



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

**FAKULTA DOPRAVNÍ**

Ústav letecké dopravy

Bc. Petr Kolman

**Časově-frekvenční analýza tepové frekvence pro sledování  
zátěže pilotů**

**Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability for Pilot  
Workload Monitoring**

Diplomová práce

Studijní program: Technika a technologie v dopravě a spojkách

Studijní obor: Provoz a řízení letecké dopravy

Vedoucí práce: doc. Ing. Bc. Vladimír Socha, Ph.D.

Ing. Michaela Kalivodová

**Praha 2021**



**K621** ..... **Ústav letecké dopravy**

## **ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE** (PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení studenta (včetně titulů):

**Bc. Petr Kolman**

Kód studijního programu a studijní obor studenta:

**N 3710 – PL – Provoz a řízení letecké dopravy**

Název tématu (česky): **Časově-frekvenční analýza tepové frekvence pro sledování zátěže pilotů**

Název tématu (anglicky): Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability for pilot workload monitoring

### **Zásady pro vypracování**

Při zpracování diplomové práce se řiďte následujícími pokyny:

- Cílem práce je vytvořit programový prostředek pro časově-frekvenčně analýzu variability srdečního rytmu (HRV) a validace této metody pro odhad zátěže pilotů.
- Vypracujte analýzu současného stavu v uvedené problematice a definujte limitace současných studií a přístupů.
- Na základě vypracované analýzy současného stavu, zvolte nejvhodnější formu časově-frekvenční analýzy a implementujte ji do navrhovaného softwaru.
- Proved'te experimentální měření, a to takovou formou, aby v nich bylo možné kvantifikovat různé úrovně zátěže u pilotů se současným měřením tepové frekvence.
- Na základě experimentálních měření určete, zda je možné hodnotit a vizualizovat zátěž prostřednictvím měření srdeční aktivity se současným aplikováním časově-frekvenční analýzy.
- Výsledky diskutujte a stanovte závěry práce.



- Rozsah grafických prací: dle pokynů vedoucího diplomové práce
- Rozsah průvodní zprávy: minimálně 55 stran textu (včetně obrázků, grafů a tabulek, které jsou součástí průvodní zprávy)
- Seznam odborné literatury: LI, Kai, et al. Spectral Analysis of Heart Rate Variability: Time Window Matters. *Front. Neurol.* 2019, 10.  
MAINARDI, Luca T. On the quantification of heart rate variability spectral parameters using time–frequency and time-varying methods. *Philosophical Transactions of the Royal Society A.* 2008, 367(1887), 255-275.

Vedoucí diplomové práce: **Doc. Ing. Bc. Vladimír Socha, Ph.D.**  
**Ing. Michaela Kalivodová**

Datum zadání diplomové práce: **17. července 2019**  
(datum prvního zadání této práce, které musí být nejpozději 10 měsíců před datem prvního předpokládaného odevzdání této práce vyplývajícího ze standardní doby studia)

Datum odevzdání diplomové práce: **17. května 2021**  
a) datum prvního předpokládaného odevzdání práce vyplývající ze standardní doby studia a z doporučeného časového plánu studia  
b) v případě odkladu odevzdání práce následující datum odevzdání práce vyplývající z doporučeného časového plánu studia

doc. Ing. Jakub Kraus, Ph.D.  
vedoucí  
Ústavu letecké dopravy



doc. Ing. Pavel Hrubeš, Ph.D.  
děkan fakulty

Potvrzuji převzetí zadání diplomové práce.

Bc. Petr Kolman  
jméno a podpis studenta

V Praze dne..... 2. prosince 2020

# Abstrakt

V dnešní době se klade velký důraz na zdravotní a psychický stav pilotů. To je především způsobeno tím, že nesou veškerou zodpovědnost za bezpečný průběh letu. Je tedy třeba se zaměřit na sledování stresu a zátěže u pilotů a na to, do jaké míry je stres a zátěž dokážou ovlivnit během vykonávání své práce. Diplomová práce se proto zaměřuje na studium a hodnocení psychofyziologické kondice jedince. Měření je prováděno pomocí snímání biometrických signálů, přesněji na základě měření srdeční tepové frekvence. Prvním úkolem je naměření biologických dat subjektů při průchodu tzv. bludištěm na PC, ve kterém je zabudován stresor. Na základě takto naměřených biologických signálů je vybrána vhodná metoda pro zpracování dat v časově-frekvenční oblasti. Jedná se o krátkodobou Fourierovu transformaci. Z měřených dat je jasné, že použitý stresor nebyl dostačující k tomu, aby u měřených subjektů vyvolal zřetelné navýšení srdeční frekvence. Použití krátkodobé Fourierovy analýzy se i přes negativní výsledky ukázalo jako velmi věrohodné pro hodnocení biometrických signálů. Výsledek práce by mohl sloužit k lepšímu porozumění významnosti zátěže při vykonávání práce pilota, a také jako podklad pro další práce.

**Klíčová slova:** Časově frekvenční analýza, EKG, Variabilita srdeční frekvence, krátkodobá Fourierova transformace.

# Abstract

Nowadays, great emphasis is placed on the health and mental state of pilots. This is mainly due to the fact that they are responsible for the safe conduct of the flight. It is therefore necessary to focus on monitoring the stress and workload on pilots and the extent to which they are able to influence the stress and workload during the performance of their work. Therefore, this thesis focuses on the study and assessment of the psychophysiological fitness of the individual. The measurements are made by means of biometric signal sensing, more precisely by measuring the heart rate. The first task is to measure the subjects' biological data while passing through a so-called maze on a PC in which a stressor is embedded. Based on the biological signals measured in this way, a suitable method for processing the data in the time-frequency domain is selected. This is the short-term Fourier transform. It is clear from the measured data that the stressor used was not sufficient to induce a clear increase in heart rate in the measured subjects. Despite the negative results, the use of short-term Fourier analysis proved to be very plausible for the evaluation of biometric signals. The results of this work could serve to better understand the significance of workload in the performance of a pilot's job, and also as a basis for further work.

**Key words:** Time-frequency analysis, ECG, Heart rate variability, Short-time Fourier transform.

# Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval svým vedoucím diplomové práce, doc. Ing. Bc. Vladimírovi Sochovi, Ph.D., a Ing. Michaele Kalivodové, za jejich ochotu, rady, připomínky a veškerý čas, který mi věnovali hlavně v době, kdy to bylo nejvíce potřeba. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Lence Hanákové, která i když nebyla mou vedoucí práce, tak mě vždy s ochotou dokázala poradit a navést správným směrem.

Dále bych chtěl poděkovat celé své rodině a blízkým přátelům za podporu a pochopení během celé délky mého studia.

# Čestné prohlášení

Nemám závažný důvod proti užívání tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 8. 8. 2021

podpis



# Obsah

Úvod.....	1
1 Analýza současného stavu.....	3
1.1 Stres a zátěž.....	3
1.1.1 Příčiny stresu a zátěže.....	6
1.1.2 Projevy stresu a zátěže.....	8
1.1.3 Metody měření stresu a zátěže.....	12
1.1.3.1 Srdeční frekvence.....	14
1.1.4 Analýza srdeční frekvence.....	16
1.1.5 Měření výkonu.....	20
2 Metody hodnocení signálu v časově-frekvenční oblasti.....	23
2.1 Krátkodobá Fourierova analýza.....	23
2.2 Ostatní transformace.....	25
3 Metodika měření.....	28
3.1 Průběh měření.....	28
3.2 Subjekty.....	31
3.3 Měřicí zařízení.....	31
3.4 Vyhodnocování dat.....	32
4 Presentace výsledků.....	35
5 Diskuse výsledků.....	54
Závěr.....	56

## Seznam použitých symbolů a zkratek

<b>3D</b>	Three-dimensional Space	Trojrozměrná oblast
<b>ANS</b>	Autonomic Nervous System	Autonomní nervový systém
<b>CWT</b>	Continuous wavelet transform	Spojité vlnková transformace
<b>EDA</b>		Elektrodermální aktivita
<b>EKG</b>		Elektrokardiograf
<b>EMD</b>	Empirical mode decomposition	Empirická modální dekompozice
<b>EMG</b>	Electromyography	Elektromyografie
<b>FFT</b>	Fast Fourier transform	Rychlá Fourierova transformace
<b>GSR</b>	Galvanic skin response	Galvanická kožní odpověď
<b>HF</b>	High frequency	Vysoko frekvenční pásmo
<b>HHT</b>	Hilbert–Huang transform	Hilbert-Huangova transformace
<b>HRV</b>	Heart rate variability	Variabilita srdeční frekvence
<b>HRVAS</b>	Heart rate variability analysis software	Nástroj pro hodnocení srdeční frekvence
<b>HRVTi</b>	HRV Triangular index	HRV trojúhelníkový index
<b>Hz</b>	Hertz	Hertz
<b>LF</b>	Low frequency	Nízko frekvenční pásmo
<b>LF/HF</b>	LF/HF ratio	Poměr mezi LF a HF
<b>meanHR</b>	Mean heart rate	Průměrný srdeční rytmus
<b>ms</b>	millisecond	Milisekunda
<b>NASATLX</b>	NASA Task Load Index	Technika měření indexu zatížení
<b>NN interval</b>	Normal to Normal Interval	Úseky mezi normálními údery srdce
<b>PSD</b>	Power spectral density	Výkonová spektrální hustota
<b>s</b>	second	Sekunda
<b>ST</b>	Stockwell transform	Stockwellova transformace
<b>STFT</b>	Short Time Fourier Transformation	Krátkodobá Fourierova transformace
<b>ULF</b>	Ultra-Low Frequency	Pásmo ultra nízké frekvence
<b>VLF</b>	Very Low Frequency	Pásmo velmi nízké frekvence
<b>WT</b>	Wavelet Transform	Vlnková transformace



## Seznam obrázků

Obrázek 1 Grafické rozdělení stresu [3].....	5
Obrázek 2 Vztah mezi pracovní zátěží a výkonem [8].....	11
Obrázek 3 Graf výkonnosti k funkci času [25].....	12
Obrázek 4 EKG křivka [48].....	16
Obrázek 5 Signál pro výpočet krátkodobého spektra [36] .....	24
Obrázek 6 různá rozlišení STFT v časově frekvenční doméně [36].....	25
Obrázek 7 Bludiště vygenerované na základě skriptu v programu C# [vlastní] .....	30
Obrázek 8 Zařízení VLV lab využité pro účely měření EKG [41] .....	32
Obrázek 9 RR interval [42].....	32
Obrázek 10 Nástroj HRVAS [45].....	34
Obrázek 11 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr (vpravo) subjekt č. 1.....	36
Obrázek 12 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 2.....	37
Obrázek 13 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 3.....	37
Obrázek 14 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 4.....	38
Obrázek 15 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 5.....	39
Obrázek 16 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 6.....	39
Obrázek 17 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 7.....	40
Obrázek 18 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 8.....	41
Obrázek 19 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 9.....	41
Obrázek 20 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 10 .....	42
Obrázek 21 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 11 .....	43
Obrázek 22 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 12 .....	43
Obrázek 23 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 13 .....	44
Obrázek 24 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 14 .....	45
Obrázek 25 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 15 .....	45
Obrázek 26 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 16 .....	46
Obrázek 27 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 17 .....	47
Obrázek 28 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 18 .....	47
Obrázek 29 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 19 .....	48
Obrázek 30 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 20 .....	49
Obrázek 31 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 21 .....	50
Obrázek 32 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 22 .....	51
Obrázek 33 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 23 .....	51
Obrázek 34 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 24 .....	52
Obrázek 35 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 25 .....	53

## Seznam tabulek

Tabulka 1 Proměnné využívány k hodnocení HRV ve časové oblasti [19] .....	17
Tabulka 2 Proměnné využívány k hodnocení HRV ve frekvenční oblasti [19].....	19
Tabulka 3 Světelné spektrum [48] .....	35



# Úvod

Pilotní profese je v dnešním světě brána jako společensky významná. Během letu na sebe piloti berou veškerou zodpovědnost, jak za sebe, tak za své cestující. Z tohoto důvodu je potřeba, aby piloti byli v nepřetržité koncentraci na let. Je tedy zapotřebí, aby byli stále ve výborné jak psychické, tak fyzické kondici. Ze studií vychází, že zpočátku letectví byly nehody spíše způsobeny technickou závadou nežli chybou lidského faktoru. Bohužel v dnešním rychle se točícím světě, kde i menší zpoždění znamená pro letecké firmy spoustu peněz, se čím dál více projevuje chyba lidského faktoru.

Diplomová práce se primárně zabývá zkoumáním zátěže jedinců, zejména pilotů. Hlavním cílem je zjistit, jakým způsobem jsou schopni se se zvýšenou zátěží vypořádat. Od pilotů se obecně očekává, že jsou schopni za jakékoliv situace zachovat klidnou hlavu a s daným problémem se vypořádat. Piloti by měli být na takové situace trénováni na simulátorech, ale i tak to pro ně představuje určitou míru zátěže. K tomu se přidává stres, který danou zátěž ještě zvyšuje. Může to být stres z pracovního nebo domácího prostředí, také časová náročnost a neustále se měnící prostředí můžou zvyšovat míru zátěže u pilotů.

V kapitole Analýza současného stavu je hlavním cílem seznámit čtenáře s problematikou zátěže a stresu jak z obecného hlediska, tak i z pozice dopravního pilota. Jsou zde rozepsány právě ty způsoby, jakými je možno pracovní zátěž měřit a vyhodnocovat. V mé práci je zátěž měřena pomocí srdeční frekvence a její variability a k vyhodnocení těchto dat je použito krátkodobé Fourierovy analýzy, která je také popsána ve zmíněné kapitole.

Kapitola Metodika měření pojednává o způsobu, jakým měření a následné vyhodnocování probíhalo. V první řadě bylo zapotřebí vytvoření aplikace, jakou budou subjekty testovány a vytvoření určitých kritérií, které musí dodržet. Byl vybrán vzorek vycvičených pilotů, kteří se na testování podíleli. Počet subjektů byl značně omezen kvůli pandemické situaci. Tito vybraní jedinci museli projet tzv. bludištěm, ve kterém se neustále museli držet přesně nadefinované tratě. Pro měření fyziologických dat bylo využito přístroje od VLV lab., pomocí kterého bylo měřeno EKG. Z těchto naměřených dat, byly vyselektovány RR intervaly pomocí Pan Tompkinsovnovi metody. Takto

získaná data byla dále analyzována pomocí nástroje pro hodnocení srdeční frekvence HRVAS, který dokáže vytvořit analýzy v časové, frekvenční i v časově-frekvenční oblasti a také vyhodnotit poměr LF/HF, který nám udává, zda převahuje sympatický nervový systém nebo parasympatický nervový systém. Díky takhle získaným výsledkům bude možné vidět, jakým způsobem piloti reagovali na zvolený stresor během měření, a také zda je lze využívat tyto metody pro měření a hodnocení zátěže pilotů.

# 1 Analýza současného stavu

## 1.1 Stres a zátěž

Slovo stres pochází z anglického slova stress = napětí, namáhání, tlak. Máme-li se bavit o stresu, musíme si ho první definovat. Definicí stresu je spousta jako například: „Stres je funkční stav živého organismu, kdy je tento organismus vystaven mimořádným podmínkám (stresorům), a jeho následné obranné reakce, které mají za cíl zachování homeostázy a zabránit poškození nebo smrti organismu [1].“

Autoři, kteří se zabývají stresem, se shodli, že stres nelze jednoznačně definovat, a to proto, protože každý jedinec reaguje jiným způsobem na dané stresové situace. Fontana [2] bere stres jako tlak nebo důraz. Také tvrdí, že stres nemusí být považován za dobrý anebo špatný podnět. Například stres může představovat úkoly, které nás podněcují k aktivitám. Naproti tomu může stres být vnímán jako požadavek kladený na člověka, který psychicky či fyzicky nedokáže zvládnout. Walter Cannon [2] se věnoval spíše fyziologickým změnám v organismu zvířat než člověka. Tak jako I. P. Pavlov, experimentoval na zvířatech zátěžovými testy, až na rozdíl, že Cannon nestudoval jejich reakce na podněty, ale na základě vystavování zvířat vysokým teplotám či nadměrnému hluku zjistil, že u zvířat, která se cítí ohrožena, dochází ke zalarmování celého organismu včetně tělesných funkcí, které vlivem vůle nejdou ovlivnit. Například vyšší tepová frekvence, vyšší krevní tlak, rozšíření zorniček, pocení a další [3]. Na studii Cannona napojil jeden z nejznámějších a nejdůležitějších představitelů oboru o stresu Hans Selye [2], který pochází ze Slovenska. Stejně jako předchozí dva představitelé, prováděl své pokusy spíše na zvířatech. Selye zjistil, že nezáleží na druhu stresoru, protože organismus zvířete se chová v odlišných situacích shodným vzorcem. Tento vzorec reakcí pojmenoval jako Obecný adaptační syndrom, který se skládá ze tří fází [3]:

1. Fáze poplachová, v této fázi je zvíře vystaveno stresoru a jeho organismus se zalarmuje a aktivuje obranné reakce. Vzroste činnost vůlí neovlivnitelných tělesných funkcí tedy dochází k nárůstu množství adrenalinu v těle, nadměrnému pocení, zvýšené srdeční aktivitě a vyššímu tlaku, vypětí svalů apod. V dané chvíli se zvíře rozhoduje, zda před stresem uteče nebo setrvá a bude bojovat;

2. další fází je rezistence, tedy situace, kdy dochází ke konfliktu mezi zvířetem a zdrojem stresu. V dané situaci záleží především na tom, jak moc stresor na zvíře působí a do jaké míry se s ním dokáže vypořádat. Selye dodává, že dlouhodobé setrvání v rezistenci má negativní dopad na kondici organismu a může vyvolat například sérii kardiovaskulárních onemocnění;
3. závěrečnou třetí fází je fáze vyčerpání, kdy v návaznosti na fázi druhou souboj se stresem organismus prohrává a zcela se zbortí.

Nedostatkem Selyeho bádání, při kterých experimentoval výhradně na zvířatech, laická veřejnost uplatňovala jeho teorie i u lidí. Jeho teorie zobecňovat nelze, a to z důvodu, že člověk je ovlivňován emocemi, které Selye vůbec ve svých teoriích nezohledňuje [3].

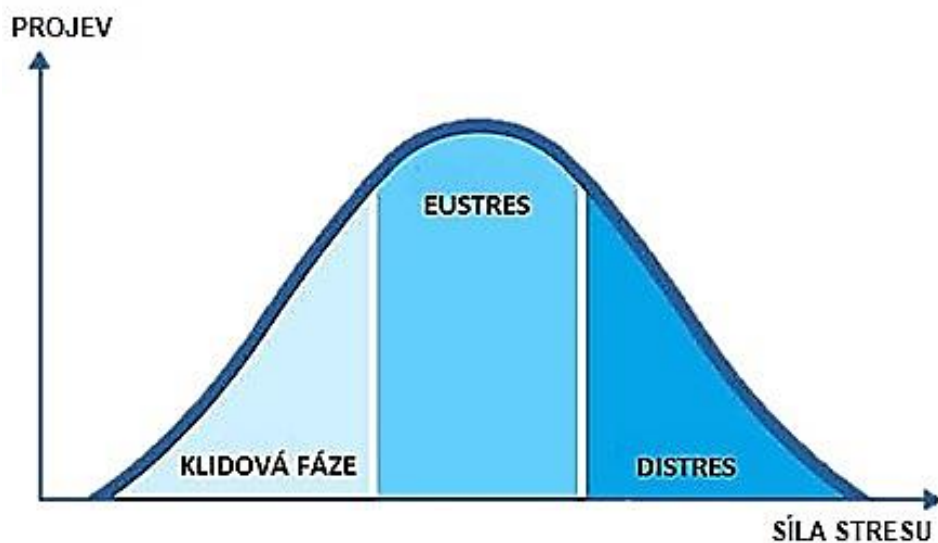
Psycholog amerického původu Richard Lazarus [3] se od svých kolegů na rozdíl orientoval na lidi a jejich zvládání stresujících situací. Díky psychologické metodě pozorování, zkoumal, jak velké nebezpečí pro člověka může představovat stres, jaký je jeho charakter, jeho zdroj, a také jak reagovat v bezprostředním souboji se stresem. Výsledné hodnoty vyhodnotil pomocí modelu Dvojího zhodnocování. Tvrdí, že na prvním místě člověk vyhodnocuje zátěžovou situaci, a to, jak je ohrožen, na bázi svého zdraví, pověsti a jaké důsledky by mělo jeho rozhodnutí v budoucnosti. Po zhodnocení situace, následuje vyhodnocení možností, jak danou situaci překonat. Postavit se tomu anebo utéct. Lazarus také zmiňuje, že každý jedinec je odlišný čili jinak zranitelný, například senior vyhodnotí danou situaci jinak než mladý člověk. Dále také zohledňuje zkušenosti jedince. Nezkušený jedinec, pro kterého nastala daná situace poprvé je více zranitelný než jedinec, který danou situaci již prožil [3].

V dnešní době je stres spojován spíše s negativy, avšak není tomu vždy pravda. Existuje hodně případů, které hovoří o pozitivních projevech stresu, při kterých jsou lidé pomoci stresu vyhecováni k mnohem lepším výsledkům, stres nás může také motivovat k překonání překážek a dosáhnutí cíle [3].

Distres, také označovaná jako nežádoucí stres popisuje situace, kdy se člověk cítí v nebezpečí. Tyto situace jsou doprovázeny negativními citovými příznaky. Těmi jsou známky demotivace, zklamání, a dokonce v extrémních situacích, nervového zhroucení. S distresem se člověk dostává do styku v momentě, kdy si myslí, že určitou

bariéru nelze zdotat. Pokud lidé mluví o stresu, ve většině případů hovoří o distresu [3].

Eustres je typ stresu, který nemá na člověka negativní dopad, ale naopak mu pomáhá ke zdolání barikád a ke zdokonalování svých výsledků v těžkých situacích. Tento typ stresu je výsledkem kladných zkušeností, jako je například narození nového člena rodiny anebo třeba pracovní povýšení. Někteří lidé dokonce sami od sebe podstupují riziko, aby mohli dosáhnout vysněného cíle [3]. Na obrázku 1 můžeme vidět rozdělení stresu v závislosti na projevu a síle stresu.



Obrázek 1 Grafické rozdělení stresu [3]

Design kokpitu se za posledních 30 let dramaticky vyvinul. Zvyšující se automatizace v pilotní kabině dodala důležitou funkci správě systémů k létání „stick-and-rudder“. V důsledku toho, se mentální pracovní zátěži posádek a řídících letového provozu věnovala zvýšená pozornost. Pracovní vytížení je důležité, protože chyby mohou být vyvolány, pokud požadavky na psychiku překročí schopnosti lidských operátorů. Následkem toho mohou být důsledky těchto chyb kritické a pro bezpečnost. Aby bylo možné reagovat na zvýšenou automatizaci, je třeba vzít v úvahu nároky na psychiku, které vyžaduje rozhraní člověk-stroj, a také fyzické zatížení, které vytváří. Proto byl vyvinut psychofyziologický přístup (nazývaný „psychofyziologické inženýrství“) k hodnocení interakce člověk-stroj se zvláštním důrazem na psychické pracovní zatížení pilotů [4].

Pracovní zátěž může být jednoduše definována jako požadavek na lidského operátora. Tato definice je však příliš omezující, protože zahrnuje pouze požadavky generované externími zdroji (např. Obtížnost úkolu). Za účelem úplného řešení pracovního vytížení je rovněž nutné zvážit interně generované požadavky, které soutěží o zdroje operátora. Proto je vhodnou definicí pracovní zátěže lidských faktorů [4]: „Pracovní zátěž je požadavek kladený na duševní zdroje provozovatele, které se využívají k pozornosti, vnímání, rozumnému rozhodování a akci.“

Jelikož jsou lidské zdroje určitým způsobem omezené, požadovaná složitost neboli úroveň, může být vyšší a přesáhne tak dostupné množství. Za takovýchto okolností, je možné pracovní zátěž definovat jako poměr požadovaných a dostupných zdrojů. Zátěž také závisí na zkušenostech s daným úkolem, výcvikem a úrovněmi dovedností. Ten samý úkol může dokonce vyvolat odlišné pracovní zatížení pro stejného jedince v jinou dobu, v závislosti na jeho stavu, kdy musí být úkol vykonán. Díky tomu je míra zátěže individuální a metody měření pracovní zátěže musí zohledňovat odlišnost člověka [4].

### **1.1.1 Příčiny stresu a zátěže**

Stres, avšak nezpůsobuje daná situace, ale až určitá reakce člověka na takzvaný stresor [3]. Stresorem, se chápe faktor, kterému jedince čelí spolu s ostatními negativními podmínkami prostředí. Jinak řečeno jde o nepříznivé vlivy, které vedou k obtížným situacím. Jak bylo řečeno výše, stresory mají nepříznivý důsledek na naše zdraví, a právě intenzita a rozsah působící na člověka jsou podmíněny schopností adaptace [5].

Mezi fyziologické příznaky stresu patří primárně [5]:

- Potíže v soustředění vidění jednoho bodu, případně až dvojitě vidění.
- Pocení
- Chvění končetin
- Častější migréna – záchvatová bolest jedné poloviny hlavy
- Bolest a svírání hrudní kosti
- Svalové napětí v krční oblasti a v dolní oblasti páteře
- Palpitace – bušení srdce – vnímání zrychlené a často i nepravidelnosti činnosti srdce



Mezi základní příčiny stresu a zátěže v zaměstnaní řadíme:

### Pracovní doba

Stres u pilotů může vyvolat také dlouhá a nepřiměřená pracovní doba, která přináší řadu negativních dopadů. Směny pilotů se plánují tak, aby splňovali všechny právní regulace, avšak část času pro odpočinek, může zkracovat například dlouhá cesta z práce anebo třeba rodinné povinnosti. Z těchto důvodů následně může dojít k narušení pravidelného spánku. Jestliže je tento cyklus narušen, dochází ke stresu [2].

### Nejistota

Nejistota sehrává se stresem velmi důležitou roli. Několik málo pracovníků nejistota pohání, ale u většiny je to spíše naopak. Nejistota může být například z neustálých změn. V leteckém průmyslu se nejčastěji mluví o hromadném propouštění [2].

### Monotónnost práce

Lidské tělo se velmi rychle adaptuje na působící vnější faktory. Pokud je na pracovišti vykonávána monotónní práce, pak se uskutečňuje rutinním postupem. Centrální nervový systém je nedostatečně vybaven podněty a dodanými informacemi. Tělo pracovníka se dostane do klidového režimu, i přes nutnost vykonávat práci. Dochází k postupu proti primární potřebě útěku a vzniku stresu z přetížení. V pilotní kabině je skoro nemožné zajistit různorodost pracovní náplně, protože jsou vyžadovány přesně definované postupy a pravidla. Z tohoto důvodu se může stát, že pilot začne po určité době dělat postupy zcela automaticky bez pomoci checklistu a na určitou, avšak velmi jednoduchou věc zcela zapomene [2].

### Konflikty

Konflikty jsou přirozené v každém lidském průběhu života. Díky nim, si uvědomujeme odlišnost od ostatních. Obecně je konflikt chápán jako situace, kdy se musíme rozhodnout z více odlišných variant. V pracovním prostředí se setkáváme s konflikty v souvislosti s rozpory s nadřízeným nebo našimi kolegy. V pilotní profesi právě konflikt kapitána s druhým pilotem, může být hlavní příčina stresu, což platí spíše pro druhého pilota. Právě z nekvalitních vztahů s nadřízenými nepochybně stres pramení. Nadřízený má velký vliv na zaměstnancovu budoucnost, konkrétně ovlivňuje případné

povýšení nebo sesazení z funkce, nastavení pracovních podmínek, referencí u případného budoucího zaměstnavatele apod [2].

### Špatná komunikace

Komunikace je přenos názorů a myšlenek, které probíhají minimálně mezi dvěma lidmi. Komunikace je základem sociálních vztahů. Informace kolují přes komunikační kanál, ve kterém často dochází k nedorozuměním a výpadkům, k takzvaným komunikačním šumům. Příkladem je špatná komunikace mezi kolegy, když jsi nezajistíš všechny potřebné informace k výkonu své práce [2]. Příkladem může být špatná domluva při plánování letu mezi kapitánem a druhým pilotem, která může dále vyústit v právě výše zmíněný konflikt. Jeden z dalších příkladů špatné komunikace může být největší havárie civilních letadel v Evropě, při které přišlo o život 583 lidí. Stalo se tak v březnu 1977 na Kanárských ostrovech. Hlavní příčinou byla právě špatná komunikace mezi kokpitem a řídícím.

### Nezaměstnanost

Dalším faktorem je dlouhodobá nezaměstnanost. S tímhle stresem u lidí dochází k pocitům úzkosti a v horším případě k depresím. Při setrvání v tomhle stavu dochází se zhoršení zdravotní situace [2]. Právě v dnešní pandemické době je nezaměstnanost v letectví obrovská. Spousta pilotů se v dnešní době nachází bez práce a ani netuší, kdy se zase dostanou do svého zaměstnání. V pilotním oboru to u spousty lidí může vyvolávat velkou míru stresu, a to z toho důvodu, že jsou bez svého pravidelného příjmu.

#### **1.1.2 Projevy stresu a zátěže**

Pokud se máme se stresem vyrovnat, anebo alespoň z části eliminovat, je zapotřebí sebereflexe. Základem je uvědomění si stresu. Podle knihy Proti stresu krok za krokem, může člověk vnímat stres na čtyřech úrovních [6].

##### 1. V myšlení a chování

První úroveň, kde se stres začíná projevovat, je v lidském myšlení. Každý jedinec se někdy stresoval, nebo toho měl plnou hlavu. Většina těchto myšlenkových pochodů se začínou projevovat smutkem, anebo zvýšeným napětím [6]. Každý z těchto stavů nastává po určité události, která se nazývá spouštěč. Někdy se může zdát, že tyto

stavy přicházejí sami od sebe. Avšak tuhle domněnku Jan Praško nepodporuje a ve své knize jí vylučuje [6].

## 2. V emocích

Způsob, jakým se projevuje stres v emocích je velmi úzce spjat s myšlením jedince a nejvíce se projevuje jako pocit nepohody. Tento pocit se dále může projevovat jako: strach, napětí, úzkost, špatná nálada, ztráta chuti na něčem pracovat, ztráta radostného prožívání [6].

Někdy se stresem také dochází k pocitu depersonalizace. Depersonalizaci je možné definovat jako nějaké vytržení z dané situace anebo děje. Člověk potom nabývá pocitu, jako by celý děj sledoval pouze jako divák a aktivně se ho nezúčastnil. Vlivy depersonalizace můžou být velice přínosné, protože člověk je tak odpoután od silných emocí a je schopný racionálně fungovat [6].

## 3. V chování

Mezitím co projevování stresu v myšlení a emocích nemusí být vždy jednoznačné a mnohokrát ani netušíme co se lidem v hlavě odehrává, chování mnohokrát napoví [6].

Projevení stresu v chování má dvojí charakter, „boj nebo útěk“. Boj je jedním z projevů chování, příkladem jde o vulgarismy, ironie, posmívání či hádání se s okolím. Negativním prvkem je pak přenos emoci a frustrací. Příkladem je neúspěch člověka v práci a následná nepříjemnost na svou rodinu, anebo přátelé [6]. Útěk je mnohem častějším projevem stresu. Nejčastěji se projevuje snahou odsunout nepříjemné chvíle, nebo vyhýbání se. Příkladem můžou jít o odkládání úkolů a povinností, vyhýbání se ostatním, neschopnost se rozhodnout, zrychlení pracovního a životního tempa.

Výsledkem pro člověka může sice být krátká úleva, ale dlouhodobě to problém nevyřeší a ten se nadále zhoršuje. Problémy si každý jedinec musí vyřešit, protože samy neodejdou [6]. Samostatnou skupinou projevování stresu je nervózní chování, jež se na jedincích projevuje tím, že např. klepou nohou, kouří, pijí nadměru alkoholu nebo váhají v jednání.

#### 4. V tělesných příznacích

Tělesné příznaky stresu většinou jedinci zpozorují jako první, ale ne pokaždé jsou schopni jasně určit důvod těchto problémů. Mezi nejčastější příznaky patří:

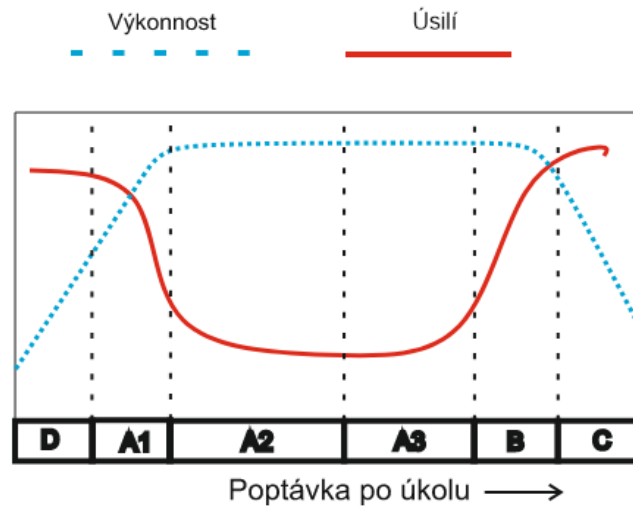
- Bušení srdce
- Závratě
- Potíže s dýcháním
- Bolest hlavy
- Bolest žaludku
- Nevolnost
- Nadměrná chuť k jídlu a naopak
- Třes v rukou
- Lapání po dechu
- Nadýmání
- Potíže s močením

I když jde o typické symptomy stresu, většina lidí s prvními příznaky zamíří za svým praktickým lékařem. V tento moment se rozbíhá velký koloběh, kdy pacienti podstupují všechna možná vyšetření, protože bušení srdce může být také spojováno s infarktem, lapání po dechu může znamenat tuberkulózu atd. Většinou však bývá při diagnóze zapomenuto na stres. Stres, může při dlouhodobém trvání ovlivnit naši imunitu a krevní tlak. Stres má také velký podíl na vzniku nádorových onemocnění [7].

Vztah mezi výkonností a zátěží je zobrazen na obrázku 2. Ten představuje teoretický vztah mezi požadovaným úkolem, výkonem a úsilím. Tento model zahrnuje šest oblastí poptávky po úkolech, které se na obrázku 3. zvyšují zleva doprava. V oblasti D (deaktivace), i když požadavky na úkoly jsou nízké, je výkon slabý, protože je ovlivněn stav operátora. Například operátor v oblasti D může být unavený nebo rozptýlený, a proto není schopen se vyrovnat s minimálními požadavky na úkol [8].

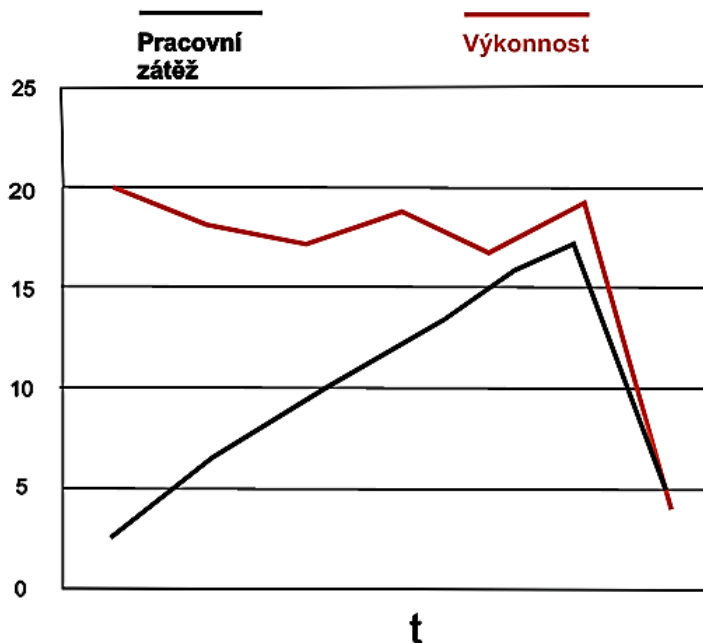
V oblasti A2 je výkon optimální a operátor může snadno zvládnout požadavky na úkol a dosáhnout odpovídající úrovně výkonu. V regionech A1 a A3 zůstává výkon vysoký, ale jedinec musí vyvinout větší úsilí k dosažení požadované úrovně výkonu a udržení stability. V oblasti B začíná poptávka převyšovat kapacitu a výkonnost operátora klesá. Když požadavek na úkol dosáhne úrovně regionu C, výkon je na nejnižší úrovni a

operátor je přetížen. Má-li být výkon obnoven, musí být snížen požadavek na úkol nebo musí operátor odevzdat další nesouvisející úkoly, aby bylo možné primárnímu úkolu věnovat další úsilí [8].



Obrázek 2 Vztah mezi pracovní zátěží a výkonem [8]

Požadavky na úkoly nejsou jediným faktorem, který může ovlivnit úsilí, které úkol vyžaduje. Čas na provedení úkolu pro danou úlohu bude mít také vliv na výkon a pracovní zátěž jedince. Obrázek 3 ukazuje, že zátěž se zvyšuje v závislosti na čase, i když je pracovní vytížení stabilní. Po proměnném prahu času jsou zdroje vyčerpány a je pravděpodobné, že dojde ke zvýšení pracovní zátěže a snížení výkonu. Důvodem je, že se provozovatel vzdá nebo „zbavuje“ nejméně významných částí úkolu, aby bylo možné zvládnout pracovní vytížení [9].



Obrázek 3 Graf výkonnosti k funkci času [25]

Dalším základním konceptem je teorie více zdrojů pracovní zátěže. Wickens [10] vyvinul tuto teorii, která definuje pracovní vytížení jako požadavek na zdroje. Špatná výkonnost v situacích, o nichž se předpokládá, že ukládají „vysoké pracovní zatížení“, je tedy vysvětlena z hlediska nadměrných požadavků na konkrétní zdroje. V této teorii jsou zdroje spojeny s každým z našich smyslů, jako je zrak a sluch a centrální zpracování našeho mozku, které se podílí na mnoha druzích úkolů. Teorie více zdrojů je zvláště důležitá pro předpovídání pracovního vytížení v prostředí s více úkoly. Vysvětluje například, proč úkoly, které vyžadují různé zdroje (např. Vizuální úkol kombinovaný se sluchovým úkolem), se nebudou navzájem přímo ovlivňovat. Výkon každého ze sjednocených úkolů může zůstat nedotčen za předpokladu, že nedochází ke snížení výkonu způsobenému nadměrným používáním mozku. Například je často snazší detekovat zvuk při provádění vizuální úlohy než detekovat dva konkurenční zvuky současně [10].

### 1.1.3 Metody měření stresu a zátěže

Stres a zátěž bývá ve většině studií klíčovým prvkem a také samy o sobě předmětem výzkumu. Z toho důvodu vědci vytvořili způsoby, kterými jsme schopni stres a jeho reakce posuzovat a měřit. Základem je pozorování příznaků, které souvisejí

s fungováním nervového systému, jako například: srdeční frekvence, dechová frekvence, imunitní reakce, nebo měření kortizolu či elektrodermální aktivity. [7]

Kortizol, jiným názvem stresový hormon, lze změřit z krve, moči nebo slin. Po úspěšném měření je potřeba porozumět souvislostem jeho produkce. Tvorba stresového hormonu se uskutečňuje v pulzech, a nejvíce se jich odehrává ráno. V průběhu dne se ale také objevují, a to i v době, kdy se jedince se stresory neseťkává [11]. Měření kortizolu má svoji vypovídající hodnotu, avšak proveditelnost měření je náročné.

V posledních letech využívanou metodou měření zátěže subjektů je měření jejich elektrodermální aktivity. Pojem elektrodermální aktivita (EDA) byl jako první představen Johnsonem a Lubinem [12]. Patří sem všechny autonomní změny elektrických vlastností kůže. Nejzkoumanější vlastností je vodivost kůže. Kožní vodivost byla zkoumána při různých podnětech. Tímto způsobem byla zjištěna galvanická kožní odpověď (GSR Galvanic skin response). Díky tomu, že existuje spojení mezi vodivostí a úzkostí, byla využita EDA při vynálezu polygrafu, jinými slovy detektoru lži [12]. Měření kožní vodivosti se dělá pomocí vylučovacích potních žláz, jejichž koncentrace jsou především na dlaních a chodidlech. Hlavní důvodem použití právě těchto žláz, je fakt, že převážně reagují na psychickou stimulaci. Potní žlázy jsou inervovány sympatetickou větví autonomního nervového systému [12]. Množství potu, který stoupá k povrchu kůže je uvolňováno na základě stupni aktivace sympatiku. Čím větší množství potu, tím menší je galvanický odpor. Pot na povrchu kůže zvyšuje koncentraci soli. Výše vodivosti a kožního potenciálu se na základě toho zvyšuje. Pro měření nepotřebujeme, aby se pot dostal na povrch kůže, stačí pouze nepatrné zvýšení potu v potní žláze. Při měření elektrodermální aktivity jsou sledovány tyto parametry: hladina kožní vodivosti, odpověď kožní vodivosti, hladina kožního potenciálu a odpověď kožního potenciálu.

I přes výše představené způsoby objektivního měření zátěže subjektů je nejvíce používanou metodou měření srdeční frekvence a vyhodnocování variability srdeční frekvence.

### 1.1.3.1 Srdeční frekvence

Snad nejjednodušší a časově nejuznávanější fyziologickou mírou pracovního zatížení je srdeční frekvence. Tepová frekvence lze měřit pomocí jednoduchého monitoru srdeční frekvence, který se používá při cvičení. Tato zařízení vzorkují a zaznamenávají srdeční frekvenci zhruba jednou za sekundu a ukládají data do souborů, které lze snadno prohlížet a analyzovat na jakémkoli osobním počítači. Mnoho vědců se zabývalo tím, do jaké míry srdeční frekvence koreluje s výkonem lidských úkolů a s jinými měřeními pracovní zátěže a výsledky byly smíšené. Srdeční frekvence se jeví jako dobrý korelát fyzické aktivity a skromný korelát mentální aktivity. Roscoe (1992) shrnuje řadu studií, ve kterých byl srdeční tep používán k měření pracovní zátěže mezi piloty. První z těchto studií pochází z roku 1917 [13].

Srdeční frekvence ovlivňují různé mechanismy, mezi které patří autonomní a hormonální vlivy. Ovlivňuje ji jak činnost parasymptiku, tak sympatiku. Jestliže nastane nárůst aktivity sympatika, srdeční frekvence se zvyšuje. Navýšení parasympatické aktivity ji naopak snižuje. Jednou z nejvíce využívaných metod sloužících k měření srdeční frekvence je elektrokardiografie (EKG). EKG zapisuje přirozenou elektrickou aktivitu srdečních buněk. Mezi základní elektrické procesy srdce patří depolarizace, u které dochází ke změně elektrické polarity uvnitř buňky z negativní na pozitivní. Elektrické vzruchy probíhající u tohoto procesu je možno zaznamenávat prostřednictvím elektro, které jsou umístěny na povrchu těla [14].

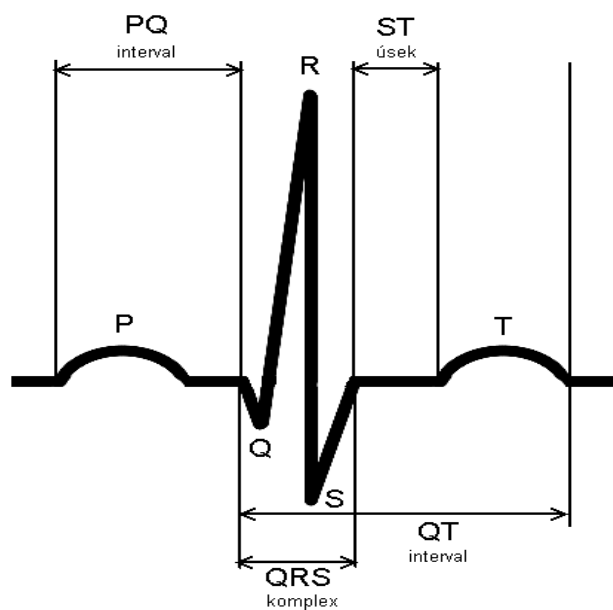
Snímání elektrických potenciálů (depolarizace, repolarizace) umožnil Will Einthoven a to pomocí 3 bipolárních svodů. Svody, které byly použity tímto holandským vědcem jsou dnes známy jako Einthovenův trojúhelník [14]. Jde o princip zapojení elektrod na pravé horní, levé horní a levé dolní končetině, se srdcem nacházejícím se uprostřed tohoto pomyslného trojúhelníku. Tyhle svody zapisují rozdíl elektrických potenciálů mezi dvěma elektrodami. Součet napětí v uzavřeném obvodu se rovná nule a tento potenciál je potom využíván jako referenční bod. Standardní zapojení EKG se skládá ze 12 svodů [14]. Elektrody se přikládají na vyčištěnou kůži a jejich vodivost je podpořena použitím vodivého gelu. Výsledkem měření EKG je elektrokardiogram. Na záznamu se odborníci zaměřují na kmity, vlny a časové úseky [14].

Sofistikovanější metodou měření míry pracovní zátěže je zkoumání variability srdeční frekvence (HRV heart rate variability). HRV je definována jako cyklická změna



srdečního rytmu v čase. V posledních letech vzrostl zájem o studium HRV za účelem hledání nových parametrů pro lepší diagnostiku související s abnormální aktivitou autonomního nervového systému. Studie ukazují, že signály HRV obsahují dobře definované rytmy, které zahrnují fyziologické informace. Rytmy o nízké frekvenci, v rozsahu 0,04 až 0,15 Hz, jsou považovány za ukazatele sympatické aktivity. Rytmy o vyšší frekvenci v rozmezí 0.15 až 0.4 Hz, jsou regulovány parasympatickou aktivitou. Pomocí HRV můžeme určovat míru rovnováhy/nerovnováhy autonomního nervového systému. Analýza HRV se dá provádět v časové, frekvenční a časově-frekvenční doméně [15].

Průběh křivky EKG je zobrazen na obrázku č. 4. Křivka EKG se skládá z P, Q, R, S, T, a někdy U vln. Pro popis signálu EKG jsou velmi důležité právě intervaly nebo oblasti mezi těmito vlnami. Každá křivka by měla začínat P vlnou, která je známkou depolarizací síní, jinými slovy stahem srdečních síní. P vlna by vždy měla být před QRS komplexem oddělena PQ intervalem. Tento interval je doba kontrakce srdečních síní. Výše zmiňovaný QRS komplex představuje depolarizaci a kontrakci komor. Během komplexu QRS se vznikají 3 vlny a to Q, R a S vlna. Q je první negativní vlnou, které následuje po vlně P, ne vždy je přítomna. R vlna je pozitivní a následuje po Q vlně a S vlna, která se nachází po vlně Q je opět negativní. Segment ST je izoelektrická čára, která označuje časový úsek bez elektrické aktivity srdce. Nachází se na stejné úrovni jako PQ interval. Jakákoliv změna této hodnoty je patologická. Jako poslední se objevuje T vlna, která představuje repolarizaci neboli uvolnění komor [16].



Obrázek 4 EKG křivka [48]

#### 1.1.4 Analýza srdeční frekvence

Analýza HRV se dá provádět v časové, frekvenční a časově-frekvenční doméně [15]. Změny srdeční frekvence lze vyhodnotit řadou metod. Snad nejjednodušší je provést vyhodnocení právě v časové oblasti. U těchto metod se stanoví buď srdeční frekvence v kterémkoli okamžiku nebo intervaly mezi po sobě následujícími RR kmity. V nepřetržitém elektrokardiografickém záznamu (EKG) je detekován každý komplex QRS a také takzvané N-N intervaly (normalizovaný čas mezi dvěma detekovanými detekcemi srdečního rytmu, počítaný pro každou událost QRS). Nebo lze také určit okamžitou srdeční frekvenci. Jednoduché proměnné v časové doméně, které lze vypočítat jsou zobrazeny v tabulce 1. Zahrnují průměrný interval NN, průměrnou srdeční frekvenci, rozdíl mezi nejdelším a nejkratším intervalem NN, rozdíl mezi noční a denní srdeční frekvencí atd. Nejjednodušší proměnnou, kterou lze vypočítat, je směrodatná odchylka intervalu NN (SDNN), tj. druhá odmocnina rozptylu. Protože rozptyl se matematicky rovná celkovému výkonu spektrální analýzy, SDNN odráží všechny cyklické složky odpovědné za variabilitu v celém průběhu záznamu. Mezi další běžně používané statistické proměnné vypočítané ze segmentů celého sledovaného období patří SDANN, standardní odchylka průměrného intervalu NN vypočítaná pro kratší časový interval. Mezi další proměnné patří například RMSSD (druhá odmocnina střední hodnoty druhých mocnin po sobě jdoucích rozdílů mezi NN

intervalu), NN50 (počet párů po sobě jdoucích NN, které se liší o více než 50 ms), pNN50 (poměr mezi NN50 a celkovým počtem NN), NN20 (počet párů po sobě jdoucích NN, které se liší o více než 20 ms) a pNN20 (poměr mezi NN20 a celkovým počtem NN) [17] [18] [19].

Tabulka 1 Proměnné využívané k hodnocení HRV ve časové oblasti [19]

Proměnná	Jednotka	Popis
<b>NNx</b>	-	Počet po sobě jdoucích RR intervalů vzdálených od sebe o více než x ms
<b>pNNx</b>	%	Poměr NNx ku celkovému počtu RR intervalů
<b>SDNN</b>	ms	Standardní odchylka všech RR intervalů
<b>SDANN</b>	ms	Standardní odchylka RR intervalů ve všech 5minutových úsecích záznamu
<b>RMSSD</b>	ms	Odmocnina průměru součtu druhých mocnin rozdílů mezi sousedními RR intervaly
<b>SDNNi</b>	ms	Průměr standardních odchylek všech RR intervalů pro všechny 5minutové úseky záznamu
<b>meanHR</b>	min <sup>-1</sup>	Průměrný srdeční rytmus
<b>sdHR</b>	min <sup>-1</sup>	Standardní odchylka průměru srdečního rytmu
<b>HRVTi</b>	-	Trojúhelníkový index variability srdečního rytmu
<b>TINN</b>	ms	Trojúhelníková interpolace NN intervalu

Biologický signál lze také vyhodnocovat ve frekvenční doméně. Od konce 60. let se používají různé spektrální metody pro analýzu tachogramu. Tato doména je založena na výkonové spektrální hustotě (PSD Power Spectral Density). Analýza výkonové spektrální hustoty poskytuje základní informace o tom, jak se síla (tj. rozptyl) distribuuje jako funkce frekvence. Nezávisle na použité metodě lze pomocí správných matematických algoritmů získat odhad skutečné PSD signálů. Metody pro výpočet

PSD lze obecně klasifikovat jako neparametrické a parametrické. Ve většině případů obě metody poskytují srovnatelné výsledky.

Výhody neparametrických metod jsou: (a) jednoduchost použitého algoritmu (ve většině případů rychlá Fourierova transformace – FFT) a (b) vysoká rychlost zpracování. Výhody parametrických metod jsou: (a) plynulejší spektrální složky, které lze odlišit nezávisle na předem zvolených frekvenčních pásmech, (b) snadné následné zpracování spektra s automatickým výpočtem nízkofrekvenčních a vysokofrekvenčních výkonových složek a snadná identifikace střední frekvence každé složky, (c) přesný odhad PSD i na malém počtu vzorků, u nichž má signál zachovat stacionaritu.

Tři hlavní spektrální složky se rozlišují ve spektru vypočteném z krátkodobých záznamů (2 až 5 minut): Komponenty s velmi nízkou frekvencí (VLF), nízkou frekvencí (LF) a vysokou frekvencí (HF). Distribuce výkonu a střední frekvence LF a HF nejsou konstantní, ale mohou se lišit v závislosti na změnách v autonomních modulacích srdeční periody. Spektrální analýzu lze také použít k analýze sekvence intervalů NN v celém období 24 hodin. Výsledek pak kromě komponentů VLF, LF a HF zahrnuje i komponent s velmi nízkou frekvencí (ULF) [19] [20] [21]. Veškeré parametry, které se mohou hodnotit ve frekvenční doméně jsou zobrazeny v tabulce 2.

Tabulka 2 Proměnné využívané k hodnocení HRV ve frekvenční oblasti [19]

Proměnná	Jednotka	Popis
<b>aTotal</b>	ms <sup>2</sup>	Celkový výkon v celém frekvenčním rozsahu
<b>aVLF</b>	ms <sup>2</sup>	Výkon v pásmu velmi nízkých frekvencí
<b>aLF</b>	ms <sup>2</sup>	Výkon v pásmu nízkých frekvencí
<b>aHF</b>	ms <sup>2</sup>	Výkon v pásmu vysokých frekvencí
<b>pVLF</b>	%	Podíl výkonu VLF na celkovém výkonu
<b>pLF</b>	%	Podíl výkonu LF na celkovém výkonu
<b>pHF</b>	%	Podíl výkonu HF na celkovém výkonu
<b>nLF</b>	%	Výkon LF v poměru k celkovému výkonu bez výkonu VLF
<b>nHF</b>	%	Výkon HF v poměru k celkovému výkonu bez výkonu VLF
<b>LFHF</b>	-	Poměr aLF ku aHF
<b>peakVLF</b>	Hz	Maximální frekvence ve VLF pásmu
<b>peakLF</b>	Hz	Maximální frekvence v LF pásmu
<b>peakHF</b>	Hz	Maximální frekvence v HF pásmu

Mnoho způsobů zpracování signálu pracuje se stacionárními signály. Většina biologických procesů je však obecně nestacionární, to znamená, že se v čase dynamicky mění. V takových případech nemusí být samostatná analýza signálu v časové nebo frekvenční doméně tak komplexní. Časově frekvenční analýza efektivně poskytuje popis spektrálního obsahu jako funkci času, respektive jde o dvourozměrnou prezentaci, která časově a spektrálně popisuje signál a obsahuje tak jak časové variace, tak i frekvenční pásma, která signál definují [22] [23]. Dosud bylo vyvinuto několik technik časově-frekvenční analýzy jako je například krátkodobá Fourierova transformace (STFT), vlnková transformace (WT), Hilbert-Huangova transformace (HHT) [24].

### 1.1.5 Měření výkonu

Některé techniky měření pracovní zátěže se zaměřují na objektivní měření aspektů výkonu operátorů. Měření výkonu pracovní zátěže mají společnou charakteristiku: berou v úvahu pouze úkol, který vykonává, nebo práci, kterou vytváří lidský operátor [25].

Nejjednodušší technika měření výkonu měří rychlost a / nebo přesnost, s jakou je operátor schopen provést úkol. Tento přístup je založen na předpokladu, že výkonnost operátora se s rostoucí pracovní zátěží pravděpodobně sníží. Měření rychlosti a přesnosti může být stejně jednoduché jako měření času potřebného k dokončení úkolu a zaznamenávání úspěchu obsluhy pomocí stopek. Při odhadu pracovního vytížení existuje mnoho výhod. Jedinec provádějící experiment musí udělat o něco víc než pozorovat operátora provádějícího úkol a rozhodnout, zda je úroveň výkonu operátora přijatelná. Pokud je výkon přijatelný, pak se pracovní zatížení považuje za přijatelné [25]. Tento přístup má také řadu nevýhod. Měření pouze rychlosti a přesnosti je spíše necitlivé na stav operátora při provádění úkolu. Pokud má lidský operátor pocit, že je zoufale přepracovaný nebo nedostatečně výkonný, nebudou tato pozorování zohledněna při použití výkonnostní míry. To může být také problematické, protože když je úkol prováděn po dlouhou dobu, operátor je unavený, znuřený nebo upadá do jakéhokoli počtu nepříjemných podmínek [25].

Další měření výkonu, které je citlivější na stav operátora, se zaměřuje na měření akcí, které musí operátor provést, aby dokončil úkol. Základním přístupem používaným touto technikou je jednoduše katalogizovat a spočítat počet kroků nebo akcí provedených operátorem k dokončení úlohy. Velký počet kroků znamená vysoké pracovní zatížení, zatímco úkol, který lze provést pouze v několika krocích, znamená nízké pracovní zatížení. Kroky nebo akce, které se počítají pomocí této techniky, mohou zahrnovat kontrolní vstupy, verbální odpovědi, mentální výpočty, rozhodnutí a pohledy nebo vizuální vyhledávání potřebné k dokončení úkolu [26]. Jednou z výhod techniky měření akcí operátora je jeho jednoduchost: člověk musí pouze sledovat činnosti uživatele, zaznamenávat je, když k nim dojde, a srovnat je, jakmile je úkol dokončen. Nevýhodou tohoto přístupu k měření pracovní zátěže je ignorování rozdílů v dovednostech mezi provozovateli. Jeden operátor může bez námahy provádět úkol, který vyžaduje velké úsilí od jiného operátora [26].

Nepřímým způsobem měření pracovního vytížení je odhadnout úroveň pracovního vytížení uloženého úkolem, měřením toho, jak jsou operátoři schopni provádět druhý úkol současně s prováděním primárního úkolu. Tímto způsobem se pracovní zátěž odhaduje podle toho, kolik „volné kapacity“ má operátor. Pokud je operátor schopen snadno provést druhý úkol současně s primárním úkolem, pak můžeme dojít k závěru, že primární úkol zatěžuje operátora pouze malým nebo středně velkým množstvím pracovního zatížení. Na druhé straně, pokud provedení sekundárního úkolu povede k přerušení primárního úkolu operátorem, můžeme dojít k závěru, že primární úkol absorbuje většinu zdrojů operátora a že se operátor blíží vrcholu své schopnosti vykonávat práci [27].

V průběhu let bylo navrženo několik vedlejších úkolů a panuje všeobecná shoda v tom, že neexistuje jediný nejlepší sekundární úkol. Vědci však poskytli dobré rady ohledně výběru sekundárního úkolu. Nejdůležitější je, aby sekundární úloha používala stejné zdroje jako primární úloha [27].

Příklad: Green and Flux (1977) požádali piloty, kteří létali na letovém simulátoru, aby přidali trojku k číslu, které bylo dáno ústně. Byl měřen a zaznamenáván čas reagovat na úkol sčítání. Výsledky ukázaly, že čas na dobrou odpověď koreloval s nárůstem a poklesem pracovní zátěže zavedeným při létání. Huddleston a Wilson (1971) dosáhli podobného výsledku, když požádali piloty, aby určili, zda číslo nebo součet dvou čísel bylo liché nebo sudé. Tyto studie naznačují užitečnost jednoduchých cvičení mentální matematiky jako sekundárních úkolů pro měření pracovní zátěže [27].

Subjektivní měření pracovní zátěže vyžaduje, aby lidský operátor popsal pracovní zátěž, kterou zažívají při plnění úkolu. Subjektivní měření pracovní zátěže se nesnaží měřit nic o úkolu, který uživatel plní, ani o výkonu uživatele při jakémkoli úkolu. Subjektivní měření pracovní zátěže se zaměřuje výhradně na pocity lidského operátora ohledně jeho pracovní zátěže [28].

Nejjednodušší a nejméně dotěrná subjektivní numerická technika měření pracovní zátěže je taková, ve které požádáte své subjekty, aby v periodických intervalech hodnotily svou celkovou pracovní zátěž na stupnici od 0 do 100. Hlavní výhodou techniky okamžitého sebehodnocení (ISA) je že patří mezi nejjednodušší opatření ke sběru. Experimentátor musí být vybaven pouze papírem a tužkou, zatímco pozoruje a dotazuje subjekty při provádění úkolu [28].

Technika měření indexu zatížení NASA (TLX) byla vyvinuta, aby pomohla zmírnit řadu problémů, které vyvstávají z rozdílů ve způsobu, jakým lidé přemýšlejí o pracovní zátěži. Technika NASA TLX je podobná technice okamžitého sebehodnocení, protože experimentátor musí pravidelně žádat lidského operátora o subjektivní odhady jeho pracovní zátěže. Klíčový rozdíl v technice TLX spočívá v tom, že namísto účastníků, aby subjektivně hodnotili svou pracovní zátěž pomocí jediné stupnice, musí účastníci subjektivně hodnotit svou pracovní zátěž podle šesti různých dílčích stupnic pracovní zátěže. Každá ze šesti dílčích stupnic pracovní zátěže byla navržena tak, aby charakterizovala pracovní vytížení jiným způsobem [28].

Příklad: Casner (2009) použil NASA TLX ke zkoumání rozdílů v pracovní zátěži pilotů u dvou typů letadel: jeden vybavený konvenčním navigačním zařízením a přístroji, druhý vybavený pokročilým navigačním a kontrolním zařízením. Piloti letěli z letiště na letiště a procházeli čtyřmi různými fázemi letu: Příprava, Let po trase, Přiblížení a Nezdařené přistání. Experimentátor použil posledních 30 sekund každé letové fáze k verbálnímu shromažďování hodnocení pracovní zátěže pilotů podél každé ze šesti dílčích stupnic pracovního zatížení TLX. Hodnocení byly zaznamenány pomocí výsledkového listu znázorněného na obrázku 7., během toho, jak piloti verbálně poskytovali hodnocení [28]. Na konci letu byli piloti požádáni o pořadí šesti dílčích stupnic TLX, podle nichž nejlépe charakterizovali představu o pracovní zátěži v jejich myslích. Zpátky v laboratoři byla použita pracovní zátěž a hodnocení pro výpočet celkové míry pracovní zátěže a ke stanovení, zda existují rozdíly mezi těmito dvěma letadly. Výsledky ukázaly, že pokročilé navigační a kontrolní zařízení pomohlo snížit pracovní zatížení během některých fází letu, ale zvýšilo pracovní zatížení v jiných fázích. Celkově nebyl mezi oběma letadly žádný rozdíl [28].

Vzhledem k tomu, že různí jedinci mají tendenci se pohlížet na numerické měřítka odlišně a přemýšlet o samotném ponětí pracovní zátěže odlišně, techniky subjektivního měření pracovní zátěže mají sklon poskytovat trvale průměrné hodnocení průměrné pracovní zátěže spolu s velkou variabilitou.



## 2 Metody hodnocení signálu v časově-frekvenční oblasti

Jednou z motivací pro časově – frekvenční analýzu je, že klasická Fourierova analýza předpokládá, že signály jsou periodické v čase. Mnoho signálů, má ale kratší trvání a během jejich trvání se mění. Příkladem můžou být hudební nástroje, které nevytvářejí sinusoidy s nekonečným trváním, ale místo toho začínají útokem, poté postupně chátrají [29].

Existuje spousta metod časově-frekvenční analýzy. Mezi hlavní patří právě Krátkodobá Fourierova transformace a Vlnková transformace. Jejich velkou výhodou je především rychlost výpočtu a velmi dobré časově-frekvenční rozlišení.

### 2.1 Krátkodobá Fourierova analýza

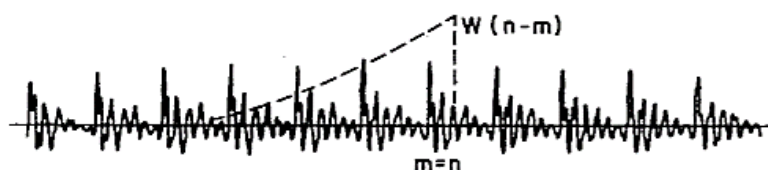
Pojetí krátkodobé Fourierovy analýzy je zásadní pro popis kteréhokoliv rychle se měnícího signálu. S objevem Fourierovy transformace, stejně jako moderních technik digitálního filtrování, se implementace systémů zpracování signálů založených na krátkodobé Fourierově transformaci stala praktickou a využívá se v mnoha aplikacích a studiích [30] [31] [32] [33]. Na rozdíl od klasické Fourierovy transformace, která uděluje informace o frekvenci v celém časovém intervalu, krátkodobá Fourierova transformace udává časově frekvenční informaci ohledně daných situací, ve kterých dochází ke změně frekvenční složky [34].

Nechť  $x(n)$  je definovaný signál pro všechna  $n$ , a kde  $x_n(e^{j\omega_k})$  je krátkodobá Fourierova transformace  $x(n)$ , vyhodnocená v čase  $n$  o frekvenci  $\omega_k$ . Obecně lze definovat krátkodobou Fourierovu transformaci z hlediska výstupu libovolné databáze filtrů. Omezíme se však na mnohem jednodušší případ identických, symetrických pásmových filtrů rovnoměrně rozmístěných ve frekvenci. Výsledkem těchto zjednodušení je umožnění použití jediného filtru  $w(n)$ , který určuje všechny vlastnosti databáze filtrů. Krátkodobou Fourierovu transformaci lze potom definovat jako [35]:

$$x_n(e^{j\omega_k}) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} w(n-m) x(m) e^{-j\omega_k m} .$$

Z rovnice vyplývá, že  $w(n)$  selektivně určuje část  $x(n)$ , která je analyzována.

Obrázek 5 ukazuje typický příklad signálů zapojených do výpočtu pro  $w(n)$  exponenciálně se rozpadajícího okna.



Obrázek 5 Signál pro výpočet krátkodobého spektra [36]

Pro toto okno je vidět, že analýza počítá s neaktuálnějšími vzorky (tj. hodnoty  $x(m)$  blízké  $m = n$ ) při výpočtu krátkodobé Fourierovy transformace. Vyjadřuje dva rovnocenné, ale odlišné výklady. První interpretací je analýza filtrační databáze, ve které  $x_n(e^{jw_k})$  se jeví jako funkce  $n$  pro fixní  $w_k$ . V tomhle případě se  $x_n(e^{jw_k})$  dá zapsat jako lineární konvoluce signálu  $x_n(e^{jw_k n})$  s impulzní odezvou  $w(n)$  [36]

$$x_n(e^{jw_k n}) = [x_n e^{jw_k n}] * w(n),$$

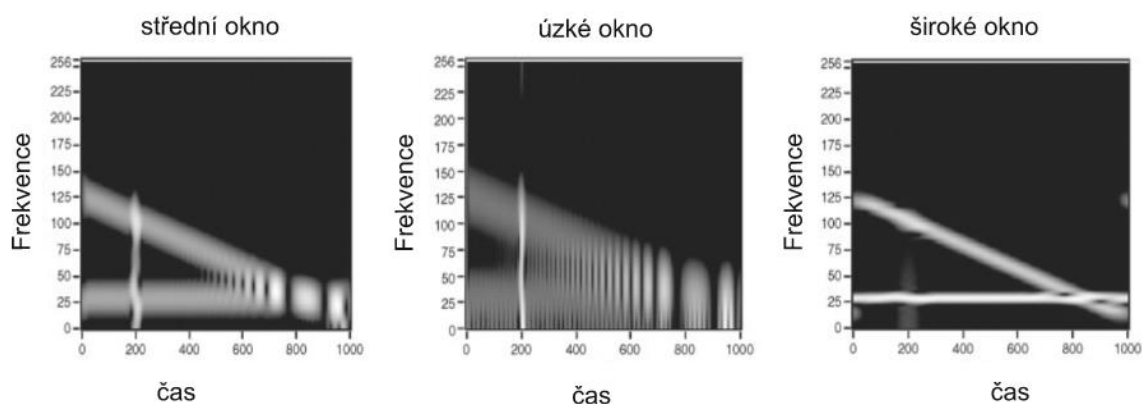
kde  $w(n)$  je filtr, který je aplikován na signál  $x_n(e^{jw_k n})$ . Modulace  $x_n$  pomocí  $(e^{-jw_k n})$  slouží k posunutí frekvenčního spektra  $x(n)$  o frekvenci  $w_k$  na frekvenci 0. Krátkodobou Fourierovu transformaci lze tedy považovat za filtrování posunutého spektra  $x_n$  v oblasti frekvence  $w_k$  dolnoprůchodovým filtrem  $w(n)$ .

Druhá interpretace  $x_n(e^{jw_k})$  je klasická Fourierova transformace modifikované sekvence [36].

$$y_n(m) = x(m) w(n - m),$$

V tomhle případě, vyjadřujeme  $x_n(e^{jw_k})$  jako funkci  $w_k$  pro pevně stanovenou hodnotu  $n$ . Rovnice o konstantním  $n$  nám vyjadřuje, že  $y_n(m)$  je produktem  $x$  a  $w$ . Normální Fourierova transformace  $y$  je tedy komplexní konvoluce Fourierových transformací  $x$  a  $w$ . Proto jsou detaily výsledné krátkodobé Fourierovy transformace do značné míry ovlivněny výběrem oken. Proto je důležité navrhnout okno v souladu s požadovaným časovým a frekvenčním rozlišením krátkodobé transformace. Ke zobrazení STFT se ve většině případů používá spektrogram, který zobrazuje velikost rozsahu intenzity

STFT v čase. Na obrázku 6 je zobrazen příklad tří různých velikostí oken spektrogramu krátkodobé Fourierovy transformace v časově frekvenční doméně.



Obrázek 6 různá rozlišení STFT v časově frekvenční doméně [36]

U některých aplikací (např. spektrální displeje, detekce signálu, rozteč řeči a odhad formantu) se krátkodobá Fourierova transformace používá především jako nestacionární vyjádření vlastností signálu. V takových případech není vyžadován žádný postup sjednocení. Pro mnoho dalších aplikací se však krátkodobá Fourierova transformace používá jako středně pokročilá zobrazení signálu. Mezi příklady těchto aplikací patří vokodéry a signální procesory, kde chceme upravit krátkodobou transformaci způsobem, který může využívat nestacionárních vlastností signálu. Jako takový, je vyžadován způsob rekonstrukce signálu  $x(n)$  z jeho krátkodobé transformace [36].

## 2.2 Ostatní transformace

Vlnková transformace (Wavelet Transform, WT) je jednou z metod, která řeší problémy v oblasti časově frekvenční analýzy. Pomocí WT transformace lze získat časově frekvenční popis signálu. V porovnání s Fourierovou transformací nám nedává pouze informace o frekvencích, jaké se v signálu objevují, ale také o jejich poloze v souvislosti s časem. Spojitá vlnková transformace (Continuous wavelet transform CWT) lze vyjádřit rovnicí [37]:

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) dt.$$

Jde tedy o závislost signálu  $x(t)$  s vlnkami, které jsou vyjádřeny z mateřské vlnky  $\psi(t)$ . Je nutné, aby funkce  $\psi(t)$  měla nulovou střední hodnotu. Z tohoto důvodu je její tvar podobný vlnce. Znak  $*$  značí v rovnici komplexně sdruženou funkci. Výslednou funkci  $y(a,b)$  popisují dva spojité parametry  $a$ ,  $b$ , kde  $a$  značí rozsah časové dilatace a parametr  $b$  nám určuje posunutí funkce na ose času. Hodnota  $\frac{1}{\sqrt{a}}$  je konstanta, která normalizuje energii singulárních vlnek. Pomocí velmi dobrého časového rozlišení u vysokých frekvencí obchází Heisenbergův princip neurčitosti. Díky tomuto faktoru se vlnková transformace nejvíce hodí k analýze signálu s nízkou frekvencí v celé délce a k analýze signálů s vysokými frekvencemi v kratších časových úsecích [37].

V posledních letech hojně využívanou metodou hodnocení signálu je také Hilbert – Huangova transformace (HHT). Název je složen pro Hilbertovu spektrální analýzu (HSA) a empirical mode decomposition (EMD). Tato metoda byla vyvinuta ke zpracování nelineárních a nestacionárních signálů. Hilbert – Huangova transformace je na rozdíl od jiných transformací, například Fourierovy transformace spíše algoritmem, který je možné využít lépe na datovou sadu, než na teoretický nástroj [38].

Stockwellova transformace, známá také jako S – transformace (ST), byla vyvinuta jako nástroj pro časově-frekvenční rozklad. Překonává některé z nevýhod krátkodobé Fourierovy transformace (STFT) (lepší časově-frekvenční rozlišení) na základě škálovatelného lokalizačního Gaussova okna, ale její limitací je frekvenční rozlišení, které je stále horší, čím vyšší je frekvence [39].

Mezi další využívané metody se řadí i Curvelet metoda, kdy se jedná o flexibilní techniku pro víceúrovňové zobrazení předmětu. Jako doplněk modelu wavelet se čím dál víc stává populárnější, zejména v oboru výpočetní techniky a zpracování obrazu. Transformace, která využívá právě těchto Curvelets je známá jako Curvelets transformace. Nepřerušovaný časový signál je distribuován do komponentů s odlišným měřítkem pomocí právě jmenované funkce Curvelet. Transformace Curvelet zobrazuje funkce s diskontinuitami, ostrými vrcholy a vykazuje velmi dobrou přesnost při rekonstrukci [40].

V dané práci bude k hodnocení naměřených biologických signálů využíváno STFT, jelikož daná práce je součástí většího projektu a ostatní metody hodnocení EKG zkoumají další kolegové. Jde však vyhodnotit několik výhod STFT oproti ostatním

metodám hodnocení biologického signálu. Jedna z hlavních výhod je možnost vykreslování signálu. Má schopnost integrovat 3D vlnkové spektrum za účelem získání energie. Krátkodobá Fourierova transformace, nabízí, oproti vlnkové transformaci možnost získání relativních sil přímo z velikosti 3D vrcholů. Je to z důvodu, že je výkon lineárně úměrný výšce vrcholů. Pro STFT je také jednoduchou záležitostí nabídnout možnost amplitudového vykreslení.

## 3 Metodika měření

Plán práce byl zvolen pomocí předem definovaných cílů. Navržená metodika vychází z analýzy současného stavu a je zaměřena na hodnocení signálu EKG. Vhodná metoda měření signálu EKG byla zvolena na základě rešerše.

### 3.1 Průběh měření

První úloha zahrnuje naprogramování aplikace v programovacím jazyce C#. Jde o aplikaci, která představuje tzv. bludiště. Její smysl spočívá v tom, že daný subjekt musí pomocí kurzoru myši dojet ze startu do cíle podél předem předdefinované tratě. Tato trať se skládá z více úseků o různé délce a tloušťce. Měřený subjekt se musí během průjezdu po trati neustále držet v nadefinovaném prostoru tratě. V rámci provádění úlohy, je subjekt připojen na zařízení, sloužící k získání údajů o srdeční aktivitě daného jedince, kdy princip zařízení je popsáno v kapitole níže. Jedná se o poměrně jednoduchý úkol, avšak jak je zmíněno výše, subjekt se musí po celou dobu soustředit na to, aby se nevychýlil kurzorem z vyznačené dráhy. V případě, že se subjekt vychýlí z dané tratě, musí se vrátit zpět na start a začít celou cestu bludištěm znovu. Data, která by byla naměřena při provádění tohoto úkolu nemusela být zcela průkazná, a to z toho důvodu, že by daný jedinec nevykazoval až tak velkou míru zátěže. Právě z tohoto důvodu je do bludiště naprogramován stresor, který během průjezdu jedince bludištěm, má na subjekt zapůsobit a dostat ho tak pod větší zátěž. Jako stresor je použit vyskakující obrázek, který je i doplněný zvukovým vjemem. U subjektu má v tu dobu, vyvolat leknutí a tím právě zvýšit danou zátěž jedince. Jako stresor byl vybrán strašidelný obrázek, který byl navíc doplněný zvukovým efektem vřís kotu.

Zde je uveden část skriptu bludiště z programu C#:

```
namespace bludiště

    public partial class Form1 : Form

        System.Media.SoundPlayer player = new
System.Media.SoundPlayer();

        System.Timers.Timer t;

        int h, m, s;

        public Form1()

            InitializeComponent();

        int a = 0;

        private void Form1_load(object sender, EventArgs e)

            t = new System.Timers.Timer();

            t.Interval = 1000;//1s

            t.Elapsed += onTimeEvent;

        private void onTimeEvent(object sender, ElapsedEventArgs
e)

            Invoke(new Action(() =>

                s += 1;

                if (s == 60)

                    s = 0;

                    m += 1;

                    if (m == 60)

                        m = 0;

                        h += 1;

                txtResult.Text = string.Format("{0}:{1}:{2}",
h.ToString().PadLeft(2, '0'), m.ToString().PadLeft(2, '0'),
s.ToString().PadLeft(2, '0'));

            }));
```

Design bludiště zobrazeného na obrázku 7 je zvolen tak, aby byl daný subjekt více rozptýlen. Jemná a světlá barva pozadí lehkým nádechem splývá s cestou bludiště, kterou se subjekt pohybuje. Tím pádem se testovaný jedinec musí mnohem více soustředit na danou trať. Zároveň je využito takových barev, aby co nejvíce vynikl kontrast barev v místě, kde se nachází daný stresor. Také úseky bludiště jsou v určitých místech zúženy z důvodu, aby se subjekt dostal pod větší tlak a více se musel soustředit na průjezd kurzoru myši bludištěm. V pravé horní části bludiště je zobrazen časový odpočet a taky odpočet pokusů, které daný subjekt využil k průjezdu bludištěm. Každý nový pokus začínal vyjetím z předdefinované tratě bludiště. Časový odpočet i odpočet pokusů zapříčiňuje znovu o něco větší tlak na jedince, kterým byl kladen důraz na to, aby se subjekty snažily bludiště projet na co nejméně pokusů a v co nejrychlejším čase.



Obrázek 7 Bludiště vygenerované na základě skriptu v programu C# [vlastní]



## 3.2 Subjekty

Pro testování byl zvolen výzkumný vzorek subjektů. Skupina subjektů obsahuje vzorek 25 osob v dobré fyzické kondici bez jakéhokoliv onemocnění. Testovaná třída byla složena z 20 mužů a 5 žen, u kterých se věková hranice pohybuje v rozmezí od 23 do 25 let. Počet subjektů byl významně omezen kvůli pandemické situaci. U měření byly pro všechny stanovené stejné okolní podmínky bez jakýchkoliv výjimek. Každé měření probíhalo za denního světla v místnosti, kde daný jedinec nebyl rušen žádnými okolními vlivy, kdy v místnosti byl sám pouze s kontrolní osobou, která dohlížela na průběh měření.

## 3.3 Měřicí zařízení

K měření bylo využito systému VLV Lab (viz. obrázek 8), který byl vyvinut na společném pracovišti 1. LF UK a FBMI ČVUT v Praze [41]. Měřicí systém umožňuje snímat veškerá dostupná fyziologická data, která jsou následně zobrazena ve vizualizační jednotce jako je například PC. Pokud je zařízení přímo propojené s PC, je možnost ukládat data přímo do počítače. Druhou možností je využití zabudované paměťové karty [41].

Ke zobrazení dat, byl vytvořen specifický program, který se nazývá VLV Scope. Takto vytvořený software je multiplatformní, což znamená, že je kompatibilní jak s platformou Windows, tak s platformou Mac OS a Linux [41].

Přístroj VLV je složen z měřicí jednotky, kabelového svazku a periférií, což jsou zařízení, které rozšiřují jeho možnosti. Jsou to například měřicí elektrody EKG nebo EMG, senzory pro snímání tělesné teploty, nebo teploty okolí, a také senzory pro měření vlhkosti a tlaku [41].

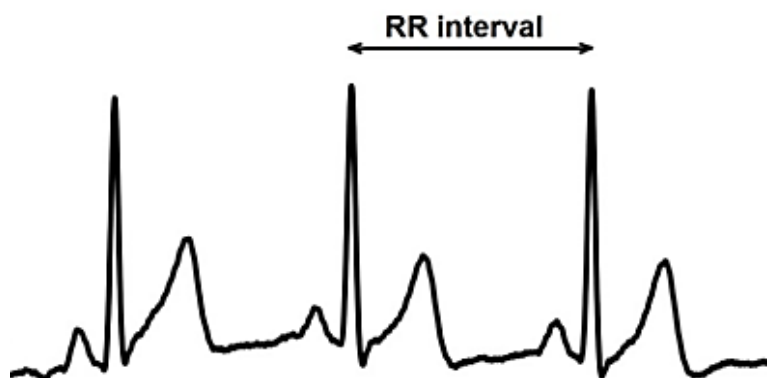
Ke snímání hodnot EKG bylo využito gelových elektrod, které byly připevněny v oblasti hrudního koše. Tato metoda sběru dat byla zvolena z toho důvodu, aby subjekty nebyly ve větší míře negativně ovlivněny při výkonu své práce [41].



Obrázek 8 Zařízení VLV lab využité pro účely měření EKG [41]

### 3.4 Vyhodnocování dat

Ke získání a vyhodnocení dat je zapotřebí prvotní zpracování surových naměřených dat z EKG záznamu. V této práci bylo využito Pan – Tomkinsonovy metody, pomocí které je možné detekovat QRS komplexy (stahy komor) a z nich následné R-R intervaly, které jsou zobrazeny na obrázku 9.



Obrázek 9 RR interval [42]

Algoritmus Pan – Tompkins používá řadu filtrů, aby zvýraznil frekvenční obsah rychlé depolarizace srdce a odstranil šum pozadí. Poté zesiluje signál pro zvýraznění komplexů QRS, což činí identifikaci komplexu QRS jednodušší. Nakonec aplikuje prahové hodnoty pro detekci vrcholů filtrovaného signálu [42].

Jako první krok je použit pásmový filtr, který slouží ke zvýšení poměru signálu k šumu. Běžně se doporučuje šířka pásma filtru 5-15 Hz k maximalizování QRS komplexů a ke snížení šumu. Jako druhý krok je použit derivační filtr, který poskytuje informace o

sklonu QRS. Filtrovaný signál je dále umocněn, což slouží k zesílení dominantních vrcholů QRS a ke snížení chybného rozpoznání vlny T jako píku R. Následně je použito filtru klouzavého průměru, který dává informace o délce trvání komplexu QRS. Takto získaný signál se nazývá integrovaný signál. Aby bylo možné detekovat komplex QRS, musí být nalezeny vrcholy integrovaného signálu. Pík je definován jako bod, ve kterém signál mění směr (z rostoucího směru do klesajícího). Po každém píku nelze v následujících 200 ms (tj. Době blokování) detekovat žádný vrchol. Jedná se o fyziologické omezení způsobené refrakterní dobou, během níž nemůže dojít ke komorové depolarizaci ani za přítomnosti podnětu. Aby se snížila možnost nesprávného výběru vrcholu šumu jako QRS, je každá amplituda píku porovnána s prahovou hodnotou ( $Práh_I$ ), která zohledňuje dostupné informace, o již zjištěných QRS a hladině šumu [42]:

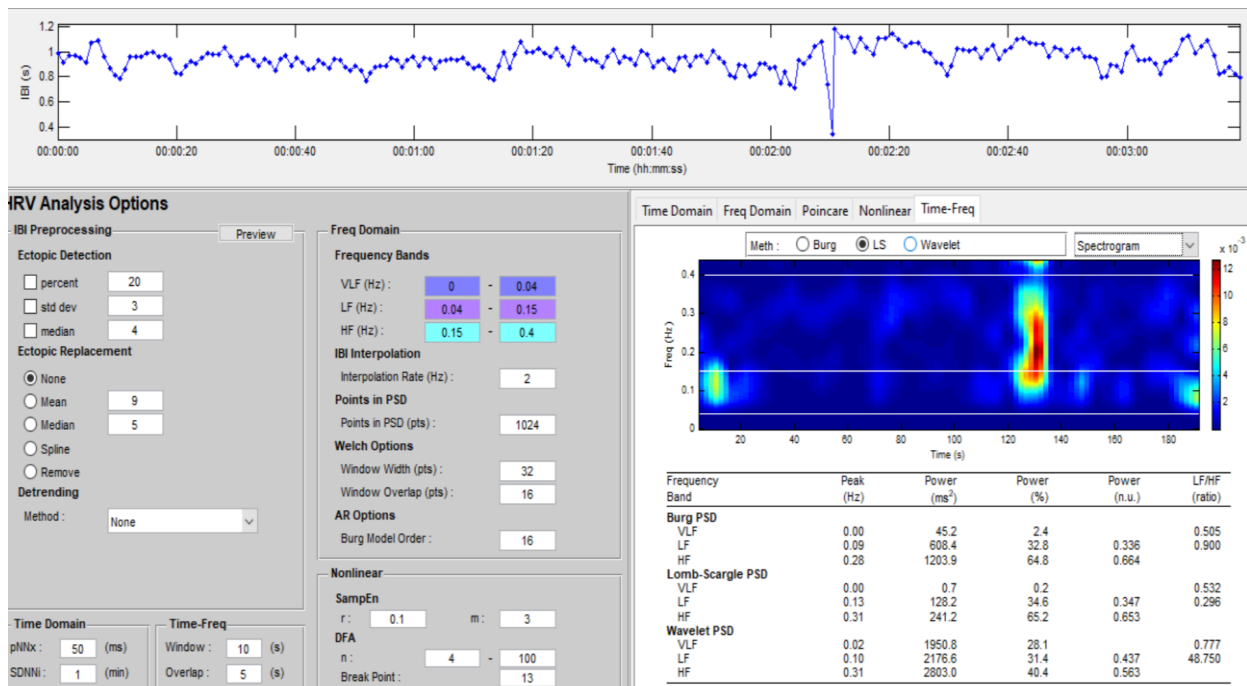
$$Práh_I = HladinaŠumu_I + 0.25(HladinaSignálu_I - HladinaŠumu_I),$$

kde *Hladina šumu* je průběžný odhad hladiny šumu v integrovaném signálu a *Hladina signálu* je úroveň signálu. Práh se automaticky aktualizuje po detekci nového vrcholu.

Algoritmus také bere v úvahu chybné nastavení hodnoty prahu. K vyřešení tohoto problému se provádí kontrola za účelem nepřetržitého vyhodnocování intervalů RR (časového intervalu mezi dvěma po sobě jdoucími vrcholy QRS). Jakmile je komplex QRS úspěšně rozpoznán, srdeční frekvence se vypočítá jako funkce vzdálenosti v sekundách mezi dvěma po sobě následujícími komplexy QRS (nebo R vrcholy) [43].

Z naměřených dat EKG byly vybrány RR intervaly, které byly dále analyzovány pomocí nástroje pro hodnocení srdeční frekvence (HRVAS – HEART RATE VARIABILITY FOR HEALTH ANALYSIS).

Nástroj HRVAS je schopen z textového souboru, obsahujícího pouze čísla, vytvořit tabulky, ve kterých jsou možné vidět jednotlivé hodnoty, které byly naměřeny během výzkumu. HRVAS dokáže vytvářet analýzy v časové, frekvenční a také v časově frekvenční doméně. Na obrázku 10 je zobrazen nástroj HRVAS v programové aplikaci MATLAB [44].



Obrázek 10 Nástroj HRVAS [45]

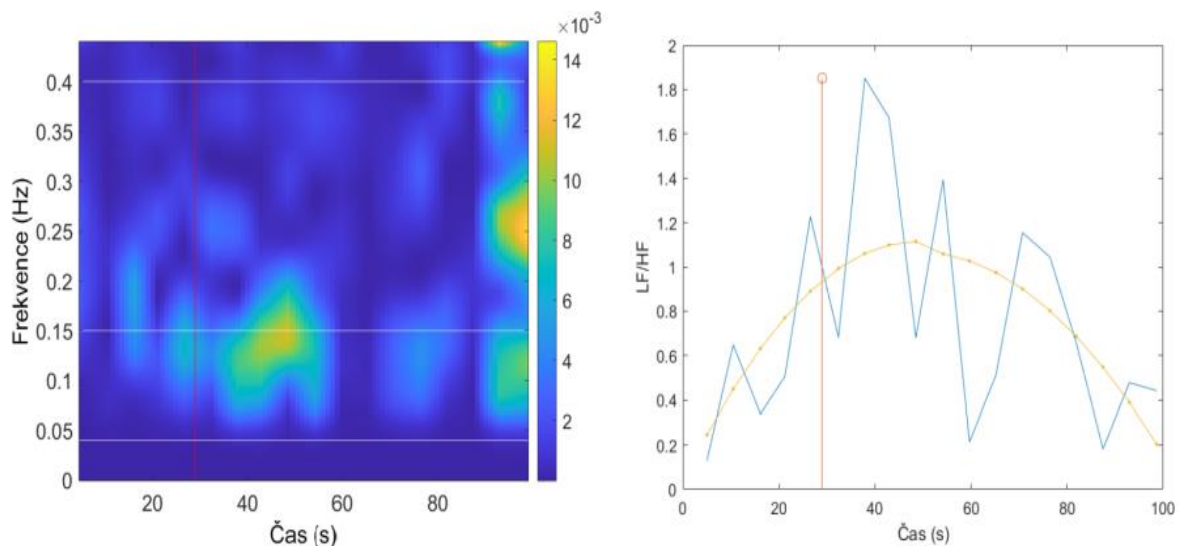
V programu HRVAS byl vyhodnocen i poměr LF/HF. Tento poměr je dalším parametrem, který je vhodný pro měření výkonu. LF/HF je poměr spektrálního výkonu nízkofrekvenčního a vysokofrekvenčního pásma [45]. Je obecně známo, že aktivita autonomního nervového systému, který se skládá ze sympatického a parasympatického nervového systému, se odráží v nízkofrekvenčním pásmu (LF) a vysokofrekvenčním pásmu (HF). Právě poměr těchto frekvenčních pásem, tzv. LF/HF poměr, je používán k určení sympatovagální rovnováhy [46]. Sympatický nervový systém slouží k přípravě těla na boj se stresem. Podporuje reakci boje nebo útěku a odpovídá vzrušení. Parasympatický systém podporuje fázi odpočinku, uklidnění nervů a návrat k normální funkci těla. Vyhodnocení sympatovagální rovnováhy je tedy založeno na tom, že LF pásmo bude převládat u aktivita sympatiku a HF pásmo u aktivita parasympatiku. Na základě poměru LF/HF lze tedy určit jaká aktivita v dané situaci právě převahuje [47].

## 4 Prezentace výsledků

Naměřené výsledky jsou zobrazeny ve dvou formách grafu. Jedna forma je zobrazena pomocí spektrogramu, kdy osa X zobrazuje čas a osa Y frekvenci. Vedle grafu spektrogramu je také přidána škála barevnosti, která zobrazuje intenzitu srdeční frekvence. Světelné spektrum je zobrazeno v tabulce 3. Druhou formou zobrazení je graf poměru LF/HF, kde modrá křivka je právě poměr LF/HF a žlutá křivka znázorňuje průměr vyobrazené modré křivky. Osa X zobrazuje čas a osa Y poměr LF/HF. Na obou grafech je pomocí červené čáry, která je kolmá k ose X, zobrazen čas, kdy na subjekt stresor zapůsobil, a kdy je tedy pravděpodobné zvýšení nároku na psychofyziologický stav jedince.

Tabulka 3 Světelné spektrum [48]

Barva	Vlnová délka	Frekvence
Červená	625 až 750 nm	480 až 405 THz
Oranžová	590 až 625 nm	510 až 480 THz
Žluta	565 až 590 nm	530 až 510 THz
Zelená	520 až 565 nm	580 až 530 THz
Azurová	500 až 520 nm	600 až 580 THz
Modrá	430 až 500 nm	700 až 600 THz
Fialová	380 až 430 nm	790 až 700 THz

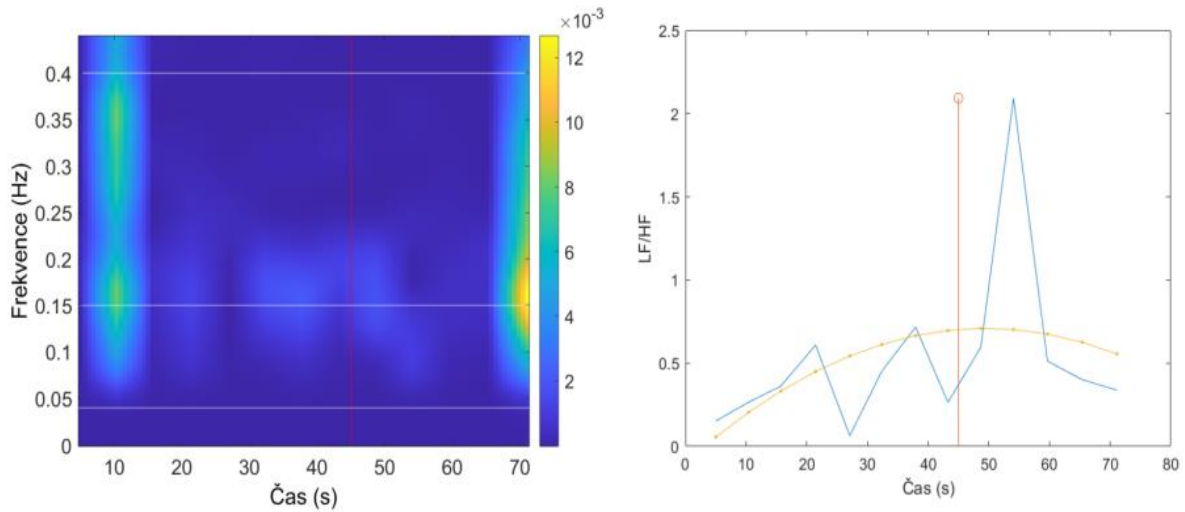


Obrázek 11 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr (vpravo) subjekt č.1

Na obrázku 11 je zobrazen výsledek subjektu č. 1, kdy na spektrogramu lze pozorovat nárůst srdeční tepové frekvence již krátce po zahájení cesty bludištěm. Větší nárůst hodnot se však vyskytuje až při objevení stresoru v čase 0:29s. Krátce poté se tepová frekvence vrátila zpět do normy. Další zřetelný nárůst je možné pozorovat v době, kdy se měřený subjekt blížil konci bludiště, kdy se trasa začínala zužovat.

Zobrazená křivka na grafu LF/HF se shoduje se spektrogramem, tedy lze také pozorovat nárůst srdeční tepové frekvence v oblasti, kdy se stresor objevil, a také lehké navýšení v koncové oblasti bludiště.

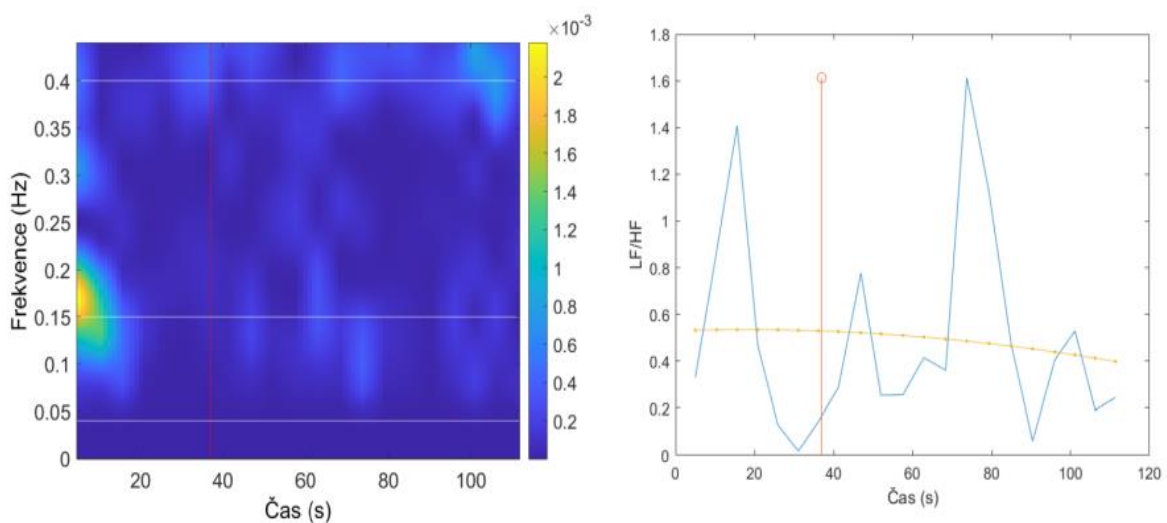
U subjektu č. 1 je tedy možno říct, že stresor zapůsobil na jedince podle předpokladu.



Obrázek 12 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 2

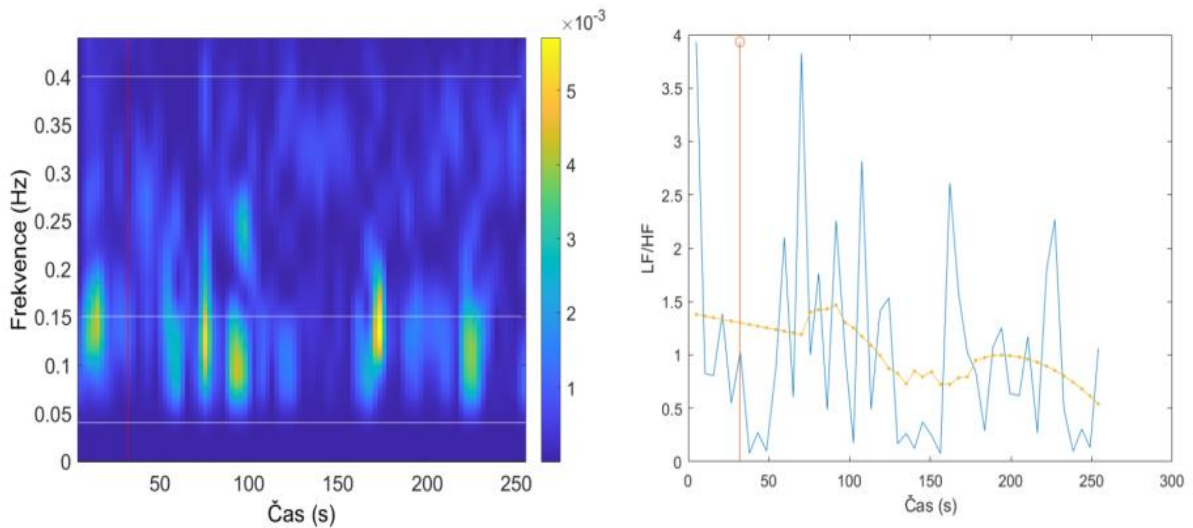
Obrázek 12 představuje spektrogram subjektu č. 2, kde je možné pozorovat, že stresor na jedince zapůsobil ve velmi malé míře a z toho důvodu není nárůst srdeční tepové frekvence na spektrogramu tak zřetelný.

I přes nedostatečné zachycení nárůstu zátěže na spektrogramu, na grafu LF/HF (opět viz. obr. 12) subjektu č. 2 je dobře viditelný nárůst srdeční tepové frekvence krátce poté, co se stresor objevil. I zde tedy lze předpokládat zapůsobení stresoru dle představ.



Obrázek 13 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 3

Na spektrogramu a LF/HF grafu subjektu č. 3, zobrazeného na obrázku 13, je možné pozorovat, že stresor na subjekt nezapůsobil dostatečnou mírou, aby se navýšení srdeční tepové frekvence projevilo do uvedených grafů. Je možné pozorovat nárůst srdeční tepové frekvence v oblasti cíle bludiště, kde docházelo ke zúžení trati.



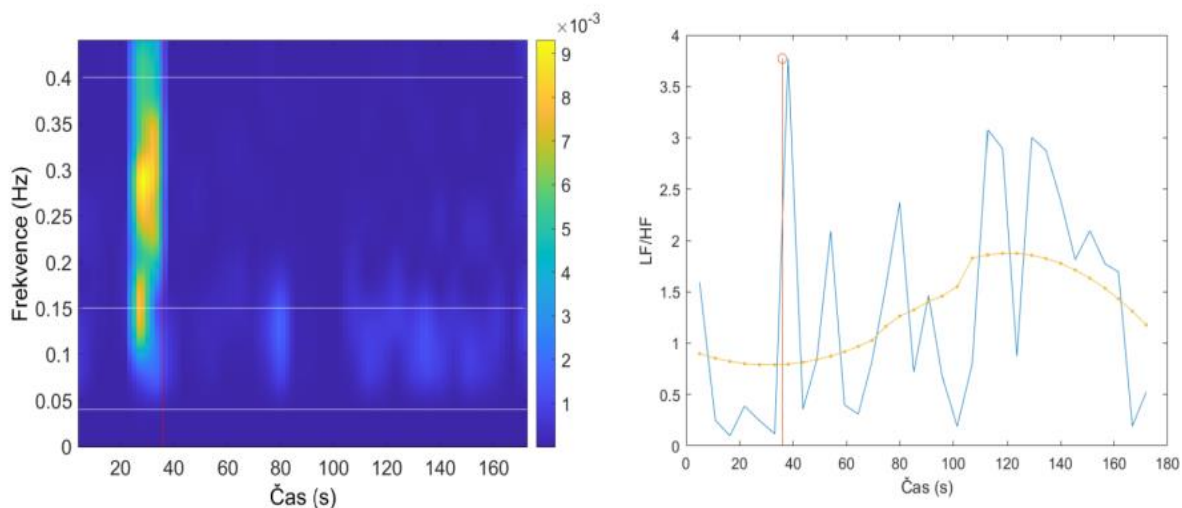
Obrázek 14 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 4

Na obrázku 14 je zobrazen spektrogram subjektu č. 4, na kterém je možné pozorovat nárůst srdeční tepové frekvence krátce po zobrazení stresoru, což může být zapříčiněno pozdní reakcí na stresor. Následně je u subjektu možné pozorovat zvýšenou srdeční tepovou frekvenci v průběhu zbývajících cesty bludištěm.

Na obrázku 14 je u grafu LF/HF také možné vidět opožděný nárůst srdeční tepové frekvence, a také její kolísání, které doprovázelo subjekt až do cíle bludiště.

U subjektu č. 4 je tedy možné říct, že stresor zapůsobil na jedince správně a následné zvýšení srdeční tepové frekvence ho doprovázelo po celý zbytek cesty.



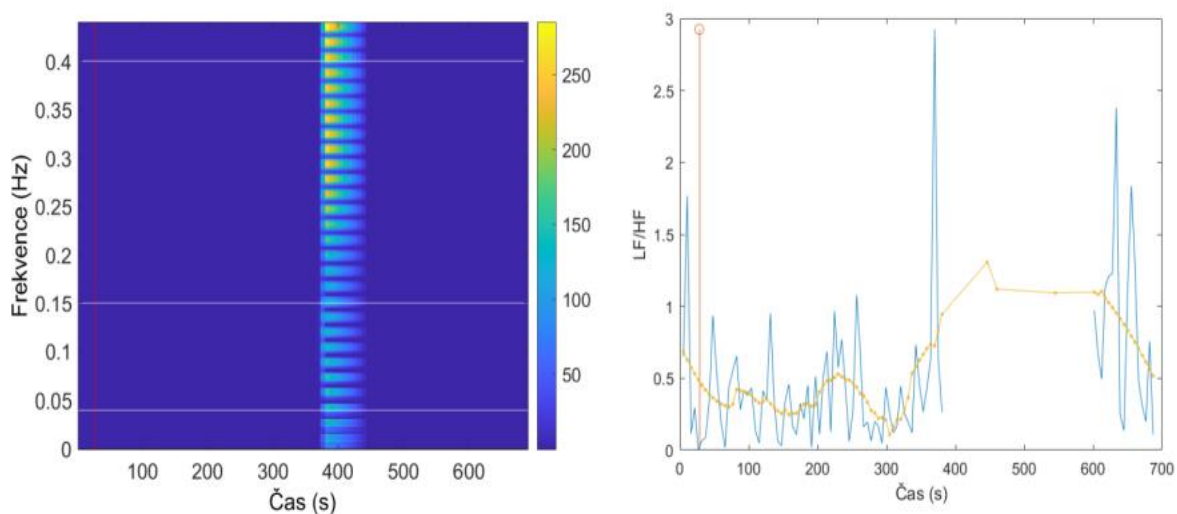


Obrázek 15 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 5

Na obrázku 15 u spektrogramu subjektu č. 5 je dobře vidět nárůst srdeční tepové frekvence při objevení stresoru. Následně se srdeční tepová frekvence uklidnila a znovu došlo k jejímu nárůst v menší míře v koncové části bludiště.

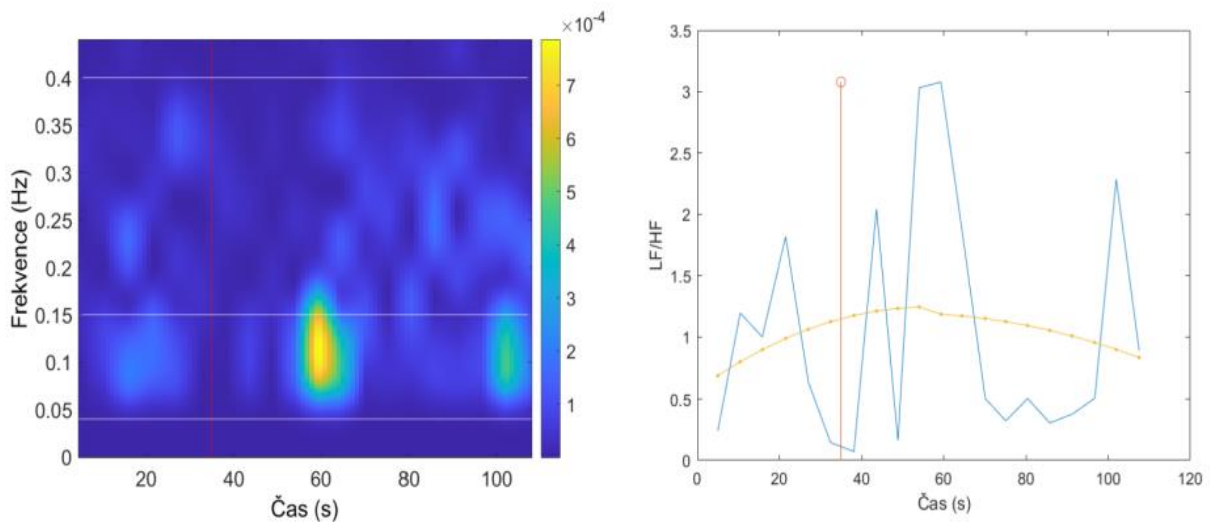
Graf LF/HF (opět viz. obr. 15) subjektu č. 5 se shoduje se spektrogramem. Je zde lépe vidět navýšení srdeční tepové frekvence v oblasti, kdy se objevil stresor. Následné navýšení je možné pozorovat znovu v koncové oblasti bludiště.

Je možné tedy tvrdit, že stresor na subjekt č. 5 zapůsobil podle předpokladu.



Obrázek 16 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 6

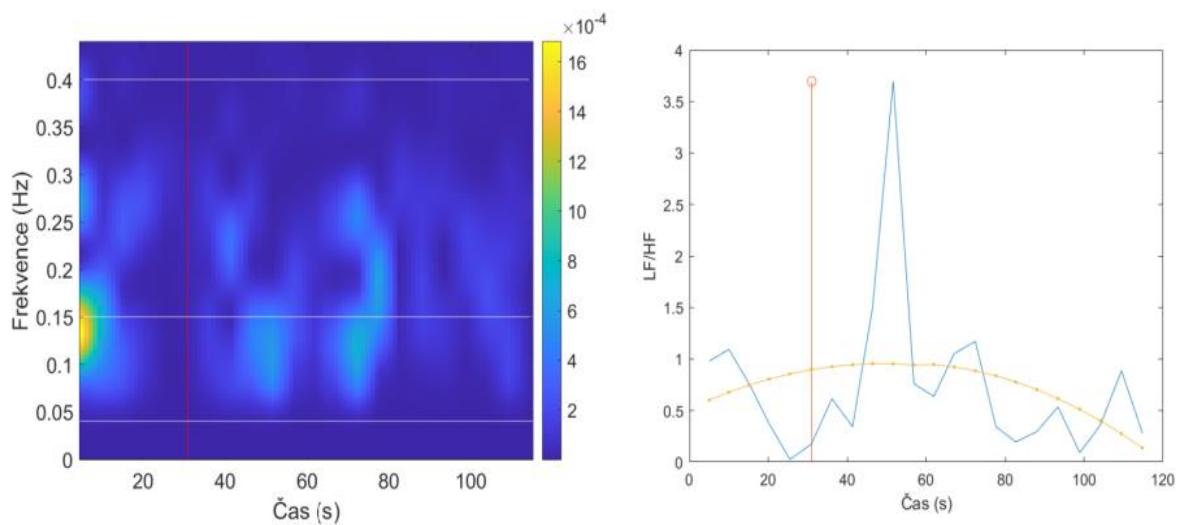
Na obrázku 16 u spektrogramu subjektu č. 6 i u grafu poměru LF/HF lze vidět, že stresor a ani následné zúžení trati na jedince nezapůsobilo. Nejspíše k tomu došlo z důvodu, že stresor nebyl dostačující, aby se jeho projev znázornil na uvedených grafech.



Obrázek 17 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 7

Na obrázku 17 u spektrogramu subjektu č. 7 je možné pozorovat nárůst srdeční tepové frekvence, ke které došlo se zpožděním, což bylo nejspíše zapříčiněno opožděnou reakcí jedince na stresor.

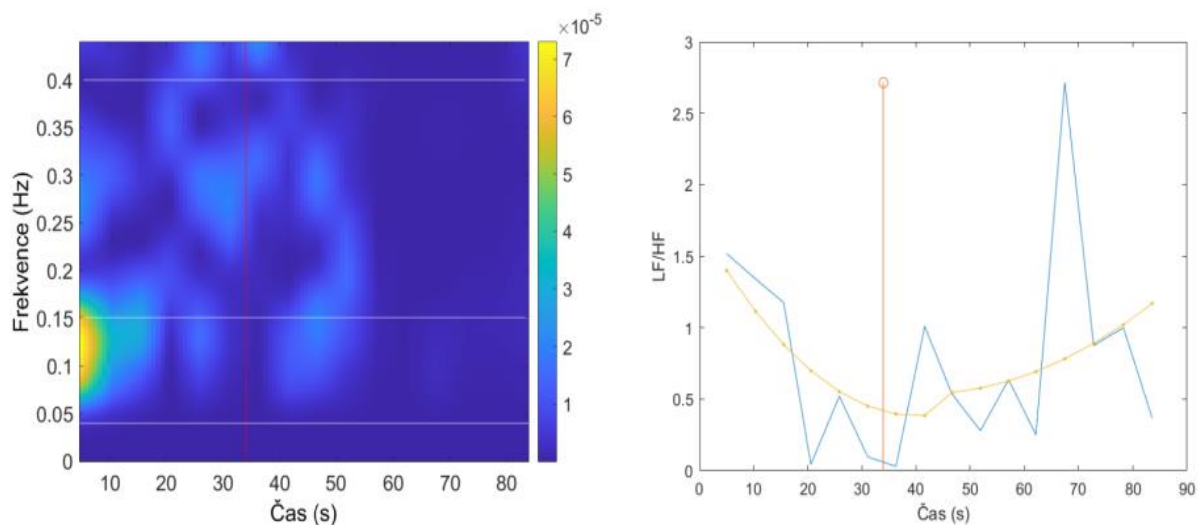
Graf poměru LF/HF zobrazený na obrázku 17, také ukazuje, že stresor sice na subjekt zapůsobil, ale ke zvýšení srdeční tepové frekvence došlo až se zpožděním.



Obrázek 18 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 8

Na obrázku 18 u spektrogramu subjektu č. 8 lze pozorovat, že stresor na jedince zapůsobil ve velmi malé míře a z toho důvodu není nárůst srdeční tepové frekvence na spektrogramu tak zřetelný. Stresor v tomhle případě nebyl dostačující proto, aby se jeho vliv na srdeční tepovou frekvenci do značné míry vyobrazilo na spektrogramu.

Na grafu LF/HF subjektu č. 8 (opět viz. obr. 18) je nárůst srdeční frekvence dobře viditelný poté co se stresor objevil.

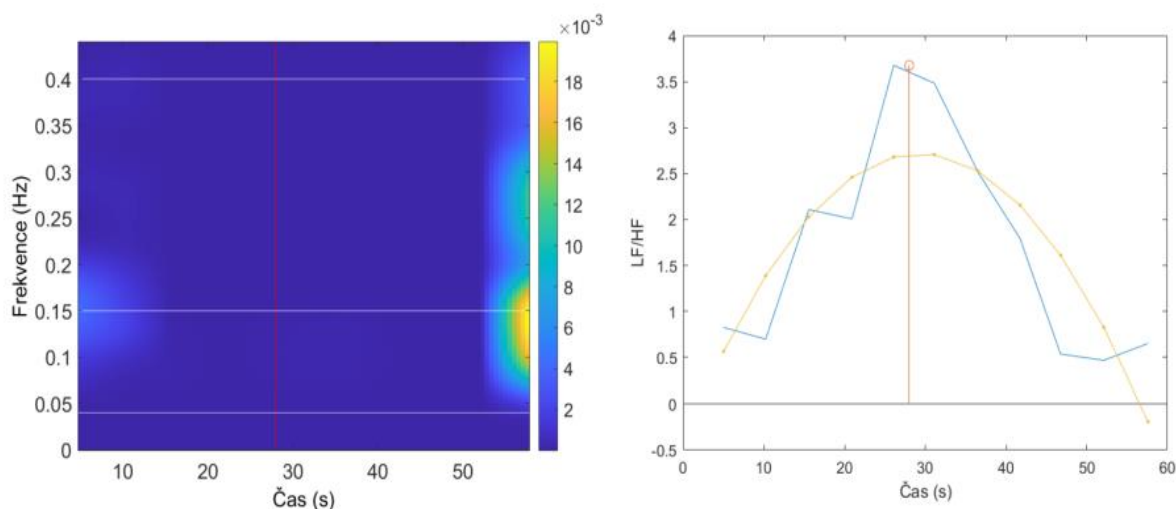


Obrázek 19 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 9

Na obrázku 19 u spektrogramu subjektu č. 9 je možné pozorovat, že stresor na subjekt nezapůsobil v dostatečné míře, tak aby se více projevil jeho vliv na srdeční tepovou frekvenci do spektrogramu.

U obrázku 19 v grafu poměru LF/HF se stresor také do grafu nepropsal a zvýšení srdeční frekvence je možné znovu sledovat až v koncové oblasti bludiště, ve které se trať zužovala.

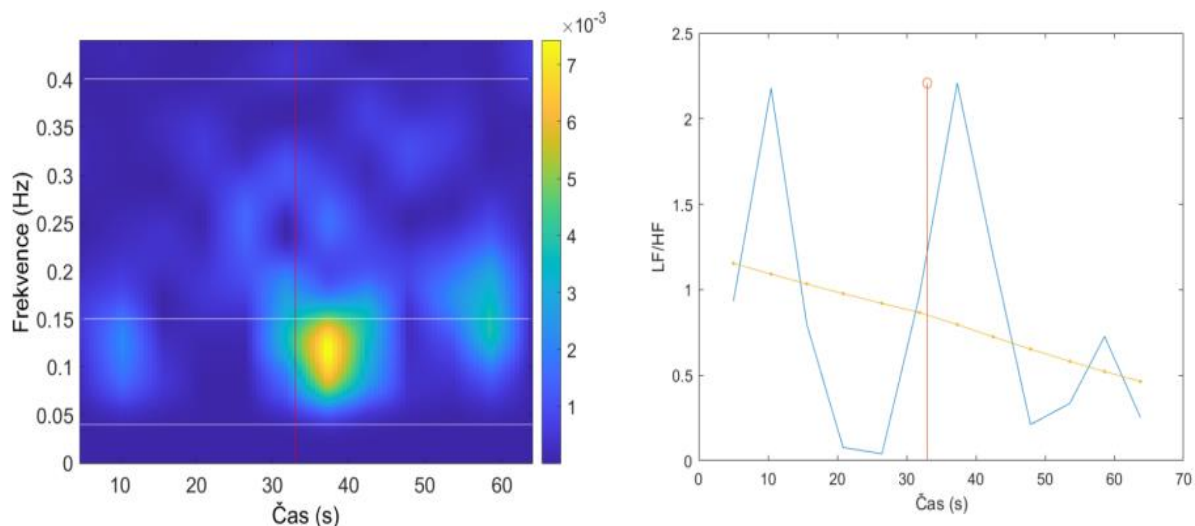
Je tedy možné říci, že v tomhle případě, stresor nebyl dostačující na tolik, aby se výrazně projevil jak do spektrogramu, tak do grafu LF/HF.



Obrázek 20 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 10

Na obrázku 20 je zobrazen výsledek subjektu č. 10. Na spektrogramu je možné sledovat, že stresor, který zapůsobil na jedince nebyl dostačující, a tak se jeho vliv do spektrogramu vůbec nepropsal.

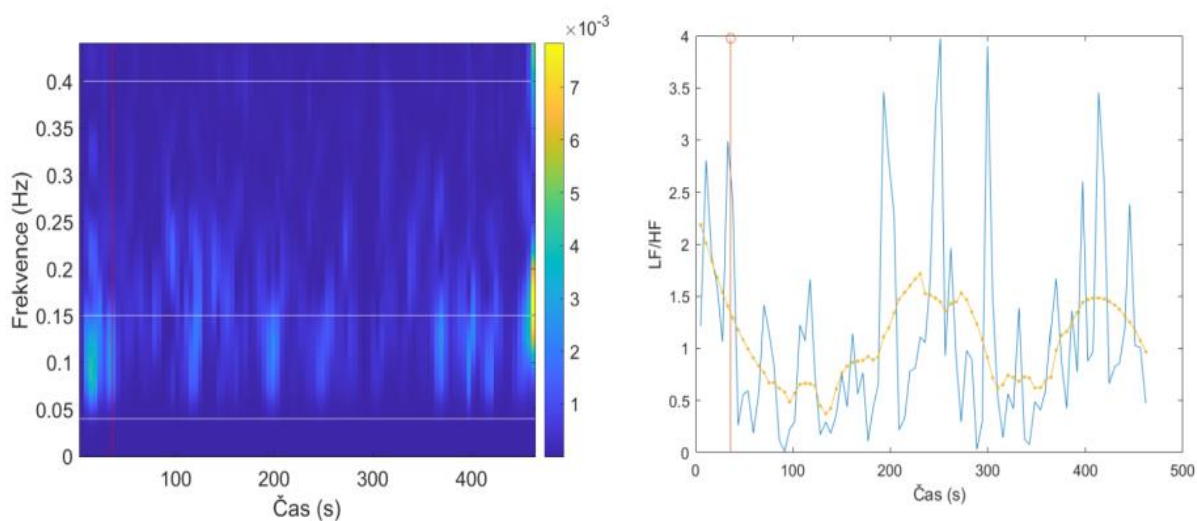
U grafu poměru LF/HF (opět viz. obr. 20) je vidět určitý nárůst srdeční tepové frekvence, ale ještě s velkým předstihem, než se stresor objevil. Stresor tedy nebyl v tomhle případě dostačující.



Obrázek 21 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 11

Na obrázku 21 u spektrogramu subjektu č. 11 je vidět, že stresor na jedince zapůsobil podle předpokladu, kdy u subjektu došlo k navýšení srdeční frekvence poté, co se stresor objevil. K mírnému navýšení srdeční tepové frekvence došlo opět v koncové oblasti bludiště.

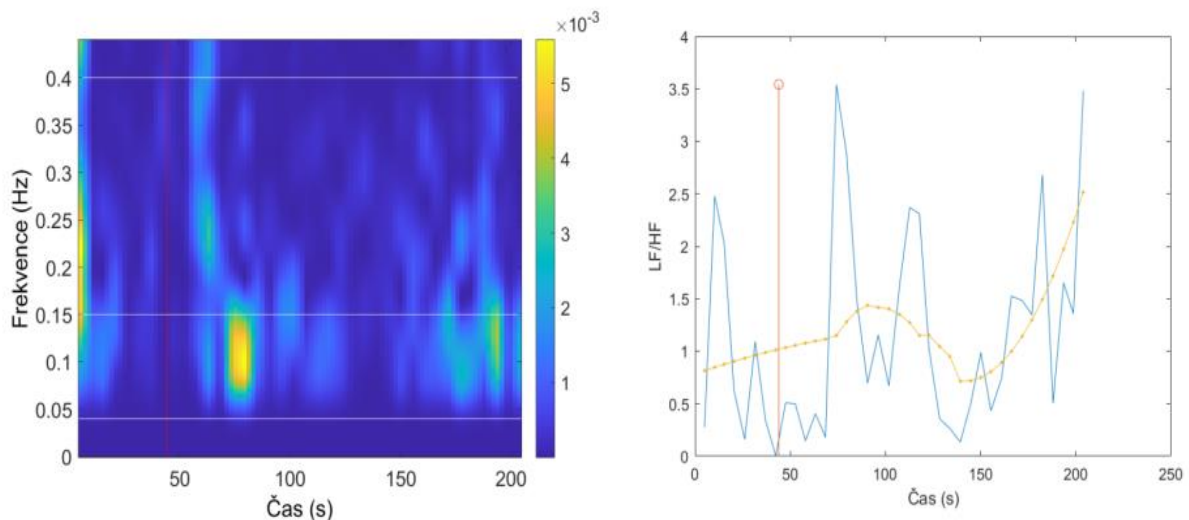
U grafu poměru LF/HF je také pozorovatelný nárůst srdeční tepové frekvence v době, kdy se stresor objevil. Z tohoto lze usuzovat, že stresor na jedince zapůsobil správně a v dostatečné míře.



Obrázek 22 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 12

Na obrázku 22 jsou zobrazeny výsledky subjektu č. 12. U spektrogramu lze pozorovat, že jedince doprovázelo kolísání srdeční tepové frekvence po celou dobu průjezdu bludištěm a ne pouze v době, kdy se stresor objevil.

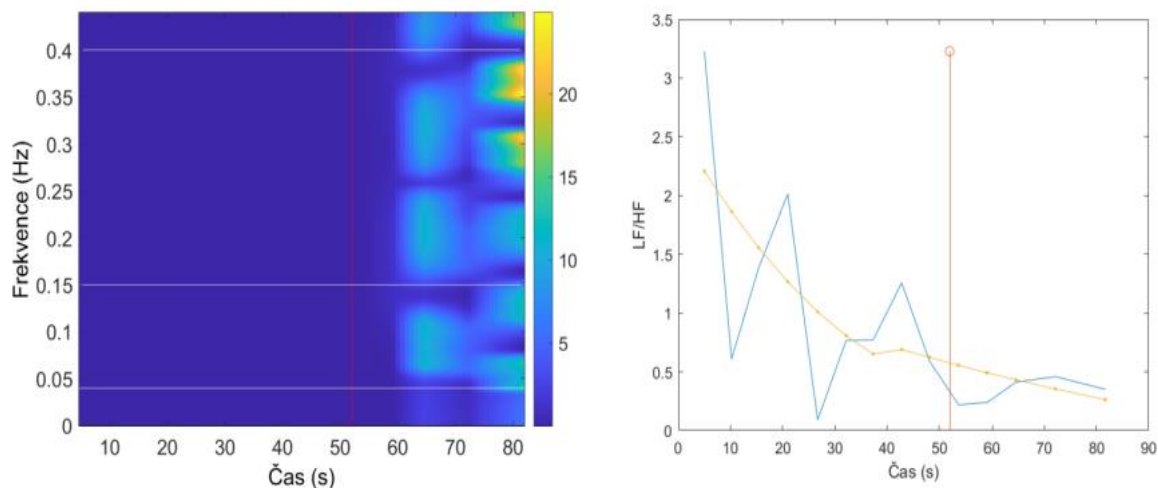
Na grafu poměru LF/HF lze vidět určitý nárůst srdeční tepové frekvence v době, kdy se stresor objevil, ale stejně jako u spektrogramu lze vidět, že srdeční tepová frekvence u jedince kolísala po celou dobu měření.



Obrázek 23 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 13

Obrázek 23 znázorňuje spektrogram subjektu č. 13 ve kterém je možné pozorovat nárůst srdeční tepové frekvence krátce se zpožděním poté, co se stresor objevil. Což bylo nejspíše zapříčiněno opožděnou reakcí na stresor. K následnému navýšení srdeční tepové frekvence došlo také v okamžiku, kdy se subjekt dostal do koncové oblasti bludiště, ve které docházelo ke zúžení tratě.

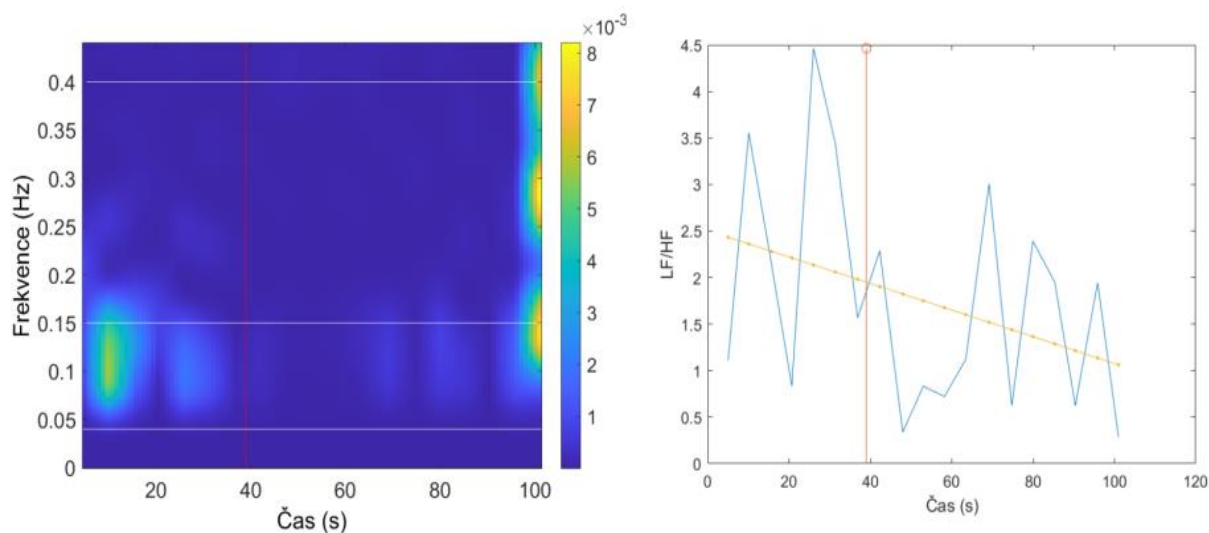
Na grafu poměru LF/HF (opět viz. obr. 23) je projev stresoru na subjekt také velmi dobře viditelný. Lze tedy říct, že stresor na subjekt zapůsobil správně a v dostatečné míře.



Obrázek 24 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 14

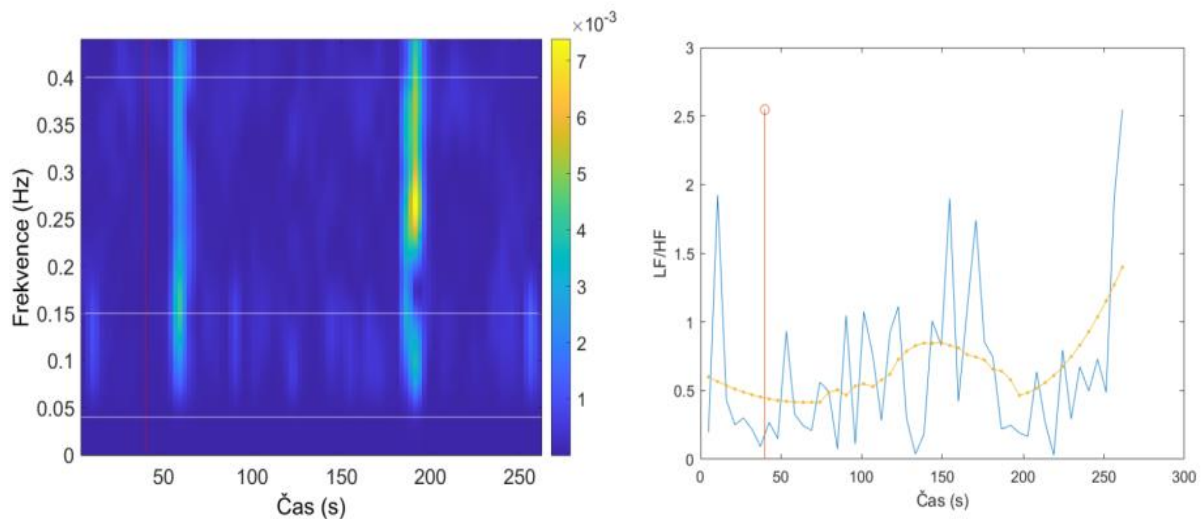
Na obrázku 24 jsou zobrazeny výsledky subjektu č. 14. Na spektrogramu je možné vidět, že stresor se neprojevil do značné míry tak, aby to vedlo u jedince k navýšení srdeční tepové frekvence.

Na grafu poměru LF/HF můžeme, také pozorovat že stresor na subjekt nezapůsobil podle předpokladu.



Obrázek 25 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 15

Obrázek 25 prezentuje výsledky subjektu č. 15. Na spektrogramu i grafu poměru LF/HF je vidět, že stresor na jedince nezapůsobil a z toho důvodu se neprojevil ani do jednoho z grafů.

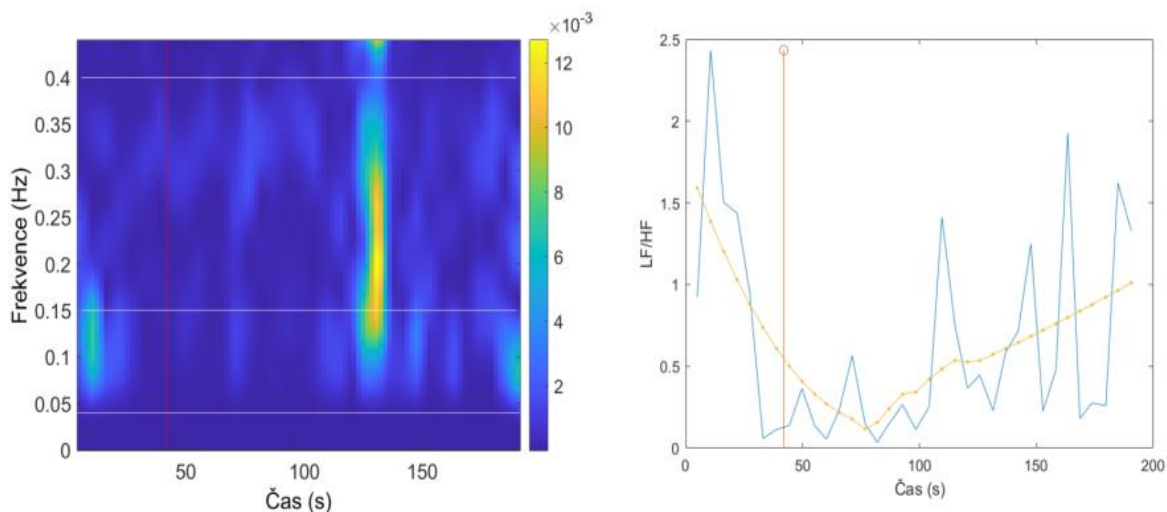


Obrázek 26 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 16

Na obrázku 26 u spektrogramu subjektu č. 16 je možné pozorovat nárůst srdeční tepové frekvence v době, kdy stresor na jedince zapůsobil. Je zde také vidět nárůst srdeční tepové frekvence, který byl nejspíše zapříčiněn zúženou částí tratě v koncové oblasti bludiště.

Na grafu poměru LF/HF (opět viz. obr. 26) nárůst srdeční tepové frekvence v době, kdy se objevil stresor není moc dobře pozorovatelný. Následně je možné vidět zvýšenou tepovou frekvenci, která doprovázela jedince v koncové oblasti bludiště.

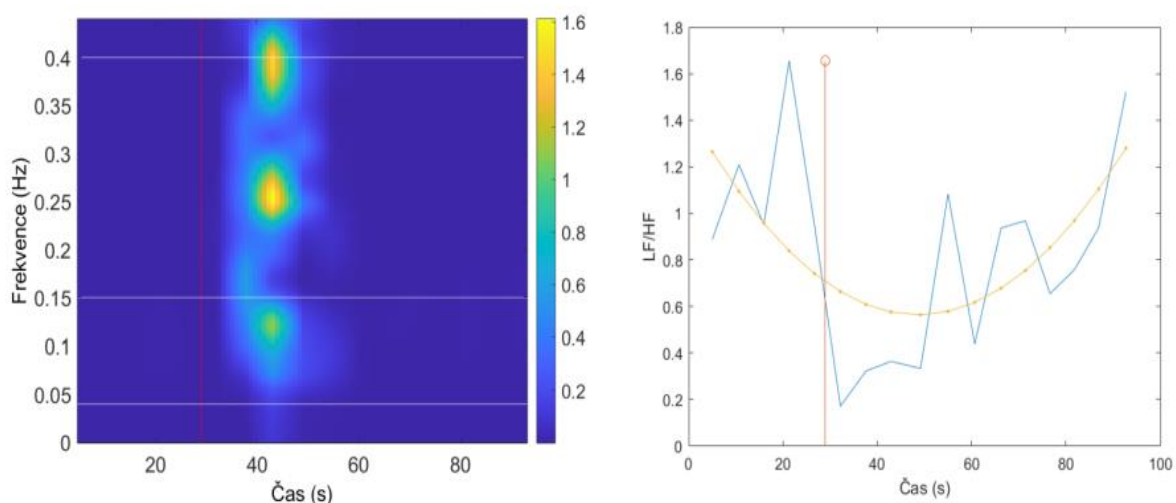




Obrázek 27 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 17

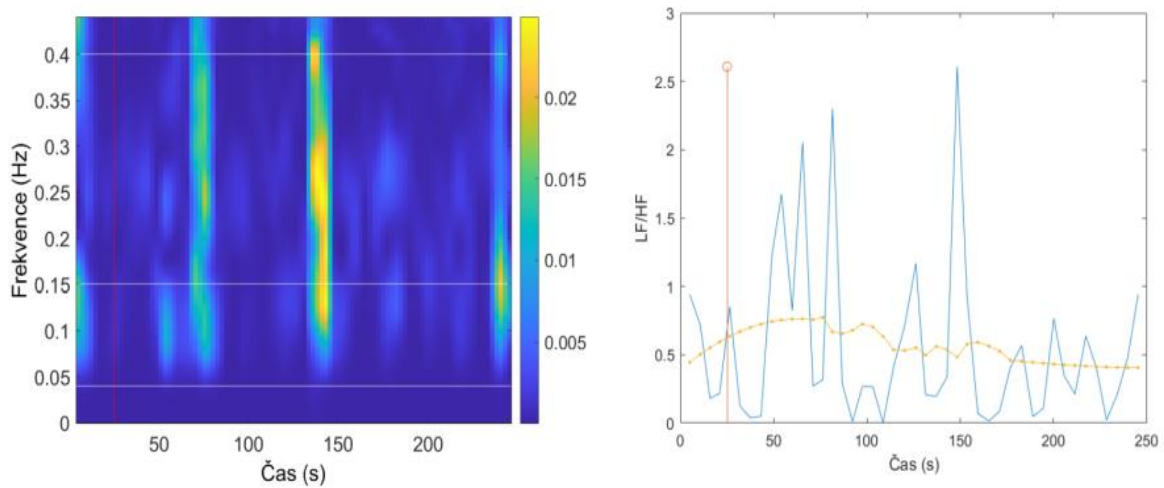
Na obrázku 27, který reprezentuje výsledky subjektu č. 17 je u spektrogramu možné pozorovat, že stresor, který zapůsobil na jedince nevyvolal předpokládaný nárůst srdeční tepové frekvence. K nárůstu došlo opět v koncové oblasti bludiště, kdy se trať začala zužovat.

Na grafu poměru LF/HF jde vidět stejný průběh jako u spektrogramu, kdy v době stresoru nepozorujeme nárůst srdeční tepové frekvence.



Obrázek 28 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 18

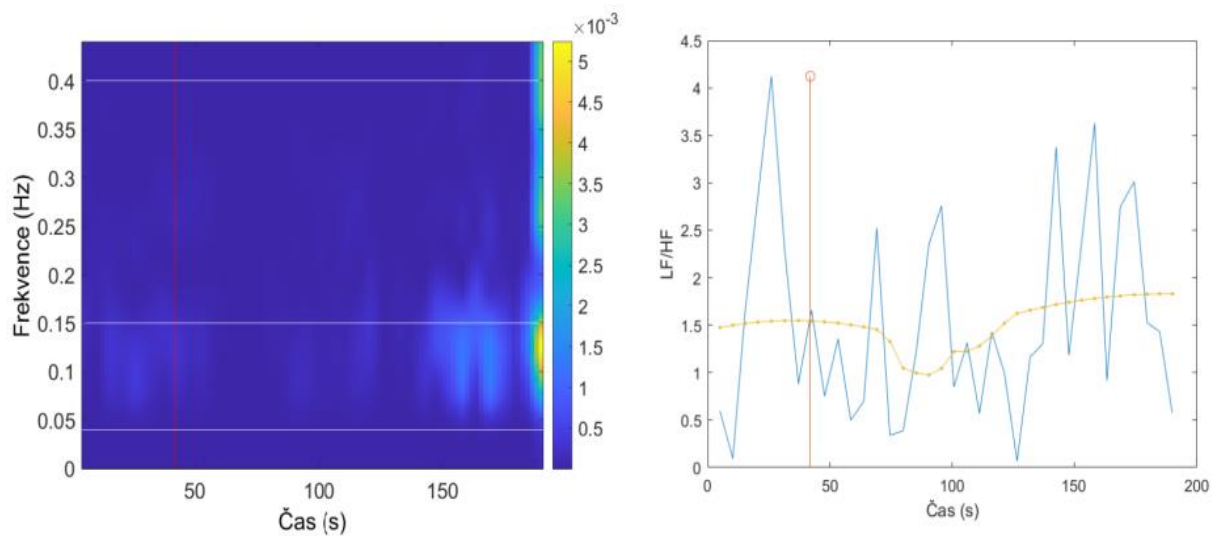
Na obrázku 28 u spektrogramu subjektu č. 18, a také u grafu poměru LF/HF lze pozorovat, že stresor a ani následné zúžení trati na jedince nezapůsobilo. Nejspíše k tomu došlo z důvodu, že stresor nebyl dostačující, aby se jeho projev znázornil na uvedených grafech.



Obrázek 29 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 19

Na obrázku 29 jsou zobrazeny výsledky subjektu č. 20, kde na spektrogramu je vidět, že stresor na jedince zapůsobil se zpožděním. Důvodem pro to může být opožděná reakce na stresor. Opět je možné pozorovat nárůst srdeční tepové frekvence v koncové oblasti bludiště, kdy docházelo ke zúžení.

Na grafu poměru LF/HF je možné pozorovat shodný výsledek jako u spektrogramu.

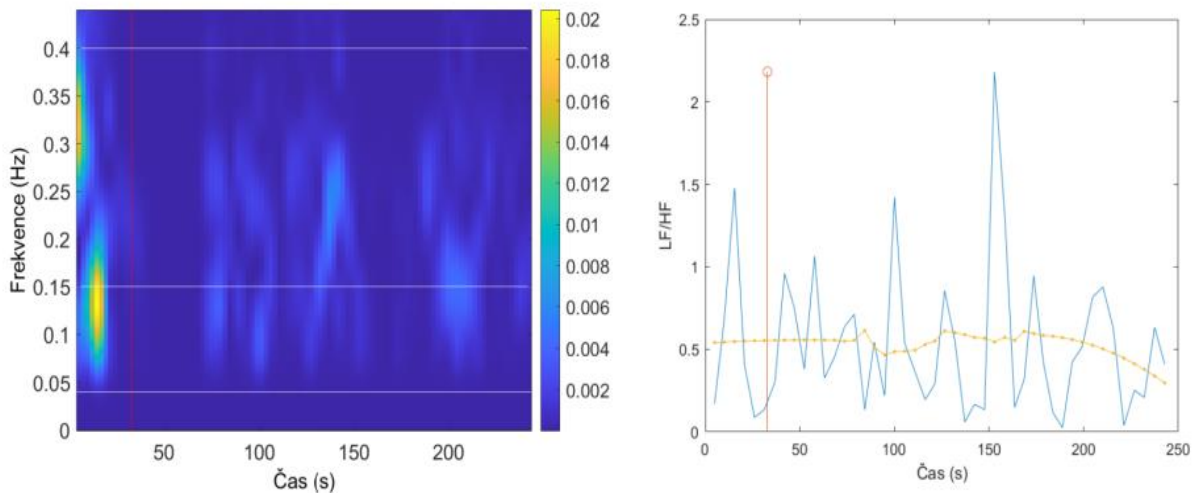


Obrázek 30 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 20

Na obrázku 30 u spektrogramu subjektu č. 20 je možné pozorovat, že stresor na jedince téměř vůbec nezapůsobil. K nárůstu srdeční tepové frekvence dochází až na konci, kdy se subjekt blížil k cíli, tudíž v místě zúžení předem určené trasy.

Na LF/HF grafu subjektu č. 20 (opět viz. obr. 20) lze vidět, že stresor na subjekt nezapůsobil téměř vůbec a způsobil pouze nepatrné zvýšení srdeční tepové frekvence. Ve zbývajícím trase poté docházelo k výkyvům zvýšené srdeční tepové frekvence, ke značnějšímu zvýšení poté došlo na konci bludiště ve zúžení.

Subjekt č. 20 tedy téměř nereagoval na stresor, k výraznějšímu zvýšení srdeční tepové frekvence u něj došlo až během průchodu koncovou zúženou částí bludiště.

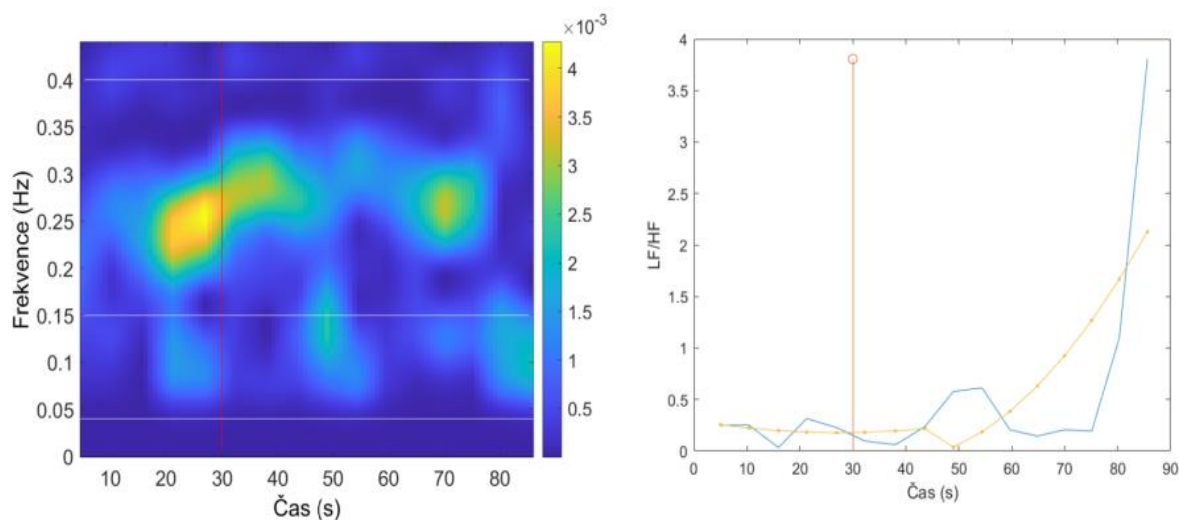


Obrázek 31 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 21

Na obrázku 31, který představuje výsledky subjektu č. 21, je možné na spektrogramu pozorovat, že stresor na jedince nezapůsobil vůbec. K výkyvům srdeční tepové frekvence docházelo až v následujících úsecích bludiště, ke značnějšímu nárůstu poté došlo až na konci, kdy se trasa bludiště zužovala.

Na obrázku 31 u grafu poměru LF/HF subjektu č. 21 je pozorovatelný minimální nárůst srdeční tepové frekvence v čase, kdy na subjekt působil stresor. K nárůstu srdeční tepové frekvence docházelo na následujících úsecích trasy, k největšímu nárůstu poté vedlo zúžení trasy na konci bludiště.

U subjektu č. 21 tudíž lze říct, že na něj stresor vůbec nezapůsobil, značné zvýšení srdeční tepové frekvence způsobilo až zúžení koncové části bludiště.

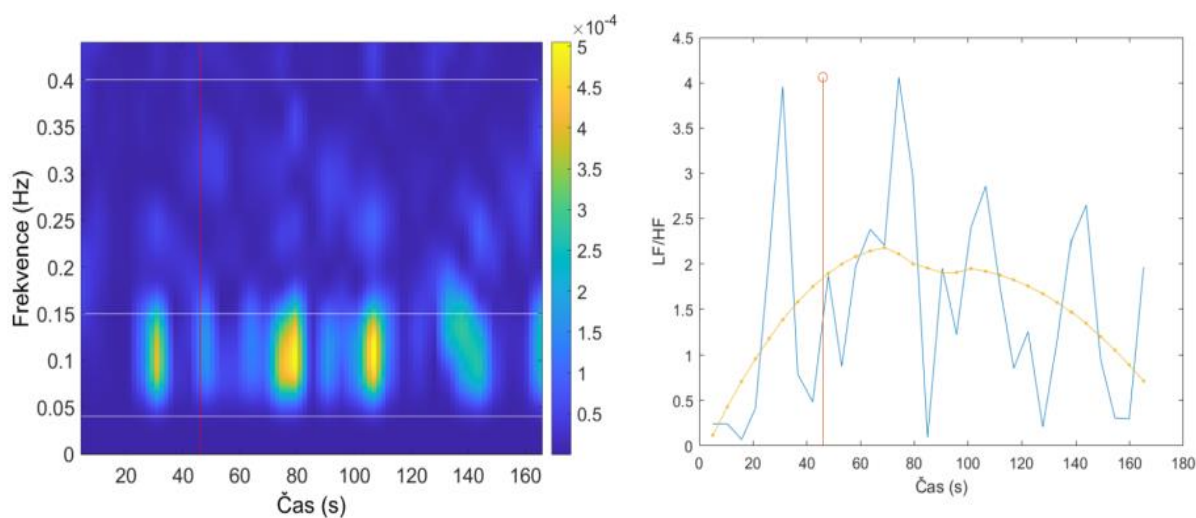


Obrázek 32 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 22

Na obrázku 32 u spektrogramu subjektu č. 22 je viditelný značný nárůst srdeční tepové frekvence v čase, kdy se objevil stresor. Ke zvýšení opět dochází na konci, v oblasti, kde se bludiště zužovalo a subjekt se blížil se cíli.

Na grafu LF/HF (opět viz. obr. 32) u subjektu č. 22 je možné pozorovat stejný nárůst srdeční tepové frekvence jako na spektrogramu. K nárůstu dochází v čase, kdy se objevil stresor, a poté ke značnému zvýšení dochází v oblasti konce bludiště.

Výsledky u subjektu č. 22 se tedy dají hodnotit kladně, jelikož na jedince stresor i zúžení na konci bludiště působili podle předpokladu.

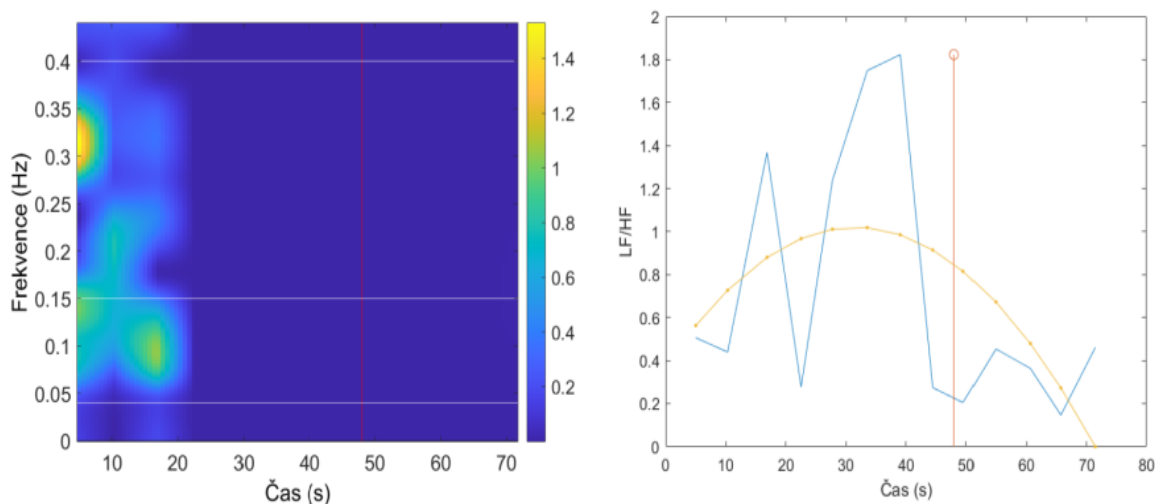


Obrázek 33 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 23

Na obrázku 33 reprezentující výsledky subjektu č. 23 lze u spektrogramu sledovat nárůst srdeční tepové frekvence hned na začátku bludiště, následně dochází k poklesu, a další zvýšení se objevuje v čase, kdy se na obrazovce subjektu objevil stresor. Poté je možné pozorovat výkyvy zvýšené srdeční frekvence, k poslednímu zvýšení dochází na konci, kdy se cesta bludiště zužovala.

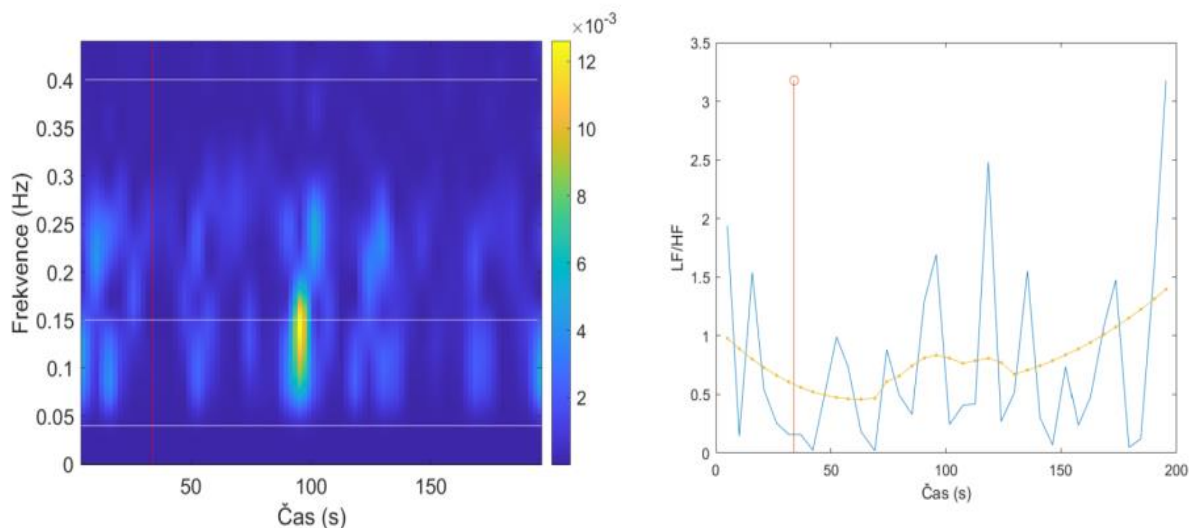
Na grafu LF/HF subjektu č. 23, který je zobrazen na obrázku 33 jde zřetelněji sledovat nárůsty srdeční tepové frekvence, a to na začátku bludiště, následně v čase, kdy se objevil stresor a další výkyvy se objevují až do konce bludiště.

Lze tedy tvrdit, že na subjekt č. 23 stresor zapůsobil a díky němu docházelo k dalším nárůstům tepové frekvence až do konce bludiště.



Obrázek 34 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 24

Na obrázku 34 u spektrogramu i na LF/HF grafu subjektu č. 24 nelze pozorovat žádný nárůst srdeční tepové frekvence. Na jedince s největší pravděpodobností stresor ani zúžení koncové části bludiště nijak nezapůsobili.



Obrázek 35 Spektrogram (vlevo), LF/HF poměr(vpravo) subjekt č. 25

Na obrázku 35 u spektrogramu subjektu č. 25 je možné pozorovat, že stresor na subjekt nezapůsobil téměř vůbec, jeho srdeční tepová frekvence se v čase, kdy se objevil stresor, nijak nezvýšila. Nárůst srdeční tepové frekvence lze sledovat až na konci, kdy se trasa bludiště zužovala a subjekt se blížil k cíli.

Na grafu LF/HF (opět viz. obr. 35) je u subjektu č. 25 nárůst srdeční tepové frekvence v čase, kdy se objevil stresor téměř nulový, za to na konci bludiště je opět vidět nárůst.

U subjektu č. 25 tudíž lze říct, že na jedince stresor nepůsobil, k nárůstu srdeční tepové frekvence u něj došlo až u cíle bludiště.

## 5 Diskuse výsledků

V této práci byla představena metoda hodnocení psychofyziologické kondice subjektu v průběhu plnění jednoduchého úkoly v časově-frekvenční doméně. Na základě daného měření a následného vyhodnocování mělo dojít k potvrzení či vyvrácení, že na základě jednoduchého stresoru dojde k zatížení psychického stavu subjektu, které se projeví na jeho fyziologických datech, která byla měřena v průběhu.

V kapitole výše jsou zobrazeny výsledky měření. Z těchto výsledků je zřejmé, že stresor, u kterého bylo předpokládáno, že navýší srdeční frekvenci, se až tak do značné míry neprojevil, respektive u některých subjektů nedošlo k výraznému zvýšení zátěže projevující se pomocí zvýšení jejich srdeční frekvence. Naopak u většiny subjektů se trend shoduje v koncové oblasti měření, kdy docházelo k výraznému zúžení předdefinované tratě v bludišti.

U subjektu č. 1, 5, 11, 16, 22, 23 je možné vidět jak na spektrogramu, tak na grafu zobrazujícím LF/HF poměr nárůst srdeční frekvence krátce poté, co se stresor objevil. U konce je znovu možné vidět nepatrný nárůst v době, kdy se subjekt blížil konci předdefinované trasy, která se výrazně zužovala v poslední části bludiště.

U subjektu č. 13, 19 je patrný nárůst srdeční frekvence se zpožděním, krátce poté co se stresor objevil, z čehož lze usoudit pozdější reakci na stresor či doznění jeho účinků. Lze také pozorovat lehký nárůst srdeční frekvence během průjezdu zúženou částí tratě v cílové oblasti bludiště.

U subjektu č. 2, 8, 12 lze pozorovat, že stresor sice na jedince zapůsobil, ale pouze v malé míře a z toho důvodu je to na spektrogramu vidět minimálně, avšak na grafu LF/HF můžeme hezky pozorovat i tento menší nárůst srdeční frekvence.

Na subjekty č. 3, 7, 9, 17, 20, 21, 25 stresor nezapůsobil dostatečně a došlo zde pouze k nárůstu srdeční frekvence ve zúžené trati v koncové oblasti bludiště, což je opět vidět primárně na grafu LF/HF.

U subjektu č. 4, 6, 10, 14, 15, 18, 24 s největší pravděpodobností stresor ani zúžení na jedince nezapůsobilo. Z tohoto důvodu se to neprojeví do jejich spektrogramu, ani do poměru LF/HF.



Na základě výše uvedených faktů se lze domnívat, že zvolená metoda navozující zvýšenou zátěž jedince je nedostatečně průkazná, respektive daný stresor je nejspíše málo zátěžový. Podmínky měření i prostředí, ve kterém byly subjekty testovány s určitou pravděpodobností zapříčinily, že většina pilotů byla po celou dobu měření v klidu, a tak neprokazovali nijak patrné navýšení zátěže. Za neprůkazné výsledky, může také nést zodpovědnost dobrá vytrénovanost všech pilotů. Přesto lze však soudit, že zvolená metoda vyhodnocování – krátkodobé Fourierovi analýzy je využitelná jako věrohodný nástroj pro objektivizaci psychofyziologického stavu jedince.

Lze tedy předpokládat, že uvedenou analýzu by bylo možné využít jako oporu pro objektivizaci stavu jedince po úpravách navrženého experimentu.

# Závěr

Cílem diplomové práce bylo vytvoření programového prostředku pro časově-frekvenční analýzu variability srdečního rytmu. Za tímto účelem byl napsán skript v programovacím jazyce C#, který představoval tzv. bludiště pomocí kterého byla hodnocena zátěž u pilotů. Měření bylo založeno na schopnosti subjektů dostat se ze startu bludiště až do cíle bez vychýlení se z předem nadefinované trasy. Pokud se subjekt dostal mimo vymezenou hranici trasy, musel se automaticky vrátit na start. Do bludiště byl naprogramován také stresor, který měl zapříčinit zvýšení frekvence srdeční aktivity. K následnému hodnocení takto naměřených dat bylo využito krátkodobé Fourierovy transformace, která byla použita k hodnocení dat v časově-frekvenční oblasti.

Jednou z limitací práce je malý počet měření a s tím i malý počet subjektů, což bylo zapříčiněno celosvětovou pandemií Covid-19, která byla doprovázená přísnými státními nařízeními, jako bylo například omezení setkávání mimo rodinný kruh. Kvůli nařízením, které vedlo k uzavření škol, bylo také velmi obtížné, i přes dodržení všech hygienických opatření, zajištění správných podmínek pro měření. Další limitací práce je nedostatečné zapůsobení stresoru na měřené jedince, díky čemuž na základě výsledků nelze označit vytvořený program za dostatečně důvěryhodný pro měření zátěže u pilotů. Stresor použitý v měření nebyl nejspíše na dostačující úrovni k vyvolání navýšení srdeční tepové frekvence. Hodnocení výsledků pomocí STFT se však prokázalo jako důvěryhodná metoda k hodnocení naměřených dat v časově-frekvenční oblasti.

Tato práce by mohla sloužit jako podpora pro další studie zabývající se měřením a hodnocením zátěže u pilotu v časově-frekvenční oblasti. Pro další měření je však vhodné nadefinovat silnější stresor, který dokáže měřené subjekty dostat do zvýšené psychické kondice. Měření by také bylo vhodné provádět v prostředí, které by se více přibližovalo podmínkám pilotní kabiny, kterým jsou piloti vystavováni při letu. Jako je například větší hluk okolí nebo větší počet jedinců v místnosti. Jelikož pilot nepracuje sám, nýbrž musí komunikovat s dalšími pracovníky letového provozu, a zároveň se soustředit na svou práci. Jako ideální místo pro provádění měření se jeví letecký simulátor. Pro další výzkum bych také doporučil provádět měření u pilotů na různé

pracovní úrovni, Tudíž srovnávat začátečníky s více zkušenými a dlouholetými piloty, aby mohl být výsledek více objektivní. Hlavním přínosem práce je možnost rozšířit a zkvalitnit již vytvořený systém a také využití poznatků pro další výzkum.

# Zdroje

- [1] DVOŘÁK, Jan. Odmaturuj! ze společenských věd. Brno: Didaktis, 2008. ISBN 978-80-7358-122-0.
- [2] SCHREIBER, Vratislav. Lidský stres. 2., upr. vyd. Praha: Academia, 2000. ISBN 80200-0240-5.
- [3] KŘIVOHLAVÝ, Jaro. Psychologie zdraví. Vyd. 2. Praha: Portál, 2003. ISBN 80-7178774-4.
- [4] FONTANA, David. Stres v práci a v životě: jak ho pochopit a zvládat. Praha: Portál, 2016. ISBN 978-80-262-1033-7.
- [5] BEDRNOVÁ, Eva a Daniela PAUKNEROVÁ. Management osobního rozvoje: duševní hygiena, sebeřízení, efektivní životní styl. 2., aktualizované a doplněné vydání. Praha: Management Press, 2015. ISBN 978-80-7261-381-6.
- [6] PRAŠKO, Ján a Hana PRAŠKOVÁ. Proti stresu krok za krokem. Vyd. 1. Praha: Grada, 2001. Psychologie pro každého. ISBN 8024700689.
- [7] VORLÍČEK, Jiří a Zdena LACKOVÁ. Rakovina ze stresu? Důkazy nejsou, ale trvalý stres nepomáhá ničemu. Lidovky [online]. 2014, 2014, 2 [cit. 2019-03-11].
- [8] de Waard, D. (1996). "The Measurement of Drivers' Mental Workload". The traffic Research Center VSC, university of Groningen.
- [9] Andre, A.D., (2001). "The Value of Workload in the Design and Evaluation of Consumer Products". In Human Factors in Transportation / Stress, Workload and Fatigue, LEA, p373-383.
- [10] Wickens, C.D. (1984). Processing resources in attention. In R. Parasuraman, & D.R. Davies (Eds). Varieties of attention (pp. 63-102). London: Academic Press.
- [11] Nicolson, N. A. (2008). Measurement of Cortisol. In L. J. Luecken & L. C. Gallo (Eds.), Handbook of Physiological Research Methods in Health Psychology. Thousand Oaks, CA: SAGE Publications.
- [12] Boucsein, W. (2012). Electrodermal Activity (2nd ed.). New York: Springer.
- [13] Vicente, K. J., Thornton, D. C., & Moray, N. (1987). Spectral analysis of sinus arrhythmia: A measure of mental effort. Human Factors, 29(2), 171-182.
- [14] Conover, M. B. (2002). Understanding Electrocardiography (8 ed.). St.Louis, Missouri: Mosby.
- [15] AYSIN, Benhur a Elif AYSIN. Effect of Respiration in Heart Rate Variability (HRV) Analysis. In: 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society [online]. IEEE, 2006, 2006, s. 1776-1779 [cit. 2021-5-14]. ISBN 1-4244-0032-5. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2006.260773

- [16] ] KASPER, Dennis L – FAUCI, Anthony S – LONGO, Dan L, et al. *Harrison's principles of Internal Medicine*. 16th edition. New York : McGraw-Hill Companies, Inc, 2005. 2607 pp. pp. 1313-1314. ISBN 0-07-139140-1.
- [17] Saul JP, Albrecht P, Berger RD, Cohen RJ. Analysis of long term heart rate variability: methods, 1/f scaling and implications. *Computers in Cardiology* 1987. IEEE Computer Society press, Washington 1988: 419-22
- [18] Malik M, Xia R, Odemuyiwa O, Staunton A, Poloniecki J, Camm AJ. Influence of the recognition artefact in the automatic analysis of long-term electrocardiograms on time-domain measurement of heart rate variability. *Med Biol Eng Comput* 1993; 31: 539–44.
- [19] MALIK, M., J. T. BIGGER, A. J. CAMM, R. E. KLEIGER, A. MALLIANI, A. J. MOSS a P. J. SCHWARTZ. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal* [online]. 1996, 17(3), 354-381 [cit. 2021-5-26]. ISSN 0195-668X. Dostupné z: doi:10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a014868
- [20] Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation* 1991; 84: 1482–92.
- [21] Furlan R, Guzzetti S, Crivellaro W et al. Continuous 24-hour assessment of the neural regulation of systemic arterial pressure and RR variabilities in ambulant subjects. *Circulation* 1990; 81: 537–47.
- [22] E. Sejdic, I. Djurovic, and J. Jiang, "Time–frequency feature representation using energy concentration: An overview of recent advances", *Digital Signal Processing* 19, pp.153–183, 2009.
- [23] NEOPHYTOU, N., A. KYRIAKIDES a C. PITRIS. ECG analysis in the Time-Frequency domain. In: 2012 IEEE 12th International Conference on Bioinformatics & Bioengineering (BIBE) [online]. IEEE, 2012, 2012, s. 80-84 [cit. 2021-5-26]. ISBN 978-1-4673-4358-9. Dostupné z: doi:10.1109/BIBE.2012.6399711
- [24] Time-Frequency Domain Analysis. (2019). Condition Monitoring with Vibration Signals, 79–114. doi:10.1002/9781119544678.ch5
- [25] Karat, C.M., Halverson, C., Horn, D. & Karat, J. (1999), Patterns of entry and correction in large vocabulary continuous speech recognition systems, CHI 99 Conference Proceedings, 568- 575.
- [26] Fairclough, S. H., Ashby, M. C., & Parkes, A. M. (1993). in-vehicle displays, visual workload and visibility evaluation. In A. G. Gale, I. D. Brown, C. M. Haslegrave, H. W. Krusee & S. P. Taylor (Eds.), *Vision In Vehicles - IV*. Amsterdam: North-Holland.
- [27] Strayer, D. L., Drews, F. A., & Crouch, D. J. (2006). A comparison of the cell phone driver and the drunk driver. *Human Factors*, 48(2), 381-391.

- [28] Casner, Stephen M. and B. Gore. "Measuring and Evaluating Workload: A Primer." (2010).
- [29] L. Cohen, "Time–Frequency Analysis," *Prentice-Hall*, New York, 1995. ISBN 978-0135945322
- [30] J. L. Flanagan and R. Golden, "Phase vocoder," *Ben Syst. Tech. J.*, vol. 45, pp. 1493-1509, 1966.
- [31] J. L. Ranagan and R. C. Lummis, "Signal processing to reduce distortion in small rooms," *J. Acoust. SOC. Arne?.*, vol. 47, no. 6, pp. 1465-1481, June 1970
- [32] J. B. Allen, D. A. Berkley, and J. Blauert, "A multi-microphone signal processing technique to remove room reverberation from speech signals," *J. Acoust. SOC. Arne?.*, vol. 61, Oct. 1977.
- [33] R. W. Schafer and L. R. Rabiner, "Design and simulation of a speech signals," *J. Acoust. SOC. Arne?.*, vol. 61, Oct. 1977. speech analysis-synthesis system based on short-time Fourier analysis," *IEEE Tmnr Audio Electroacoust.*, vol. AU-21, no. 3, pp. 165-174, June 1973.
- [34] KEHTARNAVAZ, Nasser. Frequency Domain Processing. *Digital Signal Processing System Design* [online]. Elsevier, 2008, 2008, s. 175-196 [cit. 2021-8-5]. ISBN 9780123744906. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-374490-6.00007-6
- [35] R. W. Schafer and L. R. Rabiner, "Design and simulation of a speech signals," *J. Acoust. SOC. Arne?.*, vol. 61, Oct. 1977. speech analysis-synthesis system based on short-time Fourier analysis," *IEEE Tmnr Audio Electroacoust.*, vol. AU-21, no. 3, pp. 165-174, June 1973.
- [36] ALLEN, J.B. a L.R. RABINER. A unified approach to short-time Fourier analysis and synthesis. *Proceedings of the IEEE* [online]. 1977, 65(11), 1558-1564 [cit. 2021-5-14]. ISSN 0018-9219. Dostupné z: doi:10.1109/PROC.1977.10770
- [37] Addison, Paul S. *The Illustrated Wavelet Transform Handbook: Introductory Theory and Applications in Science, Engineering, Medicine and Finance*. Second Edition. 2017. ISBN 9781482251326.
- [38] N. Huang, N.O. Attoh-Okine, *The Hilbert-Huang Transform in Eng-neering*, CRC Press, 2005. <https://doi.org/10.1201/9781420027532>
- [39] Stockwell, R. G., Mansinha, L., and Lowe, R. (1996). Localization of the complex spectrum: the s transform. *IEEE Trans. Signal Process.* 44, 998–1001. doi: 10.1109/78.492555
- [40] Subhani Shaik, Dr. U. Ravibabu, Latha Avvaru, Shaik Subhani, 2016, ECG Signal Analysis Based on Curvelet Transform and Wiener Filter, *INTERNATIONAL JOURNAL OF ENGINEERING RESEARCH & TECHNOLOGY (IJERT) ICACC – 2016*.
- [41] VLV Lab, Dostupné z: <https://www.albertov.cz/projekty/vlv-lab/>
- [42] Pan, Jiapu; Tompkins, Willis J. (March 1985). "A Real-Time QRS Detection Algorithm". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. BME-32 (3): 230–236. doi:10.1109/TBME.1985.325532.

[43] NARDELLI, Mimma, Gaetano VALENZA, Alberto GRECO, Antonio LANATA a Enzo Pasquale SCILINGO. Recognizing Emotions Induced by Affective Sounds through Heart Rate Variability. *IEEE Transactions on Affective Computing* [online]. 2015, 6(4), 385-394 [cit. 2021-8-1]. ISSN 1949-3045. Dostupné z: doi:10.1109/TAFFC.2015.2432810

[44] <https://www.mathworks.com/products/matlab.html>

[45] 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 use. *Circulation* 1996; 93(5): 1043–1065.

[46] Von Rosenberg, W., Chanwimalueang, T., Adjei, T., Jaffer, U., Goverdovsky, V., & Mandic, D. P. (2017). Resolving Ambiguities in the LF/HF Ratio: LF-HF Scatter Plots for the Categorization of Mental and Physical Stress from HRV. *Frontiers in Physiology*, 8. doi:10.3389/fphys.2017.00360

[47] T. F. o. t. E. S. o. C. t. N. A. S. Electrophysiology. Heart Rate Variability : Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation*, 93(5):1043–1065, March 1996. URL: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.93.5.1043>, doi:10.1161/01.CIR.93.5.1043.

[48] Elert, Glenn. "The Electromagnetic Spectrum, The Physics Hypertextbook". Hypertextbook.com. Retrieved 2010-10-16.