

**A COMPARATIVE STUDY OF THE EFFECTS OF HYPERBARIC OXYGENATION ON HEART RATE VARIABILITY USING WAVELET ANALYSIS AND FAST FOURIER TRANSFORM****STUDIUM PORÓWNAWCZE NAD WPŁYWEM TLENOWEJ TERAPII HIPERBARYCZNEJ NA ZMIENNOŚĆ RYTMU ZATOKOWEGO PRZY WYKORZYSTANIU ANALIZY FALI ELEMENTARNEJ I SZYBKIEJ TRANSFORMATY FOURIERA**Tristan Juvet <sup>1)</sup>, Salah Abdelhadi <sup>2)</sup><sup>1)</sup> Saba University School of Medicine, Saba, Dutch Caribbean<sup>2)</sup> Uniwersytet Medyczny w Sabie, Saba, Niderlandy Karaibskie

## ARTICLE INFO

**Journal:** PolHypRes 2013 Vol. 45 Issue 4 pp. 19 – 36**ISSN:** 1734-7009**eISSN:** 2084-0535**DOI:** HTTP://DX.DOI.ORG/10.13006/PHR.45.2

Pages: 18, figures: 4, tables: 1.

**page www of the periodical:** www.phr.net.pl**Keywords/Słowa kluczowe:***(in English):* hyperbaric oxygenation, heart rate variability, wavelet analysis, EKG, RR interval, high-frequency power, low-frequency power.*(in Polish):* tlenowa terapia hiperbaryczna, zmienność rytmu zatokowego, analiza fali elementarnej, EKG, odstęp RR, moc wysokiej częstotliwości, moc niskiej częstotliwości.**Polish-English bilingual publication****Publisher**

Polish Hyperbaric Medicine and Technology Society

## ABSTRACT

*(in English)*

Heart rate variability (HRV) is a recognized and reliable parameter of the autonomous nervous system's effects on the heart. Hyperbaric oxygenation (HBO) has been shown to increase HRV and decrease heart rate suggesting increased vagal tone. Several methods have been developed to analyze HRV, including time-domain, frequency-domain and wavelet time/frequency analysis. To compare the use of these methods in analyzing HRV over shorter periods of time, electrocardiogram recordings were made of 6 subjects under normal resting conditions, followed by breathing 100% O<sub>2</sub> at 253 kPa (2.5 ATA) of pressure. HRV was analyzed over two and ten minute periods using both fast Fourier transform and wavelet analysis. Results showed that wavelet and FFT analyses have similar diagnostic features, with continuous wavelet analysis appearing more suitable in detecting changes in HRV over shorter time periods.

*(in Polish)*

Zmienność rytmu zatokowego (HRV) jest sprawdzonym i niezawodnym parametrem mierzącym wpływ autonomicznego układu nerwowego na pracę serca. Badania wykazały, że hiperbaryczna terapia tlenowa (HBO) powoduje zwiększenie HRV oraz redukcję w częstotliwości akcji serca, sugerując tym samym zwiększenie napięcia nerwu błędnego. W celu dokonania analizy HRV wykorzystano kilka metod, w tym analizę czasową, analizę w dziedzinie częstotliwości oraz czasowo-częstotliwościową analizę fali elementarnej. W celu porównania skuteczności tych metod w krótkookresowej analizie HRV, sześciu pacjentów poddano badaniu przy użyciu elektrokardiogramu w warunkach spoczynku, a następnie zlecono im oddychanie 100% O<sub>2</sub> pod ciśnieniem 253 kPa (2,5 ATA). HRV analizowano w okresach dwu- i dziesięciominutowych przy użyciu szybkiej transformaty Fouriera (STF) i analizy fali elementarnej. Wyniki wykazały podobieństwa cech diagnostycznych obu metod, przy czym stwierdzono, iż nieprzerwana analiza fali elementarnej osiąga lepsze wyniki w wykrywaniu zmian w HRV w krótszych przedziałach czasowych.

## WSTĘP

Zmienność rytmu zatokowego (HRV), czyli stopień zróżnicowania odstępów R-R przy różnych skalach częstotliwości, stanowi sprawdzony i niezawodny parametr pozwalający zmierzyć wpływ autonomicznego układu nerwowego na pracę serca [1]. Pomiarów HRV dokonuje się przy wykorzystaniu nieinwazyjnych odczytów elektrokardiograficznych (EKG). Wpływ autonomicznego układu nerwowego na pracę serca powoduje zmiany w HRV, w związku z czym fakt ten był już kilkakrotnie wykorzystywany jako narzędzie kliniczne, zwłaszcza w dziedzinie psychologii i fizjologii [2]. Zastosowania te dotyczyły pomiaru stopnia uniesienia emocjonalnego lub niepokoju, jako wskaźnika wydolności sercowej u pacjentów po przebytym zawale [3].

Jak wiadomo, metody czasowe stanowią najprostszy sposób oceny zmienności rytmu serca. Służą one do pomiaru odstępów R-R, określania czasu pomiędzy normalnymi uderzeniami serca w związku z depolaryzacją z węzła zatokowo-przedsionkowego, a także do pomiaru tętna w dowolnym czasie. Metody w dziedzinie czasu pozwalają obliczyć średnią częstotliwość akcji serca (HR), określić średnie odstępów R-R, odchylenia standardowe w odstępach R-R oraz różnice pomiędzy najdłuższymi i najkrótszymi odstępami R-R w określonym czasie. Pomiar uzyskiwane przy pomocy metod czasowych winno się porównywać wyłącznie z zapisami o podobnym czasie trwania. Obecnie stosuje się je w połączeniu z nowymi, bardziej dokładnym metodami analitycznymi [4].

Najbardziej powszechnymi metodami wykorzystywanymi w analizie HRV są szybka transformacja Fouriera (STF) i analiza fali elementarnej. Analiza STF jest metodą wykorzystywaną do rozkładu danych z EKG na poszczególne pasma częstotliwości. Pasma te, w celu odzwierciedlenia różnych poziomów kontroli autonomicznej, dzieli się na bardzo niskie, niskie oraz wysokie. Pasma wysokiej częstotliwości (HF), mieszczące się w zakresie od 0,15 do 0,40 Hz, związane są z aktywnością przywspółczulną, a także zwiększonym napięciem nerwu błędnego przy normalnym tętnie spoczynkowym. Pasma niskiej częstotliwości (LF), w zakresie pomiędzy 0,06 i 0,15 Hz, związane są zarówno z wpływem aktywności współczulnej jak i przywspółczulnej. Równowagę współczulno-przywspółczulną można wyprowadzić stosunkiem LF/HF [4]. Z kolei, badania dotyczące pasm o bardzo niskiej częstotliwości (VLF) pomiędzy 0,003 i 0,05Hz nie posiadają jeszcze dostatecznie gruntownego opracowania, w związku z czym ich rola nie jest do końca poznana. Pomiar pasm częstotliwości oparty jest na wartościach mocy ( $ms^2$ ), tzn. stosunku pomiędzy wartością pasma i całkowitą mocą danego odczytu z odjęciem wartości dla pasma VLF.

Ostatnie badania wykazały pewne ograniczenia dotyczące zastosowania metody STF w analizie HRV. Ma to związek ze stacjonarnością danych, wymagających nieprzerwanego, co najmniej pięciominutowego zapisu [5, 6]. Stacjonarność sygnału wiąże się z niezmiennością jego właściwości rozkładowych w czasie [7]. Z kolei HR, jak wiele innych sygnałów biomedycznych, ma właściwości niestacjonarne, o zmiennej w czasie wartości średniej i wariancji. Podczas stosowania metody STF, zakłada się, iż wykonane próby będą charakteryzowały się co najmniej słabą stacjonarnością, co sprawi, że pozyskane wyniki nie będą całkiem precyzyjne [2]. STF nie pozwala obliczyć wariancji częstotliwości w czasie, co oznacza, że w przypadku założenia, że badanie będzie obejmowało tego typu zmiany, metodę tę należało będzie uzupełnić o innego rodzaju analizy.

Udowodniono, iż analiza fali elementarnej, łącząca dziedziny czasu i częstotliwości, jest bardziej dostosowana do analizy właściwości niestacjonarnych w badaniu krótkotrwałym, co pozwala na lepszy pomiar ilościowy HRV [6]. Analiza fali elementarnej umożliwia też wizualizację zmian w HRV przy użyciu skalogramów podkreślających anomalie charakterystyczne dla konkretnych chorób za pomocą kolorów [8]. Obecna dostępność zaawansowanych pakietów programowych powoduje, iż analiza fali elementarnej prawdopodobnie sprawdzi się jako dużo dokładniejsze narzędzie w pomiarze HRV aniżeli STF. Jej najmocniejsze zastosowanie dotyczy detekcji ostrych zmian w wydolności sercowej, jak np. tych występujących podczas wstępnego zwiększania ciśnienia w terapii tlenem hiperbarycznym.

## INTRODUCTION

Heart rate variability (HRV), the degree of variation in R-R intervals at various frequency scales, is a recognized and reliable parameter of the autonomous nervous system's effect on the heart [1]. It is measured using non-invasive electrocardiographic (EKG) readings. Autonomic influence on the heart alters HRV and it has been used as a clinical tool in several instances, particularly in psychology and physiology [2]. Clinical applications include measuring the degree of emotional arousal or anxiety and as an indicator of cardiac health following a myocardial infarction [3].

Time-domain methods are the simplest used for evaluating variability in heart rate. These methods detect the R-R intervals, the time elapsed between normal beats resulting from sinus node depolarization, as well as the heart rate at any point in time. Time-domain methods allow the calculation of mean heart rate (HR), mean R-R interval, standard deviation of R-R interval and the differences between the longest and shortest R-R intervals over a given period of time. Measurements derived from time-domain methods should only be compared with recordings of a similar duration in time and newer, more sensitive analytical methods are now used in addition to time-domain [4].

The most commonly used methods used for analyzing HRV are fast Fourier transform (FFT) and wavelet analysis. FFT analysis is a frequency-domain method that works by decomposing the EKG data into different frequencies. These bands are divided into very low, low and high components, each reflecting a different level of autonomic control. High frequency (HF) bands within a 0.15 to 0.40 Hz range are associated with parasympathetic activity and increased vagal tone, seen in normal resting heart rate. Low frequency (LF) bands between 0.06 and 0.15 Hz are associated with both sympathetic and parasympathetic influence. Sympathovagal balance can be inferred by the LF/HF ratio [4]. Very low frequency (VLF) bands, between 0.003 and 0.05 Hz, have not been defined as thoroughly and our understanding of them remains unclear. Measurement of the frequency bands is made in values of power ( $\text{ms}^2$ ), which represent the proportion of the band over the total power for the reading minus the VLF band.

Use of FFT has recently shown limitations in analyzing HRV. This is due to the fact that it is restricted to data showing stationarity, and requires at least five minutes of continuous data collection [5,6]. Stationarity of the signal refers to the invariance of distributional characteristics over time [7]. HR, like many other biomedical signals, has non-stationary properties, with a mean and variance that are not stable over time. When using the FFT approach, it is assumed that the samples show at least weak stationarity, which could produce results that are never completely accurate [2]. FFT is unable to calculate the frequency variation with time, meaning it must be complemented by another analysis if the changes in frequency over time are to be included in the study.

Wavelet analysis, a joint time/frequency domain method, has been shown to be more suitable in analyzing non-stationary properties over short periods of time, allowing better quantitative measurement of HRV [6]. Wavelet analysis also allows the visualization of changes in HRV through the use of scalograms, which use a color pattern to highlight abnormalities that may occur in specific diseases [8]. With the current availability of advanced software packages, wavelet analysis will possibly emerge as a much more sensitive tool than FFT in the measurement of HRV. Its strongest application would be in detecting the acute changes in cardiac function such as that during the initial pressurization in HBO.

Niższy poziom HRV wiąże się z podwyższonym ryzykiem śmiertelnej arytmii i niewydolności serca [9]. Pokrywa się to ze spadkiem mocy na pasmach HF oraz LF, co pozwala stwierdzić, że pasma niskiej częstotliwości niekoniecznie odzwierciedlają stopień napięcia współczulnego, jako że przy niewydolności serca napięcie to jest zwykle podniesione [10]. W jednym z obszernych badań nad związkiem pomiędzy HRV i śmiertelnością na skutek zawału mięśnia sercowego, analizę częstotliwościową wykorzystano w prognozowaniu wyższej śmiertelności u pacjentów z obniżonym HRV podczas badania kontrolnego przeprowadzanego 31 miesięcy po przebytych zawale [11]. Stwierdzono, iż niezrównoważona aktywność autonomiczna jest w wielu przypadkach wskaźnikiem postępu choroby i prowadzi do niekorzystnej prognozy, zaś jej pomiary są wydajniejsze od pomiarów hemodynamicznych [12]. Pomiar HRV i jego znaczenie w warunkach klinicznych może się różnić w zależności od rodzaju choroby oraz odzwierciedlać różne aspekty dotyczące podniesionego ryzyka zgonu [13]. Może to mieć znaczenie w określaniu, którzy pacjenci mogliby skorzystać na terapii HBO, jako że zwiększenie ciśnienia i, co za tym idzie, wzrost zmienności rytmu zatokowego mogłoby zadziałać w obu kierunkach, tzn. poprawić bądź pogorszyć stan pacjentów [14]. Nurkowanie rekreacyjne na większych głębokościach pozwala osiągnąć podobne efekty do HBO, co oznacza, że również mogłoby być szkodliwe w przypadku pacjentów wysokiego ryzyka.

Wiadomo, iż terapia HBO wiąże się z obniżeniem tętna i pojemności minutowej serca przy jednoczesnym podniesieniu ciśnienia krwi [15]. Jednakże tym, co budzi kontrowersje jest faktyczny wpływ HBO na HRV. Badania wykazały, że HBO ma znaczący wpływ na spowolnienie akcji serca (bradykardia) przy wzroście mocy HF i obniżeniu stosunku LF/HF [16]. Oznacza to, że obniżenie średniej częstotliwości akcji serca podczas HBO wiąże się ze wzrostem wpływu układu przywspółczulnego na serce. Zwiększone napięcie układu przywspółczulnego odnotowywano u zawodowych nurków oddychających powietrzem (21% tlenu ( $O_2$ )) przy ciśnieniu 253 kilopaskali (kPa), a także zdawało się ono być bardziej wyraźne u osób oddychających 100%  $O_2$  przy tej samej wartości ciśnienia [17]. Wykorzystanie HBO w różnicowaniu poziomów HRV u pacjentów może znaleźć w przyszłości dalsze kliniczne zastosowania, zwłaszcza w schorzeniach z obniżonym napięciem nerwu błędnego, jak np. w przypadku pacjentów z chorobą niedokrwienną serca (ChNS). Zwiększenie aktywności przywspółczulnej może też mieć korzystny wpływ, jako że obniżona częstotliwość pracy serca redukuje stopień zużycia przez nie tlenu, co stanowi jeden z głównych celów leczenia ChNS [10]. Dzięki manipulacjom eksperymentalnym wykazano, iż HBO można również wykorzystać w ocenie efektywności kilku metod służących do analizy HRV [18].

Uważa się, że podczas terapii HBO wpływ układu przywspółczulnego na serce zauważalny jest niemal natychmiast, przy jednoczesnym opóźnieniu efektu współczulnego [2]. Podczas krótkiego okresu następującego tuż po tym spadku, reakcja serca na aktywność nerwu błędnego jest najbardziej zdecydowana i znacząca w dostosowywaniu napięcia autonomicznego do pozostałego czasu ekspozycji HBO. Z tych powodów wierzymy, że analiza fali elementarnej stanowi bardziej odpowiednią metodę w ocenie HRV podczas HBO w porównaniu z analizą częstotliwościową. Niniejszy artykuł przedstawia porównanie wyników uzyskanych przy pomocy obydwu tych metod w różnych ciągach czasowych w celu określenia, czy analiza fali elementarnej przewyższa STF w stopniu wykrywalności zmian początkowych w następstwie terapii HBO.

## METODY

W trakcie niniejszego studium korzystano z surowych danych dotyczących HRV uzyskanych w poprzednim eksperymencie [19] z udziałem 10 zdrowych ochotników obojga płci, w wieku pomiędzy 20-30 lat, poddanych sesjom w wieloosobowej komorze hiperbarycznej o pow. 510 m<sup>2</sup>, Klasa I (Clucas Diving, Luscott Mk V). Warunkiem włączenia do analizy było uzyskanie zgody badanych oraz ich zdolność do leżenia w bezruchu w komorze przez ponad 30 minut i samodzielnego założenia maski oddechowej. Cztery osoby nie zostały ujęte w analizie w związku z niepełnym okresem odbytym w spoczynku, zgłaszanym uczuciem dyskomfortu w uszach i nadmiernym ruchem w komorze, co zakłócało odczyty EKG.

A lower HRV is associated with an increased risk of fatal arrhythmias and heart failure [9]. This corresponds to a decrease in both the HF and LF power, which supports the fact that the low frequency bands do not necessarily reflect sympathetic tone, since this is normally increased during heart failure [10]. In one of the larger studies looking at the relationship between HRV and mortality following a myocardial infarction, frequency domain analysis was used to predict a higher total mortality in patients with reduced HRV during a 31 month follow up [11]. Unbalanced autonomic activity has been shown to indicate disease progression in many cases and also serves as predictor of poor prognosis that is better than hemodynamic measures [12]. HRV measures and their importance in clinical settings may vary depending on the illness of the patient and each measure may capture different aspects of increased risk of mortality [13]. This may be of importance in determining which patients would benefit from HBO therapy, as this increased pressure and greater variability could work both ways, improving the condition of some and worsening it in others [14]. Recreational diving at higher depths will have similar effects as HBO and may inadvertently be harmful to certain high-risk individuals as well.

It is known that HBO therapy reduces heart rate and cardiac output while increasing blood pressure [15], yet controversy exists concerning the exact effects of HBO on HRV. Studies have shown that HBO has a significant bradycardic effect on the heart with an increase in HF power and a decrease in the LF/HF ratio [16]. This suggests that the decrease in mean heart rate experienced during HBO is due to increased parasympathetic influence on the heart. Augmented parasympathetic tone has been noticed in professional divers breathing air (21% oxygen (O<sub>2</sub>)) at 253 kilopascals (kPa) and it appears to be more pronounced in subjects breathing 100% O<sub>2</sub> at the same pressure [17]. The use of HBO in altering the HRV of an individual could have future clinical applications, especially in conditions with reduced vagal tone, such as patients with coronary artery disease (CAD). Increased parasympathetic activity can have beneficial effects, as the lower heart rate will decrease the heart's consumption of oxygen, one of main goals in CAD treatment [10]. Through experimental manipulation, HBO can also be used to differentiate the effectiveness of several HRV analysis methods [18].

It is believed that HBO's parasympathetic influence on the heart occurs almost instantaneously, while the sympathetic effect is delayed [2]. During the short period immediately following descent, cardiac response to vagal activity is most pronounced and important in setting the autonomic tone for the remainder of the HBO exposure. For these reasons, we believe that wavelet analysis is more appropriate in assessing HRV during HBO in comparison with frequency analysis. In this paper, the results obtained with both methods over different time intervals were compared to determine if wavelet analysis is more sensitive than FFT in detecting the initial changes following HBO.

## METHODS

This study used the raw HRV data from a previous experiment [19] where 10 healthy male and female volunteers, aged 20-30, were subjected to sessions in a 510 square meter Class I multiplace hyperbaric chamber (Clucas Diving, Luscott Mk V). In order to be included in the analysis, the subjects had to give informed consent, be able to lie still for more than 30 minutes in the chamber, and be able to put on a breathing mask. Four subjects were left out of the complete analysis due to insufficient rest time, ear discomfort and excessive movement in the chamber that disrupted the EKG readings, leaving a sample size of six. A further subject was left out of the time-frequency wavelet analysis due to an excessive amount of noise on the EKG reading caused by erratic movement in the chamber during pressurization. Final sample size was six for FFT analysis and 5 for wavelet analysis. Subjects were supine and relaxed. Each session began with at least 15 minutes of rest, up to a maximum of 30 minutes, breathing ambient air at 101 kPa.

W rezultacie próba badawcza objęła sześć osób. Kolejna osoba została wykluczona z analizy fali elementarnej z powodu nadmiernej ilości hałasu zakłócającego odczyt EKG spowodowanego jej ruchem w komorze w procesie zwiększania ciśnienia. Próba końcowa obejmowała zatem sześć osób poddanych analizie STF i pięć osób poddanych analizie fali elementarnej. Osoby te przebywały w pozycji leżącej, zrelaksowanej. Każdą sesję poprzedzano przynajmniej 15-minutowym odpoczynkiem, przedłużanym maksymalnie do 30 minut, przy oddychaniu powietrzem z otoczenia w ciśnieniu 101 kPa. Następnie, ciśnienie w komorze zwiększano do 253 kPa, a badani oddychali 100% O<sub>2</sub> przez okres 15 minut przy użyciu maski. Czynność serca badano przy pomocy EKG w trakcie całej sesji jak i w okresach odpoczynku.

Na podstawie odczytów EKG wygenerowano periodogramy przedstawiające odstępów R-R na podstawie wartości szczytowych przy użyciu oprogramowania AcqKnowledge 4.0. Periodogramy wykorzystano w określaniu mocy pasm częstotliwości. Dla każdego badanego wygenerowano dwa periodogramy: pierwszy przedstawiający ostatnie pięć minut odpoczynku przy 1 ATA, zaś drugi obejmujący pierwsze pięć minut pod wpływem HBO. Następnie periodogramy poddano analizie HRV przy użyciu oprogramowania Kubios (Uniwersytet w Kuopio, Finlandia). Program korzystał z okna w grafice 256, stanowiącego w 50% wykres spektrum STF pozwalającego na obliczenie mocy poszczególnych pasm częstotliwościowych dla każdego periodogramu. Wyniki dla analizy czasowej pozyskano również przy pomocy oprogramowania Kubios.

Analizę czasowo-częstotliwościową przeprowadzono analizą falkową przy użyciu oprogramowania HRV Analysis Software (HRVAS) (Uniwersytet w Memphis) korzystającym z narzędzi Matlab. Następnie periodogramy generowano ponownie z wstępnych danych EKG. Analizy dokonano na podstawie dwóch zestawów danych. Zestaw dwuminutowy odpowiadał pierwszej minucie odpoczynku w warunkach normobarii oraz pierwszej minucie HBO, zaś zestaw danych z okresu dziesięciominutowego wygenerowano na podstawie tych samych periodogramów, co te użyte do analizy STF. Następnie dane z periodogramów poddano analizie przy użyciu wspomnianego oprogramowania. Analiza czasowo-częstotliwościowa przy użyciu transformaty falkowej pozwoliła obliczyć krótkotrwałą zmienność w akcji serca w przejściu pomiędzy spoczynkiem a HBO.

Obliczono średnie dla każdego z pomiarów (średnie HR, średnia moc LF, średnia moc HF i średni stosunek LF/HF), a następnie wykorzystano test t dla prób zależnych w celu porównania wyników badanych przed i po HBO. Przy pomocy oprogramowania HRVAS stworzono wykresy płaszczyzn stałoparametrycznych dla obydwu zestawów danych z pominięciem fazy spadkowej, w celu uniknięcia uwzględnienia zmian w częstotliwości akcji serca wywołanych bodźcami zewnętrznymi. Zabieg ten umożliwił porównanie wizualne wyników STF, a także uzyskanie obrazu graficznego dla zmian czasowych w pomiarach HRV.

## WYNIKI

Analiza w dziedzinie częstotliwości przy użyciu metody STF w warunkach HBO wykazała spadek HR o 7,1 bpm ( $p < 0,05$ ), znaczny wzrost średniej mocy HF o 3,1 ( $p < 0,05$ ), wzrost średniej mocy LF o współczynnik 2,35, co określono jako statystycznie nieistotne ( $p = 0,05$ ) (Rys. 1), a także spadek średniej wartości stosunku LH/HF o współczynnik 1,19, również statystycznie nieistotny ( $p = 0,34$ ). Spośród trzech pomiarów HRV przedstawiających autonomiczną kontrolę serca podczas HBO, wartość mocy HF nie wykazała zbyt silnej korelacji z HBO ( $r = -0,41$ ), podczas gdy wartości mocy LF ( $r = -0,67$ ) i stosunku LF/HF ( $r = 0,60$ ) wykazały nieco silniejszy związek z HBO, jednakże nie były one istotne ze statystycznego punktu widzenia. Analiza czasowo-częstotliwościowa wykonana przy użyciu analizy fali elementarnej dla dwóch zestawów danych minutowych wykazały spadek wartości HR o 3,04 BPM ( $p = 0,16$ ) przy porównaniu pierwszej minuty HBO i ostatniej minuty spoczynkowej.

Following the rest period, the chamber was pressurized to 253 kPa and subjects were asked to breathe 100% O<sub>2</sub> through a mask for 15 minutes. Throughout the treatment and rest periods, cardiac activity was recorded by EKG.

Using the EKG readings, periodograms representing the R-R intervals were generated by peak detection using AcqKnowledge 4.0. Periodograms were used to estimate the power of the frequency bands. Two periodograms were generated for each subject: one representing the last five minutes of rest at 1 ATA, and one representing the first five minutes under HBO. These periodograms were then run through Kubios HRV analysis software (University of Kuopio, Finland). The software used a 256 sliding window with 50% overlap for the FFT spectrum to calculate the power of the different frequency bands for each periodogram. Time-domain results were also obtained by Kubios.

Time-frequency analysis was performed by wavelet analysis using HRV Analysis Software (HRVAS) (University of Memphis), implementing the wavelet analysis toolkit of Matlab. Periodograms were once again generated from the initial EKG data. Analysis was performed using two data sets. A two minute set corresponding to an initial one minute normobaric rest period followed by one minute of HBO, and a ten minute set using the same periodograms from the FFT analysis. The periodogram data files were subsequently run through the software. The time-frequency analysis using wavelet transform method allowed the calculation of beat-to-beat changes in frequency over the rest to HBO transition.

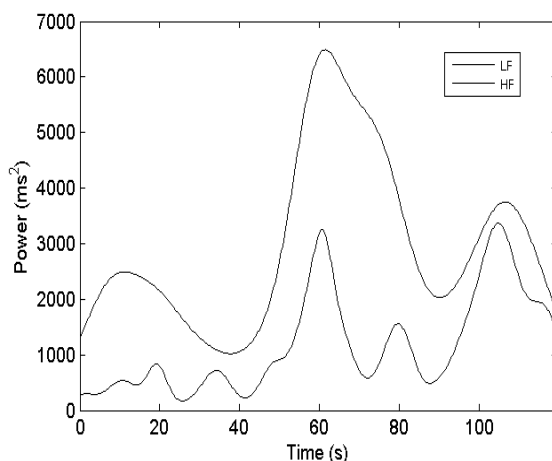
The averages for each measure (HR, mean LF power, mean HF power and mean LF/HF ratio) were calculated and a paired t-test was used to compare the subjects before and after HBO. Surface plots were created with HRVAS using both data sets, and the descent phase was excluded as to avoid any unwanted variations in heart rate due to external stimuli. This allowed for a visual comparison with the FFT results, as well as a graphical representation of the temporal changes in HRV measures.

## RESULTS

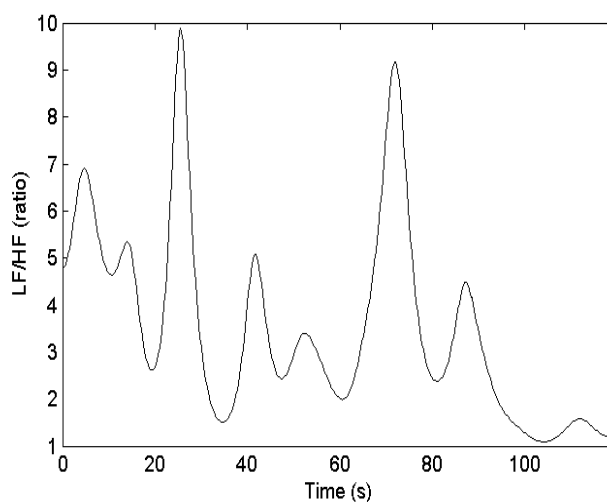
Frequency domain analysis using the FFT method under HBO conditions showed a decrease in HR of 7.1 bpm ( $p < 0.05$ ), a significant increase in mean HF power by 3.1 ( $p < 0.05$ ), an increase in the mean LF power by a factor of 2.35, which was non-significant ( $p = 0.05$ ) (Figure 1), and a decrease in the mean LH/HF ratio by a factor of 1.19, also non-significant ( $p = 0.34$ ). From the three HRV measures representing the autonomic control on the heart during HBO, HF power did not show a very strong correlation ( $r = -0.41$ ), while the LF power ( $r = -0.67$ ) and LF/HF ratio ( $r = 0.60$ ) showed a slightly stronger correlation with HBO but were not significant.

Time-frequency analysis performed using the wavelet method for the two minute data set showed a decrease in HR of 3.04 BPM ( $p = 0.16$ ) during the first minute of HBO compared to the last minute of rest. HRV measures were also calculated and compared, with hyperbaric conditions inducing an increase in mean HF power by a factor of 2.2 ( $p < 0.05$ ), an increase in mean LF power by a factor of 2.7 ( $p = 0.06$ ) (figure 1) and a decrease in mean LF/HF ratio by a factor of 0.93 ( $p = 0.36$ ) (figure 2). With regards to their association with HR, LF power was weakly correlated to HR ( $r = -0.41$ ), while both HF power ( $r = -0.23$ ) and LF/HF ratio ( $r = 0.04$ ) showed no significant correlation.

Wartości HRV również obliczono i porównano, wykazując wzrost w średniej mocy HF o współczynnik 2,2 ( $p < 0,05$ ) w warunkach hiperbarycznych, wzrost w średniej mocy LF o współczynnik 2,7 ( $p = 0,06$ ) (Rys. 1) oraz spadek w średniej stosunku LF/HF o współczynnik 0,93 ( $p = 0,36$ ) (Rys. 2). W odniesieniu do związku tych wartości z poziomem HR można stwierdzić, że moc LF wykazywała słabą korelację z HR ( $r = -0,41$ ), podczas gdy zarówno wartości mocy HF ( $r = -0,23$ ) jak i stosunku LF/HF ( $r = 0,04$ ) wykazały brak istotnych korelacji.



Rys. 1. Średnie moce HF i LF w warunkach spoczynku i HBO w czasie dwóch minut przy użyciu analizy fali elementarnej. HBO rozpoczęte po upływie 60 sekund.



Rys. 2. Średnie stosunku LF/HF w warunkach spoczynku i HBO w czasie dwóch minut przy użyciu analizy fali elementarnej. HBO rozpoczęte po upływie 60 sekund.

Analiza fali elementarnej wykonana po 10 minutach wskazała na spadek wartości HR o 6,6 bpm ( $p = 0,06$ ) po przebyciu pięciu minut w warunkach HBO. Dodatkowo, średnia moc LF wykazała wzrost o współczynnik wynoszący 3,18 ( $p = 0,17$ ), podczas gdy średnia moc HF zwiększyła się o 2,85 ( $p < 0,05$ ) (Rys. 3). Średni stosunek LF/HF zmniejszył się o wartość współczynnika równą 0,70 ( $p = 0,41$ ) (Rys. 4). Stwierdzono istotną korelację pomiędzy wartością HR a średnią mocą LF ( $r = -0,76$ ). Średnie wartości mocy HF ( $r = -0,14$ ) i stosunku LF/HF ( $r = -0,60$ ) wykazały słabą korelację z poziomem HR.



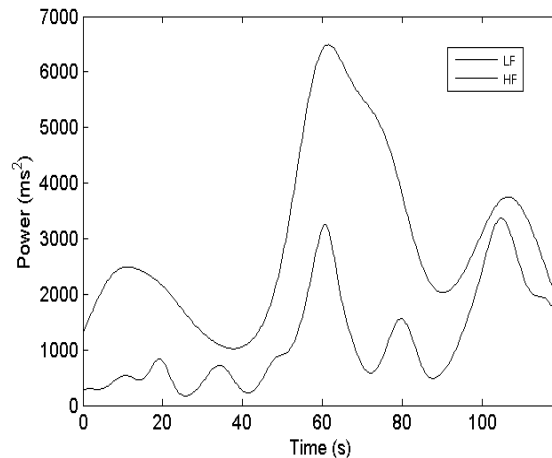


Fig. 1. Mean HF and LF power under resting and HBO conditions over two minutes using wavelet analysis. HBO begins at 60 second mark.

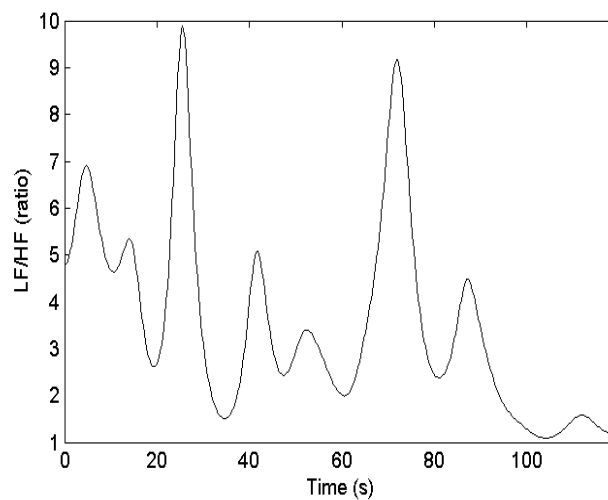
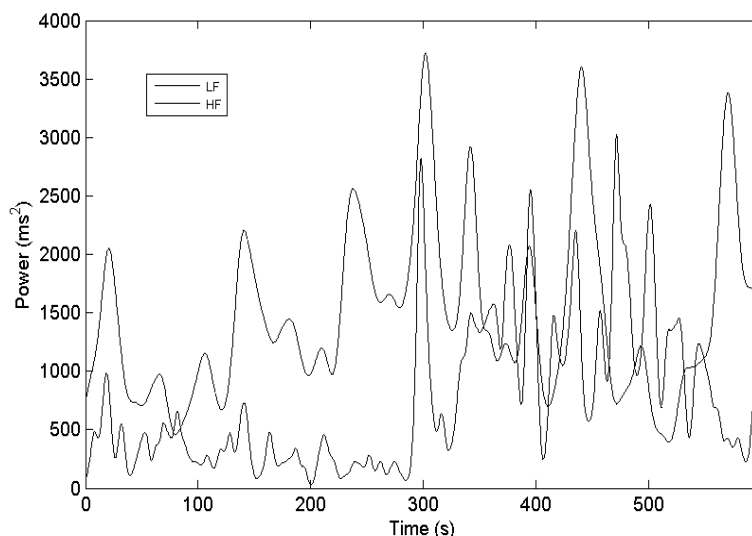
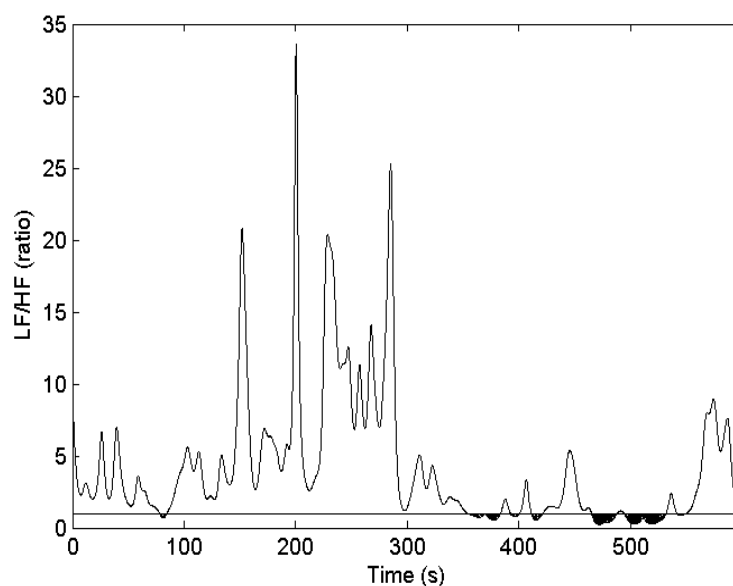


Fig. 2. Mean LF/HF ratio under resting and HBO conditions over two minutes using wavelet analysis. HBO begins at the 60 second mark.

Wavelet analysis performed over ten minutes showed a decrease in HR of 6.6 bpm ( $p = 0.06$ ) following five minutes under HBO. In addition, mean LF power was seen to increase by a factor of 3.18 ( $p = 0.17$ ), while mean HF power increased by 2.85 ( $p < 0.05$ ) (Figure 3). Mean LF/HF ratio decreased by a factor of 0.70 ( $p = 0.41$ ) (Figure 4). HR was found to show significant correlation with mean LF power ( $r = -0.76$ ). Mean HF power ( $r = -0.14$ ) and LF/HF ratio ( $r = -0.60$ ) were poorly correlated to HR.



Rys. 3. Średnie moce HF i LF w warunkach spoczynku i HBO w czasie 10 minut przy użyciu analizy fali elementarnej. HBO rozpoczęte po upływie 300 sekund.



Rys. 4. Średni stosunek LF/HF w warunkach spoczynku i HBO w czasie 10 minut przy użyciu analizy fali elementarnej HBO rozpoczęte po upływie 300 sekund.

W przypadku analizy w dziedzinie czasu (Tab. 1) odnotowano spadek wartości HR zarówno w okresach jedno- jak i pięciominutowych. Jednakże, mimo iż spadek ten był istotny w przypadku analizy pięciominutowej, już pierwsza minuta tlenowej terapii hiperbarycznej wykazała wysoki spadek proporcjonalny do dłuższego okresu. Podobny schemat analizy czasowej zaobserwowano w porównywaniu średnich wartości R-R i odsetka kolejnych odstępów różniących się o więcej niż 50 ms, które wykazały wzrost podczas HBO.

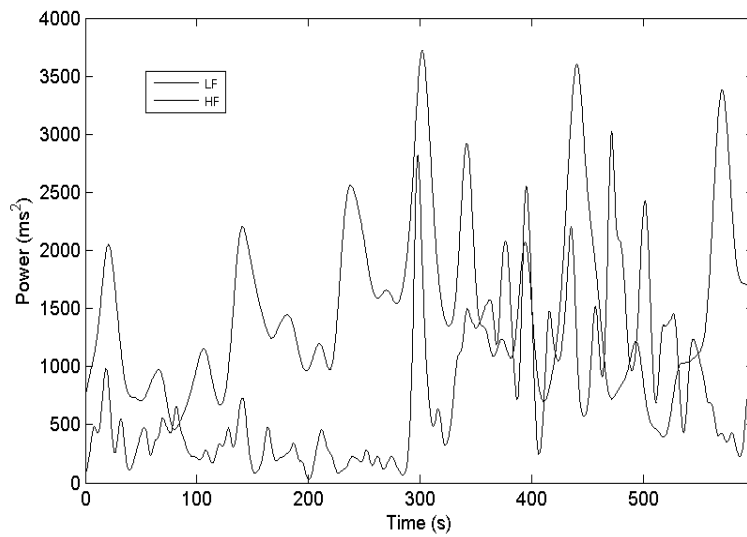


Fig. 3. Mean HF and LF power under resting and HBO conditions over ten minutes using wavelet analysis. HBO begins at 300 second mark.

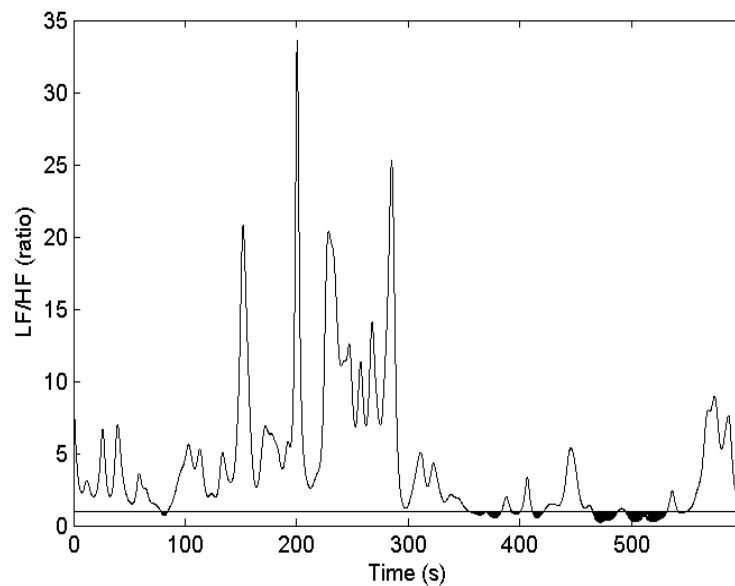


Fig. 4. Mean LF/HF ratio under resting and HBO conditions over ten minutes using wavelet analysis. HBO begins at the 300 second mark.

With time-domain analysis (Table 1), a decrease in HR is seen during both one minute and five minute periods. Although this decreased HR is significant for the five minute analysis, the first minute of hyperbaric oxygenation already shows a large decrease proportionally to the longer period. Similar patterns can be observed with time-domain analysis when comparing mean R-R interval and the percentage of successive intervals differing more than 50 ms, both of which are increased during HBO.

Tabela 1

Wyniki analizy w dziedzinie czasu. STD RR = odchylenie standardowe odstępów R-R, STD HR = odchylenie standardowe HR, RMSSD = pierwiastek kwadratowy ze średniej sumy kwadratów różnic między kolejnymi odstępami R-R, NN50 = różnice pomiędzy kolejnymi odstępami RR przekraczające 50 ms, pNN50 = odsetek różnic między kolejnymi odstępami RR przekraczających 50 ms, TINN = nieregularne siatki interpolacyjne odstępów R-R.

	1min	1 min HBO	5min	5 min HBO
Średnia RR (ms)	965,56	1015,76	918,73	1012,3
STD RR (SDNN) (ms)	85,46	142,72	82,95	126,28
Średnie HR (bpm)	63,72	60,68	67,12	60,99
STD HR (bpm)	5,58	8,54	5,84	7,55
RMSSD (ms)	97,06	141,36	84,21	137,77
NN50 (suma)	29,6	34,6	117,16	147,3
pNN50 (%)	49,94	59,68	38,55	51,5
Indeks trójkątny RR	9,24	10,64	17,81	20,65
TINN (ms)	157,28	153,8	246,67	253,33

Z racji niewielkiego rozmiaru próby wykonano również statystyczną analizę nieparametryczną przy użyciu testu Wilcozona dla par obserwacji (Uniwersytet Vasser). Przy wykorzystaniu wszystkich trzech zestawów danych metoda ta wskazała na znaczny spadek wskaźnika HR podczas analizy STF ( $W = 21$   $p < 0,05$ ) i analizy fali elementarnej w okresie dwuminutowym ( $W = 15$   $p < 0,05$ ), a także w okresie dziesięciominutowym ( $W = 15$   $p < 0,05$ ). Średnie moce LF i HF wzrosły w sposób istotny w analizie STF ( $W = 21$   $p < 0,05$ ) oraz podczas obydwu analiz fali elementarnej ( $W = 15$   $p < 0,05$ ). Jednakże test Wilcozona nie pozwolił zaobserwować istotnego spadku w stosunku LF/HF podczas STF ( $W = 9$   $p > 0,20$ ) ani też w dwu- ( $W = 5$   $p > 0,20$ ) i dziesięciominutowych zestawach danych do analizy fali elementarnej ( $W = 4$   $p > 0,20$ ).

### OMÓWIENIE WYNIKÓW

Na podstawie prowadzonych badań można stwierdzić, iż analiza czasowa danych z różnych przedziałów czasowych wskazała takie same wyniki. Pozwoliły one zaobserwować, że największy i najbardziej gwałtowny wpływ HBO na poziom HR występuje w pierwszych sekundach od momentu rozpoczęcia podnoszenia ciśnienia. Z kolei, przebywanie badanych w warunkach hiperbarycznych i oddychanie czystym tlenem powodowało, iż wartości analizy czasowej zmierzały niezmiennie w jednym kierunku. Jednakże, stopień zauważonego wzrostu nie jest cechą trwałą ani też nie jest skorelowany z czasem przebyty w HBO. Zauważono, że podczas dłuższej analizy fali elementarnej przeprowadzonej po pięciu minutach HBO tętno ulegało obniżeniu, chociaż spadek ten był podobny do spadku stwierdzonego w analizie STF. Wyniki te pokazują, że zastosowanie analizy fali elementarnej dla dłuższych okresów może nie być konieczne, jako że metoda ta pozwala jedynie na wykrycie zmian w pierwszej minucie eksperymentu.

Znaczący wzrost średniej wartości mocy HF zaobserwowano zarówno w analizie STF, jak i analizie fali elementarnej. Pozwala to na ugruntowanie poprzednich wniosków mówiących o tym, że wzrost mocy HF w napięciu nerwu błędnego stanowi najważniejszy czynnik mający wpływ na HRV podczas HBO. Analiza fali elementarnej wykazała, że wpływ zwiększonej aktywności układu przywspółczulnego jest silny już w pierwszej minucie badania i charakteryzuje się dalszym wzrostem na przestrzeni następnych kilku minut.

Table 1

Time-domain analysis results. STD RR = Standard deviation of R-R intervals, STD HR = Standard deviation of HR, RMSSD = Root Mean Square of Successive Differences, NN50 = Number of successive intervals differing more than 50 ms, pNN50 = Percentage of successive intervals differing more than 50 ms, TINN = Triangular Interpolation of R-R.

	1 min rest	1 min HBO	5 mins rest	5 mins HBO
Mean RR (ms)	965.56	1015.76	918.73	1012.3
STD RR (SDNN) (ms)	85.46	142.72	82.95	126.28
Mean HR (bpm)	63.72	60.68	67.12	60.99
STD HR (bpm)	5.58	8.54	5.84	7.55
RMSSD (ms)	97.06	141.36	84.21	137.77
NN50 (count)	29.6	34.6	117.16	147.3
pNN50 (%)	49.94	59.68	38.55	51.5
RR triangular index (ms)	9.24	10.64	17.81	20.65
TINN (ms)	157.28	153.8	246.67	253.33

Due to a small sample size, non-parametric statistical analysis using the Wilcoxon matched-pair test (Vassar University), an alternative to the paired t-test, was also performed. Using all three data sets, this method showed that there is a significant decrease in HR during FFT analysis ( $W = 21$   $p < 0.05$ ) as well as during wavelet analysis over two minutes ( $W = 15$   $p < 0.05$ ) and ten minutes ( $W = 15$   $p < 0.05$ ). Mean LF power and HF power increased significantly in FFT ( $W = 21$   $p < 0.05$ ) and during both wavelet analyses ( $W = 15$   $p < 0.05$ ). However, the Wilcoxon test did not show any significant decrease in the LF/HF ratio in FFT ( $W = 9$   $p > 0.20$ ) or in the two ( $W = 5$   $p > 0.20$ ) and ten minute wavelet data sets ( $W = 4$   $p > 0.20$ ).

## DISCUSSION

Time-domain analysis over different periods appears to produce the same results when analyzing the examined data. The findings seem to indicate that the strongest effects of HBO on HR are rapid and occur in the first seconds following pressurization. As the subject remains under pressurization while breathing pure oxygen, time-domain values continue to follow a trend in the same direction. However, the size of this increase is not consistent and is not correlated to time spent under HBO. HR continues to drop during the longer wavelet analysis performed following five minutes of HBO, although the drop is similar to that found with FFT analysis. These findings demonstrate that wavelet analysis's use over longer time periods may be unnecessary since it is already sensitive enough to detect changes in the first minute.

A significant increase in mean HF power was observed in both FFT and wavelet analyses. This strengthens previous findings that HF power's increase in vagal tone on the heart is the most important factor influencing HRV during HBO.

Średnia wartość mocy HF nie rośnie proporcjonalnie do czasu, co pozwala wierzyć, że analiza fali elementarnej posiada większą czułość w wykrywaniu zmian na początku badania. W przeciwieństwie do studium Butlera [19], w którym udowodniono znaczną negatywną korelację pomiędzy mocą HF a częstotliwością akcji serca przy użyciu analizy stacjonarnej STF po upływie 15 minut, analizy fali elementarnej i STF przeprowadzone w ramach niniejszego badania nie wykazały silnego związku pomiędzy tymi wskaźnikami, czego przyczynę można upatrywać w zbyt małej wielkości próby badawczej.

Pomiary HRV w obydwu przedstawionych metodach analitycznych wykazały się podobną dyskryminacją statystyczną, przy czym jednoczynnikowa analiza falkowa pozwoliła nam przeanalizować dane o takim samym znaczeniu, co dane pozyskane przy pomocy pięciominutowej analizy STF. Obserwacja ta sprawia, że stwierdzamy, iż analiza fali elementarnej może stanowić najstosowniejszą metodę w wykrywaniu ostrych zmian w wydolności serca podczas HBO w krótszych okresach czasowych. W porównaniu z analizą STF, wymagającą co najmniej pięciominutowego okresu badania oraz mającą zastosowanie jedynie w przypadku HRV badanego w warunkach bezruchu, analiza fali elementarnej zdaje się być narzędziem bardziej precyzyjnym. Możliwość szybkiej i efektywnej analizy HRV stanowi ważny aspekt w tworzeniu narzędzi do oceny patologii układu sercowego.

Pomiary HRV zależą od wielu czynników i mogą różnić się w zależności od pacjenta. Uwarunkowania genetyczne [20], wiek [21], płeć [22], zmienne losowe [23], wszystkie te czynniki odgrywają swoją rolę w ocenie HRV pacjentów przebywających w spoczynku oraz ich reakcje na HBO. Zróznicowanie to jest widocznie w zebranych przez nas danych. Również błędy w odstępach R-R mogą być powodowane zakłóceniem sygnału EKG przez hałas w komorze hiperbarycznej i chociaż dokłada się wszelkich starań w celu jego ograniczenia, całkowite jego wyeliminowanie nie jest możliwe.

Dalsze ograniczenia dla niniejszego badania związane były z niewielkim rozmiarem próby, co osłabia siłę pozyskanych danych statystycznych, a także brakiem grupy kontrolnej. W przypadku, gdy badani stanowili grupę kontrolną wobec samych siebie, nie jesteśmy w stanie stwierdzić, czy wpływ HBO na HRV miał związek z administrowanym tlenem, wzrostem ciśnienia, czy też był wynikiem połączenia obu tych rzeczy. W poprzednim studium [19] zaobserwowano, że wartości mocy HF oraz stosunku LH/HF u badanych poddanych HBO wracały do wartości charakterystycznych dla spoczynku po usunięciu maski dostarczającej 100% O<sub>2</sub>, podczas gdy wartość HR pozostawała obniżona. Jednakże, powrót do wartości podstawowych był powolny i wartość mocy HF pozostawały znacząco podwyższone w okresie bez maski, co sugeruje, że rola ciśnienia może być ważniejsza dla HRV od roli tlenu. Posiadanie grup kontrolnych oddychających 100% O<sub>2</sub> przy 101 kPa oraz 21% O<sub>2</sub> przy 253 kPa pozwoliłoby rozróżnić, które czynniki są dominujące w przypadku zmian w HRV.

## WNIOSKI

1. Uzyskane wyniki wskazują na związek pomiędzy wzrostem aktywności układu błędnego a zmianami w ciśnieniu atmosferycznym i ciśnieniu cząstkowym tlenu, zachodzącymi podczas HBO. Analizy fali elementarnej i STF posiadają podobne cechy diagnostyczne, przy czym ciągła analiza fali elementarnej wydaje się być bardziej odpowiednia do wykrywania zmian w HRV w krótszych okresach. W celu wzmocnienia tego twierdzenia proponuje się przeprowadzenie badania na większej grupie ochotników. Jak wiemy, układ sercowo-naczyniowy jest układem złożonym, chaotycznym i nieliniowym.
2. W przypadku analizy STF liniowość stanowi jej główne założenie, zaś nieliniowa analiza fali elementarnej prowadzi do lepszego zrozumienia HRV i jej przyszłych zastosowań.
3. Metoda falkowa otwiera drzwi dla potencjalnego wykorzystania analizy HRV jako szybkiego i niedrogiego narzędzia w określaniu prognoz dla pacjentów cierpiących na choroby serca. Tlen hiperbaryczny może służyć w tworzeniu takich narzędzi, a także być wykorzystywany w formie terapii w przypadkach, gdy osiągnięcie wyższego poziomu HRV oznaczać będzie uzyskanie korzystniejszej prognozy dla pacjenta.

Wavelet analysis showed that an increased parasympathetic effect is already strong during the first minute and continues to rise over the next several minutes. Mean HF power does not increase proportionally with time, leading us to believe that wavelet analysis is more sensitive in detecting this initial change. In contrast with Butler's study [19], which found a significant negative correlation between HF power and heart rate using FFT stationary analysis over a 15 minute mark, neither wavelet nor FFT analysis in this study showed strong correlation between the two measures, possibly due to smaller sample sizes.

HRV measures show similar statistical discrimination in both analytical methods, with wavelet analysis over one minute allowing us to analyze data that is equally significant to data during the five minute FFT analysis. This leads us to believe that continuous wavelet analysis may be the most appropriate method used in detecting acute changes in cardiac function during HBO over shorter periods of time. When compared with FFT analysis, which requires a minimum of five minutes and functions under the assumption that HRV is stationary, wavelet analysis is seen as the more accurate tool. Using HRV analysis quickly and efficiently is an important factor to take into consideration when developing tools for the assessment of patients with cardiac pathologies.

HRV measures can be influenced by many factors, and will vary significantly from person to person. Genetics [20], age [21], gender [22] and pure random variation [23] all play a role in determining an individual's resting HRV, as well as their response to HBO. These variations were reflected in our collected data. Errors in the R-R interval can also be introduced by noise in the EKG signal in the hyperbaric chamber, and although efforts were taken to minimize this, it is not possible to completely remove this variable.

Further limitations of this study were the small sample size, which may have reduced the statistical strength of the data as well as the lack of a control group. With each subject acting as its own control group, we are unable to determine whether the HBO effect's on HRV are due to the oxygen content administered, the increased pressure, or a combination of both. A previous study [19] found that the HF power and LH/HF ratio of subjects under HBO showed a tendency to return to resting values after removal of the mask supplying 100% O<sub>2</sub>, while HR remain depressed. However, the return to baseline was slow and HF power remained significantly elevated during this mask-free period, suggesting that pressure may play a larger role than the oxygen in HRV. Control groups breathing 100% O<sub>2</sub> at 101 kPa and 21% O<sub>2</sub> at 253 kPa may be able to distinguish which factors are dominant in establishing changes in HRV.

## CONCLUSIONS

1. The results obtained point to a link between increased vagal activity and the changes in atmospheric pressure and partial pressure of oxygen that occur during HBO. Wavelet and FFT analyses have similar diagnostic features, with continuous wavelet analysis seemingly being more suitable in detecting changes in HRV over shorter time periods. It is proposed that more subjects be recruited to strengthen this claim. The cardiovascular system is complex, chaotic and nonlinear in nature.
2. Linearity is assumed in FFT analysis and nonlinear wavelet analysis will lead to a better understanding of HRV and its future applications.
3. The wavelet method opens the door for the potential use of HRV analysis as a quick and inexpensive tool in determining the prognosis of patients suffering from cardiac diseases. HBO may be used in the development of these tools, and as possible therapy in cases where a higher HRV indicates a better prognosis.

## BIBLIOGRAPHY

1. Rajendra AU, Kannathal N, Ong Wai S, Ping LY, Tji Leng C. Heart rate analysis in normal subjects of various age groups. *Biomed Eng Online*. 2004 Jul;24(3):1-8. doi: 10.1186/1475-925X-3-24.
2. Berntson GG, Bigger JT, Eckberg DL, Grossman P, Kaufmann PG, Malik M et al. Heart Rate Variability Origins, methods and interpretive caveats. *Psychophysiology*. 1997 Nov;34(6):623-48. doi: 10.1111/j.1469-8986.1997.tb02140.x
3. Stein PK, Domitrovich P, Huikuri H, Kleiger R. Traditional and nonlinear heart rate variability are each independently associated with mortality after myocardial infarction. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2005 Jan;16(1):13-20. doi: 10.1046/j.1540-8167.2005.04358.x.
4. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical uses. *Circulation*. 1996 Mar;93(5):1043-65. doi: 10.1161/01.CIR.93.5.1043.
5. Ducla-Soares JL, Santos-bento M, Laranjo S, Andrade A, et al. Wavelet analysis of autonomic outflow of normal subjects on head-up tilt, cold pressor test, Valsalva manoeuvre and deep breathing. *Exp Physiol*. 2007 Jul;92(4):677-86. doi: 10.1113/expphysiol.2007.038026.
6. Engin M. Spectral and wavelet based assessment of congestive heart failure patients. *Comput Biol Med*. 2007 Jun;37(6):820-8. doi: 10.1016/j.compbimed.2006.08.022.
7. Sollers JJ 3<sup>rd</sup>, Sanford TA, Nabors-Oberg R, Anderspn CA, Thayer JF. Examining changes in HRV response to varying ambient Temperature. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 2002 Jul-Aug;21(4):30-4. doi: 10.1109/MEMB.2002.1032636.
8. Faust O, Acharya UR, Krishnan SM, Min LC. Analysis of cardiac signals using spatial filling index and time-frequency domain. *Biomed Eng OnLine*. 2004 Sep;3(30):30. doi: 10.1186/1475-925X-3-30.
9. Chattipakorn N, Incharoen T, Kanlop N, Chattipakorn S. Heart rate variability in myocardial infarction and heart failure. *Int J Cardiol*. 2007 Sep;120(3):289-96. doi: 10.1016/j.ijcard.2006.11.221.
10. Frenneaux MP. Autonomic changes in patients with heart failure and in post-myocardial infarction patients. *Heart*. 2004 Nov;90(11):1248-55. doi: 10.1136/hrt.2003.026146.
11. Bigger JT, Fleiss JL, Rolnitzky LM, Steinman RC. The ability of several short-term measures of RR variability to predict mortality after myocardial infarction. *Circulation*. 1993 Sep;88(3):927-34. doi: 10.1161/01.CIR.88.3.927.
12. Cohn JN, Johnson GR, Shabetai R, Loeb H, Tristani F, Rector T et al. Ejection fraction, peak exercise oxygen consumption, cardiothoracic ratio, ventricular arrhythmias, and plasma norepinephrine as determinants of prognosis in heart failure. The V-HeFT VA cooperative studies group. *Circulation*. 1993 Jun;87(6 Suppl):V15-V16.
13. Sandercock GR, Brodie DA. The role of heart rate variability in prognosis for different modes of death in chronic heart failure. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2006 Aug;29(8):892-904. doi: 10.1111/j.1540-8159.2006.00457.x
14. Chen WL, Chen JH, Huan CC, Kuo CD, Huang CI, Lee LS. Heart rate variability measures as predictors of in-hospital mortality in ED patients with sepsis. *Amn J Emerg Med*. 2008 May;26(4):395-401. doi: 10.1016/j.ajem.2007.06.016
15. Abel FL, McNamee JE, Cone DL, Clarke D, Tao J. Effects of hyperbaric oxygen on ventricular performance, pulmonary blood volume and systemic and pulmonary vascular resistance. *Undersea Hyperb Med*. 2000 Summer;27(2):67-73.
16. Meger DE, Abernethy DR. Use of wavelet and Fast Fourier Transform in pharmacodynamics. *J Pharmacol Exp Ther*. 2007 May;321(2):423-30. doi: 10.1124/jpet.106.113183.
17. Lund VE, Kentala E, Scheinin H, Klossner J, Helenius H, Sariola-Heinonen K, Jalonen J. Heart rate variability in healthy volunteers during normobaric and hyperbaric



- hyperoxia. Acta Physiol Scand. 1999 Sep;167(1):29-35. doi: 10.1046/j.1365-201x.1999.00581.x.
18. Lund VE, Kentala E, Scheinin H, Klossner J, Helenius H, Sariola-Heinonen K, Jalonen J. Hyperbaric oxygen increases parasympathetic activity in professional divers. Acta Physiol Scand. 2000 Sep;170(1):39-44. doi: 10.1046/j.1365-201x.1999.00581.x.
  19. Butler M, Shanmukanathan T. Effects of hyperbaric therapy on heart rate variability analyzed using wavelet mathematics. Saba University School of Medicine Hyperbaric Program; 2009 (Unpublished report).
  20. Singh JP, Larson MG, O'Donnell CJ, Levy D. Genetic factors contribute to the variance in frequency domain measures of heart rate variability. Auton Neurosci. 2001 Jul;90:122-6. doi: 10.1016/S1566-0702(01)00277-6.
  21. Lund VE, Kentala E, Scheinin H, Klossner J, Helenius H, Aitasalo K et al. Effect on age and repeated hyperbaric oxygen treatments on vagal tone. Undersea Hyperb Med. 2005 Mar-Apr;32(2):111-9.
  22. Sookan T, McKune AJ. Heart rate variability in physically active individuals: reliability and gender characteristics. Cardiovasc J Afr. 2012 Mar;23(2):62-72. doi: 10.5830/CVJA-2011.108.
  23. Pinna GD, Maestri R, Torunski A, Danilowicz-Szymanowicz L, Szwoch M, La Rovere MT, Raczak G. Heart rate variability measures: a fresh look at reliability. Clin Sci (Lond). 2007 Aug;113(3):131-40. doi: 10.1042/CS20070055.

Recenzja – prof. dr hab. med Andrzej Buczyński.

## **СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ О ВОЗДЕЙСТВИИ ГИПЕРБАРИЧЕСКОЙ КИСЛОРОДНОЙ ТЕРАПИИ НА ВАРИАБЕЛЬНОСТЬ РИТМА СЕРДЦА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АНАЛИЗА ЭЛЕМЕНТАРНОЙ ВОЛНЫ И БЫСТРОГО ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ФУРЬЕ**

Вариабельность сердечного ритма (BCP) является проверенным и надежным параметром измерения воздействия вегетативной нервной системы на сердце.

Исследования показали, что гипербарическая оксигенация (ГБО) вызывает увеличение вариабельности сердечного ритма (BCP) и снижение частоты сердечных сокращений, тем самым предполагая повышение тонуса блуждающего нерва. Для того чтобы проанализировать BCP использованы несколько методов, включая временной анализ, анализ в частотной области и частотно-временной анализ элементарной волны. Для того чтобы сравнить эффективность этих методов в краткосрочной анализе BCP, шесть пациентов были обследованы с помощью ЭКГ в состоянии покоя, а затем рекомендовано им дыхание 100% O<sub>2</sub> при давлении 253 кПа (2,5 АТА). BCP анализировалась в периоды дву- и десятию минутным с помощью быстрого преобразования Фурье (СТП) и анализа элементарной волны. Результаты показали сходство диагностических возможностей обоих методов, однако было обнаружено, что непрерывный режим анализа элементарной волны дает лучшие результаты в обнаружении изменения в BCP в более короткие промежутки времени.

**Ключевые слова:** гипербарическая оксигенация, вариабельность сердечного ритма, анализ элементарной волны, ЭКГ, интервал PP, мощность высокой частоты, мощность *низкой* частоты.

**Tristan Juvet MSc BSc**  
Saba University School of Medicine,  
Saba, Dutch Caribbean  
t.juvet@saba.edu

**Salah Abdelhadi MSc BSc**  
Saba University School of Medicine,  
Saba, Dutch Caribbean

