

UDC 796:612.766

DOI 10.5937/FK77-48344

DIAGNOSIS OF ATHLETE'S PREPAREDNESS BY ANALYSIS OF ELECTROMUSCULAR RESPONSE OF RESPIRATORY MUSCLES

Mirko Ostojic¹, Sascha Cvetkovic¹, Djordje Stefanovic²

¹ Research and Development Institute Lola L.T.D., Belgrade, Serbia;

² Faculty of Sport and Physical Education, University of Belgrade, Belgrade, Serbia;

Abstract

Modern diagnostics of athlete preparation involves the acquisition of a large number of data, which requires superior knowledge, serious logistics, protocols, staff, time, etc. Technological breakthroughs in surface electromyography (sEMG) in measuring the activities of respiratory muscles in vivo opened new possibilities in this direction. The correlation between physical preparedness and the ability to maintain breath has been a theoretical phenomenon for over a century. The result at the duration of the breath holding time (BHT) is generally considered a positive indicator of the volume of respiratory capacity during physical activity. Experimental research determined involuntary activities of auxiliary respiratory musculature at the end of the quiet retention of breath and are determined as a physiological break point of breath holding. The time from the start of the breath holding to the first involuntary breathing movement (IBM) is called the control pause (CP). Since this time is not the physiological maximum of breath holding, it is very important to determine the exact moment of reaching the first IBM and the time-frequency characteristics of sEMG signals during the IBM phase (work problem). Using Wavelet methodology, the analysis of sEMG signals is performed on three skeletal muscles, two inhaling (M. Scalenus - Anterior et Medium - SC, and M. Parasternal Intercostales - IC) and one exhalatory (M. Rectus abdominis - Ra), that in addition to others, have auxiliary role and function in the respiratory cycle, and that are sensitive to physiological changes due to apnea, so in their neuromotor response are a possible indicator of metabolic processes that are detected as involuntary breathing movements. Multiple growths in the electrical activity of these muscles during IBM in certain frequency ranges have enabled precise IBM measurement, thus determining the physiologically acceptable duration of the CP. Observation and analysis of the specific respiratory and muscular response indicate dominations of hypoxic or hypercapnic metabolic condition (subject of research). Based on monitoring these changes in 12 subjects classified in the group categorized amateur athletes, it was determined that better-trained subjects have longer CP and react hypercapnically. The conclusions of this non-experimental case study correspond to the practice of training preparation but open the space for new research, primarily those who should develop an affordable method for non-invasive real-time physical preparation.

Keywords: BREATH HOLDING / SURFACE ELECTROMIOGRAPHY / WAVELET ANALYSIS / HYPOXIA AND HYPERCAPNIA.

Correspondence with authors: Mirko Ostojic, Email: mirko.ostojica@li.rs;

Mirko Ostojic <https://orcid.org/0000-0003-4755-8127>

Saša Cvetković <https://orcid.org/0009-0007-2068-1391>

Dorđe Stefanović no ORCID

INTRODUCTION

One of the classic questions many coaches ask themselves is how to lead athletes and teams to individually optimal results. An important part of their daily routine consists of planning the development of athletes' training and competitive potential, as well as monitoring and measuring their progress in a standard environment. The primary mission of checking athletes' health status is to avoid adverse conditions during and immediately after training or competition and to ensure the chronic – lifelong effects of exercise. Health integrity challenges for athletes primarily include strokes (serious conditions with loss of consciousness) that can lead to fatal outcomes (Schmidt et al., 2013), as well as heart defects that can remain hidden for years (Panagotakos et al., 2004). During any demanding training cycle, coaches and athletes are expected to structure an optimal training plan and program for each day, week, month, etc. (Foster, 2016). To achieve optimal results and progress, and above all, to preserve athletes' health, it is critically important to make decisions about what to retain and what to change in training. Key strategic decisions are made based on training program analytics and indicators of athlete readiness diagnostics, which in a well-developed athlete monitoring system involves the acquisition of a large number of data points and measurements. These, depending on the sport and discipline, relate to VO_2^{\max} , lactate threshold, body fluid biochemistry, EKG, EEG, etc. Due to the measurement of a large number of physiological parameters, the correct interpretation of results is crucial, and it requires highly trained and experienced analysts. Today's sports impose the concept of inter- and multidisciplinary approaches with a tendency to increase the number of knowledge areas and team size. Besides coaches, physiologists, and medical staff, it is not uncommon for information science engineers, biomechanics experts, statisticians, and others to be involved in planning to achieve top sports results. They assist in the acquisition and calculation of TRIMP scores. Foster (2015) emphasizes the effort to integrate as many parameters as possible into a single assessment, which facilitates decision-making for coaches and, in the case of poor results, incentivizes to create even more detailed analyses. This approach requires serious logistics and time, and the cost is not negligible, nor is the significant pressure that this cycle of measurement and testing places on coaches and athletes. Measurements and appropriate test selections are prerequisites for all cognitive efforts, known to "tire" athletes, and are therefore typically done separately from training.

PRACTICAL CHALLENGES OF ASSESSING ATHLETE READINESS

The primary motivation of any training regimen is to shift demands within a unit of time—an incremental effect that maintains the stability of skill and movement technique. In the practical implementation of the strategy or theory of training load and recovery, two concepts are thoroughly studied: NFOR (non-functional overreaching) and OTS (overtraining syndrome) (Meeusen et al., 2012). On one hand, the athlete must be overloaded to step out of the comfort zone of their current training level. If the chronic impact of OTS is not recognized, it can disrupt sports readiness, and if NFOR is not recognized, time is lost for preparation and reaching maximum readiness. These two conditions are challenging to distinguish for an inexperienced coach or an athlete lacking an understanding of training effects and accompanying conditions. The main problem in responding to the challenges of this process is the qualitative and quantitative recognition of the training structure, as well as the objective tests developed that realistically connect laboratory and field measurements. Karl Foster highlighted the practical issues in distinguishing between OTS and NFOR, noting that prolonged adaptation is the most common difficulty in their differentiation. In this process, a range of medical conditions must first be excluded. If there are no indicators among them, the next step is to check for disturbed homeostasis, numerous hormones, and then a series of blood samples to check: blood lactates, creatine kinase, and glutamate. If none of these are outside normal limits, then mental readiness can also play a role—in this sense, numerous psychological questionnaires have been developed (So et al., 2016).

A training plan, once established, needs to be followed for each day of the program, but this must be approached with caution. An athlete may be lazy and need to be stimulated to complete the daily plan, but if they have an objective problem fulfilling the daily plan at any stage of their life and training, this can lead to uncontrolled load

attributes, making continued exercise counterproductive. The measurement method, selection of adequate tests, their acquisition, and individual analysis are conditioned by numerous factors primarily (Foster, 2015):

- **The time frame of training** is the first and decisive/key factor. Obtaining relevant and reliable results, from testing to proper interpretation, sometimes takes so long that it questions their immediate informational and strategic capacity.
- **The logistics** of such measurements are demanding: having the necessary equipment and laboratory at hand is difficult, as typical measurements require access to several different devices/modules.
- **The financial aspect**, such as the cost of equipment, test development, and their correct interpretation by specialists, determines whether the method can be practically applied or not, i.e., at what level of sports engagement this is possible (Matthew et al., 2010).
- **The psychological/sociological factor** is closely related to the reliability of a particular method. For example, EKG in top athletes is full of "abnormalities" in 50% of cases. These are not pathogenic changes in heart rhythm; misinterpreting the EKG can unnecessarily exclude an athlete from a competition they may have been preparing for years (Corrado et al., 2010). The consequence for the athlete's psyche is clear, and the financial effect cannot be ignored either.

It remains apparent that today's athlete monitoring is challenging, strenuous, and stressful. Using simpler methods would contribute to better training stimulus planning and individual athlete progress. This paper proposes a conceptual solution that can meet metric requirements based on the acquisition of parameters related to the body's physiological response during prolonged breath-holding.

Physiological Response to Prolonged Breath-Holding and Its Use in Research and Coaching Practice

Despite significant variations in the human physiological response to prolonged breath-holding, which is also attributed to the mammalian diving reflex, its critical function is preserving oxygen to maintain cerebral function. This includes two central processes that describe (I) peripheral vasoconstriction associated with initial hypertension, mediated by the sympathetic nervous system, and (II) bradycardia associated with decreased cardiac output, mediated by the vagus nerve (Lindholm & Lundgren, 2009; Foster & Scheel, 2005; Bain et al., 2018).

The initial increase in mean arterial pressure coincides with the contraction and expulsion of "fresh" blood from the spleen, providing "new oxygen" in the bloodstream, which has an apparent beneficial effect at the start of breath-holding (Palada et al., 2008).

During induced apnea, two main phases are observed: the "easy-going" phase, characterized by the absence of EMG activity of respiratory muscles, and the "struggle" phase, marked by rhythmic fluctuations in lung pressure and rhythmic EMG signals and their demarcation point. Identifying this transition represents a physiological breakpoint, a consequence of metabolic and dynamic responses of the respiratory muscles, considered the first involuntary breathing movement (IBM). The "struggle" phase is characterized by increasingly stronger IBM contractions of the respiratory muscles due to a series of metabolic adjustments, reflecting the excess CO₂ concentration in the blood, which in turn affects the central respiratory system by producing a respiratory drive. These changes are accompanied by a feeling of air hunger, during which motivated but naive subjects will interrupt breath-holding and resume the breathing process (Parks, 2006; Bain et al., 2018). The frequency and intensity of IBM increase towards the end of apnea duration, indicating that this state has a discernible impact on IBM. Despite strong evidence, the role, and thus the reliability of IBM, is blurred by the fact that in some subjects, IBM cannot be detected even during extended breath-holding periods (Willie et al., 2015). The period of involuntary respiratory movement induces short-term increases in mean arterial pressure with positively correlated oscillations in cerebral blood volume and hemoglobin oxygenation, likely due to chemoreceptor stimulation and consequent efferent respiratory motor response (Willie et al., 2015; Joulia et al., 2003). It is accompanied by a decrease in spleen blood volume and the process of maintaining hemodynamics, which probably facilitates the use of the last oxygen reserves before the end of breath-holding (Palada et al., 2008).

Measuring breath-holding has been used for over 100 years as an important readiness factor for active

military pilots (Flak, 1920). Non-invasive measurement of calm breath-holding to the IBM physiological response is among the least stressful of all breath-holding varieties. Since the 1960s in the Soviet Union (Kazarinov, 1990), breath-holding measurement has proven to be an excellent indicator of health status and energy capacity across a wide range of subjects, from cosmonauts to the seriously ill. However, this phenomenon could not be fully detected and explained by the physiological analyses of that time, especially in tracking changes in the activity of muscle groups involved in the breathing process (respiratory musculature).

Breath-holding after normal breathing and following spontaneous exhalation does not lead to any tension (Ostojić & Stefanović, 2020). The time period from the start of breath-holding in this way to the first IBM was called CP (control pause) by the Soviet group around K.P. Buteyko, and the length of this period is used to indicate the subject's readiness and overall health. IBM can occur in two topographical zones, in the neck region or the plexus (Stefanović, 2020). Until the recent breakthroughs in surface electromyography in analyzing respiratory phenomena, objective insight into the work of the respiratory musculature and the exact moments of IBM was not possible. Manual detection of IBM was previously mostly performed using subjective methods of tactile discrimination, palpating the plexus with fingers, placing a bell or plethysmograph on the region to feel twitching or trembling, while the neck followed the feeling as if the subject was performing a swallowing act. IBM reaction exclusively in the plexus is present in about 16% of subjects, in the neck in most (76%), and 20% of subjects react in both regions (Ostojić et al., 2020).

When practically measuring CP, a twofold problem is observed. If the subject merely "imagines" they have experienced IBM, the obtained result is shorter than the real one. In the case of breath-holding after IBM, the result is falsely longer. It should be noted here that the objectively maximum possible breath-holding time is up to 30% longer than CP, and this percentage decreases with longer breath-holding to about 10% (Ostojić, 2017). It is clear that the breath-holding time itself can be divided into several classes based on which the health and readiness of the subjects could be classified. However, the question arises of the reliability of CP measurement, and whether it is possible to derive a quick and accurate assessment of the health status and readiness of athletes based on the characteristics of IBM signals from the indicated body regions.

METHOD

The acquisition of sEMG data from selected muscles was carried out using the non-invasive research Delsys Trigno™ wireless sEMG system, known for its high performance. This system enables a sampling frequency of 1926 Hz, using four hybrid mobile sEMG sensors and a 16-bit A/D converter. Hardware filtering was applied, including a high-pass FIR filter of 7 Hz, a second-order Butterworth band-pass filter between 20 ± 5 Hz and 450 ± 50 Hz, and a narrow band-stop filter around 50 Hz.

Previous studies have shown that an initial sampling frequency of 200 Hz was insufficient to capture the full dynamics of the signal (Ostojić et al., 2020; Ostojić & Milosavljević, 2019). Therefore, a higher sampling frequency was applied to ensure higher quality parallel signals and to facilitate a simple, self-sufficient setup for acquisition. Measurement of the first IBM after a calm exhalation has been published in a previous study (Mišić et al., 2023), where it was demonstrated that these effects could be recorded and analyzed using wavelet spectral analysis, provided that the signals are sampled at a sufficiently high frequency.

The motivation for selecting the muscles was to include primary inspiratory and expiratory muscles. Scalenus anterior et medium (SC) and Parasternal Intercostales (IC) are primary inspiratory muscles, while Rectus Abdominis (RA) is a primary expiratory muscle. IC is an intersection between SC and RA, where most people exhibit a reaction, making it suitable for diagnostic purposes. M. Pectoralis is active during deep or forced inhalation but does not play a primary role in breathing during exhalation and was not measured. M. Brachioradialis, a locomotor muscle that does not participate in respiration, was measured as a reference muscle to aid in noise removal, See Figure 1.

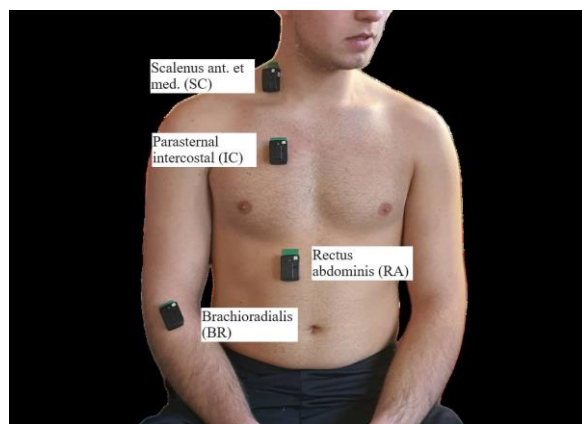


Figure 1 Placing of Delsys Trigno™ wireless sensors for one-sided (right side) recording the myoelectric activity of the three respiratory and one locomotor muscle

Note: Auxiliary inspiratory muscle Scalenus anterior et medium (SC), Primary inspiratory muscle Parasternal Intercostales (IC), Auxiliary expiratory muscle Rectus Abdominis (RA), and a locomotor muscle Brachioradialis (BR).

For the entire experimental setup, the right side of the body was chosen for acquisition to minimize interference from heart activity signals, which are more pronounced on the left side. Additionally, subjects were instructed to avoid activating their peripheral muscles, except when indicating the beginning and end of breath-holding. This indication was a cue for the operator to place or remove the nose clip. This signal was given by slowly raising and lowering the index finger of the left hand to further avoid activity on the right side of the body during the critical phase of measurement (the beginning and end of the breath-holding (BH) maneuver).

In addition to the classical measurement of breath-holding duration (BHD), the main focus of this study is the time-frequency characteristics of sEMG signals during IBM movements of involuntary breathing. Both types of results are generally modulated by many factors. Apart from individual factors such as sex, age, body size, chest shape, diaphragm position, thoracic blood volume, blood hemoglobin content, metabolic rate, obesity, illness, etc., other common factors such as initial lung volume and posture significantly impact sEMG signals and BHD (Lumb, 2017a; Lumb, 2017b). Most breath-holding studies are based on holding the breath with fully inflated lungs. Still, such an initial lung volume creates tension in all respiratory muscles to overcome increased inhalation resistance and lung pressure. This produces an inflation reflex and increases the influence of the aforementioned individual factors (McCulloch et al., 2012). Given that this study mainly limited the research objectives to the sEMG response of respiratory muscles to hypoxic and hypercapnic stimuli, the common factors mentioned were chosen to minimize their impact on EMG activity by reducing additional unwanted elastic forces in the respiratory muscles and changes in lung volume, thereby reducing unwanted stimulation of respiratory center control. These factors can be overcome by breath-holding during fully relaxed respiratory muscles, which is characteristic of lung volume at the end of a normal exhalation, i.e., functional residual capacity (FRC).

Regarding posture, a supine position increases abdominal pressure on the diaphragm, thereby preventing the diaphragm from fully relaxing at the end of exhalation and significantly reducing thoracic volume, which thus affects the lung volume at the end of resting exhalation or FRC. Compared to an upright sitting position, the supine position decreases the elasticity of the chest and diaphragm, reduces chest compliance by 30%, and overall static compliance of the respiratory system by 60% (Ostojić et al., 2020). Additionally, breath-holding from FRC and upright sitting reduce pulmonary blood flow resistance and volume, thus preventing or reducing unwanted receptor stimulations. All these reasons led us to design the experiment with the BHM maneuver in an upright sitting position with a straight spine, without lumbar support, in a calm environment with occasional and timely notification of the remaining time until the approximate start of breath-holding.

Measurement protocol

The schematic representation of the BH maneuver, along with its tasks, phases, and durations, is presented

in Scheme 1 (with time frames of spontaneous breathing established based on Stewart & Bain, 2021; Perini et al., 2008). Breath-holding commenced after a spontaneous exhalation to FRC, with subjects being instructed to refrain from preparatory hyperventilation, and concluded with spontaneous inhalation through the following phases:

- **Calm, Passive Phase:** The subject sat for approximately 3 minutes with their hands resting quietly on their thighs and all electrodes in place. They breathed quietly through their nose with normal inhalation and spontaneous exhalation, relaxing their entire muscular system.
- **Active Phase, Breath-Holding:** At their discretion, after a spontaneous exhalation, the subject raised their index finger to signal the operator to close the nostrils with a diving clip. The subject mentally continued to relax all muscles, went through a phase of easy maintenance, and allowed respiratory contractions to develop "naturally" towards the end of breath-holding (struggle phase, beginning of the physiological breakpoint, and the onset of IBM signals). The subject held their breath for as long as possible until spontaneous termination, at which point they signaled the operator to release the clip, allowing them to resume normal breathing.
- **Calm Final Phase:** The subject remained calm, as at the beginning of the exercise, for at least three more minutes, breathing quietly and relaxing their entire musculature while heart activity, breathing, and metabolic processes returned to normal.

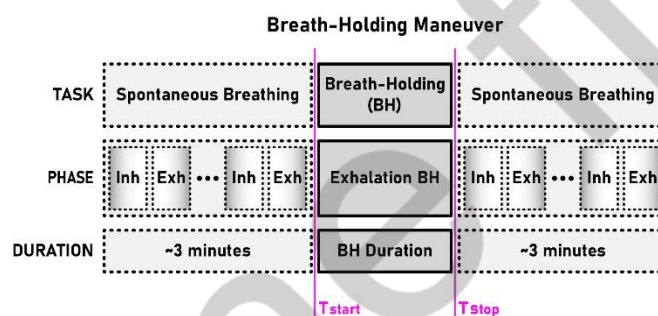


Figure 2 Breathing pattern in the breath-holding experiment.

Note: Breath-holding began after spontaneous expiration to functional residual capacity and ended with spontaneous inspiration to normal lung capacity. Markers Tstart and Tstop define the beginning and end of the breath-holding cycle).

Participants

This study included 12 healthy, regularly physically active, non-smoking volunteers divided into two equally sized groups based on their level of sports engagement—professional and amateur. For each participant, their primary sports discipline/activity, age, gender, height, weight, and status as a professional or amateur athlete were recorded. The participants selected were healthy individuals with an average body weight and a body mass index (BMI) ranging from 21.8 to 25.3 kg/m². All participants received necessary explanations and instructions and provided written consent, acknowledging that they understood the study's objectives and procedures and agreed to participate voluntarily. Each participant underwent the procedure depicted in Figure 1 twice, resulting in a total of 24 signals (12 participants x 2 sessions) that should contain IBM. Previous subjective measurements did not determine the presence of IBM, but with this equipment and protocol, we aim to identify it more accurately.

RESULTS

Participants with similar characteristics within each of the two study groups demonstrated significant variability in muscle physiological responses to the BH maneuver (Scheme 1), reducing the statistical consistency of the results. To draw valid conclusions from the variable data, the focus was on understanding the correlation between physiological responses and individuals' estimated physical fitness/training levels (Mišić et al., 2023). The physiological implications were analyzed and interpreted mainly in the context of hypoxic and/or hypercapnic

responses, as well as muscle fiber subtypes.

Wavelet and statistical analysis of surface electromyography (sEMG) signals from three respiratory muscles (two inspiratory, SC and IC, and one expiratory, RA) and one locomotor muscle (BR) was performed during the BH maneuver to identify the most suitable muscle for detecting and characterizing involuntary breathing movements, as well as assessing responses to tissue hypoxia and hypercapnia. The measurement results are shown in Table 1, where the participants are categorized into groups of athletes and amateurs, with other recorded data and BH duration measurements for each of the two trials presented in the last two columns.

The long-term goals of this study are to improve physical fitness tests (Mišić et al., 2023). Several wavelet analysis methods were used: scalograms (continuous wavelet transform) for signal visualization and qualitative analysis and discrete wavelet transform (DWT) in redundant form, known as maximal overlap DWT (MODWT), for quantitative analysis. Based on MODWT, several analyses were performed, with the main ones being: 1) multiresolution analysis to determine wavelet energy spectra (WES) of signals, 2) correlation analysis of WES distributions using probability density estimation and classification by different criteria (level of sports activity, muscle types, and MODWT components) to determine the reproducibility of the IBM phenomenon, 3) wavelet variance analysis with a moving window of fixed width for individual MODWT components to analyze transient phenomena during IBM, particularly determining characteristic frequency ranges, and 4) comparative analysis of changes in relative energy of MODWT components and BH duration.

Table 1 Breath-holding duration (BHD) of categorized and amateur athletes (N=12)

Training Level	Discipline	Gender	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	BMI (kg/m ²)	BHD1 (s)	BHD2 (s)	
1	Professional	Swimming	Female	20.9	168	63	22.3	24	27
2	Professional	Rowing	Female	29.4	180	75	23.2	31	28
3	Professional	Rowing	Male	30.5	195	92	24.2	51	53
4	Professional	Rowing	Male	26.9	197	90	23.2	64	81
5	Professional	Athletics	Male	25.1	192	85	23.1	57	52
6	Professional	Scuba diving	Male	27.2	186	80	23.1	70	66
PROFESSIONALS			MEAN	26.7	186.3	80.8	23.2	49.5	51.2
			SD	3.1	10	9.8	0.5	16.7	19.3
7	Amateur	Volleyball	Male	20.6	204	95	22.8	27	29
8	Amateur	Jujutsu	Male	36.7	185	76	22.2	43	52
9	Amateur	Jujutsu	Male	19.2	178	69	21.8	34	37
10	Amateur	Jujutsu	Male	44.9	180	80	24.7	40	57
11	Amateur	Jujutsu	Male	40.1	180	82	25.3	36	49
12	Amateur	Yoga	Male	45	197	93	24	21	24
AMATEURS			MEAN	34.4	187.3	82.5	23.5	33.5	41.3
			SD	11.7	10.7	10	1.4	7.5	12.2
TOTAL			MEAN	30.5	186.8	81.7	23.3	41.5	46.3
			SD	9.1	10.3	9.9	1	15.2	16.9

This pilot study preliminarily indicated high reproducibility of predetermined respiratory muscle responses, as well as the detection of dominant respiratory muscle responses and IBM signals either in the inspiratory IC or the expiratory RA. The difference was associated with training status, with categorized athletes showing longer BH duration and a stronger hypercapnic response in the expiratory RA compared to recreational athletes, who exhibited a stronger hypoxic response in the inspiratory IC. Additionally, frequency ranges were determined: the hypoxia-sensitive inspiratory IC activated in a shorter time and gradually within the frequency range of 250-450 Hz for recreational athletes (independent of the individual and BH duration), whereas the hypercapnia-sensitive expiratory RA activated only with longer BH duration but abruptly in the frequency range below 250 Hz, depending on the individual and BH duration. Comparison of BH duration and wavelet characteristics of sEMG signals showed changes consistent with the mechanism of motor unit recruitment and the transition from slow-twitch oxidative muscle fibers (type 1) to fast-twitch (low-oxidative) glycolytic muscle fibers (type 2). The study also revealed certain parameters indicating disorders, some of which were consistent with findings in existing literature. Overall, the research demonstrated that using sEMG techniques and wavelet analysis could non-invasively assess oxygen storage

in skeletal muscles, suggesting the potential to improve physical fitness tests by establishing a closer link between physical condition, BH duration, and sEMG characteristics of increased myoelectric activity in IC and RA muscles during BH.

DISCUSSION

Conceptual solution of a method for the health check and sports preparedness

The conceptual solution for assessing the health and readiness of athletes revolves around monitoring three apnea-related muscles: IC, RA, and SC. SC is particularly measured to control breathing technique, ensuring that participants perform exercises correctly without preparatory hyperventilation.

Building on previous findings, there is a demand for precise and rigorous preparation of participants and protocols to ensure high-quality raw data, minimizing interference and facilitating accurate interpretation.

Classical methods reliably measure CP only in well-trained individuals who can relax, whereas results often prove unreliable in stressed or tense subjects. To mitigate this, subjects should be relaxed before measurements through activities such as conversation, music, ionization, static electricity elimination, etc.

Additional activities and monitoring are proposed to observe patterns better and facilitate result interpretation:

- Visual monitoring of participant reactions and behaviors via camera to verify unexpected signal occurrences retrospectively.
- Expansion of measurements to include additional respiratory muscles, particularly adding diaphragm measurements.
- Measure pulse rate intervals (ECG) to study variability over time and attempt sinus rhythm detection for establishing central respiratory rhythm and IBM signal during breath-holding (Parks, 2006).
- Monitoring post-exercise heart rate recovery time as an indicator of athlete fitness level, comparing it with recovery time derived from sEMG signals (explained later in Figure 5).
- Isolation of heart signals from sEMG signals and correlation with ECG to ascertain whether pulse can be reliably obtained from IC and RA sEMG respiratory signals.
- Standard tissue oxygenation measurement methods using near-infrared spectroscopy (NIRS) were added to calibrate oxygenation linkage with sEMG muscle measurements.
- A larger sample size is needed to detect better patterns and statistically group results by sports branches/disciplines, gender, training type, body size, etc.
- Pre- and post-training sEMG measurements should be conducted to qualitatively assess muscle response to fatigue alongside standard measurements such as EKG, EEG, biochemistry, lung capacity, etc., correlating them to possibly replace standard measurements with sEMG muscle measurements.
- To establish the relationship between FRK (functional residual capacity) and breath-holding duration (BHD), for a better understanding of the neuromuscular response to breath-holding and to generate reference values for T3Д in healthy individuals corresponding to the control pause and maximum positive pause, several considerations are pertinent. When predicting maximum breath-holding duration, lung capacity should also be taken into account, as individuals with greater lung capacity are expected to have longer maximum breath-holding durations. Specifically, Buteyko posits that maximum breath-holding duration can be increased through diving training and developing the diving reflex, but not the control pause. Control pause can only increase if CO₂ deposits in cells are elevated to a physiological optimum of approximately 6.5-7.5% for healthy individuals (Yakovljeva, 2013). The FRK should be theoretically calculated based on height, age, and BMI (Lumb, 2017a), and this theoretical capacity should be measured and compared. This comparison will calibrate the rough prediction of expected breath-holding periods in healthy individuals.
- Utilizing Finapres for blood pressure measurement, capable of detecting IBM, would enhance the comprehensive assessment.

The sEMG signal is divided into frequency bands 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), and S8 (0–4 Hz) using wavelet

analysis. From previous measurements, it was concluded that the response of most participants in the IC inspiratory muscle is such that energy gradually increases in the 120-480 Hz range (D2-D3), while energy decreases in the 7.5-30 Hz range (D5-D6). There is a particularly pronounced energy decrease for participants with poorer results in the D6 range of 15-30 Hz. On the SC muscle, there was observed energy increase from 240-480 Hz (D3), and somewhat less from 120-240 Hz (D2), while energy decrease was present from 15-120 Hz (D4-D6). In contrast, while the increase on IC and SC muscles is gradual, it is abrupt on the RA muscle, and mainly present for the most trained participants who have BHD > 50s, in the range of 60-240 Hz (D3-D4), and partially in 240-480 Hz (D2). These regularities and values form a reference that will be compared to new measurements to classify new measurements in relation to the existing reference.

Figure 3 shows the sEMG response of the third participant in the IC inspiratory muscle by frequency scales, where the RMS energy of the signal is shown calculated as the square of the wavelet coefficients of individual scales, averaged over a window of 1.5 s (so that it covers two heartbeats). A significant gradual increase in response in the 120-480 Hz range (D2-D3) is noticeable somewhere from the middle of the inspiratory process, representing the energy "signature" of the hypoxic IBM process. Figure 4 shows the RMS energy (square of the wavelet coefficients) of the sEMG signal of the fourth participant on the RA expiratory muscle. We notice a significant sharp increase in energy in the frequency range from 60-480 Hz (D2 – D4) but closer to the end of the inspiratory process, which is the energy "signature" of the hypercapnic IBM process.

Existing TRIGNO equipment can be used for measurements, with a software component added for signal processing: noise removal and signal division into wavelet components (as shown in Figures 3 and 4). By observing sEMG response across frequency scales, such as D2 scale on IC muscle and D3 scale on RA muscle, the following parameters can be measured (see Figure 5):

- The start of CP measurement is marked as T_{start} , representing the universal timer start when the index finger signals the closing of nostrils.
- The duration of the easy-going period T_1 is measured from the cessation of breathing to the beginning of the struggle period characterized by the increase in sEMG signal. A longer T_1 indicates better preparedness of the subjects and typically equals half of the CP (Bain et al., 2017), which has been experimentally verified.
- During the struggle period T_2 , significant muscle responses are observed, marking the recruitment of motor units with more oxidative slow-twitch muscle fibers (type 1) and/or fast-twitch glycolytic muscle fibers (type 2). Muscle response increases until the first IBM contraction occurs at a certain moment (which gives us the IBM period T_{ibm} , see the moment marked by the green arrow in Figure 5), where $\text{CP} = T_{\text{ibm}}$.
- After the first IBM contraction, the respiratory muscle relaxes (energy decrease), followed by periodic subsequent IBM contractions of increased intensity and frequency. Towards the end of the struggle period, very strong contractions occur (sharp energy decreases and increases, see the red arrow in Figure 5). Shortly thereafter, breathing is restored at moment T_{stop} : longer T_2 times indicate better preparedness of the subjects.
- After breathing is restored, recovery time is measured, i.e., the return of the sEMG signal to normal (recovery time T_{rec}). A shorter recovery time indicates better preparedness.
- Increase in energy over time compared to the nominal reference energy (E_{nom}) from the beginning of breath-holding (averaged over a 1s window, after the first 2s from the beginning of breath-holding).
- The rate of energy increase from nominal to maximum value $(E^{\text{max}} - E^{\text{nom}}) / T_2$.

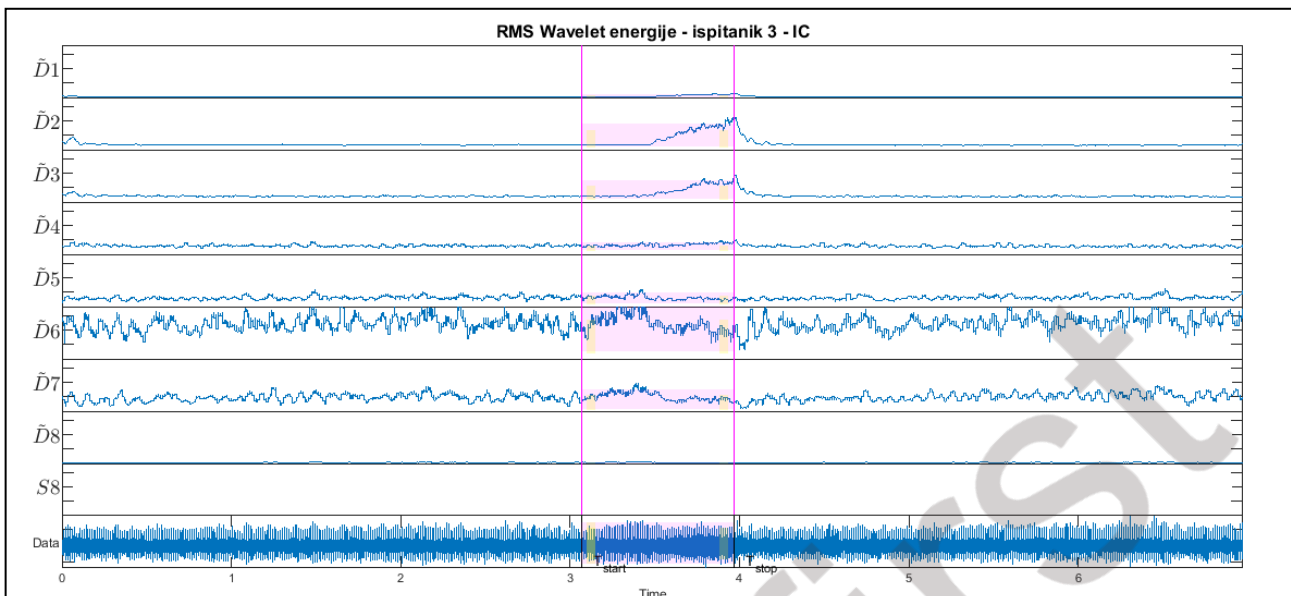


Figure 3 RMS signal energy calculated as the square of the wavelet coefficients (wk^2) in the third subject, the IC muscle shows a significant increase in responsiveness at the moment of IBM, in freq. range 120-480 Hz (D2-D3).

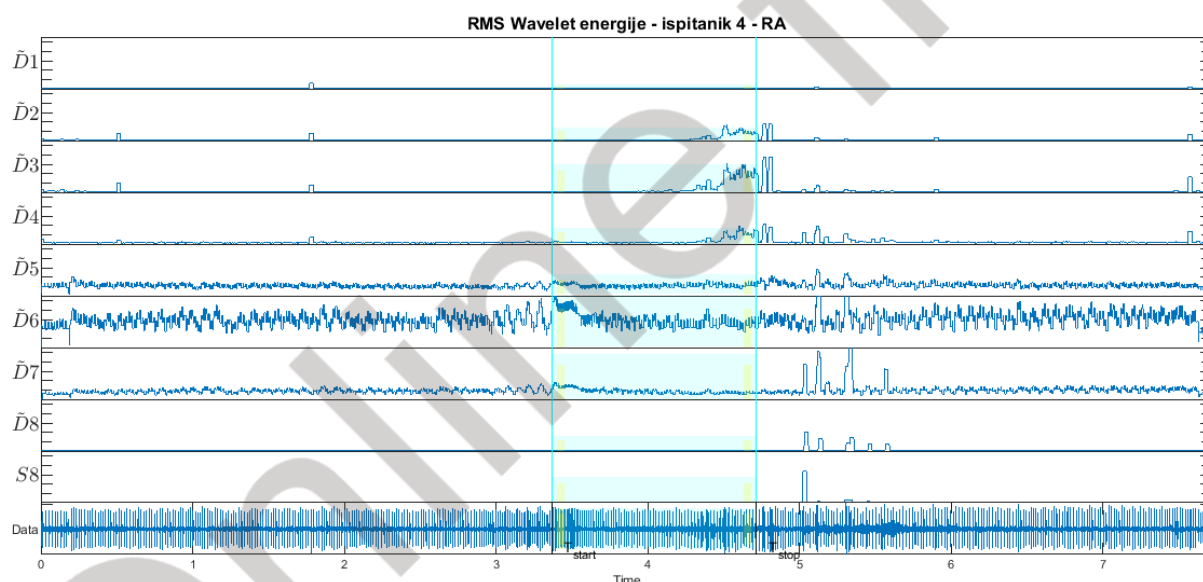


Figure 4 The RMS signal energy calculated as the square of the wavelet coefficients (wk^2) in the fourth subject on the RA muscle shows a significant increase in the IBM response in the frequency range of 60-480 Hz (D2 – D4).

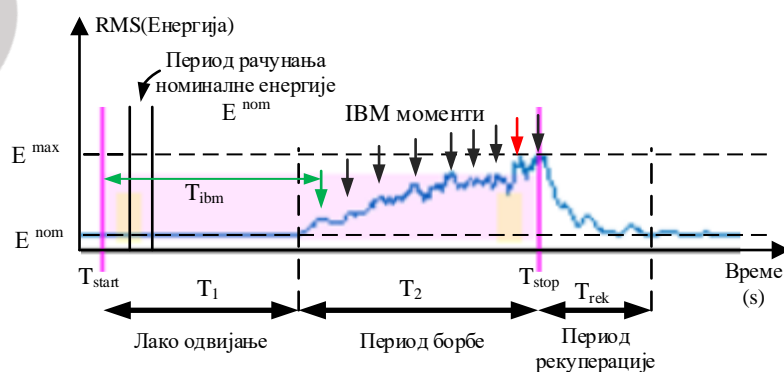


Figure 5 Measurement of BH parameters: easy-going period times T_1 , period of struggle T_2 , breath holding time (BHT) T_1+T_2 , recuperation time T_{rek} , the time till the first IBM-a T_{ibm} , nominal E^{nom} , and maximal E^{max} energy.

CONCLUSION

In this non-experimental observation, a protocol for assessing the health and readiness of athletes based on the specific response of respiratory musculature to apnea was proposed. Analysis revealed that detecting specific changes during IBM through sEMG recordings of IC, RA, and SC muscles is possible. Responses were observed in all three regions in most subjects, along with some specific changes.

Dynamic analysis of spectrum changes throughout the entire procedure unequivocally demonstrated significant alterations ranging from 60 Hz to over 600 Hz. There was no significant muscle response in some subjects, likely because they did not reach IBM. Although they could have held their breath longer, they did not. This underscores the importance of correctly conducting measurements for experiment success, achievable through high-quality subject training and complementary measurements such as infrared and conventional camera measurements, sEMG measurements of the diaphragm, heart rate, etc., contributing to a better understanding of the studied phenomena.

One intriguing possibility is correlating and calibrating sEMG results with other physiological diagnostics. The initial achievement could confirm existing diagnostic methods that are expensive, inaccessible, or time-consuming to process, all while ensuring comfort and non-invasiveness. If correlation is confirmed, partially replacing existing testing methodologies with the new sEMG method using original parameters becomes feasible.

Literature

- Bain, A.R., Ainslie, P.N., Barak, O.F., Hoiland, R. L., Drvis, I., Mijacika, T., Bailey, D.M., Santoro, A., DeMasi, D.K., Dujčić, Ž., & 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.
- Bain, A.R., Drvis, I., Dujic, Z., MacLeod, D.B., & Ainslie, P.N. (2018). Physiology of static breath holding in elite apneists. *Exp. Physiol.*, pp. 103, 635–651.
- 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
- Flak, M., (1920). Some simple tests of physical efficiency, *Lancet* 196, 210–212.
- Foster, G.E., & Scheel, A.V. (2005). The human diving response, its function, and its control. *Scand. J. Med. Sci. Sport*. 15, 3–12.
- 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/IJSPP.2014-0542>
- Foster, K., (2016). Back to the Future, *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11, 281–282, <http://dx.doi.org/10.1123/IJSPP.2016-0152>
- Jouliia, 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.
- Kazarinov, V., (1990). The biochemical basis of CP Buteyko's theory of the diseases of deep respiration (Russian), in Harasho A.E. (ed.) *ButeykoMethod*, 198-218. Odesa: Titul.
- Lindholm, P., и Lundgren, C.E. (2009). The physiology and pathophysiology of human breath-hold diving. *J. Appl. Physiol.* 106, 284–292.
- Lumb, A.B., (2017). Elastic Forces and Lung Volumes. In *Nunn's Applied Respiratory Physiology*, 8th ed.; Amsterdam: Elsevier, pp. 17–32.
- Lumb, A.B., (2017). —Pulmonary Ventilation. In *Nunn's Applied Respiratory Physiology*, 8th ed.; Lumb, A.B., Amsterdam: Elsevier, pp. 73–88.
- Matthew, T., Heidenreich, P.A., Froelicher, V..., 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
- 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.
- 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
- 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 recover tangent after the breath holding, *Физичка култура*. 74, 30–38. eISSN: 2217-947X
 19. Ostojić, M., (2017) Umeće Disanja, in V. Pešić (ed.), *Umeće Disanja* (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 the 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, MJ, (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., Ullah, M.A., & Hosen, MJ (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, AE, Main L.C., Gastin, 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.*, p. 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/>

УДК 796:612.766

DOI 10.5937/FK77-48344

ДИЈАГНОСТИКА ПРИПРЕМЉЕНОСИ СПОРТИСТЕ АНАЛИЗОМ ЕЛЕКТРОМИШИЋНОГ ОДГОВОРА ДИСАЈНИХ МИШИЋА

Мирко Остојић¹, Саша Цветковић¹, Ђорђе Стефановић²

¹ Истраживачко развојни институт Лола д.о.о., Београд, Србија;

² 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;

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 информатичких 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 логику 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 EMG активности респираторних мишића и фаза „борбе“ где бележимо ритмичке флукуације притиска у плућима и ритмичке EMG 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 експериментално 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 дужим 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.

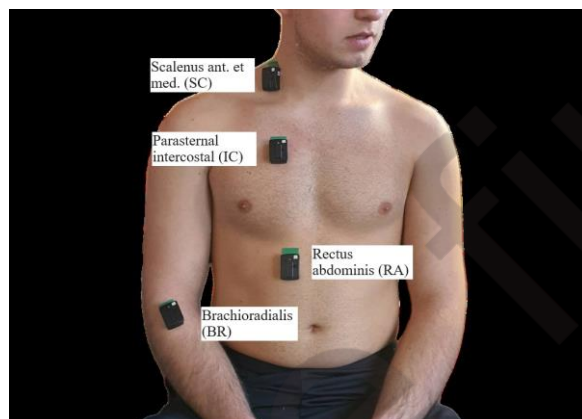
МЕТОД РАДА

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 ± 5 Hz и 450 ± 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 пресека између SC и RA, где већина људи реагује, и самим тим је добар за дијагностику. М. 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 М. 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% (Ostojic 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 Tstart и Tstop 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/m². 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 (Mišić i sar., 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 (Mišić i sar., 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 ²)	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
ПРОФЕСИОНАЛЦИ			СРЕДЊА ВР.	26.7	186.3	80.8	23.2	49.5	51.2
			СТ. ДЕВ.	3.1	10.0	9.8	0.6	16.7	19.3
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
АМАТЕРИ			СРЕДЊА ВР.	34.4	187.3	82.5	23.5	33.5	41.3
			СТ. ДЕВ.	10.7	9.8	9.1	1.3	7.5	12.2
УКУПНО			СРЕДЊА ВР.	30.5	186.8	81.7	23.3	41.5	46.3
			СТ. ДЕВ.	8.8	9.9	9.5	1.0	15.2	16.9

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), на супрот 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 ИВМ 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 CO₂ 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 ИВМ.

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.

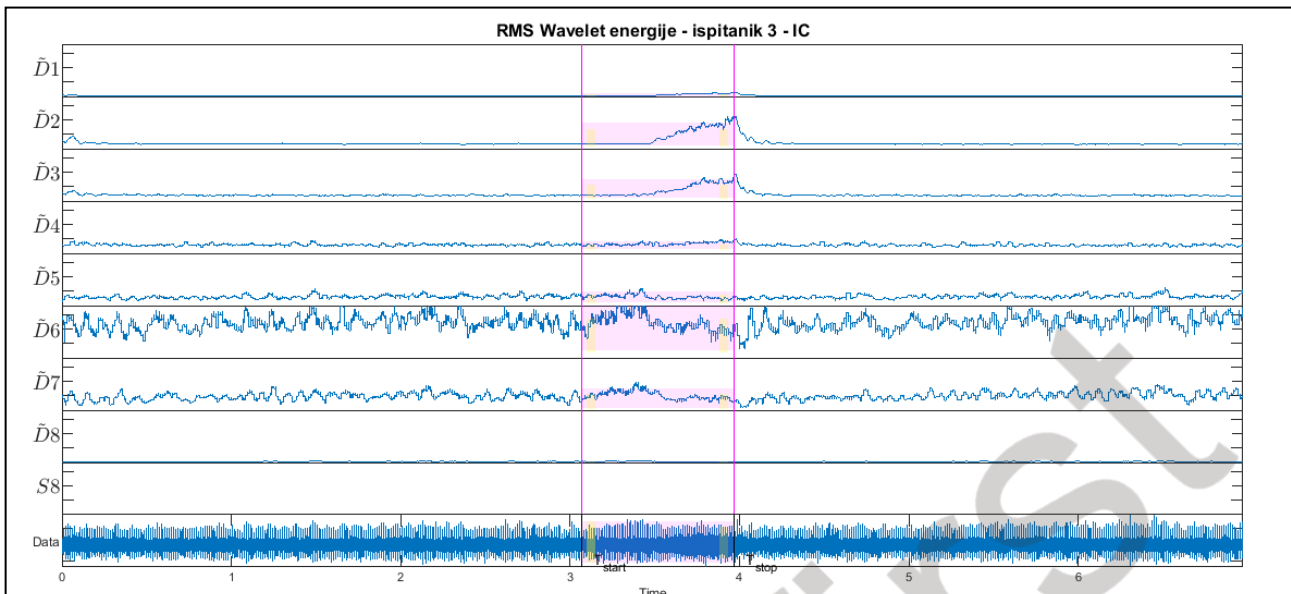
На слици 3 је приказан sEMG одзив за трећег испитаника на IC удисајном мишићу, по фреквенцијским скалама, где је приказана RMS енергија сигнала израчуната као квадрат вејвлет коефицијената појединачних скала, усредњена на прозору од 1,5 s (тако да обухвата два откуцаја срца). Приметно је значајно постепено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

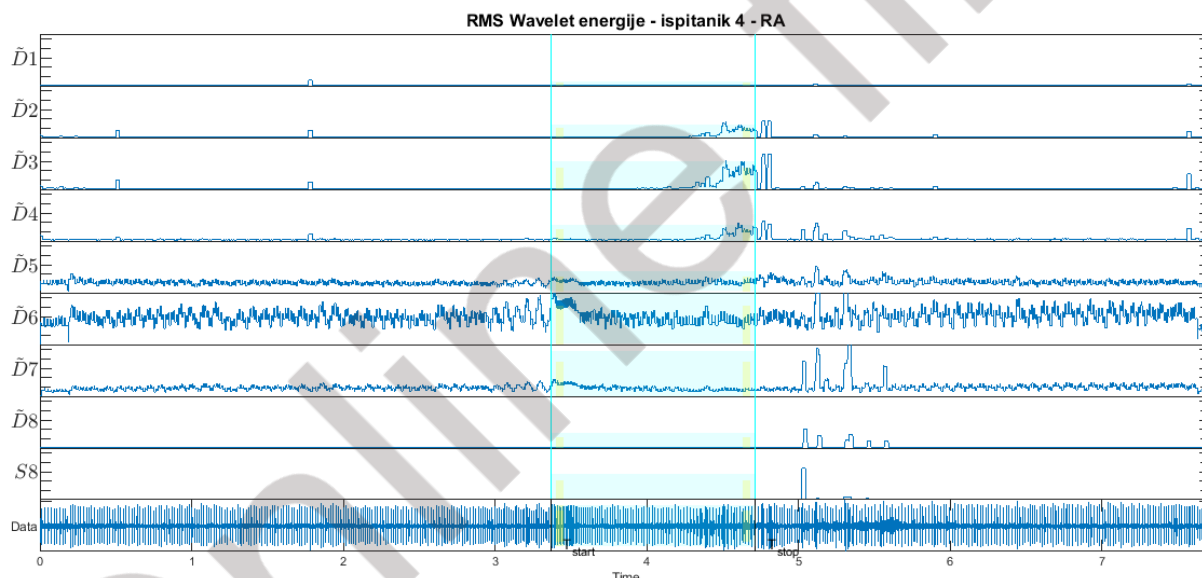
За мерење можемо користити постојећу TRIGNO апаратуру а у систем додати софтверски део за обраду сигнала: уклањање шума и поделу сигнала на компоненте вејвлет таласића (као што је приказано на сликама 3 и 4). Посматрањем sEMG одзива по фреквенцијским скалама, на пример скале D2 на ИС мишићу и скале D3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

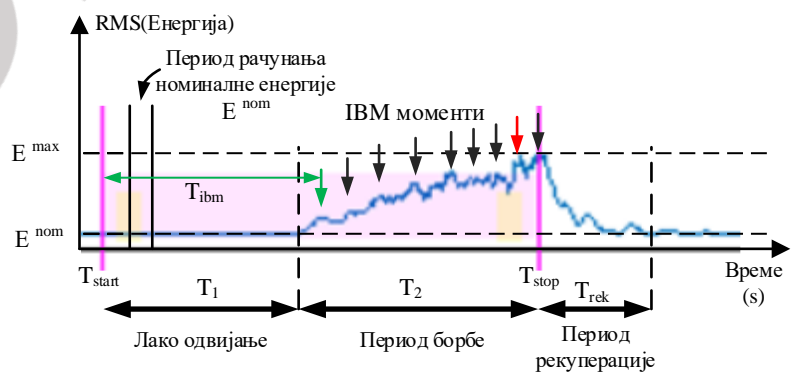
Online first



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), у Хапашо А.Е. (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