

ТАНГЕНТА ОПОРАВКА 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“ (Cp) 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 асимилује 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 ОПОРАВКА

Кореспонденција са аутором: Мирко Остојић, E-mail: mirko11ostojic@gmail.com

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 продукт. 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 (Gaјton, 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 простора. 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 (Ostoјić et al., 2020). Наведено доводи до следа догађаја који се могу пратити следећим дешавањима (Barret et al., 2010):

- задржавање ваздуха узрокује линеаран прираштај 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 реаговања организма младих и здравих испитаника (**предмет рада**). Електромиографским снимањем је праћен физиолошки одговор респираторних мишића на стање за које се верује да је индуковало 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_T - 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 $21 (\pm 1)$ 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 (BHT- 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-u* (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 варијбли. 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

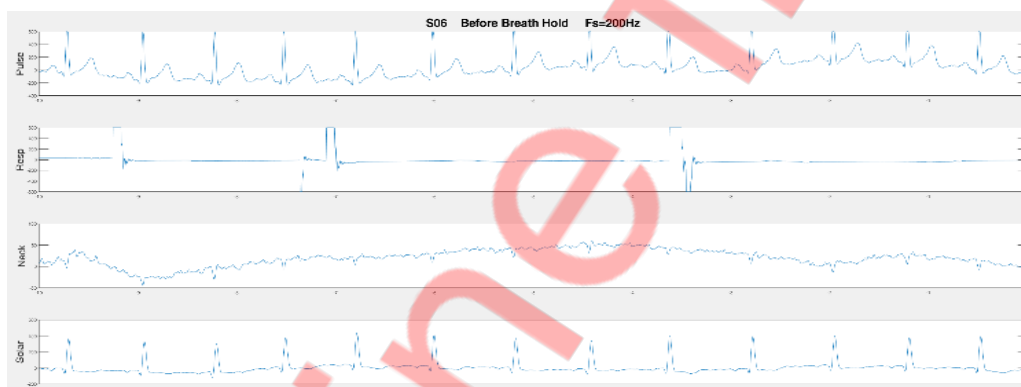
Коришћене су стандардне статистичке методе: минимална и максимална вредност, просечна средња вредност, стандардна девијација, као и количник отклона сигнала, који је дефинисан као однос стандардне девијације у односу на средњу вредност сигнала (van Leuteren et al., 2019). Уз то је примењен и двострани 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:

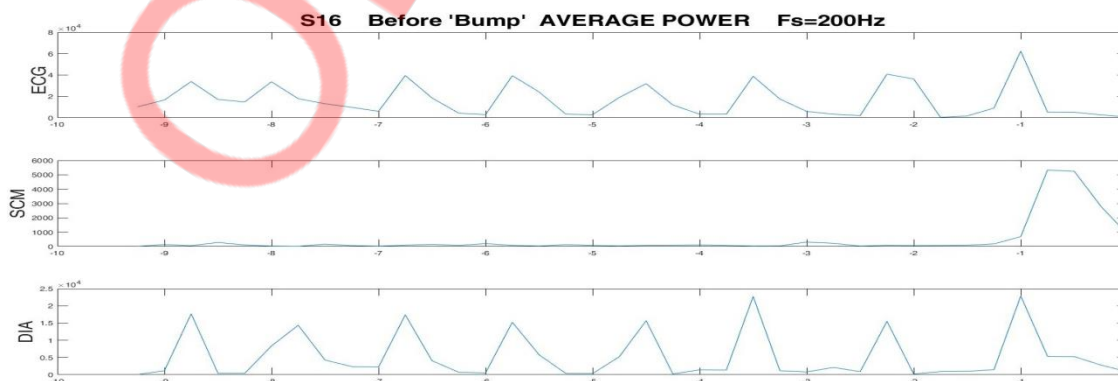
- нормално стање, без активности, пре задржавања даха;
- фаза на почетку задржавања даха;
- стање физиолошког одговора на продужено задржавање даха, кога ћемо надаље звати „удар“;
- последња фаза непосредно после удара са релаксационим периодом на крају (Остојић, Милосављевић, 2019).

За потребе овог рада нису анализирани и представљени записи EEG-сигнала, 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 број16. 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 х-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 х-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 утрошак 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 испратити 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 (Parygis, 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_1) - време релаксације је променљиво.

Из једначине дисања респирационих мишића утврђено је да је степен засићености ћелија O_2 пропорционалан вредности парцијалне концентрације pCO_2 , док лични коефицијент Sr 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 Sr има директну пропорционалност.

За сада није могуће дати одговор да ли још неки параметар има утицаја на нагиб криве, односно време релаксације T_{rlh} , 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 асимилије O_2 из удахнутог ваздуха са прогресијом напора. Мали, портабилни електронски уређај са циљем праћења активности респирационих 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 рада.

ЛИТЕРАТУРА

1. Azab, N.Y., ElMahalawy, I.I., AbdElAal, G.A. &Taha, M.H. (2015). Breathing pattern in astmatic patients during exercise. *Egyptian Journal of Chest Diseases and Tuberculosis*, 64(3): 521-527.
2. Barret, K.E., Barman, S.M., Boitano, S. & Heddwon, L.B. (2010). *Ganong's Review of Medical Physiology*, Twenty – third Edition; by the McGraw – Hill Companies.
3. Bostel, 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. & Roussos, 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 & IEFPG.
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 Leutenen, 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.