ТАНГЕНТА ОПОРОВКА РЕСПИРАТОРНИХ МИШИЋА НАКОН ЗАДРЖАВАЊА ДАХА – СТУДИЈА АФИРМАЦИЈЕ МЕТОДА САЗНАЊА

Мирко Р. Остојић^{1,2}, Ђорђе Стефановић³

¹Факултет техничких наука, Универзитет Сингидунум, Београд, Србија

²Лола Институт д.о.о., Научно-истраживачки Институт, Београд, Србија

³Факултет спорта и физичког васпитања, Универзитет у Београду, Србија

Сажетак

Предмет овог рада је индивидуална константа респирације, израчуната преко једначине дисања респираторне мускулатуре. Ово, неекспериментално посматрање је спроведено на узорку студената Факултета спорта и физичког васпитања у Београду (N=30). Мерење је за циљ имало аквизицију и анализу средњег времена снаге сигнала површинске електромиографије (sEMG) у протоколима, пре и након продуженог задржавања акта дисања. Резултати истраживања су показали да појединачни коефицијент „контролне паузе“ (Ср) представља индивидуалну карактеристику респираторних мишића испитаника. У узорку релативно тренираних и младих особа оба пола, утврђено је да после задржавања даха, до тренутка тзв. „удара“ (прогресија респирације да се изврши адаптација на стресну ситуацију), време опоравка има линеарни ток и директно је повезано са ангажованошћу праћених респираторних мишића испитаника, односно индиректно капацитета испитаника да брже асимилије кисеоник из удахнутог ваздуха. У практичном значењу овог истраживања истичемо да је поједине резултате могуће корелирати са једначином дисања респираторних мишића, а са циљем сазнања и приближавања реалној методи за предочену индивидуалну константу дисања.

Кључне речи: РЕСПИРАЦИЈА / АКТИВНОСТ МИШИЋА / ЗАМОР / ЗАДРЖАВАЊЕ ДАХА / ВРЕМЕ ОПОРОВКА

УВОД

Специфичност дисања, као виталне вегетативне функције, огледа се у могућности вољне контроле у извесном степену, током индивидуално одређеног времена. На овај начин могуће је задржавати дисање неко време, и на тај начин индиректно утицати на дисајна ткива, али и све остале системе људског организма. Постоји неколико модела различитих нивоа сложености који описују ове промене. Најједноставнији је онај који прати измене основних гасова процеса респирације: кисеоник и угљен-диоксид. Кисеоник представља суштину процеса респирације, оличеног у неопходности да свака људска ћелија бива њиме снабдевана. Паралелно се угљен-диоксид елиминише из њих, као завршни про-

дукт. Овде се не сме направити пропуст да је CO_2 само завршни продукт, већ и катализатор у преко 250 хемијских реакција у свим ткивима. Још директније, успешно преузимање молекула O_2 у свакој ћелији онемогућено је уколико се ниво CO_2 налази испод критичног нивоа, кога медицинска физиологија описује потиснутим Боровим ефектом (Gajton, 2005). Гајтон даље наводи да је сензитивност респираторних центара, сразмеран брзини спровођења O_2 и CO_2 кроз крвоток. Угљен-диоксид се дифундује кроз ћелијску мембрану 20,2 пута брже од кисеоника.

Главни респирациони центар налази се у *medulla oblongata* (Guyton, 2005). У оквиру овог центра постоје четири функционална просто-

ра. За потребе овог респираторног протокола од значаја је, индиректно, активност два и то: (1) *пнеумотаксичког центра* (РТС), који контролише дубину и фреквенцију дисања и (2) *вентрално дисајног центра*, који контролише инспиријум. Заједничка карактеристика оба центра огледа се у томе што имају дијахрони приступ сензитивности на повећање pCO_2 (Henderson, 1940), који својим повећавањем индукује увећање минутног волумена дисања (MV). Овај утицај се шири како на повећану дубину дисања, тако и на повећану фреквенцију удисаја у јединици времена.

Инервација мишићних група је електричне природе. Имајући у виду да је природа миофибрила контрактилног карактера (Raković, 2008), то значи да се сваки мишићни покрет индукује једино контракцијом.

Као реакција на повећани ниво pCO_2 у активним мишићима, пнеумотаксички центар шаље све већи број електричних импулса у одређеном временском интервалу, индукујући тиме увећану контрактилност актуелног мишића (Ostojić et al., 2020). Наведено доводи до следа догађаја који се могу пратити следећим дешавањима (Barret et al., 2010):

- задржавање ваздуха узрокује линеаран прорастај pCO_2 ;
- пнеумотаксички центар реагује на пораст pCO_2 повећаном фреквенцијом окидања еферентних неурона;
- респираторне мишићне групе бивају побуђене да би при новонасталом стању дошло до хотимичног удаха – вољом је могуће одгодити овај процес.

После извесног периода, „окидање“ неурона достиже фреквенцију која се региструје као осећај тзв. „удара“ у регији соларног плексуса, или осећај нелагодног гутања. Ово, у практичном смислу, захтева обуку како би се исто препознало, односно како би се вољом могло контролисати и продужити задржавање даха.

У одређеном тренутку, праг серије импулса је тако густ да је даље задржавање даха немогуће, доводи до прекида задршке и до форсираног инспиријума. Ганонг означава овај тренутак као *тачку прекида* (Barret et al., 2010). Функција између тачке прекида и задржавање даха до „удара“ је нелинеарна по природи (Rakimov, 2014) и једина веза је индивидуална способност појединца да задржава дах по сопственом осећају.

У практичном примеру спорта, задржавање даха до „удара“ је много комфорније и безбедније него максимално задржавање до тачке прекида.

Постоји неколико сумарних публикација на тему задршке даха и тока реакција органских система. Вероватно, најсадржајнија је она професора Дос Рејса и сарадника (Dos Reis et al., 2019). Поред ове, за сазнајно обликовање ове студије, анализирани су и радови који обухватају мерење различитих дисајних параметара клиничким апаратима током акутних и хроничних стања изазваних физиолошким и патолошким агентима. Ипак, за ову студију, најинтересантије су оне чињенице и научне евиденције које су прикупљене међу различитим популацијама врхунских спортиста. Тако се Виготски бави самом методом праћења EMG сигнала респираторних мишића током рехабилитације спортиста (Vigotsky et al., 2017). Санктпетербуршка група се бави замором респираторних мишића током анаеробних активности (Segizbaeva et al., 2015), а најновије истраживање Лејуна и сарадника (Lejun et al., 2020) је базирано на sEMG активности респираторних мишића врхунских бициклиста при великом физичком замору.

ПРЕДМЕТ, ПРОБЛЕМ И МЕТОД РАДА

Ово истраживање се бави феноменом ефеката задржавања даха који, као вољни респираторни маневар, изазива релативно мању стресну ситуацију и ланац физиолошких реактовања организма младих и здравих испитаника (**предмет рада**). Електромиографским снимањем је праћен физиолошки одговор респираторних мишића на стање за које се верује да је индукувало повећану парцијалну концентрацију угљен-диоксида (pCO_2) и читав низ биохемијских реакција у самим респираторним мишићима. Путем анализе записа површинске електромиографије (sEMG), циљ овог рада је увид у различите дисајне феномене који су веома популарни у спорту и тренингу последњих година.

На основу увида у теоријски контекст, методолошке и емпиријске чињенице о предмету овог посматрања, постављене су следеће **хипотезе истраживања**:

Генерална хипотеза:

X_r - време релаксације средње снаге sEMG је променљиво.

Помоћне хипотезе:

X_1 - време релаксације је пропорционално времену задржавања даха испитаника (ВНТ);

X_2 - време релаксације је пропорционално са максималном средњом снагом sEMG сигнала релевантне регије;

X_3 - време релаксације је униформније, зависно од угла брзине релаксације средње снаге sEMG сигнала.

Узорак испитаника

Мерење активности респираторних мишића је спроведено над узорком студената Факултета спорта и физичког васпитања у Београду, средње трениране особе, случајни узорак ($N=30$), мушког и женског пола (4 женског и 26 мушког пола), узраста 21 (± 1) година. Мерење је спроведено у просторијама Института за експерименталну фонетику и патологију говора у Београду у поподневним часовима. Испитаници су пре мерења имали теоријско објашњење и практичну обуку која се односила на процедуру и ток мерења. Наиме, учили су технику задржавања даха након спонтаног издаха, уз поступно успешно препознавање физиолошког одговора на продужено (што је могуће дуже) задржавање даха, а које се јављало пре максимално (најдуже) могућег задржавања (Rakimov, 2014). Зато су испитаници ове студије, били замољени да се концентришу на задржавање даха до „удара“, или до тзв. физиолошког одговора на задржавање даха, да би се могао остварити проблем истраживања, а који се огледао у томе да се, индиректно, утврди индивидуална константа респирације преко мускулатурне једначине дисања (Ostojić, 2018), а на основу EMG сигнала при продуженом задржавању акта дисања. Циљ у обуци испитаника је био функционални одговор, да се после прекида задржавања даха не оствари поремећај ритма дисања, да се настави са мирним дисањем. Један од показатеља погрешно спроведене вежбе била би појава задиханости.

Узорак варијабли

- време задржавања даха (ВНТ- енгл. *Breath Holding Time*);

- постигнута максимална средња снага пре удара у релевантној регији (вратна SCM, и дијафрагмална DIA);
- време релаксације максималне средње снаге након удара и
- угао релаксације сигнала (*arcus tangens* средње снаге и времена релаксације).

Ток мерења

Ток и начин извођења мерења су се састојали из следећих корака:

- испитаник је седео на столици, усправних леђа, у мировању 5 min, како би опустео све мишиће, а нарочито дисајне у којој је наведена релаксација доводила до спонтаног издаха ваздуха, дишући искључиво кроз нос (уста стално затворена);
- по сопственој процени испитаник је након једног спонтаног удаха, затварао нос десним палцем и кажипрстом, уз симултани притисак прекидача левом руком (први притисак прекидача);
- испитаник је задржавао нос затвореним све док није осетио први нагон за удахом (пракса је показала да се ова прва жеља појављује као невољно гурање дијафрагме нагоре или покрет гутања у пределу грла), и
- притисак прекидача левом руком и након 1 s извођење удаха.
- Електроде су биле постављене на *m. sternocleidomastoideus*-и (сл. 1) и у нивоу дијафрагме са десне стране. Начин постављања електрода био је у складу са међународно договореним топографским линијама *toraksa*, у које спадају и актуелне линије за овај рад: *linea mediana anterior* (пружа се од *incisura jugularis* до *siphysis pubica*) и *linea sternalis* (пружа се паралелно дуж бочне ивице грудне кости). Сам поступак одређивања места (маркирање тачке у нивоу дијафрагме) на које се постављала горња електрода одвијао се на следећи начин: прво се палпаторно дефинисао мали продужетак на крају *sternuma* (*prosessus xiphoides*) који се налазио на правцу *linea mediana anterior*, да би се на том месту извршило маркирање прве тачке. Затим се одређивао правац који је заузимала *linea sternalis*. Последњи корак је био да се перпендикуларно повуче линија из те тачке ка правцу *linea sternalis*, како би се добило

место маркирања на које се постављала горња електрода на абдомену. Доња електрода на абдомену се постављала на маркирано место које се налазило на правцу *linea sternalis*, испод горње електроде, на дистанци од 10 cm.

Слика 1 EEG капа и електроде на m. Sternocleidomastoideus

Регрутација испитаника, њихова претходна обука и сагласност за учешће у протоколу, као и мерења су одрађена у складу са етичким стандардима Српског лекарског друштва. Мерења су спроведена на апарату јапанске производње *Neurofax EEG (Nihon Kohden)* који је, захваљујући техничким перформансама, омогућио мултиканално снимање широког спектра електрополиграфских сигнала, и то преко:

- EEG капе, са шеснаест канала и два пара електрода за уземљење,
- EKG - срчани снимци по Ајнтховену,
- респирационог сигнала са врха носа – имао је задатак да забележи тренутак удаха.

Паралелно аквизицији података непосредног мерења, вршено је снимање HD-камером као део инхерентан овој студији.

Стандардна клиничка метода за мерење EMG је умерено инвазиван метод, уводећи иглене електроде до оба краја скелетног мишића (De Luca, 1997). Показује спектралне карактеристике до око 450 Hz (Boxtel, 2001), што готово десет пута превазилази стандардне EEG сигнале, а по интензитету и до сто пута. Уколико се при овим мерењима укључи активација жељених мишићних група, овај сазнајни процес постаје још комплекснији, са још широм палетом опсега и интензитета регистрованих варијабли. Дакле, у истраживању је коришћен метод површинске електромиографије (sEMG), који представља неинвазивну, комфорну методу (Merletti, Muceli, 2019). Интензитети су

ред величине изнад EEG сигнала, а фреквентни опсег је до 40 Hz (Milosavljević, 2017).

Мускуларна једначина дисања дата је у облику (Ostojić, 2018):

$$P_{CO_2} \sim e^{\frac{A-A_p}{A_p}} - 1 = e^{(C_p-1)} - 1$$

где је коефицијент C_p представљен као количник укупног мишићног рада целог организма; а, и рада плеуралних мишића који је дат ознаком A_p .

Статистичка обрада података

Коришћене су стандардне статистичке методе: минимална и максимална вредност, просечна средња вредност, стандардна девијација, као и количник отклона сигнала, који је дефинисан као однос стандардне девијације у односу на средњу вредност сигнала (van Leuteren et al., 2019). Уз то је примењен и двострани тест Коломогоров-Смирнова између свих ових сигнала, који је показао велико одступање дистрибуције за све парове, јасно указујућу на низак степен корелације.

РЕЗУЛТАТИ

Описаним протоколима добијено је 30 сирових мултиканалних сигнала - снимака, а након уклањања артефаката четири групе сигнала (нису коришћени EEG сигнали) према одговарајућим временским интервалима:

- нормално стање, без активности, пре задржавања даха;
- фаза на почетку задржавања даха;
- стање физиолошког одговора на продужено задржавање даха, кога ћемо надаље звати „удар“;
- последња фаза непосредно после удара са релаксационим периодом на крају (Остојић, Милосављевић, 2019).

За потребе овог рада нису анализирани и представљени записи EEG-сигнали, али је утврђена могућност паралелног мерења свих ових полиграфских сигнала. Сваком испитанику је био прегледан EEG сигнал, који је показивао да постоји потпуно нормално стање, наглашене алфа-активности, указујући да су то здраве, младе особе.

Слика 2 Временски домен снимљених сигнала

На Слици 2 приказана су четири добијена сигнала за један временски интервал. Конкретно наведени пример измерених сигнала у миру односи се на шестог испитаника. Уочавају се четири сигнала одозго на доле: EKG, респираторни сигнал,

sEMG сигнал у врату (SCM) и у регији соларног плексуса (DIA). Учесталост одабирања је била 200 Hz. Види се типични здрави EKG сигнал, док сигнал *RESP* правилно индикује, како *inspiration*, тако и *expiration*.

Слика 3 Промена средње снаге сигнала у времену

На слици 3 приказан је временски домен промене средње снаге, непосредно пре „удара“ за испитаника број 16. Први сигнал означава промену средње снаге EKG сигнала, следећи означава промену средње снаге вратне регије, а последњи „DIA“ означава промену средње снаге у регији соларног плексуса. Јасно се уочава велики прираштај средње снаге у вратној регији SCM, док друга sEMG област, као и сам EKG не показују било какве битне промене. Овде је од значаја средња снага у временском домену сигнала. *Neurofax* опрема снима сигнале у μV на јединичној отпорности (<https://www.medwrench.com/equipment/4722/nihon-kohden-eeg-1200>).

Слика 4 приказује следећу временску зону за деветог испитаника. Овде се уочава доминантни удар једино у DIA регији, где се једина битна промена у монотоности свих сигнала може запазити. Она траје око свега 3 s, након чега сви сигнали показују исте претходне обрасце.

Слика 4 Промена средње вредности квадрата амплитуде после „удара“

На слици су приказане промене EKG, SCM и DIA сигнала. Нагиб црвене линије је пропорционалан брзини опоравка средње вредности квадрата амплитуде. Што је нагиб ближи равном углу, то је опоравак спорији. Све релевантне променљиве овог истраживања су садржане у углу тангенте црвене линије на овој слици. Она директно зависи од вредности у-осе која представља максималну вредност средње снаге у посматраном догађају, а x-оса је време релаксације, тј. време

за које се средња снага сигнала поврати на вредности са почетка експеримента. Уочава се веома нагли повратак средње снаге у DIA регији након нормализације дисања. Црвена линија је конструисана спајањем максимума опадајуће криве (*downtrend line*). Посматрањем брзине опадања црвене тренд линије, запажа се да опада различитом брзином, што је описано углом, на слици 4, код тачке 3 на x-оси.

Табела 1 Резултати параметара статистичке анализе мерених варијабли

Parametri statističke analize	BHT[ms]	Pscm [mW]	PDIA [mW]	TRLX [ms]	Ugao relaksacije signala [°]
SREDNJA VREDNOST	28466.67	36.46	20.40	1288.33	15.87
MIN	11000.00	10.00	10.00	400.00	4.09
MAX	66200.00	80.00	40.00	2100.00	55.49
ST. DEVIJACIJA	12471.66	22.93	11.07	432.18	10.90
STD/ MEAN [%]	43.81%	62.88%	54.29%	33.55%	68.67%

Вредности времена релаксације на почетну вредност T_{rh} за узорак варирају од 400 – 2100 ms и приказани су сумарно на Табели 1. Средња вредност је 1288,33 ms са стандардном девијацијом од 432,18. Резултати унакрсне корелационе анализе (Колмогоров-Смирнов двострани тест) показали су ниску вредност испод 5% ($K-S=3,87298$, $p<0,001$) и одсуство веза између свих релевантних променљивих, што у овом случају значи да време релаксације није условљено нити временом задржавања даха, нити вредностима максималне средње снаге у вратној, односно дијафрагмалној регији. Време релаксације има најмањи однос од 33.55% између стандардне девијације и средње

вредности, те најпрецизније описује поменути феномен повраћаја максималне средње снаге на почетне вредности.

ДИСКУСИЈА

Количник укупног мишићног рада целог организма (C_p) је индивидуална карактеристика сваког човека и зависи од много фактора. На првом месту, то су укупна мишићна маса организма (укључује локомоторну, глатку и попречно-пругасту мускулатуру), као и свих мишића

који учествују у процесу респирације. Сама природа миофибрила је генетски детерминисана, дефинишући опсеге производње енергије и завршних продуката у јединици времена. Утренираност организма игра такође веома важну улогу.

Главни практични захтев MJR је перманентно задржавање концентрације pCO_2 у опсегу између 2-6 %. Практично, једини регулаторни механизам појединца у овом смислу је контрола удела дисајне мускулатуре у функцији укупне мишићне активности целокупног организма. Теоријски енергетски утросак дисајне мускулатуре се креће од 3-51% укупне мишићне енергије (Gajton, 2005). Током сна и у потпуном миру неопходно је налазити се на нивоу 3%, а максималних 51% је једино оправдано користити при екстремним физичким напорима (кратко време) и на екстремним висинама, услед смањене концентрације кисеоника у ваздуху.

Уколико удео дисајне мускулатуре не може исплатити повећане напоре, долази до претераног нагомилавања угљене киселине у крви, што би у продуженом временском интервалу довело до терминалне ацидозе. Са друге стране, превелики удео дисајне мускулатуре доводи до другог нежељеног ефекта, а то је хипервентилација. Пракса показује да се то неретко дешава за мање од пола часа. Сличних резултата над здравом популацијом има веома мало, док су различите здравствене етиологије описане у зборницима. Садржајан рад атинске групе разматра различите клиничке резултате астматичара различитих прогресија болести (Paryris, et al., 2002). Опоравак од напора узрокованих хиперкапнијом (превеликом количином CO_2 у крви) било вежбањем, или задржавањем даха ишао је од пола сата за блаже случајеве, до чак 24 сата за озбиљно оболеле астматичаре. Сличне резултате бележи и египатска група (Azabet et al., 2015), мерећи укупне/форсиране плућне капацитете, ритам дисања, минутну вентилацију, инспираторно/експираторно време. Наши испитаници су показали време опоравка од највише 2,1 s што је јасан показатељ доброг стања њихове дисајне мускулатуре. Са друге стране, непотпуна корелираност између времена задржавања даха, ВНТ, индиректно указује на недовољан степен утренираности. За потребе ове студије и афирмацију методе сазнања унутар студената ФСФВ, као групе испитаника, важно је напоменути значај маневра задршке даха

и пратећих физиолошких одговора од значаја за њихово учешће у простору пливачких активности (рођење, пливање). Другим речима, од ове групе треба захтевати препознавање одвијања и значаја задржавања даха, али и вежбање које би довело до стицања „ронилачког рефлекса“. Тежња ка овом циљу захтева учење и редовну вежбу због које би ову групу испитаника било неопходно обучити самотренирању и приступу струци кроз јасну преспективну континуирану физичку спремност за пливачке и ронилачке активности и занимања.

ЗАКЉУЧАК

Истраживање је имало за циљ да се код средње тренираних особа утврди индивидуална константа респирације преко једначине мишићног дисања, како би се одредило време релаксације средње снаге sEMG при продуженом задржавању акта дисања.

Добијени показатељ времена релаксације од тренутка „удара“ при крају задржавања даха до потпуне нормализације средње снаге sEMG, представља значајан индикатор предикције статуса функционалних способности дисајног капацитета испитаника, да брже асимилије кисеоник из удахнутог ваздуха, што је пропорционално са временом задржавања ваздуха испитаника (ВНТ), чиме се потврдила прва хипотеза (X_1).

Резултати истраживања су показали да време релаксације није пропорционално са максималном средњом снагом sEMG сигнала релевантне регије, чиме није потврђена друга хипотеза (X_2). Такође је утврђено да је време релаксације постало униформније од угла брзине релаксације средње снаге sEMG сигнала, чиме се потврдила трећа хипотеза (X_3). На основу претходних резултата потврђена је и генерална хипотеза (X_4) - време релаксације је променљиво.

Из једначине дисања респираторних мишића утврђено је да је степен засићености хелија O_2 пропорционалан вредности парцијалне концентрације pCO_2 , док лични коефицијент Ср представља индивидуалну карактеристику. Нагиб криве показује брзину опоравка организма на хипоксију и у директној је вези са концентрацијом pCO_2 , што значи да и коефицијент Ср има директну пропорционалност.

За сада није могуће дати одговор да ли још неки параметар има утицаја на нагиб криве, односно време релаксације T_{rh} , и то значи да додатна паралелна мерења различитих биохемијских, гасних и вентилаторних параметара могу да нас приближе циљу пуне афирмације сазнајног метода. Са друге стране, извесно је да време релаксације има директне везе са припремљеношћу испитаника, као и да се у позадини налазе његове способности да брже асимилује O_2 из удахнутог ваздуха са прогресијом напора. Мали, портабилни електронски уређај са циљем праћења активности респираторних мишића био би једноставан за реализацију наведене проблематике у спортској пракси. Резултати би били тренутни, а улазне сигнале би требало узимати истовремено са вратне и регије соларног плексуса.

Сукоби интереса

Аутори изјављују да нема сукоба интереса у вези са објављивањем овог чланка.

ЛИТЕРАТУРА

1. Azab, N.Y., ElMahalawy, I.I., AbdElAal, G.A. & Taha, M.H. (2015). Breathing pattern in asthmatic patients during exercise. *Egyptian Journal of Chest Diseases and Tuberculosis*, 64(3): 521-527.
2. Barret, K.E., Barman, S.M., Boitano, S. & Heddwien, L.B. (2010). *Ganong's Review of Medical Physiology*, Twenty – third Edition; by the McGraw – Hill Companies.
3. Boxtel, V.A. (2001). Optimal signal bandwidth for the recording of surface EMG activity of facial, jaw, oral, and neck muscles. *Psychophysiology*, 38(1):22-24.
4. De Luca, C.J. (1997). The use of surface Electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13 (2): 135-163.
5. Dos Reis, I.M.M., Ohara, D.G., January, L.B., Basso-Vanelli, R.P., Oliveira, A.B. & Jamami, M. (2019). Surface electromyography in inspiratory muscles in adults and elderly individuals: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol*, 44:139-155.
6. Guyton, A.C. (2005). *Physiology of the human body*. Philadelphia: Sunder, College Publishing.
7. Henderson. (1940). *Carbon dioxide*, in *Cyclopaedia of medicine*. Philadelphia: FA Davis Co. p.
8. Lejun, W., Qineng, S., Guoqiang, M., Mingxin, G., Wenxin, N., & Jun, Q. (2020). Pedaling Performance Changing of Elite Cyclists Is Mainly Determined by the Fatigue of Hamstring and Vastus Muscles during Repeated Sprint Cycling Exercise. *BioMed Research International* 2020(1):1-9.
9. Merletti, R. & Muceli, S. Surface (2019). EMG detection in space and time: Best practices. *J. Electromyogr Kinesiol*, 49 (2019) 102363.
10. Milosavljević, M. (2017). *Robust Digital Processing of Speech Signals*. New York: Springer.
11. Nihon Kohden, Neurofax Brochure. <https://www.medwrench.com/equipment/4722/nihon-kohden-eeg-1200>. Preuzeto 1. juna 2020.
12. Ostojić, M. (2018). *Umeće disanja*. Beograd: Pešić & Sinovi.
13. Ostojić M, & Milosavljević M. (2019). The Possibility of Electromyography Measuring as The Answer to Breath Holding. *Sinteza 2019, International scientific conference on information technology and data related research "Electrical Energy Markets and Engineering Education and Advanced Engineering"*. Novi Sad, 20. April, Zbornik radova, pp. 307-312.
14. Ostojić, M., Milosavljević, M., Kovačević, A., Stokić, M. Stefanović, Đ., Mandić-Gajić, G. & Jeličić, J. (2020). Changes in power of surface electromyogram during breath-holding. *Serbian archives of medicine*, Paper accepted, pp.20. DOI: <https://doi.org/10.2298/SARH191118037O>
15. Papyris, S., Kotanidou, A., Malagari, K. & Rousos, C. (2002). Clinical review: Severe asthma. *Critical Care* Feb;6(1):30-44.
16. Rakimov, A. (2014). *Normal Breathing*. Toronto: Amazon Digital Services.
17. Raković, D. (2008). *Biophysics*. Belgrade: IASC & IEPFG.
18. Segizbaeva, M.O., Timofeev, N.N., Donina, ZhA. & Kur'yanovich, E.N. (2015). Effects of inspiratory muscle training on resistance to fatigue of respiratory muscles during exhaustive exercise. *Adv Exp Med Biol.*; 840:35-43.
19. van Leuteren, R.W., Hutten, G.J., de Waal, C.G., Dixon, P., van Kaam, A.H. & de Jongh, F.H. (2019). Processing transcutaneous electromyography measurements of respiratory muscles, a

- review of analysis techniques. *J. Electromyogr Kinesiol.* 1 (48): 176-186.
20. Vigotsky, A.D., Halperin, I., Lehman, G.J., Trajano, G.S. & Vieira, T.M. (2018). Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences, *Front Physiol* 2018 (8): 985.
21. Vitasalo, J.H.T & Komi, P.V. (1977). Signal characteristics of EMG during fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, (37)111-121.

Примљен: 05.07. 2020.
Прихваћен: 15.07. 2020.
Online објављен: 23.07. 2020.

THE RESPIRATION MUSCLES RECOVERY TANGENT AFTER THE BREATH HOLDING – THE STUDY OF AFFIRMATION OF METHODS OF KNOWLEDGE

TANGENTE DE RECUPERACION DE LOS MUSCULOS RESPIRATORIOS DESPUES DE ACCUMULACION DE AIRE-ESTUDIO DE LOS METODOS AFIRMATIVOS DE LA SAPIENCIA

Mirko. R. Ostojic^{1, 2}, Djordje Stefanovic³

¹The Faculty of Technical Sciences, University Singidunum, Belgrade, Serbia

²Lola Institute Ltd., Research and Development Institute, Belgrade, Serbia

³Faculty of Sport and Physical Education, Belgrade University, Serbia

Abstract

The subject of this research is the individual respiration constant calculated based on the respiratory musculature breathing equation. This non-experimental observation conducted on a sample of students from the Faculty of Sports and Physical Education in Belgrade (N=30). The measurement aimed at the acquisition and analysis of the average power of the surface electromyography signal (sEMG) in the protocols before and after prolonged respiratory retention. The results of the research showed that the individual coefficient of control break (Cp) represents a unique characteristic of the respiratory muscles of the subjects. In a relatively trained sample of young people of both sexes, it determined that after holding their breath, until the moment of the so-called „stroke” (progression of respiration to adapt to a stressful situation), recovery time has a linear course and is directly related to the engagement of the monitored respiratory muscles of the subjects, i.e., indirectly the capacity of the individual to assimilate O₂ from the inhaled air. In the practical meaning of this research, we emphasize that individual results can be correlated with the equation of respiration of respiratory muscles, to find out and approach the original method for the presented personal respiratory constant.

Keywords: RESPIRATION / MUSCLE ACTIVITY / TIREDNESS
/ BREATH HOLDING / RECOVERY TIME

Extracto

El motivo principal de esta obra es una constante individual de la respiración calculada según la respiración de los músculos respiratorios. En la Facultad de Esporte y Ciencias Físicas en Belgrado (N=30). Las medidas tuvieron adquisición y el análisis del tiempo medio de electromiografía (sEMG) y los protocolos antes y después del acto de la respiración. Los datos de los experimentos demostraron coeficiente de (Cp) de la característica individual de los músculos de los entrenadores. Según las personas jóvenes y entrenadas de ambos hombres y mujeres (progresión de la respiración en una situación de estrés), el tiempo de la recuperación y la capacidad de los oxígenos del aire. En una significación práctica unos resultados se pueden correlacionar con la ecuación de los músculos respiratorios y todo esto según el método individual.

Palabras claves: RESPIRACION / LA ACTIVIDAD DE
LOS MUSCULOS / EL CANSANCIO / AGUANTAR LA
RESPIRACIÓN / EL TIEMPO DE LA RECUPERACION

INTRODUCTION

The specificity of respiration, as a vital vegetative function, is reflected in the possibility of voluntary control to a certain extent, during an individually determined time. In this way, it is possible to hold the own breath for a while, and in that way indirectly affect the respiratory tissues, but also all other systems of the human body. There are several models of different complexity levels that describe these changes. The simplest is the one that follows the changes in the essential gases of the respiratory process: oxygen and carbon dioxide. Oxygen is the essence of the process of respiration, embodied in the need for every human cell to be supplied with it. In parallel, carbon dioxide eliminates as a final product. The CO_2 must not be overlooked here only as a final product, but also a catalyst in over 250 chemical reactions in all tissues. More directly, the successful uptake of O_2 molecules in each cell is disabled if the CO_2 level is below the critical level, which medical physiology describes by the suppressed Bohr effect (Guyton, 2005). Guyton further states that the sensitivity of the respiratory centers is proportional to the rate of conduction of O_2 and CO_2 through the bloodstream. Carbon dioxide diffuses through the cell membrane 20.2 times faster than the oxygen.

The main respiratory center locates in the *medulla oblongata* (Guyton, 2005). There are four functional spaces within this center. For this respiratory protocol, the activity of two is indirectly essential: (1) the pneumotaxic center (PTC), which controls the depth and frequency of respiration, and (2) the ventral respiratory center, which controls the inspiration. The characteristic feature of both centers reflects in the fact that they have a diachronic approach of sensitivity to the increase of pCO_2 (Henderson, 1940), which with its increase induces an increase in the minute tidal volume (MV). This effect extends to both enlarged breathing depth as well as the increased inhalation frequency per unit time.

The innervation of muscle groups is electrical. Bearing in mind that the nature of myofibrils is of a contractile character (Raković, 2008), this means that every muscle movement is induced only by contraction.

In response to the increased level of pCO_2 in working muscles, the pneumotaxic center sends a growing number of electrical impulses over a certain

period, thereby inducing the augmented contractility of the actual muscle (Ostojić et al., 2020), what leads to a sequence of the following events (Barret et al., 2010):

- air retention causes a linear increase in pCO_2 ;
- the pneumotaxic center responds to the rise in pCO_2 , with a larger frequency of triggering of efferent neurons;
- in the new condition, the respiratory muscle groups are being excited to incite the deliberate breathing– it is possible to delay this process by using their willpower.

Breath-holding requires appropriate training. After some period, the triggering of neurons reaches a frequency level that appears as a feeling of the so-called stroke in the region of the solar plexus, or a sense of uncomfortable swallowing. To be recognized appropriately, this requires practical training, that is, to be able to control and prolong the holding of the breath by its willpower.

At a specific moment, the threshold of the series of impulses is so dense that further retention of the breath is impossible, leading to the breath-holding interruption and the forced inspiration. Ganong marks this moment as a breakpoint (Barret et al., 2010). The function between the breaking point and holding the breath until the „stroke” is nonlinear (Rakimov, 2014), and the only connection is the individual ability of the person to catch his breath according to his feelings.

In the practical example of sports, holding the breath until the „stroke” is much more comfortable and safer than maximum holding until the breakpoint.

There are several summary publications on the topic of breath-holding and the flow of reactions of organic systems. Probably the most comprehensive is that of professor Dos Reis et al. (Dos Reis et al., 2019). In addition to this, for the cognitive design of this study, papers that include the measurement of various respiratory parameters were analyzed by clinical devices during acute and chronic conditions caused by physiological and pathological agents. However, for this study, the most interesting are those facts and scientific records found among different populations of top athletes. Thus, Vigotsky deals with the method of monitoring EMG signals of respiratory muscles during the rehabilitation of athletes (Vigotsky et al., 2017). The St. Petersburg group deals with respiratory muscle fatigue during anaerobic activities (Segizbaeva et al., 2015), and the latest research by Lejun et al.

(Lejun et al., 2020) based on the sEMG activity of the respiratory muscles of top cyclists during a high level of physical exhaustion.

THE SUBJECT, PROBLEMS, AND METHODS OF WORK

This research deals with the phenomenon of the effects of breath-holding, which, as a voluntary respiratory maneuver, causes a relatively less stressful situation and a chain of physiological reactions of the organism of young and healthy subjects (**the paper subject**). By electromyographic imaging, the physiological response of the respiratory muscles monitored to a condition believed to have induced an increased partial concentration of carbon dioxide (pCO_2) and read through biochemical reactions in the respiratory muscles themselves. Through the analysis of surface electromyography (sEMG) records, this paper aims to gain insight into various respiratory phenomena that have been very popular in sports and training in recent years.

Based on the insight into the theoretical context, methodological, and empirical facts about the subject of this observation, the following **research hypotheses** were:

General hypothesis:

Hg - the relaxation time of the mean strength of sEMG is variable.

Auxiliary hypotheses:

H1 - relaxation time is proportional to the breath-holding time of the subjects (BHT);

H2 - relaxation time is equivalent to the maximum mean power of the sEMG signal of the relevant region;

H3 - relaxation time is more uniform, depending on the relaxation angle of the average power of the sEMG signal.

Sample of volunteers

Measurement of respiratory muscle activity performed on a sample of students of the Faculty of Sports and Physical Education in Belgrade, middle-aged persons, random sample ($N = 30$), male and female (4 females and 26 males), aged 21 (± 1) years. The measurement conducted on the premises of the Institute for Experimental Phonetics and Speech Pathology in Belgrade in the afternoon.

Before measuring, the volunteers had a theoretical explanation and practical training related to the procedure and course of the measurement. Namely, they learned the technique of breath-holding after spontaneous exhalation, with the gradual successful recognition of the physiological response to prolonged (as long as possible) breath-holding, which occurred before the theoretical (longest) holding (Rakimov, 2014). Therefore, the volunteers of this study asked to concentrate on their breath-holding until the „stroke,” or until the so-called physiological response to breath-holding, to realize the research problem, which was reflected in the indirect determination of individual respiration constant through the muscular equation of respiration (Ostojic, 2018), based on EMG signals during a prolonged respiratory arrest. The goal in the training of the subjects was a functional response so that after the cessation of breath-holding should not be the breathing rhythm disturbance, but the continuation of normal, previous calm breathing. One of the indicators of a wrongly performed exercise would be the appearance of shortness of breath.

Sample variables

- Breath Holding Time (BHT);
- the maximum average power level achieved in the relevant region (cervical SCM, and diaphragmatic DIA);
- the relaxation time of the average mean power after impact and
- signal relaxation angle (*arcus tangent* of the average power and relaxation time).

Order of measurement

The course and method of performing the measurements consisted of the following steps:

- the subject sat on a chair, with his back straight, at rest for 5 minutes, in order to relax all the muscles, especially the respiratory one, in which the stated relaxation led to a spontaneous exhalation of air, breathing exclusively through the nose (mouth constantly closed);
- according to his own will, after one spontaneous inhalation, the subject closed his nose with his right thumb and forefinger, with simultaneous pressure of the switch with his left hand (first pressure of the switch);
- испитаник је задржавао нос затвореним све док није осетио први нагон за удахом (пракса

је показала да се ова прва жеља појављује као невољно гурање дијафрагме нагоре или покрет гутања у пределу грла), и

- притисак прекидача левом руком и након 1 s извођење удаха.

The electrodes placed on *m. sternocleidomastoideus* (Fig. 1) and at the level of the diaphragm on the right. The method of electrode placement follows the internationally agreed topographic lines of the *thorax*, which include the current lines for this work: *linea mediana anterior* (extends from *incisura jugularis* to *siphysis pubica*) and *linea sternalis* (extends parallel along the lateral edge of the sternum). The procedure of determining the place (marking the point at the level of the diaphragm) where the upper electrode placed as follows: first, a small extension at the end of the sternum (*prosessus xyphoideus*) was located by palpation, which was in the direction of the *linea mediananterior*, to perform the marking of the first point. The direction of the *linea sternalis* was then determined. The last step was to draw a line perpendicularly from that point towards the *linea sternalis*, to obtain the marking point where the upper electrode was on the abdomen. The lower abdomen electrode places in the direction of the *linea sternalis*, below the top electrode, at a distance of 10 cm.

Figure 1 EEG cap and electrode on *m. Sternocleidomastoideus*

The recruitment of volunteers, their previous training, and consent to participate in the protocol, as well as measurements, performed by the ethical standards of the Serbian Medical Association. The recordings carried out on a Japanese-made device *Neurofax EEG (Nihon Kohden)*, which, thanks to technical performance, enabled the multichannel recording of a wide range of electropolygraphic signals, via:

- *EEG cap with sixteen channels and two pairs of ground electrodes*,
- *ECG - heart recordings according to Einthoven*,
- a respiratory signal from the tip of the nose – it had the task to record the moment of inhalation.

In parallel with the acquisition of direct measurement data, HD camera recording performed as an inherent part of this study.

The standard clinical method for measuring EMG is moderately invasive, consisting of inserting the needle electrodes to both ends of skeletal muscle (De Luca, 1997). It shows spectral characteristics up to about 450 Hz (Boxtel, 2001), which is almost ten times higher than standard EEG signals, and up to a hundred times in its intensity. Furthermore, if these types of measurements include activation of the desired muscle groups, this cognitive process becomes even more complicated, with broader scope and powers of the registered variables. Thus, the researchers used the method of surface electromyography (sEMG), which is a non-invasive, comfortable method (Merletti, Muceli, 2019). Intensities are of the order of magnitude above the EEG signal, and the frequency range is up to 40 Hz (Milosavljević, 2017).

The muscular equation of respiration gives in the form (Ostojić, 2018):

$$P_{CO_2} \sim e^{\frac{A-A_p}{A_p}} - 1 = e^{(C_p-1)} - 1$$

where C_p depicts as the quotient of the total muscular work of the whole organism and the work of the pleural muscles given by the label A_p .

Statistical data processing

The following standard statistical methods had used: minimum and maximum value, the average mean value, standard deviation, as well as signal deviation coefficient, as the ratio of the standard deviation to the mean signal value (van Leuteren et al., 2019). Also, a two-way Kolmogorov-Smirnov test applied between all these signals, which showed a significant deviation of the distribution for all pairs, clearly indicating a low degree of correlation.

RESULTS

The described protocols obtained 30 raw multi-channel signals - recordings, and after removing the artifacts, the four groups of signals (without EEG signals used) labeled according to the appropriate time intervals:

- normal condition, without activity, before holding the breath;
- phase at the beginning of breath-holding;
- the state of the physiological response to the

prolonged holding of breath, which we will further call „stroke”;

- the last phase immediately after the stroke with a relaxation period at the end (Ostojić, Milosavljević, 2019).

For this paper, the records of EEG signals were neither analyzed nor presented, but the possibility of parallel measurement of all these polygraph signals was determined. Each subject examined for an EEG signal, which showed that there was a completely healthy state, pronounced alpha activity, indicating that these were healthy, young people.

Figure 2 The time domain of the recorded signals

Figure 2 shows the four signals obtained for a one-time interval. As a result of this, we have the measured signals at rest that refers to the sixth volunteer. Four top-down signals observed: ECG, respiratory signal, sEMG signal in the neck (SCM), and in the region of

the solar plexus (DIA). The selection frequency was 200 Hz. A typical healthy ECG signal sees, while the RESP signal correctly indicates both *inspiration* and *expiration*.

Figure 3 The time change of the average power signal

Figure 3 shows the time domain of the change in mean power, just before the „stroke” for the volunteer number 16. The first signal indicates a difference in the average power of the ECG signal; the following shows

a change in the average power of the neck region, and the last „DIA” indicates a difference in the average power in the part of the solar plexus. A significant increase in the average power in the cervical region of

the SCM sees, while the other sEMG area, as well as the ECG itself, does not show any significant changes. The average signal power in the time domain is of importance here. Neurofax equipment records signals in μV at unit resistance (<https://www.medwrench.com/equipment/4722/nihon-kohden-eeg-1200>).

Figure 4 shows the next time zone for the ninth volunteer. The dominant bump is observed here exclusively in the DIA region, where the only significant change in the monotonicity of all signals can find. It lasts about only 3 s, after which all signals show the same previous patterns.

Figure 4 The change in the square amplitude value after the bump

The figure shows the changes in ECG, SCM, and DIA signals. The slope of the red line is proportional to the speed of recovery of the mean square value of the amplitude. The closer the gradient is to a right angle, the slower the recovery. The angle of the red tangent line contains all the relevant variables of this study at this figure. It directly depends on the value of the y-axis, which represents the maximum value of the mean power in the observed event, and the x-axis is the relaxation time, i.e., the time for which the

mean signal returns to the values from the beginning of the experiment. There is a very swift return of the average power in the DIA region after normalization of respiration. The red line is created by joining the maximums of the descending curve. (*downtrend line*). While observing the declination rate of the red trending line, one can spot that it decreases at different speeds, which is described by the angle, in Figure 4, at point 3 on the x-axis.

Table 1 The results of the statistical analysis parameters of measured variables

Statistical analysis parameters	BHT[ms]	PSCM [mW]	PDIA [mW]	TRLX [ms]	Signal relaxation angle [°]
MEAN VALUE	28466.67	36.46	20.40	1288.33	15.87
MIN	11000.00	10.00	10.00	400.00	4.09
MAX	66200.00	80.00	40.00	2100.00	55.49
ST. DEVIATION	12471.66	22.93	11.07	432.18	10.90
STD/ MEAN [%]	43.81%	62.88%	54.29%	33.55%	68.67%

Relaxation time values to the initial value T_{rh} vary for the population in the range from 400 – 2100 ms and shows in summary in Table 1. The mean value is 1288,33 ms, with a standard deviation of 432,18. The results of cross-correlation analysis (Kolmogorov-Smirnov bilateral test) showed a low rate below 5% ($K-S=3,87298$, $p<0,001$) and the absence of links between all relevant variables, which in this case means that

the relaxation time is conditioned neither by the holding time of the breath nor by the values of the maximum mean power in the neck or diaphragmatic region. The relaxation time has the smallest ratio of 33.55% between the standard deviation and the mean value, so possesses the most accurate description of the mentioned phenomenon of returning the maximum average power to the initial values.

DISCUSSION

The quotient of the total muscular work of the whole organism (C_p) is an individual characteristic of each person and depends on many factors. In the first place, those are the total organism muscle mass (includes the locomotor, smooth and transverse-striped musculature), as well as all the muscles that participate in the process of respiration. The very nature of myofibrils is genetically determined, defining the ranges of energy production and end products per unit time. The training of the organism also plays a critical role.

The main practical requirement of MRE is to permanently keep the pCO_2 concentration in the range between 2-6%. Practically, the only regulatory mechanism of an individual in this sense is the control of the portion of respiratory musculature in the function of the total muscular activity of the whole organism. Theoretical energy expenditure of the respiratory musculature ranges from 3-51% of the possible maximum (Guyton, 2005). During sleep and in complete peace, it is necessary to be at the level of 3%, and the maximum 51% is only justified to use during extreme physical effort (short time) and at extreme heights, due to the reduced concentration of oxygen in the air.

If increased efforts cannot accompany the portion of respiratory muscles, there is an excessive accumulation of carbonic acid in the blood, which would lead to terminal acidosis in a prolonged time interval. On the other hand, a disproportionate portion of respiratory muscles leads to another side effect, which is hyperventilation. Practice shows that this often happens in less than half an hour. There are very few similar results over the healthy population, while different health etiologies are described in the proceedings. The meaningful work of the Athens group considers different clinical outcomes of asthmatics of different disease progressions (Papyris, et al., 2002). The recovery from exertion caused by hypercapnia (an excessive amount of CO_2 in the blood) either by exercise or by holding one's breath went from half an hour for milder cases, to as much as 24 hours for seriously ill asthmatics. A similar result was recorded by the Egyptian group (Azabet et al., 2015), measuring total / forced lung capacity, respiratory rate, minute ventilation, inspiratory/expiratory time. Our subjects showed a recovery time of

at most 2.1 s, which is a clear indicator of the excellent condition of their respiratory musculature.

On the other hand, the incomplete correlation between breath-holding time, BHT, indirectly indicates an insufficient degree of training. For this study and the affirmation of the method of cognition within FSFV students, as a group of volunteers, it is essential to note the importance of breath-holding maneuvers and accompanying physiological responses necessary for their participation in swimming activities (diving, swimming). In other words, the requirement to this group should not be only to recognize the course and importance of holding the breath, but also the exercise that would lead to the acquisition of a „diving reflex.” Striving towards this goal requires learning and regular exercise, which would impose the necessity for self-training of this group of volunteers and access to the profession through a clear perspective continuous physical readiness for swimming and diving activities and occupations.

CONCLUSION

This study aimed to determine the individual respiration constant of the muscular equation in moderately trained individuals, to determine the relaxation time of the average power of sEMG with prolonged retention of the act of breathing.

The obtained indicator of relaxation time from the moment of „shock” at the end of breath-holding to complete normalization of the average sEMG power, is a significant respiratory capacity prediction indicator of the functional abilities status to assimilate oxygen from inhaled air faster, which is proportional to air holding time (BHT), thus confirming the first hypothesis (H_1).

The results of the study showed that the relaxation time was not proportional to the maximum average value of the sEMG signal of the relevant region, which did not confirm the second hypothesis (H_2). It also found that the relaxation time became more uniform than the relaxation rate of the average power of the sEMG signal, thus confirming the third hypothesis (H_3). Based on the previous results, the general hypothesis (H_g) was confirmed - the relaxation time is variable.

From the muscular equation of respiration, it determined that the degree of cell saturation by pO_2

is proportional to the partial concentration of $p\text{CO}_2$, while C_p represents an individual characteristic. The slope of the curve shows the speed of the organism's recovery from hypoxia. It is directly related to the concentration $p\text{CO}_2$, which means that the coefficient C_p also has direct proportionality.

For now, it is not possible to answer if some another parameter affects the slope of the curve, i.e., the relaxation time T_{rh} , and this means that additional parallel measurements of different biochemical, gaseous and ventilatory parameters can bring us closer to the goal of full affirmation of the cognitive method. On the other hand, the time of relaxation certainly has a direct relationship with the level of volunteer training skills, as well as that in the background, are his abilities to assimilate faster O_2 from inhaled air with the progression of effort. A small, portable electronic device to monitor the activity of respiratory muscles in sports practice might be quickly developed for the stated problems. The results would be instantaneous, and the input signals should be taken simultaneously from the neck and solar plexus region.

Conflicts of interest

The authors declare that there is no conflict of interest regarding the publication of this paper

REFERENCES

1. Azab, N.Y., ElMahalawy, I.I., AbdElAal, G.A. &Taha, MH (2015). Breathing pattern in asthmatic patients during exercise. *Egyptian Journal of Chest Diseases and Tuberculosis*, 64(3): 521-527.
2. Barret, K.E., Barman, S.M., Boitano, S. & Heddw- en, L.B. (2010). *Ganong's Review of Medical Physiology*, Twenty – third Edition; by the McGraw – Hill Companies.
3. Boxtel, VA (2001). Optimal signal bandwidth for the recording of surface EMG activity of facial, jaw, oral, and neck muscles. *Psychophysiology*, 38(1):22-24.
4. De Luca, C.J. (1997). The use of surface Electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13 (2): 135-163.
5. Dos Reis, I.M.M., Ohara, D.G., January, L.B., Basso-Vanelli, R.P., Oliveira, A.B.& Jamami, M. (2019). Surface electromyography in inspiratory muscles in adults and elderly individuals: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol*, 44:139-155.
6. Guyton, A.C. (2005). *Physiology of the human body*. Philadelphia: Sunder, College Publishing.
7. Henderson. (1940). *Carbon dioxide*, in *Cyclopaedia of medicine*. Philadelphia: FA Davis Co. p.
8. Lejun, W., Qineng, S., Guoqiang, M., Mingxin, G., Wenxin, N., & Jun, Q. (2020). Pedaling Performance Changing of Elite Cyclists Is Mainly Determined by the Fatigue of Hamstring and Vastus Muscles during Repeated Sprint Cycling Exercise. *BioMed Research International* 2020(1):1-9.
9. Merletti, R. & Muceli, S. Surface (2019). EMG detection in space and time: Best practices. *J. Electromyogr Kinesiol*, 49 (2019) 102363.
10. Milosavljević, M. (2017). *Robust Digital Processing of Speech Signals*. New York: Springer.
11. Nihon Kohden, Neurofax Brochure. <https://www.medwrench.com/equipment/4722/nihon-kohden-eeg-1200..>
12. Ostojić, M. (2018). *Umeće disanja*. [Breathing skills. In Serbian]. Beograd: Pešić & Sinovi.
13. Ostojić M, & Milosavljević M. (2019). The Possibility of Electromyography Measuring as The Answer to Breath Holding. *Sinteza 2019, International scientific conference on information technology and data related research "Electrical Energy Markets and Engineering Education and Advanced Engineering"*. Novi Sad, 20. April, Zbornik radova, pp. 307-312.
14. Ostojić, M., Milosavljević, M., Kovačević, A., Stokić, M. Stefanović, Đ., Mandić-Gajić, G. & Jeličić, J. (2020). Changes in the power of surface electromyogram during breath-holding. *Serbian archives of medicine*, DOI: <https://doi.org/10.2298/SARH191118037O>
15. Papyris, S., Kotanidou, A., Malagari, K. & Rousos, C. (2002). Clinical review: Severe asthma. *Critical Care* Feb;6(1):30-44.
16. Rakimov, A. (2014). *Normal Breathing*. Toronto: Amazon Digital Services.
17. Raković, D. (2008). *Biophysics*. Belgrade: IASC & IEPFG.
18. Segizbaeva, M, O., Timofeev, N.N., Donina, ZhA. & Kur'yanovich, E.N. (2015). Effects of inspira-

- tory muscle training on resistance to fatigue of respiratory muscles during exhaustive exercise. *Adv Exp Med Biol.*; 840:35-43.
19. van Leuteren, R.W., Hutten, G.J., de Waal, C.G., Dixon, P., van Kaam, A.H. & de Jongh, FH (2019). Processing transcutaneous electromyography measurements of respiratory muscles, a review of analysis techniques. *J. Electromyogr Kinesiol.* 1 (48): 176-186.
20. Vigotsky, A.D., Halperin, I., Lehman, G.J., Trajano, GS & Vieira, T.M. (2018). Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences, *Front Physiol* 2018 (8): 985.
21. Vitasalo, J.H.T & Komi, PV (1977). Signal characteristics of EMG during fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, (37)111-121.

Received: 05. 07. 2020

Accepted: 15.07. 2020

Published Online First: 23.07. 2020