



Anton Ušaj

Tehnologija merjenja, digitalizacija in informacijsko-komunikacijska tehnologija v fiziologiji športnega napora

Application of measurement, digitalisation, information and communication technology in sport and exercise physiology

Abstract

Developments in science and technology have made it possible for problems related to the observation of changes during physical exercise, which are analogue, to be solved by using digitalization of measurements. The first step in this process is the detection of changes by appropriate sensors. Indeed, changes that occur before, during and after exercise can be detected by placing sensors apart from sportsmen body or on the skin. Some analyses are only possible if samples of body tissue are taken and then analysed in the laboratory. The collection of data and its conversion into digital values is done with the help of analogue-digital converters or by input via a keyboard. The digital values are then processed mathematically and logically using computer software. The construction of a suitable database or system of databases is necessary. This is not the end of the work on solving physiological problems, but the real beginning.

Key words: exercise tests, performance characteristics, changes in organism, physiological models

Izvleček

Napredek znanosti in tehnike je omogočil, da težave pri opazovanju sprememb, ki so analogne (zvezne), vsaj deloma presežemo z digitalizacijo. Ta najprej narekuje uporabo ustreznih zaznaval (senzorji) in uporabo analogno-digitalnih pretvornikov. Ko pridobimo digitalne vrednosti, jih nato v računalnikih obdelujemo z uporabo informacijskih tehnologij in pridobimo modele. V fiziologiji napora, posebej športnega, želimo najprej zaznati spremembe, ki se dogajajo pred naporom, med njim in po njem. Vrednosti kazalnikov pridobimo tako, da so zaznavala odmaknjena od športnikovega telesa, so položena ali pritrjena na kožo, so v njegovem organizmu ali pa odvezujemo vzorce tkiv in jih opazujemo z merilnimi napravami. Zaznavala so povezana z analogno-digitalnimi pretvorniki, kar omogoča avtomatično digitalizacijo. Nekatere vrednosti pa se pridobijo drugače, samo pred naporom in po njem. Torej se digitalizacija izvaja z ročnim vnašanjem podatkov v računalnik prek tipkovnice. S podatki je mogoče opravljati različne računske, logične in druge operacije z uporabo informacijske tehnologije. Pri tem je treba rešiti problem smiselnega urejanja velikega števila različnih podatkov v eno ali več podatkovnih baz. S tem pa se v fiziologiji napora razlaga pojavov šele začne.

Ključne besede: obremenilni testi, kazalniki zmogljivosti, spremembe v organizmu, fiziološki modeli

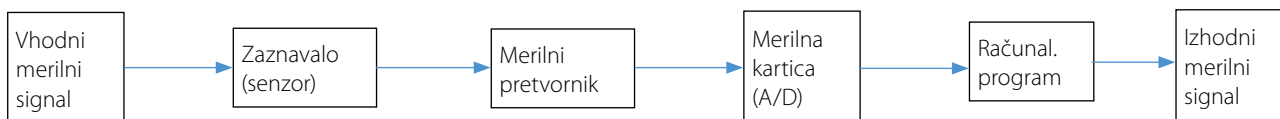
Merjenje, digitalizacija, informacijska in komunikacijska tehnologija

Tehnologija merjenja

Vhodne signale, ki v fiziologiji športnega napora predstavljajo spremembe v delovanju organizma, je treba najprej zaznati in nato izmeriti. Za to uporabljamo merilne sisteme (Slika 1).

1. **Zaznavanje signalov.** Signali so po pravilu analogni in kažejo spremembe v organizmu športnika. Pomembno je odkriti

najpomembnejšo značilnost neke spremembe in jo najprej definirati s primerno fizikalno količino, na primer silo, hitrostjo, barvo (valovno dolžino svetlobe), temperaturo, tlakom, električno napetostjo ali jakostjo, magnetnim poljem, sevanjem ... Če želimo te veličine izmeriti, moramo uporabiti primerna zaznavala (senzorje), ki spremenijo svojo značilnost v skladu z vrednostjo merilnega signala, torej s spremembo nekega pojava. Poleg primerne občutljivosti zaznavala si želimo njegovo čim večjo specifičnost (selektivnost). Šumi v meritvah, ki so po-



Slika 1. Merilni sistem. Sestavlja ga zaporedje dejavnosti in zato tudi sestavnih delov, ki vhodni merilni signal s pomočjo zaznavala, pretvornikov in računalniškega programa pretvorijo v izhodni merilni signal, ki ga merilec odčita na merilni skali ali zapisu (analogni podatek) ali kot število ali graf na monitorju (digitalni podatek).

sledica signalov iz drugih izvorov, kot je merjena veličina, niso zaželeni. Zato se jim želimo izogniti že na začetku merjenja, kar pa ni mogoče v celoti. Merilni pogreški, ki izvirajo iz zaznaval (senzorjev), so lahko posledica sprememb v zaznavalu, ki nastanejo med merjenjem ali pa v merilnem objektu, na primer v organu, celici ..., ko že sama namestitvev senzorja lahko povzroči spremembo, zaradi katere so rezultati merjenja napačni (na primer merjenje elektrokemijskih potencialov prek celične membrane). Med najpogostejše pogreške te kategorije v fiziologiji športa spadajo meritve vrednosti v mirovanju, submaksimalni obremenitvi ali pri največjem naporu. V mirovanju se že zaradi blage anksioznosti, ki se pojavi zaradi »pomembnosti« preiskave, pri posamezniku spremenijo številni odzivi organizma (povečano sproščanje kateholaminov, večji tlak krvi, večja frekvenca srca ...), ki se sicer v mirovanju ne bi pojavili. Med dolgotrajnim naporom pri submaksimalni intenzivnosti se redno pojavlja problem »lezenja« vrednosti pri tistih meritvah, pri katerih pričakujemo stacionarno stanje pojava. Značilno je povečanje frekvenca srca, ventilacije, včasih tudi privzema kisika, ki izvirajo iz povečane temperature v organizmu. Posebno je to izraženo pri opazovanju »maksimalnih« vrednosti številnih meritev pri največjem naporu. To pa je običajno, toda različno, če ga opravljamo pri vsakodnevni vadbi ali na »pravem« tekovanju. Pri večini merjenj lahko opazimo merilne pogreške dinamičnega izvora. Gre za to, da je opazovanje že tako dinamičnega sistema, kot je organizem, med naporom podvrženo dinamskim značilnostim senzorjev, kar povzroča dodaten vir pogreškov in šumov v meritvah. Najpogostejše uporabljena merilna zaznavala (senzorji) v fiziologiji športnega napora so uporabljena pri (Kralj, 1983):

- Merjenju časa. Čas je osnovna veličina v vseh fizikalnih merilnih sistemih. Merimo ga z urami zelo natančno.
- Merjenju pomikov. To je pomembno, saj zajema pot in tudi čas. Posebno pa postanejo pomembna, ko s pomikom lahko izmerimo spremembe v temperaturi, sili, tlaku ... Za to uporabljamo uporovni potenciometer (premik v senzorju premakne drsnik upora in s tem tudi velikost upora), merilne trakove (z raztezanjem se spreminja upor traku), ki so lahko kovinski (merjenje sil) ali elastični (merjenje večjih raztezkov), induktivne odjemnike (spremembe indukcije v tuljavi).
- Merjenju sile. To najpogostejše opravimo z merilnimi trakovi (z raztezanjem se spreminja upor traku), ki so največkrat kovinski.
- Merjenju tlaka. Običajno se za merjenje krvnega tlaka uporabljajo sfigmomanometri. Klasični princip merjenja uporablja izenačenje tlaka v manšeti in tlaka živorebrnega stolpca v merilni napravi. Lahko gre za ukrivljeno kovinsko pero, ki se ob povečanju tlaka želi raztegniti, pomik pa je proporcionalen s tlakom v manšeti. Gre za analogna instrumenta, ki ju s primernim vzorčenjem v analogno-digitalnem pretvorniku spremenimo v digitalne

merilne naprave. Danes lahko uporabljamo tudi piezoelektrični odjemnik. Pri tem merjenju se ob povečanju tlaka deformira kristal, ki se zaradi svoje piezoelektrične lastnosti polarizira, kar lahko izmerimo.

- Merjenju pretoka. To je običajno povezano s pretokom krvi v žilah. Pogosto se pretok meri z ultrazvokom, ki izkorišča Dopplerjev učinek odbitega zvoka od delcev v krvi, ki potujejo mimo zaznavala. Na podobnem principu temelji tudi merjenje pretoka z lasersko svetlobo, ki pa se uporablja večinoma za merjenje hitrosti plinov: merimo čas potovanja delcev med dvema vzporednima laserskima žarkoma ali pa spremembe frekvence laserske svetlobe, ki se sipa na delcih. Pogosto se za merjenje pretoka krvi uporablja razlika v temperaturi dveh kovinskih žic, od katerih se ena greje s konstantno temperaturo, na drugi pa se meri razlika v temperaturi. Ta je odvisna od pretoka med dvema žicama. Venska pletizmografija temelji na razliki v volumnu na odseku ekstremitete (noga, roka), ki jo povzroča razlika v tlaku dveh manšet. Ta mora biti tak, da s proksimalno manšeto zapremo venski pretok, z distalno pa venski in arterijski pretok. Nastale volumnske spremembe ustrezno izmerimo.
 - Merjenju temperature. To lahko izvajamo s termoelektričnimi senzorji (merjenje temperature poteka s pomočjo električne napetosti, ki jo povzroča zanka iz dveh žic iz različnih, za temperaturo občutljivih materialov), termouporovnimi senzorji, tudi iz polprevodniških materialov (upornost senzorja se zaradi različne temperature spremeni) in infrardečimi senzorji (vsako telo oddaja infrardeče sevanje, ki ga je mogoče meriti).
 - Pri svetlobnih odjemnikih (fotocelicah) se uporabljajo materiali (kadmij ali cezij), ki jim svetloba izbija elektrone. Njihov tok je proporcionalen z jakostjo svetlobe.
 - Pri merjenju vsebnosti (koncentraciji) izkoriščamo spremembe električne prevodnosti različnih raztopin, različne toplotne prevodnosti, hitrost širjenja zvoka in druge. Zelo znani sta paramagnetno merjenje vsebnosti kisika (O_2) in infrardeče zaznavanje CO_2 .
2. **Filtriranje in ojačanje signalov (merilni pretvorniki)** (Kralj, 1983; Enderle in Bronzino, 2012). Merilna zaznavala dobivajo hkrati specifične signale pojava, ki ga merimo, in druge signale (motilne signale ali šume), ki izvirajo iz drugih izvorov. Tako dobimo kompleksen signal, ki omejuje kvaliteto izmerjenega želenega signala. Torej je treba, kolikor je mogoče, izločiti šume, da bi lahko opazovali ciljni signal kar najbolj natančno. Filtriranje signalov v nizkofrekvenčnem ali visokofrekvenčnem območju nam omogoča, da to v čim večji možni meri tudi dosežemo. Da pa bi dobili kar največ informacij iz izmerjenih signalov, te običajno dodatno obdelamo z nekaterimi matematičnimi metodami: frekvenčna analiza, Fourierova transformacija, avtokorelacijske metode ... Izmerjene signale je treba po pravilu ojačati.

Pri tem je na voljo več vrst ojačevalnikov, ki imajo to možnost, da lahko jakost ojačanja izbiramo z zaporedno vezavo posameznih ojačitvenih stopenj. Pri tem pa ne gre za enostaven izziv, saj se pri ojačitvah ojači osnovni signal in tudi šumi.

3. **Pretvarjanje iz analognih v digitalne signale (digitalizacija).** Digitalizacija v ožjem smislu pomeni spreminjanje analognih signalov v digitalne. Digitalizacija merjenja prispeva k lažjemu vrednotenju pojavov tudi pri športnem naporu, saj gre predvsem za dinamične pojave, ki se pojavljajo kot periodični in kot aperiodični. Drugi način digitalizacije pa je digitalizacija različnih meritev hkrati, ki jih pri fiziologiji športnega napora pogosto uporabljamo. Več meritev poteka na različnih merilnih napravah hkrati. Pri tem je vzorčenje lahko zelo različno, saj se merilne veličine spreminjajo z različnimi frekvencami.
4. **Izhodni merilni signal.** Ta signal je zadnja faza merjenja. Gre za številčni ali grafični prikaz analogno izmerjenih veličin (osciloskop) ali digitalno vzorčenih veličin (računalnik) merjenja. Digitalni signal je mogoče takoj nadalje obdelovati.

Informacijska tehnologija

Posega na predvsem dve področji: analizo podatkov in shranjevanje podatkov v podatkovne baze. Začne se že pri digitalizaciji merjenja, ko je treba digitalne podatke oblikovati tako, da jih je z določeno programsko opremo mogoče takoj uporabiti ali pa da jih je mogoče najprej ustrezno prilagoditi za nadaljnjo analizo. Naprave, ki so v uporabi v Laboratoriju za biodinamiko (pa tudi drugod) na Fakulteti za šport, omogočajo pridobivanje dveh vrst podatkov: a) tiste, ki jih proizvajalec merilne opreme sam ponudi za digitalne prikaze meritev in standardne analize, b) tiste izmerjene podatke, ki jih proizvajalec omogoča spremeniti v tekstovne datoteke, te pa nato uporabnik sam pretvori na način, ki mu najbolj ustreza. Velikokrat je mogoče podatke izvoziti v format, ki ga uporablja Excel. To je priročno za nadaljnjo obdelavo v programih, kot sta Mathematica in Matlab (Grafikon 1). Podatke, ki jih pridobivamo z občasnim merjenjem med naporom na ločenih analizatorjih od tistih, kjer se podatki ves čas vzorčijo, je treba vnašati v računalniške programe s tipkanjem. Torej je pogosto v uporabi tudi ta »najstarejša oblika« digitalizacije. Tak primer so merjenja vsebnosti laktata, acido-baznega statusa, elektrolitskega statusa in vsebnosti glukoze v krvi, ki jih je mogoče pridobivati občasno med naporom, v različnih intervalih.

Komunikacijska tehnologija

To tehnologijo izkoriščamo takrat, ko kombiniramo podatke različnih meritev znotraj Laboratorija za biodinamiko, in takrat, ko so mesta meritev izven laboratorijev, v katerih se podatki analizirajo. Sicer pa se komunikacijska tehnologija uveljavlja predvsem v smeri, ko se različne meritve med naporom pri enem posamezniku ali pa pri različnih športnikih prenaša brezžično od oddajnika, ki ga športnik nosi s seboj, do sprejemnika, kjer opazovalec lahko spremlja neposredno (on-line) dogajanje med naporom, hkrati pa se podatki shranjujejo v spomin na sprejemniški računalniku. V preteklosti se je ta ideja prvič uresničila s prenosi frekvenc srca, nato s prenosi signalov EMG in GPS, prenašanjem kazalnikov dihanja in izmenjave plinov. Poseben vidik je globalna dostopnost meritev, ki pa je bolj povezana s praktičnim delom trenerjev in strokovnih timov, ti pa z raziskovanjem fizioloških pojavov nimajo veliko skupnega. Gre namreč za podatke, ki jih izmerijo pri vadbi v

nekem tujem vadbenem centru in jih pošljejo po internetni povezavi domačemu centru. Tam se podatki analizirajo, ugotovitve in nasveti po pošljejo po isti poti vadečemu in njegovemu trenerju.

■ Obremenjevanje športnika je prvi pogoj za proučevanje sprememb v njegovem organizmu med naporom

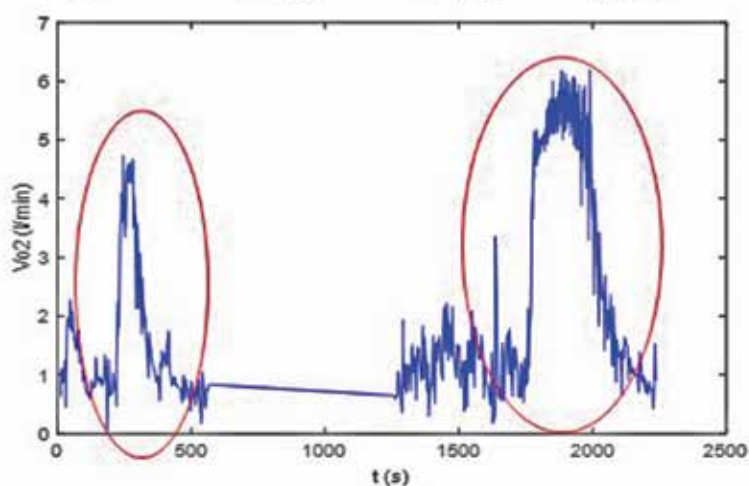
Naloga fiziologije športnega napora je poskusiti razložiti vzroke za nastanek nekega pojava med športnim naporom, njegovo delovanje (mehanizem) in posledice ter ugotoviti vlogo različnih organov in povezav med njimi pri tem. Številni pojavi se lahko zgodijo le kot posledica dogajanja pred naporom, nekateri se zgodijo samo med naporom. Vedno pa sta pomembna njihovo zaporedje in časovni potek, ki ju v veliki meri določajo značilnosti obremenitve na eni strani in značilnosti delovanja organizma na drugi. Kot vemo, je napor sprememba v organizmu ali odziv organizma na obremenitev. Torej je najprej treba poznati obremenitev, nato pa značilnosti napora (Maud in Forster, 1995; Usaj, 2011; Usaj, 2014).

Standardizirana obremenitev

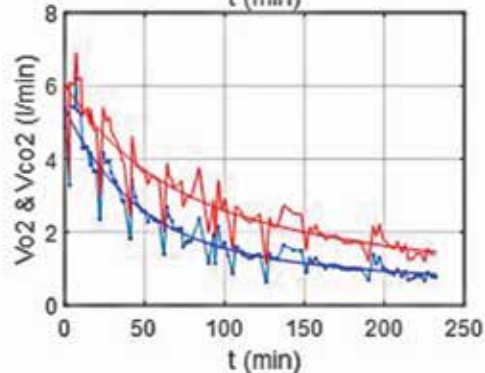
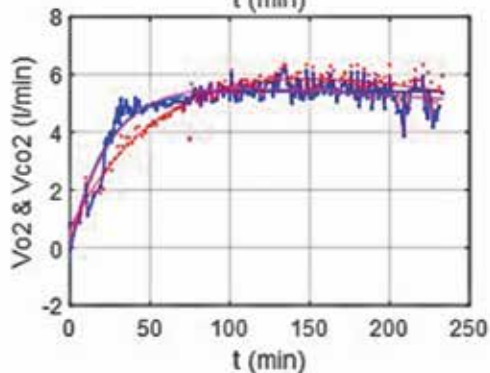
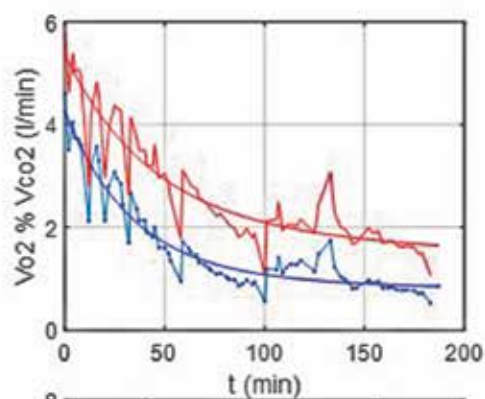
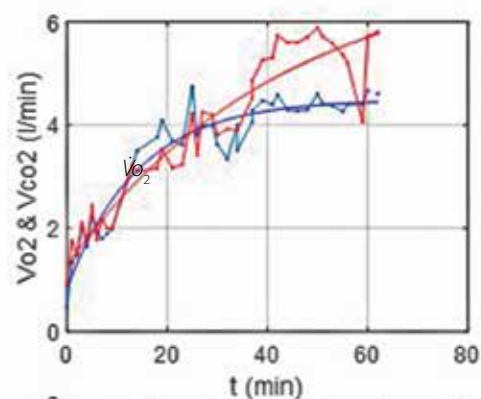
Obremenitev je definirana s svojo intenzivnostjo in količino, ki pa ju opisujemo na različne načine. Značilnosti sta enakovredni, čeprav pri opazovanju sprememb pri športniku intenzivnost pogostejši dobi večjo pozornost. Vzrok za to je značilnost večine tekmovalnih, v katerih je predpisana količina (razdalja ali trajanje), cilj tekmovalja pa je premagati nalogo čim intenzivneje (z večjo močjo, hitrostjo, silo, pospeškom ...).

Opazovanje športnika v cikličnih načinih gibanja se lahko začne v mirovanju (običajno kot izhodišče opazovanja) in se nadaljuje pri vnaprej določenih zmernih obremenitvah ali pri največjem naporu. Časovni potek obremenitve je lahko različen, najpogostejši pa gre za **stacionarne obremenitve z zmerno intenzivnostjo** (Maud in Forster, 1995), ki trajajo različno dolgo (Grafikon 2). Drugi način uporablja več stopenj obremenitve, ki se povečuje v enakih intervalih. Gre za **večstopenjski obremenitveni test** (Maud in Forster, 1995; Usaj, 2011; Usaj, 2014), pri katerem intenzivnost narašča od najlažje do tiste, ki jo posameznik še zmore v predpisanem času (Grafikon 2). Posamezna stopnja traja od 3 do 5 min. Posebna oblika tega testa je **"ramp test"** (Maud in Forster, 1995, Grafikon 2), pri katerem so intervali, v katerih se poveča intenzivnost, kratki, od 30 s do 2 min. Opazovanje športnika pri tekmovalnem naporu ne poteka med stacionarno obremenitvijo, temveč med spreminjanjem intenzivnosti, ki je lahko del prej načrtovane taktike ali pa je spontana odločitev športnika v danem trenutku. Za to uporabljamo simulatorje dejanske obremenitve, kot so kolesarski simulatorji ali tekaške preproge, ki omogočajo vnaprejšnje programiranje sprememb obremenitev, ki se jim mora športnik potem prilagoditi. Pri teh ergometrih običajno spreminjamo moč, hitrost, naklon ... Za to pa lahko uporabljamo kar tekmovalno površino (atletski ali kolesarski stadion, bazen ...), kjer športnik simulira tekmovalni nastop ali pa samo del tega nastopa. Pri tem je, v nasprotju z uradnim tekmovaljem, mogoče izvesti meritve, obremenitev pa za kratek čas tudi prekiniti, denimo za zbiranje vzorcev, običajno krvi. Znan je primer, ko so švedskim alpskim smučarjem po takšni simulaciji tekmovalja odvzemali vzorce mišic kar na smučiču.

Time	Vo2	Vo2/kg	Vco2
13	0.6370	7.6000	1.0250
15	1.0900	13	1.1310
18	1.1090	13.2000	1.2400
21	0.8660	10.3000	1.0350
23	1.0040	12	1.0390
27	1.0820	12.9000	1.1230
28	1.2430	14.8000	1.1300
30	0.9630	11.5000	0.9100
31	0.4470	5.3000	0.4610
34	1.4860	17.7000	1.1790
36	1.7830	21.2000	1.4400
38	1.9710	23.5000	1.4910
41	1.8670	22.2000	1.4510
43	1.8350	21.8000	1.4030



Grafikon 1. Primer analize podatkov izmerjenih veličin (v zgornji preglednici je samo del podatkov, pridobljenih iz merilnega sistema) izmenjave plinov ($\dot{V}O_2$ in $\dot{V}CO_2$), do njihove analize in grafičnega prikaza. Primer analize kaže spreminjanje privzema kisika ($\dot{V}O_2$) in tvorbe CO_2 ($\dot{V}CO_2$) med nenadnim dvakratnim povečanjem obremenitve (najprej manj kot minuto, nato pa 4 minute) pri visoki intenzivnosti. Pri tem algoritmu omogoča natančno analizo časovnega poteka sprememb obeh veličin s pomočjo eksponentnih krivulj. Model nadomesti spremenljive izmerjene vrednosti. Računalniški program se izvaja v jeziku Matlab. Opaziti je razliko med $\dot{V}CO_2$ (rdeča barva) in $\dot{V}O_2$ (modra barva), kar pomeni, da se pri tem naporu tvori več CO_2 ($\dot{V}CO_2$), kot pa se privzame O_2 ($\dot{V}O_2$). Razliko imenujemo presežek CO_2 .



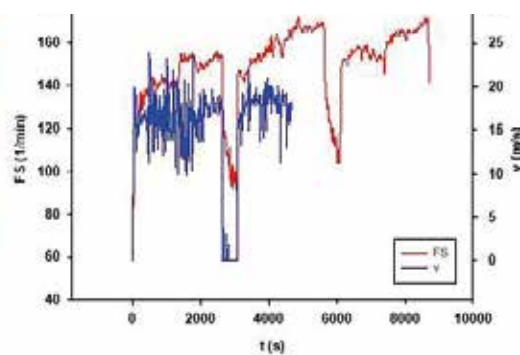
Slika 2. Nekateri tipični ergometri, ki se uporabljajo v fiziologiji športnega napora: a) tekoča preproga, b) cikloergometer, c) veslaški ergometer in d) kajakški ergometer



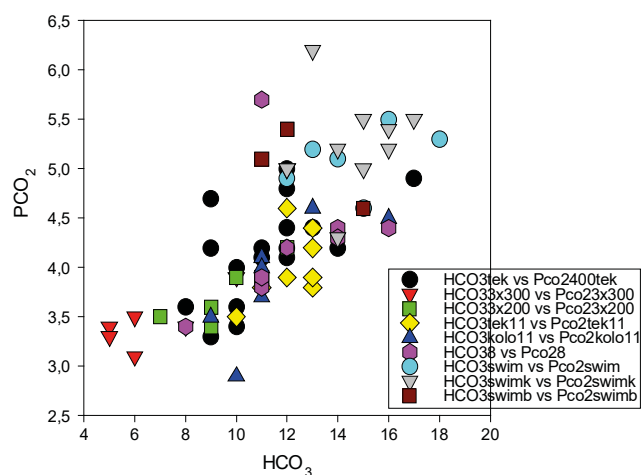
Slika 3. Mirko Vindiš pred Ol v Seulu (1988) na testiranju v Novi Gorici (levo) in Andraž Vehovar na testiranju na Zbiljskem jezeru pred Ol v Atlanti (1996). Oba sta uporabila prenosne naprave za merjenje izmenjave plinov in frekvence srca. Oboje je bilo mogoče spremljati ob robu stadiona ali na obali jezera.

Grafikon 3. Simulacija maratonskega nastopa 30 km pri treniranem maratoncu (Rateče, 2016). Tek se je vsakih 10 km prekinil zaradi odvzema vzorcev krvi in pitja. Opaziti je ohranjanje hitrosti pri 16–17 km/h, frekvenca srca ves čas narašča od 150 do 170 1/min, vsebnost glukoze se ves čas znižuje od 4,5 do 3,2 mmol/l (hipoglikemija), kljub napitku, telesna masa se zniža za približno 3 kg, volumen plazme se zniža za okrog 17 %. Simulacija pokaže neustrezen način vnašanja napitka.

Razdalja (km)	TM (kg)	[LA] (mmol/l)	[Glu] (mmol/l)
0	72	1,4	4,5
10	71	0,9	3,6
20	70	1,7	3,5
30	69	1,6	3,2



Slika 4. Merjenje izmenjave plinov med plavanjem (levo) in takoj po njem (desno), ko je mogoče tudi odvzem vzorcev krvi za opazovanje sprememb vsebnosti laktata ([LA]) in acido-baznega ter elektrolitskega statusa v krvi (desno).

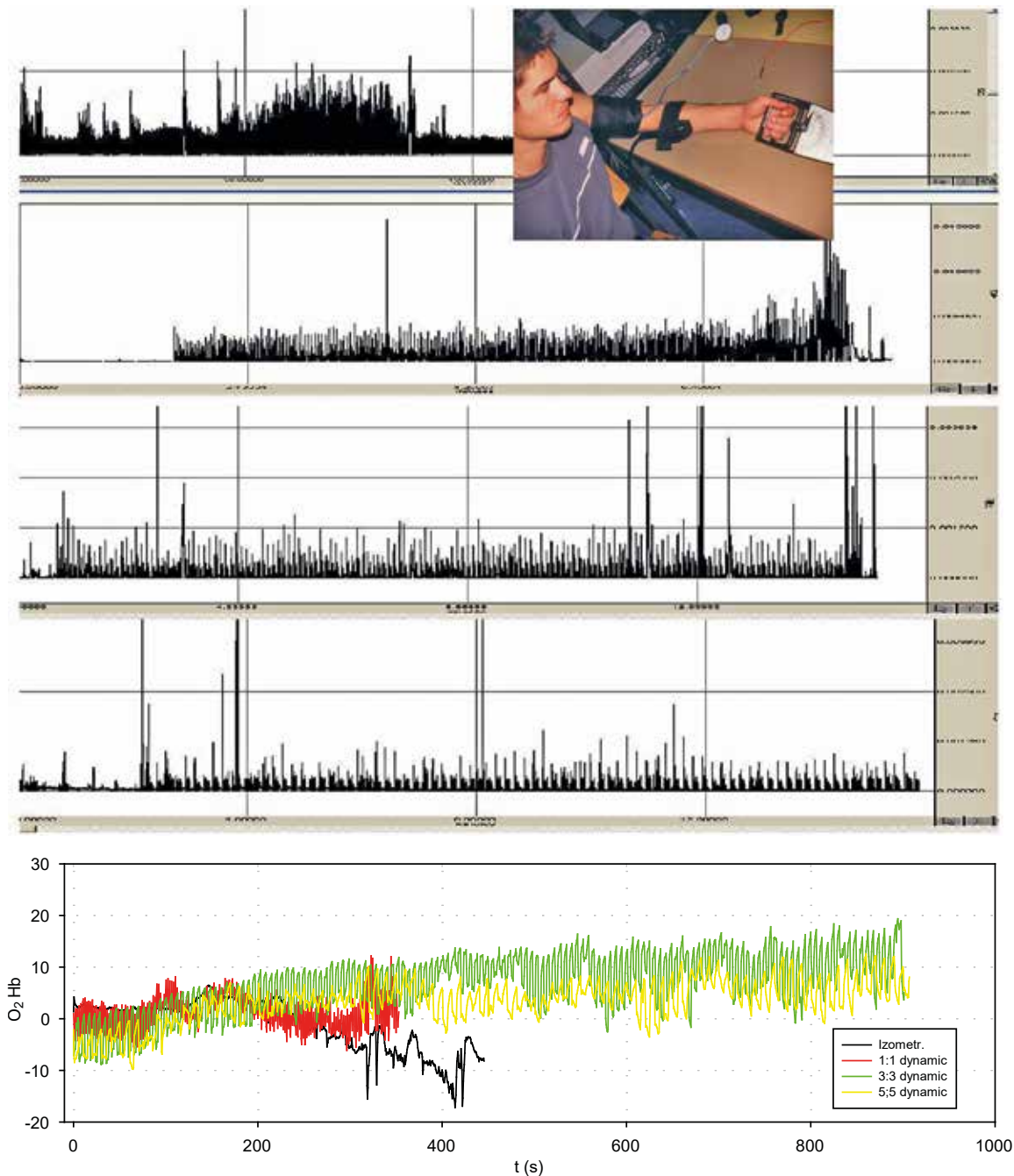


Grafikon 4. Razlika v delnem tlaku CO₂ (Pco₂) ob koncu največjega napora. Plavalci (sivi trikotniki in rjavi kvadrati) se izraženo razlikujejo od drugih, po višjih vrednostih.

spreminjamo moč, silo ali navor ... pri vnaprej izbrani kotni hitrosti. Seveda se pri tovrstnih opazovanjih lahko uporabijo tudi bolj zapleteni gibi, kot so skok, zamah, udarec ..., ki pa predstavljajo večji biomehanski izziv pri opazovanju naloge, predvsem pa pri definiciji, kaj je rezultat pri tej nalogi.

Drugi dražljaji

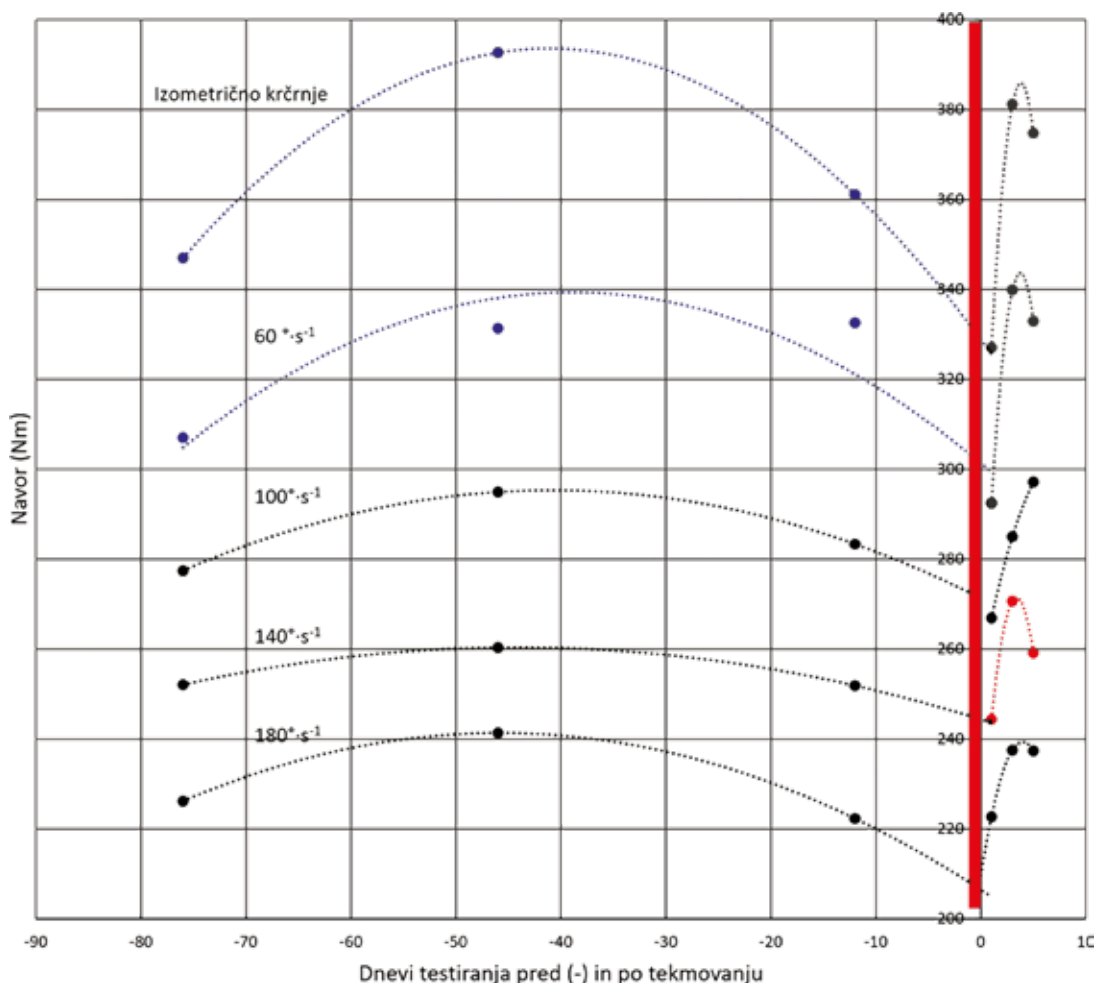
Obremenitev pa ni edini zunanji dražljaj, ki ga uporabljamo v Laboratoriju za biodinamiko. Najpomembnejši stresor, katerega



Grafikon 5. Opazovanje izometričnega in dinamičnega krčenja pri 15 kp (30 % največje izometrične sile) različnih oblik: 1 : 1, 3 : 3 in 5 : 5 (trajanje krčenja : trajanje sprostitve v sekundah), v zapestju (zgoraj). Na grafikonu (zgoraj) so prikazane sledi elektromiografskih signalov, spodaj pa sledi oksigeniranega hemoglobina (O_2Hb). Trajanje izometričnega krčenja (poskus je izveden dvakrat, z vmesnim odmorom) in dinamičnega krčenja je vsaj še enkrat krajše (ni razvidno iz grafikona, saj so razdelki trajanja (x-osi) različni). Iskanje povezav med trajanjem krčenja in značilnostmi O_2Hb poteka intenzivno v tem trenutku.

učinke opazujemo, je sistematična vadba vzdržljivosti, bodisi v pogojih športne vadbe ali pa v nadzorovanih poskusnih pogojih. Poleg tega pogosto uporabljamo tudi realne ali simulirane pogoje hipoksičnega okolja (povišana nadmorska višina) za opazovanje učinkov »višinske vzdržljivostne vadbe« (Rogla 2010–2012) ali pa za opazovanje učinkov bivanja in plezanja na alpinističnih odpravah v visoka gorstva (Gašerbrum 2001, Ama Dablam 2006, Elbrus 2014 – Slika 5).

Tehnologijo opazovanja predstavlja načeloma trifazni postopek. V prvi fazi pri športnikih, ki še niso prilagojeni na »višinsko vzdržljivostno vadbo«, opazujemo razliko v odzivu na obremenitev v normoksičnih in hipoksičnih pogojih. Hipoksične pogoje izzovemo: a) z vdihavanjem mešanice medicinskih plinov O_2 (15–18 %), CO_2 (0,04 %) in N_2 (preostanek prostornine) (Slika 5), kar imenujemo normobarična hipoksija, b) z uporabo »hipoksičnih prostorov«, kjer se v prostoru ohranja plinska mešanica prej omenjene sestave, c) v



Grafikon 6. Izometrično in izokinetično iztegovanje v kolenu pri različnih kotnih hitrostih v kolenskem sklepu. Prikazan je rezultat poskusa, v katerem je preiskovanec najprej tri mesece treniral (negativne vrednosti dni testiranja pred tekmo), kar predstavlja izhodišče, nato pa je opravil tekmovanje v ekstremno vzdržljivostnem teku in nazadnje še dnevna opazovanja (časovni potek) vračanja navorov do ponovnih izhodiščnih vrednosti. Rezultati kažejo, da se navor povrne v izhodiščne vrednosti po 5–7 dnevih, medtem ko se je tekaška zmogljivost povrnila do izhodiščnih hitrosti šele po mesecu dni.



Slika 5. Opazovanje izmenjave plinov, dihanja, oksigenacije krvi, mišic in možganov ter presnove ogljikovih hidratov in maščob pred alpinistično odpravo. Poskus je opravljen v normoksičnih in hipoksičnih pogojih.

»hipoksičnih komorah«, kjer se hipoksija doseže z redukcijo tlaka v zraku (hipobarična hipoksija), in d) z naravno hipoksijo z bivanjem in vadbo na povišanih nadmorskih legah. Poseben je še pristop pri opazovanju v ekstremnih hipoksičnih pogojih, ki jih premagujejo alpinisti na visokogorskih odpravah. Tam je mogoče opazovati spremembe v baznih taborih na višinah okrog 5000–6000 m nadmorske višine. Poseben vidik opazovanja so »višinski laboratoriji« v planinskih kočah ali posebnih stavbah v visokogorju Alp (Slika 6, zgoraj) ali Himalaje (Slika 6, spodaj).

■ Opazovanje pomembnejših funkcij organizma med naporom

Številne meritve niso mogoče brez predhodnega odvzema bioloških vzorcev

Sestava krvi se med naporom dramatično spreminja. Del sprememb je povezan s pretokom krvi skozi različne preseke ožilja, s



Slika 6. Planinska postojanka Rifugio Torino (pod Mont Blanc, 3400 m), »višinski laboratorij« poskusa učinka dejanske in normobarične hipoksije na prezgodaj rojene moške (2020–2023) (zgoraj), in Piramida (Himalaja, 5000 m), raziskovalna postaja italijanskih raziskovalcev.

prerazporeditvijo vode iz krvi v mišice, s prenosom snovi iz krvi v organe in pa s prenosom snovi iz organov v kri. To daje krvi in njenim sestavinam značaj tipičnega dinamskega sistema, kar preprosteje pomeni velik izziv za razumevanje dogajanja, še večji pa za kvantitativno analizo. Delno rešitev problema je odvzem vzorcev.

Odvzem vzorcev krvi med naporom nasploh poteka na dva načina: a) odvzem mikrovzorcev in b) odvzem večjih vzorcev. Mikrovzorci krvi se odvzema iz ušesne mečice, ki pa mora biti pred tem ustrezno prekrvljena (Slika 7, zgoraj). Kri se zbira v steklene kapilarne cevke, ki so na notranji strani prevlečene s heparinom. Ta se v vzorcu raztopi in preprečuje strjevanje krvi. Če se meritev opravi takoj, vzorca ni treba obdelovati. Če pa bo vzorec izmerjen po uri ali dveh, ga je treba zapreti, še prej pa v cevko spraviti del kovinske žice, s katero s pomočjo magneta kri večkrat premešamo. Tak vzorec je treba do meritve shraniti v ledeni vodi. Večje vzorce se običajno odvzame z venskimi katetri (Slika 7, na sredini). Pri tem je treba pri nekaterih meritvah zagotoviti, da je venska kri čim bolj arterializirana. Pri odvzemu na podlakti zato celotno podlaket grejemo z grelno manjšeto. Podoben način shranjevanja krvi se izvede tudi z večjimi vzorci, ki so v siringah, posebej izdelanih za te meritve. Tudi te je treba hraniti največ uro ali dve, zaprte v ledeni vodi.

Najbolj invaziven poseg, povezan z naporom, je igelna mišična biopsija (Slika 7 spodaj). Je precej invaziven poseg, toda ob uporabi sodobnih, dokaj tankih biopsijskih igel je sprejemljiv za uporabo v raziskavah. Omogoča, da ob odvzemu pred naporom lahko sledi nov odvzem med naporom ali po njem, seveda ob visoko strokovnih posegih. Posegi so po vnaprejšnji pripravi lahko tudi zelo hitri. Problem majhnih vzorcev pa poveča variabilnost rezultatov, saj je mišica precej nehomogena struktura.

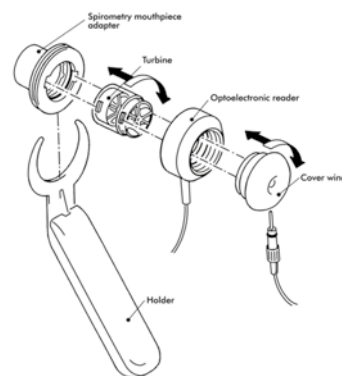


Slika 7. Odvzem mikrovzorca krvi iz ušesne mečice (zgoraj) in s pomočjo katetra (večji vzorci) (na sredini). Odvzem vzorca mišice (igelna biopsija) iz m. quadriceps femoris (vastus lateralis) (spodaj).

Ventilacija in izmenjava plinov

Skupina kazalnikov – ventilacija ($\dot{V}_E$), privzem kisika ($\dot{V}O_2$) in tvorba CO_2 ($\dot{V}CO_2$) – odraža tako delovanje pljuč kot presnovo med naporom. Pri submaksimalnem naporu je mogoče dobro oceniti presnovni energijski ekvivalent, pri maksimalnem naporu pa je ta ocena nekoliko manj natančna, tudi če jo dopolnimo z dodatnimi kazalniki. Tovrstne meritve potekajo z merjenjem zraka v ustih. Prvi senzor je v posebej izoblikovani šobi, v kateri je senzor za pretok (Slika 8, levo). Ta je lahko izdelan kot turbina (Slika 8, na sredini in desno) (Cosmed, Rim, Italija) ali pa deluje na principu razlike v temperaturi in tlakah (Sensor Medics Yorba Linda Kalifornija). Frekvenca vrtenja turbine ter tudi razlika v tlaku in temperaturi je pri danem preseku šobe sorazmerna s pretokom zraka (Bernoullijev zakon).

Šoba za merjenje pretoka zraka je narejena tako, da sta nanjo pritrjeni dve cevki. Ena je povezana s črpalko zraka, druga meri spremembe tlaka v zraku, ki potuje skozi šobo. Zrak, ki se stalno črpa



Slika 8. Šoba za merjenje pretoka predihanega zraka, levo, izkorišča značilnosti Venturijeve cevi (Sensor Medics Yorba Linda Kalifornija). Klasičen način merjenja ventilacije prikazuje desna slika, ki kaže ohišje s turbino. Ta se med dihanjem vrti s proporcionalno kotno hitrostjo, kot znaša pretok zraka (Cosmed K4 ali 5, Rim, Italija).

iz šobe, potuje do senzorjev za O_2 in CO_2 (Slika 9). O_2 je mogoče izmeriti na več načinov. Klasična metoda izkorišča paramagnetne značilnosti O_2 (Kralj, 1993; Enderle in Branzino, 2012). Plinska mešanica z O_2 različno vpliva na magnetno polje, odvisno od vsebnosti O_2 . Če mešanico v komori segrejemo z vročo platinasto žico, nastane »magnetni veter«, ki je premo sorazmeren z vsebnostjo O_2 . To tudi lahko izmerimo. Danes so pogostejše uporabljeni senzorji O_2 (Slika 9, desno) kot elektrode (Cosmed K4 in 5) ali kot posebni senzorji (Sensor Medics Yorba Linda Kalifornija ali Biopac). Merjenje CO_2 v izdihanem zraku poteka na temelju značilnosti specifične absorpcijske valovne dolžine infrardeče svetlobe (Kralj, 1983). Pri tem se plin, ki vsebuje CO_2 , segreje proporcionalno z vsebnostjo CO_2 , kar je mogoče izmeriti. Danes so pogostejše v uporabi elektrode, občutljive na P_{CO_2} . Električni tok, ki se sproži v tokokrogu elektrode, je proporcionalen s P_{CO_2} in ga je mogoče izmeriti. Prednost takega merjenja je v visoki odzivnosti elektrod P_{CO_2} .

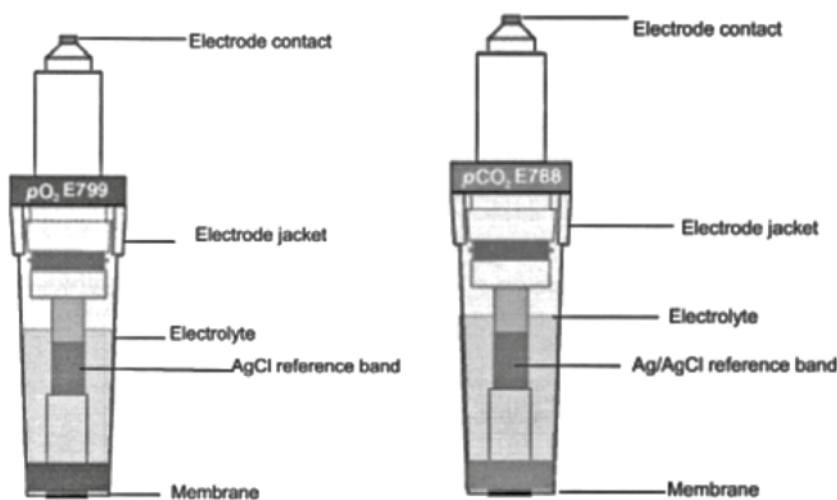
Izmerjene vrednosti računalniški procesor spremeni v digitalne vrednosti (digitalizira) tako, da jih ne vzorči z določeno frekvenco, ampak uporabi meritve obeh plinov v zadnjem delu vsakokratne-

ga izdiha (metoda breath-by-breath) (Slika 10). Ta zrak najbolje izraža vrednosti v krvi, te pa vrednosti v obremenjenih mišicah. Seveda to velja le, ko so obremenjene velike skeletne mišice, na primer pri teku, hoji, plavanju, smučarskem teku, veslanju, kolesarjenju. Tak način merjenja ni primeren za opazovanje izmenjave plinov posameznih mišic. Meritev je zaključena s prikazovanjem vrednosti.

Naprave je treba umerjati na začetku vsakodnevne meritve (prostornine in pretoki zraka) in pred meritvijo, po vsaki prekinitvi (testu) (senzorji za O_2 in CO_2). Vsak proizvajalec predvideva poseben protokol umerjanja.

Delovanje srca in ožilja

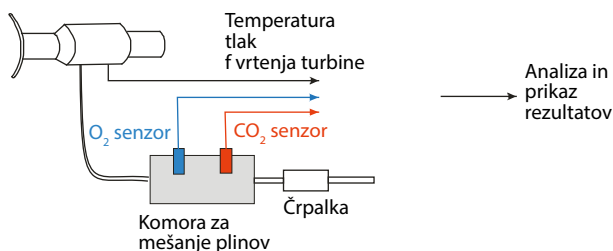
Delovanje srca običajno opazujemo prek njegove frekvence, z uporabo »pulzmetrov«, ki delujejo na osnovi električnih signalov, ki se ritmično prožijo med delovanjem srca, ali sprememb optičnih značilnosti (pulzne spremembe) krvi, ki potuje po žilah in jih je mogoče zaznati s presvetlitvijo z infrardečo svetlobo. V laboratoriju se merjenje frekvence srca dopolni z elektrokardiogramom (EKG), ki med naporom omogoča izračun tudi drugih pomembnih kazal-



Slika 9. Tehnologija zaznavanja O_2 in CO_2 v izdihanem zraku. Levo sta elektrodi P_{O_2} in P_{CO_2} , desno je posebno zaznavalo O_2 , ki je vgrajeno v Senzor Medics Vectra (Yorba Linda, ZDA).



Ustnik z Venturijevo šobo
za merjenje ventilacije



Slika 10. Shema merjenja privzema O_2 ($\dot{V}_O$) in tvorbe CO_2 ($\dot{V}_{CO_2}$).

nikov, kot sta utripni volumen srca in minutni volumen srca. Za to, da bi lahko opazovali EKG, potrebujemo primeren način odvzema signala. Ta je mogoč z uporabo makroelektrod (velika površina elektrode), postavljenih na značilna mesta na telesu, odvisno od tega, koliko in katere odvoje EKG želimo posneti. Elektrode so kovinske, kvaliteto spoja s kožo pa izboljšamo z elektrodno pasto, ki jo nanesemo na mesto spoja. Pri merjenju EKG med naporom je zelo pomembno zmanjšati številne vire šumov, na primer šume, ki izvirajo iz električne aktivnosti obremenjenih mišic (okončine in dihalne mišice), prav tako pa šumi izvirajo iz mehanskih motenj (gibanje) in drugih električnih motenj. Frekvenco srca lahko merimo na različne načine: v mirovanju jo lahko spremljamo tako, da preštejemo utripe v minuti. Lahko pa opazujemo časovne intervale med posameznimi utripi in jih primerjamo med seboj. Dobimo »variabilnost srca«. Z analizo jakosti frekvenčnega spektra (hitra Fourierova transformacija – FFT) pa lahko ocenimo jakost spektra frekvence srca pri višjih in nižjih frekvencah. Spremembe v obeh območjih so povezane z učinki simpatičnega ali parasimpatičnega živčevja. Ker je učinkov na te pojave še več, je razlaga še pomanjkljiva, posebno pri naporu.

Kljub temu, da je merjenje frekvence srca najpogostejša fiziološka meritev pri športnem naporu, pa žal ne daje veliko informacije o naporu. Zanimivo je, da se z vadbo veliko bolj spreminja frekvenca v mirovanju in nizko intenzivnih obremenitvah. Bolj ko opazujemo

frekvenco pri najvišjih obremenitvah, manj sprememb opazimo. Najmanj ali nič se spreminja največja srčna frekvenca. Uporabnost te meritve se pokaže le v odvisnosti od intenzivnosti same obremenitve: koliko znaša na primer hitrost teka pri izbrani frekvenci srca ali obrnjeno.

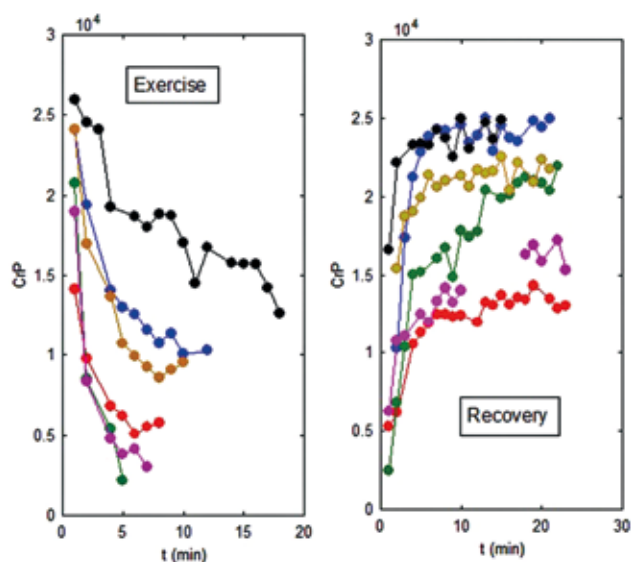
Presnova mišic med naporom

Presnova mišic se običajno opazuje neinvazivno, z magnetno resonančno spektroskopijo (MRS) (Slika 11, Grafikon 7) in slikanjem (Enderle in Brenzino, 2021; Usaj, Sepe in Serša, 2017), njena oksigenacija je ocenjena z bližnjo infrardečo spektroskopijo (NIRS) (Ewel, 1997; Nearly, 2004) (Slika 12), lahko pa presnovo opazujemo invazivno z merjenjem substratov, produktov encimov v biopsijskem vzorcu mišice, in z razlikami v vsebnosti snovi med arterijsko in vensko krvjo določene mišice. Napor mišice pa lahko ocenjujemo prek značilnosti njene električne aktivnosti (EMG), včasih s tenziomiografijo (TMG). Posredno lahko opazujemo presnovo v mišici med dolgotrajnim naporom tudi prek izmenjave plinov, če se napor premaga z veliko mišično maso (tek, kolesarjenje, plavanje ...).

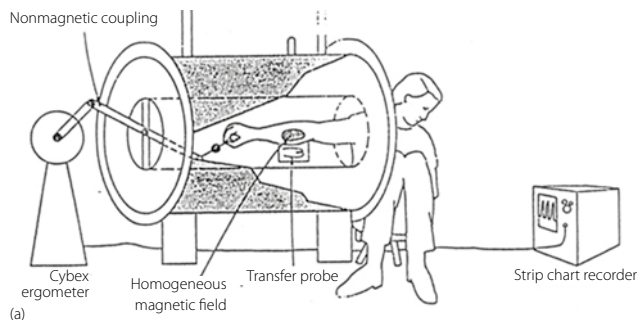
Predstavljeni meritvi spadata v skupino neinvazivnih meritev. Prispevata lahko pomemben vir podatkov za razumevanje presnove v mišicah. Vseeno pa brez invazivnega jemanja vzorcev mišic (mišična igelna biopsija) ne gre (Slika 7, spodaj). Zgradba mišice, sestava mišičnih vlaken, vsebnost goriv in presnovnih produktov, dejavnost encimov in potek kemijskih reakcij je mogoče izmeriti samo v biopsijskem vzorcu, ki se ga po odvzemu iz mišice obdela tako, da je primeren za biokemijske in ali histokemijske analize. Za prve se tkivo običajno zmelje, scentrifugira in obdela z reagenti. Meritve potekajo običajno z različnimi svetlobnimi spektrometri, masnimi spektrometri in drugimi merilnimi sistemi. Za histokemijske analize je treba vzorec najprej očistiti morebitnega vezivnega in maščobnega tkiva, nato globoko zamrzniti v tekočem dušiku. Sledi običajno rezanje rezin v kriostatu in opazovanje z visokozmogljivimi mikroskopi, vse do ločljivosti atomov.

Spremembe v krvi

Kri je najpomembnejši prenašalec snovi v organizmu. Med naporom prinaša obremenjenim mišicam kisik, glukozo in maščobne kisline, odnaša pa presnovne produkte, kot so ogljikov dioksid, protoni, laktat, toplota in drugi. Pri tem se vsebnost različnih snovi v krvi spreminja. To lahko pomeni motnjo, na katero se organizem odzove, saj želi ohraniti stacionarno notranje okolje, v katerem najboljše deluje. Pri tem sta dva procesa uravnavanja med naporom



Grafikon 7. Spreminjanje relativnih vrednosti kreatin fosfata (CrP) v podlaktičnih mišicah med izometričnim krčenjem do utrujenosti (levo) in v odmoru (desno). Poskus je izveden na šestih preiskovancih (Usaj, spletna stran).



Slika 11. Merjenje presnove visokoenergijskih fosfatov in pH v mišici poteka z magnetno resonančno spektroskopijo (MRS) v superprevodnem magnetu z vzburjenjem spina jeder fosforja (P). Ta se dogaja s pomočjo radijskih valov za P specifične frekvence.



Slika 12. Oksigenacijo mišice opazujemo z uporabo bližnjega infrardečega spektroskopa (NIRO 200, Hamamatsu, Japonska). Ta s pomočjo laserske svetlobe iz vira valovne dolžine 760 in 720 nm prodre v tkivo in se deloma odbije v senzor (optoda), kjer se na osnovi Beer-Lambertovega zakona analizira v O_2Hb (oksigeniran hemoglobin) in HHb (deoksigeniran hemoglobin). Slika prikazuje položaj senzorja med meritvijo in merilno napravo.

posebno pomembna. Gre za uravnavanje delnih tlakov plinov O_2 in CO_2 ter uravnavanje acido-baznega in elektrolitskega ravnovesja v krvi. Za to se uporabljajo plinski in elektrolitski analizatorji krvi (Slika 12).

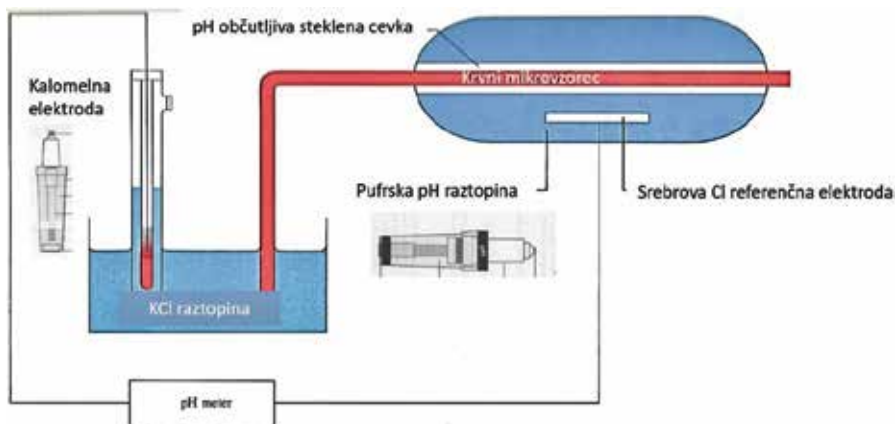
Meritve v krvi temeljijo na merjenju pH krvi (Adams, 1979). Kopičenje protonov (ionov H^+) je mogoče izmeriti z razliko v električnem toku med referenčno, kalomelsko elektrodo in stekleno pH-elektrodo, v kateri je tudi vzorec krvi (Slika 14). Da bi lahko izmerili nako-pičene protone, je treba v merilnem okolju zagotoviti stalno temperaturo $37^\circ C$ in zmanjšati električne motnje iz okolja. Pomemben



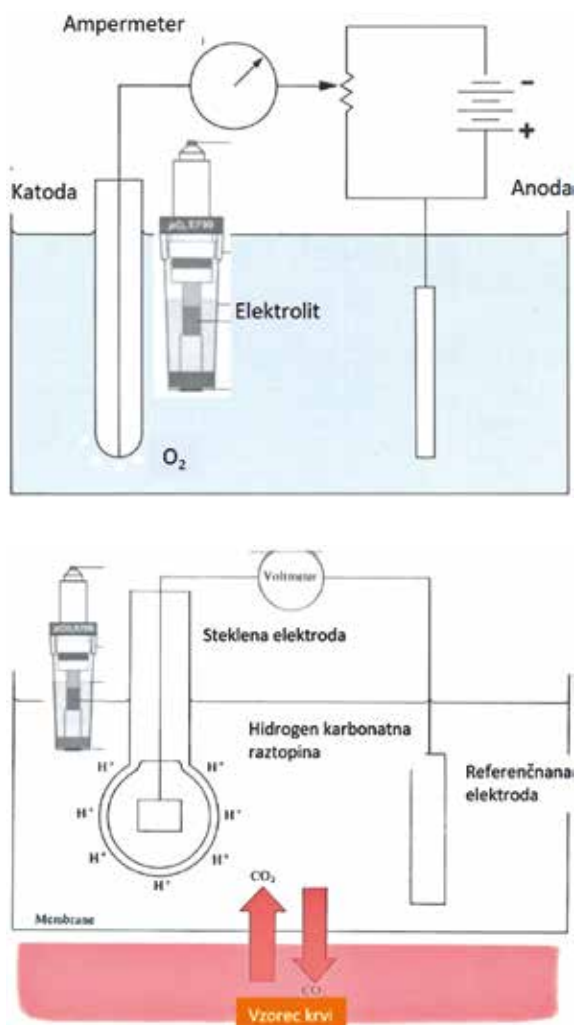
Slika 13. Različni modeli plinskih in elektrolitskih analizatorjev krvi. Od leve so prenosni plinski analizator krvi ABL 80, elektrolitski analizator EML 105, kombinirani analizator ABL80FLEX in acido-bazni analizator ABL 5.

del sistema za merjenje je pH-elektroda, ki spremeni svoj tok ob prehodu ionov H^+ iz vzorca krvi skozi porozno membrano. Podo-ben princip merjenja se uporablja tudi pri merjenju delnega tlaka kisika (P_{O_2}) (Adams, 1979) in ogljikovega dioksida (P_{CO_2}) (Adams, 1979). Pri merjenju P_{O_2} se uporablja za kisik občutljiva kisikova elektroda (Slika 15, zgoraj). Pri merjenju P_{CO_2} (Slika 15, spodaj) pa v elektrodo najprej difundira CO_2 , ki v hidrogenkarbonatni raztopini (HCO_3^-) sproži reakcijo tvorbe ogljikove kisline (H_2CO_3). Pri tem se sprostijo ioni H^+ , ki spremenijo pH raztopine. Po principu pH-elektrode se poveča električni tok, ki je proporcionalen z vsebnostjo ionov H^+ , ta pa s P_{CO_2} v elektrodi.

Merjenje vsebnosti laktata ([LA]) v krvi je verjetno najpogostejša meritev v krvi v športni praksi, toda ne v fiziologiji napora nasploh. [LA] je mogoče izmeriti na različne načine. Klasična fotometrijska metoda uporablja princip obarvanja raztopine z vzorcem krvi, ki je proporcionalno z vsebnostjo laktata. Leva slika (Slika 16) prikazuje fotometer LP20 (dr. Lange, Nemčija) s kivetami. V teh je raztopina, v katero se izpipetira vzorec krvi. Monokromatska svetloba presvetli vzorec skozi ustrezen barvni filter vsakih 30 s in meri spremembo s svetlobnim senzorjem. Ko se spreminjanje izmerjene svetlobe ustali, lahko odčitamo [LA]. Na tem analizatorju je mogoče meriti tudi druge veličine (glukoza, hemoglobin, eritrocite, hematokrit) po enakem principu. Accusport (Slika 16 na sredini) je tudi kombinirani analizator, ki uporablja enak princip merjenja [LA] in [GLU], le da se obarva majhno območje na merilnem lističu. Tretji analizator (Slika 16, desno) je edini specifičen samo za [LA]. Njegovi merilni lističi delujejo po principu, da se v lističu ob stiku s krvjo sproži električni tok, proporcionalen z [LA], ki ga nato izmeri analizator Lactate Pro 2 (Arkray, Japonska).



Slika 14. Shematski prikaz merjenja pH krvi. Temelji na razlikah v električnem toku, ki ga proizvaja referenčna (kalomel) elektroda in merilna pH-elektroda. Sprememba toka nastane zaradi različne vsebnosti ionov H^+ .



Slika 15. Shema merjenja P_{O_2} (delnega tlaka kisika) (zgoraj) in P_{CO_2} (delnega tlaka CO_2) (spodaj). V shemah merjenja so v povečani velikosti prikazane originalne oblike pripadajočih elektrod.

Spremembe presnove ogljikovih hidratov in maščob med dolgotrajnim naporom

Presnovo ogljikovih hidratov in maščob je mogoče proučevati vsaj na dva pomembna načina: kalorimetrijsko (posredno) in s pomočjo stabilnih izotopov (neposredno). Posredno merjenje presnove maščob in ogljikovih hidratov je mogoče le pri submaksimalnem, stacionarnem naporu. Ta metoda izkorišča značilnost omenjenih presnov, da se aerobna razgradnja ogljikovih hidratov in maščob zaključi z $\dot{V}O_2$ in $\dot{V}CO_2$. Ker presnova maščob pomeni večji $\dot{V}O_2$ v primerjavi z ogljikovimi hidrati, lahko izračunamo energijski delež enega in drugega goriva tudi med prej omenjenim naporom, ne pa tudi pri največjem naporu.

Presnovo ogljikovih hidratov in maščob je mogoče opazovati tudi neposredno: označimo jih tako, da sledimo njihovi presnovi od zaužitja do končne razgradnje na O_2 in CO_2 . Za opazovanje presnove ogljikovih hidratov je tako primerna označitev s stabilnim izotopom ogljika ^{13}C . Tako dobimo ^{13}C -glukozo, ki jo zaužijemo v napitkih ali pa jo v laboratorijskih pogojih prejmemo z infuzijo, načeloma v arterijo. Ker je končni produkt presnove glukoze CO_2 , lahko izmerimo, koliko je celotnega CO_2 prišlo iz glikogena v mišicah (ta ni označen s ^{13}C , temveč ^{12}C in je običajno v organizmu) in koliko iz napitka. Ta je označen kot $^{13}CO_2$. Obe vrsti CO_2 je mogoče diferencirati z meritvami v masnih spektrometrih, če med poskusom po primernem postopku odvezemo vzorce izdihanega zraka. Podoben princip je uporabljen tudi pri merjenju razgradnje maščob, ki pa so v tem primeru označene drugače.

■ Opravljena meritev je šele začetek na poti k razumevanju nekega pojava med naporom. Najprej je potrebna analiza podatkov.

Dinamičnost začetne spremembe pri enostopenjskem nenadnem povečanju obremenitve

Dinamičnost začetnega spreminjanja po začetnem nenadnem povečanju obremenitve iz mirovanja je del klasičnih študij iz osemdesetih let prejšnjega stoletja in se še danes intenzivno proučuje, saj v določenih pogojih izraža presnovo v mitohondrijih obremenjenih mišic. Največja pozornost je bila pri tem namenjena $\dot{V}O_2$. Ta se



Slika 16. Prenosni analizatorji mikrovzorcev krvi: dr. Lange LP20, ki uporablja kivete in klasično fotometrijsko tehnologijo, Accusport, ki uporablja merilne lističe, na katerih poteka reakcija, in Lactate Pro 2 (Arkay, Japonska), ki edini omogoča samo eno meritev (specifičen za vsebnost laktata) na merilnih lističih.

je namreč pri nizko intenzivni obremenitvi povečala tako, da jo je bilo mogoče opisati z eksponentno funkcijo (Enačba 1).

$$\dot{V}O_{2(t)} = \dot{V}O_{2(0)} + \dot{V}O_{2(\text{end})} \cdot (1 - e^{-c \cdot t}) \quad (\text{Enačba 1})$$

V tej je $\dot{V}O_{2(t)}$ $\dot{V}O_2$ v trenutku t , $\dot{V}O_{2(0)}$ $\dot{V}O_2$ na začetku obremenitve, $\dot{V}O_{2(\text{end})}$ $\dot{V}O_2$ na koncu, c je eksponent, t je časovna konstanta in t je čas. Torej se $\dot{V}O_2$ poveča najprej hitro, pozneje pa počasneje, dokler ne doseže končne vrednosti (govorimo o enofazni spremembi $\dot{V}O_2$) (Grafikon 8, levo). Če se intenzivnost obremenitve poveča nad vrednosti, ki jih določa laktatni prag ali prag izmenjave plinov, se iz ene eksponentne krivulje (prva faza) v prvem delu razvije dodatna eksponentna krivulja (druga faza), ki doseže višjo končno vrednost, kot bi jo, če bi pojav lahko opisali le z eno krivuljo (Grafikon 8, desno).

Stacionarno stanje

Med stacionarno obremenitvijo pričakujemo, da se bo začetna sprememba ali odziv športnikovega organizma ustalil na neki stacionarni ravni, ki se bo ohranjala do konca obremenitve. Tak primer je dolgotrajni napor različne intenzivnosti. Značilna je sprememba vsebnosti laktata, ki v območju 3–6 mmol/l lahko doseže stacionarne vrednosti, pri nižjih ali višjih intenzivnostih pa ne. Ta pojav razlikuje bolj vzdržljive od manj vzdržljivih. Če stacionarno spreminjanje nekega kazalnika ponazorimo s premico:

$$[LA]_t = [LA]_0 + b \cdot t \quad (\text{Enačba 2})$$

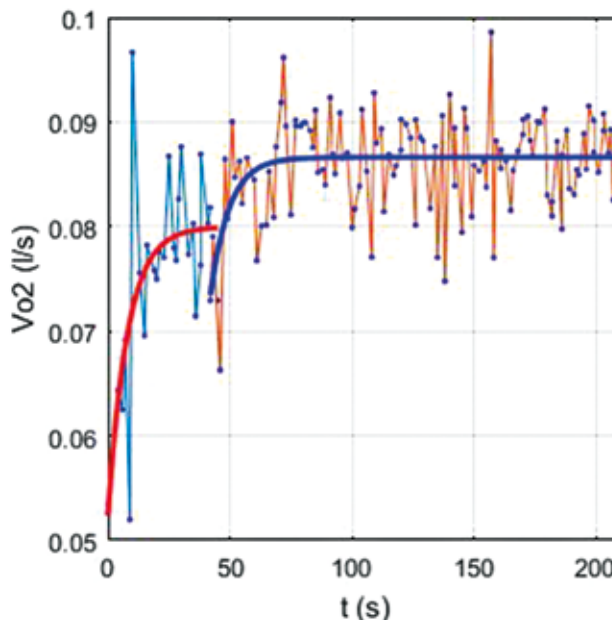
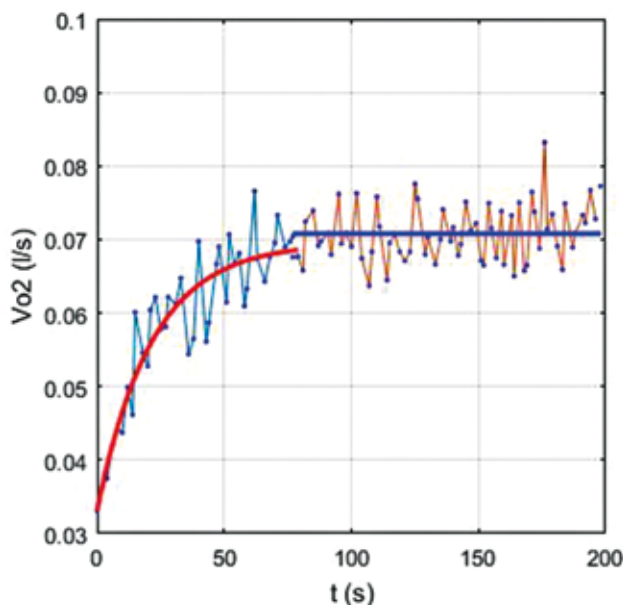
pri čemer je $[LA]_t$ vrednost vsebnosti laktata skozi trajanje (t) obremenitve, $[LA]_0$ je izhodiščna vsebnost ($\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1}$), b pa prirastek laktata ($\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$), ki v tem primeru znaša 0, potem štejeemo, da je opazovana sprememba ali odziv organizma v stacionarnem stanju, seveda z vidika $[LA]$. Seveda je ta odziv v času le redko stacionaren, zato je treba vsakokrat preveriti, ali stacionarnost sploh obstaja. Torej, z uporabo regresijske metode najmanjših kvadratov lahko izračunamo vrednosti obeh koeficientov v Enačbi 2. Dejansko spreminjanje različnih kazalnikov ni nikoli idealno premo sorazmerno. Torej odstopanja med izmerjenimi vrednostmi in izračunano premico (rezidualne vrednosti) predstavljajo negotovost

merjenja (napako). Ko to napako izračunamo, je pomembno, da ugotovimo njen izvor. Ta je namreč lahko posledica negotovosti merilnega postopka ali merilne naprave, lahko pa je posledica pomembnega fiziološkega pojava. Tega so prepoznali v hkratni tvorbi in porabi laktata v mišici in v organizmu med dolgotrajnim naporom, kot dinamski sistem drugega reda (Grafikon 9).

Predstavljena simulacija je narejena tako, da se izogne začetnim spremembam, ki predstavljajo neskladje v časovnem poteku tvorbe in porabe laktata. Medtem ko se tvorba laktata lahko hitro razvije, pa poraba sledi spremembam privzema kisika ($\dot{V}O_2$). Laktat se lahko razgradi le v aerobnih procesih. Pri športnem naporu zmerne intenzivnosti to traja tudi do 5 minut. Po tem času se tvorba in poraba laktata ustalita, koeficienti prirastkov so stalni (konstante), zato so spremembe premočrtne. Če je tvorba manjša od porabe, se $[LA]$ zmanjšuje (Grafikon 9, levo). Stacionarno stanje za $[LA]$ se doseže samo, če sta prirastka enaka, pa čeprav je vsebnost obeh različna (Grafikon 9, na sredini). $[LA]$ se ves čas enakomerno povečuje, če je prirastek tvorbe večji od prirastka porabe (Grafikon 9, desno).

Predstavljena simulacija je narejena tako, da se izogne začetnim spremembam, ki predstavljajo neskladje v časovnem poteku tvorbe in porabe laktata. Medtem ko se tvorba laktata lahko hitro razvije, pa poraba sledi spremembam privzema kisika ($\dot{V}O_2$). Laktat se lahko razgradi le v aerobnih procesih. Pri športnem naporu zmerne intenzivnosti to traja tudi do 5 minut. Po tem času se tvorba in poraba laktata ustalita, koeficienti prirastkov so stalni (konstante), zato so spremembe premočrtne. Če je tvorba manjša od porabe, se $[LA]$ zmanjšuje (Grafikon 9, levo). Stacionarno stanje za $[LA]$ se doseže samo, če sta prirastka enaka, pa čeprav je vsebnost obeh različna (Grafikon 9, na sredini). $[LA]$ se ves čas enakomerno povečuje, če je prirastek tvorbe večji od prirastka porabe (Grafikon 9, desno).

Stacionarno stanje pri športnem naporu ima nekaj posebnosti, ki jih moramo upoštevati:



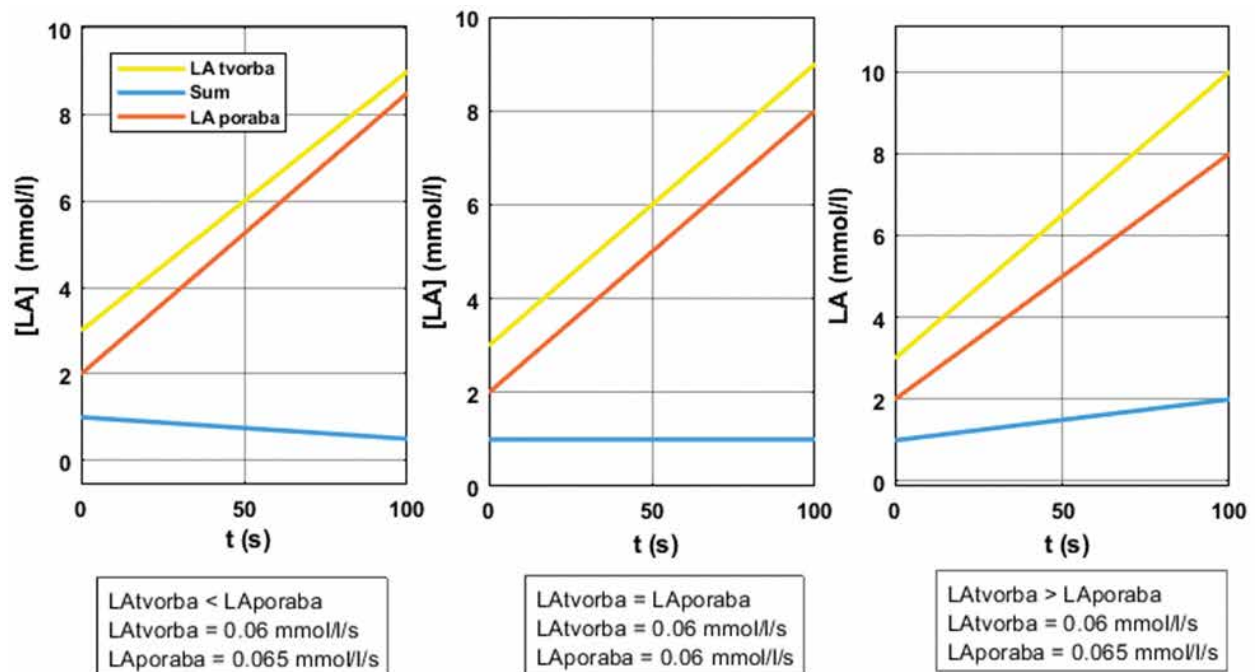
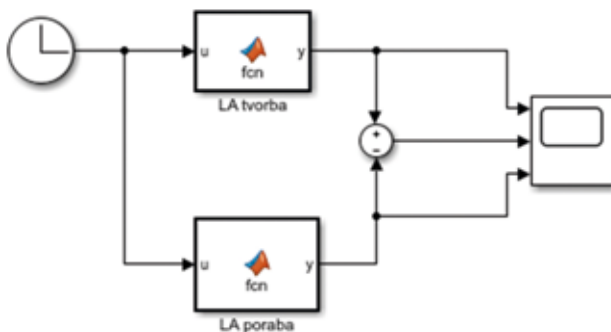
Grafikon 8. Pri zmerni intenzivnosti obremenitve je časovni potek $\dot{V}O_2$ mogoče opisati z eksponentno krivuljo (Grafikon 8, levo; Enačba 1). Če sledimo spremembam pri nadaljnjem povečanju intenzivnosti obremenitve, se amplituda obeh faz povečuje (Grafikon 8, desno). Pojavi se lahko tudi dodatno »lezenje« $\dot{V}O_2$, ko se ravni, končni del krivulje zaključi s premočrtnim povečanjem vrednosti. Ta pojav ni narisano na diagramu.

- Pojav stacionarnega stanja lahko opazimo šele nekaj minut po začetku obremenitve.
- Stacionarno stanje ni pojav, ki bi se ohranjal v nedogled. Vedno je vezan na določen interval, potem pa se spremeni v nestacionarnih spremembah.

Nestacionarne spremembe med naporom

- Nadzorovano enakomerno povečevanje intenzivnosti obremenitve (večstopenjski obremenitveni test)

Enakomerno (nestacionarno) povečevanje obremenitve v večstopenjskem obremenitvenem testu povzroča nepričakovane spremembe v ventilaciji ($\dot{V}_E$) in tvorbi CO_2 ($\dot{V}_{\text{CO}_2}$). Pojavita se »praga« v obeh spremembah (VT in GET) (Grafikon 10, na sredini). Podobno je pojav »pragov« mogoče zaznati tudi pri kazalnikih oksigenacije v mišicah (O_2Hb in HHb). Pojavita se O_2HbT in HHbT (Grafikon 10, spodaj). Analiza podatkov zahteva izračunavanje odstopanj od modelnih vrednosti, ki so na grafikonih zgoraj prikazane kot rdeče in rumene točke, ki odstopajo od vrednosti 0. Gre za rezidualne vrednosti (odstopanja ali napake), ki se med računanjem modela morajo v čim večji možni meri približati vrednostim 0.



Grafikon 9. Zgornji del predstavlja blokveni diagram učinka hkratne tvorbe in porabe laktata na njegovo vsebnost v krvi, ki je prostor s stalno prostornino, približno 5–6 litrov. Spodnji grafikon pa predstavljajo simulacijo sprememb v tvorbi in porabi laktata na njegovo vsebnost. Lahko ugotovimo, da že majhne spremembe enega in drugega pomembno vplivajo na pojav stacionarnega stanja za laktat (LAss).

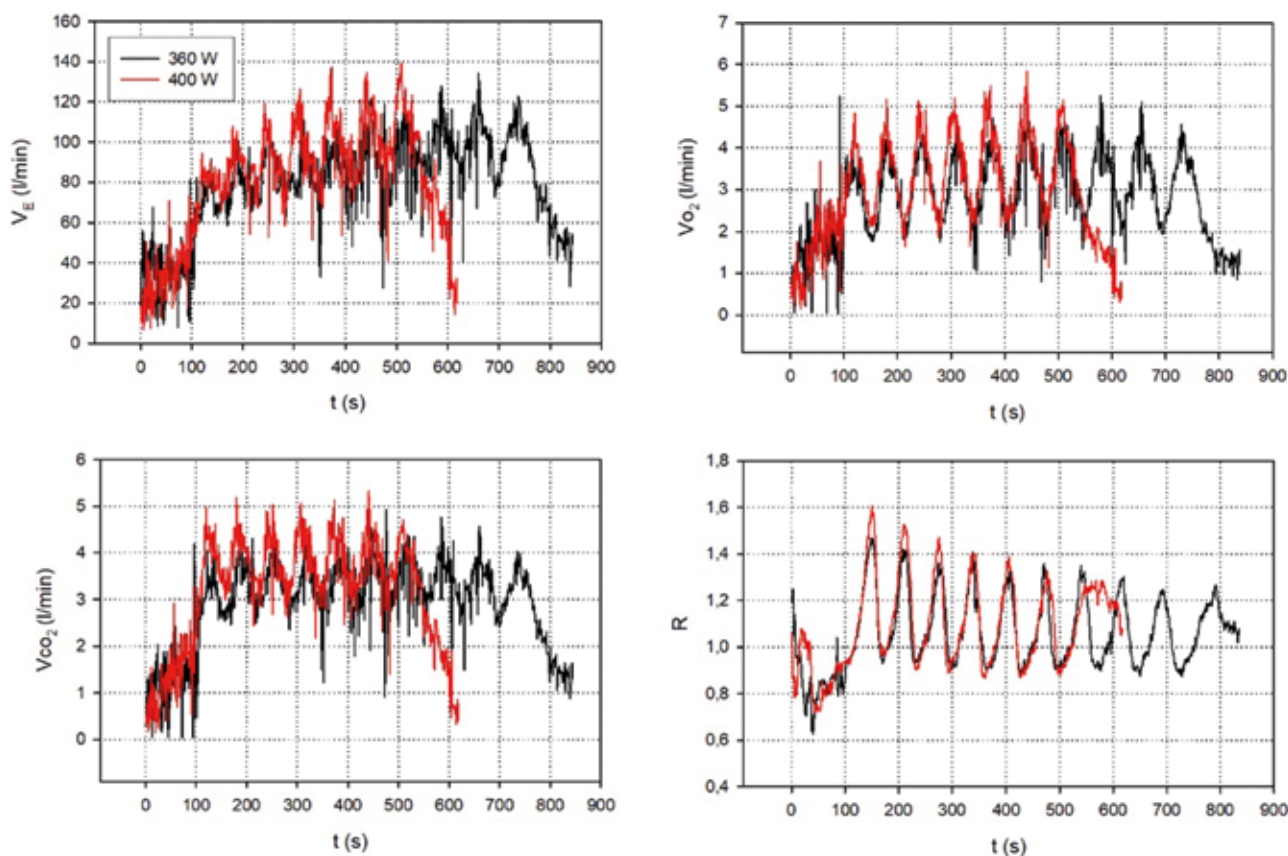
Proučevanje, kako se posamezni kazalniki spreminjajo v odvisnosti od obremenitve (Grafikona 10 in 11), omogoča opazovanje skupine pojavov, ki se običajno začnejo s spremembo vzdraženja dodatnih motoričnih enot istega tipa ali s postopnim prehodom na povečano vzdraženje vlaken drugih tipov, spremembo v aerobnih in anaerobnih energijskih procesih in spremembo v homeostatskih odzivih organizma. Dovolj natančno opazovanje vseh hkrati pokaže razlike med različno vzdržljivimi (Maud in Forster, 1995; Usaj, 2014).

Intenzivnost obremenitev se spreminja s stalno periodo

Pri vseh vrstah intervalne vadbe se izmenjujeta napor in odmor v enakih intervalih in pri enaki intenzivnosti. Kljub tej navidezni enostavnosti se pri poskusu merjenja sprememb in odzivov športnikovega organizma srečamo z nekaterimi težavami najprej pri merjenju, nato pri vzorčenju izmerjenih vrednosti, na koncu pa še pri analizi podatkov.

Intervalno vadbo, pri kateri se obremenitev izmenjuje z odmori (Grafikon 11), je treba opazovati tako, da se nenehno meri vrednosti med naporom in odmorom, s frekvencami vzorčenja, ki so bodisi enake vsakemu izdihu ali pa vsaj 5-krat večje, kot je frekvenca sprememb obremenitve. Pri merjenju dihalnih kazalnikov to običajno ni težava, če je meritev opravljena na osnovi meritev breath-by-breath. Če pa je meritev povprečena na 5 ali 10 s, je pri povprečenju na 10 s lahko to že težava. To je pomembno preverjati, ko uporabimo različne naprave za merjenje frekvence srca. Razlogi za takšne zahteve so razvidni iz diagramov na Grafikonu 11. Videti je, kako se dinamičnost sprememb povečuje do 5. ponovitve, potem pa je vsaj približno stacionarna.

Intenzivnost obremenitev se spreminja s spremenljivo periodo (aperiodično spreminjanje)



Grafikon 11. Sledi sprememb $\dot{V}_E$, $\dot{V}_{O_2}$, $\dot{V}_{CO_2}$, in R med intervalno obremenitvijo, v kateri se 10 ponovitev z maksimalno in supramaksimalno obremenitvijo poskuša ponoviti 10-krat, z minuto odmora. Pri 40 W večji obremenitvi (rdeča črta), kot je maksimalna (črna črta), to ni več mogoče.

Športne igre so značilne po tem, da je dejavnost vsakega posameznika zelo različna, pojavlja pa se v zelo različnih intervalih (aperiodično spreminjanje). Opazovanje takih obremenitev je sicer možno, če uporabimo prenosne naprave z dovolj veliko frekvenco vzorčenja. Toda število tovrstnih merilnih naprav je majhno. V uporabi so GPS-naprave, pospeškometri, merilniki frekvence srca in naprave za merjenje izmenjave plinov in dihanja. Potem pa se nabor naprav v glavnem neha. Tako zapletenega napora vsekakor ne moremo dovolj dobro razumeti, čeprav obremenitev še lahko dokaj dobro opišemo, tudi s filmskimi posnetki. Velikokrat se namreč zgodi, da je odziv organizma z vidika številnih procesov prepočasen, da bi ga zaznali ob tako hitrih izmenjavah napora in odmora.

Zaključek

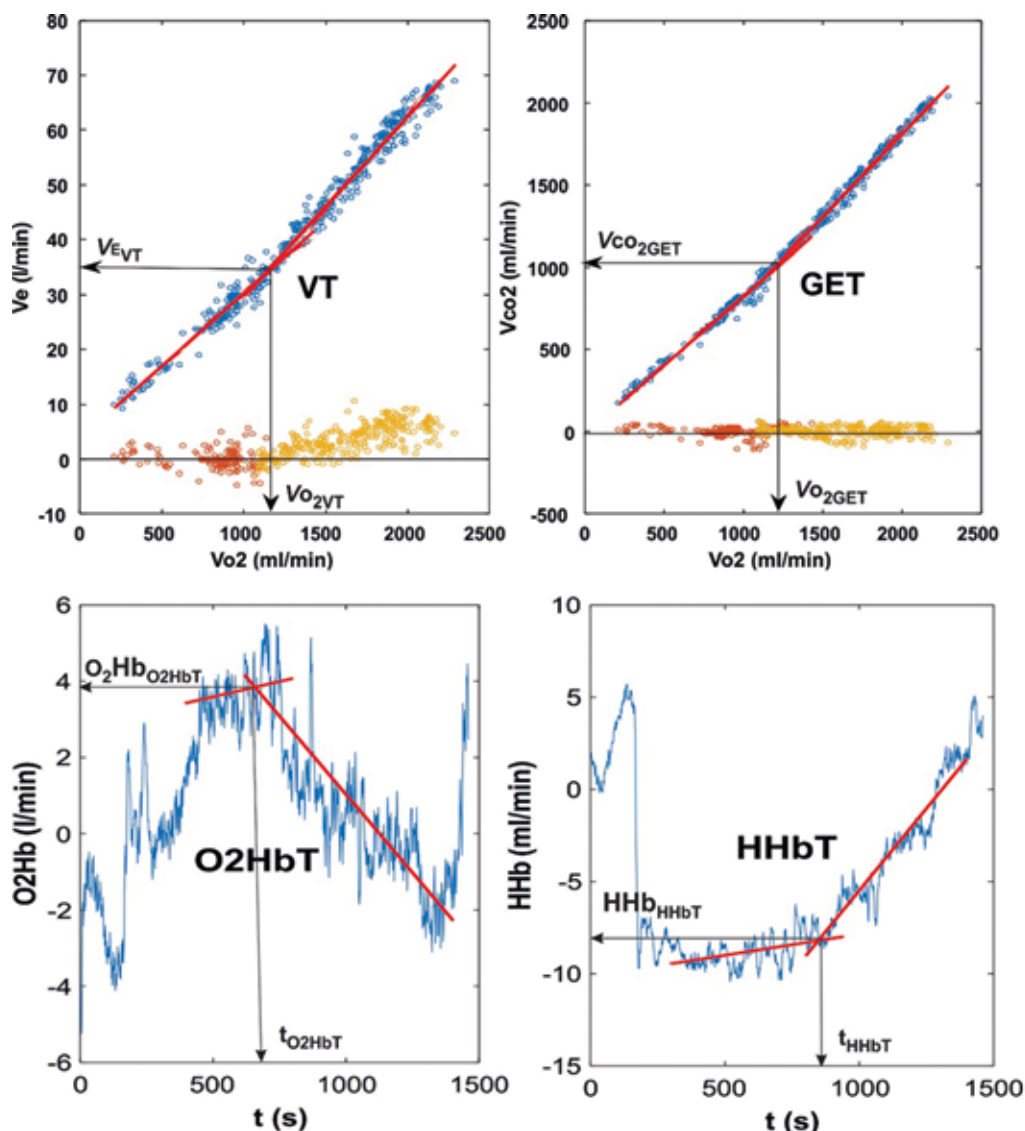
Izmeriti človekovo zmogljivost ni prav enostavna naloga, saj nismo nikoli prepričani, ali ne bi »šlo še malo več«. Gibalni testi, v katerih premagujemo napor, kažejo, kako posameznik (športnik) premika svoje telo v prostoru in času ob predpisani vadbeni nalogi. Dolžina meta, trajanje teka ali plavanja ali pa višina skoka so veličine, ki naj bi opisale zmogljivost posameznika. V športu je to res, zato govorimo o strokovnih rezultatih. V znanosti pa to ne drži. Samo pomislimo, ali je to res, če primerjamo dva, ki enako hitro tečeta. Po športni zmogljivosti sta tudi enako zmogljiva. Toda če imata različni telesni masi, bo pri enaki hitrosti težji moral sprostiti več energije. Torej bo z vidika sproščene mehanske energije razlika več kot očitna. To je zelo pomembno, če napor pri neki obremenitvi

želimo razumeti z vidika opazovanja sprememb in odzivov v organizmu. Fiziologija napora želi razložiti taka dogajanja, zato potrebuje čim več meritev in kvantitativnih podatkov. To lahko naredi le z uporabo različnih merilnih sistemov. Te pa je treba dobro poznati, da bi lahko take naprave primerno uporabili, njihove rezultate primerno analizirali in jih na koncu tudi razumeli. Torej je skrajni čas, da se problemov merjenja, digitalizacije, analize in interpretacije izmerjenih podatkov, pa tudi izdelovanja modelov in njihove uporabe lotimo resno.

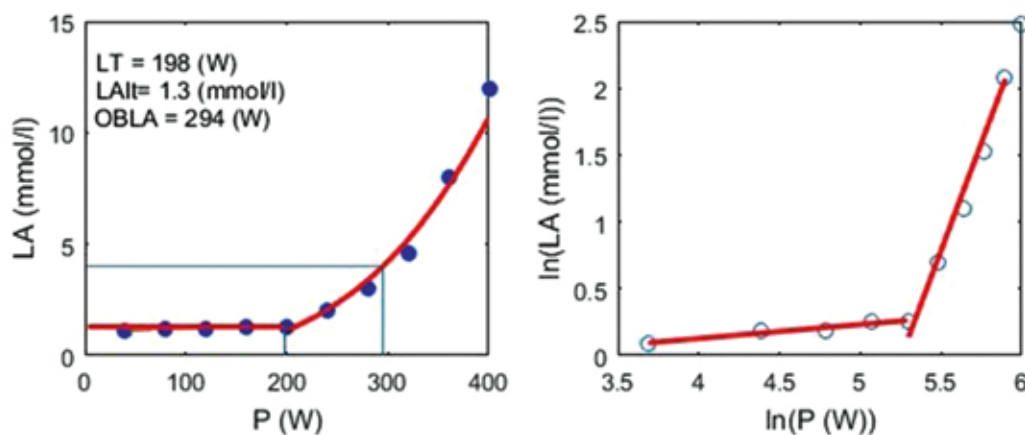
Literatura

- Adams, A. P., & Hahn, C. E. (1979). *The principles and practice of blood-gas analysis*. London: Franklin Scientific Projects.
- Elwell, C. E. (1995). *A practical users guide to near infrared spectroscopy*. London: UCL Reprographics.
- Enderle, J., & Bronzino, J. (2012). *Biomedical engineering*. Academic Press, Burlington, MA, USA.
- Kralj, A. (1983). *Osnove medicinske elektrotehnike*. Ljubljana: Univerzum.
- Maud, P. J., & Foster, C. (1995). *Physiological assesment of human fitness*. Champaign, ILL, USA: Human Kinetics.
- Neary, P. J. (2004). Application of near infrared spectroscopy to exercise sports science. *Canadian J Appl Physiol*, 488-503.
- Skorg, D. A., Holler, F. J., Nieman, T. A. (1998). *Principles of instrumental analysis*. Hartcourt Brace & Company, 1998.
- Ušaj, A., Starc, V. Blood pH and lactate kinetics in the assessment of running endurance. *International journal of sports medicine*, 1996, let. 17, št. 1, str. 34–40.
- Usaj, A. (2014). Vzdržljivost pri teku. *Šport*, 153–166.

Grafikon 10. Spremembe $\dot{V}_E$ in $\dot{V}_{CO_2}$ med večstopenjskim obremenitvenim testom (zgoraj) in spremembe O_2Hb in HHb kažejo »prage«.



Grafikon 11. Grafikon kaže modelne značilnosti dveh krivulj [LA], ki kažeta laktatni prag (LT). Izračunana je še moč po kriteriju OBLA, ki kaže višje vrednosti. Analiza tega pojava uporablja drugačen algoritem, kot je v uporabi pri določanju drugih »pragov«.



10. Ušaj, A. (2011). Raziskovalno in strokovno delo v Laboratoriju za biodinamiko. *Šport*, 149–156.
11. Ušaj, A., Sepe, A., & Serša, I. (2017). Razlike v trajanju dinamičnega krčenja mišic z uporabo dveh intervalov krčenja in sproščanja. *Šport*, 170173.
12. Usaj, A., laboratorijzabiodinamiko.eu; spletna stran

prof. dr. Anton Ušaj
Laboratorij za biodinamiko
Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport
anton.usaj@fsp.uni-lj.si