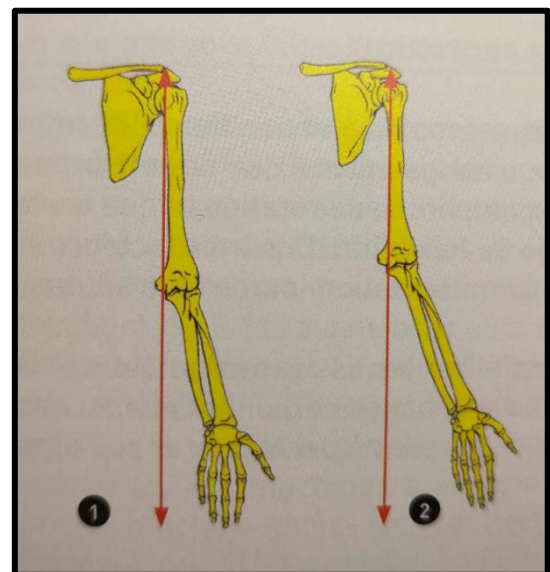


Figure 40 Différents valgus de coude (Delavier & Gundill 2018)

de coude plus prononcés pour qui la pronation peut être génératrice de blessures au niveau du coude et des poignets (Delavier & Gundill 2018 et Figure 40).

Les adaptations en aviron devraient aller au-delà des poignées. La planche de pied possède un certain nombre de possibilités de réglage et d'individualisation, d'autant plus depuis qu'il y a la possibilité de régler légèrement l'orientation des pieds sur celle-ci. Cependant, les différences morphologiques entre les différents rameurs et notamment entre femmes et hommes amènent à penser qu'un ajout d'une possibilité de réglage de l'écartement des pieds sur la planche serait un atout, pour la tâche élémentaire de poussée avec les membres inférieurs. Une personne avec un bassin étroit et un axe du col fémoral plus horizontal n'aura pas de difficultés à pousser avec le placement serré des pieds qu'on retrouve sur les planches de pied actuelles. Mais, une personne avec un bassin plus large, plus fréquent chez les femmes, ainsi qu'un col du fémur plus vertical, pourrait avoir des difficultés à pousser en toute sécurité, sans contraintes supplémentaires, avec cet écartement (Delavier & Gundill, 2018). Une planche de pied avec un écartement des pieds réglable pourrait palier, dans la limite de la taille et de la conservation des propriétés de rigidité de la planche de pied, à ce problème.

La coulisse, qui est le point d'interaction rameur-bateau le plus instable, est probablement le point d'interaction le moins individualisé. Sur le siège, le bassin et le tronc doivent gérer l'équilibre du rameur, transférer la puissance produite par les jambes par leur rigidité et produire de la puissance par une extension de hanche et du rachis. Pour que l'interaction rameur siège se fasse efficacement avec plus de confort et de stabilité, il faudrait également pouvoir individualiser le siège. Le siège classique sur bateau est en carbone moulé avec deux concavités permettant d'y caler les tubérosités ischiatiques. Sur ergomètre, le siège est un peu moins rigide avec un plastique plus mou (Figure 41). Pour le côté confort, des coussins en mousse ou en gel existent afin d'avoir une assise plus molle et confortable. Un certain nombre de marques extérieures à l'aviron en produisent notamment pour la partie ergomètre grand public (Figure 41).



Figure 41 Rowing Seat Pad Rogue Fitness (Rogueeurope.eu)

A nouveau, la taille fixe va poser un problème en fonction de la largeur de bassin. Les personnes avec un bassin à la fois suffisamment étroit et suffisamment large, pour que leurs tubérosités ischiatiques se calent parfaitement dans les concavités, seront stables dans leur assise et devrait se sentir confortables. Dans le cas d'une personne avec un bassin trop large ou trop étroit, celle-ci ne pourra pas caler ses tubérosités proprement dans les concavités et sera donc moins stable et confortable dans l'assise. Ceci pourrait être délétère pour la performance et les risques de blessures du fait de l'instabilité notamment chez les rameurs ayant déjà un passé de blessures lombaires qui ont donc une cinématique du rachis perturbée (McGregor et al., 2002). De plus une personne avec un axe du col fémoral plutôt vertical aura un bassin moins stable dans la poussée qui va donc nécessiter de la stabilisation (Delavier & Gundill, 2018). Des nouvelles mousses de siège sculptées à différentes écarts et taille de concavités ainsi qu'à différentes épaisseurs sont en développement pour ergomètre et pour bateau afin de proposer une méthode d'individualisation du siège (Figure 42). En s'inspirant des kayakistes, nous pourrions tester

une autre solution d'individualisation directe. Le moulage du bassin avec de la résine. L'individualisation du siège serait donc principalement morphologique sans forcément prendre en compte la dimension de confort perçue. Une étude comparant les sièges classiques avec des sièges ergonomiques individualisés permettrait de déterminer leur intérêt en termes de



Figure 42 Fabrication d'un coussin de siège

confort, de performance et de prévention des blessures telles que les conflit fémoro-acétabulaires.

Quelle que soit le point de liaison rameur-bateau qui sera adapté dans un but de réduction des risques de blessure et d'optimisation de la performance, il conviendrait d'élargir la démarche ergonomique au-delà de la biomécanique. Bien que les adaptations organisationnelles et psychosociales soient plus limitées dans le cadre de l'adaptation de points de liaison rameur bateau, il reste toujours possible de mettre en place certains aspects (Brangier & Vallery, 2021). Une possibilité serait de mettre en place une conception par l'usage qui est un processus de développement et d'individualisation du produit qui fait participer le futur utilisateur à chaque étape. Ceci pourrait renforcer l'acceptabilité du produit sur une dimension affective permettant ainsi d'aller au-delà de la simple mesure du confort pour l'acceptabilité (Brangier & Vallery, 2021). Il serait intéressant d'utiliser un questionnaire évaluant les autres aspects de l'acceptabilité ainsi que de mettre en place un protocole de suivi de l'acceptance pour compléter cette démarche ergonomique.

7. Conclusion générale

Les deux études de ce manuscrit ont permis d'évaluer de nouvelles adaptations ergonomiques des poignées en aviron dans le but d'optimiser l'interaction rameur-poignée, afin de réduire le risque de blessure et améliorer la performance.

L'étude 1 a évalué des poignées non individualisées en forme d'hexagone irrégulier pour ergomètre avec des rameurs expérimentés. Cela a permis de démontrer que des adaptations de poignées qui améliorent le confort peuvent être rapidement mises en place sur ergomètre sans pour autant altérer la performance des utilisateurs. De nouveaux axes d'optimisation de l'interaction rameur-poignée ont également été suggérés.

L'étude 2 a évalué des poignées individualisées en forme d'hexagone irrégulier avec des rameurs élités. Cela a démontré l'intérêt d'une individualisation des poignées afin d'optimiser l'interaction rameur-poignée pour chaque utilisateur. Il a été montré que ces poignées individualisées amélioreraient le confort et influaient sur le stress articulaire tout en maintenant la performance des rameurs à leur niveau habituel. Cela a également permis de questionner les recommandations de diamètres des poignées individualisées en hexagone irrégulier pour l'aviron

La mise en relation de ces différentes études a permis de faire un pas de plus vers les adaptations ergonomiques et l'individualisation des points de liaison rameur-bateau/ergomètre afin d'œuvrer vers une réduction des risques de blessure des rameurs et une amélioration de leur performance. Cela a permis de montrer qu'il y a une possibilité d'optimisation des poignées et que la forme d'hexagone irrégulier pourrait être une solution viable qui nécessite encore d'explorer la meilleure façon de l'individualiser pour chaque utilisateur et de comprendre au mieux les conséquences biomécaniques de son utilisation.

Bibliographie

- Alexandre, B., Reynaud, E., Osiurak, F., & Navarro, J. (2018). Acceptance and acceptability criteria: a literature review. *Cognition, Technology & Work*, 20(2), 165–177. doi:10.1007/s10111-018-0459-1
- Anderson, R., Harrison, A., & Lyons, G. M. (2005). Accelerometry-based feedback—Can it improve movement consistency and performance in rowing? *Sports Biomechanics*, 4(2), 179-195. <https://doi.org/10.1080/14763140508522862>
- Baca, A., Kornfeind, P., & Heller, M. (2007). *COMPARISON OF FOOT-STRETCHER FORCE PROFILES BETWEEN ON- WATER AND ERGOMETER ROWING*. XXIV ISBS Symposium 2006, Salzburg – Austria
- Baudouin, A., & Hawkins, D. (2004). Investigation of biomechanical factors affecting rowing performance. *Journal of Biomechanics*, 37(7), 969-976. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.11.011>
- Bourdin, M., Lacour, J.-R., Imbert, C., & Messonnier, L. A. (2017). Factors of Rowing Ergometer Performance in High-Level Female Rowers. *International Journal of Sports Medicine*, 38(13), 1023-1028. <https://doi.org/10.1055/s-0043-118849>
- Bourdin, M., Messonnier, L., Hager, J. P., & Lacour, J. R. (2004). Peak power output predicts rowing ergometer performance in elite male rowers. *International journal of sports medicine*, 25(5), 368–373. <https://doi.org/10.1055/s-2004-815844>
- Boykin, R. E., McFeely, E. D., Ackerman, K. E., Yen, Y. M., Nasreddine, A., & Kocher, M. S. (2013). Labral injuries of the hip in rowers. *Clinical orthopaedics and related research*, 471(8), 2517–2522. <https://doi.org/10.1007/s11999-013-3109-1>
- Brangier, E. & Vallery, G. (2021). *Ergonomie : 150 notions clés : dictionnaire encyclopédique*. Dunod.
- Brice, S. M., Millett, E. L., & Philippa, B. (2022). The validity of using inertial measurement units to monitor the torso and pelvis sagittal plane motion of elite rowers. *Journal of Sports Sciences*, 0(0), 1-9. <https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2042146>
- Buckeridge, E. M., Bull, A. M. J., & McGregor, A. H. (2014). Foot force production and asymmetries in elite rowers. *Sports Biomechanics*, 13(1), 47-61. <https://doi.org/10.1080/14763141.2013.861013>
- Buckeridge, E. M., Weinert-Aplin, R. A., Bull, A. M. J., & McGregor, A. H. (2016). Influence of foot-stretcher height on rowing technique and performance. *Sports Biomechanics*, 15(4), 513-526. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1185459>
- Caumes, M., Goislard de Monsabert, B., Hauraix, H. et al. Complex couplings between joints, muscles and performance: the role of the wrist in grasping. *Sci Rep* 9, 19357 (2019). <https://doi.org/10.1038/s41598-019-55443-w>

- Cochran, D. J., & Riley, M. W. (1986). The effects of handle shape and size on exerted forces. *Human factors*, 28(3), 253–265. <https://doi.org/10.1177/001872088602800302>
- Colloud, F., Bahuaud, P., Doriot, N., Champely, S., & Chèze, L. (2006). Fixed versus free-floating stretcher mechanism in rowing ergometers: Mechanical aspects. *Journal of Sports Sciences*, 24(5), 479-493. <https://doi.org/10.1080/02640410500189256>
- Cuijpers, L. S., Passos, P. J. M., Murgia, A., Hoogerheide, A., Lemmink, K. A. P. M., & de Poel, H. J. (2017). Rocking the boat: does perfect rowing crew synchronization reduce detrimental boat movements?. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 27(12), 1697–1704. <https://doi.org/10.1111/sms.12800>
- Date, S., Kurumadani, H., Nakashima, Y., Ishii, Y., Ueda, A., Kurauchi, K., & Sunagawa, T. (2021). Brachialis Muscle Activity Can Be Measured With Surface Electromyography: A Comparative Study Using Surface and Fine-Wire Electrodes. *Frontiers in physiology*, 12, 809422. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.809422>
- De Campos Mello, F., Bertuzzi, R., Franchini, E., & Candau, R. (2014). Rowing ergometer with the slide is more specific to rowers' physiological evaluation. *Research in Sports Medicine (Print)*, 22(2), 136-146. <https://doi.org/10.1080/15438627.2014.881820>
- de Vries, A. W., Baltrusch, S. J., & de Looze, M. P. (2022). Field study on the use and acceptance of an arm support exoskeleton in plastering. *Ergonomics*, 1–11. Advance online publication. <https://doi.org/10.1080/00140139.2022.2159067>
- Delavier, F. & Gundill, M. (2018) *La méthode Delavier de musculation* (3). Vigot
- Diamond-Ouellette, G., Telonio, A., Karakolis, T., Leblond, J., Bouyer, L. J., & Best, K. L. (2022). Exploring the Change in Metabolic Cost of Walking before and after Familiarization with a Passive Load-Bearing Exoskeleton: A Case Series. *IISE transactions on occupational ergonomics and human factors*, 10(3), 161–172. <https://doi.org/10.1080/24725838.2022.2124325>
- Elliott, B., Lyttle, A., & Birkett, O. (2002). The RowPerfect ergometer : A training aid for on-water single scull rowing. *Sports Biomechanics*, 1(2), 123-134. <https://doi.org/10.1080/14763140208522791>
- Ettema, G., Haug, A., Ludvigsen, T. P., & Danielsen, J. (2022). The role of stroke rate and intensity on rowing technique. *Sports biomechanics*, 1–22. Advance online publication. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2135457>
- Euiler, E., & Finley, M. (2022). Reliability of Upper-Extremity Muscle Activity and Kinematics During Adaptive Rowing. *Journal of sport rehabilitation*, 31(7), 926–932. <https://doi.org/10.1123/jsr.2021-0266>
- Finneran, A., & O'Sullivan L. (2013) Effects of grip type and wrist posture on forearm EMG activity, endurance time and movement accuracy. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 43(1), 91-99. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2012.11.012>

- Fleming, N., Donne, B., & Mahony, N. (2014). A comparison of electromyography and stroke kinematics during ergometer and on-water rowing. *Journal of Sports Sciences*, 32(12), 1127-1138. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.886128>
- Fohanno, V., Nordez, A., Smith, R., & Colloud, F. (2015). Asymmetry in elite rowers : Effect of ergometer design and stroke rate. *Sports Biomechanics*, 14(3), 310-322. <https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1060252>
- Galle, S., Malcolm, P., Derave, W., & De Clercq, D. (2014). Enhancing performance during inclined loaded walking with a powered ankle-foot exoskeleton. *EUROPEAN JOURNAL OF APPLIED PHYSIOLOGY*, 114(11), 2341–2351. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2955-1>
- Goislard de Monsabert, B., Caumes, M., Berton, E. et al. Influence of Force–Length Relationship and Task-Specific Constraints on Finger Force-Generating Capacities. *Ann Biomed Eng* (2023). <https://doi.org/10.1007/s10439-023-03276-0>
- Graham, R. B., Oikawa, L. Y., & Ross, G. B. (2014). Comparing the local dynamic stability of trunk movements between varsity athletes with and without non-specific low back pain. *Journal of Biomechanics*, 47(6), 1459-1464. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.01.033>
- Greene, A. J., Sinclair, P. J., Dickson, M. H., Colloud, F., & Smith, R. M. (2009). Relative shank to thigh length is associated with different mechanisms of power production during elite male ergometer rowing. *Sports Biomechanics*, 8(4), 302-317. <https://doi.org/10.1080/14763140903414391>
- Greene, A. J., Sinclair, P. J., Dickson, M. H., Colloud, F., & Smith, R. M. (2013). The effect of ergometer design on rowing stroke mechanics. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(4), 468-477. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01404.x>
- Griffin, A. R., Perriman, D. M., Neeman, T. M., & Smith, P. N. (2020). Musculoskeletal Injury in Paddle Sport Athletes. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 30(1), 67–75. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000565>
- Held, S., Siebert, T., & Donath, L. (2020). Changes in mechanical power output in rowing by varying stroke rate and gearing. *European journal of sport science*, 20(3), 357–365. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1628308>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Hill, H., & Fahrig, S. (2009). The impact of fluctuations in boat velocity during the rowing cycle on race time. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 19(4), 585–594. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00819.x>
- Hofmijster, M. J., Landman, E. H. J., Smith, R. M., & Van Soest, A. J. K. (2007). Effect of stroke rate on the distribution of net mechanical power in rowing. *Journal of Sports Sciences*, 25(4), 403-411. <https://doi.org/10.1080/02640410600718046>

- Hofmijster, M. J., Lintmeijer, L. L., Beek, P. J., & Soest, A. J. K. van. (2018). Mechanical power output in rowing should not be determined from oar forces and oar motion alone. *Journal of Sports Sciences*, 36(18), 2147-2153. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1439346>
- Hohmuthh, R., Schwensow, D., Malberg, H., & Schmidt, M. (2023). A Wireless Rowing Measurement System for Improving the Rowing Performance of Athletes. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 23(3), 1060. <https://doi.org/10.3390/s23031060>
- Hokari, K., Pramudita J. A., Ito M., Noda S. & Tanabe Y. (2019) The relationships of gripping comfort to contact pressure and hand posture during gripping. *International Journal of Industrial Ergonomics* 84-91(70). <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2019.01.010>
- Hokari, K., Arimoto R., Pramudita J. A., Ito M., Noda S. & Tanabe Y. (2019) Palmar Contact Pressure Distribution During Grasping a Cylindrical Object: Parameter Study Using Hand Finite Element Model. *Advanced Experimental Mechanics* 4, 135-140 https://doi.org/10.11395/aem.4.0_135
- Hokari, K., Ikarashi M., Pramudita J. A., Ito M., Noda S. & Tanabe Y. (2021) The factors that affect gripping comfort score, palmar contact pressure and fingers posture during gripping columnar objects *Mechanical Engineering Journal* 8, 20-40 <https://doi.org/10.1299/mej.20-00406>
- Holt, A. C., Siegel, R., Ball, K., Hopkins, W. G., & Aughey, R. J. (2022). Prediction of 2000-m on-water rowing performance with measures derived from instrumented boats. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. <https://doi.org/10.1111/sms.14125>
- Holsgaard-Larsen, A., & Jensen, K. (2010). Ergometer rowing with and without slides. *International journal of sports medicine*, 31(12), 870–874. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1265148>
- Hosea, T. M., & Hannafin, J. A. (2012). Rowing injuries. *Sports health*, 4(3), 236–245. <https://doi.org/10.1177/1941738112442484>
- Jamison, S. T., McNally, M. P., Schmitt, L. C., & Chaudhari, A. M. W. (2013). The effects of core muscle activation on dynamic trunk position and knee abduction moments: Implications for ACL injury. *Journal of Biomechanics*, 46(13), 2236-2241. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.021>
- Kaufman-Cohen, Y., Portnoy, S., Sopher, R., Mashiach, L., Baruch-Halaf, L., & Ratzon, N. Z. (2018). The correlation between upper extremity musculoskeletal symptoms and joint kinematics, playing habits and hand span during playing among piano students. *PloS one*, 13(12), e0208788. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208788>
- Khan, A. A., O'Sullivan, L., & Gallwey, T. J. (2009). Effects of combined wrist flexion/extension and forearm rotation and two levels of relative force on discomfort. *Ergonomics*, 52(10), 1265–1275. <https://doi.org/10.1080/00140130903040208>
- Kleshnev, V. (1996). The effects of stroke rate on biomechanical parameters and efficiency of rowing. *ISBS-Conference Proceedings Archive*. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/2726>

- Kleshnev, V. (2000). *Power in rowing. ISBS-Conference Proceedings Archive*. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/2258>
- Kleshnev, V. (2016). *The Biomechanics of Rowing*. <https://www.bookdepository.com/Biomechanics-Rowing-Valery-Kleshnev/97817850013381>
- Kong, Y., Lowe, B. D. (2005). Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(6), 495-507. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2004.11.003>
- Konz S., (1983). *Work Design: Industrial Ergonomics*. Grid Publishing Inc
- Kornecki, S., Kebel, A., & Siemiński, A. (2001). Muscular co-operation during joint stabilisation, as reflected by EMG. *European journal of applied physiology*, 84(5), 453-461. <https://doi.org/10.1007/s004210100401>
- Krings, B. M., Shepherd, B. D., Swain, J. C., Turner, A. J., Chander, H., Waldman, H. S., McAllister, M. J., Knight, A. C., & Smith, J. W. (2021). Impact of Fat Grip Attachments on Muscular Strength and Neuromuscular Activation During Resistance Exercise. *Journal of strength and conditioning research*, 35(Suppl 1), S152-S157. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002954>
- Lamoreaux, L., & Hoffer, M. M. (1995). The effect of wrist deviation on grip and pinch strength. *Clinical orthopaedics and related research*, (314), 152-155.
- Le Mansec, Y., Nordez, A., Dorel, S., & Jubeau, M. (2018). Reaction time can be measured during voluntary contractions with electrode array. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 38(2), 338-340. <https://doi.org/10.1111/cpf.12455>
- Lintmeijer, L. L., Hofmijster, M. J., Fishedick, G. A. S., Zijlstra, P. J., & Soest, A. J. “Knoek” V. (2018). Improved determination of mechanical power output in rowing: Experimental results. *Journal of Sports Sciences*, 36(18), 2138-2146. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1367821>
- McGregor, A., Anderton, L., & Gedroyc, W. (2002). The assessment of intersegmental motion and pelvic tilt in elite oarsmen. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(7), 1143-1149. <https://doi.org/10.1097/00005768-200207000-00015>
- McGregor, A. H., Bull, A. M., & Byng-Maddick, R. (2004). A comparison of rowing technique at different stroke rates: a description of sequencing, force production and kinematics. *International journal of sports medicine*, 25(6), 465-470. <https://doi.org/10.1055/s-2004-820936>
- Mohseni-Bandpei, M. A., Keshavarz, R., Minoonejhad, H., Mohsenifar, H., & Shakeri, H. (2012). Shoulder pain in Iranian elite athletes: the prevalence and risk factors. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 35(7), 541-548. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2012.07.011>
- Mustard, B. E., & Lee, R. G. (1987). Relationship between EMG patterns and kinematic properties for flexion movements at the human wrist. *Experimental brain research*, 66(2), 247-256. <https://doi.org/10.1007/BF00243302>

Nelson-Wong, E., & Callaghan, J. P. (2010). Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 256-263.

<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.04.009>

O'Sullivan, L.W., & Gallwey, T.J. (2001) Forearm discomfort for repeated isometric torque exertions in pronation and supination. *Contemporary Ergonomics 2001*, Proceedings of the Ergonomics Society Annual conference 2001.

Reid, D. A., & McNair, P. J. (2000). Factors contributing to low back pain in rowers. *British journal of sports medicine*, 34(5), 321–322. <https://doi.org/10.1136/bjsm.34.5.321>

Revilla, J. A., Priadythama, I., Loh, P. Y., & Muraki, S. (2022). Effects of various handle shapes and surface profiles on the hand-arm responses and comfort during short-term exposure to handle vibration. *Journal of occupational and environmental hygiene*, 19(6), 353–369. <https://doi.org/10.1080/15459624.2022.2063877>

Robinson, M. A., Vanrenterghem, J., & Pataky, T. C. (2015). Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 25(1), 14–19. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.10.018>

Rossi, J., Berton, E., Grélot, L., Barla, C., & Vigouroux, L. (2012). Characterisation of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handle diameter. *Ergonomics*, 55(6), 682–692. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.652195>

Rossi, J., Goislard De Monsabert, B., Berton, E., & Vigouroux, L. (2015). Handle Shape Affects the Grip Force Distribution and the Muscle Loadings During Power Grip Tasks. *Journal of applied biomechanics*, 31(6), 430–438. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0171>

Rumball, J. S., Lebrun, C. M., Di Ciacca, S. R., & Orlando, K. (2005). Rowing injuries. *Sports medicine*, 35(6), 537–555. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535060-00005>

Seo, N. J., Armstrong, T. J., & Young, J. G. (2010) Effects of handle orientation, gloves, handle friction and elbow posture on maximum horizontal pull and push forces, *Ergonomics*, 53(1), 92-101. <https://doi.org/10.1080/00140130903389035>

Seo, N. J., & Armstrong, T. J. (2011). Effect of elliptic handle shape on grasping strategies, grip force distribution, and twisting ability. *Ergonomics*, 54(10), 961–970. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.606923>

Shiri, R., Viikari-Juntura, E., Varonen, H., & Heliövaara, M. (2006). Prevalence and determinants of lateral and medial epicondylitis: a population study. *American journal of epidemiology*, 164(11), 1065–1074. <https://doi.org/10.1093/aje/kwj325>

Simon, F. R., Ertel, G. N., Duchene, Y., Maciejewski, M., Gauchard, G. C., & Mornieux, G.(2023) Prediction of rowing ergometer performance by technical and core stability parameters, *Journal of Sports Sciences*, 4(5), 399-407, <https://doi.org/10.1080/02640414.2023.2219076>

- Smith, R. M., & Loschner, C. (2002). Biomechanics feedback for rowing. *Journal of sports sciences*, 20(10), 783–791. <https://doi.org/10.1080/026404102320675639>
- Song, D., Kim, E., Bak, H., & Shin, G. (2021). Effect of hand loads on upper extremity muscle activity during pushing and pulling motions. *Applied ergonomics*, 96, 103504. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103504>
- Soper, C., & Hume, P. A. (2004). Towards an ideal rowing technique for performance : The contributions from biomechanics. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 34(12), 825-848. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434120-00003>
- Thornton, J. S., Vinther, A., Wilson, F., Lebrun, C. M., Wilkinson, M., Di Ciacca, S. R., Orlando, K., & Smoljanovic, T. (2017). Rowing Injuries: An Updated Review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(4), 641–661. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0613-y>
- Tiley, A. R., Dreyfuss, H. (2001) *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design*. Revised Edition Associates
- Vigouroux L, Rossi J, Foissac M, Grélot L, Berton E. Finger force sharing during an adapted power grip task. (2011) *Neurosci Lett.* ;504(3):290–294. doi:10.1016/j.neulet.2011.09.050
- Vinther, A., Alkjaer, T., Kanstrup, I.-L., Zerahn, B., Ekdahl, C., Jensen, K., Holsgaard-Larsen, A., & Aagaard, P. (2013). Slide-based ergometer rowing : Effects on force production and neuromuscular activity. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(5), 635-644. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01441.x>
- Wang, C., Cai, D. (2017). Hand tool handle design based on hand measurements. *MATEC Web of Conferences*, 119(1), 1-4. <https://doi.org/10.1051/matecconf/201711901044>

Légende des figures, tableaux et équations

Figure 1 : Canoë de Pesse. (museaindrenthe.nl).....	8
Figure 2 : Eperonnage d'une trière. (wordpress.com)	9
Figure 3 : Dame de nage et angle de l'aviron (Warmenhoven et al., 2018; Istockphoto)	1
Figure 4 : Séquencement du cycle d'aviron.....	2
Figure 5 : Phase de propulsion	3
Figure 6 : Kinogramme de la séquence d'aviron sur ergomètre avec le catch (A), mi-propulsion (B), finish (C) et mi-retour (D).	4
Figure 7 : Ergomètre Concept2 (Concept.com)	4
Figure 8 : Ergomètre dynamique RowPerfect3 (RowPerfect.com)	5
Figure 9 : Pelles au carré au catch (A) et au passage au plat au finish (B ; Fédération Française d'Aviron).....	6
Figure 10 : Perturbations d'un bateau (Cuijpers et al., 2016)	9
Figure 11 : Modélisation de courbes de puissances selon quatre styles techniques (Kleshnev, 2016) ..	10
Figure 12 : Dos du poignet (Lebrun, 1999)	14
Figure 13 : Muscles de la main et du canal carpien (© PR-Eric-Roulot).....	17
Figure 14 : Préhension normale (A), Hook grip (B; Ma Strength.com), Open grip (C).	18
Figure 15 : Poignée d'ergomètre Concept 2 (Concept 2.com)	19
Figure 16 : Poignées de bateau	20
Figure 17 : Poignée avec revêtement lisse et texturé avec forme : (a) circulaire, (b) en ogive, et (c) elliptique (Revilla et al., 2022)	21
Figure 18 : Mesure de la main et de la poignée : (A) longueur de main, (B) largeur de main, (C) diamètre latéral, et (D) diamètre antéro-postérieur (Wang & Cai, 2017).....	22
Figure 19 : Répartition de la force de préhension et force de préhension maximale selon le diamètre (adapté de Rossi et al., 2012).....	23
Figure 20 : Formes de poignées circulaire, elliptique et en ogive (Rossi et al., 2015)	25
Figure 21 : Contribution de chaque doigt à la force maximale de préhension en fonction de la forme de poignée (adapté de Rossi et al., 2015)	26
Figure 22 Poignée ergonomique à côté du manche et de la poignée Concept 2 (A), Vue de coupe des deux poignées (B) (dimensions en mm), Montage de la poignée sur le manche Concept (C).....	33
Figure 23 : Profils angulaires (°) moyen (trait plein) et écart-types (pointillé) avec la poignée standard (trait simple) et la poignée ergonomique (trait double) à cadence compétitive. Les différentes articulations sont décrites, i.e. antépulsion-rétropulsion de l'épaule (A), abduction-adduction de l'épaule (B), flexion-extension du coude (C), flexion-extension du poignet (D), et déviation radio- ulnaire du poignet (E).	39
Figure 24 : Profils neuromusculaires (% de MVC) moyens avec les poignées standards (rouge), les poignées ratio (bleu) et les poignées confort (vert) de Deltoideus Posterior, Deltoideus Anterior, Triceps Brachii Longus, Biceps Brachii, Brachioradialis et Flexor Carpi Ulnaris.....	62

Tableau 1 Amplitudes articulaires moyennes (SD) avec les deux poignées et aux deux cadences (SR).	40
Tableau 2 : Activation neuromusculaires RMS moyennes (SD) avec les deux poignées et aux deux cadences (SR). Flexor Carpi Ulnaris (FCU), Brachioradialis (BR), Biceps Brachii (BB), Triceps Brachii Longus (TBL), Deltoideus Anterior (DA) et Deltoideus Posterior (DP) sont affichés.....	42
Tableau 3 : Notes moyennes (SD) de confort et valeur p pour les deux poignées	42
Tableau 4 Puissances moyennes (SD) des segments avec les deux poignées et au deux cadences (SR)	43
Tableau 5 : Amplitudes articulaires moyennes (SD) avec les trois poignées.	61
Tableau 6 : Activation neuromusculaires RMS moyennes (SD) en % de MV, ainsi que Co-contraction index (CCI) du poignet, du coude et de l'épaule avec les trois poignées. Flexor Carpi Ulnaris (FCU), Brachioradialis (BR), Biceps Brachii (BB), Triceps Brachii Longus (TBL), Deltoideus Anterior (DA) et Deltoideus Posterior (DP) sont affichés.	63
Tableau 7 : Scores de confort moyens (SD) et dimensions moyennes (SD) des poignées.	64
Tableau 8 Vitesse moyenne (SD) du bateau, production de puissance moyenne (SD) des segments avec les trois poignées.....	64
Tableau 9 Tailles de poignées en fonction de la longueur de main	74

Annexes

8. Schémas récapitulatifs de la thèse

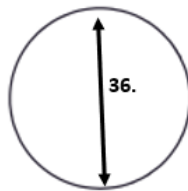
Comparaison des **poignées standards** d'ergomètre avec les **poignées en hexagone irrégulier** pour ergomètre

- Forme circulaire
- Taille unique
- Grip lisse avec forte adhérence

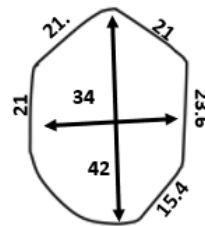


Versus

- Forme d'hexagone irrégulier
- Taille unique (basé sur la longueur moyenne des mains des rameurs)
- Ratio des diamètre 1 : 1,25
- Grip avec de légers picots et forte adhérence



Poignée circulaire



Poignée hexagone irrégulier

Meilleur confort perçu avec l'hexagone irrégulier



Stress articulaire similaire



Performance similaire



Comparaison des **poignées standards** de couple avec les **poignées en hexagone irrégulier individualisées « ratio »** ainsi que les **poignées en hexagone irrégulier individualisées « confort »**



- Forme circulaire
- Taille peu variable
- Grip lisse (cannelé)



- Hexagone irrégulier
- 1:1.25 ratio (18.0%:23.7%)
- Individualisées à la longueur de main
- Homologuées



- Basées sur les poignées ratio
- Individualisées en taille, forme et grip après test-retest avec échelle de confort (0-10)

- Plus de confort
- Moins de stress articulaire de l'épaule
- Même performance

- Plus de confort
- Moins de stress articulaire de l'épaule
- Même performance

9. Valorisation de la thèse

9.1 Article publié dans *Applied Ergonomics* : « Caractérisation des effets d'une poignée ergonomique sur la cinématique et l'activité neuromusculaire du membre supérieur, sur le confort et la performance en aviron sur ergomètre »

Title: Characterizing the effects of an ergonomic handle on upper limbs kinematics and neuromuscular activity, comfort, and performance during ergometer rowing

Authors:

Geoffrey N. Ertel^{ab*}, Guillaume Mornieux^{abc}, Frédéric R.Simon^{abc} and Gérome C. Gauchard^{abc}.

aUniversité de Lorraine, DevAH, F-54000 Nancy, France

bUniversité de Lorraine, CARE Grand Est, Nancy, France

cUniversité de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Nancy, France

Author for correspondence:

Geoffrey N. Ertel

EA 3450 Développement, Adaptation et Handicap (DevAH), Faculté de Médecine

9 avenue de la Forêt de Haye CS 50184

54505 VANDOEUVRE LÈS NANCY

Tel.: +33 (0)3 83 68 37 45

Email: geoffrey.ertel@univ-lorraine.fr

Authors ORCiDs and media:

Geoffrey N. Ertel. ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0483-0135>

Guillaume Mornieux. ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5756-9642>

Frédéric Simon. ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8137-0262>

Gérome C. Gauchard. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2489-9343>

Highlights:

- The ergonomic irregular hexagon handle improves gripping comfort during ergometer rowing.
- The ergonomic handle does not influence upper limbs kinematics and neuromuscular stress, as well as ergometer rowing performance.
- The ergonomic handle shows possible biomechanical benefits if it is further individualized with respect to the rower's hand length.
- The concomitant Flexor Carpi Ulnaris and Brachioradialis muscles activity stiffens the wrist joint at the beginning of the drive prior to the wrist flexion and ulnar deviation.

Abstract:

Articular stress and discomfort during repetitive movements may impact the risk of injuries of the upper limbs during ergometer rowing, especially when using a regular circular handle. Therefore, the purpose of the study was to propose and evaluate the influence of an ergonomic handle on upper limbs biomechanics, comfort and performance during ergometer rowing. An ergonomic irregular hexagon handle, with a 1:1.25 width/length diameters ratio, has been developed. Left upper limb kinematics and neuromuscular activity, perceived comfort and power production were monitored for 29 expert rowers. The ergonomic handle increased the perceived comfort while maintaining the overall articular stress and performance as the same level compared to the regular handle. We recommend using irregular hexagon handles with 1:1.25 ratio for ergometer rowing. Further improvements of the ergonomic handle such as an individualization based on the user's hand length may further enhance comfort and achieve better performance.

Keywords: Ergonomics, Handle, Rowing, Upper limb, Pattern

Abbreviations:

- FCU: Flexor Carpi Ulnaris
- BR: Brachioradialis
- BB: Biceps Brachii
- TBL: Triceps Brachii Longus
- DA: Deltoideus Anterior
- DP: Deltoideus Posterior
- SPM: Statistical parametrical mapping

1. Introduction

In ergometer rowing, the propulsive handle power is generated by the cyclic movement sequence of the rowers, consisting of a leg extension producing power at the foot-stretcher level, closely followed by a trunk and hip extension and finished by an arm pull to transfer the whole power to the handle (Kleshnev, 2016).

At the handle level, peak forces ranging from 800N to 1100N are applied, depending on the ergometer condition and the experience of the rower (McGregor et al, 2004; Colloud et al., 2007). Accordingly, large force applications are expected to occur at the whole upper limb, especially at the wrist, the elbow and the shoulder joints, due to the force transfer and production during rowing. This puts these complex joints at risk of injuries and cumulative traumatic disorders, especially when repeating around 1800 propulsive cycles per training session (Reid & McNair, 2000). A global injury rate of 3.7 per 1000 hours in rowing has been reported in the literature (Thornton et al., 2017). More generally, musculoskeletal upper limb injuries are frequent in paddle sports representing 58.5% of the total injuries. More specifically, 16.5%, 11 % and 31 % of these injuries affect the wrist, elbow, and shoulder joints, respectively (Mohseni-Bandpei et al., 2012; Griffin et al., 2020). In addition, given the large motion between the catch and finish positions, a high joint range of motion of the upper limb could contribute to this injury risk. However, to the best of our knowledge, such kinematics description has only been partially proposed recently (Hohmuth et al., 2023).

This articular stress could also be related to the handle conception. Indeed, the handle diameter has to be considered, since a too thick handle has been reported to decrease grip strength and increase grip fatigability (Krings & al., 2019). Maximal grip strength has been found for handle diameters varying between 25 and 40mm (Rossi et al., 2012). In addition, studies showed that handle diameter should approximate 20% of the hand length for circular handles, when based on an average hand length around 177mm (Wang et al., 2002; Kong & Lowe, 2005). Moreover, the cylindrical handle, typically used during ergometer rowing might not be the optimal handle shape for a strong grip with reduced loads. Indeed, an elliptic shape is supposed to induce a simplification of the prehension pattern and a more homogeneous force exertion between proximal and distal areas of the finger, leading to a lower discomfort and a potential injury risk reduction (Cochran & Riley, 1986; Kong & Lowe, 2005, Rossi et al. 2015). The optimal elliptic shape should consider a 1:1.25 ratio between width and length diameters to prevent cumulative trauma disorders and increase comfort for hand and wrist joints during

pushing and pulling (Cochran & Riley, 1986; Wang & Cai, 2017). Put differently, this elliptic shape ratio would represent width and length diameters of respectively 17.3% and 21.5% of the hand length. Finally, the type of contact surface, or grip, also has an impact on handle gripping, where the use of a smooth grip seems to provide a more stable and comfortable gripping with less friction and larger contact surface (Revilla et al., 2022).

The regular Concept 2 handle (Morrisville, VT, USA) for ergometer rowing is a circular handle of 36.5 mm of diameter with a smooth grip mounted on the handle shaft (Revilla et al., 2022). This handle does not seem to be optimal regarding some of its characteristics. There is, nevertheless, no study that evaluated other handles, i.e. more ergonomic, in ergometer or boat rowing. Together with this possible impact on articular stress and comfort, such an ergonomic handle could therefore possibly influence rowing performance, by increasing the mechanical power output (Bourdin et al., 2004; Buckeridge et al., 2016; Colloud et al., 2006; Greene et al., 2013).

In this context, this study aimed to measure the impact of using an ergonomic handle on upper limbs joint kinematics and neuromuscular activity, comfort and performance during ergometer rowing. We hypothesized that the ergonomic handle, compared to the regular handle, would reduce the neuromuscular activity of the upper limb, and also improve comfort and performance.

2. Methods

2.1 Participants

Twenty-nine healthy and voluntary rowers with international or national competitive experience were recruited (6 women and 23 men, 21.0 ± 2.9 years old; 186 ± 8 cm; 79.9 ± 10.5 kg; hand length: 194 ± 9 mm). There were no participants with any current injuries. All participants were informed about the measurements, purpose and possible risks associated with the experimental set-up, gave their written consent prior to these measurements and conformed to the requirements of the Declaration of Helsinki.

2.2 Test procedure

A new handle design for rowing ergometer has been developed to match the size, shape and grip recommendations (Rossi et al., 2015; Revilla et al., 2022). The handle shape is derived from an elliptic shape with the 1:1.25 ratio between the lateral diameter and the antero-posterior

diameter to an irregular hexagon that still follows the 1:1.25 ratio with respectively 34 mm and 42 mm based on the average hand length of the participants (Cochran & Riley, 1986, Wang & Cai, 2017). The irregular hexagon has six faces with 3 planes matching the finger phalanxes, a plane for the last phalanx of the thumb, a round placed at the thenar eminence and a plane at the hypothenar eminence (Cochran & Riley, 1986). This handle is slightly patterned and covered with a smooth grip (Revilla et al., 2022). This new ergonomic handle can be placed on the shaft of the Concept 2 handle instead of the regular handles (Care, Nancy, France) (Figure 1).

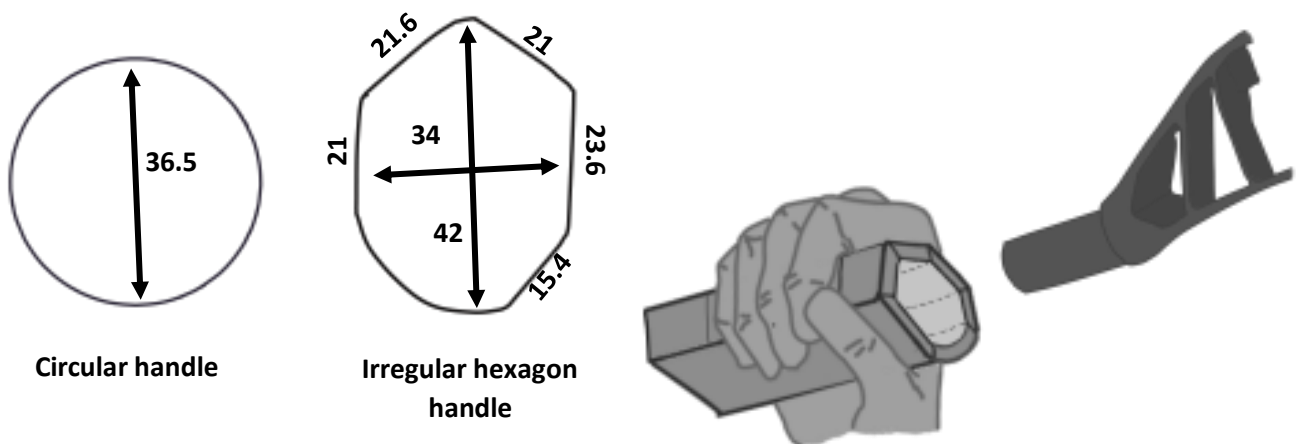


Figure 1 New ergonomic handle concept for ergometer next to the Concept 2 Shaft and handle (A), Cross-section view of the two handles (B) (with dimensions in mm), and mounting of the handle on the shaft (C).

Rowers performed, after a free warm-up, four one-minute trials at maximal intensity (with the gearing opened at level 10) on the ergometer using two different handle conditions at two different stroke rates. The two tested handles were the usual Concept II (Morrisville, VT, USA)

handle and the ergonomic handle described above. For each handle, one trial at a fixed stroke rate of 20 strokes per minute and one at their own competitive stroke rate were evaluated. Twenty strokes per minutes were chosen since it represented their most used stroke rate for training. Their personal competitive stroke rate was chosen to simulate closely competition condition since the stroke rate is known to influence kinematics and power productions. (McGregor et al., 2004; Hill & Fahrig, 2009; Ettema et al., 2022). In order to control this stroke rate, rowers had direct feedback of this parameter, displayed in front of them. The order of conditions was randomized to avoid any order effect. In addition to the mechanical variables of ergometer rowing, kinematics and neuromuscular parameters of the upper limb were measured during 15 consecutive strokes after the rower reached their stroke rate.

The mobile rowing ergometer (RP3®, Care RowPerfect BV, Haaksbergen, The Netherlands) was equipped with Biorow Catch Training System (BioRow Tech, BioRow, London, UK) composed of load cells with strain gauges at the handle cable, and at the left and right foot stretchers in order to determine the applied effective forces (the horizontal component at the foot stretcher). It was also coupled with three spring-loaded strings recording seat, trunk, and handle displacements relative to the foot stretcher. All Biorow data were synchronized and recorded at 25Hz.

The left-hand side was used for measurements since it is the left-hand crossing over the right hand during scull rowing on boat. Left upper limb kinematics was measured using four inertial measurement units (IMU; iSen, STT Systems, San Sebastián, Spain) placed on the left third metacarpal bone for the hand, between the radius and ulna for the forearm, on the lateral side of the arm, and at the third thoracic vertebrae (T3) for trunk. The hand IMU was secured by means of a thin mitten without any hinderance for the participants. These data were recorded at 100Hz. The use of inertial measurement units did not cause of any discomfort because of their low mass (0.046 kg) and small size (56 x 38 x 18 mm) and was a valid methodology for measuring upper limb movements during rowing (Brice, Millet & Philippa, 2022).

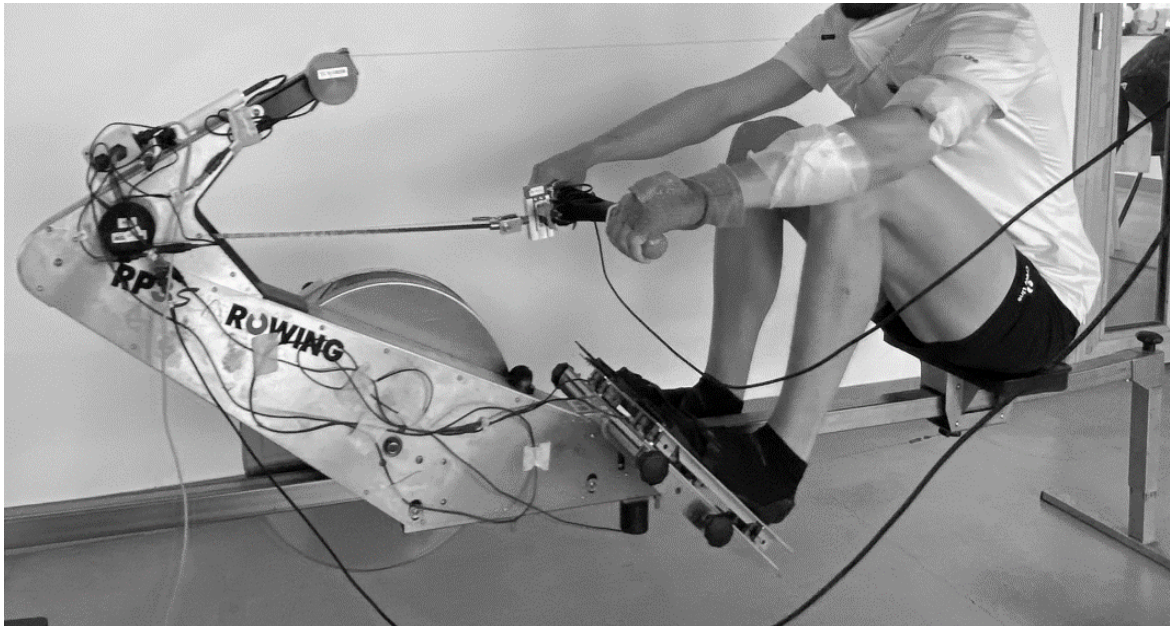


Figure 2 Experimental Setup with foot stretcher force sensor and strain gauge fixed to the handle shaft (white full circle), spring loaded strings (white dotted circles), EMG and IMU sensors (black dotted circles).

The neuromuscular parameters of the upper limb were measured by using surface electromyography (EMG) at 2000Hz with Trigno Snap Lead sensors (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA). Prior to measurements, the skin was shaved, sanded, and cleaned. An impedance below 5k Ω was set as a criterion for a good preparation. Electrodes (Ambu® BlueSensor SP, Ambu A/S, Ballerup, Denmark) were attached parallel to muscle fiber of the Flexor Carpi Ulnaris (FCU), the Brachioradialis (BR), the Biceps Brachii (BB), the Triceps Brachii Longus (TBL), the Deltoideus anterior (DA) and the Deltoideus posterior (DP) of the left side, according to previous literature for upper limbs during pushing and pulling motions (Song, Kim, Bak & Shin, 2021) and in line with the SENIAM project's recommendations (Hermens et al., 2000). In details, electrodes were placed at $\frac{1}{4}$ of the line going from the medial epicondyle of the left humerus to the ulnar styloid for FCU, at $\frac{1}{4}$ of the line going from the lateral epicondyle of the left humerus to the radial styloid for BR, at $\frac{1}{3}$ from de fossa cubit on the line between the left medial acromion and the fossa cubit for BB, at $\frac{1}{2}$ of the line between the posterior crista of the left acromion and the olecranon at two fingers widths medial from this line for TBL, at one finger width distal and anterior from the left acromion for DA, and DP electrodes were located at two fingers widths behind the left acromion. In addition, the Delsys Trigger Adapter (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA) recorded the handle position signal from Biorow in order to synchronize the different recordings.

A comfort scale was used to compare the perceived grip comfort, size comfort and shape comfort of each handle. Each item was noted on a scale going from 0 to 10 with 10 representing the maximal comfort, after having completed each condition (Revilla et al., 2022).

2.3 Data analysis

Seat, trunk and handle positions were filtered with a 4th order Butterworth low-pass filter at 5Hz. Handle and foot-stretcher effective forces were filtered with a similar filter but at 10Hz (Fohanno et al., 2015; Greene et al., 2009).

After deriving positions to get trunk, seat and handle velocity, power (P) at each segment was calculated as follows (Kleshnev, 2000):

$P_{\text{handle}} (W) = \text{handle force} * \text{handle velocity}.$

$P_{\text{legs}} (W) = (\text{left foot-stretcher force} + \text{right foot-stretcher force}) * \text{seat speed}.$

$P_{\text{trunk}} (W) = \text{handle force} * (\text{trunk velocity} - \text{seat velocity}).$

$P_{\text{arms}} (W) = \text{handle force} * (\text{handle velocity} - \text{trunk velocity}).$

The average handle power output during the drive phase was defined as the main ergometer performance parameter (Buckeridge et al., 2016). The drive phase was determined from the catch (minimal handle position) to the finish (maximal handle position). Average arms power, trunk power, and legs power were the secondary performance and technique parameters.

IMUs data were filtered with a 10Hz 4th order low-pass filter. Wrist (flexion-extension and radio-ulnar deviation), elbow (flexion-extension with 0° at full extension), and shoulder (antepulsion-retropulsion in the sagittal plane and abduction-adduction in the frontal plane with 0° corresponding to a neutral hanging arm) range of motion (ROM, °) were determined as articular stress parameters (Khan, O'Sullivan & Gallwey, 2009; Kaufman-Cohen et al., 2018; Brice, Millett & Philippa, 2022).

EMG data of each muscle was filtered with a 4th order Butterworth band-pass filter at 30-450Hz, and a 25ms electromechanical delay was considered (Le Mansec et al., 2018). Root mean square (RMS) with a 50ms window were used on each muscle signal to get envelopes over the rowing cycle. In addition, a RMS was applied on the filtered EMG signals over the drive phase. One EMG outlier was removed from the dataset.

2.4 Statistics

In order to test the effect of the handle type and a potential interaction effect with the stroke rate, repeated measures ANOVAs were performed with Jamovi (2.3.26, JASP project, Amsterdam, Netherlands) on the kinematic, neuromuscular, performance and comfort variables, after the normal distribution of these parameters was confirmed with Shapiro-Wilk tests.

An average rowing cycle was also determined for every variable presented before and for each participant, in order to tease out possible handle effects over specific time windows with statistical parametrical mapping (SPM) with Matlab (R2022b, The MathWorks Inc, Natick, USA; Robinson, Vanrenterghem & Pataky, 2014; Date et al., 2021).

3. Results

3.1 Kinematics

The kinematic pattern of the shoulder, elbow and wrist joints during the rowing cycle (as illustrated in Figure 4) is described in Figure 3. During the drive phase, the shoulder described an 80° retropulsion, from an 80° antepulsed position to 0° neutral position at finish. Shoulder also did a 30° abduction in the last third of the drive phase, from a 20° abducted position up to 50°. During the first quarter of the recovery phase, both retropulsion and abduction increased of about 20°. The rest of the recovery phase consisted of an antepulsion and adduction to return to the catch position. The elbow maintained a 20° flexed position during two thirds of the drive phase, before executing a 60° flexion to reach an 80° flexed position at finish. Elbow flexion continued during the first third of the recovery phase before extending back to the catch position. The wrist maintained roughly in a neutral position until half drive, before producing a flexion to reach a 20° position at catch. Wrist also executed a 15° ulnar deviation (with great variability between participants) from a 5° to a 20° ulnar deviated position during drive phase.

There was no significative difference in joint ROM parameters between the two handles and whatever the stroke rate condition (Table 1). In addition, there was no influence of the handle on the stroke rate (Table 1). The SPM analysis did not reveal any effect of the handle condition on the joint kinematic profiles of the upper limb. Finally, there was no stroke rate main effect on upper limb kinematics.

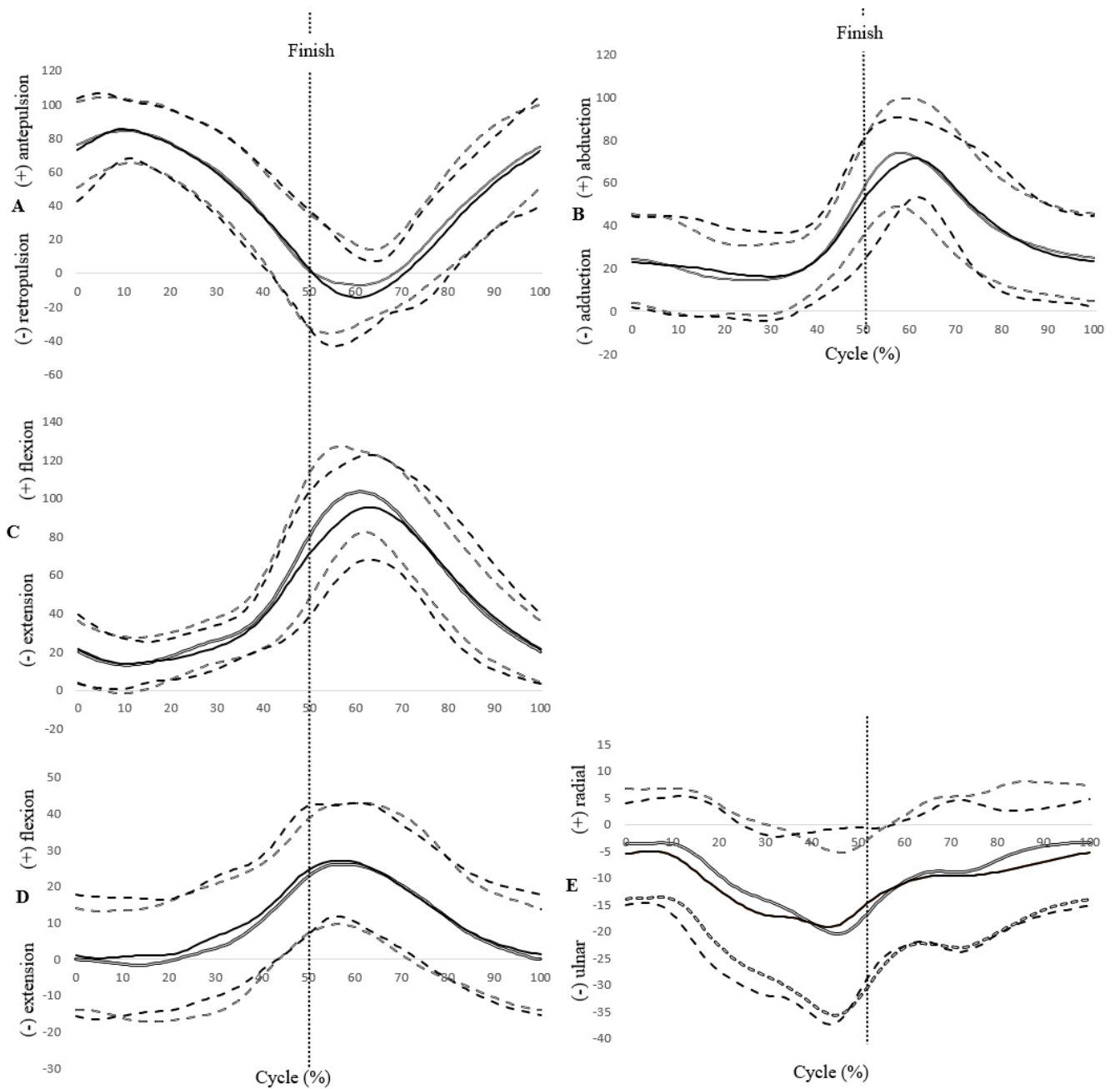


Figure 3 Group average (solid line) and standard deviations (dotted lines) joint angle profiles ($^{\circ}$) during the rowing cycle with the standard handle (simple lines) and ergonomic handle (double lines) at the competitive stroke rate. The different joints kinematics are depicted, i.e. shoulder antepulsion-retropulsion (A), shoulder abduction-adduction (B), elbow flexion-extension (C), wrist flexion-extension (D), and wrist radio-ulnar deviation (E).

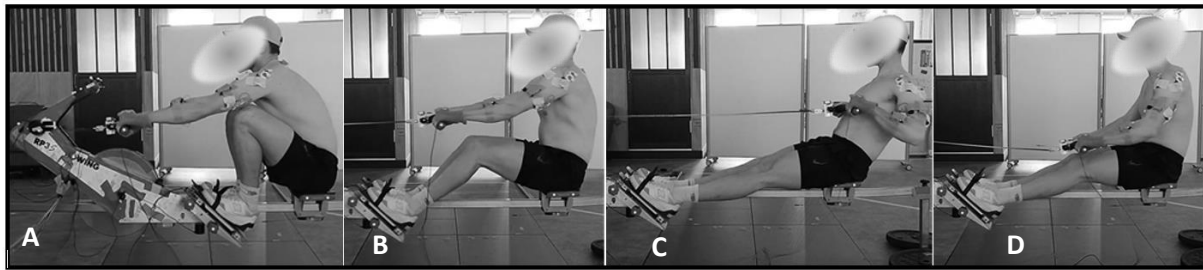


Figure 4 Kinogram of the rowing sequence of a rower with catch (A), mid-drive (B), finish (C) and mid-recovery (D).

Table 1 Mean (SD) joint ROM of the upper limb with the two different handles at the different stroke rates (SR).

Joint ROM	Standard Low SR	Ergonomic Low SR	Standard Competitive SR	Ergonomic Competitive SR
Shoulder Flexion/Extension (°)	116 (27)	115 (24)	118 (38)	113 (27)
Shoulder Abduction-Adduction (°)	72 (16)	71 (15)	72 (17)	74 (16)
Elbow Flexion-Extension (°)	106 (15)	103 (18)	102 (17)	104 (19)
Wrist Flexion-Extension (°)	38 (13)	42 (14)	37 (10)	38 (14)
Wrist Radio-ulnar Deviation (°)	26 (11)	24 (8)	24 (9)	23 (9)
Stroke rate (spm)	21.7 (1.3)	21.9 (1.8)	39.2 (4.4)	38.7 (4.6)

3.2 Neuromuscular recruitment

The neuromuscular pattern of DP, DA, TBL, BB, BR and FCU is described in Figure 5. DP was active during the drive phase with a peak at half drive. DA maintained a low activity during the whole cycle with an important variability between participants. TBL was active during the first two thirds of drive phase with a peak at 30% of the drive phase. Elbow flexors (BB and BR) and wrist muscles (FCU and BR) were active during the majority of the drive phase and reached their peak around half drive (Figure 5).

The results showed no significant differences of neuromuscular recruitment between standard and ergonomic handles at low or competitive stroke rates (Table 2). The lack of significant difference in the neuromuscular activity between handles was also true when analysed with

SPM. However, the results showed a main effect of the stroke rate, since the competitive stroke rate induced a higher recruitment of FCU ($p<0.001$), BR ($p=0.001$), BB ($p<0.001$), and DP ($p=0.001$) muscles. There was also an interaction effect, as the increased recruitment of TBL at higher stroke rate was only yielded with the standard handle ($p<0.05$).

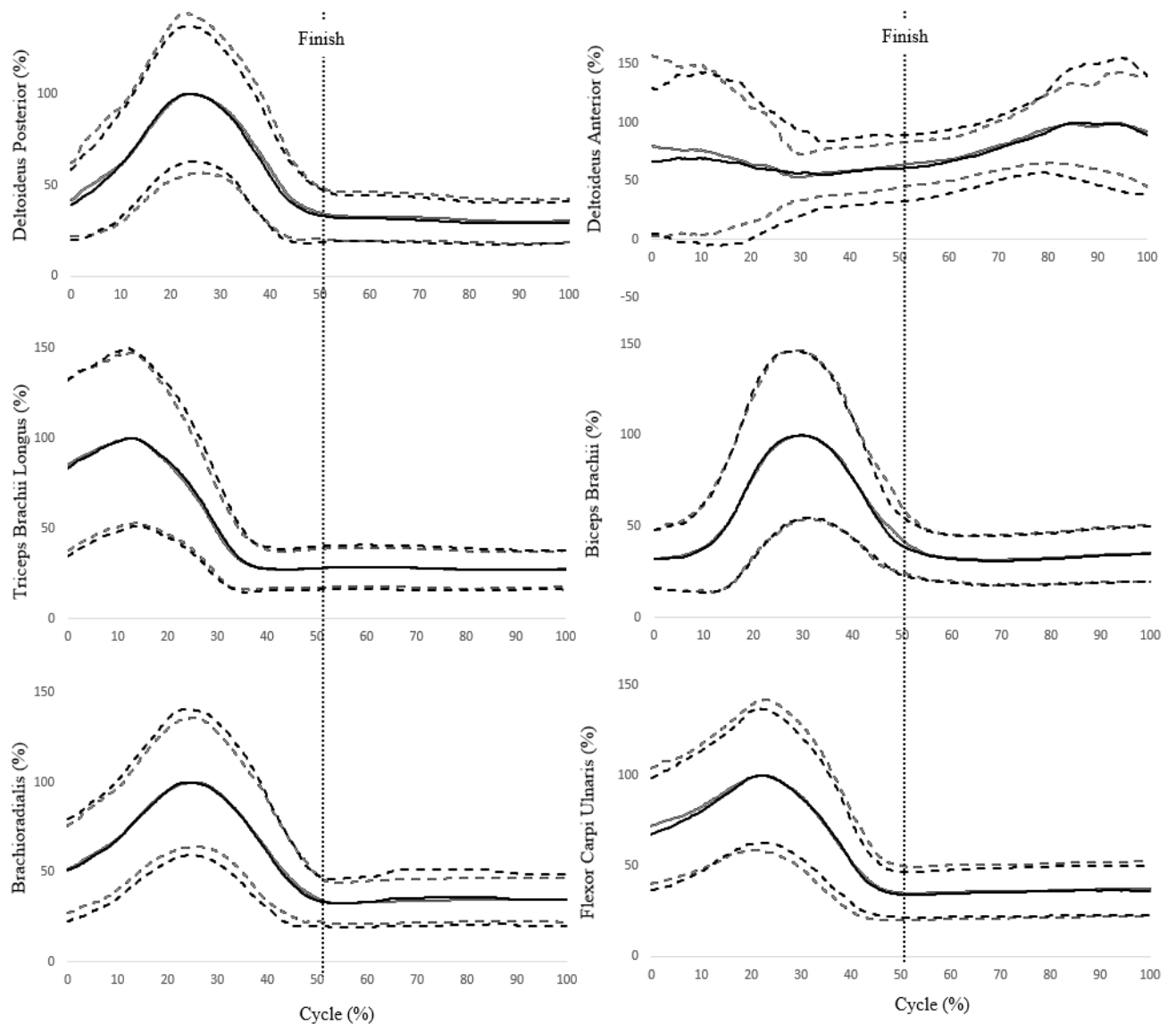


Figure 5 Group average (solid line) and standard deviations (dotted lines) muscle activity envelopes (% of peak activation during the standard condition, for visual comparison between muscles) of the Deltoidus Posterior, Deltoidus Anterior, Triceps Brachii Longus, Biceps Brachii, Brachioradialis and Flexor Carpi Ulnaris muscles during the rowing cycle with the standard handle (simple lines) and ergonomic handle (double lines) at the competitive stroke rate.

Table 2 Mean (SD) of the upper limb muscles activation during the drive phase with the two different handles at the different stroke rates (SR). Flexor Carpi Ulnaris (FCU), Brachioradialis (BR), Biceps Brachii (BB), Triceps Brachii Longus (TBL), Deltoideus anterior (DA) and Deltoideus posterior (DP) are reported.

RMS	Standard	Ergonomic	Standard	Ergonomic
	Low SR	Low SR	Competitive SR	Competitive SR
FCU (μV)	0.37 (0.16)	0.40 (0.14)	0.44 (0.16)	0.44 (0.18)
BR (μV)	0.43 (0.20)	0.45 (0.17)	0.49 (0.19)	0.52 (0.18)
BB (μV)	0.45 (0.24)	0.47 (0.22)	0.52 (0.25)	0.51 (0.25)
TBL (μV)	0.28 (0.14)	0.31 (0.15)	0.31 (0.15)	0.31 (0.14)
DA (μV)	0.06 (0.03)	0.06 (0.03)	0.08 (0.05)	0.08 (0.07)
DP (μV)	0.50 (0.22)	0.50 (0.20)	0.58 (0.22)	0.55 (0.24)

3.3 Comfort

The results also indicated that the ergonomic handle was significantly more comfortable in terms of shape and grip compared to the standard handle (Table 3).

Table 3 Mean (SD) comfort scales and p values for standard and ergonomic handles.

Handle characteristics	Standard handle	Ergonomic handle	<i>p</i>
Size	6.85 (0.97)	6.77 (1.04)	
Shape	6.83 (1.16)	7.88 (0.96)	0.001
Grip	6.92 (1.18)	7.45 (0.82)	0.014

3.4 Performance

There was no significant difference between handles for the averaged performance variables (Table 4), and no SPM differences were found between the ergonomic and standard handle

conditions, whatever the stroke rate. There was a significant effect of stroke rate on performance, with increased power production at each level ($p < 0.001$; Table 4).

Table 4 Mean (SD) rowing performance parameters with the two different handles at the different stroke rates (SR).

Rowing variables	Standard	Ergonomic	Standard	Ergonomic	SR Effect (<i>p</i>)
	Low SR	Low SR	Competitive SR	Competitive SR	
Handle power (W)	1061 (253)	1061 (257)	1157 (331)	1204 (285)	<0.001
Legs power (W)	545 (202)	547 (214)	604 (240)	627 (224)	<0.001
Trunk power (W)	457 (129)	466 (138)	521 (152)	506 (152)	<0.001
Arms power (W)	146 (65)	146 (63)	193 (75)	187 (73)	<0.001

4. Discussion and Implications

The aim of the present study was to evaluate the impact of using an ergonomic handle on upper limb kinematics and neuromuscular activity, perceived comfort and performance during ergometer rowing. The main finding was the higher perceived comfort about handle shape and grip provided by the new ergonomic handle. Moreover, there was no significant influence of the ergonomic handle on the upper limb kinematics and neuromuscular activity, and ergometer rowing performance was maintained at the same level when using this new handle.

4.1 Handle type effect

The greater perceived comfort with the ergonomic handle could reflect a lesser grip effort with an easier gripping pattern (Cochran & Riley, 1986; Kong & Lowe, 2005; Rossi et al., 2015; Revilla et al., 2022). Accordingly, this ergonomic handle could lead to an injury risk reduction for the upper limb, since a lower discomfort has been linked to a lesser injury risk for repetitive movements (O’Sullivan, 2001; Khan, O’Sullivan & Gallwey, 2009). However, the lack of significant difference for neuromuscular activity and joint kinematics between handles rather demonstrated that this ergonomic handle, with an irregular hexagon, does not reduce upper limb joints stress nor reduce the grip effort. Nevertheless, the overall rowing performance was maintained at the same level with the ergonomic handle compared to the standard one. A slight

tendency to produce 4% more handle and legs powers with the ergonomic handle has been even reported at competitive stroke rate. Consequently, there were no important changes relative to the segments power distribution when using the ergonomic handle, indicating that the rowing style was not influenced (Kleshnev, 2000; Kleshnev, 2016). Although the ergonomic handle provided an overall better comfort, its diameter might not be optimized as reported by the lack of improvement rated by the rowers for this item. Accordingly, adapting the handle diameters to the user's hand length could increase grip force and gripping comfort (Kong & Lowe, 2005; Wang & Cai, 2017). An improved individualized version of the handle, adapted to the user's hand length could potentially further improve performance. Indeed, the irregular hexagon shape designed to match phalanxes may not be optimal if the size is not individualized to perfectly match the phalanxes of the user. Nevertheless, in the present study, no association between perceived comfort and length has been found ($R^2 < 0.01$). Also, changing the handle orientation with another shaft to place handles in a similar configuration to scull rowing could enhance performance. Indeed, handles slightly pointing towards the ground, as they would be positioned on boat, could allow a stronger pull (Seo, Armstrong & Young, 2010).

4.2 Stroke rate effect

Increasing stroke rate induced more neuromuscular activity of the wrist muscle (Flexor Carpi Ulnaris and Brachioradialis), of Biceps Brachii, Deltoideus Posterior, and Triceps Brachii Longus (only with standard handle). It also yielded a greater power production of each segment (legs, trunk and arms) and more external power production at the handle level. This stroke rate effect is in accordance with other studies reporting greater force production (Kleshnev, 1996; McGregor et al., 2004; Hohmut et al., 2023), segment power production (Kleshnev, 1996), handle power along with stroke rate increase during ergometer rowing (Hofmijster et al., 2007; Held et al., 2020) or during on water rowing (literature).

4.3 Upper limb kinematics and neuromuscular pattern

Moreover, the present study adds an accurate description of upper limb kinematics and neuromuscular activity during rowing to the body of knowledge. Indeed, while studies, describing neuromuscular and joint kinematics of the upper limb during push and pull movements are referenced (Mustard & Lee, 1987; Kornecki, Keibel & Siemienski, 2021;

Finneran & O'Sullivan, 2012; Fleming, Donne & Fletcher, 2012; Song, Kim, Bak & Shin, 2021), only one study has partially described the neuromuscular and kinematic pattern on boat rowing so far (Hohmut et al., 2023). However, this latter study only described the Biceps Brachii pattern for the upper limb. Hence, the shoulder repropulsion and abduction (Figure 3) were supported by the action of Deltoides Posterior during the whole drive phase with a peak at half drive, usually corresponding to the peak of handle power and arms power production. Deltoides Anterior's low and constant activation seems to have mainly provided co-activation at the shoulder level and assisted the shoulder antepulsion during the recovery phase. Triceps Brachii Longus acted as an agonist of shoulder repropulsion, especially at the beginning of the drive phase. This Triceps Brachii Longus activity would also stiffen the elbow to transfer forces through this joint. The elbow flexion during the drive phase was firstly supported by Brachioradialis, followed by Biceps Brachii, which seems to act later during ergometer rowing compared to boat rowing (Hohmut et al., 2023). The last 20° elbow flexion occurred during the recovery phase without concomitant Biceps Brachii and Brachioradialis activation nor arms power production. This is likely caused by the beginning of the trunk flexion in the early phase of the recovery, flexing even more the arms (McGregor et al., 2004). The concomitant Flexor Carpi Ulnaris and Brachioradialis muscles activity at the beginning of the drive phase would increase the stiffness of the wrist joint, in order to optimize force transfer, since Brachioradialis is also a wrist pronator/supinator. Then, the Brachioradialis might shift its main function during the second half of the drive phase, from a wrist extensor muscle to an elbow flexor. Accordingly, the Flexor Carpi Ulnaris activation would explain the wrist flexion starting at half drive, as well as the ulnar deviation, while the Brachioradialis would support the elbow flexion.

The study had a main limitation. Indeed, the handle size was not individualized as previously discussed, and was too thick for some participants. This limitation was due to the conception of this handle to fit the Concept 2 shaft, instead of being based on its own shaft.

5. Conclusion

To sum up, the present study characterizes upper limbs biomechanics and performance during ergometer rowing with a new ergonomic handle. The irregular hexagon ergonomic handle for ergometer improves comfort for rowers and tends to produce a slightly higher amount of external power output at competitive stroke rate. Therefore, we recommend the use

of ergonomic handle during ergometer rowing. An individualized version of this ergonomic handle could provide further biomechanical and performance effects.

Acknowledgments

The authors thank all the rowers for their participation in the experiments and their coaches for their support.

Funding

This study was supported by the CARE “Centre d’Accompagnement, de Recherche et d’Expertise” Grand Est, Programme Opérationnel FEDER-FSE Lorraine et massif des Vosges 2014-2020

References

Bourdin, M., Messonnier, L., Hager, J. P., & Lacour, J. R. (2004). Peak power output predicts rowing ergometer performance in elite male rowers. *International journal of sports medicine*, 25(5), 368–373. <https://doi.org/10.1055/s-2004-815844>

Brice, S. M., Millett, E. L., & Philippa, B. (2022). The validity of using inertial measurement units to monitor the torso and pelvis sagittal plane motion of elite rowers. *Journal of Sports Sciences*, 0(0), 1-9. <https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2042146>

Buckeridge, E. M., Weinert-Aplin, R. A., Bull, A. M. J., & McGregor, A. H. (2016). Influence

of foot-stretcher height on rowing technique and performance. *Sports Biomechanics*, 15(4), 513-526. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1185459>

Cochran, D. J., & Riley, M. W. (1986). The effects of handle shape and size on exerted forces. *Human factors*, 28(3), 253–265. <https://doi.org/10.1177/001872088602800302>

Colloud, F., Bahuaud, P., Doriot, N., Champely, S., & Chèze, L. (2006). Fixed versus free-floating stretcher mechanism in rowing ergometers: Mechanical aspects. *Journal of Sports Sciences*, 24(5), 479-493. <https://doi.org/10.1080/02640410500189256>

Date, S., Kurumadani, H., Nakashima, Y., Ishii, Y., Ueda, A., Kurauchi, K., & Sunagawa, T. (2021). Brachialis Muscle Activity Can Be Measured With Surface Electromyography: A Comparative Study Using Surface and Fine-Wire Electrodes. *Frontiers in physiology*, 12, 809422. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.809422>

Ettema, G., Haug, A., Ludvigsen, T. P., & Danielsen, J. (2022). The role of stroke rate and intensity on rowing technique. *Sports biomechanics*, 1–22. Advance online publication. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2135457>

- Finneran, A., & O'Sullivan L. (2013) Effects of grip type and wrist posture on forearm EMG activity, endurance time and movement accuracy. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 43(1), 91-99. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2012.11.012>
- Fleming, N., Donne, B., & Mahony, N. (2014). A comparison of electromyography and stroke kinematics during ergometer and on-water rowing. *Journal of Sports Sciences*, 32(12), 1127-1138. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.886128>
- Fohanno, V., Nordez, A., Smith, R., & Colloud, F. (2015). Asymmetry in elite rowers : Effect of ergometer design and stroke rate. *Sports Biomechanics*, 14(3), 310-322. <https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1060252>
- Greene, A. J., Sinclair, P. J., Dickson, M. H., Colloud, F., & Smith, R. M. (2009). Relative shank to thigh length is associated with different mechanisms of power production during elite male ergometer rowing. *Sports Biomechanics*, 8(4), 302-317. <https://doi.org/10.1080/14763140903414391>
- Greene, A. J., Sinclair, P. J., Dickson, M. H., Colloud, F., & Smith, R. M. (2013). The effect of ergometer design on rowing stroke mechanics. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(4), 468-477. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01404.x>
- Hill, H., & Fahrig, S. (2009). The impact of fluctuations in boat velocity during the rowing cycle on race time. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 19(4), 585–594. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00819.x>
- Griffin, A. R., Perriman, D. M., Neeman, T. M., & Smith, P. N. (2020). Musculoskeletal Injury in Paddle Sport Athletes. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 30(1), 67–75. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000565>
- Held, S., Siebert, T., & Donath, L. (2020). Changes in mechanical power output in rowing by varying stroke rate and gearing. *European journal of sport science*, 20(3), 357–365. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1628308>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Hofmijster, M. J., Landman, E. H. J., Smith, R. M., & Van Soest, A. J. K. (2007). Effect of stroke rate on the distribution of net mechanical power in rowing. *Journal of Sports Sciences*, 25(4), 403-411. <https://doi.org/10.1080/02640410600718046>
- Hohmuth, R., Schwensow, D., Malberg, H., & Schmidt, M. (2023). A Wireless Rowing Measurement System for Improving the Rowing Performance of Athletes. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 23(3), 1060. <https://doi.org/10.3390/s23031060>
- Kaufman-Cohen, Y., Portnoy, S., Sopher, R., Mashiach, L., Baruch-Halaf, L., & Ratzon, N. Z. (2018). The correlation between upper extremity musculoskeletal symptoms and joint kinematics, playing habits and hand span during playing among piano students. *PloS one*, 13(12), e0208788. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208788>

- Khan, A. A., O'Sullivan, L., & Gallwey, T. J. (2009). Effects of combined wrist flexion/extension and forearm rotation and two levels of relative force on discomfort. *Ergonomics*, 52(10), 1265–1275. <https://doi.org/10.1080/00140130903040208>
- Kleshnev, V. (1996). The effects of stroke rate on biomechanical parameters and efficiency of rowing. ISBS-Conference Proceedings Archive. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/2726>
- Kleshnev, V. (2000). Power in rowing. ISBS-Conference Proceedings Archive. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/2258>
- Kleshnev, V. (2016). *The Biomechanics of Rowing*. <https://www.bookdepository.com/Biomechanics-Rowing-Valery-Kleshnev/97817850013381>
- Kong, Y., Lowe, B. D. (2005). Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(6), 495-507. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2004.11.003>
- Kornecki, S., Keibel, A., & Siemieński, A. (2001). Muscular co-operation during joint stabilisation, as reflected by EMG. *European journal of applied physiology*, 84(5), 453–461. <https://doi.org/10.1007/s004210100401>
- Krings, B. M., Shepherd, B. D., Swain, J. C., Turner, A. J., Chander, H., Waldman, H. S., McAllister, M. J., Knight, A. C., & Smith, J. W. (2021). Impact of Fat Grip Attachments on Muscular Strength and Neuromuscular Activation During Resistance Exercise. *Journal of strength and conditioning research*, 35(Suppl 1), S152–S157. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002954>
- Le Mansec, Y., Nordez, A., Dorel, S., & Jubeau, M. (2018). Reaction time can be measured during voluntary contractions with electrode array. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 38(2), 338-340. <https://doi.org/10.1111/cpf.12455>
- McGregor, A. H., Bull, A. M., & Byng-Maddick, R. (2004). A comparison of rowing technique at different stroke rates: a description of sequencing, force production and kinematics. *International journal of sports medicine*, 25(6), 465–470. <https://doi.org/10.1055/s-2004-820936>
- Mohseni-Bandpei, M. A., Keshavarz, R., Minoonejhad, H., Mohsenifar, H., & Shakeri, H. (2012). Shoulder pain in Iranian elite athletes: the prevalence and risk factors. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 35(7), 541–548. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2012.07.011>
- Mustard, B. E., & Lee, R. G. (1987). Relationship between EMG patterns and kinematic properties for flexion movements at the human wrist. *Experimental brain research*, 66(2), 247–256. <https://doi.org/10.1007/BF00243302>
- O'Sullivan, L.W., & Gallwey, T.J. (2001) Forearm discomfort for repeated isometric torque exertions in pronation and supination. *Contemporary Ergonomics 2001, Proceedings of the Ergonomics Society Annual conference 2001*.
- Reid, D. A., & McNair, P. J. (2000). Factors contributing to low back pain in rowers. *British journal of sports medicine*, 34(5), 321–322. <https://doi.org/10.1136/bjism.34.5.321>

- Revilla, J. A., Priadythama, I., Loh, P. Y., & Muraki, S. (2022). Effects of various handle shapes and surface profiles on the hand-arm responses and comfort during short-term exposure to handle vibration. *Journal of occupational and environmental hygiene*, 19(6), 353–369. <https://doi.org/10.1080/15459624.2022.2063877>
- Robinson, M. A., Vanrenterghem, J., & Pataky, T. C. (2015). Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 25(1), 14–19. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.10.018>
- Rossi, J., Berton, E., Grélot, L., Barla, C., & Vigouroux, L. (2012). Characterisation of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handle diameter. *Ergonomics*, 55(6), 682–692. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.652195>
- Rossi, J., Goislard De Monsabert, B., Berton, E., & Vigouroux, L. (2015). Handle Shape Affects the Grip Force Distribution and the Muscle Loadings During Power Grip Tasks. *Journal of applied biomechanics*, 31(6), 430–438. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0171>
- Seo, N. J., Armstrong, T. J., & Young, J. G. (2010) Effects of handle orientation, gloves, handle friction and elbow posture on maximum horizontal pull and push forces, *Ergonomics*, 53(1), 92-101. <https://doi.org/10.1080/00140130903389035>
- Song, D., Kim, E., Bak, H., & Shin, G. (2021). Effect of hand loads on upper extremity muscle activity during pushing and pulling motions. *Applied ergonomics*, 96, 103504. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103504>
- Thornton, J. S., Vinther, A., Wilson, F., Lebrun, C. M., Wilkinson, M., Di Ciacca, S. R., Orlando, K., & Smoljanovic, T. (2017). Rowing Injuries: An Updated Review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(4), 641–661. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0613-y>
- Wang, C., Cai, D. (2017). Hand tool handle design based on hand measurements. *MATEC Web of Conferences*, 119(1), 1-4. <https://doi.org/10.1051/matecconf/201711901044>

**9.2 Article soumis dans Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports :
‘Caractérisation des effets d’une poignée ergonomique sur la cinématique et
l’activité neuromusculaire du membre supérieur, sur le confort et la performance en
aviron sur bateau »**

Title: Influence of using individualized ergonomic handles on upper limb kinematics and neuromuscular activity, on perceived comfort and on performance during scull rowing.

Authors:

Geoffrey N. Ertel^{ab*}, Lorenzo Pitto^{ab}, Frédéric R.Simon^{abc}, Guillaume Mornieux^{abc} and
Gérome C. Gauchard^{abc}.

^aUniversité de Lorraine, DevAH, F-54000 Nancy, France

^bUniversité de Lorraine, CARE Grand Est, Nancy, France

^cUniversité de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Nancy, France

Author for correspondence:

Geoffrey N. Ertel

EA 3450 Développement, Adaptation et Handicap (DevAH), Faculté de Médecine

9 avenue de la Forêt de Haye CS 50184

54505 VANDOEUVRE LÈS NANCY

Tel.: +33 (0)3 83 68 37 45

Email: geoffrey.ertel@univ-lorraine.fr

Authors ORCiDs and media:

Geoffrey N. Ertel. ORCiD: <https://orcid.org/0000-0003-0483-0135>

Lorenzo Pitto. ORCiD:

Guillaume Mornieux. ORCiD: <https://orcid.org/0000-0001-5756-9642>

Frédéric Simon. ORCiD: <https://orcid.org/0000-0001-8137-0262>

Gérome C. Gauchard. ORCiD: <https://orcid.org/0000-0002-2489-9343>

Abstract:

Articular stress and discomfort exposure during repetitive movements may increase the upper limb injuries risk during boat rowing. The standard non-individualized circular handles may not be adapted for the open grip that is used in scull rowing. The purpose of this study was to introduce and evaluate the impact of individualized ergonomic handles on comfort, on the upper limb's biomechanics and on performance in boat rowing. Irregular hexagon handles, with a 1:1.25 width/length diameters ratio were developed. Perceived comfort, upper limbs kinematics and neuromuscular activity, boat speed and power production were monitored with 13 elite rowers. Fully individualized handles increased comfort and reduce articular stress on the shoulder while maintaining the same performance level. New irregular hexagon handle diameters were found for optimal comfort in scull rowing with great hands. We recommend individualizing irregular hexagon shaped handles for scull rowing, not only based on hand size but also with comfort scales.

Keywords:

Abbreviations:

FCU: Flexor Carpi Ulnaris

BR: Brachioradialis

BB: Biceps Brachii

TBL: Triceps Brachii Longus

DA: Deltoideus Anterior

DP: Deltoideus Posterior

SPM: Statistical parametrical mapping

1.Introduction

In order to generate power during rowing, athletes perform sequences of cyclic movements, consisting of a lower limb extension, closely followed by trunk and hip extensions, concluding with an arm pull to transfer the generated power to the handles (Kleshnev, 2016). Transferring power to the handles induces large forces in the whole upper limb. Indeed, at the handle, the forces applied by each hand can exceed 500N (Hohmuth et al., 2023). On average, this cyclic movement sequence is repeated around 1800 times during a training session (Thornton et al., 2017). Additionally, since longer strokes are considered better for performance (Kleshnev, 2016), rowers try to perform movements with large upper limb joints amplitude. These repetitive movements of extreme amplitude expose the upper limb joints to injuries and cumulative traumatic disorders in rowing (Reid & McNair, 2000; Soper & Hume, 2004), and more generally in paddle sports. Indeed, in such sports, musculoskeletal upper limb injuries represent 58.5% of the total injuries, with the wrist, elbow and shoulder representing 16.5%, 11 % and 31 % of the total, respectively (Mohseni-Bandpei et al., 2012; Griffin et al., 2020). Despite the association with injuries, detailed kinematics analyses have only been proposed for ergometer rowing (Ertel et al., 2023), and with only recent partial analyses on boat (Euler & Finley, 2022; Hohmuth et al., 2023).

The articular stress in the upper limb could be influenced by handle conception. It has been demonstrated that thicker handles increase grip fatigability and forearm neuromuscular recruitment and decrease grip strength (Rossi et al., 2012; Krings et al., 2019). In a study (Rossi et al., 2012), it has been reported that a diameter of 34.1mm was ideal for circular handles. However, others (Wang et al., 2002; Kong & Lowe, 2005) found that the handle diameter should be scaled based on hand length to increase comfort. A possible objection to the use of circular handle is the emphasis on the thumb grip contribution. The open grip that is specific to scull rowing does not require the thumb to participate in pure grip action, since it is placed on the end of the handle to apply lateral pressure, thus pushing the oar into the oarlock. On the contrary, the regular close grip wraps the hand around the handles and places the thumb in opposition of the palm to contribute to grip force. However, circular handles require more thumb contribution to grip action to lock the grasping of the handles compared to elliptic handles (Rossi et al., 2015).

Moreover, an elliptical handle shape provides a simpler grip with a more homogeneous force distribution. Accordingly, this handle shape reduces the thumb contribution by providing more finger friction. It also facilitates torque generation when flexing or extending the wrist due to their shape providing greater lever (Seo and Armstrong, 2011). This could reduce the effort, improve comfort and potentially reduce injury risks (Cochran & Riley, 1986; Kong & Lowe, 2005, Rossi et al. 2015). In order to maximize comfort and prevention of upper limb cumulative trauma disorders, the elliptic handles should follow a 1:1.25 ratio between the width and length diameters (Cochran & Riley, 1986; Wang & Cai, 2017). Furthermore, elliptic handles provide maximal comfort when the 1:1.25 ratio is scaled to hand length, representing 18% and 23.7% of a male hand length, and 15.3% and 19.2% of a female hand length, for width and length diameters, respectively (Wang & Cai, 2017). Finally, grip, stability and comfort are also affected by the type of covering applied to the handle, with soft rubber coverings providing better stability and comfort (Revilla et al., 2022).

In rowing, the standard Concept 2 oars (Morrisville, VT, USA) are the most common used oars. They have circular handles mounted on the shafts. These handles are not individualized in size, have an average diameter of 35mm and are coated with a soft microfiber grip (Revilla et al., 2022). Based on the aforementioned studies, it does not seem that these handles offer an optimal conception to reduce articular stress and optimize the comfort in open grip during scull rowing.

To the authors' knowledge, only one study compared standard handles to ergonomic non-individualized handles for ergometer rowing (Ertel et al., 2023) and none for rowing on water. In that study, the non-individualized irregular hexagon ergonomic handles provided increased comfort without altering upper limb articular stress nor performance. In light of these findings, it is possible that individualized ergonomic handles might not only improve comfort but also reduce articular stress.

The purpose of this study was to measure the impact of using individualized ergonomic handles on upper limb kinematics and neuromuscular activity, comfort and performance during scull rowing. We hypothesize that individualized ergonomic handles would increase comfort, reduce the upper limbs joint range of motion and muscular activity while keeping performance at the same level.

2. Methods

2.1 Participants

Thirteen healthy elite male rowers with international competitive experience volunteered to participate to the study (21.0 ± 2.5 years old; 1.85 ± 0.05 m; 79.9 ± 7.2 kg, 195 ± 6 mm hand length). There were no participants with any ongoing injuries. All participants were informed about the measurements, purpose and possible risks associated with the experimental set-up, gave their written consent prior to these measurements and conformed to the requirements of the Declaration of Helsinki.

2.2 Test procedure

Two types of rowing handles were designed and evaluated with respect to the standard handle. A new handle design based on the 1:1.25 ratio (RATIO) has been developed for scull rowing to match the size, shape and grip recommendations with mirror models for the port and the starboard oars (Rossi et al., 2015; Revilla et al., 2022, Ertel et al., 2023). The RATIO shape is an evolution of the elliptic one with the 1:1.25 ratio between the lateral diameter and the antero-posterior diameter (Cochran & Riley, 1986, Wang & Cai, 2017), ending in an irregular hexagon shape similar to another handle tested on ergometer (Ertel et al., 2023). The irregular hexagon is composed of 3 planes matching the finger phalanxes, a plane for the last phalanx of the thumb, a round section placed at the thenar eminence and a plane at the hypothenar eminence (Ertel et al., 2023). This enables to provide a constant orientation feedback of the blades and a better matching of finger bending that may induce a homogeneous force distribution in claw grip. The size of RATIO was individualized for each rower based on their hand length (Wang & Cai, 2017), i.e. according to ratio sizes of 23.7% and 18.0% of the hand length for length and width ratios, respectively. RATIO was slightly patterned and covered with a soft grip (Revilla et al., 2022). It can be mounted on the shaft of the Concept 2 oar (Care, Nancy, France) (Figure 1).

A second handle design based on the perceived comfort by the rowers has been developed (COMFORT). For that purpose, rowers tested the RATIO handles and answered to a comfort scale from 0 to 10 with 3 items evaluating the shape, the size and the grip of the handle. When an item score was lower to 9, the rower had to verbalize what was wrong with the handle prototype. COMFORT was adapted to each rower according to their shape, size and grip preferences until a global score of at least 9 out of 10 has been reached on each of these 3 items.

The Concept II handle (Morrisville, VT, USA) was used as a reference handle (STANDARD) in the present study.

The personal boat of each rower was equipped with Powerline Systems (Peach, Cambridge, UK) composed of bi-axial force and position sensors with strain gauges at port and starboard gates, and at the left and right foot stretchers in order to determine the applied effective forces (the horizontal component at the foot stretcher). This system also includes a GPS sensor and a tri-axial accelerometer. All Powerline data were recorded at 50Hz.

After a free warm-up on boat, rowers performed three 500-meters trials at their competitive

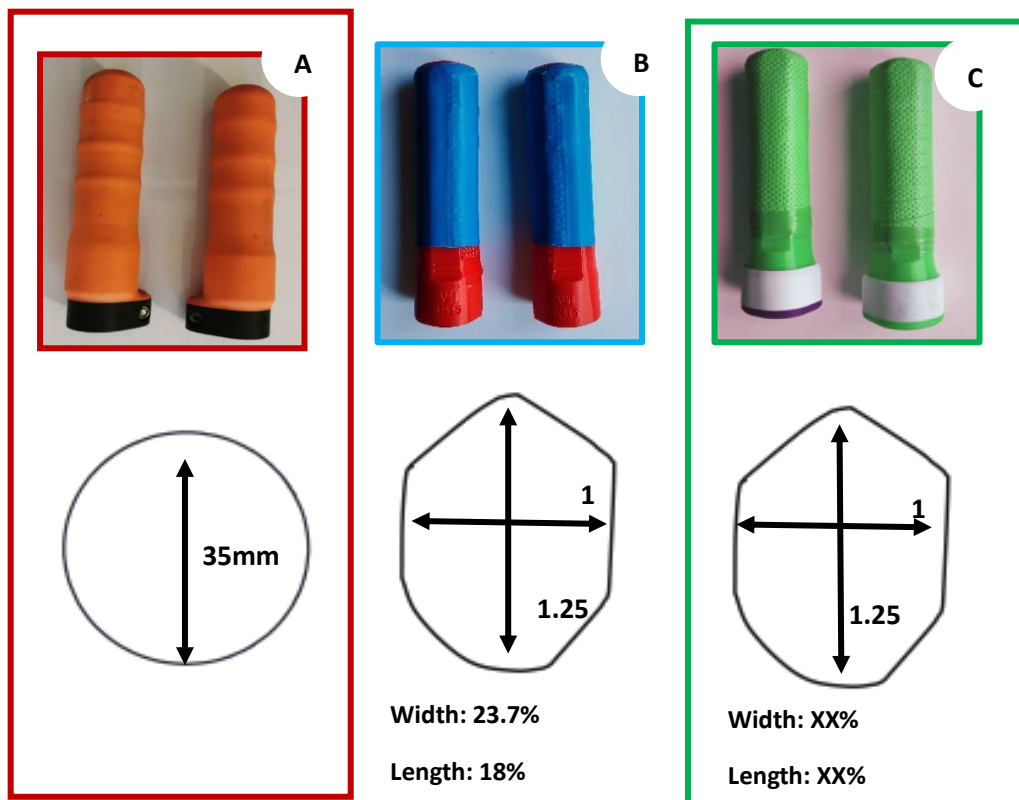


Figure 1 STANDARD circular handles (A), RATIO irregular hexagon handles (B), and COMFORT irregular hexagon handles (C°).

stroke rate, that is one for each handle type, in a randomized order. For each trial, a section of 15 consecutive strokes was selected for the analysis. The choice of stroke rate was made in order to have the closest simulation of competition kinematics and power productions (McGregor et al., 2004; Hill & Fahrig, 2009; Ettema et al., 2022). Rowers had a direct feedback of their stroke rate, thanks to the Powerline System, as they are used to in training.

In addition to the mechanical variables of scull rowing (boat speed and forces production),

kinematics and neuromuscular parameters of the upper limb were recorded.

Left upper limb kinematics was measured using five IMUs (iSen, STT Systems, San Sebastián, Spain) placed on the left third metacarpal bone for the hand, between the radius and ulna for the forearm, on the lateral side of the arm, at the third thoracic vertebrae (T3) for trunk, and on pelvis at L5 level. These data were recorded at 100Hz. The use of IMU did not cause any discomfort thanks to their low mass (0.046 kg) and small size (56 x 38 x 18 mm) and was proved to be a valid methodology for measuring upper limb movements during rowing (Brice, Millet & Philippa, 2022). The left-hand side was used for upper limb measurement since, in scull rowing, both hands cross during the movement and an IMU placed on the lower hand (right) would have impeded the rowing movement.

The neuromuscular parameters of the upper limb were measured via surface electromyography (EMG) at 2000Hz with Trigno Snap Lead sensors (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA). Prior to measurements, the skin was shaved, abraded and cleaned with alcohol. An impedance below 5k Ω was set as a criterion for a good preparation. Electrodes (Ambu® BlueSensor SP, Ambu A/S, Ballerup, Denmark) were attached parallel to muscle fiber of the Flexor Carpi Ulnaris (FCU), the Brachioradialis (BR), the Biceps Brachii (BB), the Triceps Brachii Longus (TBL), the Deltoideus anterior (DA) and the Deltoideus posterior (DP) of the left side, according to previous literature for upper limbs during pushing and pulling motions or ergometer rowing (Song, Kim, Bak & Shin, 2021; Ertel et al., 2023) and in line with the SENIAM project's recommendations (Hermens et al., 2000). In details, electrodes were placed at ¼ of the line going from the medial epicondyle of the left humerus to the ulnar styloid for FCU, at ¼ of the line going from the lateral epicondyle of the left humerus to the radial styloid for BR, at 1/3 from de fossa cubit on the line between the left medial acromion and the fossa cubit for BB, at ½ of the line between the posterior crista of the left acromion and the olecranon at two fingers widths medial from this line for TBL, at

one finger width distal and anterior from the left acromion for DA, and DP electrodes were located at two fingers widths behind the left acromion. Isometric maximal voluntary contractions were measured for each muscle prior to the rowing sessions. To allow synchronization of the data collected from the different sources, the starboardoar angle measured by the Peach system was simultaneously recorded by the STT software via a Delsys Trigger Adapter (Trigno™, Delsys, Natick, MA, USA).

A comfort scale was used to compare the perceived grip comfort, size comfort and shape comfort of each pair of handles. Each item was noted on a scale going from 0 to 10 with 10 representing the maximal comfort, after having completed each condition (Revilla et al., 2022, Ertel et al., 2023).

2.3 Data analysis

The power transferred to the oars (P_o), for both board and starboard, was computed as follows (Kleshnev, 2000):

$$P_o = F_h^p l_i \dot{\theta}_o \quad (1)$$

where F_h^p is the force at the hand perpendicular to the oar, l_i is the inboard length of the oar and $\dot{\theta}_o$ is the oar angular velocity.

The Peach system only measures the forces at the gates (F_g), so the forces at the hands (F_h) were computed as:

$$F_h = F_g l_e / (l_i + l_e) \quad (2)$$

where l_e is the outboard length of the oar.

The 3D pose of the IMUs was computed within the acquisition software provided by STT.

The acceleration values along the direction of motion were filtered with low-pass Butterworth

at 45Hz and integrated over time to obtain the respective IMUs velocities. These velocities were then high-pass Butterworth filtered at 0.2Hz to remove drift. Since only rowing sessions at constant stroke rate and boat speed were analyzed, removing low frequency components should have little effect on the shape of the curves. Thus, the speed of the IMU placed on the boat, computed with this method, showed good agreement with the demeaned GPS speed from the Peach system.

Body segment powers were then calculated with a modified approach based on previous work (Kleshnev, 2000).

The power generated by the lower limb (P_l) was originally defined as:

$$P_l = F_f^x v_s \quad (3)$$

where F_f^x is the horizontal force measured on the foot stretcher and v_s is the velocity of the seat with respect to the boat.

However, installing the seat displacement sensor, included in the Peach system, on some of the boats appeared to be impossible due to lack of sufficient space. Therefore, v_s we estimated based on the linear (v_{Ip}) and angular ($\dot{\theta}_{Ip}$) velocities of the IMU placed on the pelvis.

$$\hat{v}_s = (v_{Ip} - v_{Ib}) - \dot{\theta}_{Ip} l_{Ip} \cos \theta_{Ip} \quad (4)$$

where \hat{v}_s is the estimate of the seat velocity, θ_{Ip} is the angle with respect to the vertical of the IMU placed on the pelvis and l_{Ip} is the distance between the IMU and the seat. For consistency, \hat{v}_s was used for all subjects, even when the seat displacement sensor was installed.

Therefore, in this study:

$$P_l = F_f^x \hat{v}_s \quad (5)$$

The power generated by the trunk (P_t) was defined as:

$$P_t = F_h^x(v_{It} - v_{Ip}) \quad (6)$$

Where F_h^x is the sum of the force at both hands along the boat direction and v_{It} is the velocity of the IMU placed on the trunk.

Total power output of the rowers (P_r) was defined as the sum of the power transferred to the oars and the power spent to accelerate their center of mass (Hofmijster et al., 2018):

$$P_r = P_o + P_m \quad (7)$$

where P_m is the power spent to accelerate the rower's center of mass:

$$P_m = m_r a_m v_b \quad (8)$$

where m_r is the rower's mass, v_b is the velocity of the boat and a_m is the acceleration of the rower's center of mass. Here, we calculated a_m based on the difference of the forces acting on the body along the direction of motion (Lintmeijer et al., 2018), that is the difference between the forces at the hands and feet:

$$a_m = (F_f^x - F_h^x)/m_r \quad (9)$$

In this model, the rowers generate power only through the action of upper limb, trunk and lower limb (Kleshnev, 2000). Thus, the total power generated by the rowers was:

$$P_r = P_a + P_t + P_l \quad (10)$$

Therefore, from eq. 7 and 10, the power generated by the upper limb (P_a) was obtained as:

$$P_a = P_o + P_m - P_t - P_l \quad (11)$$

The average total power output during the drive phase and the average boat speed were

defined as the main performance parameters (Hofmijster et al., 2018). The average upper limb power, trunk power, and lower limb power during drive phase were the secondary performance parameters.

Upper limb kinematics (computed with STT software) data were filtered with a 10Hz 4th order Butterworth low-pass filter. Wrist (flexion-extension and radio-ulnar deviation), elbow (flexion-extension with 0° at full extension), and shoulder (antepulsion-retropulsion in the sagittal plane and abduction-adduction in the frontal plane with 0° corresponding to a neutral hanging arm) ranges of motion (ROM, °) were determined as articular stress parameter (Khan, O'Sullivan & Gallwey, 2009; Kaufman-Cohen et al., 2018; Brice, Millett & Philippa, 2022, Ertel et al., 2023).

EMG data of each monitored muscle was filtered with a 4th order Butterworth band-pass filter at 30-450Hz, and a 25ms electromechanical delay was considered (Le Mansec et al., 2018).

EMG data were expressed in percentage of the maximal voluntary contraction of each respective muscle. Root mean square (RMS) with a 50ms window were used on each muscle signal to get envelopes over the rowing cycle. In addition, an RMS was applied on the filtered EMG signals over the whole drive phase to get the average activation during drive phase.

Co-contraction index (CCI), for each joint, was calculated over the averaged EMG RMS of the drive phase and over each point of the time series in order to estimate a potential joint rigidity (D'hooge et al., 2013). RMS and CCI variables were also determined as articular stress variables. CCI considered for each joint both the agonist and antagonist muscles as follows :

$$CCI = \frac{Lower \overline{EMG}}{Higher \overline{EMG}} * (Lower \overline{EMG} + Higher \overline{EMG})$$

2.4 *Statistics*

In order to test the effect of the handle type on the kinematic, neuromuscular, performance and comfort variables, repeated measures ANOVAs were used, after the normal distribution of these parameters had been confirmed with Mauchly and Greenhouse-Geisser tests. In case of main effect, we used Tukey's HSD post-hocs.

For each variable, an average rowing cycle was determined in order to tease out possible handle effects over specific time windows with statistical parametrical mapping (SPM) (Robinson, Vanrenterghem & Pataky, 2014; Date et al., 2021).

3. Results

3.1 Comfort and handle size

The results showed that COMFORT handles were significantly more comfortable than RATIO ($p<0.001$) and STANDARD ($p<0.001$; Table 3). The length and width diameter (in % of hand length) were significantly smaller than the respective 23.7% ($p<0.001$) and 18% ($p<0.001$) diameter recommendations.

Table 3 Mean (SD) comfort scales and handle sizes for STANDARD and ergonomic handles (RATIO and COMFORT).

Handle characteristics	STANDARD	RATIO	COMFORT
Comfort *	7.49 (0.81)	7.89 (1.02)	9.63 (0.3) °
Length diameter	35	46.2 (1.27)	40.5 (1.95)
Width diameter	35	35.1 (1.15)	32.6 (2.21)
Length diameter (% of hand length) *	17.9	23.7	20.7 (0.85) °
Width diameter (% of hand length) *	17.9	18	16.7 (0.90) °

* : indicates a main effect ($p<0.05$). ° : indicates a significant difference with respect to

STANDARD ($p < 0.05$)

3.2 Kinematics

The scull rowing kinematic pattern of the shoulder, elbow and wrist joints during the rowing cycle is shown in Figure 3. During the drive phase, the shoulder described a short 10° antepulsion, from an antepulsed position of 40° to 50° , during the first quarter of the drive. The rest of the drive phase is composed of an 85° shoulder retropulsion until finish at a 35° retropulsed position. During the first half of the drive phase, the shoulder moved from a 30° abducted position to a 10° adducted position. The second half of the drive phase consisted of a 55° abduction to reach a 45° abducted position at finish. During the recovery phase, the shoulder returned to its starting catch position. The elbow stayed in a slightly flexed position of 10° during the first half of the drive phase and then did a 90° flexion until the finish to reach a 100° flexed position. The wrist maintained a slightly extended position around 10° during the first third of the drive before flexing until 10° of flexion at 40% of the cycle. The last fifth of the drive phase consisted of 70° extension to reach 60° of wrist extension in early recovery phase. The wrist went from an ulnar deviated position of 20° and 30° in the first quarter of the drive before returning to an almost neutral position of 3° radial deviation at finish. During the recovery phase the wrist reaches 35° of ulnar deviation in the middle of the phase before returning to its starting position.

There was no significant difference in joint ROM parameters between the three handle types and (Table 1). The SPM analysis revealed an effect of the handle type on the kinematic pattern of wrist flexion-extension ($p < 0.05$) where the wrist was more extended with RATIO and COMFORT between 0% and 40% of the rowing cycle and between 60% and 100%. SPM post-hocs showed a significant difference between the STANDARD and COMFORT

handles during three time-windows ($p < 0.001$): 0-15% of the rowing cycle, 20-40% and 70-100%. Post-hocs also showed a significant difference between STANDARD and RATIO handles during the 60-90% time-window ($p < 0.001$).

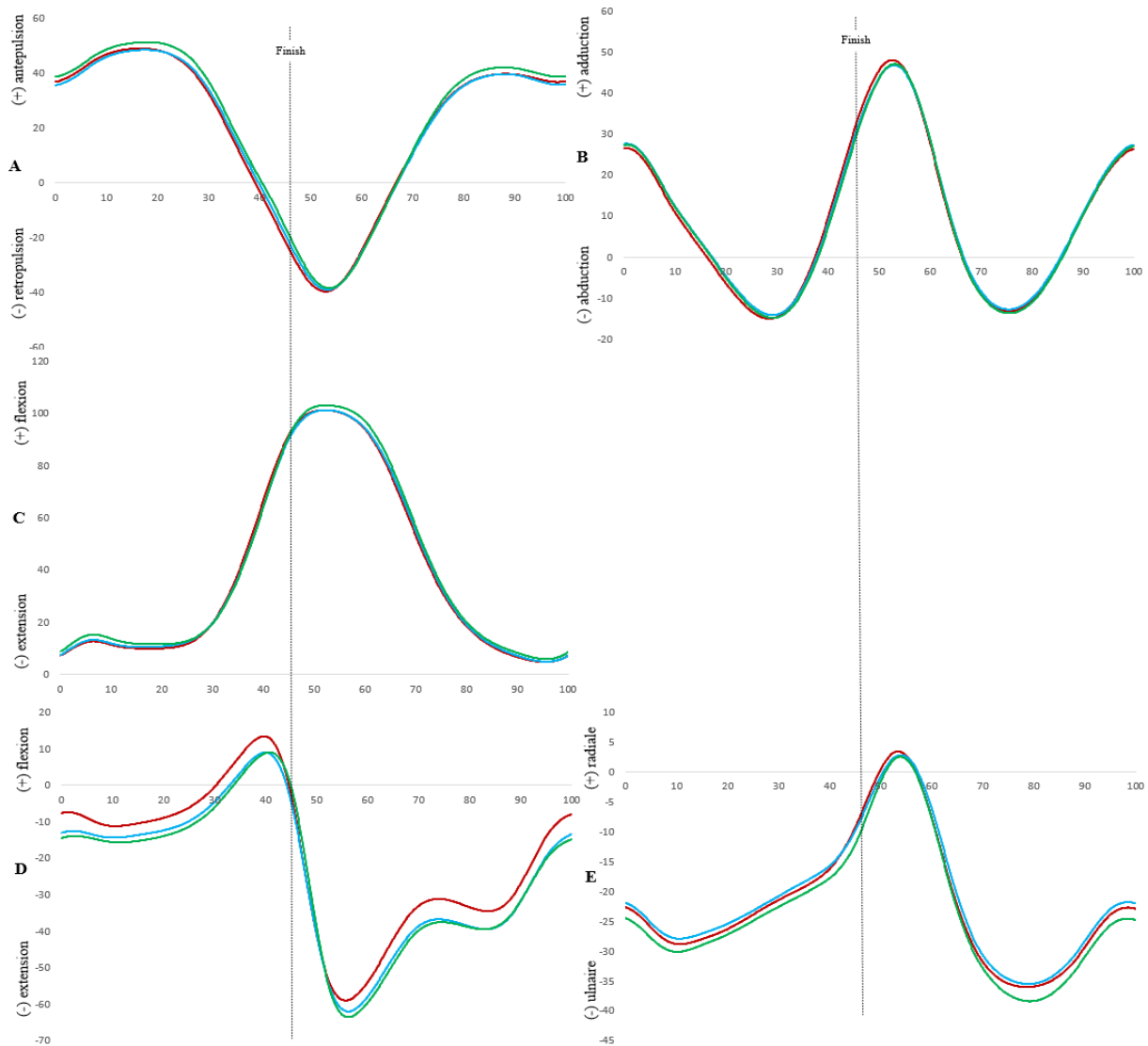


Figure 3 Group average joint angle profiles (°) during the rowing cycle with the STANDARD handle (red), RATIO handle (blue) and COMFORT handle (green) at the competitive stroke rate. The different joints kinematics are depicted, i.e. shoulder antepulsion-retropulsion (A), shoulder abduction-adduction (B), elbow flexion-extension (C), wrist flexion-extension (D), and wrist radio-ulnar deviation (E). SD omitted for clarity.

Table 1 Mean (SD) joint ROM of the upper limb with the two different handles at the different stroke rates (SR).

Joint ROM	STANDARD		
	handles	RATIO handles	COMFORT handles
Shoulder Antepulsion/Retropulsion (°)	92 (10)	90 (10)	91 (11)
Shoulder Abduction-Adduction (°)	67 (7)	66 (5)	65 (7)
Elbow Flexion-Extension (°)	99 (19)	99 (19)	99 (22)
Wrist Flexion-Extension (°)	78 (9)	77 (8)	76 (7)
Wrist Radio-ulnar Deviation (°)	42 (11)	41 (10)	43 (9)

3.3 Neuromuscular recruitment

The neuromuscular pattern of DP, DA, TBL, BB, BR and FCU is described in Figure 4. DP was active during the drive phase, especially in the second third of the drive with a peak close to 85% of MVC at half drive. It then maintained around 15% MVC activation during almost whole recovery phase. DA activated in a burst with a peak at 15% of MVC at the same time as DP during drive phase. It also activated around the finish with a 20% MVC peak in early recovery. TBL was mainly active in the first half of drive phase and the last instants of the recovery phase. It peaked around 30% of MVC in the first third of the drive phase. BB activated during drive phase between 20 and 40% of the rowing cycle with a peak of 90% of MVC at just after mid drive. BR had a small burst of activity at the catch and then remained active during drive phase. It peaked at half drive around 70% of MVC. FCU was mainly active during the first half of drive phase and the last half of the recovery phase.

Handle type had a significant main effect on the neuromuscular recruitment of TBL ($p < 0.05$) and DP ($p < 0.05$). Post-hoc analysis only showed a significantly lower recruitment of DP with RATIO handles compared to STANDARD ($p < 0.05$) (Table 2). Handle type had no effect on

the CCI variables. SPM did not show any significant difference between handle types for neuromuscular recruitment nor CCI.

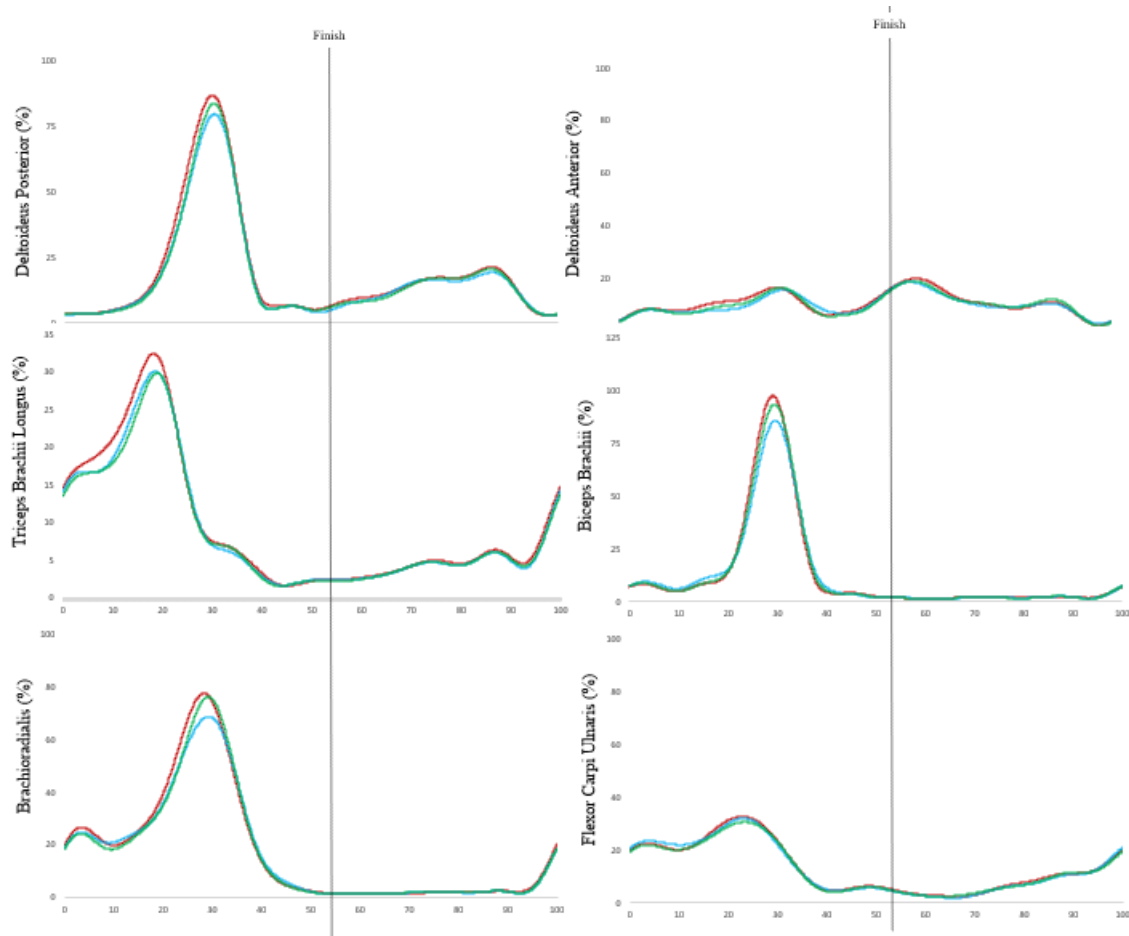


Figure 4 Group average (solid line) muscle activity envelopes (% of peak) of the Deltoidus Posterior, Deltoidus Anterior, Triceps Brachii Longus, Biceps Brachii, Brachioradialis and Flexor Carpi Ulnaris muscles during the rowing cycle with the STANDARD handle ((red) , RATIO handle (blue) and COMFORT handle (green) at the competitive stroke rate. SD omitted for clarity.

Table 2 Mean (SD) of the upper limb muscles activation during the drive phase with the two different handles at the different stroke rates (SR). Flexor Carpi Ulnaris (FCU), Brachioradialis (BR), Biceps Brachii (BB), Triceps Brachii Longus (TBL), Deltoidus anterior (DA) and Deltoidus posterior (DP) are reported.

EMG variables	STANDARD handles	RATIO handles	COMFORT handles
FCU (%MVC)	21.1 (13)	21.8 (15)	21.3 (13)
BR (%MVC)	31.7 (14)	30.3 (12)	29.8 (12)

BB (%MVC)	28.1 (8)	26.9 (8)	28.2 (8)
TBL (%MVC)*	16.2 (7)	15.1 (7)	13.6 (5) °
DA (%MVC)	10.6 (8)	9.9 (7)	10.1 (8)
DP (%MVC) *	19.2 (8)	17.6 (7) °	17.8 (7) °
Wrist CCI	0.15 (0.05)	0.15 (0.06)	0.14 (0.06)
Elbow CCI	0.06 (0.02)	0.06 (0.02)	0.06 (0.02)
Shoulder CCI	0.07 (0.03)	0.06 (0.03)	0.06 (0.03)

* : indicates a main effect. ° : indicates a significant difference with respect to STANDARD (p<0.05).

3.4 Performance

There was no significant difference between handle types for the averaged performance variables (Table 4), and no SPM differences were found.

Table 4 Mean (SD) rowing performance parameters with the two different handles at the different stroke rates (SR).

Rowing variables	STANDARD handles	RATIO handles	COMFORT handles
Average boat speed (m.s ⁻¹)	4.28 (0.13)	4.23 (0.17)	4.22 (0.18)
Total power (W)	863 (95)	839 (94)	841 (91)
Lower limb power (W)	380 (44)	372 (37)	372 (37)
Trunk power (W)	299 (33)	291 (44)	294 (43)
Upper limb power (W)	184 (45)	174 (39)	175(39)

4. Discussion and Implications

The aim of this study was to evaluate the impact of using individualized ergonomic handles on upper limb kinematics and neuromuscular activity, on perceived comfort and on

performance in scull rowing. The main findings were higher perceived comfort, changes in the pattern of the wrist and decreased neuromuscular activity of Triceps Brachii Longus and Deltoideus Posterior with fully individualized handles (COMFORT). Moreover, the rowing performance was maintained at the same level with the different handles. Furthermore, the COMFORT handles were significantly smaller than handle size recommendations.

4.1 Handle type effect

The greater perceived comfort with the fully individualized COMFORT handles could reflect a lesser grip effort with an easier gripping pattern (Cochran & Riley, 1986; Kong & Lowe, 2005; Rossi et al., 2015; Revilla et al., 2022). Indeed, this irregular hexagon shape, based on the elliptic shape, if sized correctly, could induce a reduction of the flexion torque induced at the wrist when force gripping a handle which could lead to an articular stress and effort reduction (Rossi et al., 2015; Goislard de Monsabert et al., 2023). The COMFORT handles could lead to a reduction in upper limb overuse injury risk since a lower discomfort exposure has been linked to a lesser injury risk for repetitive movements (O'Sullivan, 2001; Khan, O'Sullivan & Gallwey, 2009). COMFORT handles also reduced articular stress on the shoulder by reducing the neuromuscular recruitment of Triceps Brachii Longus and Deltoideus Posterior, which are both effectors of shoulder retropulsion. Reducing articular stress and increasing rowing comfort may lead to reduction of overuse injuries (Hosea & Hannafin, 2012; Thornton et al., 2017). This is an improvement compared to the results of non-individualized irregular hexagon handles on ergometer which only induced a comfort increase (Ertel et al., 2023). Nevertheless, the RATIO handles, which were irregular hexagon handles only individualized in size based on the size recommendations from (Wang & Cai, 2017), only reduced the recruitment of Deltoideus Posterior. This may indicate that ergonomic handles should be individualized in size, shape (ratio of diameters) and grip type

based on the rower's comfort.

Both individualized handles (RATIO and COMFORT) induced a wrist flexion-extension pattern modification. With them, the wrist was more extended during recovery phase. The wrist was also more extended during drive phase with COMFORT handles. This could be linked to the fact that the length diameter was aligned perpendicularly to the blade, thus providing direct information of its orientation to the rower. Indeed, reports from the athletes and coaches confirm that the irregular hexagon shape provides a constant blade orientation feedback. They reported a better blade orientation control which could be linked to this new pattern of wrist flexion-extension without changing the wrist range of motion. Nevertheless, the pattern obtained with RATIO and COMFORT handles increases the wrist maximal extension. Therefore, further investigation is needed to evaluate its effect on the risk of overuse injuries.

There were no significant changes in CCIs of the three joints which could indicate that handle type has no effect on joint stiffness. The performance variables stayed at similar levels between handles. Finally, the segments power distribution remained similar between the different handles, indicating that rowing style was not influenced by the handle choice (Kleshnev, 2000; Kleshnev, 2016).

To conclude, the irregular hexagon handle shape designed to match finger bends in open grip seems to be a good alternative to the STANDARD handles when they are correctly individualized for the rower.

4.2 Handle size recommendations

Results of the comfort scale showed that rowers preferred significantly smaller width and length handle diameters (20.7%, 16.7% of hand length) for COMFORT handles, compared to

the recommendation for elliptic handles for men (23.7%, 18% of hand length; Wang & Cai, 2017) despite having significantly greater hands (195mm, $p<0.01$) than the hand size of the average men reported with the recommendations (187mm; Wang & Cai, 2017). However, the differences with previous recommendations (23.7%, 18%) might suggest that recommendations for rowers with smaller hands might be different. Despite the fact that the irregular hexagon shape is based on the elliptic shape, they may still be too different to use the same recommendations from Wang & Cai (2017). This could either mean that there is a need to provide distinct diameter recommendations for users with significantly greater hands than the average men or to provide distinct diameter recommendations for the irregular hexagon shape from the recommendations for elliptic handles. This needs to be further investigated with groups of different hand sizes and with different handle shapes. Nevertheless, we would recommend scaling irregular hexagon handles for male rowers to these new ratios: 20.7%, and 16.7% of hand length.

4.3 Upper limb kinematics and neuromuscular pattern

This study also provided an accurate description of upper limb kinematics and neuromuscular recruitment during scull rowing. Studies described neuromuscular activity and joint kinematics during push and pull over different angles (Mustard & Lee, 1987; Kornecki, Kebl & Siemienski, 2021; Finneran & O'Sullivan, 2012; Fleming, Donne & Fletcher, 2012; Song, Kim, Bak & Shin, 2021). Nevertheless, only one study described these patterns on rowing ergometer (Ertel et al., 2023), and only one study partially described it for Biceps Brachii on boat (Hohmut et al., 2023).

The shoulder retraction (Figure 3) was supported in its first half partly by the Deltoides Posterior. Deltoides Anterior supported the shoulder protraction during the recovery phase

(Figure 3). Deltoides Anterior had a small peak in drive phase in a similar timing as Deltoides Posterior, at the same time as the peak power production (29%), probably to stabilize the shoulder joint for force transfer.

Triceps Brachii Longus, with its bi-articular function supported the early shoulder adduction and brought rigidity on the elbow to maintain it extended in order to put lateral pressure in the oarlocks. The great shoulder abduction occurred in the second half of drive phase and was supported in its early part by Deltoides Posterior but the main effector would have been the Deltoides Lateralis that we have not recorded.

The elbow flexion during drive phase was done by the concomitant action of Brachioradialis, which is a bi-articular muscle, and Biceps Brachii. Biceps brachii also seems to peak later in this study compared to previous boat literature (Hohmut et al., 2023). This may be explained by the different levels between the two groups of rowers, namely elite rowers in our study and club rowers with varying levels for Hohmut's study.

The early activation of Flexor carpi Ulnaris and Brachioradialis may have supported a stiffness increase of the wrist to stabilize its position and to put lateral pressure on the oarlock to optimize force transfer through the upper body and the oars. Brachioradialis probably supported the radial deviation of the wrist through drive phase since it is a wrist pronator/supinator. Flexor Carpi Ulnaris would be the effector of wrist flexion during the recovery phase to bring the oar in catch position after rotating them.

This study had two main limitations. Firstly, the subjects had no previous familiarization period for the new handles. Lastly, we only recruited male athletes as subjects, and it would be relevant to repeat this study with female athletes to investigate the effects of different handles on a population with smaller hands.

5. Conclusion

The individualized irregular hexagon ergonomic handles for scull rowing seem to improve comfort for rowers and reduce articular stress on the shoulder while maintaining the same level of performance. Therefore, we recommend the use of ergonomic handles during scull rowing. We also provide a new handle diameter recommendation to reach maximal comfort for male athlete with long hands.

Acknowledgments

The authors thank all the rowers for their participation in the experiments and their coaches for their support.

Funding

This study was supported by the CARE “Centre d’Accompagnement, de Recherche et d’Expertise” Grand Est, Programme Opérationnel FEDER-FSE Lorraine et massif des Vosges 2014-2020

References

- Bourdin, M., Messonnier, L., Hager, J. P., & Lacour, J. R. (2004). Peak power output predicts rowing ergometer performance in elite male rowers. *International journal of sports medicine*, 25(5), 368–373. <https://doi.org/10.1055/s-2004-815844>
- Brice, S. M., Millett, E. L., & Philippa, B. (2022). The validity of using inertial measurement units to monitor the torso and pelvis sagittal plane motion of elite rowers. *Journal of Sports Sciences*, 0(0), 1-9. <https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2042146>
- Buckeridge, E. M., Weinert-Aplin, R. A., Bull, A. M. J., & McGregor, A. H. (2016). Influence of foot-stretcher height on rowing technique and performance. *Sports Biomechanics*, 15(4), 513-526. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1185459>
- Cochran, D. J., & Riley, M. W. (1986). The effects of handle shape and size on exerted forces. *Human factors*, 28(3), 253–265. <https://doi.org/10.1177/001872088602800302>

- Colloud, F., Bahuaud, P., Doriot, N., Champely, S., & Chèze, L. (2006). Fixed versus free-floating stretcher mechanism in rowing ergometers: Mechanical aspects. *Journal of Sports Sciences*, 24(5), 479-493. <https://doi.org/10.1080/02640410500189256>
- Date, S., Kurumadani, H., Nakashima, Y., Ishii, Y., Ueda, A., Kurauchi, K., & Sunagawa, T. (2021). Brachialis Muscle Activity Can Be Measured With Surface Electromyography: A Comparative Study Using Surface and Fine-Wire Electrodes. *Frontiers in physiology*, 12, 809422. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.809422>
- Ettema, G., Haug, A., Ludvigsen, T. P., & Danielsen, J. (2022). The role of stroke rate and intensity on rowing technique. *Sports biomechanics*, 1–22. Advance online publication. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2135457>
- Finneran, A., & O’Sullivan L. (2013) Effects of grip type and wrist posture on forearm EMG activity, endurance time and movement accuracy. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 43(1), 91-99. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2012.11.012>
- Fleming, N., Donne, B., & Mahony, N. (2014). A comparison of electromyography and stroke kinematics during ergometer and on-water rowing. *Journal of Sports Sciences*, 32(12), 1127-1138. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.886128>
- Fohanno, V., Nordez, A., Smith, R., & Colloud, F. (2015). Asymmetry in elite rowers : Effect of ergometer design and stroke rate. *Sports Biomechanics*, 14(3), 310-322. <https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1060252>
- Greene, A. J., Sinclair, P. J., Dickson, M. H., Colloud, F., & Smith, R. M. (2009). Relative shank to thigh length is associated with different mechanisms of power production during elite male ergometer rowing. *Sports Biomechanics*, 8(4), 302-317. <https://doi.org/10.1080/14763140903414391>
- Greene, A. J., Sinclair, P. J., Dickson, M. H., Colloud, F., & Smith, R. M. (2013). The effect of ergometer design on rowing stroke mechanics. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(4), 468-477. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01404.x>
- Hill, H., & Fahrig, S. (2009). The impact of fluctuations in boat velocity during the rowing cycle on race time. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 19(4), 585–594. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00819.x>
- Griffin, A. R., Perriman, D. M., Neeman, T. M., & Smith, P. N. (2020). Musculoskeletal Injury in Paddle Sport Athletes. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 30(1), 67–75. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000565>
- Held, S., Siebert, T., & Donath, L. (2020). Changes in mechanical power output in rowing by varying stroke rate and gearing. *European journal of sport science*, 20(3), 357–365. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1628308>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)

- Hofmijster, M. J., Landman, E. H. J., Smith, R. M., & Van Soest, A. J. K. (2007). Effect of stroke rate on the distribution of net mechanical power in rowing. *Journal of Sports Sciences*, 25(4), 403-411. <https://doi.org/10.1080/02640410600718046>
- Hohmuth, R., Schwensow, D., Malberg, H., & Schmidt, M. (2023). A Wireless Rowing Measurement System for Improving the Rowing Performance of Athletes. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 23(3), 1060. <https://doi.org/10.3390/s23031060>
- Kaufman-Cohen, Y., Portnoy, S., Sopher, R., Mashiach, L., Baruch-Halaf, L., & Ratzon, N. Z. (2018). The correlation between upper extremity musculoskeletal symptoms and joint kinematics, playing habits and hand span during playing among piano students. *PloS one*, 13(12), e0208788. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208788>
- Khan, A. A., O'Sullivan, L., & Gallwey, T. J. (2009). Effects of combined wrist flexion/extension and forearm rotation and two levels of relative force on discomfort. *Ergonomics*, 52(10), 1265–1275. <https://doi.org/10.1080/00140130903040208>
- Kleshnev, V. (1996). The effects of stroke rate on biomechanical parameters and efficiency of rowing. *ISBS-Conference Proceedings Archive*. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/2726>
- Kleshnev, V. (2000). *Power in rowing*. *ISBS-Conference Proceedings Archive*. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/2258>
- Kleshnev, V. (2016). *The Biomechanics of Rowing*. <https://www.bookdepository.com/Biomechanics-Rowing-Valery-Kleshnev/97817850013381>
- Kong, Y., Lowe, B. D. (2005). Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(6), 495-507. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2004.11.003>
- Kornecki, S., Keibel, A., & Siemieński, A. (2001). Muscular co-operation during joint stabilisation, as reflected by EMG. *European journal of applied physiology*, 84(5), 453–461. <https://doi.org/10.1007/s004210100401>
- Krings, B. M., Shepherd, B. D., Swain, J. C., Turner, A. J., Chander, H., Waldman, H. S., McAllister, M. J., Knight, A. C., & Smith, J. W. (2021). Impact of Fat Grip Attachments on Muscular Strength and Neuromuscular Activation During Resistance Exercise. *Journal of strength and conditioning research*, 35(Suppl 1), S152–S157. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002954>
- Le Mansec, Y., Nordez, A., Dorel, S., & Jubeau, M. (2018). Reaction time can be measured during voluntary contractions with electrode array. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 38(2), 338-340. <https://doi.org/10.1111/cpf.12455>
- McGregor, A. H., Bull, A. M., & Byng-Maddick, R. (2004). A comparison of rowing technique at different stroke rates: a description of sequencing, force production and kinematics. *International journal of sports medicine*, 25(6), 465–470. <https://doi.org/10.1055/s-2004-820936>
- Mohseni-Bandpei, M. A., Keshavarz, R., Minoonejhad, H., Mohsenifar, H., & Shakeri, H. (2012). Shoulder pain in Iranian elite athletes: the prevalence and risk factors. *Journal of*

manipulative and physiological therapeutics, 35(7), 541–548.

<https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2012.07.011>

Mustard, B. E., & Lee, R. G. (1987). Relationship between EMG patterns and kinematic properties for flexion movements at the human wrist. *Experimental brain research*, 66(2), 247–256. <https://doi.org/10.1007/BF00243302>

O’Sullivan, L.W., & Gallwey, T.J. (2001) Forearm discomfort for repeated isometric torque exertions in pronation and supination. *Contemporary Ergonomics 2001*, Proceedings of the Ergonomics Society Annual conference 2001.

Reid, D. A., & McNair, P. J. (2000). Factors contributing to low back pain in rowers. *British journal of sports medicine*, 34(5), 321–322. <https://doi.org/10.1136/bjism.34.5.321>

Revilla, J. A., Priadythama, I., Loh, P. Y., & Muraki, S. (2022). Effects of various handle shapes and surface profiles on the hand-arm responses and comfort during short-term exposure to handle vibration. *Journal of occupational and environmental hygiene*, 19(6), 353–369. <https://doi.org/10.1080/15459624.2022.2063877>

Robinson, M. A., Vanrenterghem, J., & Pataky, T. C. (2015). Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 25(1), 14–19. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.10.018>

Rossi, J., Berton, E., Grélot, L., Barla, C., & Vigouroux, L. (2012). Characterisation of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handle diameter. *Ergonomics*, 55(6), 682–692. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.652195>

Rossi, J., Goisard De Monsabert, B., Berton, E., & Vigouroux, L. (2015). Handle Shape Affects the Grip Force Distribution and the Muscle Loadings During Power Grip Tasks. *Journal of applied biomechanics*, 31(6), 430–438. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0171>

Seo, N. J., Armstrong, T. J., & Young, J. G. (2010) Effects of handle orientation, gloves, handle friction and elbow posture on maximum horizontal pull and push forces, *Ergonomics*, 53(1), 92-101. <https://doi.org/10.1080/00140130903389035>

Song, D., Kim, E., Bak, H., & Shin, G. (2021). Effect of hand loads on upper extremity muscle activity during pushing and pulling motions. *Applied ergonomics*, 96, 103504.

<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103504>

Thornton, J. S., Vinther, A., Wilson, F., Lebrun, C. M., Wilkinson, M., Di Ciacca, S. R., Orlando, K., & Smoljanovic, T. (2017). Rowing Injuries: An Updated Review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(4), 641–661. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0613-y>

Wang, C., Cai, D. (2017). Hand tool handle design based on hand measurements. *MATEC Web of Conferences*, 119(1), 1-4. <https://doi.org/10.1051/mateconf/201711901044>

9.3 Actes de congrès

28th Annual ECSS Congress Paris/France, July 5-7 2022

Influence of using individualized ergonomic handles on upper limb kinematics, neuromuscular activity and perceived comfort, during scull rowing.

Ertel, G.N.^{1,2}, Pitto, L.^{1,2}, Mornieux, G.^{1,2,3}, Simon, F.R.^{1,2,3}, Gauchard, G.C.^{1,2,3}

1 Université de Lorraine, DevAH, Vandoeuvre-lès-Nancy, France ; 2 Université de Lorraine, CARE Grand Est, Nancy, France ; 3 Université de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Villers-lès-Nancy, France.

INTRODUCTION:

All the power generated by the rower is transmitted to the oars and water by the handles, resulting in significant mechanical stress on wrist, elbow and shoulder joints. This might explain the large injury rate of the upper limb, representing more than 60% of injuries in paddle sports. This could be linked to joint overuse (e.g. repetition of 1800 propulsive cycles per training session in rowing (1)). In addition, the use of the standard circular handle could increase the injury risk, since a circular handle with a generalized size is not optimal for a strong and simple gripping pattern (2). Also, discomfort could lead to a higher risk of injuries (3). The purpose of this study was to measure the impact of using individualized ergonomic handles on upper limb kinematics and neuromuscular activity and perceived comfort during rowing.

METHODS:

Twelve elite rowers performed 250 meters runs in single scull at their own race stroke rate with three handle types: (a) standard circular handles, (b) ratio handles following a 1:1.25 diameter ratio with an irregular hexagon shape fitted to the hand length of the athlete (CareMoSim, Nancy, France) and (c) comfort handles with ratio handles optimized based on adequacy of the rowers (CareMoSim, Nancy, France). Rowers were equipped with surface EMG electrodes (Flexor carpi Ulnaris, Brachioradialis, Biceps brachii, Triceps brachii longus, posterior and anterior Deltoid), and inertial movement units on the left upper limb. Joint range of motion and EMG were calculated from the recorded data. A comfort scale was used after the test for each handle (3). Repeated measures ANOVAs and Statistical parametrical mapping (SPM) were performed.

RESULTS:

SPM showed a significantly smaller amplitude pattern of wrist flexion-extension during the first and last third of the drive phase ($p < 0.001$), and during the last half of the recovery phase ($p < 0.001$) with both ratio and comfort handles compared to the standard handle. There was significantly less EMG activity of posterior Deltoid ($p = 0.01$) and Triceps brachii longus ($p = 0.03$) with the ratio handle. There was significantly more comfort with the ratio ($p = 0.04$) and comfort ($p < 0.001$) handles compared to regular handle.

DISCUSSION:

Individualized handles increased comfort and decreased wrist flexion/extension amplitude suggesting less articular stress on the wrist. It also induces lesser neuromuscular stress on the shoulder with less recruitment of Deltoides posterior and Triceps Brachii Longus. Greater comfort, and lesser stress may decrease injury risks. The ergonomic design of the handle allows the rower to precisely control his wrist due to a constant wrist position feedback provided by the hand-fitted shape, thus decreasing stress over the upper limb. Hand-casted handle may be the next step.

REFERENCES:

1. Thornton et al., Sports Med, 2017
2. Rossi et al., Journal of Applied Biomechanics, 2015
3. Revilla et al., Journal of Occupational and Environmental Hygiene, 2022

Kinematic and neuromuscular patterns of upper limbs during rowing ergometer: description and impact of an ergonomic handle.

Simon, F.R.^{abc}, Ertel, G.N.^{ac*}, Mornieux, G.^{abc}, and Gauchard G.C.^{abc}.

^aUniversité de Lorraine, DevAH, Nancy, France ; ^bUniversité de Lorraine, Faculty of Sport Sciences, Nancy, France ; ^cUniversité de Lorraine, CARE Grand Est, Nancy, France

INTRODUCTION:

In rowing, arms transfer all the power produced to the handle and generate 22% of the whole power (1). Therefore, a large articular stress might be applied to the upper limbs. However, no study has evaluated their kinematics and neuromuscular activities to further understand these constraints. In addition, the use of an ergonomic handle might reduce the injury risk (2) and increase comfort (3). Therefore, the aim of this study was to describe neuromuscular and kinematics patterns of the upper limb during rowing ergometer and evaluate the impact of an ergonomic handle.

METHODS:

29 experimented rowers performed two randomized bouts at a competitive rate on a rowing ergometer (RP3®, Care RowPerfect BV, The Netherlands): one with a standard handle (Concept II Inc., USA), and another with a new ergonomic handle (Caremosim™, France) having six faces, with a round placed at the thenar eminence and a plane at the hypothenar eminence, and a 1:1.25 adapted size ratio (2) based on the average hand length of the subjects (194±9mm). Left shoulder, elbow and wrist kinematics were measured with 4 IMU (iSen, STT Systems, Spain) and neuromuscular activity of Triceps Brachii Longus (TBL), Flexor Carpi Ulnaris (FCU), Deltoideus posterior (DP), Brachioradialis (BR), and Biceps Brachii (BB) with surface EMG sensors (Trigno™, Delsys, USA). A comfort scale evaluated separately the perceived grip, size, and shape of handles (4). Handle effect on upper limb joint range of motion, averaged EMG RMS and rower's comfort was investigated with paired Student's t-test.

RESULTS:

Upper limb kinematics and EMG were not significantly different during the drive phase between standard and ergonomic handles. However, the ergonomic handle was significantly more comfortable in terms of grip ($p<0.01$) and shape ($p<0.001$). The shoulder yielded a 80° retropulsion with a 30° abduction (20° to 50°) occurring during the last quarter of the drive. The elbow did a 60° flexion (20° to 80°) during the last quarter. The wrist ulnar deviation reached 15° along the drive phase with a 25° flexion at the end. TBL was active only during

the first half of drive phase, followed by FCU at middle drive and then DP, BR, and BB during the second half.

DISCUSSION:

This study described upper limb kinematics and neuromuscular activity in rowing ergometer. TBL, BR and FCU are important to transfer power at the handle by stabilizing upper limb mainly during the first half of drive phase with isometric contractions. DP, BR and BB allowed arms power production during the second half with concentric contractions. Ergonomic handle increase rower's comfort. Individualization of this ergonomic handle would need to be investigated.

REFERENCES:

1. Kleshnev (2000) *ISBS-Conference Proceedings Archive*.
2. Rossi et al (2012), *Ergonomics*.
3. Wang & Cai (2017), *MATEC Web of Conferences*.
4. Revilla, et al (2022) *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*.

9.4 Résumé

En aviron, les rameurs effectuent des mouvements cycliques de leurs membres inférieurs, du tronc et des membres supérieurs afin de produire de la puissance aux poignées pour se propulser. Dans un contexte de performance, ces mouvements engendrent un important stress articulaire pour les rameurs, ce qui va les exposer à de nombreuses blessures d'usure. Que cela soit sur ergomètre ou sur bateau, les rameurs vont interagir avec trois points de liaison pour réaliser leurs mouvements de propulsion et donc transmettre la puissance produite à l'ergomètre ou dans l'eau. Il s'agit de la barre de pieds, de la coulisse et des poignées

Les interactions directes avec ces points de liaison, pourraient être génératrices d'inconfort et de stress articulaire supplémentaire, du fait de leur manque d'adaptations ergonomiques. Les poignées sont le point de liaison terminal par lequel toute la puissance produite est transférée. Les poignées rondes en aviron n'ont, de plus, que peu été adaptées à la pratique. Leur conception pourrait ne pas être idéale pour la pratique de l'aviron.

Aucune étude ne s'était intéressée à l'introduction de nouvelles poignées en aviron. Ainsi, l'objectif de la 1^{ère} étude était d'évaluer l'impact de l'utilisation de poignées ergonomiques, non individualisées, en forme d'hexagone irrégulier sur le confort, le stress articulaire du membre supérieur et sur la performance en aviron sur ergomètre. Les résultats ont pu montrer que cette nouvelle forme de poignées permettait d'augmenter le confort perçu par les rameurs tout en maintenant un niveau de performance similaire sur ergomètre. Il est apparu qu'individualiser les poignées pourraient fournir de meilleurs résultats.

L'objectif de la 2^{ème} étude était donc d'évaluer l'impact de l'utilisation de poignées ergonomiques individualisées en forme d'hexagone irrégulier sur le confort, le stress articulaire du membre supérieur et sur la performance en aviron sur bateau. L'étude a été réalisée avec des rameurs élites en skiff. Les résultats ont montré que les poignées individualisées selon les feedbacks des rameurs permettaient d'augmenter le confort perçu, de diminuer le stress articulaire de l'épaule tout en maintenant le niveau de performance. Les résultats ont permis de mettre en lumière de nouvelles recommandations de diamètres des poignées en hexagone irrégulier pour des rameurs avec des mains de grande taille.

L'analyse couplée de ces deux études souligne l'intérêt des poignées en hexagone irrégulier pour la pratique de l'aviron. Cette nouvelle forme, que ce soit sur ergomètre ou sur bateau a permis d'augmenter le confort perçu et donc de potentiellement réduire l'exposition aux blessures d'usures. Avec des poignées totalement individualisées, cette exposition semble d'autant plus réduite par la diminution du stress articulaire de l'épaule. Cela a permis de donner des recommandations d'utilisation de ce type de poignées et pour l'individualisation de ces poignées. De nouvelles études pourraient être envisagées pour déterminer les recommandations de diamètre pour les différentes tailles de mains. De futures études pourraient également investiguer la contribution des différentes zones de la main à la préhension ou les conséquences mécaniques de l'utilisation de poignées en hexagone irrégulier afin de mieux comprendre cette nouvelle forme de poignées.

Abstract

In rowing, rowers perform cyclic movements of lower limbs, trunk and upper limbs to produce power at the handles in order to increase speed. In a performance context, these movements induce an important articular stress for the rower. This will expose them to overuse injuries. May this be on ergometer or on boat, rowers will interact with three linking points to execute their propulsive movements and to transfer the produced power to the ergometer or the water. These are the foot stretcher, the seat and the handles.

The interactions with these linking points, may generate additional discomfort and articular stress, due to the lack of ergonomic adaptations. Handles are the final linking point by which the whole power will be transferred. Circular handles in rowing did not have many adaptations. Their design might not be ideal for rowing.

There is no study that evaluated new handles in rowing. So, the objective of the first study was to evaluate the impact of using non individualized irregular hexagon ergonomic handles on comfort, articular stress and performance in ergometer rowing. Results showed that this new handle shape induced a higher perceived comfort for the rowers while maintaining the same level of performance on ergometer. It appeared that individualizing the handles may provide better results.

The purpose of the second study was to evaluate the impact of using individualized irregular hexagon ergonomic handles on comfort, articular stress and performance in boat rowing. This study was realized with elite rowers on single scull. Results showed that individualized handles based on the rower's feedback induced a comfort increase, an articular stress decrease on the shoulder while still maintaining the same level of performance on boat rowing. Results also provided new irregular hexagon shaped handle diameter recommendations for rowers with long hands.

The analyses of the two studies underlines the interest of using irregular hexagon handles when rowing. This new shape, on ergometer or on boat, provided a higher perceived comfort and then potentially decreased the overuse injuries exposure. With fully individualized handles, this exposure might decrease even further with the articular stress decrease on the shoulder. New recommendations were given for the use of this type of handles and for the individualizing of these handles. New studies could determine diameter recommendations for the different hand sizes. Future studies could also investigate the contribution of the different hand areas in gripping with this new shape.

Résumé pour le grand public

En aviron, les rameurs effectuent des mouvements cycliques de leurs membres inférieurs, du tronc et des membres supérieurs de se propulser. Dans un contexte de performance, ces mouvements engendrent un important stress articulaire pour les rameurs, ce qui va les exposer à de nombreuses blessures d'usure. Que cela soit sur ergomètre ou sur bateau, les rameurs vont interagir avec les poignées qui sont le point de liaison terminal par lequel toute la puissance produite est transférée. Le manque d'adaptation des poignées pourrait être générateur d'inconfort et de stress articulaire supplémentaire.

L'objectif de ce travail était d'évaluer l'influence de l'utilisation de poignées ergonomique en forme d'hexagone irrégulier sur le confort, le stress articulaire et la performance en aviron.

La 1^{ère} étude a montré que des poignées non individualisées en forme d'hexagone irrégulier permettaient d'améliorer le confort tout en maintenant le même niveau de performance sur ergomètre.

La 2^{ème} étude a montré que des poignées individualisées permettaient d'améliorer le confort et de réduire le stress articulaire de l'épaule tout en maintenant un niveau de performance similaire sur bateau.

L'analyse couplée de ces deux études suggère que les poignées individualisées en hexagone irrégulier pourraient diminuer l'exposition aux blessures d'usure en aviron sur ergomètre.

Public abstract

In rowing, rowers perform cyclic movements of lower limbs, trunk and upper limbs to produce power at the handles in order to increase speed. In a performance context, these movements induce an important articular stress for the rower. This will expose them to overuse injuries. May this be on ergometer or on boat, rowers will interact with the handles are the final linking point by which the whole power will be transferred. The lack of ergonomic adaptations may generate additional discomfort and articular stress

The purpose of this thesis was to evaluate the impact of using irregular hexagon ergonomic handles on comfort, articular stress and performance in rowing.

The first study showed that this new handle shape induced a higher perceived comfort for the rowers while maintaining the same level of performance on ergometer.

The second study showed that individualized handles based on the rower's feedback induced a comfort increase, an articular stress decrease on the shoulder while still maintaining the same level of performance on boat rowing.

The analyses of the two studies underlines that individualized ergonomic handles might decrease the overuse injuries exposure.