



**Marko Bolha¹,
Nejc Šarabon^{1,2,3,4}**

Biomehanika in fiziologija veslanja na simulatorju

Izvleček

Veslaški simulator je pogosto uporabljeno pripomoček v veslaškem trenažnem procesu. Uporaba simulatorja omogoča učenje veslaške tehnike ali izvajanje specifičnih veslaških treningov. Trenutno se v trenažnem procesu uporablja več različnih simulatorjev, pri čemer poznavanje razlik med njimi omogoča optimizacijo trenažnega procesa. Ta prispevek se osredotoča na dejavnike, ki vplivajo na tekmovalni rezultat pri veslanju na simulatorju. V prvem poglavju so opisani delovanje in značilnosti najpogostejše uporabljenih simulatorjev. Sledi poglavje o fizioloških omejitvenih dejavnikih. Zadnje poglavje je posvečeno meram biomehanske učinkovitosti veslanja. Poznavanje fizioloških omejitvenih dejavnikov in biomehanskih mer učinkovitosti veslanja omogoča trenerjem optimizacijo trenažnega procesa pri prizadevanjih za čim boljši rezultat.

Ključne besede: trenažna obremenitev, zmogljivost, ustroj ergometra, učinkovitost, Concept II, RowPerfect.



Biomechanics and physiology of rowing on a simulator

Abstract

A rowing simulator is a widely used aid in the rowing training process. The use of a simulator makes it possible to learn rowing technique or to carry out specific rowing training. Currently, several versions of simulators are used in the training process, which are similar to each other, but knowing the differences between them allows to optimise the training process. This paper focuses on the factors that influence the outcome of rowing in a simulator. The first section describes the operation and characteristics of the most commonly used simulators. In the first section we describe the performance and characteristics of the most commonly used simulators. This is followed by a section on physiological limiting factors. The last chapter is devoted to biomechanical measures of rowing performance. Knowing the physiological limiting factors and biomechanical measures of rowing performance allows coaches to optimise the training process in the pursuit of the best possible result.

Keywords: training load, performance, ergometer design, performance, Concept II, RowPerfect.

¹ Fakulteta za vede o zdravju, Univerza na Primorskem

² Človekovo zdravje v grajenem okolju, InnoRenew CoE

³ Laboratorij za gibalni nadzor in gibalno vedenje, S2P – Science to Practice

⁴ Ludwig Boltzmann Institute for Rehabilitation Research, Dunaj, Avstrija

■ Uvod

Veslanje je gibalna naloga ponavljajočega se kroženja z vesli. Uporaba vesel omogoča posamezniku ali ekipi stalno poganjanje čolna ali spremembo smeri plovbe. Zaradi ponavljanja veslaškega cikla spada veslanje med ciklična gibanja. Osnovna gibalna enota v veslanju je zaveslaj, ki se deli na dve podfazi – aktivno in pasivno (Thompson, 2005). Aktivna faza je namenjena poganjanju čolna. Traja od vhoda vesla v vodo do izhoda vesla iz vode. Potovanje vesla po zraku do ponovnega vhoda v vodo je pasivna faza (Thornton idr., 2016). Pri veslanju na simulatorju ima veslač na začetku aktivne faze zaveslaja pokrčene spodnje okončine (gleženj, koleno in kolk) in trup ter iztegnjeni zgornji okončini. Aktivna faza se zaključi z iztegom spodnjih okončin in trupa, roki se pokrčita (Colloud idr., 2007). Razmerje med aktivno in pasivno fazo se imenuje ritem (Thompson, 2005; Thornton idr., 2016).

Veslaška tekmovalna v čolnih se delijo na dve podskupini. Tekmovanja v klasičnem veslanju so organizirana najpogostejše in pritegnejo največ veslačev. Potekajo na vodni površini, dolgi 2000 m in razdeljeni na šest vzporednih prog. Takšen format tekmovalni je tudi na olimpijskih igrah (Thompson, 2005). V klasičnem veslanju ločimo dve disciplini glede na število vesel, ki jih tekmovalci drži v rokah. V kategoriji skul veslanja (angl. »scull«) veslač v vsaki roki drži po eno veslo. V disciplini rimen (angl. »sweep«) veslač z obema rokama drži eno veslo (Elliott idr., 2007; Thompson, 2005). Druga vrsta tekmovalna v čolnu so tekmovalna v obalnem veslanju. V obalnem veslanju tekmovalci tekmujejo v disciplini »Endurance«, pri čemer se spopadejo s 6 km dolgo progo, na kateri jih čaka poljubno število obratov okrog boja. Druga disciplina obalnega veslanja, ki bo najverjetneje leta 2028 postala olimpijska disciplina, je »Beach Sprint«. Gre za kombinacijo teka po peščeni plaži in veslanja v slalomu na razdalji 500 m. Vsi čolni v obalnem veslanju spadajo v skul (US Rowing, 2022).

Veslanje je šport, ki je tesno povezan z naravo. Izvedba treningov in tekmovalni je odvisna od vremenskih razmer. Močen veter ali razburkana vodna gladina in nevihte onemogočajo izvedbo tekmovalni treningov v čolnih. Neprimerne vremenske razmere ogrožajo varnost vadečih. V takšnih primerih se v trenažnem procesu ali pri izvedbi tekmovalni uporabi vesla-

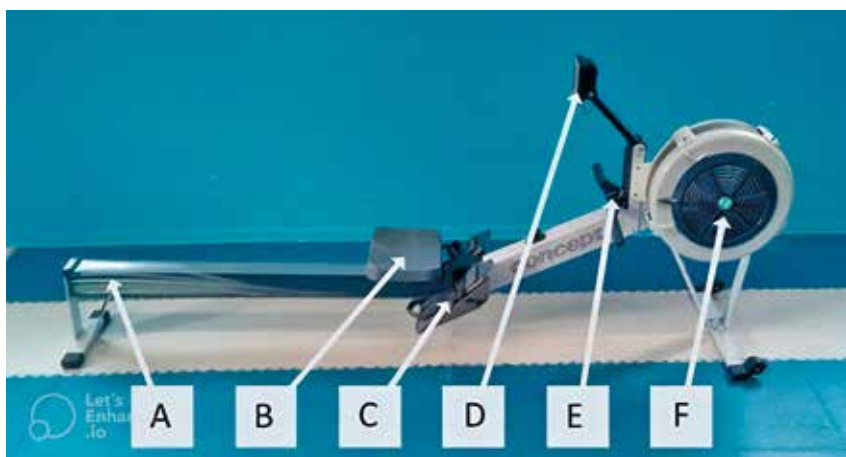
ške simulatorje. Ti so odlični pripomoček za kakovostno učenje veslaške tehnike na varen in nadzorovan način. Uporaba veslaškega simulatorja v trenažnem procesu je priljubljena metoda za razvoj z veslanjem povezanih fizioloških zahtev. Gibanje veslača v čolnu je podobno tistemu na simulatorju (Greene idr., 2013; Nowicky idr., 2005). Nadaljevanje prispevka bo osredotočeno na opis delovanja simulatorja, fiziološke in biomehanske zahteve veslanja ter prednosti in slabosti uporabe simulatorja v trenažnem procesu.

■ Delovanje simulatorja

Nastanki prvih simulatorjev veslanja so povezani s potrebo po učenju veslaške tehnike in uporabi, ko vremenske razmere ne omogočajo veslanja v čolnu. Od prvih protipov so si proizvajalci prizadevali, da bi bilo veslanje na simulatorju podobno tistemu v čolnu. Prvi poskusi snovanja veslaškega simulatorja segajo v leto 1871. Prvi večji napredek v razvoju je bila uporaba zračnega zaviralnega kolesa leta 1960 v Avstraliji. Leta 1981 sta Peter in Dick Dreissigacker naredila prvi model simulatorja Concept 2. Opremljen je bil z monitorjem, ki je vadečemu posredoval takojšnjo povratno informacijo za vsak opravljen zaveslaj. Od izdaje modela Concept 2 se osnovni stroj simulatorja ni več veliko spreminjal, izboljšali so se predvsem monitorji (Gluckman, 2005). Trenutno najbolj razširjen veslaški simulator proizvaja podjetje Concept 2 (Slika 1) (Concept 2 inc. Morrisville, Vermont, ZDA) (Gluckman, 2005; Kleshnev, 2005). Veslač

ima med veslanjem na simulatorju tri stične točke: sedi na sedežu, v rokah drži ročaj, noge so vpete v nožnike (Gluckman, 2005). Ročaj je pripet na verigo, vpeto čez zobnik na zračno zaviralno kolo (Nowicky idr., 2005). Simulator deluje po načelu nudenja upora veslaču. Vrtenje zračnega zaviralnega kolesa ustvarja upor, proti kateremu vadeči izvaja simuliran gib zaveslaja. Z iztegom spodnjih okončin in trupa ter upogibom rok v aktivni fazi veslači vlečejo k sebi ročaj, ki je pripet na verigo, ta pa poganja zračno zaviralno kolo (Gluckman, 2005; Thompson, 2005; Thornton idr., 2016). Premičen sedež, ki potuje po tirnici naprej in nazaj, omogoča, da veslači v gib zaveslaja ustrezno vključujejo tudi gibanje spodnjega dela telesa (Nowicky idr., 2005).

Kljub podobnosti gibalne naloge z veslanjem v čolnu so razlike v primerjavi s tistim na simulatorju precejšnje. Razlike so predvsem v gibanju rok. Roke med veslanjem na simulatorju opravijo krajši obseg giba, ki je tudi mehansko in funkcionalno-anatomsko bolj učinkovit. Posledično je sila na ročaju lahko tudi do 25 % višja kot pri veslanju v čolnu. Razlika v obsegu opravljenega giba rok se lahko razloži s preprosto geometrijo. Pri veslanju na simulatorju se roki gibljeta le naprej, pri veslanju v čolnu pa se gibljeta naprej in navzven. Zaradi omenjene razlike imajo veslači z močnejšim trupom in rokami prednost pri veslanju na simulatorju. Pri veslanju v čolnu pa imajo prednost veslači z močnejšimi nogami (Kleshnev, 2005). Veslanje na nepremičnem simulatorju (v nadaljevanju: stacionarni pogoj) ima za posledico večjo obremenit-



Slika 1. Veslaški simulator Concept 2

Opomba. A = tirnica; B = sedež; C = nožnik; D = monitor; E = ročaj; F = prostor, v katerem je zračno zaviralno kolo.

tev kolenskega in kolčnega sklepa ter ledvenega dela hrbtenice (Greene idr., 2013). Povečana obremenitev je posledica večje inercialne sile med odhramenjem od nepremičnega nožnika (Kleshnev, 2005). Veslači so pri veslanju pod stacionarnimi pogoji bolj vključeni v prsni in ledveni del hrbtenice med prehodom iz pasivne v aktivno fazo zaveslaja. Takšna prisilna drža je posledica zahteve po daljšem zaveslaju pri veslanju na simulatorju pod stacionarnimi pogoji (Jongerus idr., 2018).

Veslanje na simulatorju pod stacionarnimi pogoji poveča tveganje za razvoj bolečine v spodnjem delu hrbta. Razlog za pojav bolečine je upad dolžine zaveslaja, ki je posledica utrujenosti hrbtnih mišic (Nowicky idr., 2005). Na pojav utrujenosti med veslanjem na simulatorju vpliva tudi povečana variabilnost giba v kolčnem sklepu (Danešvar idr., 2021). Skrajšana dolžina zaveslaja in povišana variabilnost v kolčnem sklepu sta posledica sprememb mišičnih aktivacij med veslanjem. Utrujenost bo znižala raven aktivacije široke hrbtne mišice. Zato se bo zvišala raven aktivacije mišic iztegovalk trupa v ledvenem delu hrbta. Zaradi upada aktivacije široke hrbtne mišice se zviša tudi raven upogiba zgornjega dela hrbtenice (Saifi idr., 2022).

V želji, da bi zmanjšali število poškodb in veslanje na simulatorju približali tistemu v čolnu, so v podjetju Concept 2 razvili posebne podstavke (Slides, Concept 2 inc. Morrisville, Vermont, ZDA). Na omenjene podstavke lahko veslač postavi svoj simulator. Podstavki omogočajo gibanje sistema veslač in simulator naprej in nazaj (v nadaljevanju: translacijsko podajni pogoji). Takšno gibanje sistema posnema gibanje veslača in čolna na vodi (Benson idr., 2011). Holsgaard-Larsen in Jensen (2010) sta izvedla primerjavo veslanja pod stacionarnimi in translacijsko podajnimi pogoji na fiziološke in biomehanske mere učinkovitosti veslanja. Ugotovila sta, da so preiskovanci dosegli višjo povprečno srčno frekvenco pri veslanju pod translacijsko podajnimi pogoji. Pri veslanju pod temi pogoji je povprečna srčna frekvenca znašala 184 utripov na minuto (u/min), pod stacionarnimi pogoji pa 181 u/min. Višja srčna frekvenca bi lahko bila posledica višje frekvence veslanja. Do enakih ugotovitev so prišli tudi Benson idr. (2011) ter Bolha (2019). Medtem so De Campos Mello idr. (2014) v svoji raziskavi ugotovili, da je bilo veslanje pod translacijsko podajnimi pogoji z vidika spremljanih fizioloških mer bolj podobno

tistemu v čolnu kot veslanje pod stacionarnimi pogoji. Prav tako so Baca idr. (2006) ugotovili, da ostajajo razlike med veslanjem na simulatorju in tistem v čolnu v profilu sile med aktivno fazo zaveslaja. Vendar je razlika pri veslanju pod translacijsko podajnimi pogoji manjša kot pri veslanju pod stacionarnimi pogoji. Miarka idr. (2018) so v preglednem članku navedli, da se veslanje pod stacionarnimi pogoji razlikuje od tistega pod translacijsko podajnimi pogoji v vzorcih mišične aktivacije. Na medmišično koordinacijo med veslanjem vplivajo še stopnja telesne pripravljenosti, starost in spol. Uporaba podstavkov omogoča zaporedno vezavo dveh simulatorjev. Tako postavljena simulatorja omogočata veslanje v paru s ciljem izboljšanja stopnje skladnega veslanja posadke.

Razvoj omenjenih podstavkov je tlakoval pot razvoju nove generacije veslaških simulatorjev. Predstavnik omenjene generacije sta Concept 2 Dynamic (Concept 2 inc. Morrisville, Vermont, ZDA) in simulator RowPerfect (RowPerfect; RP3, Haaksbergen, Netherlands). Novost pri obeh so premični »nožniki«. Kleshnev (2005) je ugotovil, da je veslanje na simulatorju RowPerfect bolj podobno tistemu v čolnu kot veslanje pod stacionarnimi pogoji. Elliott idr. (2007) so primerjali veslanje v čolnu s tistim na simulatorju RowPerfect. Spremljali so naslednje mere biomehanske učinkovitosti: silo na ročaju vesla in simulatorja, dolžino zaveslaja ter položaj telesa v začetku in ob zaključku aktivne faze zaveslaja. Podobnost med zaveslajem v čolnu in tistim na simulatorju je bila zelo visoka ($r \approx 0,98$) za vse spremljane mere. Frekvenca veslanja ni vplivala na stopnjo povezanosti. Na podlagi rezultatov avtorji predlagajo uporabo simulatorja RowPerfect v trenažnem procesu.

Medtem Bernstein idr. (2002) menijo, da premični »nožniki« pri simulatorju RowPerfect lahko pripomorejo k manjšemu tveganju za pojav poškodb. Wilson idr. (2014) so ugotovili, da k večji verjetnosti za pojav bolečine v spodnjem delu hrbta med veslači prispevata predhodna poškodba in količina opravljenega treninga na simulatorju. Kot dejavnike tveganja so avtorji navedli daljše nizko intenzivno veslanje (nad 30 min). Priporoča se, da se dolgotrajno nizko intenzivno veslanje večkrat prekine s kratkim minutnim odmorom. Druga možnost je izmenjava med veslanjem na simulatorju in uporabo drugih pripomočkov (npr. kolo ali tekaška steza). Saifi idr. (2022) so pripo-

ročali, da se kot preventivni ukrep uvede omejitev števila intenzivnih treningov na veslaškem simulatorju, pri tem pa niso navedli konkretnih smernic ali priporočil. Wilson idr. (2014) so v članku predlagali naslednje preventivne ukrepe za zmanjšanje pogostosti pojava poškodb med veslanjem na simulatorju: izboljšanje gibljivosti mišic iztegovalk kolka in upogibalk kolena ter upogibalk kolka in iztegovalk kolena, izboljšanje kinematike ledveno-medeničnega predela, postopno uvajanje v trening s simulatorjem in uporabo pravilne veslaške tehnike. Priporoča se še upoštevanje posameznikovih sposobnosti in prilagajanje vadbene procesa ter upoštevanje časa za regeneracijo. Porušena kinematika ali občuten upad osredotočenosti zahtevata prilagoditev vadbene enote. Medtem so Nugent idr. (2021) ugotovili, da se kinematika zaveslaja pri posameznikih z bolečino v spodnjem delu hrbta razlikuje v primerjavi s tistimi brez bolečine. Veslači z bolečino so imeli med veslanjem večji posteriorni zasuk medenice v začetku aktivne faze zaveslaja in večji izteg v kolku ob zaključku aktivne faze. Zasuk medenice je posledica slabše gibljivosti mišic iztegovalk kolka in upogibalk kolena. Avtorji so še ugotovili, da je utrujenost vplivala na spremembo kinematike zaveslaja neodvisno od prisotnosti bolečine. Upogib v ledvenem delu hrbta v začetku aktivne faze zaveslaja je bilo zaznati tako pri posameznikih z bolečino v spodnjem delu hrbta kot tudi pri posameznikih brez bolečine. Strahan idr. (2011) so opazili razlike v kinematiki pri veslanju na simulatorju med veslači iz skupin s tistimi iz rimen disciplin. Pri rimen veslačih so opazili večji stranski upogib med aktivno fazo zaveslaja. Upogib so zaznali v spodnjem delu ledvene in zgornjem delu prsne hrbtenice.

Kleshnev (2005) sicer odsvetuje uporabo simulatorja v selekcijske namene, vendar poudarja, da je ta kljub razlikam v primerjavi z veslanjem v čolnu kakovosten trenažni pripomoček. S pravilno uporabo in primernim trenažnim načrtom bo veslanje na simulatorju pripomoglo k dvigu ravni telesne pripravljenosti veslačev.

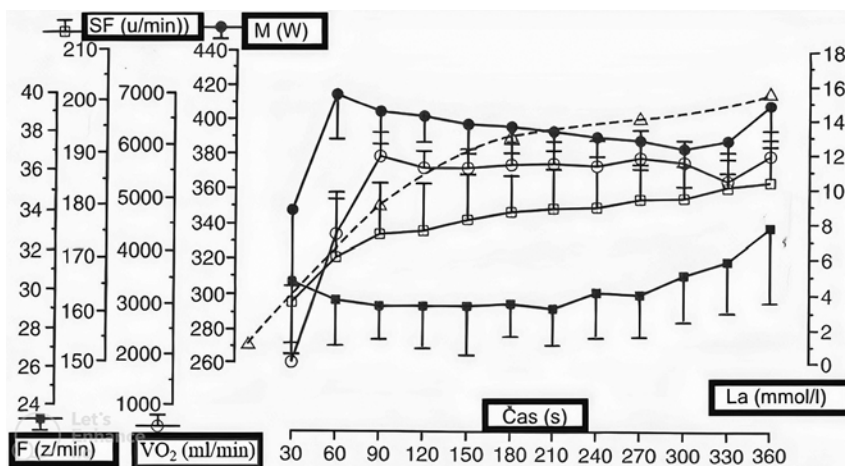
■ Fiziologija veslanja

Fiziološke mere so med pomembnejšimi omejitvenimi dejavniki v veslanju. Fiziološke zahteve se ne razlikujejo med veslanjem na simulatorju ali tistim v čolnu (Hartman in Mader, 2005). Veslaška tekma traja od 5 minut in 40 sekund do 8 minut, odvi-

sno od discipline (Thompson, 2005). Med veslaško tekmo so sočasno aktivni aerobni in anaerobni energijski procesi. Mäestu idr. (2005) v preglednem članku navajajo, da delež aerobno pridobljene energije med veslaško tekmo znaša med 67–86 %. Sočasna aktivnost aerobnih in anaerobnih energijskih procesov med veslaško tekmo je odvisna od intenzivnosti veslanja. Tekma se začne s hitrim in intenzivnim startom, pri čemer prevladujejo anaerobni energijski procesi. Startna faza se zaključi po približno 40–60 s. Sledi prehod v tekmovalni ritem, pri čemer se postopno zvišuje raven energije, pridobljene prek aerobnih procesov. V sredini tekme prevladujejo aerobni energijski procesi. V zaključku tekme, ko veslač poviša frekvenco veslanja in hitrost čolna, pridejo znova v ospredje anaerobni energijski procesi (Gee idr., 2013; Thompson, 2005). Takšna razporeditev aerobnih in anaerobnih energijskih procesov ima za posledico visoke vrednosti laktata v krvi. Laktat je posledica mišičnega dela, katerega intenzivnost presega aktualne zmoglosti organizma za zagotavljanje aerobne pokritosti energetskih zahtev. Merimo ga v milimolih na liter krvi (mmol/l). Nakopičeni laktat v krvi med veslaško tekmo lahko doseže vrednosti do 21 mmol/l (Hartman in Mader, 2005). Sposobnost vztrajanja v gibalni nalogi pri visoki koncentraciji laktata v krvi imenujemo laktatna toleranca (Steinacker, 1993).

Med pomembnejšimi fiziološkimi omejitvenimi dejavniki je največji *privzem kisika* (VO_2max). Merimo ga lahko z absolutno mero v mililitrih v minuti (ml/min) ali z normalizirano mero v mililitrih na kilogram telesne mase v minuti (ml/kg/min) (Hartman in Mader, 2005). Vrhunski veslači dosežejo vrednosti največjega privzema kisika blizu 65–75 ml/kg/min (Mikulic in Bralic, 2017; Nielsen in Christensen, 2020). Največji privzem kisika je tesno povezan z delovanjem srčno-žilnega sistema. Hartman in Mader (2005) navajata, da lahko povprečna srčna frekvenca med veslaško tekmo doseže vrednosti 190–200 utripov na minuto (u/min). Tudi Gee idr. (2013) so med posnemanjem veslaškega nastopa na simulatorju izmerili primerljive vrednosti povprečne srčne frekvence, in sicer 190–192 u/min.

Za lažjo predstavbo sprememb fizioloških mer med tekmovalnim nastopom sta Hartman in Mader (2005) pripravila grafični prikaz (Slika 2). Poleg fizioloških mer sta prikazani tudi meri biomehanske učinkovitosti: moč in frekvenca veslanja. Ugotovili



Slika 2. Spremembe fizioloških in biomehanskih mer med 6-minutnim tekmovalnim nastopom
Opomba. Mere biomehanske učinkovitosti: M = moč (W); F = frekvenca veslanja (z/min). Fiziološke mere: SF = srčna frekvenca (u/min); VO_2 = privzem kisika (ml/min); La = laktat (mmol/l). Povzeto po »Rowing physiology«, avtorja U. Hartman in A. Mader, 2005, *Rowing faster*, str. 10–13.

so, da sta moč in frekvenca dosegli najvišje vrednosti v prvi minuti nastopa. Skozi sredino tekmovalnega nastopa sta postopoma upadali. V zadnji minuti sta se ponovno povečali, vendar nista dosegli vrednosti iz prve minute. Takšna razporeditev moči je sprožila naslednje fiziološke odzive. Privzem kisika (VO_2) je dosegel plato po 60–90 s in se ni več opazneje spreminjal do konca tekmovalnega nastopa. Medtem sta srčna frekvenca in koncentracija laktata v krvi nenehno naraščali do 3. minute. V drugi polovici nastopa je bilo še zaznati rast obeh mer, a ta ni bila več tako izrazita.

Na fiziološke mere vplivajo tudi pogoji veslanja. Tako so De Campos Mello idr. (2014) ugotovili, da je doseženi čas med veslanjem na simulatorju krajši od doseženega časa med veslanjem v enojcu. Daljše trajanje tekme v enojcu pomeni večji prispevek aerobnih energijskih procesov h končnemu rezultatu. Otter-Kaufmann idr. (2019) so ugotovili, da k boljšemu rezultatu na simulatorju prispevajo aerobna sposobnost, jakost mišic nog in anaerobna sposobnost. Po drugi strani k rezultatu pri veslanju v čolnu najbolj pripomore jakost mišic nog, sledita aerobna sposobnost in anaerobna sposobnost. Rossi idr. (2015) so ugotovili različne fiziološke odzive med veslanjem pod translacijsko podajnimi in stacionarnimi pogoji. Veslanje pod translacijsko podajnimi pogoji je vodilo k višji srčni frekvenci, višji stopnji privzema kisika in nižji koncentraciji laktata. Tudi Boland idr. (2022) so opazili razlike v fizioloških merah med veslanjem pod stacionarnimi pogoji in tistim na simulatorju RowPerfect, pri katerem je bil nožnik

premičen. Pri veslanju s premičnim nožnikom je bila izmerjena srčna frekvenca višja kot pri veslanju pod stacionarnimi pogoji. Avtorji predlagajo previdnost pri postavljanju trenajžnih con. Upoštevati je treba pogoje veslanja, v katerih so bile izvedene predhodne meritve. Menjava pogojev veslanja na simulatorju zahteva nekoliko prilagajanje trenajžnih con.

Cosgrove idr. (2010) so spremljali vpliv fizioloških mer na končni rezultat pri veslanju pod stacionarnimi pogoji. Ugotovili so, da povprečna hitrost na 500 m (mera intenzivnosti veslanja, ki je neposredno povezana z močjo) pri najvišjem privzemu kisika lahko pojasni 72 % variabilnosti rezultata na 2000 m. Avtorji so še ugotovili, da ima z doseženim rezultatom na 2000 m visoko stopnjo povezanosti pusta telesna masa ($r = 0,85$). Do podobnih ugotovitev kot Cosgrove idr. (2010) sta prišla tudi Gillies in Bell (2009). Absolutna vrednost najvišjega privzema kisika je bila najboljši napovednik rezultata na 2000 m. Prav tako so Ingham idr. (2002) spremljali prispevek fizioloških in biomehanskih mer na končni rezultat pri veslanju na 2000 m. Ugotovili so, da je mogoče v 98 % natančno napovedati rezultat na simulatorju na podlagi naslednjih štirih mer: največja moč na testu 5 zaveslajev pri frekvenci 30 zaveslajev, moč pri največjem privzemu kisika, moč pri koncentraciji laktata pri 4 mmol/l in vrednost privzema kisika na anaerobnem pragu.

Fiziološke mere so dober pokazatelj posameznikove telesne pripravljenosti, vendar niso edini dejavnik, ki vpliva na končni rezultat. Na končni rezultat pri veslanju ima

jo poleg fizioloških mer pomemben vpliv tudi mere biomehanske učinkovitosti.

■ Biomehanska učinkovitost

Razumevanje mer biomehanske učinkovitosti veslanja omogoča optimizacijo veslaške tehnike. Zgolj biomehansko učinkovito veslanje bo omogočilo posamezniku pretvorbo fizioloških sposobnosti v optimalen rezultat. Med najpogostejše spremljanimi biomehanskimi merami so sila in moč na ročaju ali nožniku, frekvenca veslanja, hitrost gibanja sedeža in ročaja ter amplituda sedeža in ročaja. V literaturi se za amplitudo ročaja pogosto uporablja izraz dolžina zaveslaja. Mere biomehanske učinkovitosti so med seboj tesno povezane. Sprememba ene mere vpliva na spremembo drugih (Bolha, 2019).

Med zajemom podatkov biomehanskih mer učinkovitosti je poudarek na aktivni fazi zaveslaja. S svojim gibanjem veslač ustvarja silo, ki deluje na simulator. Sila je fizikalna količina, ki opisuje delovanje ene telesa na drugo (merska enota newton – N). Če nas zanima sila celotnega zaveslaja, jo spremljamo na ročaju simulatorja. Odriv z nogami in pospešek telesa v smeri potega prispevata večino sile, ki jo veslač proizvede med aktivno fazo. Sila celotnega zaveslaja je seštevek sil nog, trupa in rok. Učinkovit razvoj in prenos sile na ročaj skozi zaveslaj je posledica medsegmentne in medmišične koordinacije (Gluckman, 2005). Nastanek sile je povezan s pritiskom stopala ob nožnik ob iztegu kolena in kolka. Trenutek pred popolno iztegnitvijo kolen se začne izteg trupa. *Gibanje trupa se zaustavi pri kotu 100° v kolčnem sklepu. Ročaj nadaljuje pot do prsi* (Nowicky idr., 2005). Medsegmentna in medmišična koordinacija med veslanjem sta posledici mišičnih sinergij.

Pri veslanju na simulatorju se pojavijo tri medmišične sinergije. Omenjene mišične sinergije se s povečevanjem intenzivnosti veslanja ne spreminjajo. Prva opazovana sinergija se pojavi med mišicami nog in trupa. Pojavi se tik pred začetkom odriva z nogami in je prisotna skozi prvo polovico aktivne faze zaveslaja. Omenjena sinergija je posledica iztega kolena in prenosa sile iz nog prek trupa in rok na ročaj simulatorja. Druga sinergija se pojavi v drugi polovici aktivne faze zaveslaja in obsega mišice trupa in rok. Zadnja zaznana sinergija je med

prednjo golenično mišico in zgornjimi vlakni kapucaste mišice. Omenjena sinergija je prisotna med pasivno fazo zaveslaja, pri čemer se veslači s pomočjo golenične mišice vračajo v začetni položaj. Aktivnost kapucaste mišice je posledica držanja ročaja med vračanjem po nov zaveslaj (Turpin idr., 2011). Opisane mišične sinergije je zaznati tako pri izkušenih kot neizkušenih veslačih. Prav tako pri veslačih skul in rimen disciplin. Kljub enakemu gibanju spodnjih okončin med veslanjem na simulatorju med rimen in skul veslači so Janshen idr. (2009) opazili razlike v sili na nožniku med levo in desno nogo (tj. lateralna asimetričnost). Razlike so bile izrazitejše pri veslačih rimen disciplin. Vzrok za omenjeno razliko v velikosti sile med levo in desno nogo je v neenaki časovni aktivaciji štiriglave stegenske mišice. Natančneje, v razhajanju pri aktivaciji preme stegenske in stranskega dela štiriglave stegenske mišice med levo in desno nogo.

V trenažnem procesu se namesto sile pogosto spremlja moč zaveslaja. Moč je opredeljena kot opravljeno delo v časovni enoti oziroma je produkt sile in hitrosti. Merska enota za moč je watt oz. vat [W]. Prednost spremljanja moči v primerjavi s silo je v tem, da moč beleži simulator sam in je prikazana na monitorju. Izračun moči zaveslaja omogoča računalniška oprema v monitorju simulatorja. Ta oprema v svojem izračunu upošteva naslednji fizikalni količini: kotno hitrost (pospešek in pojemek) zračnega zaviralnega kolesa in maso zračnega zaviralnega kolesa ter konstanto, ki znaša 2,80. Ker takšen pristop izračuna moči ne vključuje sile, bi bila za beleženje sile potrebna dodatna oprema (Treff idr., 2022). Vrhunski veslači med tekmovalnim nastopom na veslaškem simulatorju razvijejo povprečno moč 475–525 W (Hartman in Mader, 2005). Najpogostejše spremljana biomehanska mera med veslanjem je povprečna hitrost na 500 m (Gluckman, 2005; Thompson, 2005). Ta omogoča veslačem lažjo časovno predstavlo o njihovi hitrosti v primerjavi s posredovano informacijo o moči. Povprečno hitrost na 500 m simulator preračuna iz izmerjene moči (Concept II pace calculator). Turpin idr. (2011) ter Beader (2013) so ugotovili, da sta moč in frekvenca veslanja povezani. Frekvenca veslanja se je zviševala s potrebo po večji moči. Sprememba frekvenca veslanja vpliva na druge biomehanske mere. Tako sta Beader (2013) in Bolha (2019) ugotovila, da se hitrost gibanja ročaja premo sorazmerno povečuje z zviševanjem frekvenca veslanja. Višja frekvenca veslanja vpliva na spremembo

razmerja med aktivno in pasivno fazo zaveslaja. Čas pasivne faze zaveslaja se je z dvigom frekvenca skrajšal (Ettema idr., 2022). Beader (2013) je v svoji diplomski nalogi še ugotovil, da se je z zviševanjem frekvenca povečevala hitrost gibanja sedeža. Višja frekvenca veslanja je negativno vplivala na meri dolžine zaveslaja na ročaju in sedežu. Dolžina poti sedeža in ročaja se je z višjo frekvenco veslanja skrajšala.

Mere biomehanske učinkovitosti se med tekmovalnim nastopom spreminjajo. Na spremembo vpliva utrujenost. Gee idr. (2013) so spremljali spremembe biomehanskih mer učinkovitosti med imitiranim tekmovalnim nastopom. Ugotovili so, da sta bili moč in frekvenca veslanja v prvi četrtini najvišji in v tretji četrtini najnižji. V drugi in zadnji četrtini sta bili podobni. Podobne spremembe mer biomehanske učinkovitosti med imitiranim tekmovalnim nastopom je opazil tudi Bolha (2019) v svoji diplomski nalogi. Preiskovanci so opravili tri obiske. Ob vsakem so opravili imitiran tekmovalni nastop pod tremi različnimi pogoji veslanja: (i) veslanje pod stacionarnimi pogoji simulatorja, (ii) veslanje na simulatorju pod translacijsko podajnimi pogoji ter (iii) veslanje na simulatorju, nameščenem na namenskem podestu, ki je omogočal nagib simulatorja levo in desno ter s tem nestabilne pogoje z dodatnim ravnotežnim izzivom. King in de Rond (2011) sta ugotovila, da utrujenost vpliva na spremembo ritma. Zaradi utrujenosti se časovno podaljša aktivna faza zaveslaja, posledično je krajša pasivna faza. Spremenjeno razmerje med aktivno in pasivno fazo vpliva na hitrost gibanja ročaja in sedeža. Hitrost bo v aktivni fazi manjša in hkrati večja v pasivni fazi ob predpostavki, da je frekvenca veslanja ostala nespremenjena. Krajša bo tudi dolžina zaveslaja. Posledično bo moč upadla. Porušeno optimalno razmerje med aktivno in pasivno fazo negativno vpliva na rezultat. Na simulatorju je vpliv porušenega razmerja nekoliko manjši, saj simulator v večji meri ni dovzeten za nasprotno gibanje veslača. V čolnu, ko je gibanje veslača v pasivni fazi nasprotno od plovbe čolna, je vpliv porušenega razmerja veliko bolj očiten. Gibanje veslača v pasivni fazi zahteva veliko natančnosti in občutka, da je pojemek čolna čim manjši. Zaradi krajše pasivne faze morajo veslači hiteti v začetek zaveslaja. S tem dodatno pritiskajo na nožnike in zmanjšujejo hitrost plovbe čolna. Zaradi neučinkovitega gibanja veslača v pasivni fazi bo povprečna hitrost plutja čolna manjša (Ritchie, 2010).

Različni pogoji veslanja na simulatorju zahtevajo prilagoditve zaveslajev. Prilagoditve bodo vplivale na spremembe mer biomehanske učinkovitosti veslanja. Nowicky idr. (2005) so ugotovili, da je pri veslanju pod stacionarnimi pogoji pri enaki frekvenci zaveslaja sčasoma upadla dolžina zaveslaja. To je posledica utrujenosti in spremenjene kinematike trupa (Daneshvar idr., 2021). Zahiran idr. (2019), Benson idr. (2011) ter Bolha (2019) so ugotovili, da je bila frekvenca veslanja med imitiranim tekmovalnim nastopom na simulatorju višja pri veslanju pod translacijsko podajnimi pogoji v primerjavi s stacionarnimi pogoji. Višja frekvenca veslanja je vplivala na silo in moč. Bolha (2019) je ugotovil, da je bila moč na nožniku večja pri veslanju pod stacionarnimi pogoji v primerjavi s translacijsko podajnimi pogoji, razlik v moči na ročaju pa ni bilo. Kljub razlikam v frekvenci veslanja ni bilo razlik med pogoji veslanja za biomehanske mere hitrosti gibanja sedeža in dolžine poti sedeža in ročaja. Dodatno je bila hitrost gibanja ročaja večja pri veslanju pod translacijsko podajnimi pogoji. Zahiran idr. (2019) so ugotovili, da je bila aktivna faza zaveslaja pri veslanju pod translacijsko podajnimi pogoji daljša kot pri veslanju pod stacionarnimi pogoji. Razlike so se pojavile v drugi četrtini in so vztrajale do konca tekmovalnega nastopa.

Medtem so Hislop idr. (2010) spremljali razlike pri veslanju pod stacionarnimi pogoji in veslanju na simulatorju RowPerfect s premičnimi nožniki. Veslanje s premičnimi nožniki je imelo za posledico višjo frekvenco veslanja in daljši zaveslaj. Avtorji še poročajo, da so v začetku aktivne faze zaveslaja izmerili večje sile na ročaju pri veslanju pod stacionarnimi pogoji. To se ujema s predhodnimi ugotovitvami Kleshneva (2005).

Izkušnost in trenažni staž prav tako vplivata na razlike v merah biomehanske učinkovitosti. Černe idr. (2013) so ugotovili, da so pri veslanju pod stacionarnimi pogoji vrhunski veslači ohranili podobno dolžino zaveslaja. Frekvenca veslanja je vplivala na moč ter razmerje aktivne in pasivne faze. Pri začetnikih je z zviševanjem frekvence veslanja prišlo do upada dolžine zaveslaja in sprememb medsegmentne koordinacije med zaveslaji. Kim idr. (2016) so ugotovili, da vrhunski veslači ohranjajo daljši zaveslaj kot začetniki neodvisno od frekvence veslanja. Časovni potek aktivne faze zaveslaja je bil krajši pri vrhunskih veslačih v primerjavi z začetniki. Časovno krajša aktivna faza je bila posledica večje moči zaveslaja. Medtem so

Kerhervé idr. (2018) ugotovili, da časovno daljši intervali veslanja vplivajo na razlike med veslanjem pod stacionarnimi in translacijsko podajnimi pogoji. Veslanje pod translacijsko podajnimi pogoji se je razlikovalo od tistega pod stacionarnimi pogoji v meri frekvence veslanja pri enaki moči – frekvenca je bila višja pri veslanju pod translacijsko podajnimi pogoji. Pri veslanju pod temi pogoji je bil pospešek spodnjih okončin med aktivno fazo zaveslaja večji. Večji pospešek pri veslanju pod translacijsko podajnimi pogoji je posledica manjše mase simulatorja v primerjavi z maso veslača. Pri veslanju pod translacijsko podajnimi pogoji veslač simulator odriva od sebe. Pri veslanju pod stacionarnimi pogoji se veslač odriva od simulatorja.

Na razmerje med aktivno in pasivno fazo vpliva tudi dejavnik upora (angl. drag factor) zračnega zaviralnega kolesa. Na dejavnik upora vplivamo z odpiranjem in zapiranjem zračne lopute (Kane idr., 2008). Cerasola idr. (2017) so spremljali čas imitiranega nastopa pri različnih dejavnikih upora. V omenjeni raziskavi so preiskovanci odveslali tri tekmovalne nastope pri dejavniku upora 110, 130 in 150. Ugotovili so, da na čas imitiranega tekmovalnega nastopa vpliva dejavnik upora. Najboljši rezultat so preiskovanci dosegli pri dejavniku upora 130. Na omenjeni stopnji upora je bila tudi najvišja povprečna frekvenca veslanja. Medtem so Held idr. (2020) spremljali vpliv dejavnika upora in frekvence veslanja na moč pri krajših sprintih. Pričakovano je moč zaveslaja naraščala z zviševanjem frekvence veslanja ali dejavnika upora.

Zadnji pomembni dejavniki, ki vplivajo na mere biomehanske učinkovitosti med veslanjem na simulatorju, so telesne značilnosti. Majumdar idr. (2017) so ugotovili, da na rezultat pri veslanju na simulatorju pomembno vplivajo pusta telesna masa, telesna višina in absolutna telesna masa. Tudi Bourdin idr. (2017) so ugotovili, da večja telesna masa in višina pomembno prispevata k boljšemu rezultatu na veslaškem simulatorju.

Razumevanje biomehanskih mer učinkovitosti veslanja pomembno prispeva k dvigu kakovosti trenažnega procesa. Sočasno omogoča trenerjem razumevanje nekaterih dejavnikov, ki bi lahko vodili do poškodb. Le zdrav in učinkovit veslač bo lahko dosegel optimalen rezultat ob svoji telesni pripravi.

■ Zaključek

Razvoj veslaškega simulatorja je pomembno vplival na globalni razvoj veslanja in optimizacijo trenažnega procesa. Veslanje na simulatorju omogoča učenje pravilne veslaške tehnike v nadzorovanih pogojih ali izvedbo specifičnih veslaških treningov, ko vremenske razmere ne omogočajo veslanja v čolnu. S simulatorjem lahko veslači ohranjajo stik z veslaškim gibom med zimskim pripravljalnim obdobjem in izboljšajo fiziološke omejitvene dejavnike. Razvoj dodatnih postavkov za simulator omogoča vezavo dveh ali več simulatorjev za izboljšanje stopnje skladnosti veslanja posadke. Razvoj simulatorjev s premičnimi nožniki je pomenil pomemben korak k zmanjšanju verjetnosti za poškodbe med veslanjem na simulatorju. Hkrati je omenjena izboljšava približala veslanje na simulatorju tistemu v čolnu. Za optimizacijo trenažnega procesa je pomembno upoštevati razlike med simulatorji ali pogoji veslanja.

Kljub temu imajo simulatorji tudi nekatere pomanjkljivosti. Prepogosta uporaba simulatorja ali prevelika količina intenzivnih vadb povečata verjetnost nastanka poškodb. Predvsem je tveganju za nastanek poškodb izpostavljen ledveni del hrbta. Veslanje na simulatorju še ni popolnoma enako tistemu v čolnu. Razlikuje se predvsem v pasivni fazi zaveslaja ter višjih silah med veslanjem. Čeprav so simulatorji veslanja dober trenažni pripomoček, so razlike v primerjavi z veslanjem v čolnu prevelike, da bi bila uporaba priporočljiva v selekcijskem procesu. Vsekakor se uporaba simulatorjev priporoča za spremljanje veslačevega napredka, določanje trenažnih con ali preverjanje veslačeve trenutne pripravljenosti. Kljub veliko pozitivnim lastnostim veslaški simulator ne more popolnoma učinkovito nadomestiti treninga v čolnu.

■ Literatura

1. Baca, A., Kornfeind, P. in Heller, M. (2006). Comparison of foot-stretcher force profiles between on-water and ergometer rowing. In H. Schwameder, G. Strutzenberger, V. Fastenbauer, S. Lindinger in E. Muller (Eds.), *24 International symposium on biomechanics in sports*. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/313>
2. Beader, M. (2013). *Povezava med gibanjem sedeža in ročaja na veslaškem ergometru z tekmovalno uspešnostjo veslanja* (Diplomska naloga). Ljubljana: Univerza v Ljubljani. Pridobljeno s <https://www.fsp.uni-lj.si/COBISS/>

- Diplome/Diploma22072490BeadrMarko.pdf
3. Benson, A., Abendroth, J., King, D. in Swensen, T. (2011). Comparison of rowing on a Concept 2 stationary and dynamic ergometer. *Journal of sports science & medicine*, 10(2), 267. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3761858/>
 4. Bernstein, I. A., Webber, O. in Woledge, R. (2002). An ergonomic comparison of rowing machine designs: possible implications for safety. *British journal of sports medicine*, 36(2), 108–112. <https://doi.org/10.1136/BJSM.36.2.108>
 5. Boland, M., Crotty, N. M., Mahony, N., Donne, B. in Fleming, N. (2022). A Comparison of physiological response to incremental testing on stationary and dynamic rowing ergometers. *International journal of sports physiology and performance*, 17(4), 515–522. <https://doi.org/10.1123/IJSP.2021-0090>
 6. Bolha, M. (2019). *Spremembe biomehanskih parametrov med visoko intenzivnim veslanjem na veslaškem simulatorju pod različnimi pogoji (ne)stabilnosti na razdalji 2000 m* (Diplomska naloga). Izola: Univerza na Primorskem, Fakulteta za vede o zdravju. Pridobljeno s <https://repozitorij.upr.si/lzpis/Gradiva.php?id=10094&lang=slv>
 7. Bourdin, M., Lacour, J. R., Imbert, C. in 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/ID/R6316-0023>
 8. Cerasola, D., Cataldo, A., Bianco, A., Zangla, D., Capranica, L. in Traina, M. (2017). Drag factor on rowing ergometer during 2000-m performance in young rowers. *Kinesiology Slovenica*, 23(2), 15–21. Pridobljeno s https://www.kinsi.si/mma/040725_305.pdf/20180522111500070/
 9. Černe, T., Kamnik, R., Vesnicer, B., Žganec Gros, J. in Munič, M. (2013). Differences between elite, junior and non-rowers in kinematic and kinetic parameters during ergometer rowing. *Human movement science*, 32(4), 691–707. <https://doi.org/10.1016/J.HUMOV.2012.11.006>
 10. Colloud, F., Bahuaud, P., Doriot, N., Champely, S. in Chèze, L. (2007). 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>
 11. Concept II pace calculator. (n.d.). *Indoor rower - SkiErg - BikeErg pace calculator*. Pridobljeno 15. marca 2023 s <https://www.concept2.com/indoor-rowers/training/calculators/pace-calculator>
 12. Cosgrove, M. J., Wilson, J., Watt, D. in Grant, S. F. (2010). The relationship between selected physiological variables of rowers and rowing performance as determined by a 2000 m ergometer test. *Journal of sport science*, 17(11), 845–852. <https://doi.org/10.1080/026404199365407>
 13. Daneshvar, A., Sadeghi, H., Borhani Kakhki, Z. in Taghva, M. (2021). Effects of one stage of exhaustive global fatigue on coordination and variability of the joints of the trunk in elite rowers. *The scientific journal of rehabilitation medicine*, 10(1), 158–167. <https://doi.org/10.22037/JRM.2020.113483.2376>
 14. De Campos Mello, F., Bertuzzi, R., Franchini, E. in Candau, R. (2014). Rowing ergometer with the slide is more specific to rowers' physiological evaluation. *Research in sports medicine*, 22(2), 136–146. <https://doi.org/10.1080/15438627.2014.881820>
 15. Elliott, B., Birkett, O. in Lyttle, A. (2007). Rowing. *Sports biomechanics*, 1(2), 123–134. <https://doi.org/10.1080/14763140208522791>
 16. Ettema, G., Haug, A., Ludvigsen, T. P. in Danielsen, J. (2022). The role of stroke rate and intensity on rowing technique. *Sports biomechanics*. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2135457>
 17. Gee, T. I., French, D. N., Gibbon, K. C. in Thompson, K. G. (2013). Consistency of pacing and metabolic responses during 2000-m rowing ergometry. *International journal of sports physiology and performance*, 8(1), 70–76. <https://doi.org/10.1123/IJSP.8.1.70>
 18. Gillies, E. M. in Bell, G. J. (2009). The relationship of physical and physiological parameters to 2000 m simulated rowing performance. *Sports medicine, training and rehabilitation*, 9(4), 277–288. <https://doi.org/10.1080/15438620009512562>
 19. Gluckman, L. (2005). Ergometer technique. In V. Nolte (Ed.), *Rowing faster* (pp. 195–199). Human Kinetics.
 20. Greene, A. J., Sinclair, P. J., Dickson, M. H., Colloud, F. in 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>
 21. Hartman, U. in Mader, A. (2005). Rowing physiology. In V. Nolte (Ed.), *Rowing faster* (pp. 10–13). Human Kinetics.
 22. Held, S., Siebert, T. in 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/SUPPL_FILE/TEJS_A_1628308_SM2895.ZIP
 23. Hislop, S., Cummins, K., Bull, A. M. J. in McGregor, A. H. (2010). Significant influence of the design of the rowing ergometer on elite athlete kinematics. *Journal of sports engineering and technology*, 224(1), 101–107. <https://doi.org/10.1243/17543371JSET54>
 24. Holsgaard-Larsen, A. in 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>
 25. Ingham, S. A., Whyte, G. P., Jones, K. in Nevill, A. M. (2002). Determinants of 2,000 m rowing ergometer performance in elite rowers. *European journal of applied physiology*, 88(3), 243–246. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0699-9>
 26. Janshen, L., Mattes, K. in Tidow, G. (2009). Muscular coordination of the lower extremities of oarsmen during ergometer rowing. *Journal of applied biomechanics*, 25(2), 156–164. <https://doi.org/10.1123/JAB.25.2.156>
 27. Jongerius, N., Willems, P. B. J. in Savelberg, H. H. C. M. (2018). Different inertial properties between static and dynamic rowing ergometers cause acute adaptations in coordination patterns. *Cogent medicine*, 5(1). <https://doi.org/10.1080/2331205X.2018.1478699>
 28. Kane, D. A., Jensen, R. L., Williams, S. E. in Watts, P. B. (2008). Effects of drag factor on physiological aspects of rowing. *International journal of sports medicine*, 29(5), 390–394. <https://doi.org/10.1055/S-2007-965333/ID/22>
 29. Kerhervé, H. A., Chatel, B., Reboah, S., Rossi, J., Samozino, P. in Messonnier, L. A. (2018). Comparison of prolonged rowing on fixed and free-floating ergometers in competitive rowers. *International journal of sports medicine*, 39(11), 840–845. <https://doi.org/10.1055/A-0637-9613/ID/R6629-0020>
 30. Kim, J.-S., Cho, H., Han, B.-R., Yoon, S.-Y., Park, S., Cho, H., Lee, J. in Lee, H.-D. (2016). Comparison of biomechanical characteristics of rowing performance between elite and Non-elite scull rowers: a pilot study. *Korean journal of sport biomechanics*, 26(1), 21–30. <https://doi.org/10.5103/KJSB.2016.26.1.21>
 31. King, A. in de Rond, M. (2011). Boat race: rhythm and the possibility of collective performance1. *The British journal of sociology*, 62(4), 565–585. <https://doi.org/10.1111/J.1468-4446.2011.01381.X>
 32. Kleshnev, V. (2005). Comparison of on-water rowing with its simulation on concept 2 and rowperfect machines. *Rowing biomechanics newsletter*, 5(3). Pridobljeno z biorow.com/Papers_files/2005%20ISBS%20Kleshnev.pdf
 33. Mäestu, J., Jürimäe, J. in Jürimäe, T. (2005). Monitoring of performance and training in rowing. *Sports Medicine*, 35(7), 597–617. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535070-00005>
 34. Majumdar, P., Das, A. in Mandal, M. (2017). Physical and strength variables as a predictor of 2000m rowing ergometer performance in elite rowers. *Journal of physical education and sport*, 17(4), 2502–2507. <https://doi.org/10.7752/jpes.2017.04281>
 35. Miarka, B., Dal Bello, F., José Brito, C., Vaz, M. in Del Vecchio, F. B. (2018). Biomechanics of rowing: kinematic, kinetic and electromyography.

- graphic aspects. *Journal of physical education and sport*, 18(1), 193–202. <https://doi.org/10.7752/jpes.2018.01025>
36. Mikulic, P. in Bralic, N. (2017). Elite status maintained: a 12-year physiological and performance follow-up of two Olympic champion rowers. *Journal of sports sciences*, 36(6), 660–665. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1329548>
37. Nielsen, H. B. in Christensen, P. M. (2020). Rower with Danish record in maximal oxygen uptake. *Ugeskrift for laeger*, 182(8), V10190610–V10190610. Pridobljeno s <https://europepmc.org/article/med/32138820>
38. Nowicky, A. V., Burdett, R. in Horne, S. (2005). The impact of ergometer design on hip and trunk muscle activity patterns in elite rowers: an electromyographic assessment. *Journal of sports science & medicine*, 4(1), 18. Pridobljeno s <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3880080/>
39. Nugent, F. J., Vinther, A., McGregor, A., Thornton, J. S., Wilkie, K. in Wilson, F. (2021). The relationship between rowing-related low back pain and rowing biomechanics: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 55(11), 616–628. <https://doi.org/10.1136/BJSports-2020-102533>
40. Otter-Kaufmann, L., Hilfiker, R., Ziltener, J. L. in Allet, L. (2019). Which physiological parameters are associated with rowing performance? *Swiss sports and exercise medicine*, 67(4). <https://doi.org/10.34045/SSEM/2019/24>
41. Ritchie, A. C. (2010). Dynamic modeling of ergometer and on-water rowing. *Sports technology*, 1(2–3), 110–116. <https://doi.org/10.1080/19346182.2008.9648461>
42. Rossi, J., Pignonier, E., Vincent, L., Samozino, P. in Messonnier, L. (2015). Influence of ergometer design on physiological responses during rowing. *International journal of sports medicine*, 36(11), 947–951. <https://doi.org/10.1055/S-0035-1548810/ID/R4455-0029>
43. Saifi, C., Ankersen, J., Lambert, B., Gardner, S., Holderread, B. in Liberman, S. (2022). Biomechanical assessments of the spine during a 2000M ergometer row test. *The Spine journal*, 22(9), S133. <https://doi.org/10.1016/J.SPINEE.2022.07.054>
44. Steinacker, J. M. (1993). Physiological aspects of training in rowing. *International journal of sports medicine*. Pridobljeno s <http://row-fit.ch/uploads/Physiological%20aspects%20of%20rowing.pdf>
45. Strahan, A. D., Burnett, A. F., Caneiro, J. P., Doyle, M. M., O'Sullivan, P. B. in Goodman, C. (2011). Differences in spinopelvic kinematics in sweep and scull ergometer rowing. *Clinical journal of sport medicine*, 21(4), 330–336. <https://doi.org/10.1097/JSM.0B013E31821A6465>
46. Thompson, P. (2005). *Sculling*. The Crowood press Ltd.
47. Thornton, J. S., Vinther, A., Wilson, F., Lebrun, C. M., Wilkinson, M., Di Ciacca, S. R., Orlando, K. in Smoljanovic, T. (2016). Rowing injuries: an updated review. *Sports medicine* 2016 47:4, 47(4), 641–661. <https://doi.org/10.1007/S40279-016-0613-Y>
48. Treff, G., Mentz, L., Mayer, B., Winkert, K., Engleder, T. in Steinacker, J. M. (2022). Initial evaluation of the Concept-2 rowing ergometer's accuracy using a motorized test rig. *Frontiers in sports and active living*, <https://doi.org/10.3389/FSPOR.2021.801617/BIBTEX>
49. Turpin, N. A., Guével, A., Durand, S. in Hug, F. (2011). Effect of power output on muscle coordination during rowing. *European journal of applied physiology*, 111(12), 3017–3029. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-1928-x>
50. US Rowing. (2022). *Coastal Rowing FAQ*. Pridobljeno s <https://usrowing.org/sports/2020/2/14/Coastal%20Rowing%20FAQ>
51. Wilson, F., Gissane, C. in McGregor, A. (2014). Ergometer training volume and previous injury predict back pain in rowing; strategies for injury prevention and rehabilitation. *British journal of sports medicine*, 48(21), 1534–1537. <https://doi.org/10.1136/BJSports-2014-093968>
52. Zahiran, A., Abdullah, M. I. in Shaharudin, S. (2019). Comparison of physiological and 2d kinematic variables during 2 km time trial on stationary versus dynamic rowing ergometer. *Malaysian journal of movement*, 8(1), 185–195. <https://doi.org/10.15282/mohe.v8i1.244>

Marko Bolha
Univerza na Primorskem,
Fakulteta za vede o zdravju
marko.bolha@fvz.upr.si