

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**METODY KOMPARACE ZÁZNAMŮ
ELEKTROENCEFALOGRAFU**

METHODS FOR ELECTROENCEPHALOGRAM RECORDS COMPARISON

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Juraj Kliment

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

BRNO 2020

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Juraj Kliment

ID: 174505

Ročník: 3

Akademický rok: 2019/20

NÁZEV TÉMATU:

Metody komparace záznamů elektroencefalografu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s metodami analýzy elektroencefalogramu. 2) Provedte literární rešerši těch metod, jejichž výstupy lze použít pro srovnání průběhů elektroencefalogramů. 3) Porovnejte vlastnosti těchto metod. Objasněte vliv nastavení parametrů metody na její výsledek, popište závislost na délce signálu, vyjádřete se k robustnosti metody vůči zašuměným a nekompletním záznamům, atd. 4) Vyberte si jednu z metod a zdůvodněte její výběr. 5) Implementujte vybranou metodu v prostředí Matlab. 6) Na záznamech elektroencefalogramů z databáze ÚBMI ověřte komparační schopnost vybrané metody. 7) Statisticky zpracujte výsledky a interpretujte jejich význam. 8) Zhodnoťte dosaženou úspěšnost metody a srovnajte dosažené výsledky s teoretickou úspěšností vybrané metody i s teoretickou úspěšností ostatních metod zahrnutých v literární rešerši.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] CHANG-HWAN, I. Computational EEG analysis. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, 2018. ISBN 978-9811309076.

[2] SIULY, S. EEG signal analysis and classification. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, 2017. ISBN 978-3319476520.

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 14.8.2020

Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Bakalárska práca sa zaoberá porovnávaním EEG signálov z ľudského mozgu. Cieľom práce je nájsť vhodné nelineárne parametre, na základe ktorých je možné rozlíšiť EEG záznamy vytvorené v rozdielnych podmienkach. Vybrané parametre následne otestovať na dátach z verejne dostupnej databázy pomocou softwaru Matlab, výsledky štatisticky spracovať a porovnať s výsledkami existujúcich vedeckých štúdií. Porovnanie prebehlo na základe parametrov Hurstov exponent, Korelačná dimenzia, Lyapunov exponent a Odhadovaná entropia.

KĽÚČOVÉ SLOVÁ

Elektroencefalogram, Hurstov exponent, Korelačná dimenzia, Lyapunov exponent, Nelineárna analýza EEG, Odhadovaná entropia

ABSTRACT

The bachelor thesis deals with the comparison of EEG signals from the human brain. The aim of this work is to find suitable nonlinear parameters, based on which it is possible to compare EEG records created in different conditions. The selected parameters are then tested on data from a publicly available database using Matlab software, the results are statistically processed and compared with the results of existing scientific studies. The comparison was based on the parameters Approximate entropy, Correlation dimension, Hurst exponent and Lyapunov exponent.

KEYWORDS

Approximate entropy, Correlation Dimension, Electroencephalogram, Hurst Exponent, Lyapunov Exponent, Non-linear EEG Analysis

KLIMENT, Juraj. *Metódy komparácie záznamu elektroencefalografu*. Brno, 2020, 67 s. Bakalárska práca. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačných technológií, Ústav biomedicínskeho inžinierstva. Vedúci práce: Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

VYHLÁSENIE

Vyhlasujem, že svoju bakalársku prácu na tému „Metódy komparácie záznamu elektroencefalografu“ som vypracoval samostatne pod vedením vedúceho bakalárskej práce, s využitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autor uvedenej bakalárskej práce ďalej vyhlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto bakalárskej práce som neporušil autorské práva tretích osôb, najmä som nezasiahol nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a/alebo majetkových a som si plne vedomý následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúcich autorského zákona Českej republiky č. 121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon), v znení neskorších predpisov, vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovenia časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákonníka Českej republiky č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora

POĎAKOVANIE

Rád by som poďakoval vedúcemu bakalárskej práce pánovi Ing. Otovi Janouškovi, Ph.D. za odborné vedenie, konzultácie, trpezlivosť a podnetné návrhy k práci.

Obsah

Úvod	9
1 Elektroencefalografia	10
1.1 Vyšetrenie EEG	10
1.2 Záznam EEG	11
1.2.1 Delta vlny	11
1.2.2 Theta vlny	12
1.2.3 Alfa vlny	12
1.2.4 Beta vlny	12
1.2.5 Gama vlny	12
1.2.6 Grafoelementy	13
2 Porovnávanie EEG signálov	14
2.1 Odhady entropie	15
2.1.1 Approximate entropy - ApEn	15
2.1.2 Sample entropy - SampEn	15
2.2 Hurst exponent - H	16
2.3 Lyapunov exponent - LE	18
2.4 Correlation dimension - CD	19
3 Štúdie vybraných EEG parametrov	20
3.1 Nelineárna analýza EEG signálov počas rôznych mentálnych stavov	21
3.2 Analýza EEG signálov použitím vlnkovej energie a odhadovanej entropie	26
3.3 Charakterizácia mentálnej záťaže aritmetickými úlohami pomocou nelineárnej analýzy signálu.	28
3.4 Štúdia Hurstovho exponentu	31
3.5 Štúdia sledujúca porovnanie rôznych dĺžok EEG záznamov v klude, pri pozitívnych a negatívnych emóciách u človeka.	33
3.6 Štúdia dvoch typov entropie.	35
4 Testovacie EEG záznamy	36
5 Spracovanie testovacích EEG záznamov	38
6 Výsledky a vyhodnotenie	40
6.1 Hurstov exponent	41
6.2 Korelačná dimenzia	43
6.3 Lyapunov exponent	45

6.4	Odhadovaná entropia	47
6.5	Výsledky po filtrácii dát	49
6.5.1	Odhadovaná entropia z filtrovaných signálov	49
6.6	Súhrnné vyhodnotenie	53
6.6.1	Súhrn Hurstov exponent	54
6.6.2	Súhrn Korelačná dimenzia	55
6.6.3	Súhrn Lyapunov exponent	56
6.6.4	Súhrn Odhadovaná entropia	57
Záver		59
Literatúra		61
Zoznam skratiek		65
Zoznam príloh		66
A Obsah priloženého archívu		67

Zoznam obrázkov

1.1	Medzinárodný systém 10-20	11
1.2	4 základné typy vln v EEG signále	12
1.3	Záznam EEG počas záchvatu.	13
2.1	Signály s rôznym Hurstovým exponentom.	16
3.1	Hodnoty Korelačnej dimenzie	23
3.2	Hodnoty Lyapunovho exponentu	23
3.3	Hodnoty Approximate entropy	24
3.4	Hodnoty Hurstovho exponentu	24
3.5	Súhrn hodnôt jednotlivých parametrov štúdie	25
3.6	Signál zdravého človeka a človeka s depresiou	26
3.7	Odhadovaná entropia zdravých pacientov a pacientov s depresiou	27
3.8	Príklady náročnosti aritmetických úloh	28
3.9	Grafické zobrazenie zmeny korelačnej dimenzie (a) a odhadovanej entropie (b) pri stúpaní náročnosti aritmetickej úlohy	30
3.10	Grafické zobrazenie hodnôt Hurstovho exponentu z rôznych elektród počas rôznych úloh	32
3.11	Hodnoty korelačnej dimenzie pri rôznych dĺžkach záznamu EEG	34
3.12	Grafické porovnanie dvoch typov entropií	35
4.1	Ukážka EEG signálu pred záťažou (vľavo) a počas záťaže (vpravo)	37
5.1	Zjednodušený blokový diagram spracovania EEG dát	39
6.1	Hodnoty Hurstovho exponentu	41
6.2	Graf rozloženia hodnôt Hurstovho exponentu	42
6.3	Hodnoty Korelačnej dimenzie	43
6.4	Graf rozloženia hodnôt Korelačnej dimenzie	44
6.5	Hodnoty Lyapunovho exponentu	45
6.6	Graf rozloženia hodnôt Lyapunovho exponentu	46
6.7	Hodnoty Odhadovanej entropie	47
6.8	Graf rozloženia hodnôt Odhadovanej entropie	48
6.9	Hodnoty Odhadovanej entropie po prvej filtrácii	50
6.10	Graf rozloženia hodnôt Odhadovanej entropie po 1.filtrácii	51
6.11	Hodnoty Odhadovanej entropie po druhej filtrácii	52
6.12	Graf rozloženia hodnôt Odhadovanej entropie po 2.filtrácii	53
6.13	Súhrnný prehľad výsledkov Hurstovho exponentu	54
6.14	Súhrnný prehľad výsledkov Korelačnej dimenzie	55
6.15	Súhrnný prehľad výsledkov Lyapunovho exponentu	56
6.16	Súhrnný prehľad výsledkov Odhadovanej entropie	57

Úvod

Ludský mozog je orgán, ktorý plní v našom tele nevyhnutnú úlohu, mohli by sme povedať, že je to riadiaca jednotka človeka.

Aj dnes, začiatkom 21.storočia, je stále pomerne nepreskúmaný a nepoznáme všetky procesy, ktoré sa v ňom dejú. Práve k skúmaniu mozgu dostatočne prispieva elektroencefalografia, metóda zaznamenávajúca signál z rôznych umiestnení v mozgu.

Práca so signálmi z elektroencefalografu je jedným z cieľov tejto bakalárskej práce. V dnešnej dobe už sú tieto signály uchovávané v digitálnej forme, a množstvo vedeckých tímov sa pokúša o ich dôkladné a úspešné spracovanie a preštudovanie. Z konkrétneho EEG signálu je možné získať množstvo informácií, prípadne na základe neho určiť diagnózu, či stav, v ktorom bol pacient vyšetrovaný. O porovnaní EEG signálov nasnímaných v rôznych stavoch je možné sa dočítať v nasledujúcich kapitolách tejto bakalárskej práce.

Prvá kapitola priblíži všeobecné informácie o EEG vyšetrení, signále, či základe jeho spracovania. V druhej kapitole je popísaný výber konkrétnych parametrov, na základe ktorých je človek schopný porovnať EEG signály zaznamenané v rôznych stavoch u človeka. Tretia kapitola je venovaná existujúcim vedeckým štúdiám zaoberajúcim sa podobnou tematikou, sú tam uvedené konkrétne štúdie zamerané na túto problematiku. Štvrtá a piata kapitola obsahujú informácie o súbore dát – súbore EEG signálov, ktorý bol použitý na otestovanie funkčnosti daných parametrov a potvrdenie výsledku uvedeného v rôznych vedeckých štúdiách. Posledná, šiesta kapitola obsahuje výsledky praktickej časti práce, ich grafické zobrazenie, štatistické spracovanie a následné vyhodnotenie.

1 Elektroencefalografia

Elektroencefalografia, nazývaná aj EEG, je klinická metóda, ktorá umožňuje zaznamenávať časové zmeny elektrického potenciálu. Tieto zmeny spôsobuje mozgová aktivita. V dnešnej dobe je jej použitie pomerne rozšírené a známe napríklad možnosťou vyšetrenia spánku, diagnostikou epilepsie či nádoru.

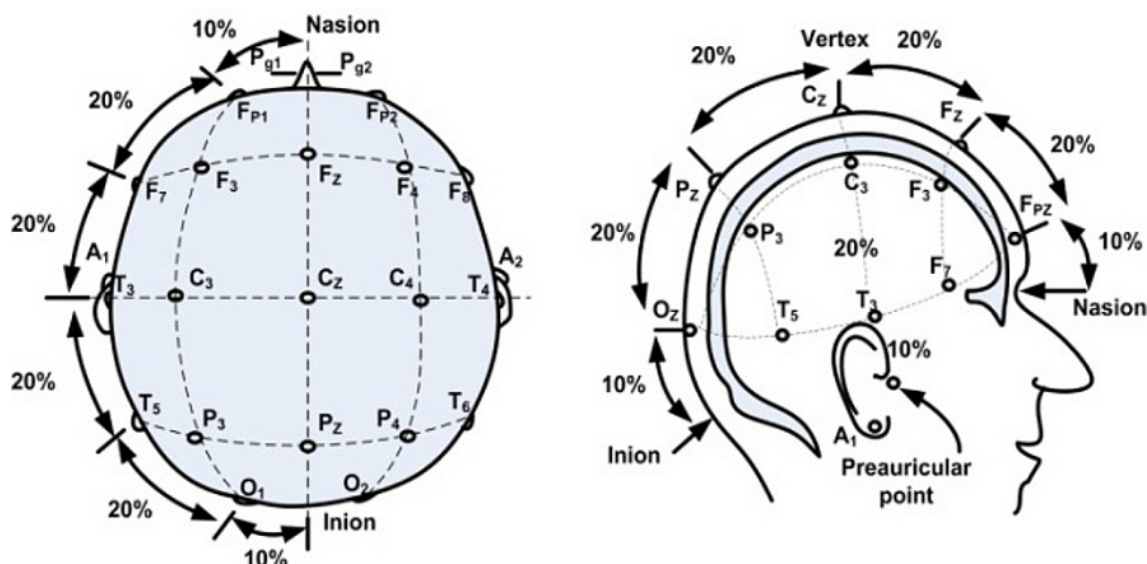
Počiatky elektroencefalografie siahajú až do 18. Storočia, kedy boli známe prvé vedomosti o tom, že nervové vlákno vyvíja elektrickú aktivitu. Prvý, približne minútový, záznam mozgovej aktivity urobil v roku 1924 Hans Berger, nemecký psychiater, neskôr o tom napísal niekoľko publikácií. V roku 1936 vzniklo prvé EEG laboratórium v Bostone.[1][2]

1.1 Vyšetrenie EEG

V dnešnej dobe je dostupnosť možnosti EEG vyšetrenia na vysokej úrovni, EEG laboratóriom disponuje veľká časť nemocníc v rámci Slovenskej aj Českej Republiky. Okrem štandardných laboratórií je však v dnešnej dobe možnosť nechať sa vyšetriť v tzv. spánkových laboratóriách, ktoré sú zamerané na vyšetrenie kvality spánku a odhalenie prípadných porúch spánku.

Klasické EEG vyšetrenie je neškodné, bez bolesti a štandardne zaberie hodinu až dve časy, v ktorom je obsiahnutá aj nenáročná príprava. Robí sa s cieľom výskumu, diagnostiky nožnej choroby napríklad epilepsie či nádoru, prípadne, ako už bolo spomenuté vyššie, spánkovej analýzy. Spočívá v nasadení tzv. elektródovej čiapky na hlavu a následnom monitorovaní mozgovej aktivity. Pre zvýšenie vodivosti a citlivosti elektród sa pod čiapku nanáša vodivý gél – dopomáha k dosiahnutiu kvalitnejšieho záznamu a následne jeho jednoduchšej interpretácii. Zaznamenaná aktivita mozgových vln má rozmer v desiatkach mikrovoltov a preto je vhodné signál v rámci možností zosilniť aby bolo možné kvantovať aj minimálne zmeny vstupného napätia. Taktiež týmto krokom znižujeme úroveň šumu tvoreného za zosilovačom.

Polohu elektród na čiapke určuje medzinárodný systém 10-20, kde čísla 10 a 20 znamenajú vzdialenosť medzi jednotlivými elektródami umiestnenými vedľa seba. Táto vzdialenosť je v percentách, vzhľadom na dĺžku hlavy odpredu dozadu a sprava do ľava. Rozloženie „10-20“ je možné vidieť na obrázku 1.1 [3], každá elektróda má svoje označenie podľa polohy na hlave, kde sa nachádza. Okrem tohoto štandardného rozloženia sa používajú aj iné rozloženia, v závislosti od typu vyšetrenia a počtu použitých elektród, niektoré experimentálne systémy používajú na vyšetrenie až 128-256 elektród.[4]



Obr. 1.1: Medzinárodný systém 10-20

U pacientov, kde je podozrenie na niektoré z ochorení, ktoré je možné diagnostikovať pomocou elektroencefalografie sa využíva aj dlhodobý monitoring EEG, kde dĺžka vyšetrenia môže byť v desiatkach hodín, až niekoľko dní.[5]

Ďalšou možnosťou je invazívne vyšetrenie, v takomto prípade sa používajú elektródy v podobe tenkých drôtikov, ihlíc alebo terčikov z platiny, prípadne Ag-Cl. Tieto elektródy bývajú vpichové. [6][7]

1.2 Záznam EEG

Za záznam vyšetrenia sa dá považovať výstupný signál z prístroja – elektroencefalografu o rôznej dĺžke, od minút až po desiatky hodín. Tento signál obsahuje rôzne vlny štandardne s frekvenciou 0,5-40Hz. Ako základné typy vln sa uvádzajú delta vlny, theta vlny, alfa vlny, beta vlny, gama vlny. Okrem toho je možné detekovať aj iné, napríklad vlny lambda, vlny kappa, či MU rytmus. 4 zo základných typov vln sú zobrazené na obrázku 1.2. za popisom jednotlivých typov vln.[8][9][11][12]

1.2.1 Delta vlny

Vlny s najnižšou frekvenciou, v rozmedzí 0,5-4 Hz sú označované ako Delta vlny. Jedná sa o vlny hlbokého spánku, hĺbkovej regenerácii organizmu, ktoré sa s pribúdajúcim vekom človeka menia, klesajú. V bdelom stave nie je u zdravého človeka možné detekovať delta vlny.

1.2.2 Theta vlny

Týmto vlnám zodpovedá rozmedzie frekvencií približne 4-8 Hz. Objavujú sa pri meditácii či niektorých fázach ľahšieho spánku.

1.2.3 Alfa vlny

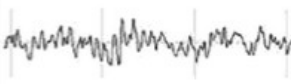
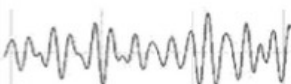
Typická frekvencia alfa vln sa nachádza medzi 8 Hz a 13 Hz. Alfa vlny sú viditeľné v čase keď je mozog v kludnom stave, relaxácii a ich prítomnosť je prospešná pre produktivitu, či zlepšenie kvality spánku. Amplitúda alfa vln môže byť vyššia.

1.2.4 Beta vlny

Frekvenčný rozsah beta vln je 13-30 Hz. Viacero zdrojov uvádza hornú hranicu až medzi 40 - 50Hz. [10] Rozsah frekvencií je oproti ostatným typom vln väčší, amplitúda býva nižšia. Sú detekovateľné v bdelom, aktívnom stave. Pri strese, vzrušení, či rozrušení je ich množstvo vyššie.

1.2.5 Gama vlny

Vyššia frekvencia ako 40Hz je označovaná ako gama vlny, horná hranica u nich môže byť až vyše 100Hz, sú to opäť vlny s nižšou amplitúdou. Vyššia amplitúda v tomto prípade môže signalizovať pokles intelektuálnych schopností. Gama vlny sa objavujú v stave koncentrácie alebo dostatočne zvýšenej pozornosti – učenia nových vecí.

Typ vln	Frekvencia	Stav	Ukážka signálu
Základné EEG	0 - 45Hz	Bežný stav	
Delta vlny	0,5 - 3,5Hz	Hlboký spánok	
Theta vlny	4 - 7,5Hz	Ospalý	
Alfa vlny	8 - 12Hz	Oddýchnutý	
Beta vlny	13 - 35Hz	Aktívny	

Obr. 1.2: 4 základné typy vln v EEG signále

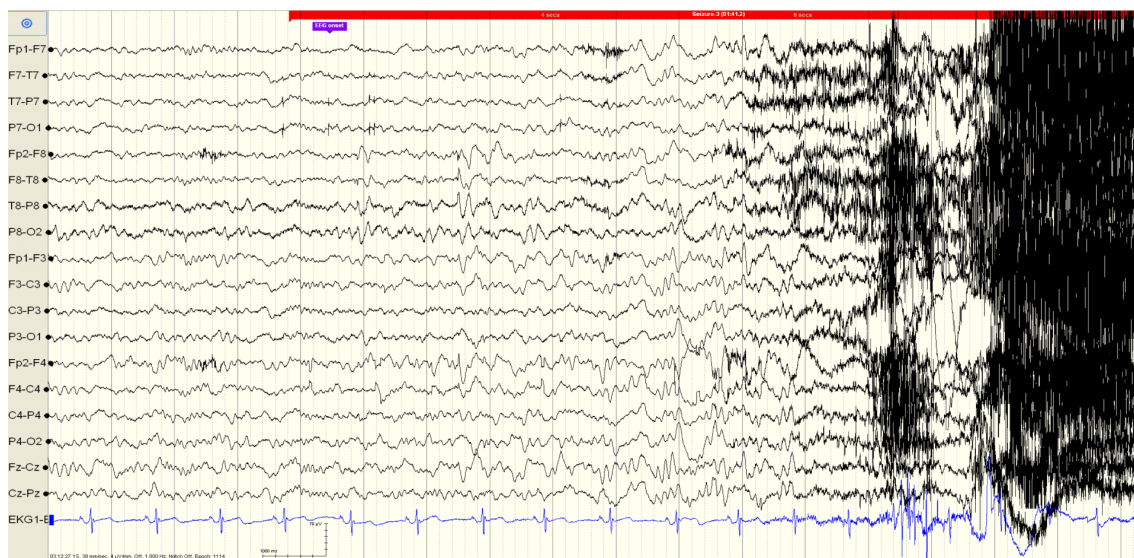
1.2.6 Grafoelementy

Ďalšou skupinou úsekov, ktoré je možné objaviť v zázname z elektroencefalografu sú grafoelementy. Sú to kratšie úseky typické svojím tvarom, a na základe ich detekcie v zázname je možné predpokladať stav či diagnózu u človeka. Aj grafoelementov existuje viac kategórií a nie každý je v prípade nálezu v zázname pre človeka signalizujúci ochorenie, poruchu. Grafoelementy môžeme rozdeliť na skupinu biologických a technických. Biologické ďalej na fyziologické a patofyziologické.

Medzi fyziologické patria napríklad typické úseky objavujúce sa počas spánku. Patofyziologické nám naopak môžu naznačovať prítomnosť ochorenia, prípadne bližšie upresniť na čo konkrétne sa u pacienta zamerať. Medzi tieto elementy patria K-komplexy, hroty, komplexy hrot-vlna či už vyššie spomenuté epileptiformné grafoelementy.

Ďalšou skupinou elementov zhoršujúcou kvalitu záznamu sú grafoelementy prístrojové, spôsobené priamo elektroencefalografom alebo aj iným zariadením, ktoré je nutné pri vyšetrení alebo spracovaní vyšetrovaného záznamu. Do tejto skupiny sa dá zaradiť napríklad vonkajšie rušenie, či nesprávne, neodborné použitie elektród.

Na obrázku 1.3. je zobrazená časť EEG záznamu počas záchvatu - červená lišta navrchu obrázku označuje úsek záchvatu.[13]



Obr. 1.3: Záznam EEG počas záchvatu.

2 Porovnávanie EEG signálov

Pri pohľade na EEG signál sa dá zistiť, že sa jedná o 1D signál ako množstvo iných. To môže byť výhodou, ako aj nevýhodou pri prípadnej následnej klasifikácii súboru viacerých signálov do rôznych tried. Práve vďaka správne mu zatriedeniu, či klasifikácii môžeme správne spracovávať dáta od pacientov. Ku klasifikácii existuje viacero zdrojov, informácie z niektorých čerpá aj táto práca, avšak konkrétne typy klasifikácie tu spomenuté nebudú.

Výhodou by to bolo v prípade, že by sme mali signál jednoduchý, čitateľný, rozpoznateľný či periodický – väčšinu z týchto vlastností však EEG signál nespĺňa, preto je nutné nájsť práve vhodné spôsoby, na základe ktorých môžeme dané signály porovnať a určovať v akom stave boli nasnímané. Všeobecne by sa dal signál posudzovať pomocou lineárnych metód, metód pracujúcich vo frekvenčnom pásme, metód pracujúcich v časovo-frekvenčnom pásme a nelineárnych metód. Vzhľadom na povahu EEG signálu by lineárne, frekvenčné a časovo-frekvenčné metódy mohli byť nepresné a vhodnejšie na porovnávanie signálov sú metódy nelineárne.

Cieľom tejto práce je urobiť rozbor viacerých možných parametrov, ktoré už na podobný účel použité boli, otestovať a vyhodnotiť ich úspešnosť na konkrétnom súbore EEG signálov. Každý 1D signál je vektor hodnôt. V našom prípade vektor hodnôt postupne nasnímaný v čase, obmedzený snímaným časom a vzorkovacou frekvenciou, teda počtom vzoriek je zapísaných v daný časový úsek, štandardne 1 sekunda. V prípade, že by bol signál periodický, stačilo by nájsť správny úsek, ktorý sa opakuje a ďalej pokračovať so sledovaním parametrov len na tomto vybratom úseku. Tiež u viditeľne rozdielnych signálov by bolo porovnávanie jednoduchšie, v závislosti od konkrétnych signálov by bolo možné porovnávať maximá, minimá, lokálne maximá či minimá alebo tiež medián či priemer. Tieto parametre je možné sledovať aj v EEG signáloch, ale výsledky sú vo väčšine prípadov nejednoznačné, rôznorodé a preto sú tieto parametre pre očakávaný výsledok ťažko použiteľné. Ako vhodné a účinné na klasifikáciu signálov typu EEG sa ukázali nasledujúce nelineárne signálové parametre, budú postupne popísané v ďalšej časti práce. Ide o parametre ApproximateEntropy, SampleEntropy, Renyi's Entropy, tieto sa dajú zaradiť do kategórie odhadovania entropie. Taktiež treba spomenúť parametre Largest Lyapunov Exponent, Hurst Exponent, Correlation Dimension, Fractional Dimension (s týmito sú spojené Katzov algoritmus a Higuchiho algoritmus) názvy sú ponechané v originálnom anglickom znení, niektoré z parametrov budú popísané v pokračovaní kapitoly 2 tejto práce.

2.1 Odhady entropie

Existuje viacero metód, ktorými sa odhaduje entropia. V signále EEG sa jedná o sledovanie zmeny v čase, popisuje túto zmenu vo frekvenčnom a fázovom priestore.[14][15]

2.1.1 Approximate entropy - ApEn

V preklade by tento parameter mohol byť nazvaný ako odhadovaná entropia. Odhadovaná entropia poukazuje na pohyb informácií v mozgovej kôre. Práve informáciu ako EEG signál vieme získať porovnaním časovej informácie s časovou informáciou posunutou o daný interval. Táto informácia by bola presnejšia, keby sa jednalo o pravidelný a dostatočne dlhý 1D signál, čo EEG signál nie vždy celkom spĺňa, zvlášť u zašumeného signálu je tento odhad problém určiť s dostatočnou presnosťou. Na skvalitnenie výsledku bola navrhnutá však konkrétnejšia veličina už v nadpise spomenutá „odhadovaná entropia“ – túto veličinu aplikoval na EEG dáta Jurgen Bruhn a analyzoval signály zaznamenané v stave pri použití anestézie u pacientov. Na správny výpočet odhadovanej entropie je nutné určiť dva parametre signálu, z ktorého chceme počítať, m čo je dĺžka vzorky a r prah zašumenia. Potom je možné použiť na výpočet vzorec:

$$\text{ApEn}(m, r, L) = \frac{1}{L-m} \sum_{i=1}^{L-m} \log C_i^{m+1}(r) - \frac{1}{L-m+1} \sum_{i=1}^{L-m+1} \log C_i^m(r)$$

Tento parameter bol otestovaný v štúdiu venovanej nelineárnej analýze EEG signálov počas rôznych mentálnych stavov človeka. V rámci danej štúdie bolo otestovaných viacero parametrov, ktoré budú popísané v kapitole 3 v pokračovaní tejto práce. Každý z parametrov bol taktiež otestovaný na inom súbore dát, pomocou algoritmu vo výpočtovom prostredí Matlab – výsledky budú bližšie zhrnuté v kapitole 4 tejto práce, kde bude vyhodnotený aj porovnanie s touto konkrétnou štúdiou.

Iná štúdia skúmala zmenu odhadovanej entropie na súbore 200 záznamov EEG, kde bola polovica záznamov od zdravých ľudí a zvyšných 100 záznamov od epileptických pacientov. Aj v tejto štúdii bol preukázaný rozdiel medzi vypočítanými hodnotami signálov z jednej skupiny a signálov z druhej skupiny. Viac detailných informácií a štúdií pracujúcich s entropiami bude spomenuté v kapitole 3.

2.1.2 Sample entropy - SampEn

Sample Entropy je podobný parameter ako Approximate Entropy spomenutý v odseku vyššie. Rozdiel v prospech Sample Entropy je však nezávislosť na dĺžke signálu. Sample Entropy sa v odbornej literatúre objavuje výrazne neskôr ako Approximate Entropy.

2.2 Hurst exponent - H

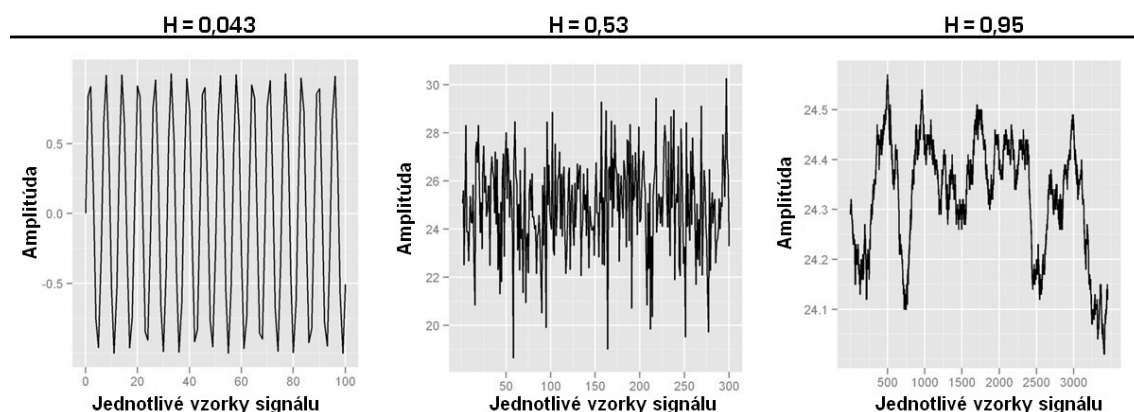
Tento parameter sa používa najmä pri signáloch - časových radách, teda signáloch snímaných v čase, takzvaných „time-series“, čo signál z elektroencefalogramu spĺňa.

Hurstov exponent, nazvaný podľa jeho objaviteľa meria v signále mieru chaotic-
kosti a dosahuje hodnoty v intervale 0 až 1. Zjednodušene nazvané, skúma, či sa dá
na základe predchádzajúceho priebehu signálu odhadnúť jeho nasledujúci priebeh,
či kolísanie. Na základe dostupnej literatúry sa dá rozlíšiť hodnota Hurstovho expo-
nentu do troch kategórií, hodnota menšia ako 0,5, hodnota približne rovná 0,5 a
hodnota vyššia ako 0,5.

Hodnota približne rovná 0,5 (a hodnoty v jej blízkom okolí) sú na odhad na-
sledujúceho správania signálu najzložitejšie, nakoľko miera chaotickosti je v signále
najvyššia.

Pri hodnotách Hurstovho exponentu nižších ako 0,5 je možnosť očakávať, že v
signále sa bude striedať stúpanie s klesaním tak, aby bol zachovaný dlhodobejší
priemer, čím je hodnota bližšia k 0, tým viditeľnejšie je takéto správanie signálu.

Nakoniec hodnota vyššia ako 0,5. Tu je situácia opačná a je očakávaný skôr
trendový vývoj signálu, stúpajúci, alebo klesajúci trend. Teda pri pohľade na krat-
šie úseky signálu je možné identifikovať po stúpaní opäť stúpanie, po klesaní opäť
klesanie.[16][17]



Obr. 2.1: Signály s rôznym Hurstovým exponentom.

Hurstov exponent signálu je vhodnejšie odhadovať na kratších signáloch, vý-
sledkom takéhoto odhadu je vyššia presnosť celkového odhadu. V prípade dlhého
signálu je vhodné rozdeliť si ho na viac kratších úsekov a následne urobiť priemer z
odhadovaných exponentov pre každý úsek. Odhad je možné popísať vzorcom:

$$H = \log(R/S) / \log(T)$$

pričom R je rozdiel maximálnej odchýlky od priemeru a minimálnej odchýlky od priemeru, S je štandardná odchýlka (nazývaná aj SD) a T je dĺžka vzorky.

Pri odhade Hurstovho exponentu literatúra odporúča najskôr spočítať priemer hodnôt zo signálu, vypočítať od priemeru, kde po odpočítaní maximálnej a minimálnej hodnoty od odchýlky bude získaný rozsah (vo vzorci vyššie je to R/S), ďalším krokom je pomocou logaritmov určenie pozície bodu. Pokračuje sa zvažovaním rozsahu a počítaním ďalších bodov, a výsledným odhadom je sklon priamky tvorenej danými bodmi.

Hurstov exponent bol použitý ako parameter v mnohých štúdiách na odlíšenie signálov nasnímaných v rôznych stavoch, či rozlíšenie bežného signálu od epileptického signálu. Konkrétne výsledky budú uvedené nižšie v kapitole č.3, venovanej štúdiám EEG signálov a v kapitole č.5 venovanej konkrétnym dátam od pacientov.

2.3 Lyapunov exponent - LE

Lyapunov exponent je parameter, ktorý bol vo svete známy už v 90. rokoch tiež v súvislosti s EEG signálmi. Pomenovaný je po objaviteľovi Aleksandrovi Lyapunovi. Jednoducho zhrnuté, tento exponent slúži na rozlíšenie náhodného od periodického signálu. Exponent môže dosahovať kladné aj hodnoty záporné, či hodnoty v blízkom okolí nuly. Čím vyššia kladná hodnota, tým je signál viac chaotickejší, nepredvídateľný. Pri EEG signáloch sa tento parameter používal na rozlíšenie fázy spánku. Počas REM spánku sa na základe Lyapunovho exponentu dajú rozlíšiť rôzne úseky (fáza 1 – fáza 3). Taktiež bol používaný na rozlišovanie EEG záznamov zdravých ľudí a epileptikov, v tomto prípade je možné aj predpokladať epilepsiu na základe exponentu zo záznamu, v ktorom sa nenachádza záchvat. V čom je ale pomerne veľký nedostatok Lyapunovho exponentu je šum – nerozozná chaotický náhodný signál od signálu zašumeného. Preto je nutné eliminovať nežiadúci šum pred prípadnou analýzou týmto spôsobom.

Pri použití tohoto parametru na EEG signál môže byť výsledok ovplyvnený aj artefaktami v signále, či práve prístrojovým skreslením signálu. Z tohoto dôvodu môže byť zložitejšie interpretovať výsledok dosiahnutý na základe Lyapunovho exponentu pri použití na záznam z elektroencefalografu. Situáciu však uľahčuje možnosť použiť tento exponent ako metriku, na základe ktorej môžeme určiť rozdiely EEG záznamy nasnímané v rôznych stavoch.

Na výpočet Lyapunovho exponentu je možné použiť Wolfov alebo Rotensteinov algoritmus, ako výsledok sa považuje najvyšší dosiahnutý exponent počas výpočtu - Najväčší Lyapunov exponent. Počíta sa pomocou rekonštrukcie fázového priestoru na základe vektorovej vzdialenosti dvoch susedných bodov. Na rekonštrukciu sa používa Takenov algoritmus.[18][19][20]

2.4 Correlation dimension - CD

Korelačná dimenzia je ďalší z parametrov, ktorý je možné posudzovať na EEG signáloch arobiť na základe neho komparáciu medzi rôznymi metódami, ako bol signál EEG nasnímaný.

Je to jedna zo špecifických hodnôt EEG signálu, pri signále všeobecne posudzuje či je periodický alebo chaotický. U signálov tohoto typu je korelačná dimenzia často používaný parameter. Dalo by sa ho nazvať aj mierou zložitosti. Počíta sa pomocou rekonštrukcie fázového priestoru a v EEG signále sa na základe neho dá rozlíšiť mozgová aktivita, oproti klasickému stavu odpočívania. Taktiež je to vhodný parameter pri určovaní Parkinsonovej choroby zo záznamu EEG, oproti spektrálnym metódam býva s vyššou účinnosťou a presnosťou.[20][21]

Na výpočet korelačnej dimenzie je možné použiť algoritmus navrhnutý autormi Grassberger a Procaccia, ktorý vytvára korelačnú funkciu $C(r)$.

$$C(r) = \frac{2}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N \sum_{j=i+1}^N \theta(r - |X_i - X_j|)$$

V tejto funkcii X_i a X_j sú konkrétne body, N je kompletný počet bodov vo fázovom priestore, r je radiálna vzdialenosť okolo referenčných bodov X_i a znak θ je Heavisidova funkcia (jednotkový skok).

Po získaní tejto funkcie sa korelačná dimenzia počíta pomocou nasledujúceho vzorca:

$$D_{corr} = CD = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\log C(r)}{\log(r)}$$

Na nasledujúcich stranách bude možné vidieť štúdie zamerané aj na parameter korelačná dimenzia.

3 Štúdie vybraných EEG parametrov

Každým z hore uvedených parametrov sa v rámci svojich výskumných činností zaoberalo množstvo vedeckých tímov po celom svete. Existujú štúdie zamerané priamo na porovnávanie signálov na základe konkrétnych parametrov. Taktiež existujú iné štúdie, ktoré dokazujú rozdielne hodnoty vybraných parametrov počas rôznych fáz spánkovej činnosti prípadne pri porovnaní skupín zdravých ľudí a ľudí s konkrétnou chorobou. Pomocou vybraných EEG parametrov je možné overiť či diagnostikovať prítomnosť epilepsie, schizofrénie alebo napríklad Parkinsonovej choroby. Dôležitý je výber správneho parametru, či dokonca kombinácie parametrov, čím môžeme dosiahnuť lepšiu presnosť výsledku. V prípade nesprávneho výberu kombinácie to môže naopak k väčšiemu skresleniu a nesprávnemu výsledku, zaradeniu signálu alebo pacienta do danej skupiny signálov, resp. ľudí. Táto kapitola popisuje konkrétne štúdie, ktoré boli vykonané, vyhodnotené a zodpovedajú najmä parametrom popísaným v predchádzajúcej kapitole.

3.1 Nelineárna analýza EEG signálov počas rôznych mentálnych stavov

Prvá vybraná štúdia zameraná na dané parametre je štúdia nazvaná „Nelineárna analýza EEG signálov počas rôznych mentálnych stavov“ zrealizovaná v Singapúre v roku 2003.[22]

Táto konkrétna štúdia je zameraná na porovnanie EEG záznamu na základe všetkých štyroch parametrov uvedených v kapitole vyššie – Korelačná dimenzia, Hurstov Exponent, Lyapunov Exponent ako aj Odhadovaná entropia signálu. Štúdie sa zúčastnilo 30 mladých ľudí vo veku 20 (+- 3) rokov, jednalo sa o 15 mužov a 15 žien. U každého skúmaného pacienta bolo postupne zaznamenaných viacero EEG záznamov, každý záznam o dĺžke 20 minút. Medzi záznamami nasledujúcimi po sebe bola vždy urobená 30 minútová prestávka, z dôvodu minimalizácie ovplyvnenia záznamov navzájom po sebe idúcich, ovplyvnenie výsledkov by pri takomto výskume mohlo urobiť vo výsledku veľkú nepresnosť. U pacientov boli na záznam použité chloridovostrieborné (Ag/AgCl) elektródy štandardne používané pri EEG meraniach rozložené na hlave medzinárodným systémom 10-20, ktorý je popísaný v práci vyššie.

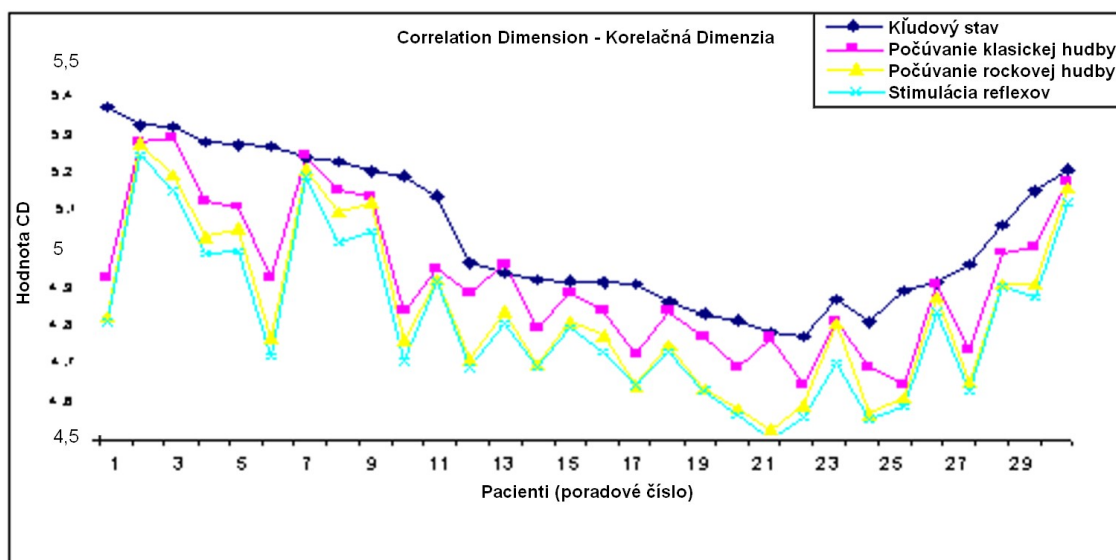
Záznamy boli u pacientov snímané v poradí:

1. Záznam so zavretými očami
2. Záznam pri počúvaní klasickej hudby
3. Záznam pri počúvaní rockovej hudby
4. Záznam pri stimulácii reflexov na konkrétnych stimulačných miestach na rukách a nohách

Na zaznamenávanie bol použitý prístroj Biopac, set hardwaru a softwaru určený na získavanie, záznam a následné spracovanie dát. Na spracovanie dát v tomto prípade použitý program Acknowledge 3.7.2 vytvorený a podporovaný pre použitie s hardwarom Biopac. Dáta boli zaznamenávané s vzorkovacou frekvenciou 500vzoriek/sekunda a následne filtrované digitálnym filtrom pásmová priepusť o frekvencii 1 – 50Hz.

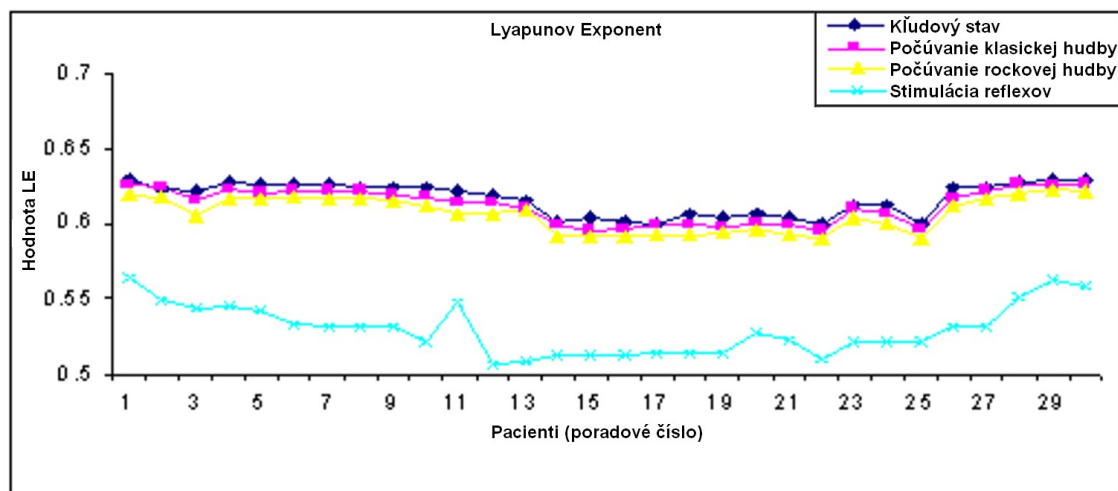
Na nasledujúcich obrázkoch je možné vidieť grafy s priebehom hodnôt jednotlivých parametrov u skúmaných pacientov tejto štúdie. Na osi X sa nachádzajú jednotliví skúmaní pacienti a na osi Y je hodnota konkrétneho parametru. Presné číselné hodnoty parametrov v tomto prípade nie sú najdôležitejšie, dôležitejšia je zmena hodnôt pri zmene stavu (klud, klasická hudba, rocková hudba, stimulácia...a pod.) a tiež to, či sa táto zmena prejavuje rovnakým spôsobom (stúpanie/klesanie). Práve túto zmenu hodnôt signalizujú rôzne farby kriviek v grafoch na nasledujúcich

obrázkoch 3.1 - 3.4 Tmavomodrá krivka je záznam hodnôt pacientov v stave so zavretými očami. Ružová krivka je záznam rovnakej skupiny pacientov pri počúvaní klasickej hudby a žltá pri hudbe rockovej. Svetlomodrá krivka znázorňuje poslednú skupinu záznamov - pri stimulácii reflexov. Konkrétne číselné hodnoty nameraných parametrov sú však zhrnuté v tabuľke na obrázku 3.5 na konci kapitoly.



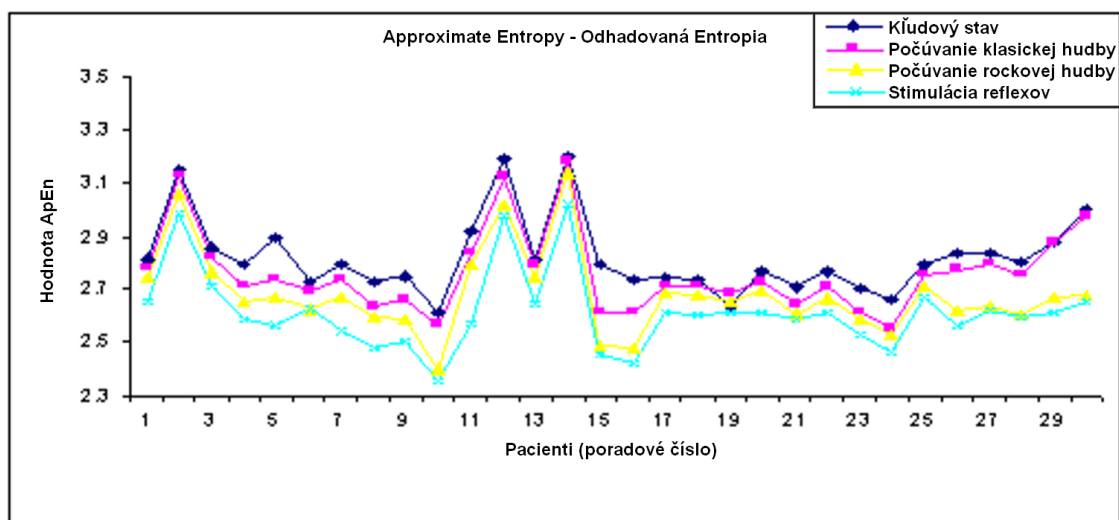
Obr. 3.1: Hodnoty Korelačnej dimenzie

Obrázok 3.1. zobrazuje hodnoty korelačnej dimenzie u 30 pacientov. Tmavo-modrá krivka je bežný kľudový stav a svetlomodrá stav pri stimulácii. Pokles hodnôt medzi bežným a stavom pri stimulácii reflexov je možné vysvetliť možnou väčšou relaxáciou mozgu pri stimulácii.



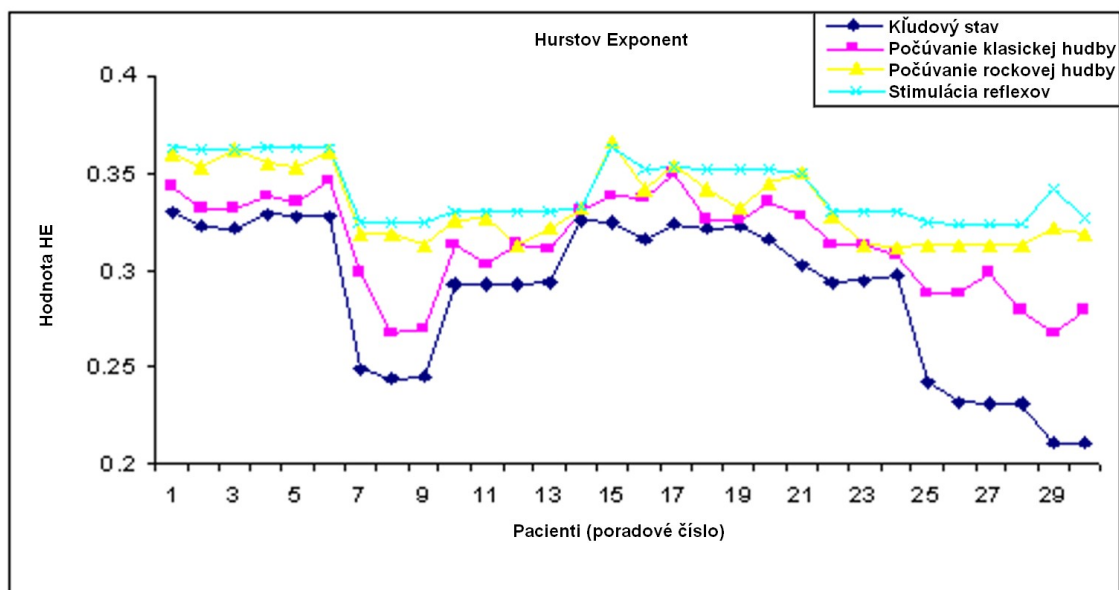
Obr. 3.2: Hodnoty Lyapunovho exponentu

Na obrázku 3.2. sú zobrazené hodnoty Lyapunovho exponentu zo signálu rovnakých pacientov. Na tomto obrázku je najviditeľnejší rozdiel medzi hodnotami pri stimulácii a hodnotami vo zvyšných stavoch snímania.



Obr. 3.3: Hodnoty Approximate entropy

Hodnoty odhadovanej entropie sú na obrázku 3.3. Tu je možné vidieť väčšie rozdiely medzi hodnotami jednotlivých pacientov, avšak poradie hodnôt medzi jednotlivými stavmi záznamu je dodržané v takmer všetkých 30 prípadoch.



Obr. 3.4: Hodnoty Hurstovho exponentu

Grafické vyhodnotenie štúdie uzatvárajú hodnoty Hurstovho exponentu. V tejto štúdii je priemerná hodnota Hurstovho exponentu približne na úrovni 0,3. V testovacích dátach spomenutých v nasledujúcej kapitole bude táto hodnota vyššia.

Parameter	Kľudový stav	Počúvanie klasickej hudby	Počúvanie rockovej hudby	Stimulácia reflexov	p-hodnota
Korelačná Dimenzia	5.0426 ± 0.286	4.921 ± 0.258	4.846 ± 0.284	4.828 ± 0.269	0.0956
Lyapunov Exponent	0.6185 ± 0.0107	0.6133 ± 0.0112	0.6072 ± 0.0122	0.5297 ± 0.0231	0.0701
Odhadovaná Entropia	2.8214 ± 0.146	2.762 ± 0.157	2.6833 ± 0.181	2.615 ± 0.191	0.1346
Hurstov Exponent	0.2887 ± 0.0568	0.3133 ± 0.0432	0.3372 ± 0.0516	0.3497 ± 0.0523	0.064

Obr. 3.5: Súhrn hodnôt jednotlivých parametrov štúdie

V tabuľke na obrázku 3.5. je možné vidieť, že sa jedná o rozdiely hodnôt v desatinách, u Hurstovho exponentu dokonca až v stotinách. Najvýznamnejší a najviditeľnejší rozdiel vo výsledkoch tejto štúdie je pri porovnaní Lyapunovho exponentu medzi záznamami v kľudnom stave so zavretými očami a v stave pri stimulácii reflexov. Všetci zúčastnení pacienti mali pomerne spoľahlivo rozlíšenú hodnotu vybraného parametru, v každej kategórii záznamu – toto nám potvrdzujú aj p-hodnoty uvedené vo vlastnom stĺpci v tabuľke. Pri korelačnej dimenzii je $p=0,0956$, Lyapunov exponent $p=0,0701$, Hurstov exponent $p=0,064$ a najvyššiu p hodnotu má odhadovaná entropia $p=0,1346$.

Priemerná hodnota korelačnej dimenzie sa z pôvodnej hodnoty 5,0426 pri zavretých očiach zmenila na 4,828 pri stimulácii reflexov. Podobne aj Lyapunov exponent, klesol z 0,6185 na 0,5297. Hurstov exponent stúpol z priemernej hodnoty 0,2887 na hodnotu 0,3497 pri dvoch hraničných kategóriách a Odhadovaná entropia klesla z priemeru 2,8214 pri zavretých očiach na priemer 2,615 pri stimulácii reflexov.

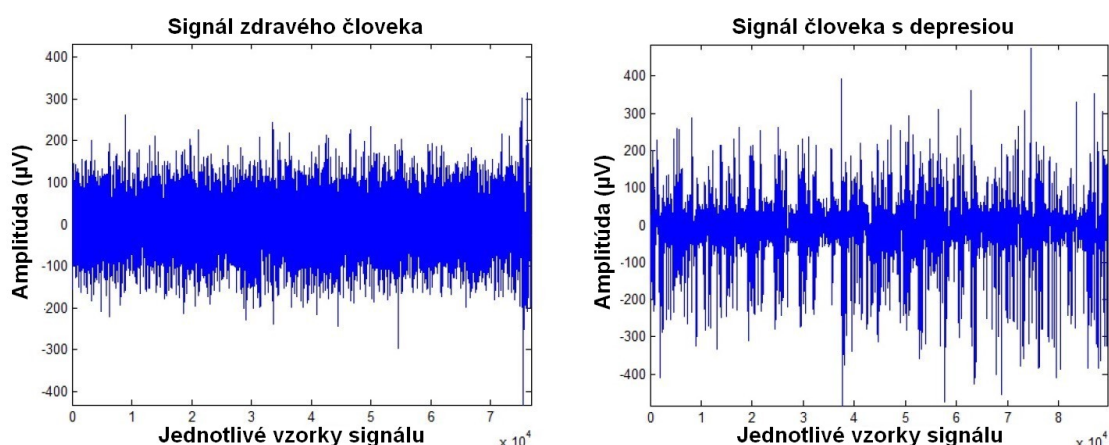
Na základe výsledkov štúdie je možné vidieť, že vybrané parametre sa menia pri zmene aktivity mozgu a teda pri zmene činnosti alebo psychického stavu človeka. Štúdia teda potvrdzuje, že na základe vybraných parametrov je možné odhadnúť v akom stave sa človek nachádza, zjednotene povedané, čo človek v danom momente robí. Nevýhodou podobného odhadu však je, že EEG záznam môže byť jednoducho skreslený okolitými podmienkami.

3.2 Analýza EEG signálov použitím vlnkovej energie a odhadovanej entropie

Ďalšou zaujímavou štúdiou zaoberajúca sa komparáciou EEG signálov je štúdia pracujúca s dátami pacientov s depresiou, v preklade originálneho názvu „Analýza EEG signálov použitím vlnkovej energie a odhadovanej entropie.[23]

Tejto štúdie sa zúčastnilo 60 pacientov vekovej kategórie 20 – 50 rokov z oddelenia psychiatrie v Medical College v oblasti Calicut Kerala v Indii. V skupine sa nachádzalo zastúpenie obidvoch pohlaví. Skupina bola rozdelená na dve podskupiny, 30 pacientov zdravých a 30 pacientov s diagnostikovanou depresiou avšak bez ovplyvnenia liekmi.

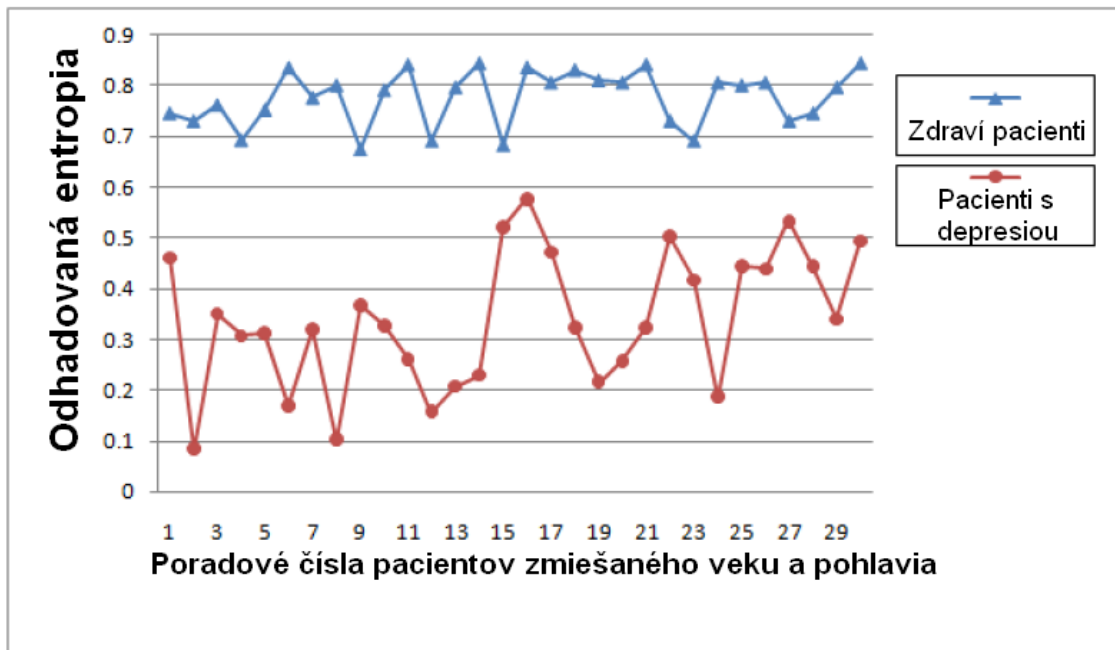
Na nasledujúcom obrázku je možné vidieť vizuálny rozdiel medzi EEG signálom človeka zo skupiny zdravých pacientov (vľavo) a človeka zo skupiny pacientov s depresiou (vpravo). Na osi X sa nachádzajú jednotlivé vzorky signálu. Os Y zobrazuje amplitúdu signálu v mikrovoltoch.



Obr. 3.6: Signál zdravého človeka a človeka s depresiou

Záznamované boli dva úseky, každý o dĺžke 5 minút, prvý so zatvorenými očami, druhý v kludovom stave s otvorenými očami. Následne boli záznamy spracované viacerými spôsobmi, použitím vlnkového rozkladu na rôzne frekvenčné pásma – tento typ spracovania je tiež schopne fungujúca metóda pri spracovávaní EEG signálov - v tomto prípade bol signál rozdelený do 8 pásiem, a výpočtom odhadovanej entropie (Approximate Entropy) používanej na analýzu časovo premenných signálov. Obomi spôsobmi spoľahlivo rozlíšili skupiny pacientov na základe EEG záznamu avšak nakoľko táto práca je zameraná na nelineárnu klasifikáciu na základe daných parametrov, výsledky zobrazujú len vyhodnotenie klasifikácie na základe parametru Odhadovaná entropia signálu.

Na nasledujúcom obrázku je možné vidieť rozlíšenie dvoch skupín na základe odhadovanej entropie



Obr. 3.7: Odhadovaná entropia zdravých pacientov a pacientov s depresiou

Štúdia potvrdzuje, že z kompletnej skúmanej skupiny bolo možné na základe vybraného parametru roztriediť EEG dáta do dvoch skupín, ktoré v konečnom dôsledku znamenajú dve skupiny pacientov, zdraví pacienti a chorí pacienti.

3.3 Charakterizácia mentálnej záťaže aritmetickými úlohami pomocou nelineárnej analýzy signálu.

Tretia štúdia je tiež zameraná na nelineárne parametre spomenuté v úvodnej kapitole tejto práce. Je realizovaná na menšom počte skúmaných osôb – zaujímavá je ale detailnejším rozborom EEG záznamov pomocou vybraných parametrov Korelačná dimenzia a Odhadovaná Entropia. [24]

6 vysokoškolských študentov vo veku 24 – 30 rokov malo počas zaznamenávania EEG za úlohu počítat postupne rôzne aritmetické úlohy. Úloha bola pre všetkých participantov štúdie nastavená na rovnaké podmienky, aritmetické úlohy zobrazené na displeji notebooku vzdialeného 70cm od vyšetrovanej osoby. Aritmetické úlohy spočívali v spočítavaní dvoch čísel. Úloh bolo 7 v poradí a zoradené boli od najľahších – spočítanie jednociferných čísel po najťažšie – spočítavanie trojciferných čísel. Obtiažnosť úloh je možné vidieť na nasledujúcom obrázku. V stĺpci vľavo je označenie jednotlivej náročnosti úlohy písmenami L1 - L7, stredný stĺpec znázorňuje typ aritmetickej úlohy priradený k danej náročnosti a v pravom stĺpci je uvedený konkrétny príklad aritmetického príkladu

Náročnosť úlohy	Počet číslíc	Príklad
Veľmi jednoduchá (L1)	Jedno a dvojciferné číslo	45+2
Jednoduchá (L2)	Jedno a dvojciferné číslo s 1 prenosom	54+9
Stredná (L3)	Dve dvojciferné čísla s 1 prenosom	67+42
Stredne ťažká (L4)	Dve dvojciferné čísla s 2 prenosmi	39+65
Ťažká (L5)	Dvoj a trojciferné číslo s 1 prenosom	377+32
Veľmi ťažká (L6)	Dvoj a trojciferné číslo s 2 prenosmi	76+347
Extrémne ťažká (L7)	Dve trojciferné čísla s 3 prenosmi	983+748

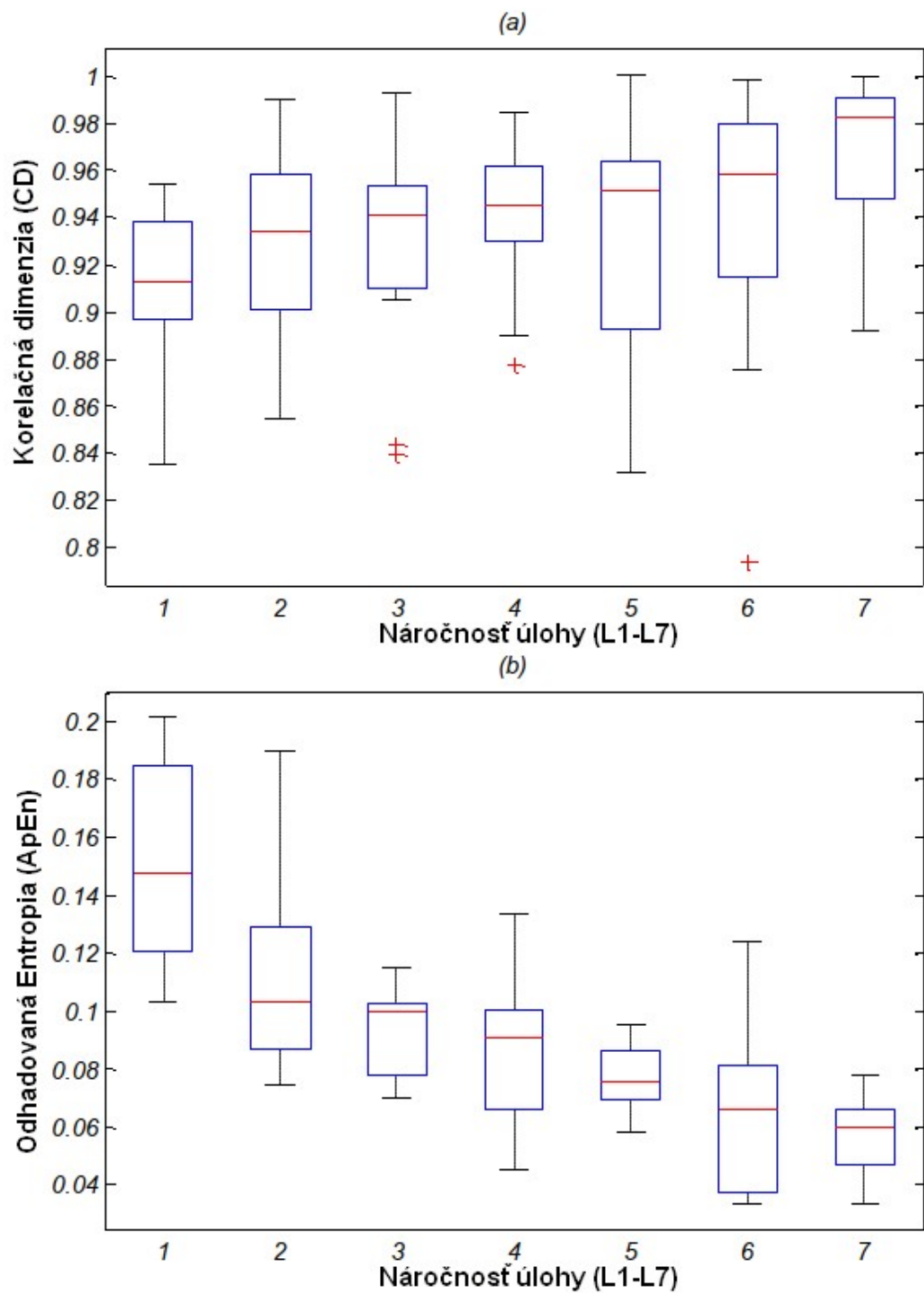
Obr. 3.8: Príklady náročnosti aritmetických úloh

Záznam spočíval v zobrazení daného príkladu na 3 sekundy, následne bol 2 sekundy prázdny čistý monitor a po uplynutí tohoto času boli zobrazené možnosti výsledkov, na ktoré vyšetrovaný klikol pomocou myši bez nutného ďalšieho zložitého pohybu myšou (najmä z dôvodu neovplyvnenia záznamu pohybom ruky). Taktiež vyšetrovaní boli upozornení na minimalizovanie ostatných pohybov či žmurkania

počas vyšetrenia. Takto prebehlo celé vyšetrenie a 7 cyklov príkladov u každého skúmaného. Medzi každým cyklom bola krátka prestávka o dĺžke 30 sekúnd.

Na nasledujúcom obrázku sú výsledné krabicové grafy parametrov korelačná dimenzia a odhadovaná entropia je možné vidieť na nasledujúcich obrázkoch že korelačná dimenzia (a) s náročnosťou úlohy stúpala, zatiaľ čo odhadovaná entropia (b) klesala. Na osi X je zobrazená konkrétna náročnosť úlohy podľa obrázku 3.8 a na osi Y je hodnota konkrétneho parametru.

Štúdia bola do práce vybraná z dôvodu viditeľnej zmeny hodnôt vybraných parametrov počas zmeny mentálnej záťaže mozgu skúmaného človeka. Graficky spracovaný výsledok poukazuje na túto zmenu pri stúpaní záťaže.



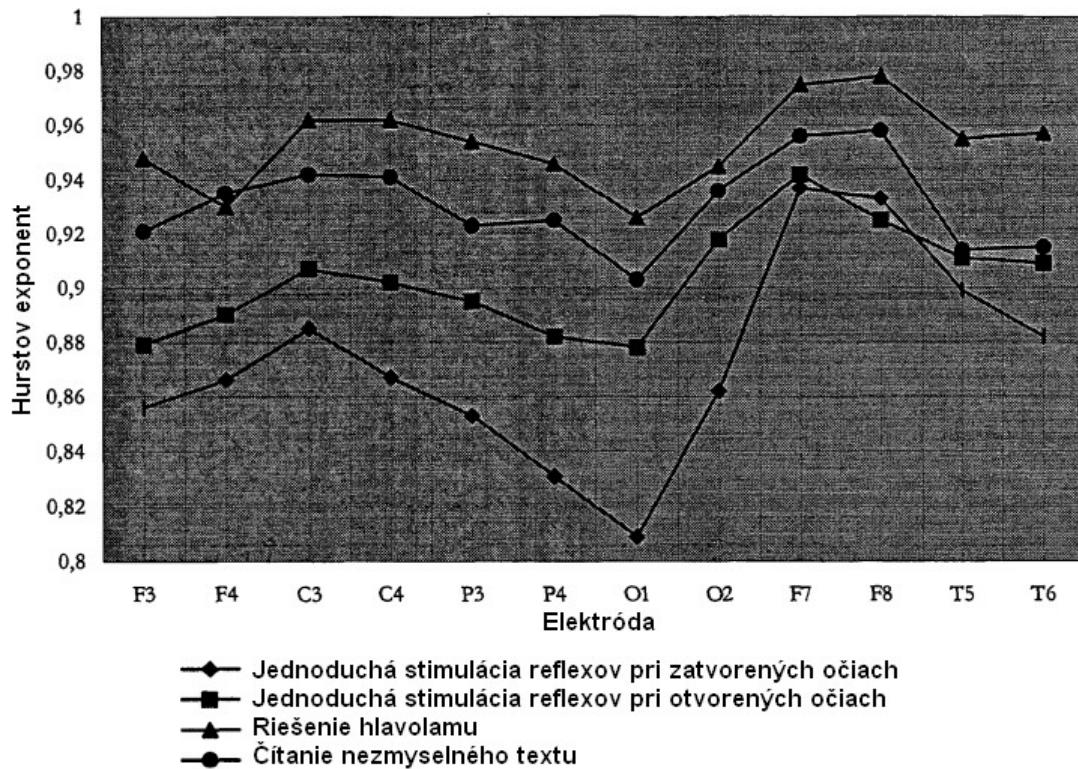
Obr. 3.9: Grafické zobrazenie zmeny korelačnej dimenzie (a) a odhadovanej entropie (b) pri stúpaní náročnosti aritmetickej úlohy

3.4 Štúdia Hurstovho exponentu

Nasledujúca štúdia je zameraná priamo na sledovanie zmeny Hurstovho Exponentu počas zmeny typu aktivity prípadne mentálneho stavu u človeka. Štúdia je v originále nazvaná „Dependence of One of the Fractal Characteristics (Hurst Exponent) of the Human Electroencephalograph on the Cortical Area and Type of Activity“.[25]

Počas tejto štúdie bol vyšetrený záznam EEG od 26 zdravých pacientov vo vekovom rozmedzí 18 – 45 rokov, skupina pozostávala z 13 mužov a z 13 žien a každý z účastníkov mal úspešne ukončenú minimálne strednú školu. Záznam bol nahrávaný pomocou 12-kanálového EEG systému, kde elektródy boli umiestnené medzinárodným systémom 10-20. Úlohy začínali jednoduchou stimuláciou reflexov pri zavretých očiach, neskôr pri otvorených očiach, čítaní textu, riešenie slovnej úlohy a nakoniec riešenie vizuálneho hlavolamu, tzv. block design.

Výsledkom tejto štúdie nie sú konkrétne čísla Hurstovho exponentu u každého vyšetrovaného počas každej úlohy, ale priemerné hodnoty namerané u skupiny poukazujúce na stúpajúcu tendenciu skúmaného parametru počas rôznych testov v ich spomenutom poradí. Najnižší exponent bol zaznamenaný počas stimulácie so zavretými očami, tu je výsledná hodnota štúdie uvedená na $H=0,87$. Nasledoval výsledok $H=0,90$ pri stimulácii s očami otvorenými a $H=0,93$ pri čítaní textu a najvyšší exponent dosiahla skúmaná skupina pri riešení vizuálneho hlavolamu, tu výsledná hodnota dosiahla $H=0,95$. Ako je možné vidieť, medzi výsledkami nie sú veľké rozdiely – avšak stúpajúca tendencia je viditeľná. Na nasledujúcom obrázku je možné vidieť priemerné hodnoty namerané na rôznych elektródach. Na osi X sa nachádza konkrétna elektróda a na osi Y sa nachádza hodnota Hurstovho exponentu. Kosoštvorce v grafe vyznačujú hodnoty pri zavretých očiach, štvorce pri otvorených očiach. Hodnoty pri čítaní textu sú znázornené pomocou krúžkov a riešenie hlavolamu znázorňujú trojuholníky.



Obr. 3.10: Grafické zobrazenie hodnôt Hurstovho exponentu z rôznych elektród počas rôznych úloh

Štúdiá bola vybratá z dôvodu práce s konkrétnym parametrom Hurstov exponent. Pri výsledkoch tejto štúdie je možné pozorovať zmenu Hurstovho exponentu z priemeru $H=0,87$ na priemer $H=0,95$ na základe meniacich sa podmienok pri zaznamenávaní EEG signálu. Vo výslednom grafe je taktiež viditeľný fakt, že výpočtom Hurstovho exponentu zo signálu z rôzne umiestnených elektród na hlave toho istého človeka sú výsledkom rôzne hodnoty – avšak na všetkých elektródach je možné pozorovať stúpanie Hurstovho exponentu v závislosti na stúpaní náročnosti vykonávanej úlohy.

3.5 Štúdia sledujúca porovnanie rôznych dĺžok EEG záznamov v klude, pri pozitívnych a negatívnych emóciách u človeka.

Predposlednou štúdiou spomenutou v tejto kapitole bude štúdia nazvaná: „Studying emotion through nonlinear processing of EEG“.[26]

Štúdie sa zúčastnilo 5 študentiek vo veku 22 – 25 rokov z univerzity v Teheráne. Všetky skúmané osoby boli bez psychologických problémov a bez špeciálnych znalostí v hudobnom umení. Táto podmienka je dôležitá pre dosiahnutie správnej emócie na základe rozdielnych typov hudby.

Záznam bol vykonaný pomocou 19-kanálového EEG modulu s elektródami rozloženými systémom 10-20 a priebeh vyšetrenia bol nasledovný. Každá pokusná osoba bola usadená v pohodlnom kresle, počas poobedia počas bežného dňa. Prvých 90 sekúnd prebiehalo v klude, pozerajúc sa na ukludňujúce obrázky s cieľom znížiť stres a napätie. Následne prebehlo 60 sekúnd záznamu EEG so zavretými očami bez počúvania akejkoľvek hudby. Experiment pokračoval záznamom počas počúvania hudby s úmyslom navodiť správny typ emócie – typ hudby bol vopred určený, konkrétne skladby boli vybraté na základe individuálneho psychologického vyšetrenia a rozdelené do dvoch skupín, na hudbu vyvolávajúcu pozitívne emócie a naopak na hudbu vyvolávajúcu negatívne emócie. Medzi každou skladbou, počas ktorej bol zaznamenávaný záznam bola pauza na ukludnenie, aby sa výsledky navzájom neovplyvňovali.

Z výsledkov boli následne vybraté dve rôzne trvania záznamov pre každý konkrétny typ hudby/emócie ako aj pre kludový stav.

- 10 sekundový záznam v kludovom stave
- 10 sekundový záznam pri pozitívnej emócii
- 10 sekundový záznam pri negatívnej emócii
- 21 sekundový záznam v kludovom stave
- 21 sekundový záznam pri pozitívnej emócii
- 21 sekundový záznam pri negatívnej emócii

Z týchto záznamov bola vypočítaná korelačná dimenzia. V zhrnutí v tabuľke na nasledujúcom obrázku je možné vidieť 6 rôznych kategórií priemerných výsledkov z viacerých rôznych elektród EEG.

Korelačná dimenzia pri negatívnej emócií, dĺžka záznamu 10s

Elektroda	Hodnota v klude	Hodnota pri neg.emócií	p-hodnota
Fp2	8.37±0.26	7.36±0.69	0.472
C4	8.44±0.23	7.17±0.49	0.0107
P4	8.106±0.1	7.037±0.27	0.004

Korelačná dimenzia pri pozitívnej emócií, dĺžka záznamu 10s

Elektroda	Hodnota v klude	Hodnota pri poz.emócií	p-hodnota
F3	8.41±0.41	6.86±0.68	0.0077
T3	8.011±0.41	6.94±0.58	0.041
Fz	8.54±0.27	6.99±0.29	0.0018

Korelačná dimenzia pri negatívnej emócií, dĺžka záznamu 21s

Elektroda	Hodnota v klude	Hodnota pri neg.emócií	p-hodnota
Fp2	8.3612±0.75	6.50336±0.28	0.003569
C4	8.5384±0.25	7.20854±1.06	0.03759
P4	8.222±0.19	6.50836±0.12	0.000118

Korelačná dimenzia pri pozitívnej emócií, dĺžka záznamu 21s

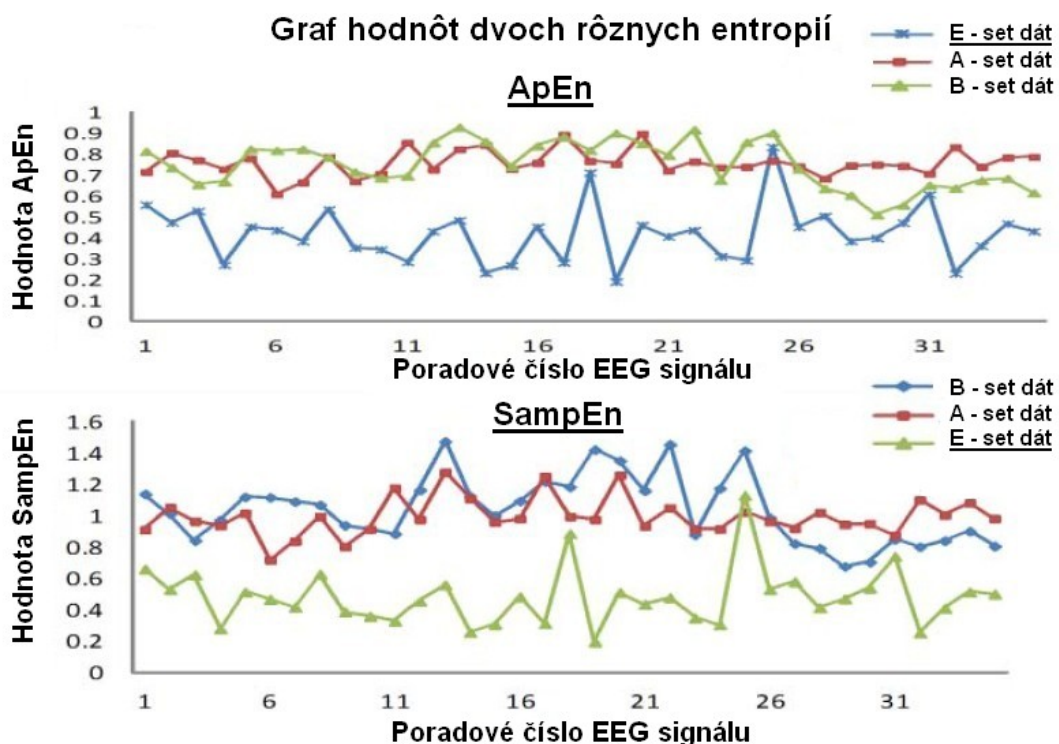
Elektroda	Hodnota v klude	Hodnota pri poz.emócií	p-hodnota
F3	8.208±0.45	6.71456±0.36	0.006328
T3	7.804±0.05	6.66814±0.57	0.012282
Fz	7.9436±0.18	6.6533±0.18	0.00527

Obr. 3.11: Hodnoty korelačnej dimenzie pri rôznych dĺžkach záznamu EEG

Táto štúdia jednak poukazuje na rozdielnú korelačnú dimenziu v klude a pri počúvaní hudby, teda pri zmene, prípadne vytváraní emócií u človeka. Je tiež možné vidieť, že výsledky sa u pozitívnej emócie a negatívnej emócie nelíšia rozdielom, ktorý by bolo možné zvýrazniť. Štúdia je taktiež zaujímavá doplňujúcou informáciou, o rozdiel tohto parametru pri dvoch rôznych dĺžkach EEG záznamu, u záznamov o dĺžkach 10s a 21s sa hodnoty pohybujú v rovnakom intervale, teda rozdielna dĺžka záznamu nie je podľa tejto štúdie parameter na ktorom závisí hodnota korelačnej dimenzie.

3.6 Štúdia dvoch typov entropie.

Posledná zvolená štúdia pracuje s dvoma typmi entropií spomenutými vyššie, v kapitole 2.1. Súčasťou tejto štúdie je 5 rôznych setov EEG dát, vo výsledku prihládajúcim na dva typy entropie budú podstatné tri z nich. Dátové set A a B obsahujú záznamy bežných pacientov s očami v A – zatvorenými v B – otvorenými. Dátové sety C, D a E obsahujú záznamy epilektických pacientov. Na nasledujúcich dvoch obrázkoch je možné vidieť hodnoty parametrov Approximate entropy a Sample entropy na tých istých dátach.[27] Konkrétna číselná výsledná hodnota nie je zhodná, avšak rozdiely medzi hodnotami jednotlivých záznamov sú takmer rovnaké u jednej aj u druhej entropie. Na nasledujúcom obrázku je podstatné všimnúť si modrú krivku na vrchnej polovici obrázku a porovnať si ju so zelenou krivkou zo spodnej polovice obrázku. Jedná sa o data-set E, vyznačený na legende obrázku.



Obr. 3.12: Grafické porovnanie dvoch typov entropií

Štúdia bola vybraná najmä z dôvodu, že poukazuje na to, že rozdiel medzi odhadmi dvoch vybraných rôznych typov entropií nie je viditeľný, pri použití rovnakých dát.

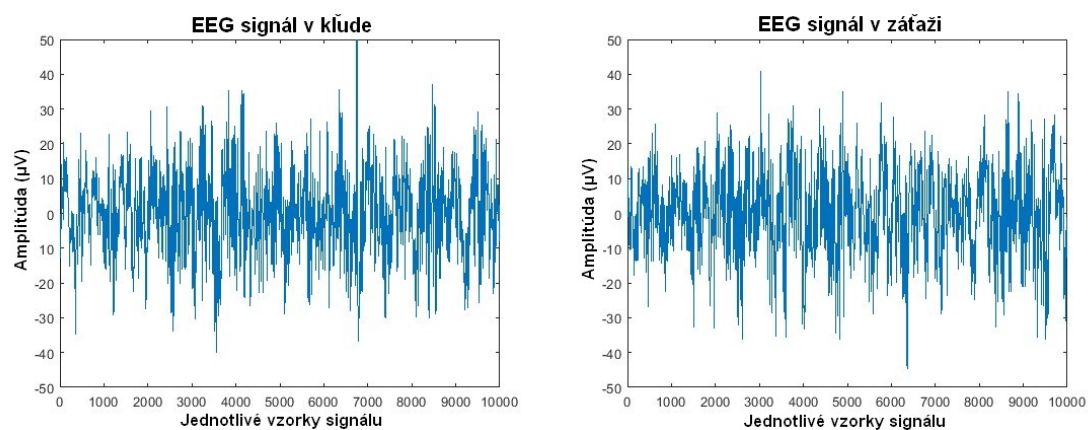
4 Testovacie EEG záznamy

Na overenie teoretickej časti tejto práce boli použité záznamy z verejne prístupnej internetovej databázy medicínskych signálov PhysioNet.org. Ako vhodný set na použitie bol vybratý set dát s názvom „ EEG during mental arithmetic task“.[28] Tento dátový set obsahuje EEG dáta 36 pacientov a záznamy sú nahrávané v dvoch fázach, pred záťažou a počas záťaže. Ako záťaž je považované počítanie matematických príkladov pozostávajúcich z jedného štvorciferného čísla a k nemu pripočítavanému dvojciferného čísla. Spracovanie prebehlo najmä pomocou softvérov Matlab, Statistica a Microsoft Excel.

Skupina testovaných osôb bola navyše rozdelená do dvoch výkonových kategórií, tí, čo počítali rýchlejšie a naopak druhá skupina, ľudia, ktorí boli pomalší a vypočítali za rovnaký čas menej príkladov. Rozdelenie sa na výsledkoch vybraných parametrov nepremietlo, preto nie je bližšie zvýraznené v tabuľkách ani grafoch.

Originálne dáta boli zaznamenané s použitím vzorkovacej frekvencie 500Hz a jednalo sa o 180 sekundový záznam v klude nasledovaný 60 sekundovým záznamom pri mentálnej záťaži spôsobenej aritmetickou úlohou. Pri pohľade na počet vzoriek teda kludový záznam obsahoval približne 90 000 vzoriek, zatiaľ čo nasledujúci záznam v záťaži mal 30 000 vzoriek. Dáta po zaznamenaní boli vyfiltrované filtrom horná priepuť o frekvencii 0,5 Hz a taktiež filtrom o frekvencii 50Hz na odstránenie šumu spôsobeného elektrickou sieťou. Podobné úkony sa robia vo fáze predspracovania dát, na docielenie vyššej kvality nasledujúcich výsledkov. Výsledné signály boli uložené vo formáte *.edf, jedná sa o európsky formát na ukladanie viackanálových biologických záznamov pozostávajúcí vždy z dvoch súčastí – hlavičky, obsahujúcej informácie o signále a samotného signálu. Na rozbalenie signálu bola použitá doplnková funkcia pre Matlab s názvom „edfread“.

Na nasledujúcom obrázku 4.1. je možné vidieť priebeh dát v klude (vľavo) a priebeh dát počas záťaže (vpravo). Os X obsahuje jednotlivé vzorky signálu, na osi Y je amplitúda signálu v milivoltch. Rozsah oboch osí je zhodný vľavo aj vpravo.



Obr. 4.1: Ukážka EEG signálu pred záťažou (vľavo) a počas záťaže (vpravo)

Z dvojíc záznamov v súbore boli vypočítané parametre Approximate Entropy, Hurst Exponent, Largest Lyapunov Exponent a Correlation Dimension pomocou softvéru Matlab.

5 Spracovanie testovacích EEG záznamov

Na konkrétny výpočet v programe Matlab boli použité funkcie z doplnkového balíka Predictive Maintenance Toolbox[29], v tomto balíku sa nachádza priamo funkcia na výpočet parametru Odhadovanej entropie, nazvaná „approximateEntropy“, ktorá je určená priamo na odhad spomenutej entropie pre časovo-premenné signály. Tento toolbox tiež obsahuje funkcie „correlationDimension“ a „lyapunovExponent“, ktoré pomohli pri výpočte parametrov Kolelačná dimenzia a najvyšší Lyapunov exponent. Parameter Hurstov exponent nemá v doplnkových toolboxoch vlastnú funkciu, preto bola na jeho výpočet použitá funkcia z oficiálneho webového archívu funkcií pre užívateľov softvéru Matlab, nazvaná „estimate-hurst-exponent“.

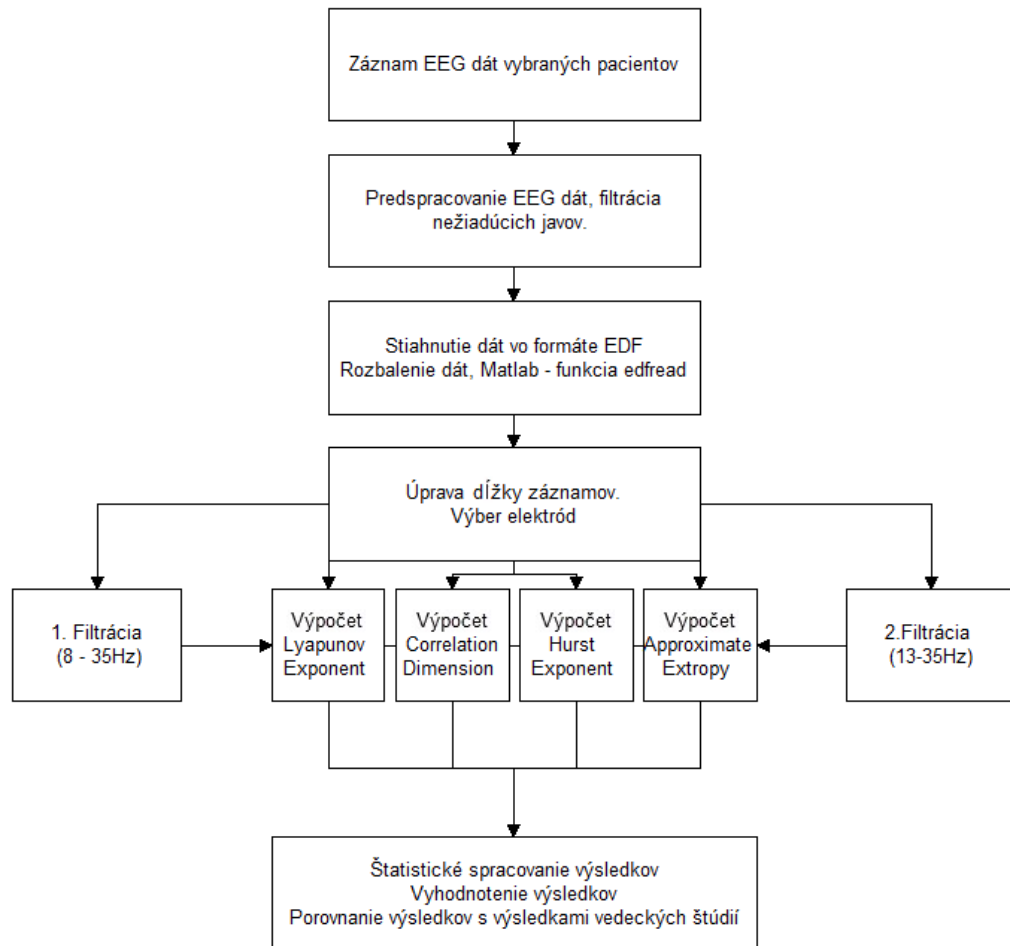
Pred samotným počítaním výsledkov bolo nutné zoznámiť sa s danými algoritmami, naštudovať si ich funkciu, overiť si vhodnosť použitia vybraných testovacích dát, kompatibilitu s funkciami a zároveň stanoviť si ideálnu dĺžku záznamu a zoznam elektród z ktorých následne prebehol výpočet. Pri výbere dĺžky záznamu bolo otestovaných viac rôzne dlhých úsekov. Pri výbere konkrétnych elektród bolo otestovaných viac záznamov z rôznych elektród. Signály boli taktiež dodatočne viackrát filtrované a spracovávané opätovne v stave, kedy obsahovali len vybrané frekvencie. Táto dodatočná filtrácia bola urobená s očakávaním dosiahnutia lepších výsledkov komparácie, nakoľko je známe, že aktivita je v EEG známa prítomnosťou najmä beta vln. Z tohoto dôvodu bola urobená prvá filtrácia, po ktorej v signále ostali len frekvenčné pásma alfa a beta vln - teda 8-35Hz. Druhá filtrácia bola ešte konkrétnejšia, iba na pásmo beta vln, frekvencie - 13-35Hz. Na dodatočné filtrácie boli použité filtre typu pásmová priepusť.

Zo záznamu každého pacienta bol finálny výsledok počítaný z 5 elektród. Výber elektród bol u parametrov nasledovný: pri prvom výpočte sa jednalo o elektródy Fp1, Fp2, F3, F4 a F7. Následne pri prvej aj pri druhej filtrácii boli vybraté elektródy C4, P3, P4, O1 a O2 - výberom týchto elektród bolo očakávané presnejšie roztriedenie signálov.

Zo záznamu v klude aj zo záznamu v záťaži bol vždy vybraný parameter počítaný z rovnakého počtu vzoriek. U parametrov Hurstov Exponent, Correlation Dimension, Lyapunov Exponent a Approximate Entropy bolo použitých 10 000 vzoriek, teda približne 20s zaznamenaného signálu. Parameter Hurstov exponent bol oproti ostatným vybraným parametrom výpočetne jednoduchší a menej časovo náročný na spracovanie.

Z každého záznamu bol konkrétny výsledok počítaný zo záznamu z 5 rôznych elektród od každého pacienta. Výsledky boli následne zosumarizované do tabuľky v MS Excel, štatisticky spracované pomocou programu Statistica, overené a ich vyhodnotenie bude možné vidieť v nasledujúcej kapitole č.6.[30]

Na nasledujúcom obrázku je možné vidieť blokový diagram znázorňujúci zjednodušený postup spracovania EEG dát.



Obr. 5.1: Zjednodušený blokový diagram spracovania EEG dát

6 Výsledky a vyhodnotenie

V práci bolo vyhodnotených celkovo 70 záznamov EEG signálu, pochádzajúcich od 35 pacientov. Od každého pacienta sa jednalo o dva záznamy, prvý záznam EEG signálu v klude, druhý záznam EEG signálu pri mentálnej záťaži počítaním aritmetických úloh. Na nasledujúcich obrázkoch je možné vidieť konkrétne výsledky vybraných parametrov získané výpočtom z daných signálov. Každá z tabuliek na obrázkoch pozostáva z dvoch častí, ľavá časť, sú výsledky zo záznamu v kludovom režime, pravá časť sú výsledky od tých istých pacientov zo záznamu počas záťaže mozgu. V riadkoch sú zoradení jednotliví pacienti, podľa poradového čísla. V stĺpcoch vľavo je 5 elektród so záznamom pred záťažou a vpravo 5 rovnakých elektród počas záťaže.. Pre porovnanie konkrétnej dvojice výsledkov od rovnakého pacienta z rovnakej elektródy je preto nutné sledovať rovnaké poradové číslo riadku a rovnakú elektródu zo stĺpca v ľavej a v pravej tabuľke. Aby bolo zobrazenie prehľadnejšie, boli použité farebné tabuľky vytvorené v systéme Microsoft Excel.

Farebné zelené políčka signalizujú, že sa hodnota medzi kludom a záťažou zmenila tak, ako tvrdia štúdie daných parametrov uvedené v kapitole č.3. Červené políčka naopak signalizujú zmenu opačným, neočakávaným smerom. Nedá sa všeobecne u každého parametru povedať, či prvá hodnota bude vždy vyššia, alebo vždy nižšia od tej druhej, vieme však odhadnúť smer tejto zmeny na základe už uvedených štúdií v kapitole č.3. Pod každou tabuľkou je uvedené aj štatistické vyhodnotenie vytvorené pomocou párového T-testu používaného na porovnávanie dvoch postupných meraní jedného parametru u rovnakého pacienta [30]. Predpokladom na použitie párového T-testu je normálne (Gaussovské) rozloženie hodnôt - najjednoduchšie je možné overiť ho pomocou zobrazenia histogramu konkrétnych hodnôt. Spracovávané dáta túto podmienku pred výpočtom štatistických výsledkov splnili.

6.1 Hurstov exponent

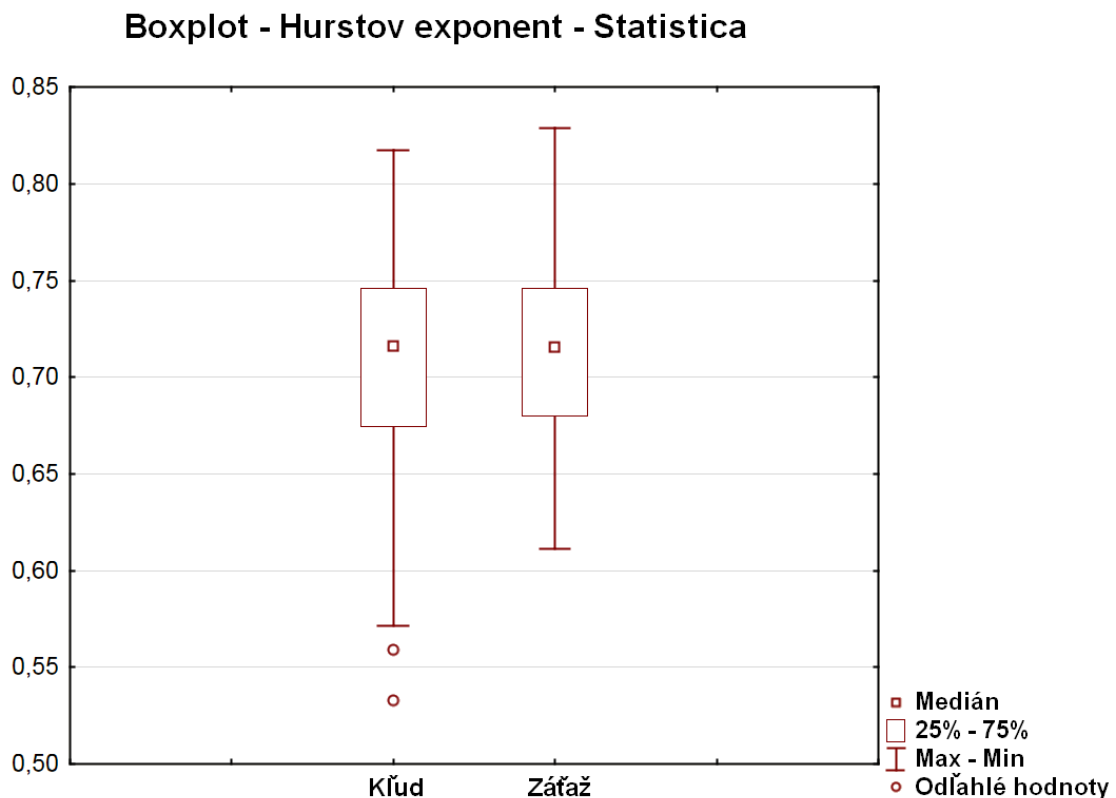
Štúdiá venovaná Hurstovmu exponentu[25] v podkapitole 3.4. poukazuje na zvyšovanie tohoto parametru so stúpaním aktivity mozgu. Vzhľadom na pomerne malý možný interval hodnôt u daného parametru sa jedná o zvýšenie v stotinách. Na nasledujúcom obrázku je možné vidieť tabuľku hodnôt u testovaných pacientov. V ľavej časti sú hodnoty pred záťažou a v pravej časti hodnoty počas záťaži. Zelenou farbou v tomto prípade je zvýraznená hodnota ktorá je pred záťažou nižšia ako počas záťaži.

Hurstov exponent v kľude						Hurstov exponent pri záťaži					
	Fp1	Fp2	F3	F4	F7		Fp1	Fp2	F3	F4	F7
1	0,6304	0,6337	0,7320	0,6308	0,7615	1	0,7448	0,6926	0,6798	0,6762	0,7100
2	0,7359	0,7223	0,7477	0,7413	0,7471	2	0,7814	0,7487	0,7663	0,7832	0,7940
3	0,6283	0,7650	0,6976	0,7596	0,7549	3	0,6115	0,6920	0,7212	0,7105	0,6956
4	0,7655	0,6944	0,6975	0,6612	0,7507	4	0,7175	0,7410	0,7112	0,6693	0,7632
5	0,7289	0,7584	0,7091	0,7240	0,7397	5	0,7427	0,8147	0,6966	0,6848	0,7817
6	0,7653	0,7486	0,7212	0,7650	0,7461	6	0,7685	0,7794	0,6923	0,6888	0,7426
7	0,7175	0,7367	0,7788	0,7001	0,7254	7	0,7775	0,7347	0,7425	0,7751	0,7337
8	0,7067	0,7984	0,6792	0,5988	0,6849	8	0,7550	0,7660	0,7107	0,7148	0,7514
9	0,7396	0,7700	0,6929	0,6939	0,6953	9	0,7595	0,7953	0,6785	0,6651	0,7251
10	0,7452	0,7488	0,7116	0,7176	0,7583	10	0,7459	0,6579	0,6619	0,6508	0,7051
11	0,8121	0,7896	0,7727	0,7460	0,8174	11	0,7804	0,7531	0,7555	0,7356	0,7453
12	0,7073	0,7353	0,6309	0,6464	0,6690	12	0,7668	0,7490	0,7268	0,7135	0,7214
13	0,7732	0,7269	0,7289	0,6860	0,8027	13	0,7457	0,6759	0,6822	0,6361	0,6997
14	0,7788	0,7158	0,6833	0,7352	0,7563	14	0,7534	0,7539	0,7240	0,7340	0,7188
15	0,7989	0,8092	0,7485	0,7259	0,7890	15	0,8005	0,8289	0,7818	0,7885	0,7599
16	0,7685	0,7827	0,7141	0,6497	0,8076	16	0,7129	0,8239	0,6850	0,7127	0,7626
17	0,7357	0,7055	0,6795	0,6699	0,7550	17	0,6655	0,7426	0,6893	0,6819	0,6794
18	0,6930	0,7522	0,6922	0,6763	0,7343	18	0,7038	0,7292	0,6936	0,7037	0,6556
19	0,7409	0,7197	0,7193	0,7180	0,7472	19	0,7562	0,7384	0,7129	0,6571	0,6597
20	0,5588	0,6807	0,6196	0,6032	0,5937	20	0,6772	0,6382	0,7003	0,6922	0,7541
21	0,6835	0,7443	0,6538	0,6458	0,5955	21	0,7553	0,8081	0,7059	0,7363	0,7399
22	0,7600	0,7628	0,6810	0,6013	0,7403	22	0,6709	0,6698	0,6300	0,6176	0,6647
23	0,6552	0,6183	0,6767	0,6079	0,7270	23	0,6874	0,7128	0,6475	0,6191	0,7341
24	0,7351	0,7361	0,6326	0,6704	0,6661	24	0,6868	0,7047	0,6767	0,6130	0,6545
25	0,7618	0,6952	0,6743	0,6933	0,7469	25	0,7599	0,7728	0,7214	0,7572	0,7391
26	0,7227	0,7400	0,6251	0,6441	0,6682	26	0,6991	0,7073	0,6637	0,6567	0,6677
27	0,7230	0,7193	0,6425	0,6400	0,7523	27	0,7508	0,7323	0,7210	0,6558	0,7519
28	0,7418	0,6418	0,6902	0,5717	0,6960	28	0,7235	0,6447	0,6571	0,6742	0,7266
29	0,7172	0,6955	0,7216	0,7057	0,7254	29	0,7542	0,7320	0,7030	0,7244	0,7218
30	0,7675	0,7064	0,7086	0,6285	0,6937	30	0,7318	0,6468	0,6794	0,6396	0,7104
31	0,7250	0,6686	0,6068	0,5328	0,7294	31	0,7436	0,7326	0,7096	0,7152	0,7316
32	0,7967	0,7781	0,6532	0,6437	0,7323	32	0,6905	0,6927	0,7275	0,6913	0,7401
33	0,6891	0,6966	0,6333	0,6361	0,7042	33	0,7225	0,6376	0,6949	0,6649	0,7150
34	0,6982	0,7157	0,6809	0,7305	0,6833	34	0,7056	0,7217	0,6732	0,6788	0,7334
35	0,6817	0,6745	0,6710	0,6660	0,6981	35	0,7730	0,7837	0,6493	0,6561	0,7438

Obr. 6.1: Hodnoty Hurstovho exponentu

Skupina pacientov pri prvom meraní mala priemerný Hurstov exponent o hodnote $0,7071 \pm 0,0541$. Zatiaľ čo u druhej skupiny je priemerná hodnota $0,7152 \pm 0,0449$.

Nasledujúci obrázok zobrazuje krabicový graf ukazujúci rozloženie nameraných hodnôt Hurstovho exponentu. Graf je vytvorený použitím všetkých 70 testovacích záznamov uvedených v tabuľke.



Obr. 6.2: Graf rozloženia hodnôt Hurstovho exponentu

Výsledky boli spracované štatisticky, vypočítaná P-hodnota pre celý súbor dát v tomto prípade je 0,0495 a je menšia ako hladina významnosti 0,05. Pre ideálny a správny výsledok by však bolo nutné testovať výsledky z každej EEG elektródy zvlášť, kde pri aktuálnej veľkosti súboru a zvolených parametroch výsledky štatistickú významnosť nevykazujú. Pri štatistickom testovaní jednotlivých elektród získame hodnoty od $p=0,05$ pri výsledkoch z elektródy F4, cez $p=0,18$ z elektródy F3 až po hodnoty $p=0,60$ a $p=0,86$ na zvyšných meraných elektródach.

6.2 Korelačná dimenzia

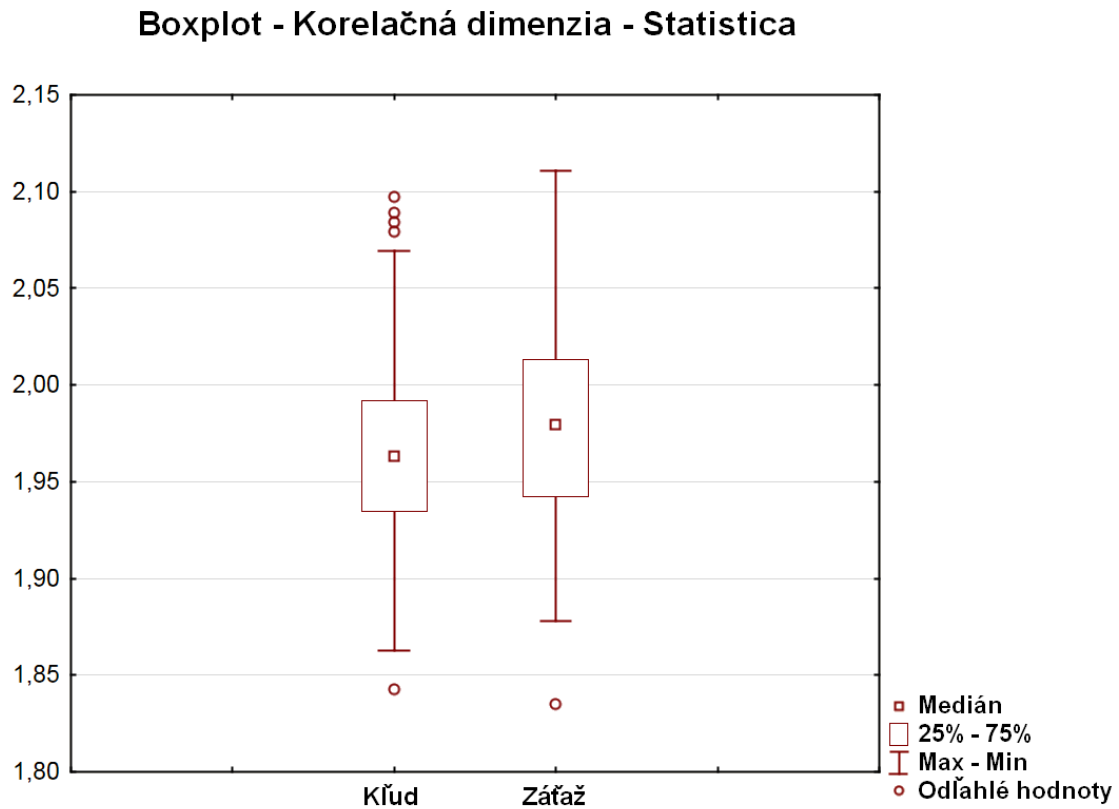
U vybraného parametru Korelačná dimenzia je možné pozrieť do dvoch štúdií uvedených vyššie, prvá je v podkapitole 3.3.[24], druhá v podkapitole 3.5.[26]. V štúdiách tohoto parametru je možné vidieť zmenu hodnoty obomi smermi, stúpanie v prípade záťaže mozgu, klesanie v prípade zmeny emočného stavu pri počúvaní hudby. V tomto prípade by teda korelačná dimenzia mala stúpať. V tabuľke sú zelenou farbou zvýraznené hodnoty ktoré boli vyššie počas merania v záťaži, ako tie, ktoré boli namerané v klude.

Korelačná dimenzia v klude						Korelačná dimenzia pri záťaži					
	Fp1	Fp2	F3	F4	F7		Fp1	Fp2	F3	F4	F7
1	1,9554	2,0228	1,9254	1,8985	1,8917	1	1,9060	2,0093	2,0214	2,0298	2,0670
2	1,9648	1,9074	1,9302	2,0291	1,9265	2	1,9752	2,0161	1,9095	2,1110	1,9790
3	1,9773	2,0359	2,0340	2,0692	1,9978	3	1,9948	1,9953	2,0046	1,9536	1,9961
4	1,9590	1,9679	1,9546	1,9149	1,9671	4	1,9848	1,9412	1,9339	1,9485	1,9589
5	1,9601	1,8949	1,8868	1,9231	2,0253	5	1,9862	1,9794	1,8781	1,9552	2,0638
6	1,9533	1,9919	2,0302	2,0025	1,9887	6	1,9465	1,9163	1,9594	2,0407	1,9655
7	1,9437	1,9172	2,0139	1,8939	1,9983	7	1,9673	1,9661	1,9863	1,9080	2,0197
8	1,9156	1,9961	1,9616	1,9124	1,9751	8	1,9245	1,9578	1,9266	1,9505	1,9525
9	1,9595	1,9564	1,9516	1,9630	2,0413	9	1,9965	1,9424	2,0126	2,0432	1,9426
10	1,9551	1,9442	1,9544	1,9228	1,9686	10	1,9315	1,8900	1,9536	1,9526	1,9698
11	1,9367	1,8630	2,0466	2,0621	1,9333	11	1,9371	2,1106	1,9186	1,9958	2,0038
12	1,9771	1,9630	1,9597	1,9479	2,0120	12	2,0502	1,9125	1,9397	1,9975	2,0059
13	1,9750	1,9365	1,9640	2,084	1,9738	13	1,9722	2,0374	1,9113	2,0396	2,0003
14	1,9755	1,9699	1,9478	1,9836	1,9241	14	1,8790	2,0001	1,9823	2,0488	2,0220
15	1,9612	2,0591	2,0386	2,0079	1,9726	15	1,9922	1,8348	2,0317	2,0039	2,0328
16	1,9135	1,8968	2,0667	1,9887	1,873	16	1,9322	1,9265	1,9888	1,9683	1,8859
17	1,9268	1,9191	1,9840	1,9685	1,9555	17	2,0391	1,9873	1,9973	2,1077	1,9561
18	1,9524	1,8907	2,0302	1,9548	1,8925	18	1,9857	1,9350	1,9580	1,9742	1,9656
19	1,9912	1,9397	1,9374	2,0081	1,9396	19	1,9543	1,9465	1,9794	2,0359	2,0668
20	2,0119	2,0530	1,9161	1,9646	1,8425	20	2,0204	1,9136	1,9136	1,9901	2,0645
21	1,9306	2,0236	1,9719	2,0127	1,9744	21	1,9935	2,0861	2,0519	1,9524	1,9972
22	1,9870	1,9548	1,9369	2,0245	1,9197	22	1,9539	1,9607	1,9098	2,0139	2,0225
23	1,9862	1,9592	1,9350	1,9828	1,9456	23	2,0089	2,0697	1,9751	1,9341	1,8950
24	1,9750	1,9522	1,9652	1,9410	2,0973	24	1,9251	1,9799	1,9876	2,0215	1,9941
25	1,8927	2,0231	1,9607	1,9875	1,9748	25	1,9722	2,0195	1,9248	2,0832	1,9956
26	1,9020	1,9136	1,9419	1,9136	1,9781	26	1,9558	1,9050	2,0027	1,9832	1,9993
27	1,9305	2,0143	1,9320	1,9562	1,9407	27	1,9652	1,9394	2,0702	2,0132	2,0555
28	2,0031	1,9726	1,9032	1,9826	1,9707	28	1,8991	1,9723	2,0495	1,9800	1,9381
29	2,0891	1,9653	2,0147	1,9716	1,9349	29	1,9483	1,9705	2,0678	1,9566	1,9966
30	1,9808	2,0306	1,8971	2,0641	1,9723	30	2,0091	2,0391	1,9716	1,9725	1,9260
31	2,0792	1,9592	1,9745	1,9896	2,0040	31	1,9203	1,9479	2,1011	1,9105	1,9122
32	2,0229	1,9391	1,9093	2,0207	2,0120	32	2,0781	1,9647	2,0235	2,0166	1,9437
33	2,0024	1,9308	1,9381	1,9421	1,9331	33	2,0108	1,9838	2,0061	2,1068	2,0046
34	1,9290	1,9676	1,9886	2,0224	1,9235	34	1,9113	1,9350	2,0065	1,9111	1,9410
35	1,9554	1,9895	1,9207	1,9465	1,9774	35	1,9301	2,0555	2,1108	1,9232	1,9543

Obr. 6.3: Hodnoty Korelačnej dimenzie

Priemerná hodnota pri meraní pred záťažou je u tejto skupiny pacientov $1,9668 \pm 0,0471$, pri meraní počas záťaže priemerná hodnota stúpla na $1,9811 \pm 0,0533$.

Nasledujúci obrázok zobrazuje krabicový graf ukazujúci rozloženie nameraných hodnôt Korelačnej dimenzie . Graf je vytvorený použitím všetkých testovacích záznamov uvedených v tabuľke.



Obr. 6.4: Graf rozloženia hodnôt Korelačnej dimenzie

P-hodnota je v tomto prípade 0,0076 ktorá je nižšia ako hladina významnosti 0,05. Rovnako ako v predchádzajúcom prípade, pri štatistickom pohľade na jednotlivé elektródy dostávame hodnoty od 0,06 až po 0,9 a teda nie je možné konštatovať štatistickú významnosť jednotlivých výpočtov a úspešnosť parametru.

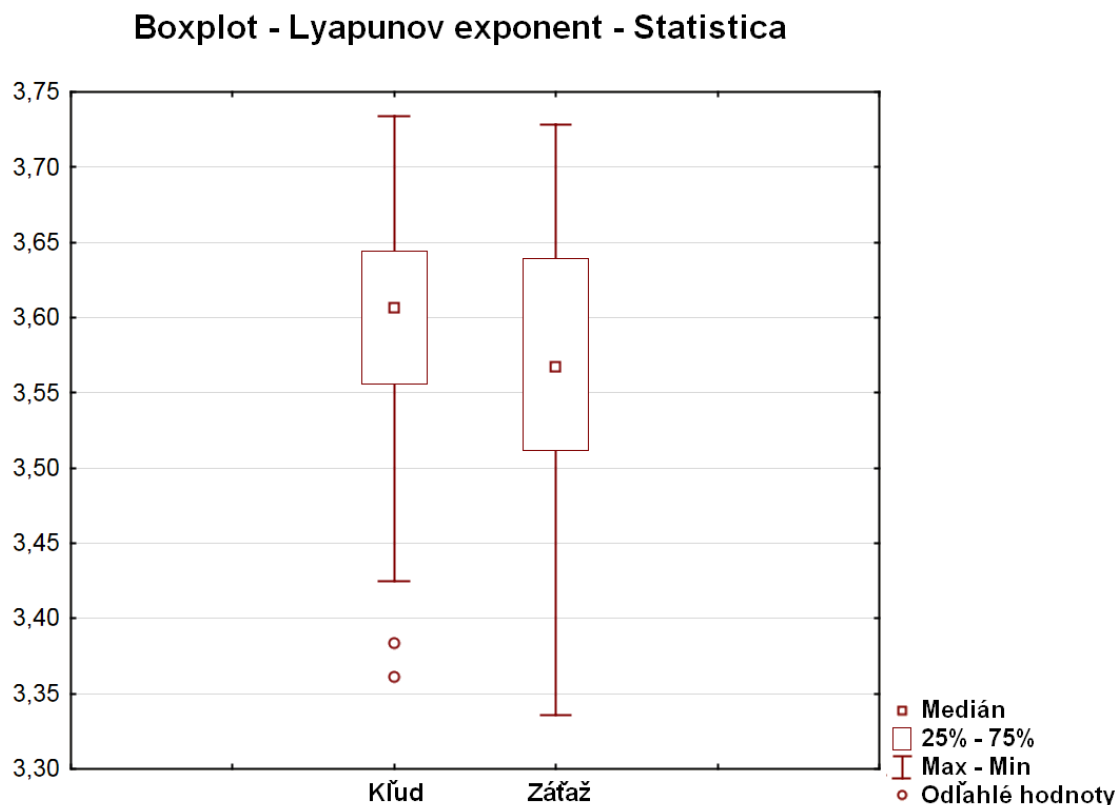
6.3 Lyapunov exponent

Lyapunov exponent sa objavil v štúdií v podkapitole 3.1[22]. Výsledky pri riešení aritmetických úloh ukázali mierny pokles tohoto parametru pri ukludnení mozgu, teda očakávaná zmena je, že hodnota pri mentálnej záťaži stúpne - výpočty však ukazujú presný opak. Pri meraní v klude priemerná nameraná hodnota bola $3,5957 \pm 0,0711$ a počas merania v záťaži pri aritmetických úlohách sa priemer znížil na $3,5690 \pm 0,0819$. V tabuľke sú zelenou farbou vyznačené hodnoty, ktoré boli pri prvom meraní vyššie, ako tie pri druhom meraní u rovnakého pacienta.

Lyapunov exponent v klude						Lyapunov exponent pri záťaži					
	Fp1	Fp2	F3	F4	F7		Fp1	Fp2	F3	F4	F7
1	3,6784	3,6714	3,6541	3,7211	3,6483	1	3,6326	3,6494	3,7037	3,6805	3,6800
2	3,5874	3,6003	3,5949	3,5972	3,5860	2	3,4783	3,5478	3,5204	3,5657	3,4875
3	3,3607	3,5182	3,5410	3,4746	3,4392	3	3,4042	3,5271	3,5247	3,5074	3,4039
4	3,601	3,6589	3,7016	3,6763	3,6520	4	3,6280	3,6048	3,6659	3,6668	3,6654
5	3,6144	3,6521	3,6681	3,7001	3,6239	5	3,6207	3,5449	3,6625	3,6931	3,5876
6	3,5821	3,5239	3,6522	3,6121	3,5899	6	3,4424	3,5220	3,5612	3,5866	3,5306
7	3,5847	3,6124	3,6085	3,6042	3,6112	7	3,4385	3,4834	3,4495	3,5187	3,4724
8	3,3833	3,4245	3,5166	3,5366	3,4528	8	3,5058	3,4211	3,4415	3,4176	3,4448
9	3,5578	3,5486	3,6028	3,6386	3,6141	9	3,5932	3,6333	3,6747	3,6840	3,6668
10	3,5249	3,5456	3,5927	3,6257	3,4559	10	3,4459	3,5078	3,5121	3,6126	3,5607
11	3,5805	3,5653	3,6586	3,5561	3,5964	11	3,6539	3,6612	3,6443	3,6449	3,5626
12	3,5870	3,4983	3,6096	3,6064	3,6134	12	3,3641	3,3356	3,5535	3,5138	3,4733
13	3,5151	3,4679	3,5059	3,6614	3,4687	13	3,4432	3,4726	3,4942	3,5280	3,4743
14	3,5487	3,5797	3,5821	3,5304	3,5432	14	3,5648	3,6612	3,5940	3,6699	3,6471
15	3,4871	3,5868	3,6233	3,6453	3,5558	15	3,4382	3,3586	3,5503	3,5312	3,5064
16	3,6850	3,6143	3,6703	3,6725	3,5945	16	3,6459	3,5387	3,6490	3,6532	3,5558
17	3,5669	3,5124	3,5970	3,539	3,4836	17	3,5538	3,4855	3,5088	3,5864	3,4552
18	3,5677	3,4592	3,5879	3,6329	3,5277	18	3,6189	3,5703	3,5888	3,6615	3,5581
19	3,5887	3,6308	3,6282	3,6211	3,5257	19	3,5574	3,5945	3,5897	3,5939	3,5172
20	3,5709	3,6183	3,7193	3,6029	3,5793	20	3,5383	3,4392	3,5929	3,4986	3,5450
21	3,5766	3,5656	3,6364	3,6338	3,5607	21	3,4957	3,5174	3,6604	3,6466	3,5668
22	3,6314	3,6283	3,6986	3,6891	3,6404	22	3,6651	3,6391	3,7284	3,6724	3,6744
23	3,5886	3,5621	3,6513	3,7037	3,5794	23	3,6142	3,6360	3,6578	3,6816	3,6341
24	3,6320	3,6071	3,7215	3,7000	3,6426	24	3,6729	3,6292	3,6309	3,6683	3,7012
25	3,4696	3,4428	3,5039	3,4613	3,4926	25	3,4020	3,4263	3,4962	3,4963	3,4578
26	3,5139	3,5063	3,6145	3,6150	3,5094	26	3,6121	3,5885	3,6703	3,6832	3,6202
27	3,6329	3,6088	3,4435	3,6814	3,5855	27	3,6116	3,5696	3,6436	3,6160	3,5959
28	3,5863	3,5453	3,6685	3,6120	3,5835	28	3,5023	3,4268	3,5919	3,5029	3,4928
29	3,6885	3,6691	3,6712	3,6637	3,6655	29	3,5351	3,6243	3,6510	3,5960	3,5382
30	3,6099	3,6575	3,7316	3,7340	3,6792	30	3,5587	3,5246	3,6357	3,6441	3,5852
31	3,6124	3,6044	3,6211	3,6086	3,5919	31	3,5899	3,5569	3,6055	3,6112	3,5673
32	3,5395	3,5587	3,6182	3,6227	3,5591	32	3,5419	3,5674	3,5752	3,6327	3,5129
33	3,7033	3,6511	3,7003	3,7045	3,6373	33	3,5204	3,5584	3,5169	3,5664	3,5097
34	3,6104	3,6815	3,6390	3,6442	3,6146	34	3,6369	3,6229	3,6863	3,6736	3,5600
35	3,6519	3,5522	3,6296	3,6347	3,5740	35	3,5550	3,5499	3,6575	3,6514	3,6395

Obr. 6.5: Hodnoty Lyapunovho exponentu

Nasledujúci graf graficky zobrazuje rozloženie hodnôt uvedených v tabuľke. Štatistický test potvrdil p hodnotou rovnou 0,000003 tento parameter štatistický významným na hladine významnosti 0,05. U tohoto parametru sa dá konštatovať štatistická významnosť aj pri pohľade na niektoré výsledky z jednotlivých elektród. P-hodnoty z elektród Fp1, Fp2, F3 a F4 sú v intervale 0,02 - 0,05 čo potvrdzuje štatistickú významnosť na hladine významnosti 0,05. U elektródy F7 je p-hodnota mierne vyššia, približne 0,13.



Obr. 6.6: Graf rozloženia hodnôt Lyapunovho exponentu

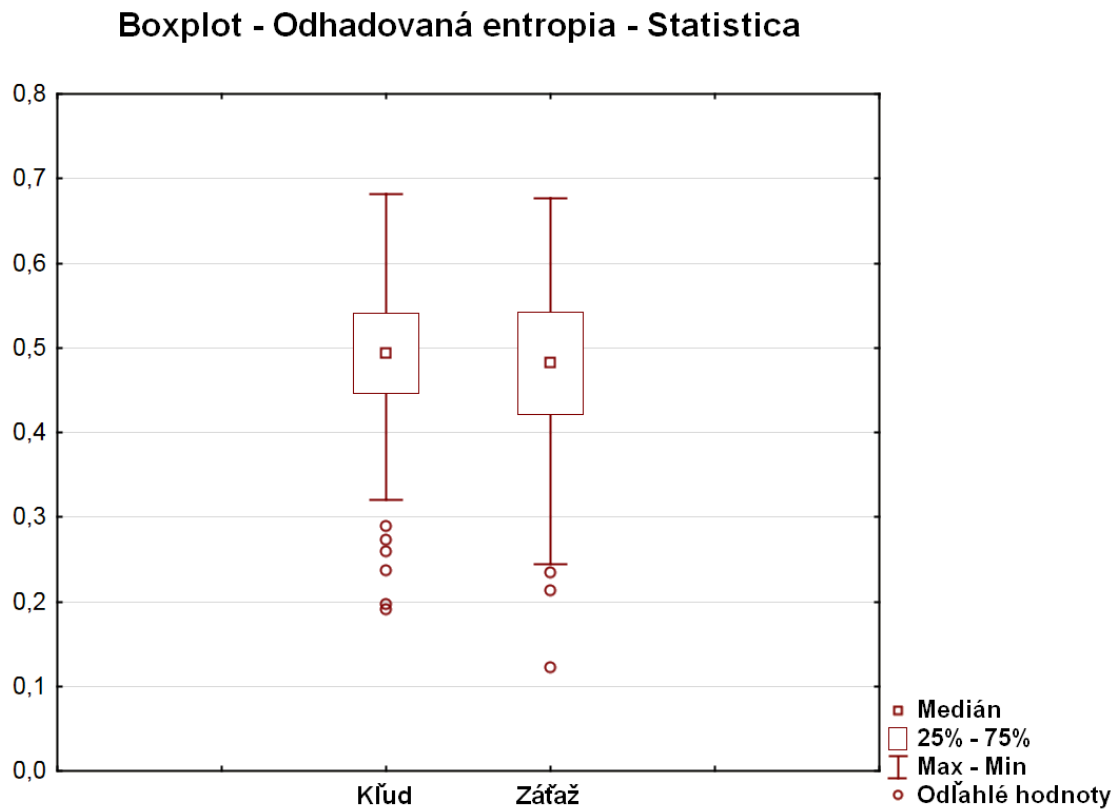
6.4 Odhadovaná entropia

Pri vybranom parametri Odhadovaná entropia štúdia[24] v podkapitole 3.4 poukazuje na pokles hodnôt pri zvyšujúcej sa záťaži mozgu, v nasledujúcej tabuľke sú preto zelenou farbou vyznačené hodnoty ktoré sú vyššie pri meraní v klude a nižšie pri meraní v záťaži.

	Odhadovaná entropia v klude						Odhadovaná entropia pri záťaži				
	Fp1	Fp2	F3	F4	F7		Fp1	Fp2	F3	F4	F7
1	0,5524	0,564	0,5136	0,5414	0,4647	1	0,5213	0,5683	0,5486	0,5376	0,5544
2	0,5660	0,5666	0,5354	0,5046	0,5603	2	0,4201	0,5147	0,3881	0,4874	0,3121
3	0,6818	0,5200	0,5522	0,5760	0,6608	3	0,6765	0,6230	0,6080	0,5832	0,6767
4	0,3785	0,4715	0,4904	0,5051	0,4394	4	0,3935	0,4723	0,4692	0,4711	0,4215
5	0,4619	0,3500	0,4775	0,4844	0,4550	5	0,5215	0,2636	0,5139	0,4946	0,3928
6	0,3719	0,5763	0,4502	0,4390	0,3601	6	0,3394	0,3154	0,4556	0,4962	0,3252
7	0,4764	0,4717	0,3722	0,4935	0,4260	7	0,3510	0,5469	0,5664	0,5036	0,4774
8	0,5746	0,4850	0,5715	0,5835	0,5326	8	0,4337	0,4288	0,5101	0,5376	0,4515
9	0,4613	0,4659	0,5289	0,4790	0,5130	9	0,3804	0,2946	0,5004	0,4629	0,4229
10	0,4515	0,4344	0,3540	0,3395	0,4113	10	0,3964	0,5679	0,4425	0,4509	0,4161
11	0,3612	0,1904	0,4350	0,4266	0,3200	11	0,4179	0,3337	0,4309	0,4845	0,3688
12	0,4340	0,4613	0,4880	0,4509	0,4792	12	0,6329	0,6461	0,5716	0,5529	0,5869
13	0,5087	0,5409	0,4767	0,4826	0,4655	13	0,6180	0,5927	0,5359	0,5416	0,6455
14	0,4926	0,5026	0,5505	0,5082	0,3731	14	0,2823	0,3694	0,3744	0,3798	0,2749
15	0,5293	0,3913	0,4661	0,4944	0,4423	15	0,3245	0,1220	0,3601	0,3321	0,4235
16	0,4822	0,2894	0,5204	0,5209	0,3252	16	0,5433	0,2439	0,5239	0,4860	0,3279
17	0,3767	0,3272	0,4947	0,5002	0,2588	17	0,5861	0,4810	0,5207	0,5603	0,5762
18	0,5700	0,5880	0,5436	0,5166	0,5399	18	0,3657	0,4613	0,4381	0,4517	0,4675
19	0,4705	0,4714	0,4770	0,5299	0,3993	19	0,5472	0,5558	0,5343	0,5750	0,5612
20	0,5506	0,5495	0,5772	0,5666	0,5790	20	0,6107	0,6460	0,5539	0,5840	0,4519
21	0,5688	0,5561	0,5859	0,6006	0,6163	21	0,5424	0,3304	0,5090	0,4913	0,4981
22	0,4460	0,4177	0,5125	0,5064	0,5293	22	0,4483	0,4700	0,5354	0,5710	0,4576
23	0,5551	0,5633	0,5435	0,5460	0,4814	23	0,4109	0,4673	0,5099	0,5223	0,4356
24	0,3877	0,4024	0,4937	0,4707	0,4851	24	0,3689	0,4409	0,4576	0,4780	0,4644
25	0,5464	0,5617	0,5898	0,5446	0,5109	25	0,4101	0,5450	0,5452	0,5360	0,4675
26	0,2366	0,1971	0,4716	0,4571	0,4887	26	0,2344	0,2132	0,4626	0,4484	0,4671
27	0,4318	0,5246	0,4340	0,4584	0,2735	27	0,3496	0,3889	0,4211	0,5094	0,3485
28	0,4703	0,6037	0,5307	0,5597	0,5145	28	0,5258	0,6439	0,4885	0,5256	0,5393
29	0,5193	0,5152	0,4988	0,5172	0,4859	29	0,5284	0,4995	0,4751	0,4666	0,5685
30	0,3271	0,5015	0,5240	0,5523	0,4922	30	0,5661	0,6004	0,5496	0,5703	0,5600
31	0,5551	0,5701	0,5601	0,5707	0,5346	31	0,2631	0,2900	0,4146	0,4411	0,2954
32	0,4457	0,3415	0,4744	0,5149	0,4086	32	0,5389	0,4384	0,4862	0,4815	0,5008
33	0,5121	0,4314	0,4919	0,5030	0,4399	33	0,5309	0,4831	0,5196	0,5308	0,5390
34	0,4884	0,4605	0,4744	0,4256	0,4250	34	0,4354	0,4828	0,4576	0,4605	0,4231
35	0,5172	0,5201	0,5087	0,5262	0,5005	35	0,4203	0,5119	0,5463	0,5446	0,5286

Obr. 6.7: Hodnoty Odhadovanej entropie

Pri meraní v klude, pred záťažou je priemerná hodnota testovaných pacientov $0,4834 \pm 0,0809$ a pri meraní v záťaži spôsobenej počítaním aritmetických príkladov je priemerná hodnota $0,4731 \pm 0,0973$, priemerná hodnota poklesla o približne jednu stotinu. Rozloženie hodnôt všetkých meraní uvedených v tabuľke je možné vidieť na nasledujúcom obrázku 6.8.



Obr. 6.8: Graf rozloženia hodnôt Odhadovanej entropie

U parametru Approximate entropy štatistický test vypočítal hodnotu vyššiu ako u ostatných spomenutých parametrov v kapitole č.6. P-hodnota v tomto prípade je 0,178, čo je viac ako 0,05 a tento parameter pri sa pri danej hladine významnosti mal považovať za štatisticky nevýznamný. U jednotlivých elektród sú všetky hodnoty štatistickej významnosti v intervale 0,26 - 0,95, preto u tohoto parametru štatistickú významnosť potvrdiť nie je možné.

6.5 Výsledky po filtrácii dát

Na dátach boli urobené dva typy filtrácie na rôzne frekvencie s očakávaním lepších výsledkov na jednotlivých elektródach. Očakávanie však nebolo naplnené u žiadneho z parametrov. Výsledky po obidvoch filtráciách po spracovaní ostávajú také, na základe ktorých nie je možné urobiť jasný záver, že sa hodnota zmenila tým, že človek prešiel z kludu do aktivity alebo z aktivity do kludu. Zmenu zo skúmaných parametrov je možné pozorovať len u parametru Odhadovaná entropia. Výsledkom parametru Odhadovaná entropia bude venovaná nasledujúca podkapitola. U ostatných parametrov Hurstov exponent, Lyapunov exponent a Korelačná dimenzia očakávaná zmena nenastala a ich výsledky sa dajú prirovnať k výsledkom pred oboma filtráciami. Z tohoto dôvodu tabuľky s výsledkami parametrov Hurstov exponent, Lyapunov exponent a Korelačná Dimenzia nebudú v nasledujúcej kapitole uvedené. Tieto tabuľky s výsledkami je však možné nájsť medzi prílohami práce a slovne popísané výsledky tiež v súhrnnom vyhodnotení v podkapitole 6.6.

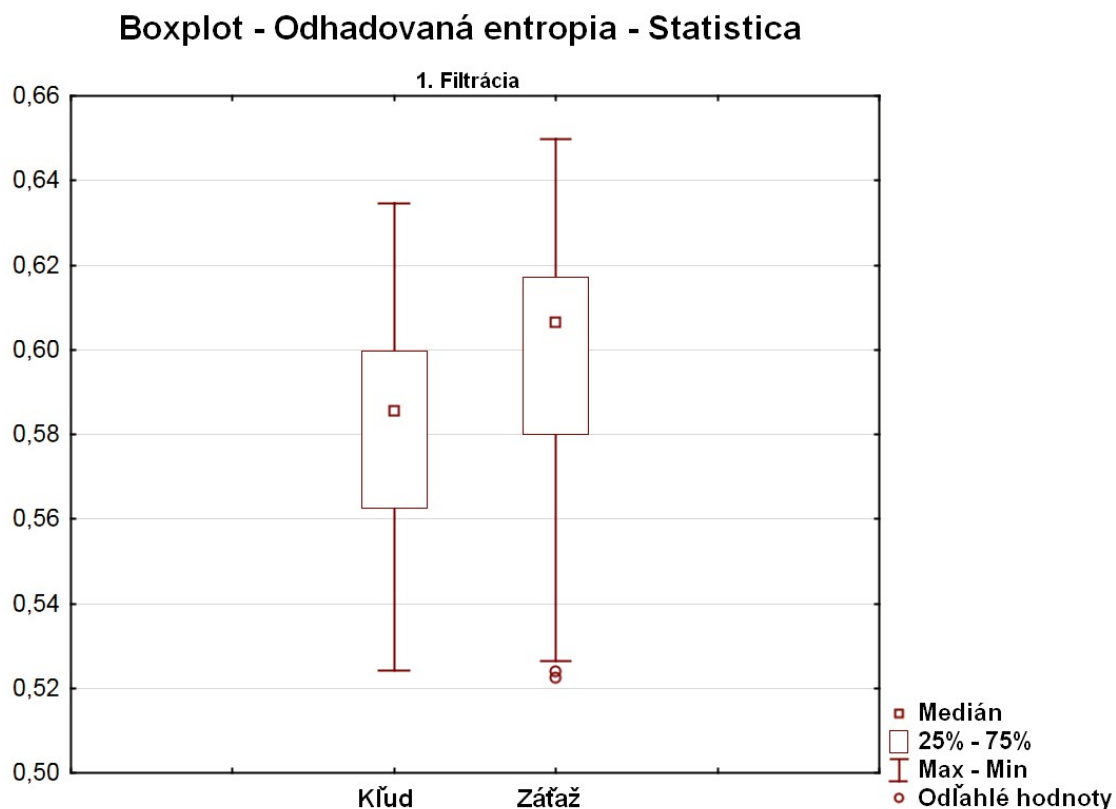
6.5.1 Odhadovaná entropia z filtrovaných signálov

Pri prvej filtrácii, teda signáloch obsahujúcich frekvencie Alfa a Beta vln, sa výsledok z každej z elektród pri samostatnom štatistickom teste dá považovať za štatisticky významný výsledok, najvyššia z p-hodnôt obsiahnutá v tomto súbore (jedná sa o p-hodnoty jednotlivých elektród) je $p=0,007$ čo je menej ako hladina významnosti $p=0,05$. V nasledujúcej tabuľke je možné vidieť výsledky parametru Odhadovaná entropia po prvej filtrácii, teda výpočet zo signálov obsahujúcich frekvencie 8 - 35Hz. Väčšia časť tabuľky je vyznačená červenou farbou, nakoľko tento výsledok poukazuje na opačné výsledky, ako tie, ktoré v kapitole č.3 popisuje štúdia venovaná aj Odhadovanej entropii. [24] Rozdiel je však možné vidieť v počte dvojíc signálov, ktoré sa zhodujú v tom, že Odhadovaná entropia v tomto prípade pri mentálnej záťaži mierne stúpla.

Odhadovaná entropia v kľude						Odhadovaná entropia pri záťaži					
	C4	P3	P4	O1	O2		C4	P3	P4	O1	O2
1	0,6101	0,5760	0,5746	0,5731	0,5593	1	0,6124	0,6167	0,6127	0,5840	0,5595
2	0,6171	0,6207	0,6117	0,6106	0,6123	2	0,6266	0,6210	0,6145	0,6161	0,6102
3	0,6068	0,5947	0,5973	0,6025	0,5936	3	0,6224	0,6107	0,6086	0,6197	0,6030
4	0,5567	0,5506	0,5445	0,5428	0,5507	4	0,5844	0,6040	0,6055	0,5982	0,6001
5	0,6160	0,5918	0,5830	0,5874	0,5820	5	0,6168	0,6008	0,6076	0,6093	0,6105
6	0,5821	0,5606	0,5614	0,5423	0,5391	6	0,6055	0,5926	0,5726	0,5490	0,5510
7	0,6024	0,6000	0,5858	0,6099	0,5860	7	0,6323	0,6451	0,6303	0,6497	0,6296
8	0,5961	0,5666	0,5730	0,5868	0,5864	8	0,6207	0,6060	0,6091	0,5638	0,5965
9	0,5920	0,5887	0,5865	0,5834	0,5787	9	0,6103	0,5961	0,6016	0,5972	0,5982
10	0,5687	0,5919	0,5749	0,5740	0,5689	10	0,5666	0,5984	0,5569	0,5635	0,5712
11	0,6081	0,5600	0,5865	0,5849	0,5962	11	0,6095	0,5634	0,5772	0,5324	0,5361
12	0,6262	0,6243	0,6205	0,6065	0,6000	12	0,6434	0,6369	0,6330	0,6382	0,6359
13	0,6075	0,5872	0,5879	0,5334	0,5501	13	0,5730	0,5524	0,5373	0,5264	0,5325
14	0,6346	0,6253	0,6183	0,6236	0,6250	14	0,6155	0,6172	0,6112	0,6031	0,6129
15	0,6187	0,5995	0,5976	0,5863	0,5889	15	0,6303	0,6211	0,6231	0,6287	0,6250
16	0,5821	0,5527	0,5460	0,5385	0,5426	16	0,6064	0,5709	0,5447	0,5225	0,5240
17	0,6152	0,5975	0,5914	0,5818	0,5790	17	0,6203	0,6182	0,6143	0,6068	0,6079
18	0,6297	0,6004	0,6031	0,5602	0,5875	18	0,6306	0,6226	0,6064	0,5955	0,6067
19	0,6018	0,5925	0,5834	0,5693	0,5744	19	0,6224	0,6221	0,6243	0,6196	0,6186
20	0,6024	0,5642	0,5510	0,5552	0,5454	20	0,6330	0,6138	0,6159	0,6122	0,6212
21	0,6011	0,5930	0,5911	0,5833	0,5850	21	0,6150	0,6160	0,6178	0,6202	0,6204
22	0,6150	0,6134	0,6113	0,6028	0,5994	22	0,6193	0,6028	0,6219	0,5829	0,6021
23	0,6054	0,5871	0,5856	0,5563	0,5739	23	0,6031	0,6102	0,5800	0,5756	0,5499
24	0,5680	0,5625	0,5476	0,5291	0,5241	24	0,5994	0,5838	0,5867	0,5542	0,5447
25	0,6169	0,6016	0,5762	0,5921	0,5677	25	0,6255	0,6067	0,5979	0,6059	0,5880
26	0,5534	0,5373	0,5441	0,5530	0,5540	26	0,5588	0,5432	0,5327	0,5432	0,5269
27	0,5846	0,5505	0,5589	0,5352	0,5358	27	0,6208	0,6093	0,6113	0,5794	0,5741
28	0,5982	0,5953	0,5972	0,5862	0,5748	28	0,6099	0,6259	0,6210	0,6088	0,5795
29	0,5959	0,5952	0,5909	0,5971	0,5764	29	0,6080	0,6087	0,6076	0,6127	0,5907
30	0,5886	0,5758	0,5688	0,5622	0,5522	30	0,6003	0,5720	0,5665	0,5504	0,5444
31	0,5540	0,5576	0,5515	0,5422	0,5550	31	0,6010	0,5978	0,5942	0,5935	0,5762
32	0,5734	0,5890	0,5863	0,5737	0,5698	32	0,6033	0,6102	0,6029	0,5790	0,5558
33	0,5702	0,5738	0,5626	0,6214	0,6079	33	0,5732	0,5828	0,5742	0,6237	0,6083
34	0,5998	0,5721	0,5699	0,5574	0,5670	34	0,6147	0,6160	0,6039	0,5980	0,5962
35	0,6075	0,5811	0,5895	0,5819	0,6045	35	0,6193	0,6046	0,6096	0,6083	0,6278

Obr. 6.9: Hodnoty Odhadovanej entropie po prvej filtrácii

Grafické zobrazenie hodnôt Odhadovanej entropie po 1. filtrácii je možné vidieť na nasledujúcom grafe.



Obr. 6.10: Graf rozloženia hodnôt Odhadovanej entropie po 1.filtrácii

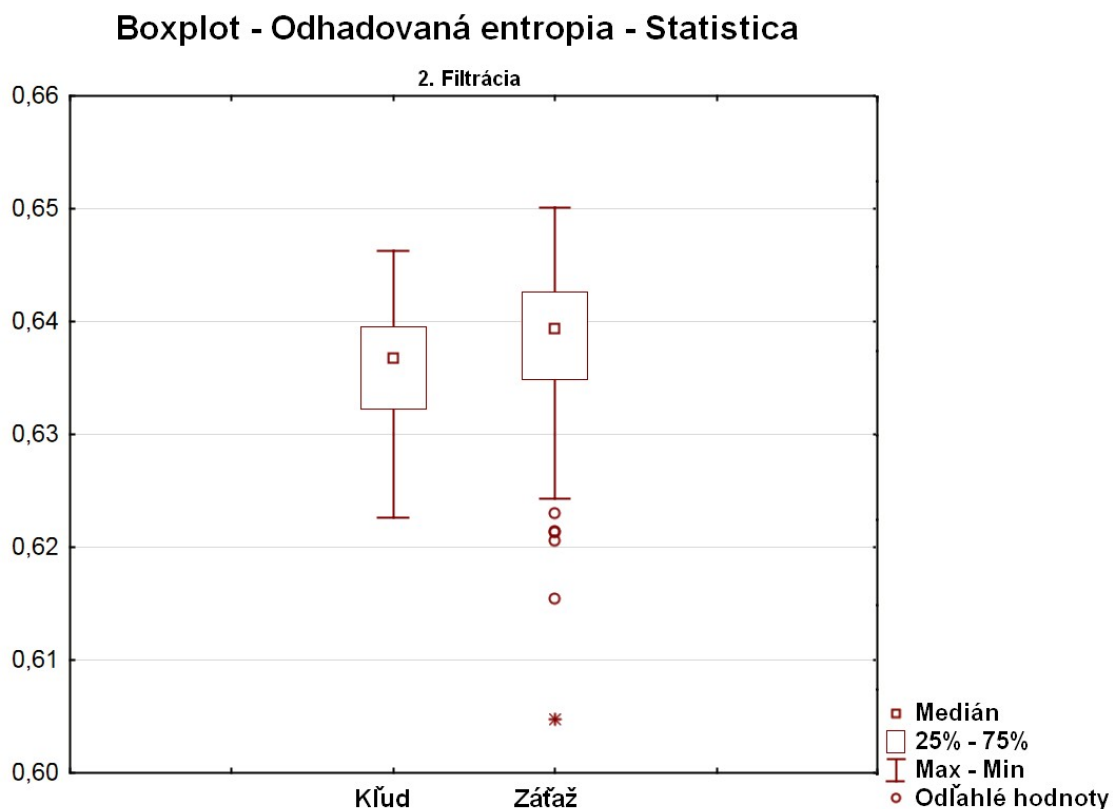
Druhá filtrácia ukázala podobný výsledok ako prvá filtrácia. Po druhej filtrácii sa v signále nachádzajú len frekvencie 13-35Hz, teda frekvencie z rozsahu Beta vln. Výsledok je opäť viditeľne zmenený oproti výpočtom zo signálov bez filtrácie, avšak v tabuľke sú opäť hodnoty v červenom, nakoľko výsledok sa nezhoduje s výsledkom z danej štúdie. Rovnako to ale znamená aj v tomto prípade, že hodnota počas prechodu z kludového stavu do stavu záťaže mierne stúpla. Hodnota označená žltou farbou je úplne rovnaká pred záťažou aj počas záťaže, medzi výsledkami sa objavila takáto hodnota len jedna.

Výsledky po druhej filtrácii je možné vidieť v nasledujúcej tabuľke.

	Odhadovaná entropia v kľude						Odhadovaná entropia pri záťaži				
	C4	P3	P4	O1	O2		C4	P3	P4	O1	O2
1	0,6396	0,6348	0,6318	0,6333	0,6321	1	0,6417	0,6415	0,6390	0,6391	0,6354
2	0,6387	0,6380	0,6352	0,6339	0,6313	2	0,6414	0,6400	0,6374	0,6344	0,6372
3	0,6343	0,6335	0,6359	0,6396	0,6316	3	0,6419	0,6321	0,6363	0,6319	0,6289
4	0,6393	0,6325	0,6361	0,6345	0,6379	4	0,6389	0,6370	0,6417	0,6407	0,6311
5	0,6310	0,6298	0,6319	0,6312	0,6249	5	0,6349	0,6300	0,6334	0,6281	0,6277
6	0,6402	0,6412	0,6375	0,6387	0,6394	6	0,6425	0,6437	0,6468	0,6396	0,6389
7	0,6388	0,6421	0,6384	0,6463	0,6408	7	0,6438	0,6485	0,6459	0,6501	0,6482
8	0,6410	0,6408	0,6390	0,6410	0,6392	8	0,6417	0,6403	0,6380	0,6154	0,6395
9	0,6403	0,6313	0,6298	0,6252	0,6296	9	0,6367	0,6271	0,6258	0,6265	0,6230
10	0,6380	0,6405	0,6392	0,6347	0,6388	10	0,6419	0,6392	0,6388	0,6354	0,6339
11	0,6419	0,6360	0,6428	0,6377	0,6367	11	0,6371	0,6279	0,6289	0,6214	0,6279
12	0,6416	0,6413	0,6407	0,6298	0,6275	12	0,6447	0,6455	0,6427	0,6454	0,6434
13	0,6344	0,6361	0,6368	0,6315	0,6296	13	0,6403	0,6411	0,6402	0,6386	0,6426
14	0,6453	0,6428	0,6427	0,6409	0,6456	14	0,6423	0,6434	0,6447	0,6426	0,6424
15	0,6415	0,6333	0,6325	0,6347	0,6306	15	0,6403	0,6370	0,6352	0,6368	0,6378
16	0,6339	0,6352	0,6365	0,6342	0,6344	16	0,6351	0,6311	0,6250	0,6304	0,6213
17	0,6383	0,6395	0,6370	0,6348	0,6365	17	0,6456	0,6390	0,6415	0,6326	0,6347
18	0,6455	0,6407	0,6413	0,6316	0,6324	18	0,6460	0,6455	0,6438	0,6360	0,6413
19	0,6365	0,6369	0,6367	0,6363	0,6342	19	0,6392	0,6434	0,6428	0,6416	0,6415
20	0,6417	0,6380	0,6393	0,6375	0,6405	20	0,6437	0,6405	0,6401	0,6459	0,6454
21	0,6316	0,6303	0,6267	0,6250	0,6250	21	0,6389	0,6389	0,6399	0,6372	0,6368
22	0,6380	0,6367	0,6395	0,6288	0,6323	22	0,6425	0,6415	0,6415	0,6415	0,6437
23	0,6358	0,6373	0,6302	0,6277	0,6235	23	0,6397	0,6394	0,6256	0,6206	0,6048
24	0,6388	0,6374	0,6352	0,6340	0,6343	24	0,6423	0,6392	0,6389	0,6361	0,6359
25	0,6429	0,6374	0,6246	0,6342	0,6241	25	0,6427	0,6349	0,6279	0,6366	0,6247
26	0,6320	0,6315	0,6296	0,6341	0,6313	26	0,6332	0,6345	0,6324	0,6369	0,6362
27	0,6394	0,6408	0,6424	0,6388	0,6395	27	0,6452	0,6436	0,6357	0,6435	0,6409
28	0,6404	0,6395	0,6379	0,6404	0,6339	28	0,6428	0,6444	0,6399	0,6406	0,6421
29	0,6382	0,6333	0,6303	0,6278	0,6226	29	0,6385	0,6354	0,6336	0,6293	0,6243
30	0,6338	0,6276	0,6280	0,6267	0,6295	30	0,6375	0,6336	0,6327	0,6330	0,6342
31	0,6395	0,6363	0,6367	0,6336	0,6370	31	0,6400	0,6376	0,6332	0,6400	0,6386
32	0,6436	0,6404	0,6419	0,6419	0,6382	32	0,6436	0,6459	0,6440	0,6452	0,6385
33	0,6391	0,6418	0,6387	0,6461	0,6462	33	0,6428	0,6439	0,6414	0,6496	0,6485
34	0,6416	0,6283	0,6342	0,6244	0,6324	34	0,6434	0,6428	0,6448	0,6420	0,6412
35	0,6355	0,6383	0,6373	0,6404	0,6431	35	0,6422	0,6370	0,6349	0,6399	0,6444

Obr. 6.11: Hodnoty Odhadovanej entropie po druhej filtrácii

Nasledujúci graf ukazuje rozloženie hodnôt Odhadovanej entropie po 2. filtrácii



Obr. 6.12: Graf rozloženia hodnôt Odhadovanej entropie po 2.filtrácii

6.6 Súhrnné vyhodnotenie

Na nasledujúcich obrázkoch je možné vidieť zhrnuté priemerné výsledky zo všetkých záznamov testovanej skupiny ľudí spracovaných v tejto práci. Zelenou farbou sú vyznačené tie elektródy, z ktorých signály vykazujú štatistickú významnosť pri porovnávaní dvojice pred záťažou a počas záťaže. Kompletná tabuľka obsahujúca priemery jednotlivých kategórií, smerodajné odchýlky a p-hodnoty sa nachádza aj v priloženom archíve tejto práce. V priloženom archíve je tiež možné vidieť kompletnú tabuľku číselných výsledkov a tiež tabuľky výsledkov parametrov po filtrácii, ktoré v práci neboli vyobrazené.

6.6.1 Súhrn Hurstov exponent

U parametru Hurstov exponent je možné potvrdiť štatistickú významnosť len v prípade elektródy F4 na signáloch bez dodatočnej filtrácie na určitý typ vln.

Hodnoty boli pôvodne v intervale okolo čísla 0,8 pred aj počas záťaže. Po dodatočnej filtrácii sa interval presunul k hodnotám približne 0,2-0,3.

Štúdia v podkapitole 3.4 venovaná Hurstovmu exponentu predpokladá stúpanie tohoto parametru pri záťaži. Na základe týchto konkrétnych výsledkov sa nedá jednoznačne povedať, či parameter pri prechode z kludu do záťaže spôsobenej počítaním príkladov zmení hodnotu jedným, či druhým smerom.

Hurstov exponent	Hodnota v klude	Hodnota pri záťaži	p-hodnota
elektróda Fp1	0,7254 +- 0,0522	0,7385 +- 0,0405	0,4573
elektróda Fp2	0,7632 +- 0,0456	0,7649 +- 0,0530	0,6010
elektróda F3	0,7553 +- 0,0426	0,7664 +- 0,0335	0,1794
elektróda F4	0,7657 +- 0,0556	0,7862 +- 0,0455	0,0500
elektróda F7	0,8485 +- 0,0502	0,8454 +- 0,0351	0,8622
1. Filtrácia 8 - 35 Hz			
elektróda C4	0,2751 +- 0,0339	0,2725 +- 0,0287	0,3598
elektróda P3	0,2718 +- 0,0285	0,2625 +- 0,0336	0,0851
elektróda P4	0,2735 +- 0,0295	0,2745 +- 0,0319	0,4444
elektróda O1	0,2755 +- 0,0289	0,2657 +- 0,0399	0,0920
elektróda O2	0,2723 +- 0,0353	0,2664 +- 0,0358	0,2366
2. Filtrácia 13 - 35 Hz			
elektróda C4	0,2041 +- 0,0317	0,2007 +- 0,0281	0,3297
elektróda P3	0,2131 +- 0,0343	0,2088 +- 0,0276	0,2855
elektróda P4	0,2127 +- 0,0344	0,2063 +- 0,0283	0,1869
elektróda O1	0,2124 +- 0,0280	0,2029 +- 0,0281	0,0925
elektróda O2	0,2112 +- 0,0339	0,2082 +- 0,0285	0,3500

Obr. 6.13: Súhrnný prehľad výsledkov Hurstovho exponentu

6.6.2 Súhrn Korelačná dimenzia

Parameter Korelačná dimenzia vykazuje štatistickú významnosť v prípade elektród O2 a C3 v signáloch po druhej dodatočnej filtrácii, teda signáloch, v ktorých ostalo výhradne frekvenčné pásmo Beta vln.

Štúdia v podkapitole 3.3, venovaná aj Korelačnej dimenzii poukazuje na stúpanie tohoto parametru pri stúpaní zložitosti aritmetickej úlohy a teda stúpaní záťaže mozgu.

Niektoré z výsledkov potvrdzujú predpoklad spomínanej štúdie, avšak opäť nie je možné jednoznačne zhodnotiť, že trend zmeny sa zhoduje s tým, čo predpokladala štúdia.

Korelačná Dimenzia	Hodnota v kľude	Hodnota pri záťaži	p-hodnota
elektróda Fp1	1,9666 +- 0,0422	1,9674 +- 0,0446	0,9398
elektróda Fp2	1,9635 +- 0,0487	1,9728 +- 0,0580	0,4928
elektróda F3	1,9635 +- 0,0460	1,9847 +- 0,0573	0,0879
elektróda F4	1,9788 +- 0,0499	1,9952 +- 0,0558	0,1647
elektróda F7	1,9617 +- 0,0490	1,9856 +- 0,0480	0,0607
1. Filtrácia 8 - 35 Hz			
elektróda C4	1,9912 +- 0,0477	1,9956 +- 0,0564	0,7502
elektróda P3	1,9992 +- 0,0504	1,9873 +- 0,0463	0,2617
elektróda P4	1,9929 +- 0,0475	1,9812 +- 0,0463	0,3732
elektróda O1	1,9906 +- 0,0423	1,9938 +- 0,0449	0,7689
elektróda O2	1,9909 +- 0,0526	1,9871 +- 0,0452	0,7484
2. Filtrácia 13 - 35 Hz			
elektróda C4	1,9850 +- 0,0472	2,0012 +- 0,0445	0,1858
elektróda P3	1,9809 +- 0,0394	2,0110 +- 0,0481	0,0091
elektróda P4	1,9859 +- 0,0422	2,0136 +- 0,0453	0,0216
elektróda O1	2,0089 +- 0,0583	2,0027 +- 0,0469	0,5508
elektróda O2	1,9966 +- 0,0587	2,0042 +- 0,0583	0,6038

Obr. 6.14: Súhrnný prehľad výsledkov Korelačnej dimenzie

6.6.3 Súhrn Lyapunov exponent

Lyapunov exponent je štatisticky významný pri výsledkoch z elektród Fp1, Fp2, F3 a F4 pred dodatočnou filtráciou signálov a následne po prvej filtrácii štatistickú významnosť vykazujú aj výsledky z elektródy O2.

Tomuto parametru sa z uvedených štúdií venuje len prvá spomenutá štúdia, v podkapitole 3.1., kde hodnota parametru klesá s klesaním záťaže mozgu. Predpoklad by teda mal byť, že výsledok počas záťaže bude vyšší, ako výsledok v klude - tento predpoklad však výsledky niektorých elektród nepotvrdili. V danej štúdii sa jednalo o rozdielny typ testovania a preto sa výsledok môže líšiť.

Lyapunov exponent	Hodnota v klude	Hodnota pri záťaži	p-hodnota
elektróda Fp1	3,5777 +- 0,0744	3,5452 +- 0,0846	0,0209
elektróda Fp2	3,5751 +- 0,0683	3,5427 +- 0,0842	0,0223
elektróda F3	3,6247 +- 0,0655	3,5968 +- 0,0740	0,0280
elektróda F4	3,6275 +- 0,0646	3,6045 +- 0,0719	0,0468
elektróda F7	3,5736 +- 0,0637	3,5557 +- 0,0762	0,1297
1. Filtrácia 8 - 35 Hz			
elektróda C4	3,6810 +- 0,0223	3,6849 +- 0,0291	0,5352
elektróda P3	3,6567 +- 0,0362	3,6741 +- 0,363	0,0083
elektróda P4	3,6713 +- 0,0442	3,6775 +- 0,343	0,3918
elektróda O1	3,6453 +- 0,0433	3,6514 +- 0,449	0,4037
elektróda O2	3,6482 +- 0,0378	3,6533 +- 0,439	0,5300
2. Filtrácia 13 - 35 Hz			
elektróda C4	3,6166 +- 0,0288	3,6170 +- 0,0255	0,9432
elektróda P3	3,6240 +- 0,0305	3,6206 +- 0,0341	0,6545
elektróda P4	3,6300 +- 0,0284	3,6264 +- 0,0348	0,6416
elektróda O1	3,6262 +- 0,0289	3,6236 +- 0,0281	0,6513
elektróda O2	3,6295 +- 0,0314	3,6215 +- 0,0287	0,1998

Obr. 6.15: Súhrnný prehľad výsledkov Lyapunovho exponentu

6.6.4 Súhrn Odhadovaná entropia

Parameter Odhadovaná entropia je z pohľadu na dodatočné filtrácie najzaujímavejší. Ako je možné vidieť v súhrnnej tabuľke s výsledkami tohoto parametru, pred filtráciou nevykazovali štatistickú významnosť žiadne výsledky. Po prvej filtrácii sú výsledky zo všetkých elektród (C4,P3,P4,O1 a O2) štatisticky významné a následne po druhej filtrácii na frekvencie beta vln ostávajú štatisticky významné len výsledky z elektród C4 a P3.

Štúdia venovaná Odhadovanej entropii v podkapitole 3.3 predpokladá mierne klesanie parametru so stúpaním záťaže mozgu. Tento predpoklad by mohli potvrdiť len výsledky vypočítané pred dodatočnými filtráciami, ktoré však nevykazujú štatistickú významnosť. Výsledky, ktoré sú získané následne po filtráciách poukazujú na opačnú zmenu a to mierne vyššiu hodnotu parametru v záťaži oproti hodnote v kľude.

Odhadovaná entropia	Hodnota v kľude	Hodnota pri záťaži	p-hodnota
elektróda Fp1	0,4788 +- 0,0862	0,4553 +- 0,1113	0,2619
elektróda Fp2	0,4681 +- 0,1047	0,4529 +- 0,1336	0,4764
elektróda F3	0,5020 +- 0,0535	0,4921 +- 0,0591	0,4306
elektróda F4	0,5056 +- 0,0527	0,5014 +- 0,0558	0,6973
elektróda F7	0,4626 +- 0,0887	0,4637 +- 0,0977	0,9558
1. Filtrácia 8 - 35 Hz			
elektróda C4	0,5973 +- 0,0213	0,6101 +- 0,0194	0,000026
elektróda P3	0,5837 +- 0,0219	0,6034 +- 0,0223	0,000001
elektróda P4	0,5803 +- 0,0211	0,5981 +- 0,0259	0,000083
elektróda O1	0,5750 +- 0,0261	0,5906 +- 0,0323	0,001120
elektróda O2	0,5741 +- 0,0236	0,5867 +- 0,0327	0,007422
2. Filtrácia 13 - 35 Hz			
elektróda C4	0,6386 +- 0,0037	0,6410 +- 0,0031	0,000047
elektróda P3	0,6366 +- 0,0042	0,6390 +- 0,0053	0,001390
elektróda P4	0,6358 +- 0,0047	0,6376 +- 0,0060	0,072267
elektróda O1	0,6346 +- 0,0056	0,6367 +- 0,0078	0,131699
elektróda O2	0,6339 +- 0,0061	0,6359 +- 0,0089	0,111931

Obr. 6.16: Súhrnný prehľad výsledkov Odhadovanej entropie

Všetky štyri vybrané parametre boli otestované na vybranom súbore dát a výsledky boli zhrnuté v tabuľkách vyššie. Niektoré sa zhodnú s výsledkom vedeckých štúdií v tom, či daný parameter pri prechode mozgu zo stavu kludu do stavu mentálnej záťaže stúpne, či klesne, či sa to prejaví, alebo je táto zmena nebadateľná. Výsledky nie sú natoľko presvedčivé, aby sme na základe nich boli schopní urobiť konkrétny záver, že vieme rozlíšiť dvojicu EEG signálov na kludové a aktívne. Úspešnosť takéhoto roztriedenia je závislá na konkrétnych EEG dátach, ovplyvniť nepriaznivým smerom ju môže čokoľvek, či nesprávna predpríprava dát, či množstvo šumu či nežiadúce úseky v signále. Rozdiel oproti iným výsledkom môžu taktiež vyvolať rozdielne dáta, od ľudí napríklad zdravých, alebo chorých. Pokus o zlepšenie úspešnosti roztriedenia bol urobený pomocou dvoch dodatočných filtrácií signálov, kde po vyfiltrovaní ostali v signále výhradne frekvenčné pásma Alfa a Beta vln, či neskôr len samotných Beta vln, ktoré sú v EEG signále spájané s aktivitou. Zmena bola zaznamenaná len pri parametri Odhadovaná entropia, kde by najúspešnejšie boli roztriedené signály, ktoré obsahovali frekvencie Alfa a Beta vln, všetky výsledky z tejto kategórie vykazovali štatistickú významnosť. U ostatných parametrov Hurstov exponent, Lyapunov exponent a Korelačná dimenzia nebola po dodatočných filtráciách viditeľná zmena na výsledkoch.

Záver

Cielom tejto bakalárskej práce bolo nájsť a otestovať parametre, na základe výsledku ktorých je možné zatriediť EEG signály do rôznych skupín. Na problematiku bolo možné zamerať sa z viacerých rôznych pohľadov, triediť na základe signálov ľudí do kategórií zdravých/chorých, spiacich/prebudených či oddychujúcich/rozmýšľajúcich. V tejto práci bolo zvolené konkrétne triedenie EEG signálov na signály v klude a signály pri záťaži mozgu spôsobenej počítaním matematických úloh. Na základe predošlých výskumov, štúdií a preštudovanej odbornej literatúry sme na roztriedenie takýchto signálov vybrali a testovali parametre Korelačná dimenzia, Odhadovaná entropia, Hurstov exponent a Lyapunov exponent. Funkčnosť a úspešnosť vybraných parametrov sme otestovali na súbore dát, pozostávajúcom zo 70 EEG signálov, z verejne prístupnej databázy PhysioNet. Testovanie prebehlo pomocou algoritmov v programe Matlab, následné štatistické spracovanie bolo urobené pomocou programu Statistica a Microsoft Excel. Výsledky výpočtov sú zosumarizované v súhrnných tabuľkách v poslednej kapitole tejto práce. Kompletne výsledky v rozsiahlejších tabuľkách je možné prehliadnúť v prílohe tejto práce.

U všetkých štyroch vybraných parametrov boli zaznamenané zmeny hodnôt medzi jednotlivými dvojicami signálov. Niektoré parametre ukázali zmeny väčšie, iné ukázali zmeny takmer nebadateľné. Dodatočnou filtráciou so snahou o zvýšenie kvality roztriedenia na základe daných parametrov sa zlepšila úspešnosť roztriedenia u parametru Odhadovaná Entropia. Výsledky sa v niektorých prípadoch nezhodovali s výsledkami spomenutých vedeckých štúdií, dôvodov nezhody mohlo byť viac, od rozdielnych dát, či už typom alebo veľkosťou testovacieho súboru, cez rozdiely v spracovaní, či rozdielom experimente ako téma vedeckej štúdie - niektoré porovnávali zmenu medzi kludom a skladaním hlavolamu, iné zas medzi kludom a počúvaním hudby. Dáta použité v tejto práci hľadali rozdielne hodnoty parametrov medzi človekom v klude a tým istým človekom počítajúcim príklady.

EEG signál je signál pomerne zložitý a ťažko predvídateľný. Dosahovaná úspešnosť zatriedenia do vopred určených skupín pri podobnom type spracovania nebýva na úrovni 100 percent. V prípade výsledkov tejto práce by bolo správne zatriedených približne 60 percent signálov (u parametru Odhadovaná entropia po dodatočných filtráciách toto číslo stúplo takmer na 80 percent). Na základe 60 percentnej úspešnosti nie je možné urobiť jasný a presvedčivý záver, že vybraná metóda funguje spoľahlivo. Tento, alebo podobné spôsoby triedenia signálov z ľudského mozgu by však pri vyššej dosiahnutej úspešnosti mohli byť veľmi prospešné nie len v zdravotníckom, ale aj v technickom smere. Vyššia úspešnosť by mohla byť dosiahnutá rozlišovaním iných EEG signálov, snímaných v iných zaujímavých, prípadne inak rozdielnych podmienkach. Táto práca však potvrdzuje, že medzi dvomi signálmi z

ľudského mozgu nasnímané v klude a pri mentálnej záťaži sú viaceré rozdiely, ktoré voľným okom nie je možné vidieť.

V dnešnej dobe je technológia na vysokej úrovni, množstvo moderných a dobre vybavených výskumných tímov analyzuje signály z ľudského mozgu. V blízkej budúcnosti by podobné výskumy mohli viesť napríklad k rôznym technickým BCI aplikáciám, teda ovládaním technológií pomocou mozgu, myšlienkami, prípadne z medicínskeho hľadiska napríklad ovládaniu postihnutých častí tela priamo mozgom u ľudí s rôznymi typmi zdravotných problémov. Jedným z ideálnych cieľov by bolo však čo najviac zvýšiť dosahovanú úspešnosť pri práci s EEG signálmi a tým zlepšiť znalosti ľudstva z oblasti ľudského mozgu.

Literatúra

- [1] LA VAQUE, T. J. The History of EEG Hans Berger. *Journal of Neurotherapy*. 1999, **3**(2), 1-9. DOI: 10.1300/J184v03n02_01. ISSN 1087-4208. Dostupné také z: <http://www.isnr-jnt.org/article/view/17220>
- [2] SYSLOVÁ, Zuzana, Dušan SYSEL, Oto MASÁR, Eliška KUBÍKOVÁ a Mária BROZMANOVÁ. *Elektroencefalografia v praxi*. Brno: Tribun EU, 2010. Librix.sk. ISBN 978-80-7399-913-1.
- [3] MANSOR, Wahidah, Mohd Shaifulrizal ABD RANI a Nurfatehah WAHY. Integrating Neural Signal and Embedded System for Controlling Small Motor. *Advances in Mechatronics*. InTech, 2011, 2011-08-29. DOI: 10.5772/22210. ISBN 978-953-307-373-6. Dostupné také z: <http://www.intechopen.com/books/advances-in-mechatronics/integrating-neural-signal-and-embedded-system-for-controlling-small-motor>
- [4] HERWIG, Uwe, Peyman SATRAPI a Carlos SCHÖNFELDT-LECUONA. Using the International 10-20 EEG System for Positioning of Transcranial Magnetic Stimulation. *Brain Topography*. 2003, **16**(2), 95-99. DOI: 10.1023/B:BRAT.0000006333.93597.9d. ISSN 0896-0267. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1023/B:BRAT.0000006333.93597.9d>
- [5] *Video-EEG Monitoring* [online]. [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: <https://www.epilepsy.com/learn/professionals/about-epilepsy-seizures/classifying-seizures/nonpileptic-seizures/diagnosis-1>
- [6] TEPLAN, Michal. Fundamental of EEG Measurement. *MEASUREMENT SCIENCE REVIEW*. 2002, **2002**(2), 1-11.
- [7] MIERTOVÁ, Michaela a Martina TOMAGOVÁ. A KOL. *Ošetrovatelstvo v neurológii*. 2014. ISBN 978-80-89544-71-4. Dostupné na: <http://osevneu.jfmed.uniba.sk/>.
- [8] *Was ist das Elektroenzephalogramm? (EEG)* [online]. [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: <https://de.thpanorama.com/blog/psicologia/qu-es-el-electroencefalograma-eeg.html>
- [9] SHERLIN, Leslie H. Diagnosing and treating brain function through the use of low resolution brain electromagnetic tomography (LORETA). *Introduction to Quantitative EEG and Neurofeedback: Advanced Theory and Applications* [online]. Second Edition. Elsevier, 2009, s. 83-102 [cit. 2020-06-05]. ISBN 978-0-12-374534-7. Dostupné z: <http://brainmaster.com/software/pubs/bud.pdf>

- [10] BABLANI, Annushree a Prakriti TRIVEDI. Comparing Data of Left and Right Hemisphere of Brain Recorded using EEGLAB. *Computation and Communication Technologies*. ISBN 978-3-11-045010-1.
- [11] JALALI, Zahra a Hemant K. SAWANT. Detection and Classification of EEG Waves. *Oriental Journal of Computer Science and Technology*. 2010, **2010**(2), 207-213. ISSN 0974-6471. Dostupné také z: <http://www.computerscijournal.org/vol3no1/detection-and-classification-of-eeg-waves/>
- [12] *Mental Health Daily: 5 Types Of Brain Waves Frequencies: Gamma, Beta, Alpha, Theta, Delta* [online]. 2014 [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: <https://mentalhealthdaily.com/2014/04/15/5-types-of-brain-waves-frequencies-gamma-beta-alpha-theta-delta/>
- [13] Case Report Seizure Localization in Patients with Multiple Tubers. In: *Journal of Epilepsy Research* [online]. [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: <https://www.j-epilepsy.org/journal/Figure.php?xn=er-2-1-16-5.xmlid=>
- [14] *Entropie v pojetí informační vědy* [online]. [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: https://wikisofia.cz/wiki/Entropie_v_pojetí_informační_vědy
- [15] DELGADO-BONAL, Alfonso a Alexander MARSHAK. Approximate Entropy and Sample Entropy: A Comprehensive Tutorial. *Entropy*. 2019, **21**(6). DOI: 10.3390/e21060541. ISSN 1099-4300. Dostupné také z: <https://www.mdpi.com/1099-4300/21/6/541>
- [16] *Analytics magazine: The Hurst Exponent: Predictability of Time Series* [online]. [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: <http://analytics-magazine.org/the-hurst-exponent-predictability-of-time-series/>
- [17] GENG, Shujuan, Weidong ZHOU, Qi YUAN, Dongmei CAI a Yanjun ZENG. EEG non-linear feature extraction using correlation dimension and Hurst exponent. *Neurological Research*. 2013, **33**(9), 908-912. DOI: 10.1179/1743132811Y.0000000041. ISSN 0161-6412. Dostupné také z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1179/1743132811Y.0000000041>
- [18] WOLF, Alan, Jack B. SWIFT, Harry L. SWINNEY a John A. VASTANO. Determining Lyapunov Exponents from a time series. *Physica 16D*. 1985, , 285-317.
- [19] SAUER, Timothy D. *Attractor reconstruction* [online]. [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: http://www.scholarpedia.org/article/Attractor_reconstruction

- [20] SUBHA, D. Puthankattil, Paul K. JOSEPH, Rajendra ACHARYA U a Choo Min LIM. EEG Signal Analysis: A Survey. *Journal of Medical Systems*. 2010, **34**(2), 195-212. DOI: 10.1007/s10916-008-9231-z. ISSN 0148-5598. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s10916-008-9231-z>
- [21] RODRÍGUEZ-BERMÚDEZ, Germán a Pedro GARCÍA LAENCINA. Analysis of EEG signals using nonlinear dynamics and chaos: A review. *Applied Mathematics Information Sciences*. 2015, **2015**(1), 1-13. DOI: 10.12785/amis/090512. Dostupné tiež z: https://www.researchgate.net/publication/272493243_Analysis_of_EEG_signals_using_n
- [22] NATARAJAN, Kannathal, Rajendra ACHARYA U, Fadhilah ALIAS, Thelma TIBOLENG a Sadasivan K PUTHUSSERYPADY. Nonlinear analysis of EEG signals at different mental states. *BioMedical Engineering OnLine*. 2004, **3**(1), 11. DOI: 10.1186/1475-925X-3-7. ISSN 1475925X. Dostupné také z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-3-7>
- [23] PUTHANKATTIL, Subha D. a Paul K. JOSEPH. Analysis of EEG Signals Using Wavelet Entropy and Approximate Entropy: A Case Study on Depression Patients. *International Journal of Bioengineering and Life Sciences*. 2014, **2014**(vol. 91(7)), 430-434. Dostupné tiež z: <http://publications.waset.org/pdf/9999038>.
- [24] ZARJAM, P., J. EPPS, N. H. LOVELL a FANG CHEN. Characterization of memory load in an arithmetic task using non-linear analysis of EEG signals. *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2012, 2012, **2012**(.), 3519-3522. DOI: 10.1109/EMBC.2012.6346725. ISBN 978-1-4577-1787-1. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6346725/>
- [25] KANOUNIKOV, I.E., E.V. ANTONOVA, B.V. KISELEV a D.R. BELOV. Dependence of one of the fractal characteristics (Hurst exponent) of the human electroencephalogram on the cortical area and type of activity. *IJCNN'99. International Joint Conference on Neural Networks. Proceedings (Cat. No.99CH36339)*. IEEE, 1999, **2002**(99CH36339), 243-246. DOI: 10.1109/IJCNN.1999.831494. ISBN 0-7803-5529-6. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/831494/>
- [26] HOSEINGHOLIZADE, Sima, Mohammad Reza Hashemi GOLPAYGANI a Amin Saburruh MONFARED. Studying emotion through nonlinear processing of EEG. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*. 2012, **2012**(vol. 32),

- 163-169. DOI: 10.1016/j.sbspro.2012.01.026. ISSN 18770428. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877042812000274>
- [27] KUMAR, Yatindra, M. L DEWAL a R. S ANAND. Features extraction of EEG signals using approximate and sample entropy. *2012 IEEE Students' Conference on Electrical, Electronics and Computer Science*. IEEE, 2012, 2012, **2012**, 1-5. DOI: 10.1109/SCEECS.2012.6184830. ISBN 978-1-4673-1515-9. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6184830/>
- [28] ZYMA, Igor, Sergii TUKAEV, Ivan SELEZNOV, Ken KIYONO, Anton POPOV, Mariia CHERNYKH a Oleksii SHPENKOV. Electroencephalograms during Mental Arithmetic Task Performance. *Data*. 2019, 4(1). DOI: 10.3390/data4010014. ISSN 2306-5729. Dostupné také z: <http://www.mdpi.com/2306-5729/4/1/14>
- [29] Matlab: Predictive Maintenance Toolbox. *Mathworks* [online]. [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/products/predictive-maintenance.html>
- [30] Parametrické testy: Párový T-Test. *Biostatistika* [online]. [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: <https://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/Teorie/Predn3/ttest.htm>

Zoznam skratiek

1D	One-Dimensional
ApEn	Approximate Entropy
BCI	Brain-Computer-Interface
CD	Correlation Dimension
EEG	Electroencephalogram
H	Hurst Exponent
HE	Hurst Exponent
LE	Lyapunov Exponent
LLE	Largest Lyapunov Exponent
REM	Rapid Eye Movement
SampEn	Sample Entropy
SD	Standard Deviation

Zoznam príloh

A Obsah priloženého archívu

67

A Obsah priloženého archívu

```
/ ..... Juraj-Kliment-BP-Prilohy.zip
├── BP-JK-Full-ResultTAB.xlsx ..... Tabuľka s číselnými výsledkami
├── BP-JK-Statistic-Results-TAB.xlsx ..... Tabuľka so štatistickými výsledkami
├── BP-JK-ApEn-po-filtrácii.xlsx ..... Výsledky Odhadovanej entropie po filtrácii
├── BP-JK-HE-po-filtrácii.xlsx ..... Výsledky Hurstovho exponentu po filtrácii
├── BP-JK-LLE-po-filtrácii.xlsx ..... Výsledky Lyapunovho exponentu po filtrácii
├── BP-JK-CD-po-filtrácii.xlsx ..... Výsledky Korelačnej dimenzie po filtrácii
├── estimate-hurst-exponent.m ..... Funkcia na výpočet Hurstovho exponentu
├── Skript-BP-JK.m ..... Hlavný skript
├── Subject00-1.edf ..... EEG Dáta v klude
└── Subject00-2.edf ..... EEG Dáta v záťaži
```