

**ДИЈАГНОСТИКА ПРИПРЕМЉЕНОСИ СПОРТИСТЕ АНАЛИЗОМ  
ЕЛЕКТРОМИШИЋНОГ ОДГОВОРА ДИСАЈНИХ МИШИЋА**Мирко Остојић<sup>1</sup>, Саша Цветковић<sup>1</sup>, Ђорђе Стефановић<sup>2</sup><sup>1</sup> Истраживачко развојни институт Лола д.о.о., Београд, Србија;<sup>2</sup> Факултет спорта и физичког васпитања, Универзитет у Београду, Србија;**Сажетак**

Модерна дијагностика припремљености спортисте подразумева аквизицију великог броја података што захтева врхунско знање, озбиљну логистику, протоколе, кадрове, време, итд. Технолошки пробоји површинске електромиографије (енг. surface electromyography, sEMG) у мерењу активности респираторних мишића ин виво отворили су нове могућности у овом смеру. Корелација између физичке припремљености са способношћу што дужег задржавања даха представља теоријско-практични феномен већ дужег од једног века. Резултат на тесту трајања задржавања даха (ТЗД) се генерално сматра позитивним показатељем волумена дисајног капацитета током физичке активности. Серијом експерименталних истраживања утврђене су невољне активности помоћне респираторне мускулатуре (енг. involuntary breathing movement, IBM) на крају мирног задржавања даха, и исти су детерминисани као физиолошка тачка прекидања задржавања даха. Време од почетка задржавања даха до првог IBM-а назива се контролна пауза (КП). Како иста не представља физиолошки максимално могуће задржавање даха, то је веома важно утврдити тачан тренутак досезања првог IBM-а, као и временско-фреквентне карактеристике sEMG сигнала током IBM покрета невољног дисања (проблем рада). Вејвлет методама извршена је анализа sEMG сигнала три скелетна мишића, два инхалаторна (m. scalenus - anterior et medium - SC, и m. parasternal intercostales - IC) и једног експираторног (m. rectus abdominis - RA), који, поред осталих имају помоћну улогу и функцију у респираторним циклусима, а за које је утврђено да су осетљиви на физиолошке промене индуковане задржавањем даха, па у свом неуромоторном одговору представљају могућ индикатор метаболичких процеса који се детектују као невољни дисајни покрети. Вишеструки прираштаји у електричној активности наведених мишића током IBM-а у одређеним фреквентним опсезима омогућили су прецизно мерење IBM-а, а тиме и утврђивање физиолошки прихватљивог трајања КП. Опсервација и анализа специфичности респираторног мишићног одговора упућује на доминације хипоксичног или хиперкапничног метаболичког стања (предмет истраживања). На основу праћења наведених промена код 12 испитаника разврстаних у групу категорисаних и спортиста аматера утврђено је да боље тренирани испитаници имају дужи КП и реагују хиперкапнички. Закључци ове неексперименталне студије случаја одговарају пракси тренажне припреме, али отварају простор нових истраживања, пре свега оних која би требала да доведу до развоја приступачног метода за неинвазивну процену физичке припремљености спортисте у реалном времену.

**Кључне речи:** ЗАДРЖАВАЊЕ ДАХА / ПОВРШИНСКА ЕЛЕКТРОМИОГРАФИЈА / ВЕЈВЛЕТ АНАЛИЗА / ХИПОКСИЈА И ХИПЕРКАПНИЈА.

**Кореспонденција са ауторима:** Мирко Остојић, Е – mail: [mirko.ostojica@li.rs](mailto:mirko.ostojica@li.rs);

Мирко Остојић <https://orcid.org/0000-0003-4755-8127>

Саша Цветковић <https://orcid.org/0009-0007-2068-1391>

Ђорђе Стефановић без ORCID броја

## УВОД

Једно од класичних питања које себи постављају многи тренери је како водити спортисте и тимове до индивидуално оптималних резултата. Важни део њихове дневне рутине се састоји од планирања развоја тренажних и такмичарских потенцијала спортиста, као и праћења и мерења њиховог прогреса у стандардном окружењу. Основна мисија провере здравственог стања спортиста је избегавање нежељених стања у току и непосредно након тренинга, односно спортског наступа, као и обезбеђивање хроничних – целоживотних ефеката вежбања. Изазови по здравствени интегритет спортисте, на првом месту укључују инсулте (озбиљна стања са губитком свести) који могу довести до смртог исхода (Schmidt i sar., 2013), а такође и срчане мане које могу остати годинама прикривене (Panagotakos i sar., 2004). Код сваког захтевног циклуса тренинга, од тренера и спортисте се очекује да структурирају оптимални план и програм тренинга за сваки дан, недељу, месец, ... (Foster, 2016). Да би се постигли оптимални резултати и напредак, а пре свега очувало здравље спортиста, од критичне је важности доношење одлука шта задржати, а шта променити у тренингу. Кључне стратешке одлуке се доносе на основу аналитике програма тренинга, као и индикатора дијагностике припремљености спортисте која, у квалитетно развијеном систему праћења спортисте, подразумева аквизицију великог броја података и мерења, која се, зависно од спортске гране и спортске дисциплине односе на  $VO_2^{max}$ , лактатни праг, биохемију телесних течности, EKG, EEG, итд. Због мерења великог броја физиолошких параметара, правилно тумачење резултата је од круцијалне важности, што захтева веома обучене и искусне аналитичаре. У данашњем спорту се намеће концепт интер и мултидисциплинарности са тенденцијом пораста броја сазнајних области и величине тима. Поред тренера, физиолога, медицинског особља, неретко се у планирању постизања врхунског спортског резултата налазе укључени инжењери информативних наука, биомеханике, статистичари... сви они који помажу при аквизицији и израчунавању TRIMP резултата. Фостер (2015) истиче настојање да се што више параметара интегрише у једну оцену, што олакшава доношење одлука тренерима, а у случају лошег резултата је само подстицај за израду још детаљнијих анализа. Овај приступ захтева озбиљну логистику и време, а није занемарљива ни цена, као и велики притисак који тај циклус мерења и тестирања има на тренере и спортисте. Мерења и њима адекватан избор тестова су услов свих сазнајних напора, за које се зна да „замарају“ спортисте и зато се типично раде одвојено од тренинга.

## ПРАКТИЧНИ ИЗАЗОВИ ПРОВЕРЕ ПРИПРЕМЉЕНОСТИ СПОРТИСТА

Основни мотив сваког тренинга је померање захтева у јединици времена – инкрементални ефекат кога прати одржавање стабилности вештине и технике кретања и извођења. У практичном спровођењу стратегије или теорије тренажног оптерећења и опоравка припреме спортисте темељно се проучавају два концепта: NFOR (non-functional overreaching) и OTS (overtraining syndrome), (Meeusen i sar., 2012). Са једне стране спортиста се мора преоптеретити и тиме изаћи из зоне комфора тренутног нивоа тренажне припреме. Уколико се не препозна хронично деловање OTS, може доћи до нарушавања спортске припремљености, а ако се не препозна NFOR, губи се време за припрему и досезање максималне припремљености. Ова два стања неискусном тренеру, спортисти са недостатком разумевања тренажних ефеката и пратећих стања, је веома тешко разликовати. Главни проблем у одговору на изазове овог процеса је квалитетно и квантитативно препознавање структуре тренажне припреме, као и њима развијених објективних тестова који реално повезују лабораторијска и мерења на терену. Карл Фостер је изнео проблематику разликовања у пракси између OTS и NFOR, те да је најчешћи узрок тешкоће у њиховом разликовању продужено прилагођавање. У том процесу се читав дијапазон медицинских стања мора најпре искључити. Уколико међу њима нема никаквих показатеља, прелази се на проверу поремећене хомеостазе, бројних хормона, а затим на серију крвних узорака ради провере: крвних лактата, креатин киназе, глутамата. Ако ништа од тога није изван граница нормале, на крају и ментална припремљеност може одиграти своју улогу – у том смислу су

развијани бројни психолошки упитници (So i sar., 2016). Свакако једном утврђени план тренинга је потребно испунити за сваки дан програма, али са тим се међутим не сме ићи небазивно. Спортиста може бити лењ и треба га стимулирати да испуни дневни план, али уколико има објективни проблем са испуњавањем дневног плана, у било којој фази свог живота и тренинга, то може довести до неконтролисаних атрибута оптерећења при чему би настављање са датим вежбањем било контра-продуктивно. Метод мерења, одабира адекватних тестова, њихове аквизиције и индивидуалне анализе су условљене великим бројем фактора, пре свега (Foster, 2015):

- **Временски оквир тренинга** је први и одлучујући/кључни чинилац. Добијање релевантних и поузданих резултата, почевши од самог тестирања до правилне интерпретације, некада траје јако дуго тако да се доводи у питање њихов непосредан информациони и стратешки капацитет.
- **Логистика** оваквих мерења је захтевна: није лако имати потребну опрему и лабораторију при руци, јер типична мерења захтевају приступ до неколико различитих уређаја/модула.
- **Финансијски** аспект као што је цена апаратуре, израде тестова и њихово правилно тумачење од стране специјалиста је фактор који одлучује да ли се метода може у пракси применити или не, тј. на ком нивоу бављења спортом је ово могуће (Matthew i sar., 2010).
- **Психолошко/социолошки** фактор је у тесној вези са поузданошћу одређене методе. Нпр. ЕКГ је чак у 50% случајева код врхунских спортиста препун „абнормалитета“. Ово нису патогене измене у срчаном ритму, а погрешно тумачење ЕКГ-а може безразложно одстранити спортисту са такмичења за које се он можда годинама спремао (Coggado i sar., 2010). Јасна је последица на психу спортисте, а и финансијски ефекат се такође не може занемарити.

Остаје утисак да је данашње праћење спортиста изазовно, напорно и стресно, те да би употреба једноставнијих метода допринела квалитетнијем планирању тренажних подстицаја који воде ка индивидуалном прогресу спортисте. У овом раду предложено је идејно решење које може да испуни метричке захтеве, а засновано је на аквизицији параметара који су повезани са физиолошким одговором организма приликом продуженог задржавања даха.

### **Физиолошки одговор на продужено задржавање даха и његова употребљивост у истраживачкој и тренерској пракси**

Упркос великим варијацијама у људском физиолошком одговору на продужено задржавање даха, који се такође приписује рефлексу роњења сисара, његова критична функција је очување кисеоника за одржавање церебралног функционисања, и садржи два централна процеса који описују (I) периферну вазоконстрикцију повезану са почетном хипертензијом, уз посредовање симпатичког нервног система и (II) брадикардију повезану са смањењем минутног волумена, уз вагално посредовање (Lindholm & Lundgren, 2009; Foster & Scheel, 2005; Bain i sar., 2018).

Почетно повећање средњег артеријског притиска поклапа се са контракцијом и избацивањем „свеже“ крви из слезине, што обезбеђује и „нови кисеоник“ у крвотоку а, све заједно, очигледно има благотворно дејство на почетку задржавања даха (Palada i sar., 2008).

Током индуковане апнеичне реакције, уочавају се две основне фазе, и то: фаза „лаког одвијања“ коју одликује непостојање ЕМГ активности респираторних мишића и фаза „борбе“ где бележимо ритмичке флукуације притиска у плућима и ритмичке ЕМГ сигнале, а и њихову тачку разграничења. Идентификовање овог прелаза представља физиолошку тачку прекида, као последица метаболичких и њима пратећих динамичких реаговања респираторних мишића, и која се као таква сматра првим невољним покретом дисања (IBM, *involuntary breathing movement*). Фазу „борбе“ карактеришу све снажније IBM контракције респираторних мишића због повећања низа метаболичких прилагођавања која одсликава и екセス CO<sub>2</sub> концентрације крви, који, као одговор има утицај на рад централног респираторног система производећи респираторни нагон. Ове промене су праћене осећајем недостатка ваздуха, током којих ће мотивисани али наивни испитаници прекинути задржавање даха и повратити дисајни процес (Parks, 2006;

Vain i sar., 2018). Учесталост појављивања и интензитет ИВМ-а се повећава при крају трајања апнее, што указује да то стање има објашњив утицај на ИВМ. И поред чврстих доказа, је улога, а самим тиме поузданост ИВМ-а замагљена чињеницом да код неких испитаника ни током дужег периода задржавања дисања није могуће утврдити ИВМ (Willie i sar., 2015). Период невољног респираторног кретања индукује краткотрајна повећања средњег артеријског притиска уз позитивно-корелисане осцилације у запремини церебралне крви и оксигенације хемоглобина, што је вероватно последица стимулације хемиорецептора и консеквентног еферентног респираторног моторног одговора (Willie i sar., 2015, Joulia i sar., 2003). Праћен је смањењем запремине крви у слезини и процеса одржавања хемодинамике, што вероватно олакшава коришћење последњих резерви кисеоника пре престанка задржавања даха (Palada i sar., 2008).

Мерење задржавања даха се више од 100 година користи као битан фактор припремљености активних војних пилота (Flak, 1920). Неинвазивно мерење мирног задржавања даха до ИВМ физиолошког одговора спада у најмање стресно од свих варијетета задржавања даха. Од 1960-их година у Совјетском Савезу (Kazarginov, 1990) мерење задржавања даха показало се као одличан показатељ здравственог стања и енергетског капацитета широког спектра испитаника од космонаута до тешко болесних. Међутим, овај феномен није могао бити у потпуности детектован и објашњен физиолошким анализама тог времена, нарочито у домену праћења промена активности мишићних група које учествују у процесу дисања (респираторне мускулатуре).

Задржавање даха после уобичајеног дисања и након спонтаног издаха не доводи до било каквих тензија (Ostojić & Stefanović, 2020). Временски период од почетка задржавања даха на овакав начин до првог ИВМ-а совјетска група око К.П. Бутејка назвала је КП (контролна пауза) и дужина тог периода се користи као индикација припремљености и општег здравља испитаника. ИВМ се може јављати у две топографске зоне у пределу врата или плексусу (Стефановић, 2020). До последњих пробоја површинске електромиографије у анализи респираторних феномена није био омогућен објективни увид у рад респираторне мускулатуре и тачне тренутке ИВМ-а. Мануелна детекција ИВМ-а се раније углавном обављала субјективним методама тактилне дискриминације, опипавањем плексуса прстима, стављањем звонцета или плетизмографа на ту регију, са циљем да се осети грчење или подрхтавање те регије, док се на врату пратио осећај као да испитаник изводи акт гутања. ИВМ реакција искључиво на плексусу је присутна на око 16 % испитаника, на врату реагује већина (76%), а 20% испитаника реагују на обе регије (Ostojić i sar., 2020).

Приликом практичног мерења КП-а уочава се двострани проблем. Уколико испитаник само „умисли“ да је доживео ИВМ, онда добијени резултат бива краћи од реалног. У случају задржавања даха након ИВМ-а, резултат је погрешно дужи. Овде треба напоменути да је објективно време максимално могућег задржавања даха и до 30% дуже него КП, а овај проценат опада са дужином задржавања даха на око 10% (Ostojić, 2017). Јасно је да само време задржавања може да се подели у неколико класа на основу којих би могли да се класификују здравље и припремљеност испитаника. Међутим, овде се поставља питање поузданости мерења КП-а, као и да ли је могуће на основу карактеристика ИВМ сигнала из назначених регија тела извести брзу и правилну процену здравственог стања и припремљености спортиста.

## МЕТОД РАДА

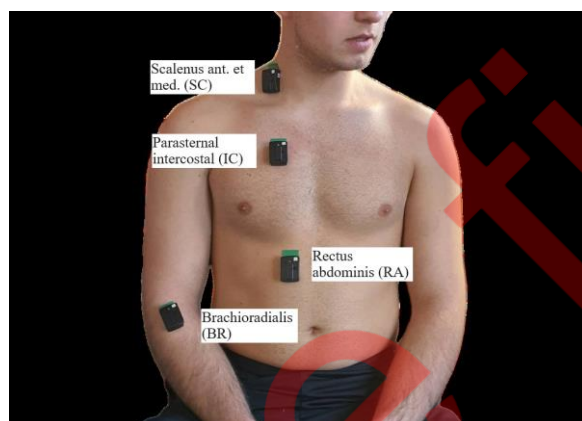
Аквизиција sEMG података одабраних мишића је обављена коришћењем неинвазивног истраживачког Delsys Trigno™ бежичног sEMG система високих перформанси, учестаности одабирања од 1926 Hz, коришћењем четири хибридна покретна sEMG сензора и 16-битног А/Д конвертора. Примењено је хардверско филтрирање (високопропусни FIR филтер од 7 Hz, Батервортов филтер пропусник опсега другог реда између  $20 \pm 5$  Hz и  $450 \pm 50$  Hz и филтер непропусник уског опсега око 50 Hz).

Спектрална анализа у претходним радовима је показала да је иницијално примењивана учестаност одабирања од 200 Hz (Ostojić i sar., 2020; Ostojić & Milosavljević, 2019) била недовољна да прикаже пуну динамику сигнала. Сем добијања што квалитетнијих паралелних сигнала, од велике важности нам је била



могућност спровођења мерне процедуре у једноставној самосталној поставци за аквизицију. Мерење првог ИВМ-а после мирног издаха је публиковано у претходном раду (Мишић и сар., 2023) где смо показали да је ове ефекте могуће забележити и анализирати вејвлет спектралном анализом под условом да су сигнали узорковани довољно високом фреквенцијом одабирања.

Мотивација за избор мишића је да се могу обухватити примарни удисајни и издисајни мишићи. *Scalenus anterior et medius* (SC) и *Parasternal Intercostales* (IC) су примарни мишићи при удисају, а *Rectus Abdominis* (RA) при издисају. IC је пресек између SC и RA, где већина људи реагује, и самим тим је добар за дијагностику. *M. Pectoralis* је активан у дубоком или принудном удаху, док у издаху нема улогу, односно није му примарна улога дисања, па зато није мерен. Као референтни мишић који се може користити у процесу отклањања шума мерен је локомоторни мишић *M. Brachioradialis* који не учествује у дисању, види слику 1.



**Слика 1** Постављање Delsys Trigno™ бежичних сензора за једнострано (десна страна) бележење миоелектричне активности три респираторна и једног локомоторног мишића

**Напомена:** Помоћни инспираторни мишић *Scalenus anterior et medius* (SC), примарни инспираторни мишић *Parasternal Intercostales* (IC), помоћни експираторни мишић *Rectus Abdominis* (RA) и локомоторни мишић *Brachioradialis* (BR).

За целокупну експерименталну поставку, десна страна тела је изабрана за аквизицију због минимизовања сметњи сигнала срчане активности, који је више изражен на левој страни тела. Поред тога, субјекти су били упућени да избегавају активирање својих периферних мишића, осим када би требали да означе почетак и завршетак задржавања даха, што је такође био знак оператеру да стави, односно уклони копчу за нос. Овај знак је дат спорим подизањем и спуштањем кажипрста леве руке да би се даље избегла активност десне стране тела током критичне фазе мерења (почетак и крај маневра задржавања даха (ЗД)). Сем класичног мерења трајања задржавања даха (ТЗД), главни фокус у овом раду су временско-фреквентне карактеристике sEMG сигнала током ИВМ покрета невољног дисања. Обе врсте резултата су генерално модулисане многим факторима. Поред појединачних, пол, године, величина тела, облик груди, положај дијафрагме, запремина торакалне крви, садржај хемоглобина у крви, брзина метаболизма, гојазност, болест итд., други уобичајени фактори, као што су почетна запремина и држање плућа, имају значајан утицај на sEMG сигнале и ТЗД (Lumb, 2017a; Lumb, 2017b). Већина студија задржавања даха заснива се на задржавању даха из потпуно пуних плућа, али такав почетни волумен плућа ствара напетост у свим респираторним органима мишића за превазилажење повећаног отпора удисаја и плућног притиска. Ово производи рефлекс инфлације (енг. *inflation reflex*) и такође повећава утицај поменутих појединачних фактора (McCulloch i sар., 2012). С обзиром да смо у овој студији циљеве истраживања углавном ограничили на sEMG одговор респираторних мишића на хипоксичне и хипер-капничне стимулусе, поменути уобичајени фактори су изабрани да минимизују њихов утицај на EMG активност смањењем додатних нежељених еластичних сила у респираторним мишићима и променама у запремини плућа, чиме се смањује нежељена стимулација контроле респираторног центра. Превазилажење ових фактора може се постићи задржавањем даха током

потпуно опуштених респираторних мишића, што је карактеристично за волумен плућа на крају нормалног издисаја, односно функционалног резидуалног капацитета (ФРК).

Што се тиче држања, лежећи положај повећава притисак трбушног садржаја на дијафрагму, дакле спречавајући да се дијафрагма потпуно опусти на крају издисаја и значајно смањује запремину грудног коша, што на тај начин утиче на запремину плућа на крају издисаја у мировању или ФРК. У поређењу са усправним седећим положајем, лежећи положај смањује еластичност грудног коша и дијафрагме, редукује усклађеност грудног коша за 30% и укупну статичку усклађеност респираторног система за 60% (Ostojić i sar., 2020). Додатно, заустављање даха из ФРК и усправно седење смањују отпор плућног протока крви и запремину, чиме се спречавају или смањују нежељене стимулације рецептора. Сви наведени разлози су нас навели да осмислимо експеримент са маневром ЗД у седећем усправном положају праве кичме, без лумбалне подршке, у мирном окружењу уз повремено и благовремено обавештавање преосталог времена до оквирног почетка задржавања даха.

### Протокол мерења

Шематски приказ маневра ЗД са његовим задацима, фазама и трајањем је дат на схеми 1 (временски оквири спонтаног дисања су утврђени на основу (Stewart & Bain, 2021; Perini i sar., 2008)). Задржавање даха је почело након спонтаног издисаја до ФРК, уз сугестију испитаницима да се уздрже од припремне хипервентилације, а завршило се спонтаним удисањем, по следећим фазама:

- Мирна, пасивна фаза: испитаник би седео око 3 минута са шакама мирно положеним на бутинама и постављеним свим електродама. Мирно би дисао на нос са нормалним удахом и спонтаним издахом, опуштајући цео мишићни систем.
- Активна фаза, задржавање даха: по својој жељи, испитаник би након спонтаног издисаја подигао кажипрст наглашавајући оператеру спровођење процедуре затварања носница ронилачком штипаљком. Испитаник би ментално даље наставио да опушта све мишиће, прошао кроз фазу лаког одвијања и дозволио да се респираторне контракције развију „природно“ пред крај задржавања даха (фаза борбе, почетак физиолошке тачке прекида и јављање IBM сигнала). Испитаник би задржавао дах док може, до спонтаног прекида, где би давао знак оператеру да ослободи штипаљку, чиме би испитаник наставио са нормалним дисањем.
- Мирна завршна фаза: испитаник би остао у миру као на почетку вежбе још најмање три минута, уз мирно дисање и опуштање целокупне мускулатуре, док би се рад срца, дисање и метаболички процеси враћали у нормалу.



Схема 1 Образац дисања у експерименту задржавања даха.

**Напомена:** Задржавање даха је почело након завршетка спонтаног издисаја до функционалног резидуалног капацитета и завршило спонтаним удисањем до нормалног капацитета плућа. Маркери  $T_{start}$  и  $T_{stop}$  дефинишу почетак и завршетак циклуса задржавања даха).

### Испитаници

У студији је добровољно учествовало 12 здравих, редовно физички активних, испитаника непушача, који су припадали двома подједнако бројним групама зависно од нивоа бављења спортом—професионални и аматерски ниво. За учеснике је забележена њихова главна спортска дисциплина/активност, године, пол,

висина и тежина, као и статус професионалца или спортисте аматера. Изабрани су здрави субјекти који су имали нормалну телесну тежину и индекс телесне масе (енг. Body mass index, BMI) у распону од 21,8–25,3 kg/m<sup>2</sup>. Учесници ове студије добили су неопходна објашњења и инструкције, а затим писмено изјавили да разумеју циљеве и процедуре, као и добровољно пристали да учествују у студији. За сваког испитаника поновљена је два пута процедура са слике 1, тако да имамо  $12 \times 2 = 24$  сигнала који би требало да садрже IBM. Ранијим субјективним мерењима ми нисмо знали да ли је било IBM-а, а сада овом апаратуром и протоколом то можемо боље да утврдимо.

## РЕЗУЛТАТИ

Испитаници сличних карактеристика унутар сваке од две групе у студији су показали значајну варијабилност физиолошких одговора мишића на маневар ЗД (Схема 1), чиме се смањује статистичка конзистентност резултата. Да би извукли ваљане закључке из варијабилних података, фокус је био на разумевању корелације између физиолошких одговора и процењене физичке припремљености/ тренинга појединаца (Мишић и сар., 2023). Физиолошке импликације су анализирани и интерпретиране углавном у контексту хипоксичног и/или хиперкапничног одговора, као и мишићних под типова влакана.

Извршена је вејвлет (таласна) и статистичка анализа површинских електромиографских сигнала три респираторна мишића (два удисајна, SC и IC, и једног издисајног, RA) и једног локомоторног мишића BR током задржавања даха са циљем проналажења најприкладнијег мишића за детекцију и карактеризацију невољних дисајних покрета, као и за процену одговора на ткивну хипоксију (мањак кисеоника) и хиперкапнију (вишак угљен-диоксида). Резултати мерења су приказани у табели 1, где су испитаници подељени у групу категорисаних спортиста и аматера, забележени су и њихови други подаци, а резултат мерења трајања задржавања даха (ТЗД) за по два мерења је приказана у крајње две колоне.

Дугорочни циљеви ове студије су побољшање тестова физичке припремљености (Мишић и сар., 2023). Коришћено је неколико метода базираних на вејвлет анализи, и то, за визуелизацију и квалитативну анализу сигнала коришћени су скалограми (континуална вејвлет трансформација), док је за квантитативну анализу коришћена дискретна вејвлет трансформација (енг. Discrete wavelet transform – DWT) у редувантној форми, тзв. максимално преклапајућа DWT (енг. Maximal Overlap DWT – MODWT). На основу MODWT, извршено је више анализа од којих су главне: 1) мултирезолуциона анализа уз одређивање вејвлет спектра енергије сигнала (енг. Wavelet Energy Spectra – WES), 2) одређивање корелације дистрибуција WES коришћењем процене густине вероватноће и класификованих према различитим критеријумима (ниво спортске активности, типови мишића и MODWT компоненте) са циљем утврђивања репродуктивности IBM феномена, 3) анализа вејвлет варијанси са покретним прозором фиксне ширине појединачних MODWT компоненти сигнала за анализу транзијентних феномена током IBM-а, нарочито одређивање карактеристичних фреквентних опсега, и 4) компаративна анализа промене релативне енергије MODWT компоненти и дужине задржавања даха.

**Табела 1** Трајање задржавања даха (ТЗД) категорисаних и спортиста аматера (N=12)

Ниво утренираности	Дисциплина	Пол	Старост (године)	Висина (cm)	Тежина (kg)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	ТЗД1 (s)	ТЗД2 (s)	
1	Професионална	Пливање	Женски	20.9	168	63	22.3	24	27
2	Професионална	Веслање	Женски	29.4	180	75	23.2	31	28
3	Професионална	Веслање	Мушки	30.5	195	92	24.2	51	53
4	Професионална	Веслање	Мушки	26.9	197	90	23.2	64	81
5	Професионална	Атлетика	Мушки	25.1	192	85	23.1	57	52
6	Професионална	Роњење	Мушки	27.2	186	80	23.1	70	66
<b>ПРОФЕСИОНАЛЦИ</b>			<b>СРЕДЊА ВР.</b>	<b>26.7</b>	<b>186.3</b>	<b>80.8</b>	<b>23.2</b>	<b>49.5</b>	<b>51.2</b>
			<b>СТ. ДЕВ.</b>	<b>3.1</b>	<b>10.0</b>	<b>9.8</b>	<b>0.6</b>	<b>16.7</b>	<b>19.3</b>
7	Аматерска	Одбојка	Мушки	20.6	204	95	22.8	27	29
8	Аматерска	Џиуџицу	Мушки	36.7	185	76	22.2	43	52
9	Аматерска	Џиуџицу	Мушки	19.2	178	69	21.8	34	37
10	Аматерска	Џиуџицу	Мушки	44.9	180	80	24.7	40	57
11	Аматерска	Џиуџицу	Мушки	40.1	180	82	25.3	36	49
12	Аматерска	Јога	Мушки	45.0	197	93	24	21	24
<b>АМАТЕРИ</b>			<b>СРЕДЊА ВР.</b>	<b>34.4</b>	<b>187.3</b>	<b>82.5</b>	<b>23.5</b>	<b>33.5</b>	<b>41.3</b>
			<b>СТ. ДЕВ.</b>	<b>10.7</b>	<b>9.8</b>	<b>9.1</b>	<b>1.3</b>	<b>7.5</b>	<b>12.2</b>
<b>УКУПНО</b>			<b>СРЕДЊА ВР.</b>	<b>30.5</b>	<b>186.8</b>	<b>81.7</b>	<b>23.3</b>	<b>41.5</b>	<b>46.3</b>
			<b>СТ. ДЕВ.</b>	<b>8.8</b>	<b>9.9</b>	<b>9.5</b>	<b>1.0</b>	<b>15.2</b>	<b>16.9</b>

Ова пилот студија је прелиминарно указала на високу репродуктивност предетерминисаних одговора респираторних мишића, као и да се доминантни одговор респираторних мишића и IBM сигнали могу детектовати или на удисајном IC или издисајном RA. Разлика је била повезана са тренажним статусом, и то тако да су категорисани спортисти имали дуже задржавање и јачи хиперкапнички одговор у издисајном RA од рекреативних спортиста који су имали јачи хипоксични одговор у удисајном IC. Такође су одређени и фреквентни опсези, и то хипоксично осетљив удисајни IC се активирао за краће време и постепено у опсегу фреквенција од 250-450 Hz за рекреативце (независно од особе и дужине задржавања даха), насупрот хиперкапнично осетљивом издисајном RA који се код професионалних спортиста активирао само при дужем задржавању даха, али нагло у опсегу испод 250 Hz, у зависности од особе и дужине задржавања даха. Поређење дужине задржавања даха и вејвлет карактеристика sEMG сигнала показало је промене које су биле у складу са механизмом регрутације моторних јединица и преласком споротрзајних оксидативних мишићних влакана (тип 1) у брзотрзајна (нискооксидативна) гликолитичка мишићна влакна (тип 2). Студија је открила и поједине параметре који указују на поремећаје, а од којих су неки били у сагласности са налазима у постојећој литератури. Генерално, истраживање је показало да је коришћењем sEMG технике и вејвлет анализе могуће на неинвазиван начин проценити складиштење кисеоника у скелетним мишићима и тиме указало на могућност побољшања тестова физичке припремљености успостављањем ближе везе између физичког стања са трајањем задржавања даха и sEMG карактеристика повишене миоелектричне активности IC и RA мишића током задржавања даха.

## ДИСКУСИЈА

### Идејно решење метода за проверу здравља и припремљености спортиста

Основна идеја која следи из дискусије рада састоји се у чињеници да постоје три мишића које би требало пратити с циљем провере здравља и припремљености спортисте а који су у вези са апнеом и то: IC, RA и SC, при чему се SC мери због контроле начина дисања, да би се видело да ли испитаници правилно изводе вежбу и не раде припремну хипервентилацију.

Поучени досадашњим резултатима уводи се захтев да припрема испитаника и протокол неопходно морају бити прецизније и ригорозније испоштовани да би се обезбедио бољи квалитет сирових података без уплива сметњи и тиме олакшало исправно тумачење.

Примећено је да се КП класичним методама може поуздано мерити једино код добро утренираних испитаника који знају да се опусте, док су резултати генерално често непоуздани код испитаника који су под стресом и у грчу. Такве испитанике треба пре мерења опустити на пример разговором, музиком, јонизатором, елиминацијом статичког електрицитета и слично. Да би се боље уочиле законитости и лакше тумачили резултати, предлажу се додатне активности и праћења:

- визуелно праћење реакције и понашања испитаника камером, како би се код неочекиваних појава на сигналу накнадно могло проверити понашање испитаника



- проширити мерење на додатне респираторне мишиће, нарочито додати мерење дијафрагме.
- мерење пулса, тј. интервала између откуцаја срца (ECG), проучавање варијабилности тих интервала у току времена и покушај детекције синусног ритма, тј. респираторног нагона, ради установљивања постојања централног респираторног ритма и IBM сигнала током задржавања даха (Parks, 2006).
- добар показатељ утренираности спортисте је брзина враћања срчаног ритма у нормалу након вежбања. Што је ниво физичке припремљености спортисте виши, то му се пулс брже спушта, и ово време се може поредити са временом рекуперације добијеног из sEMG сигнала (објашњено касније уз слику 5).
- издвајање сигнала срца из sEMG сигнала и корелација са ECG-ом, да би установили да ли се пулс може поуздано добити из IC и RA sEMG-а респираторних сигнала.
- додати стандардну методу мерења оксигенације ткива инфрацрвеном камером (near-infrared spectroscopy, NIRS), да би се калибрисала веза оксигенације са sEMG мерењима на мишићима
- потребан је већи узорак испитаника, да би се боље уочиле законитости и резултати статистички боље могли груписати по спортским гранама/дисциплинама, полу, врсти тренинга, величини организма, итд.
- требало би обавити sEMG мерења пре и после тренинга, са циљем да се установи да ли се квалитативно мења одговор мишића при замору. При томе, sEMG сигнале треба мерити заједно са другим стандардним мерењима као што су EKG, EEG, биохемија, капацитет плућа, итд., и корелирати их са циљем успостављања релације, тако да би се скупа стандардна мерења потенцијално могла заменити sEMG мерењима на мишићима.
- установити везу ФПК са дужином задржавања даха како би боље разумели неуромускуларни одзив на задржавање даха и могли генерисати референтне вредности ТЗД за здраве особе, које одговарају контролној паузи и максималној позитивној паузи. Код предикције максималног задржавања даха може се узети у обзир и капацитет плућа, јер се очекује да особе већег капацитета плућа имају дуже максимално задржавање даха. Наиме, Бутејко сматра да се ронилачким тренинзима и развојем ронилачког рефлекса може повећати максимално задржавање даха, али не и контролна пауза. КП се може повећати само ако се повећају депои CO<sub>2</sub> у хелијама до физиолошког оптимума од око 6.5-7.5% за здраве особе (Yakovljeva, 2013). Треба израчунати ФПК теоријски капацитет (на основу висине, старости и BMI, (Lumb, 2017a)), а такође и измерити тај капацитет и упоредити их, односно тако калибрисати грубу предикцију очекиваних периода задржавања даха код здравих особа.
- Finapres за мерење крвног притиска који може да детектује IBM.

Вејвлет анализом се sEMG сигнал дели на фреквенцијске опсеге D1 (480–960 Hz), D2 (240–480 Hz), D3 (120–240 Hz), D4 (60–120 Hz), D5 (30–60 Hz), D6 (15–30 Hz), D7 (7–15 Hz), D8 (4–7 Hz) и S8 (0–4 Hz). Из досадашњих мерења закључено је да је реакција већине испитаника на IC удисајном мишићу таква да енергија постепено расте у опсегу од 120-480 Hz (D2-D3), док енергија пада од 7.5-30 Hz (D5-D6). Нарочито је изражен пад енергије за испитанике са слабијим резултатима у опсегу D6 од 15-30 Hz. На SC мишићу је приметан раст енергије од 240-480Hz (D3), а нешто мање од 120-240Hz (D2), док је пад енергије присутан од 15-120Hz (D4-D6). Са друге стране, док је на IC и SC раст постепен, он је на RA нагао, и јавља се углавном само за најутренираније испитанике који имају ТЗД > 50s, у опсегу од 60-240Hz (D3-D4), а делимично и од 240 – 480 Hz (D2). Ове законитости и вредности формирају референцу која ће се упоредити са новим мерењима да би класификовали нова мерења у односу на постојећу референцу.

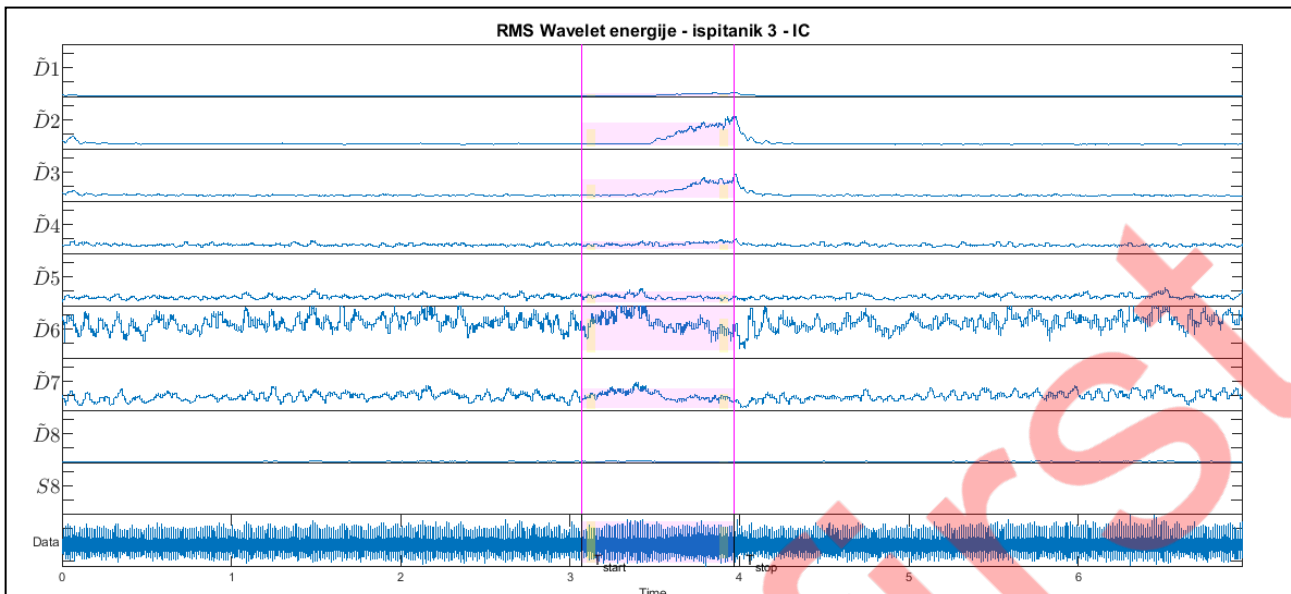
На слици 3 је приказан sEMG одзив за трећег испитаника на IC удисајном мишићу, по фреквенцијским скалама, где је приказана RMS енергија сигнала израчуната као квадрат вејвлет коефицијената појединачних скала, усредњена на прозору од 1,5 s (тако да обухвата два откуцаја срца). Приметно је значајно постепено повећање одзива у опсегу 120-480 Hz (D2-D3) негде од средине ЗД, што представља енергетски „потпис“ хипоксичног IBM процеса. Слика 4 приказује RMS енергију (квадрат вејвлет коефицијената) sEMG сигнала четвртог испитаника на RA издисајном мишићу. Примећујемо

значајно нагло повећање енергије у фреквенцијском опсегу од 60-480Hz (D2 – D4) али ближе крају ЗД, што је енергетски „потпис“ хиперкапничног ИВМ процеса.

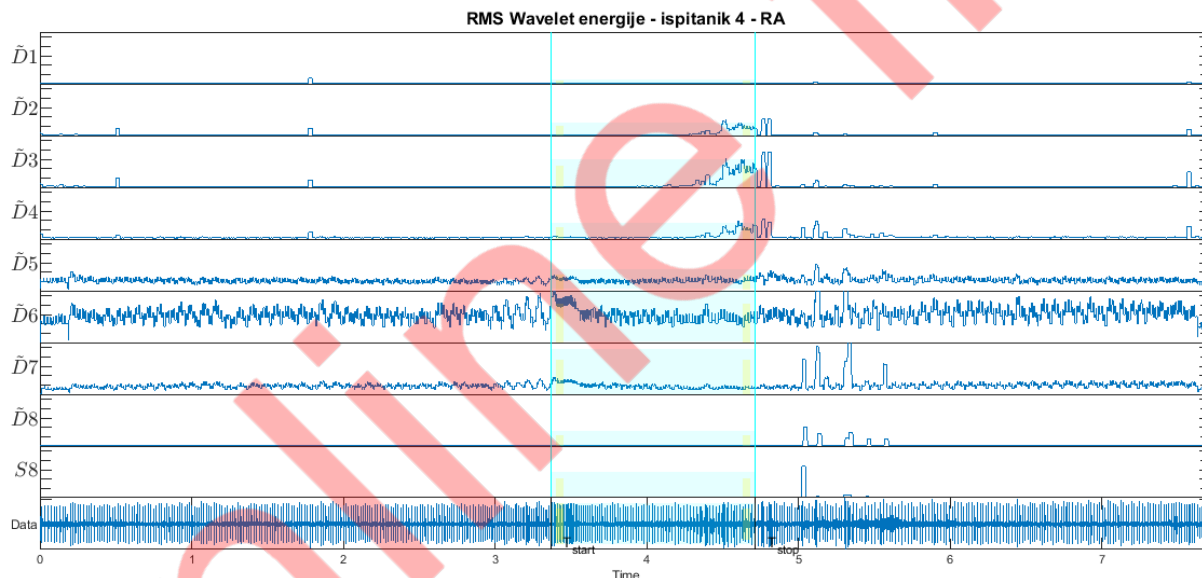
За мерење можемо користити постојећу TRIGNO апаратуру а у систем додати софтверски део за обраду сигнала: уклањање шума и поделу сигнала на компоненте вејвлет таласића (као што је приказано на сликама 3 и 4). Посматрањем sEMG одзива по фреквенцијским скалама, на пример скале D2 на ИС мишићу и скале D3 на РА мишићу, могу се измерити следећи параметри (види слику 5):

- почетак мерења КП је тренутак  $T_{start}$  и он представља универзално време тајмера када се подигне кажипрст као сигнал за затварање носница.

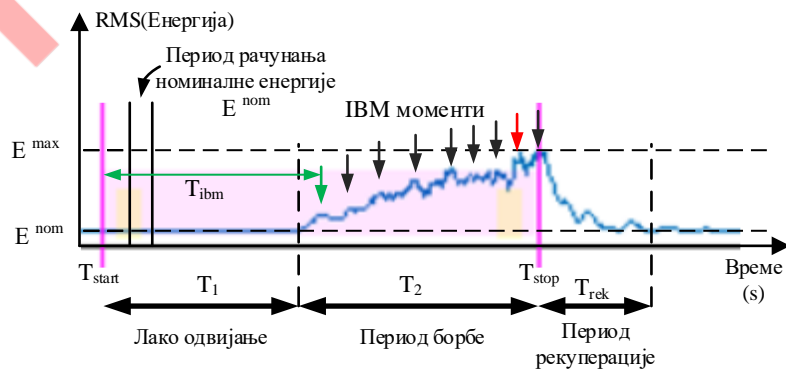
Online first



Слика 3 RMS енергија сигнала израчуната као квадрат вејвлет коефицијената ( $wk^2$ ) код трећег испитаника на IC мишићу показује значајно повећање одзива у тренутку IBM-а, у фрекв. опсегу 120-480 Hz (D2-D3).



Слика 4 RMS енергија сигнала израчуната као квадрат вејвлет коефицијената ( $wk^2$ ) код четвртог испитаника на RA мишићу показује значајно повећање IBM одзива у фреквенцијском опсегу од 60-480Hz (D2 – D4).



Слика 5 Мерење параметара ЗД: времена лаког одвијања  $T_1$ , периода борбе  $T_2$ , трајање задржавања даха (ТЗД)  $T_1+T_2$ , време рекулперације  $T_{rek}$ , време до првог IBM-а  $T_{ibm}$ , номинална  $E^{nom}$  и максимална  $E^{max}$  енергија.

- мери се дужина периода лаког одвијања  $T_1$ , од заустављања дисања до почетка периода борбе карактерисаног растом sEMG сигнала. Дуже време  $T_1$  указује на бољу припремљеност испитаника и типично је једнако половини ТЗД (Bain i sar., 2017), што је и верификовано експериментом.
- У периоду борбе  $T_2$  уочавају се значајне реакције на мишићу и почетак регрутације моторних јединица са већим бројем споротрзајних оксидативних мишићних влакана (тип 1) и/или брзотрзајних гликолитичких мишићних влакана типа 2. Одзив мишића расте и у једном тренутку ће доћи до прве ИВМ контракције (што нам даје период  $T_{ibm}$ , види моменат означен зеленом стрелицом на слици 5),  $КП = T_{ibm}$ .
- После прве ИВМ контракције долази до опуштања респираторног мишића (пада енергије), а потом се периодично јављају и следеће ИВМ контракције повећаног интензитета и фреквенције, а при крају периода борбе веома јаке контракције (нагли пад и повећање енергије, види црвену стрелицу на слици 5). Убрзо после тога долази до поновног успостављања дисања у тренутку  $T_{stop}$ : дуже време  $T_2$  указују на бољу припремљеност испитаника.
- Након успостављања дисања меримо време рекуперације, тј. враћања sEMG сигнала у нормалу (време  $T_{rek}$ ). Краће време оправка указује на бољу припремљеност.
- Повећање енергије у времену у односу на референтну (номиналну) енергију  $E^{nom}$  са почетка задржавања даха (усредњену на прозору од 1s, после прве 2s од почетка задржавања даха).
- Брзину пораста енергије од номиналне до максималне вредности  $(E^{max} - E^{nom}) / T_2$ .

## ЗАКЉУЧАК

У овом неексперименталном посматрању, предложен је један од протокола за оцену здравља и припремљености спортиста на основу специфичног одзива организма на дисајној мускулатури изазваних апнеом.

Анализа је показала да је могуће забележити специфичне промене током ИВМ-а sEMG снимцима IC, RA и SC мишића. Уочене су реакције на све три регије код већине испитаника, а такође и поједине специфичне промене.

Динамичка анализа промене спектра током целокупне процедуре недвосмислено показује значајне промене које сежу од 60 Hz па до преко 600 Hz. Код неких испитаника није забележен значајан одговор на мишићима, највероватније због тога што нису досегли ИВМ: могли су и дуже да задрже дах али то нису учинили. Ово говори да је за успех експеримента јако важно правилно извођење мерења, што се може постићи квалитетном утренираношћу испитаника, али и уз комплементарна мерења, на пример инфрацрвеном и класичном камером, мерења sEMG сигнала дијафрагме, срчаног пулса, итд., која би допринела бољем разумевању проучаваних феномена.

Једно од интересантних могућности је да се изврши корелација и калибрација sEMG резултата са другом физиолошком дијагностиком. Прво могуће достигнуће је потврђивање неке од постојећих дијагностичких метода које су било скупе, тешко доступне или захтевају дуго време за обраду, а све то уз комфор и неинвазивност. Уколико се потврди корелација, тада је могуће делимично заменити постојећу методу тестирања новом sEMG методом са оригиналним параметрима.

## Литература

1. Bain, A.R., Ainslie, P.N., Barak, O.F., Hoiland, R. L., Drvis, I., Mijacika, T., Bailey, D.M., Santoro, A., DeMasi, D.K., Dujic, Z., & MacLeod, D.B. (2017). Hypercapnia is essential to reduce the cerebral oxidative metabolism during extreme apnea in humans. *Journal of cerebral blood flow and metabolism: official journal of the International*



*Society of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, 37(9), 3231–3242.

2. Bain, A.R., Drvis, I., Dujic, Z., MacLeod, D.B., & Ainslie, P.N., (2018), Physiology of static breath holding in elite apneists. *Exp. Physiol.*, 103, 635-651.
3. Corrado, D. et al. (2010) Recommendations for interpretation of 12-lead electrocardiogram in the athlete, *European Heart Journal* 31, 243–259 doi:10.1093/eurheartj/ehp473
4. Flak, M., (1920) Some simple tests of physical efficiency, *Lancet* 196, 210-212.
5. Foster, G.E., & Scheel, A.V. (2005) The human diving response, its function, and its control. *Scand. J. Med. Sci. Sport.* 15, 3–12.
6. Foster, K., (2015), In Quest of the Unified Field Theory of Exercise Training, *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10, 1-2 <http://dx.doi.org/10.1123/IJSP.2014-0542>
7. Foster, K., (2016) Back to the Future, *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11, 281-282, <http://dx.doi.org/10.1123/IJSP.2016-0152>
8. Joulia, F.; Steinberg, J.G.; Faucher, M.; Jamin, T.; Ulmer, C.; Kipson, N.; & Jammes, Y., (2003) Breath-hold training of humans reduces oxidative stress and blood acidosis after static and dynamic apnea. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 137, 19–27.
9. Kazarinov, VA, (1990): The biochemical basis of KP Buteyko's theory of the diseases of deep respiration (ruski), y Xapašo A.E. (ed.) *ButeykoMethod*, 198-218. Odesa: Titul.
10. Lindholm, P., и Lundgren, C.E. (2009) The physiology and pathophysiology of human breath-hold diving. *J. Appl. Physiol.* 106, 284–292.
11. Lumb, A.B., (2017) Elastic Forces and Lung Volumes. In *Nunn's Applied Respiratory Physiology*, 8th ed.; Amsterdam: Elsevier, 17–32.
12. Lumb, A.B., (2017) —Pulmonary Ventilation. In *Nunn's Applied Respiratory Physiology*, 8th ed.; Lumb, A.B., Amsterdam: Elsevier, 73–88.
13. Matthew, T.W, Heidenreich, P.A., Froelicher, V.F., Hlatky, M.A., & Ashley, E.A. (2010) Cost-Effectiveness of Preparticipation Screening for Prevention of Sudden Cardiac Death in Young Athletes, *Annals of Internal Medicine*, 152:276-286. doi: 10.7326/0003-4819-152-5-201003020-00005
14. McCulloch, P.F.; Gebhart, B.W.; Schroer, J.A., (2012) Large Lung Volumes Delay the Onset of the Physiological Breaking Point During Simulated Diving. *Front. Physiol.*, 12, 731633.
15. Meeusen, R., Duklos, M., Foster, C., Fry, A., Gleeson, M., Nieman, D., Raglin, J., Ritjens, G., Steinacker J., & Urahusen A., (2012) Prevention, Diagnosis, and Treatment of the Overtraining Syndrome: *Joint Consensus Statement of the European College of Sport Science and the American College of Sports Medicine*, *Medicine & science in sports & exercise*, doi: 10.1249/MSS.0b013e318279a10a
16. Mišić, N., Ostojić, M., Cvetković, S., Miodragović, P., Aničić, Z., Popović, K.A., & Stefanović, Đ., (2023) Wavelet Analysis of Respiratory Muscle sEMG Signals during the Physiological Breakpoint of Static Dry End-Expiratory Breath-Holding in Naive Apneists: A Pilot Study, *MDPI* 2023, <https://doi.org/10.3390/s23167200>.
17. Ostojić, M., & Milosavljević, M. (2019). The Possibility of Electromyography measuring as the answer to breath holding. U M. Veinović (ed.), *The International Scientific Conference on Information Technology and Data Related Research* (str. 307-312). Novi Sad: Sinteza.
18. Ostojić, M., & Stefanović, Đ., (2020) The respiration muscles recovery tangent after the breath holding, *Физичка култура*. 74, 30-38. eISSN: 2217-947X
19. Ostojić, M., (2017) Regulacija disanja i kontrolni parametri, u V. Pešić (ur.), *Умеће Дисанја* (str. 120-121). Beograd: *Pešić i Sinovi*.
20. Ostojić, M., Milosavljević, M., Kovačević, A., Stokić, M., Stefanović, Đ., Mandić, G.G., & Jeličić, Lj. (2020) Changes in power of surface electromyogram during breath-holding. *Srp. Arh. Za Celok. Lek.* 148, 440–446.
21. Palada, I., Baković, D., Valić, Z., Obad, A., Ivančev, A., Eterović, D., Šumajker, J.K. i Dujčić, Z. (2008) Restoration of hemodynamics in apnea struggle phase in association with involuntary breathing movements. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 161, 174–181.
22. Panagotakos, D.B., Kokinos, P., Manios, J., & Picavos, C., (2004) Physical Activity and Markers of Inflammation and Thrombosis Related to Coronary Heart Disease, *Preventive Cardiology*, 3539, 190-194.
23. Parks, M.J., (2006) Breath-holding and its breakpoint. *Exp. Physiol.* 91, 1-15.
24. Perini, R., Tironi, A., Geza, A., Buti, F., Moja, C., & Fereti, G. (2008) Heart rate and blood pressure time courses during prolonged dry apnea in breath-hold divers. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 104, 1–7.
25. Rahman, A., Tabasum, T., Araf, J., Alnahih, A., Ulah, M.A., & Hosen, M.J. (2021) Silent hypoxia in COVID-19: Pathomechanism and possible management strategy. *Mol. Biol. Rep.*, 48, 3863–3869.
26. Schmidt, K., & Borjeson, M., (2013). Sudden cardiac death in athletes, *The Association for the Publication of the Journal of Internal Medicine*, 93 (2-5), <https://doi.org/10.1111/joim.12184>.
27. So, A.E., Main L.C., Gatin, P.B.(2016). Monitoring the athlete training response: subjective, self-report measures trump commonly used objective measures: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*. 50:281–291. doi:10.1136/bjsports-2015-094758
28. Стефановић, Ђ., (2020) Умеће дисања, приказ књиге, *Физичка култура*; 74 (1):

29. Stewart, M., & Bain, A.R. (2021) Assessment of respiratory effort with EMG extracted from ECG recordings during prolonged breath holds: Insights into obstructive apnea and extreme physiology. *Physiol. Rep.*, 9, e14873.
30. Willie, C.K.; Ainslie, P.N.; Drvis, I.; MacLeod, D.B.; Bain, A.R.; Madden, D.; Maslov, P.Z.; Dujic, Z. (2015) Regulation of Brain Blood Flow and Oxygen Delivery in Elite Breath-Hold Divers. *J. Cereb. Blood Flow Metab.* 35, 66–73.
31. Yakovlyeva, S. (2013). Dr. Buteyko's Breathing Evaluation Chart (20.04.2013.) *Crestone, CO: Buteyko Breathing Center USA*, available at <https://www.breathingcenter.com/buteyko-breathing-measurements/>

Online first