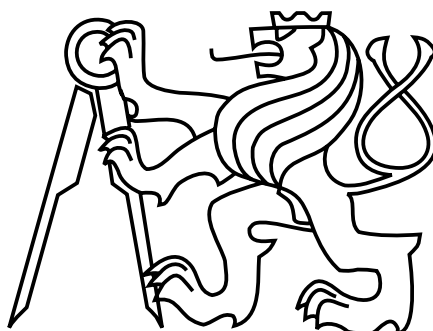


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra kybernetiky



Analýza dlouhodobých polysomnografických záznamů

Diplomová práce

Autor práce:	Bc. Jiří Hejduk
Vedoucí práce:	Ing. Václav Gerla, Ph.D.
Studijní program:	Otevřená informatika, Magisterský
Studijní obor:	Softwarové inženýrství
Akademický rok:	2015/2016

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

katedra počítačů

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: **Jiří Hejduk**

Studijní program: Otevřená informatika
Obor: Softwarové inženýrství

Název tématu: **Analýza dlouhodobých polysomnografických záznamů**

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se se základními postupy používaných při počítačovém zpracování dlouhodobých polysomnografických (PSG) záznamů (typicky např. celonoční spánkové, nebo komatózní záznamy).
2. Navrhněte a implementujte aplikaci (platforma .NET) umožňující:
 - a) načtení PSG dat v EDF formátu,
 - b) zobrazení vybraných epoch (úseků) PSG záznamu,
 - c) ruční přiřazení klasifikačních tříd pro jednotlivé epochy záznamu s možností jejich snadného exportu/importu,
 - d) odhad klinicky významných trendů a jejich přehledné zobrazení,
 - e) možnost vzájemně porovnat průběhy odhadnutých parametrů a ruční přiřazení klasifikačních tříd.
3. Otestujte sestavený software nad reálnými PSG daty.

Seznam odborné literatury:

- [1] Niedermeyer E, Lopes da Silva F. Electroencephalography – Basic principles, clinical applications and related field. Philadelphia: Lippincott William & Wilkins
- [2] Gerla V. Automated Analysis of Long-Term EEG Signals. Ph.D. thesis, CTU-FEE, Prague, 2012, online: <http://bio.felk.cvut.cz/psglab/disertace/disertace-2012-02-29.pdf>
- [3] Lee-Chiong T L. Sleep: A Comprehensive Handbook, Wiley-Liss, 2006

Vedoucí: Ing. Václav Gerla, Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2016/2017


prof. Ing. Filip Železný, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 21. 12. 2015

Prohlášení autora práce

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

V Praze dne 10. 5. 2016.

.....
Bc. Jiří Hejduk

Poděkování

Rád bych poděkoval mému vedoucímu Ing. Václavu Gerlovi, Ph.D za to, že mi vždy vyšel vstříc, za jeho odborné rady, pomoc a vedení při vytváření této diplomové práce. Dále pak lidem, jež založili nebo se jinak podílejí na open-source projektech, které jsem využil při vytváření výsledné aplikace. V neposlední řadě také své přítelkyni, bez které bych se nikdy neodhodlal studovat vysokou školu, své rodině a přátelům za jejich pevné nervy a podporu při zdarech i nezdarech mého dosavadního studia.

Abstrakt

Cílem této diplomové práce bylo vytvořit aplikaci pro analýzu dlouhodobých polysomnografických záznamů nad platformou .NET a frameworku WPF. Implementovaná aplikace umožňuje načíst zdrojová data ze souboru typu EDF a tyto data zobrazit. Zobrazení dat je realizováno po jednotlivých časových úsecích s možností volby délky zobrazovaného časového úseku. Jednotlivé úseky je umožněno ohodnotit do klasifikačních tříd, které si může uživatel v aplikaci sám nadefinovat. Pro lepší přehled je implementováno vykreslení všech klasifikovaných úseků celkového PSG záznamu. Pro analýzu záznamu aplikace umožňuje zadání příznaků pro vybraný signál. Zadané příznaky jsou následně vypočteny ze segmentů jednotlivých klasifikovaných úseků. Vypočtené příznaky jsou následně zobrazeny. Rozdělení úseků na jednotlivé segmenty je realizováno konstantní segmentací dle uživatelem zadaného časového intervalu. Jako metody pro výpočet příznaků byly použity metody založené na Fourierově transformaci, jako je FFT a PSD, které byly použity pro odhad frekvenčních příznaků či metody pro odhad statistických příznaků, jako je Skewness, Kurtosis a další. Výsledná aplikace byla koncipována modulárně, a proto je možné budoucí rozšíření o další příznaky, či jiné moduly.

Klíčová slova

Analýza, PSG, EDF, Spánek, EEG, Klasifikace, Příznaky, Segmentace, WPF, FFT, PSD, Skewness, Kurtosis

Abstract

The aim of this thesis was to build an application for long-term analysis of polysomnographic recordings on .NET platform and WPF Framework. This implemented application is capable of reading source data from EDF file and presenting the data. Data are presented per interval with an option to specify the length. Each interval can be placed into classification classes that could be created by the user. To improve an overview, the presentation covers all classified sections of PSG recordings. For a recording analysis, the application allows to put a features for a choosen signal. User specified features are subsequently calculated from segments of each classification sections. After that, all calculated features are displayed. The division of sections into segments is implemented by constant segmentation, defined by the user's time interval. The methods used for feature calculation were based on Fourier transformation, such as FFT and PSD, which were used for an estimate of frequence features or for the method to estimate static parameters, such as Skewness, Kurtosis and other. The final application was designed to be modular, and therefore it is possible to extend the application with additional features, or modules.

Key words

Analysis, PSG, EDF, Sleep, EEG, Classification, Features, Segmentation, WPF, FFT, PSD, Skewness, Kurtosis

Seznam zkratek

- ADHD - Attention deficit hyperactivity disorder
- CNS - Centrální nervová soustava
- CPU - Central processing unit
- DFT - Discrete Fourier transform
- ECMA - European computer manufacturers association
- EDF - European data format
- EDS - Excessive daytime sleepiness
- EEG - Elektroencefalogram, Elektroencefalografie
- EKG - Elektrokardiogram, Elektrokardiografie
- EMG - Elektromyogram, Elektromyografie
- EOG - Electrooculogram, Electrooculografie
- FFT - Fast Fourier transform
- FT - Fourier transform
- HKP - Hyperkinetická porucha
- MAX - Maximum
- MIN - Minimum
- MSLT - Multiple sleep latency test
- MS-PL - Microsoft public license
- NREM - Non-rapid eye movement
- PSD - Power spectral density
- PSDA - Power spectral density - Absolute
- PSDR - Power spectral density - Relative
- PSG - Polysomnogram, Polysomnografie
- RAM - Random access memory
- RBD - REM behavior disorder

- REM - Rapid eye movement
- SAS - Sleep apnea syndrome
- SOREM - Sleep onset REM
- STD - Standard deviation
- WPF - Windows presentation foundation
- XAML - Extensible application markup language
- XML - Extensible markup language

Obsah

1	Úvod	1
2	Spánek	3
2.1	Definice spánku	3
2.2	Význam spánku	4
2.3	Doba spánku	4
2.4	Ospalost a únava	5
2.5	Fáze spánku	6
2.6	Základní vegetativní funkce ve spánku	8
3	Polysomnografie (PSG)	11
3.1	Elektroencefalogram (EEG)	12
3.2	Elektrookulogram (EOG)	16
3.3	Elektromyogram (EMG)	16
3.4	Elektrokardiogram (EKG)	16
3.5	Hodnocení polysomnografického záznamu	18
4	Analýza EEG/PSG	21
4.1	Segmentace záznamu	21
4.2	Metody analýzy záznamů	21
5	Aplikace pro analýzu PSG	29
5.1	Použitý jazyk, framework, knihovny a datový formát	29
5.2	Struktura aplikace	39
5.3	Jednotlivé části aplikace	40

6	Ověření aplikace nad reálnými záznamy	77
6.1	Reálná data	77
6.2	Počítač k testování	78
6.3	Testovací scénáře	79
6.4	Testování aplikace	81
6.5	Zhodnocení testů	89
7	Závěr	97
A	Poruchy spánku	101
A.1	Diagnóza poruchy spánku	101
A.2	Nadměrná denní spavost	102
A.3	Parasomnie	106
A.4	Insomnie	110
A.5	Syndrom spánkové apnoe (SAS)	117
A.6	Syndrom neklidných nohou	119
B	Typy základních EEG rytmů	121

Seznam tabulek

3.1	Tabulka s typickým zapojením svodů při PSG.	12
5.1	Tabulka znázorňující strukturu datového souboru EDF.	38
5.2	Pravdivostní tabulka pro logiku zadávání zdrojových souborů. . .	42
5.3	Seznam všech příznaků, které byly implementovány.	66
6.1	Tabulka mapující hodnoty hypnogramu na spánkové fáze.	78
6.2	Tabulka výsledných hodnot z testování scénářů - 1. část.	90
6.3	Tabulka výsledných hodnot z testování scénářů - 2. část.	91
B.1	Tabulka základních typů EEG rytmů.	122

Seznam obrázků

2.1	Hypnogram dospělého člověka.	6
3.1	Rozložení elektrod způsobem 10/20.	14
3.2	Hrudní svody pro EKG.	17
3.3	Popis křivky EKG.	17
3.4	PSG záznam - bdělost.	18
3.5	PSG záznam - lehký spánek.	19
3.6	PSG záznam - hluboký spánek.	20
5.1	Kód jazyka XAML pro komponentu přidávacího tlačítka.	31
5.2	Code Behind pro komponentu přidávacího tlačítka.	31
5.3	Příklad triggeru typu Property Trigger.	32
5.4	Příklad data binding mezi komponentou Slider a TextBlock.	33
5.5	Ukázka souboru s veškerými texty aplikace.	34
5.6	Struktura a jednotlivé části aplikace.	39
5.7	Rámce komponenty pro zadávání zdrojových souborů.	40
5.8	Ukázka zadaného zdrojového souboru EDF.	41
5.9	Komponenta pro výběr požadovaných signálů.	42
5.10	Zneplatnění všech názvů signálů a tlačítka pro pokračování.	43
5.11	Trigger pro zneplatnění tlačítka pro pokračování.	44
5.12	Zjednodušený diagram komponenty pro výběr požadovaných signálů.	45
5.13	Vykreslení vybraných signálů.	47
5.14	Výchozí a zvětšené zobrazení PSG záznamu v grafu.	49
5.15	Zobrazení informace pro zvolený časový úsek.	50
5.16	Uživatелеm vybraný úsek pro ohodnocení.	51

5.17	Uživatelé ohodnocený vybraný úsek.	53
5.18	Ukázka vyexportovaných značek v souboru XML.	54
5.19	Načítání dat ze souboru EDF při změnách požadovaných signálů.	55
5.20	Code Behind pro nastavení PlotModel komponenty grafu.	56
5.21	ComboBox pro výběr intervalu segmentace záznamu.	57
5.22	Komponenta pro přehled ohodnocení v celém záznamu.	58
5.23	Přiblížené značky vybraného úseku záznamu.	59
5.24	Znázornění převodu pole značek na Lookup.	60
5.25	Zjednodušený diagram zpracování Lookup se značkami v záznamu.	61
5.26	Zobrazení informace o absenci značek v záznamu.	61
5.27	Nepřístupná komponenta pro zadávání příznaků pro výpočet.	62
5.28	Komponenta pro zadávání příznaků pro výpočet.	63
5.29	Výběr signálu pro výpočet příznaku.	63
5.30	Výběr metody pro výpočet příznaku.	64
5.31	Vybraný příznak bez frekvenčního rozsahu.	64
5.32	Příklad zadaných příznaků pro výpočet.	65
5.33	Zjednodušený diagram zadání a odebrání příznaků.	68
5.34	Znázornění segmentace zadané značky.	69
5.35	Zjednodušený diagram výpočtu příznaků.	70
5.36	Vykreslení vypočtených příznaků.	71
5.37	Přiblížený úsek vypočteného příznaku.	73
5.38	Zobrazení informace pro zvolený schodový úsek.	74
5.39	Provázání časové osy mezi grafy komponent.	75
5.40	Zjednodušený diagram vykreslení vypočtených příznaků.	76
6.1	1. testovací scénář - vykreslení signálů.	83
6.2	1. testovací scénář - vykreslení vypočtených příznaků.	84
6.3	2. testovací scénář - vykreslení signálů.	85
6.4	2. testovací scénář - vykreslení vypočtených příznaků.	86
6.5	3. testovací scénář - vykreslení signálů.	87
6.6	3. testovací scénář - vykreslení vypočtených příznaků.	88
6.7	Vykreslené porovnání fází spánku pro signál Fz-Cz.	93
6.8	Vykreslené porovnání fází spánku pro signál C3-A2.	94

6.9	Vykreslené porovnání fází spánku pro signál C4-A1.	95
6.10	Vykreslené porovnání fází spánku pro signál ECG.	96

Kapitola 1

Úvod

V posledních letech významně pomáhá lékařským odborníkům v diagnostice výpočetní technika a aplikace pro analýzu spánkových záznamů, které tak usnadňují rozpoznání spánkových poruch. Významné usnadnění spočívá ve zkrácení doby potřebné pro klasifikaci dlouhodobých spánkových záznamů, které mohou trvat i několik hodin. Bez výpočetní techniky a odpovídající aplikace by neurolog takto dlouhý záznam hodnotil v řádu hodin i dní. Dalším významným usnadněním je možnost analyzovat ohodnocený záznam, kdy ručně ohodnocený záznam bez výpočetní techniky nelze jednoduše analyzovat, nebo to dále není vůbec možné. Pro analýzu dlouhodobých polysomnografických záznamů se často používají sofistikované a výpočetně náročné metody, které jsou schopny například převést zaznamenaný signál do frekvenční oblasti, či metody založené na statistické analýze, kdy se zpracovává více úseků záznamu současně, nebo vícekrát ten samý úsek.

Tato práce si klade za cíl navrhnout a implementovat uživatelsky přívětivou a modulární snadno rozšiřitelnou aplikaci pro analýzu dlouhodobých polysomnografických záznamů. Celá aplikace by měla být implementovaná nad platformou .NET ve frameworku WPF. Při analýze záznamu by mělo být možné načíst polysomnografická data v evropském datovém formátu EDF, načtená data zobrazit, procházet ve vybraných časových úsecích a ručně k nim přiřadit uživatelem definované klasifikační třídy. Aplikace dále umožní klasifikované části záznamu

konstantně rozdělit na menší segmenty dle zvoleného časového intervalu. Z vytvořených segmentů každého klasifikovaného úseku záznamu umožní vypočítat uživatelem zadané příznaky, které následně zobrazí k jejich analýze.

V současné době je analýza dlouhodobých polysomnografických záznamů za pomoci výpočetní techniky umožněna převážně odborníkům, kteří si osvojili schopnosti v programovacím prostředí a jazyce MATLAB, nebo těm odborníkům, kteří si mohou dovolit investovat peníze do drahých analytických nástrojů vytvořených profesionálními programátory. Výsledná aplikace by proto měla být přínosem i té odborné veřejnosti, která nemá dostatečné technické vzdělání či finanční zázemí pro koupi drahých analytických nástrojů. A měla by ukázat, že i s veřejně dostupnými nástroji je možné vytvořit přívětivou a použitelnou aplikaci pro analýzu polysomnografických záznamů.

Diplomová práce je koncipována na část, ve které jsou čtenáři vysvětleny teoretické základy spánku, polysomnografického vyšetření a některé metody pro analyzování záznamů dat z těchto vyšetření. V prvních kapitolách si tak čtenář osvojí základní informace o spánku, problematice spánkových poruch a jejich analýzy, aby mohl pochopit celkový význam a důvod pro vytvoření aplikace pro analýzu polysomnografických dat. V druhé části této práce zabývající se popisem některých implementačních detailů výsledné aplikace bude popsána celková struktura aplikace, jednotlivé její části až po její použití na reálných datech. V závěru této práce bude uvedena možná návaznost na tuto práci, možná další rozšíření aplikace a celkové zhodnocení výsledné aplikace a celé práce. V textu této práce se bude často objevovat pojem „uživatel“, který je označením pro autora této práce.

Kapitola 2

Spánek

Spánek je od pradávna považován za neoddelitelnou součást každého dne. Již staří Řekové jej považovali za něco mimořádně důležitého a v jejich mytologii můžeme nalézt boha jménem Hypnos, který byl bohem této důležité a neoddelitelné části dne. Spánek si zachoval svoji důležitost i do dnešní doby a to ať ve rčení typu „vyspím se na to“, „ráno je moudřejší večera“ a nebo díky jeho pozitivním účinkům na organismus a celkový vývoj lidského organismu.

V moderní terminologii je spánek vnímán jako stav mozku a těla řízený mezi-mozkem a mozkovým kmenem naší nervové soustavy. Vyznačuje se periodickou a reverzibilní ztrátou vědomí, redukovanými sensorickými a motorickými funkcemi, vysokou regenerační kvalitou a nemůže být nahrazen jakýmkoli jídlem, pitím či drogou. Spánek je pro organismus stejně důležitý jako jídlo a pití. [4, s. 3]

2.1 Definice spánku

Spánek je rytmicky se vyskytující stav organismu charakterizovaný sníženou reaktivitou na vnější podněty, sníženou pohybovou aktivitou a většinou i druhově typickou polohou, typickými změnami aktivity mozku zjistitelnými elektroencefalografií a u člověka sníženou, resp. změněnou kognitivní činností. [5, s. 27]

Řadíme jej mezi aktivní děje probíhající v organismu, neboť k jeho uskutečnění je nutná spolupráce různých částí mozku či vhodné vnější podmínky.

2.2 Význam spánku

Spánek je nezbytnou činností organismu. Má mnoho různých významů, např. regenerace rozumových funkcí, což je nezbytné pro myšlení a správné řízení organismu. Svůj význam má i v plasticitě neuronů, která hraje svou roli v tvorbě paměti a to jak krátkodobé, tak dlouhodobé.

Spánek prakticky nemá pro dospělého člověka význam jako způsob konzervace tělesné energie (většina lidí v rozvinutých státech má nadbytečně vysoký energetický příjem), ale má význam pro mozkový energetický metabolismus. Regenerace organismu (s výjimkou mozku) se u člověka uskutečňuje více v klidné bdělosti než při spánku, ale je pravděpodobné, že trvalá zátěž by vedla k přetížení a předčasnému opotřebení většiny struktur, jejichž bdělostní režim je vývojem nastaven na 12 až 14 hodin denně. [5, s. 45]

Pokud není spánek dostatečně kvalitní, dochází ke zhoršenému učení, klesá rychlost a přesnost. Spánek je dále velmi důležitý pro endokrinní řízení organismu. Vylučování řady hormonů je ovlivněno střídáním dne a noci. Určitá skupina hormonů bývá vylučována především ve dne, jiná skupina v noci. Vzhledem ke zhoršení kvality spánku ve stáří mohou vzniknout i hormonální změny v řízení organismu. V neposlední řadě spánek ovlivňuje i imunitu organismu. Při dlouhodobém trvání nedostatečně kvalitního spánku dochází ke snížení obranyschopnosti organismu.

2.3 Doba spánku

Potřeba spánku je velmi individuální a liší se i v závislosti na věku jedince. Zdravý dospělý člověk spí denně v průměru 6 až 8 hodin. Jsou však lidé, kterým stačí 5 až 6 hodin denně. Přibližně 2% populace vyžadují méně než 5 hodin spánku

a 2% populace potřebují spát déle než 9 hodin. [8, s. 18]

Kojenec potřebuje asi 18, 20 i více hodin spánku denně, dítě předškolního věku zhruba 12 hodin, dospívající by měli spát 8 hodin denně. [8, s. 19]

V průběhu života se mění denní rozložení spánku. Novorozenci spí v pravidelných intervalech několikrát denně tzv. polyfázickým spánkem. Kojenci mají nejčastěji trifázický spánek, vyznačující se dlouhým nočním spánkem doplněným krátkým dopoledním a odpoledním zdřímnutím. Dopolední spánek se postupně vytrácí a u předškoláků již nacházíme dlouhý noční spánek a odpolední zdřímnutí, tj. difázický spánek. S nástupem do školy se ztrácí i odpolední spánek a mluvíme tedy o monofázickém spánku. U starších lidí se odpolední spánek znovu obnovuje a u některých lidí se spánek může stát polyfázickým či invertovaným, tj. člověk spí ve dne a v noci je vzhůru. [6, s. 9]

Dostatečný účinek spánku je závislý nejen na délce spánku, ale i na jeho hloubce a kvalitě. Kvalitu spánku ovlivňuje hloubka spánku a proběhlé úplné spánkové cykly. Spánkovým cyklem rozumíme stadium NREM a stadium REM, kterým se budu podrobněji věnovat později. [8, s. 19]

2.4 Ospalost a únava

Nejlépe se člověku usíná, pokud je ospalý. Pojem ospalost se však někdy může zaměřovat s únavou, a proto zde budou tyto dva pojmy blíže rozvedeny.

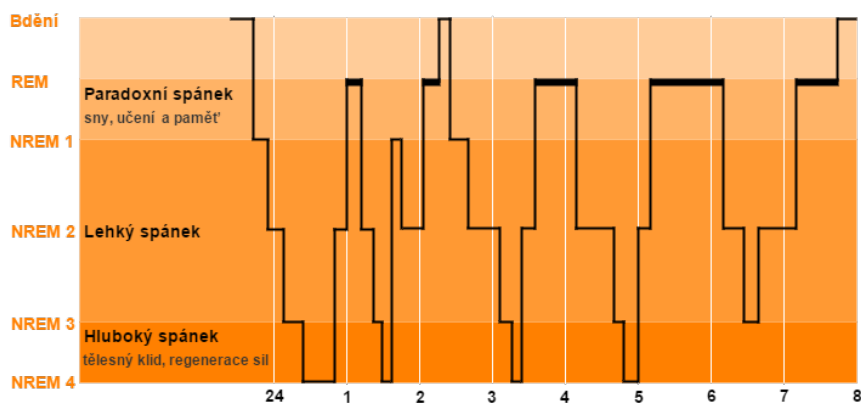
- **Únava** je spíše fyzický stav, kdy náš organismus pociťuje potřebu se uvolnit, ustát alespoň na chvíli v činnosti (např. po namáhavé fyzické práci). Většinou stačí si na chvíli sednout, uvolnit se a únava odejde, aniž bychom museli spát. [8, s. 11]
- **Ospalost** je stav, kdy organismus jen obtížně odolává spánku. Pouhý odpočinek např. v křesle nestačí, je třeba určitou dobu spát, abychom se znovu cítili fit. [8, s. 12]

2.5 Fáze spánku

Bdělost, NREM spánek a REM spánek jsou tři základní funkční stavy řízení organismu. Přes odlišnosti v činnosti mozku a v řízení organismu včetně vegetativních funkcí se NREM a REM spánek behaviorálně projevují velmi podobně. [5, s. 27]

Lidský spánek je za normálních podmínek střídání dne a noci součástí pravidelného cirkadiálního rytmu bdění a spánku. Období spánku se rozděluje do subperiod obou spánkových typů, které obvykle trvají 90 až 100 minut a střídají se ve 4 až 5 spánkových cyklech. Jejich střídání se mění z závislosti na 3. a 4. fázi NREM spánku a na podílu REM spánku během jednotlivých spánkových cyklů. Střídání těchto fází je možné odlišit charakteristikami na polysomnografu, které se projevují především rozdílnými elektrickými impulsy, svalovým napětím a pohybem očí. Doba a četnost jednotlivých fází bývá zaznamenána tzv. hypnogramem, který popisuje vlastní spánek a umožňuje určit, do jaké míry se spánek podobá přirozenému spánku, který organismu poskytuje plnou regeneraci. [7, s. 681]

NREM spánek dominuje na počátku celého spánkového cyklu, kdežto REM spánek převládá v pozdějších fázích spánkové periody. Na obrázku 2.1 je zobrazen hypnogram dospělého člověka a je vidět, že během spánku se NREM fáze stává kratší a mělkčí.



Obrázek 2.1: Hypnogram dospělého člověka.

REM fáze spánku

REM neboli Rapid Eye Movement. V českém překladu rychlé pohyby očí, kterými se tato fáze spánku projevuje, je obdobím intenzivní činnosti mozku, což dokládá desynchronizovaná EEG aktivita a vysoký metabolismus mozku, který je srovnatelný se stavem bdělosti a je podstatně vyšší než ve spánku NREM, a nakonec tomu odpovídá i bohatá snová aktivita.

REM spánek je řízen hypothalamem a telencefalem. Struktury zapojené do regulace REM spánku se na základě sledování elektrické aktivity jednotlivých neuronů rozdělují do dvou skupin a to na neurony REM-off a neurony REM-on. [5]

- **Neurony REM-off** – jejich aktivita nedovoluje REM spánek, proto musí být po dobu REM spánku inhibovány.
- **Neurony REM-on** – jsou aktivní při fázi REM spánku.

REM fáze spánku má význam pro upevnění tzv. procedurální paměti, která je důležitá pro osvojování si postupů. Dále je REM fáze důležitá pro prostorovou paměť a pročištění paměti.

NREM fáze spánku

NREM neboli Non-Rapid Eye Movement. V českém překladu bez rychlého pohybu očí je souhrnné označení pro zbývajících 80% spánku. V této fázi se tedy neobjevují rychlé pohyby očí. Snění v této fázi je spíše výjimečné. Svalový tonus a mimovolní pohyblivost je ve srovnání s REM fází vyšší. Fázi NREM dělíme na další čtyři podfáze. Podfázi 1 a 2 řadíme do lehkého spánku. Podfázi 3 a 4 do hlubokého spánku.

- **NREM 1** – tuto fázi nacházíme na počátku spánku. Tento stav se usínajícímu jeví jako částečné vědomí. Objevují se pomalé pohyby očí.
- **NREM 2** – tato fáze zaujímá 45 až 55% z celého spánku. Charakteristické je snížené svalové napětí a ztráta vědomí spící osoby.

- **NREM 3** - tuto fázi řadíme již do hlubokého spánku. Spící osoby mohou trpět nočními děsy, náměsícností, nadměrným pocením či mluvením ze spaní.
- **NREM 4** - jedná se o nejhlubší fázi spánku. V této fázi spánku je probuzení nejobtížnější. Dochází k ukládání dat do paměti.

2.6 Základní vegetativní funkce ve spánku

Základní vegetativní funkce (krevní oběh, dýchání a tělesná teplota), kterým se v této kapitole budu věnovat, jsou ve spánku řízeny odlišně a jejich řízení je v některých ohledech odlišné i v období NREM a REM spánku.

Krevní tlak

Krevní tlak během spánku klesá. V NREM spánku klesá o 5-15%. V REM spánku dochází k dalšímu poklesu tlaku. Pokles krevního tlaku při spánku může však vést až k ischemii nebo infarktu myokardu. Důležité je, že navozené probuzení vyvolá okamžitou změnu krevního tlaku, srdeční frekvence a dýchání do bdělostního pohotovostního stavu, aby byl živočich připraven reagovat na nebezpečí. [5]

Srdeční frekvence

Srdeční frekvence ve spánku klesá. Během REM fáze spánku se však srdeční frekvence mění. V určité fázi převládá aktivita sympatiku (zvyšuje se srdeční frekvence) nebo parasympatiku (snižuje se srdeční frekvence). [5, s. 39]

Dýchání

Při usínání ve fázi NREM 1 je větší pravděpodobnost ventilačních abnormalit. V této fázi spánku může dojít k opakovanému střídání hypoventilace (snížená plicní výměna) a hyperventilace (zvýšená plicní výměna). Při spánku NREM 2 a zejména 3 a 4 je dýchání stabilizované, s pomalejší frekvencí. Celkový dechový objem je menší, jelikož organismus má nižší senzitivitu na hyperkapnii a hypoxii,

nižší stimulaci center, které dýchání řídí, a objevuje se zvýšený odpor v dýchacích cestách. [5, s. 39]

Tělesná teplota

Udržování tělesné teploty je během NREM spánku stabilní, na podobné úrovni jako při bdění. Naopak v REM spánku se termoregulační reaktivita zmenšuje a tělesná teplota je značně ovlivňována teplotou prostředí. Organismus však v běžných podmínkách změnou teploty netrpí, protože REM spánek trvá z tohoto hlediska krátkou dobu. [5, s. 39]

Kapitola 3

Polysomnografie (PSG)

Tato kapitola bude věnována polysomnografickému vyšetření neboli PSG, což je jedna z nejdůležitějších laboratorních technik pro posuzování spánku a jeho poruch (příloha A). PSG se skládá z nahrávek více fyziologických charakteristik během spánku, zatímco polygrafie označuje záznam s podobnými charakteristikami kdykoliv během dne. [1, s. 818] Při této metodě se nejčastěji najednou vyšetřují tyto tělesné funkce:

- *Elektroencefalogram (EEG)* - elektrická aktivita mozku
- *Elektrookulogram (EOG)* - oční pohyby
- *Elektromyogram (EMG)* - svalové napětí
- *Elektrokardiogram (EKG)* - srdeční činnost

Při polysomnografickém vyšetření jsou sledovány i další parametry, například proud vzduchu při dýchání, dýchací pohyby, dýchací zvuky, saturace hemoglobinu kyslíkem, pohyby dolních končetin či polohy těla. Pokud je současně pořizován videozáznam, vyšetření nazýváme videopolysomnografie.

Přístroj pro polysomnografické vyšetření se sestává z elektrod a čidel umístěných většinou na těle vyšetřovaného a dále ze zesilovačů a z počítače, který je centrální řídicí, archivační a vyhodnocovací jednotkou. Takovýto přístroj může být přenosný, či stabilní. Vyšetřovaný s elektrodami a zesilovači je v samostatné místnosti, která

má působit příjemně a je zvukově i světelně izolovaná. Při natáčení na videokameru se používá infračerveného osvětlení. Typické zapojení elektrod při PSG ukazuje tabulka 3.1.

Svod	Umístění	Typ
1	C3–A2 nebo C4–A1	EEG
2	O2–A1 nebo O1–A2	EEG
3	Pravé oko–A1	EOG
4	Levé oko–A1	EOG
5	Bradový sval	EMG
6	Levá noha	EMG
7	Pravá noha	EMG
8	Svod II	EKG
9	Nos	Termistor
10	Nos	Nosní tlaková kanyla
11	Hrudník	Plethysmografie
12	Břicho	Plethysmografie
13	Saturace kyslíku	Pulsní oxymetr

Tabulka 3.1: Tabulka s typickým zapojením svodů při PSG. [2]

3.1 Elektroencefalogram (EEG)

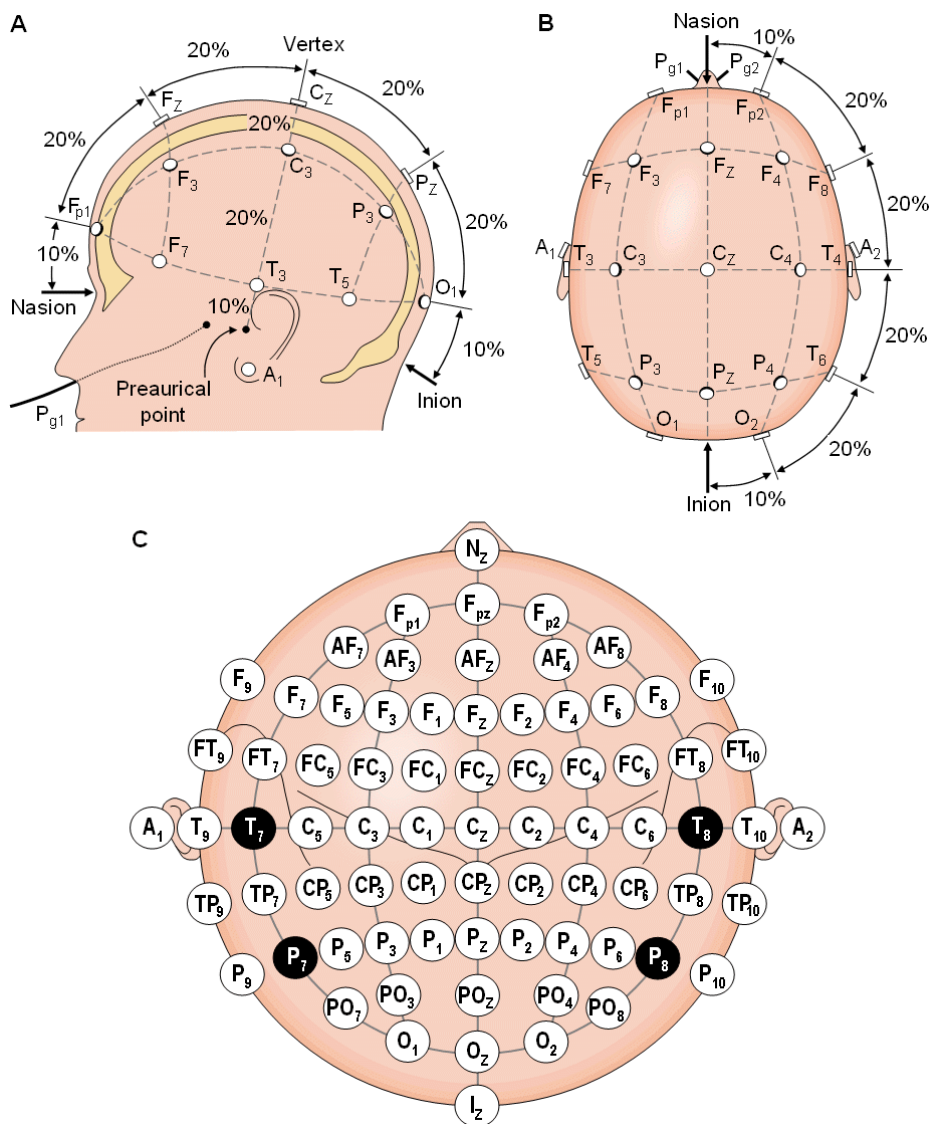
Elektroencefalogram, dále jen EEG, je sumační záznam oscilací elektrické aktivity velkého množství vzrušivých elementů a neurologie v CNS. Tomuto vyšetření se budu věnovat v této podkapitole více než ostatním vyšetřením v ostatních podkapitolách. Je to z toho důvodu, že aplikace pro analýzu dlouhodobých polysomnografických záznamů, která je součástí mé práce, bude převážně analyzovat dlouhodobé spánkové záznamy právě z vyšetření EEG.

Technicky se záznam EEG aktivity provádí jako porovnání potenciálů dvou

bodů na kůži lebky - **bipolární záznam**, nebo jako měření rozdílu elektrického potenciálu mezi aktivním bodem mozkové tkáně (pod aktivní, explorační elektrodou) proti bodu s nulovým potenciálem (pod neaktivní, referenční elektrodou) - **unipolární záznam**. U unipolárního zapojení je tedy explorační elektroda zapojena proti referenční elektrodě, kdy nejčastěji je referenční elektroda připevněna na ušním boltci či kořeni nosu vyšetřovaného. Při bipolárním zapojení je výhodou lokalizace ložiska. Nejdůležitější elektrody pro EEG vyšetření jsou tyto:

- **A** – aurikulární elektroda (v praxi se uvádí M – mastoidální elektroda)
- **C** – centrální elektroda
- **F** – frontální elektroda
- **Fp** – frontopolární elektroda
- **T** – temporální elektroda
- **O** – okcipitální elektroda
- **P** – parietální elektroda
- **z** - nepárové, vertexové elektrody

Nejpoužívanějším rozložením těchto elektrod je mezinárodní rozložení 10/20, které definoval Jasper v roce 1958. Při tomto rozložení jsou od sebe elektrody v každé pomyslné linii vzdáleny 10-20-20-20-20-10% z její celkové délky. Sudá čísla kanálů jsou uvedena nad pravou hemisférou mozku, naopak lichá na protilehlé levé hemisféře. Rozložení elektrod způsobem 10/20 je možné vidět na obrázku 3.1.



Obrázek 3.1: Rozložení elektrod způsobem 10/20. [10]

Ze záznamů EEG lze určit některé charakteristiky typické jak pro jednotlivce, tak i pro člověka jako druh, díky převládající frekvenci vln za určitých stavů bdění a spánku, jejich amplituda a grafoelementy specifické pro určité fyziologické i patologické projevy CNS, jako jsou výboje, spánková vřetena atd. Základní typy aktivit neboli EEG rytmů jsou charakterizovány frekvencí, amplitudou a tvarem vln (viz tabulka v příloze B).

Alfa rytmus

Nejvýraznější aktivita EEG, která je typická pro zdravého dospělého člověka v klidu, vleže ve stavu klidného bdění při zavřených očích. Rozptyl frekvence je od 8 do 12 Hz a maximální amplituda tohoto rytmu se zaznamenává nad parietookcipitálními oblastmi mozku.

Beta rytmus

Tento rytmus má frekvenci mezi 18 a 30 Hz a všeobecně se spojuje s aktivací CNS, se zvýšenou pozorností a aktivitou CNS a je nejvíce výrazný nad frontálními laloky mozku.

Gama rytmus

Jedná se o rytmus s nejvyšším frekvenčním pásmem EEG (30-50 Hz), který není typicky kontinuální. Je nestabilní a epizody konstantní frekvence obvykle 100-300 ms s intervaly 15-30 ms. Každá epizoda je spojena s výraznou negativitou stejnosměrného potenciálu mozku.

Delta rytmus

Rytmus s nejnižší frekvencí (0,5-4 Hz) vysokovoltážních vln se u dospělých osob spojuje s nejhlubší fází telencefalitického spánku. Z vývojového hlediska se jedná o elektrickou aktivitu nezralého mozku kojeneckého věku.

Theta rytmus

Jedná se o typický rytmus zrajícího mozku dětského věku s frekvencí mezi 5-7 Hz. U dospělého člověka se do povrchového záznamu projevuje velmi málo.

[7, s. 671-673]

3.2 Elektrookulogram (EOG)

Elektrookulogram neboli EOG je metoda pro snímání očních pohybů ve dvou bipolárních svodech E1 a E2 (E 1 cm zevně od zevního koutku očního – vlevo E1, vpravo E2) proti levé nebo pravé mastoidální nebo aurikulární elektrodě. Výhoda tohoto zapojení spočívá v tom, že pohyby očí jsou v protifázi, kdežto EEG projevy jsou ve shodné fázi. EOG elektrody by měly být připojeny měkkou páskou vyrobenou pro použití na kůži a neměly by být nikdy připevněny gázou nasáklou kolodiovým roztokem, protože může dojít k poškození rohovky, a také proto, že gáza se stává nepružnou v suchém stavu, takže může nastat nejen nepříjemné svědění, ale i zvednutí a odpadnutí elektrody během spánku. V opačném případě mikroporézní chirurgické pásky udržují dobrý kontakt po dobu delší než 48 hodin nepřetržitého záznamu a mohou být snadno upraveny do požadovaných rozměrů. Šířka pásky je obvykle dvojnásobek průměru elektrody a je asi 5 až 8 cm podél drátu. [1, s. 823]

3.3 Elektromyogram (EMG)

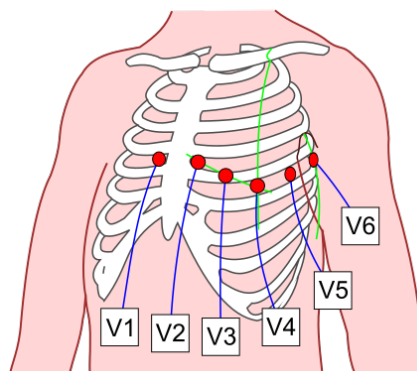
Elektromyogram neboli EMG je metoda pro snímání elektrické aktivity svalů na povrchu těla. Nejčastěji je elektroda umístěna na bradě nebo na nohou. Na bradě je EMG snímáno v jednom nebo ve dvou bipolárních svodech a umístění elektrod je cca 2 cm dolů od bradového výběžku. [11, s. 4]

3.4 Elektrokardiogram (EKG)

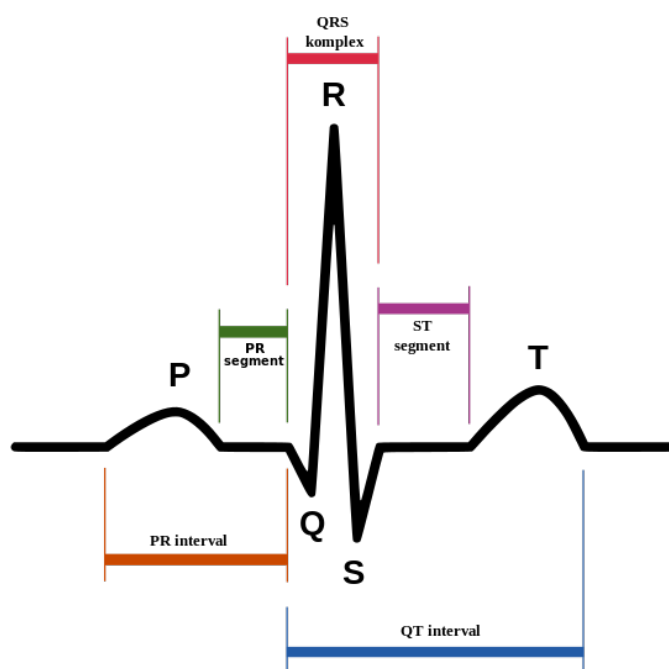
EKG je při polysomnografii snímán nejméně jedním bipolárním svodem elektrod umístěných v poloze standartních hrudních elektrod V1 a V4 – V5, jak je zobrazeno na obrázku 3.2. Při měření elektrické aktivity se používají samolepicí elektrody. Na průběhu zaznamenaného EKG se poté popisuje vlna P, komplex QRS a vlna T, což je zobrazeno na obrázku 3.3.

- **Vlna P** - depolarizace síní
- **Komplex QRS** - depolarizace komor

- *Úsek ST* - repolarizace komor
- *Vlna T* - ukončení repolarizace komor



Obrázek 3.2: Hrudní svody pro EKG. [13]



Obrázek 3.3: Popis křivky EKG. [13]

3.5 Hodnocení polysomnografického záznamu

Tato kapitola obsahuje popis toho, jak se vyznačují jednotlivá stádia spánku v polysomnografickém záznamu, který se nejčastěji hodnotí po 30 sekundových časových oknech.

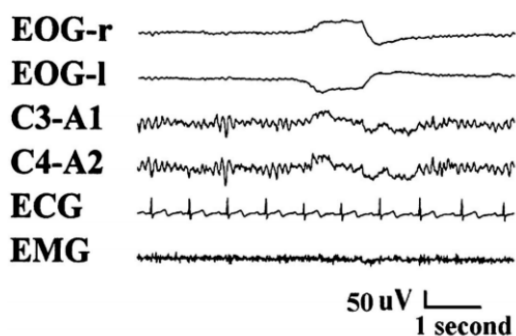
Bdělost

Nerelaxovaná bdělost

- **EEG** - vysoká desynchronizace záznamu, vlny beta (18 a více Hz), artefakty z pohybu očí
- **EOG** - rychlé sledovací pohyby, nebo naopak žádné pohyby
- **EMG** - vysoká aktivita, intenzita závisí na aktivaci mimických svalů (mimika, mluvení)

Relaxovaná bdělost

- **EEG** - vlny alfa (v rozmezí 8 – 12Hz), lze rozlišit i vlny beta a theta
- **EOG** - jako u nerelaxované bdělosti můžeme najít rychlé pohyby, nebo žádné pohyby
- **EMG** - kontinuální tonická svalová aktivita o vysoké intenzitě, intenzita však kolísá v závislosti na aktivaci mimických svalů



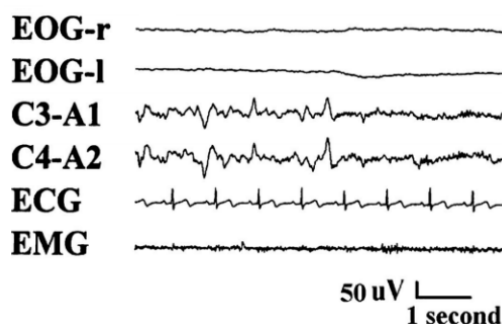
Obrázek 3.4: PSG záznam - bdělost.

Spánek NREM 1

- **EEG** - v této fázi se nenacházejí alfa vlny, objevují se však vlny theta, nebo ostré vertexové vlny
- **EOG** - pomalé pohyby očí
- **EMG** - tonická svalová aktivita je v porovnání s bděním nižší intenzity

Spánek NREM 2

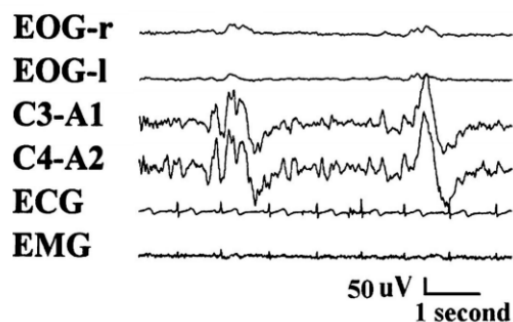
- **EEG** - převládající vlny theta (o frekvenci 4 - 7 Hz) jsou doplněny spánkovými vřeteny a K-komplexy
 - **Spánková vřetena** jsou skupiny vln o shodné frekvenci (12 - 14 Hz), které trvají déle než 0,5 sekundy. Maximálně však trvají asi 1,5 sekundy. U dospělého člověka se vřetena vyskytují s frekvencí 3 - 8 za minutu spánku ve fázi NREM 2. S pokročilým věkem se frekvence spánkových vřeten zpomaluje a jejich trvání zkracuje.
 - **K-komplex** je bifázická pomalá vlna o trvání delším než 0,5 s. Svou amplitudou a tvarem jsou lehce odlišitelné od základní aktivity (theta vln). K-komplexy se vyskytují 1 - 3 krát za minutu.
- **EOG** - nedochází k pohybům očí
- **EMG** - tonická svalová aktivita je nižší v porovnání s intenzitou v bdělosti či intenzitou v NREM 1



Obrázek 3.5: PSG záznam - lehký spánek.

Spánek NREM 3 a NREM 4

- **EEG** - vlny delta (2 Hz a nižší), minimální amplituda $75 \mu V$, spánková vřetena s K-komplexy se vyskytují ve fázi spánku NREM 3, ve fázi NREM 4 se vyskytují méně
- **EOG** - oči se nepohybují
- **EMG** - tonická svalová aktivita je o nejnižší intenzitě



Obrázek 3.6: PSG záznam - hluboký spánek.

Spánek REM

- **EEG** - základní aktivita může připomínat záznam spánku NREM 1, nebo dokonce i bdělost, přítomny jsou vlny alfa a theta, spánková vřetena a K-komplexy se nevyskytují, typické pro tuto fázi jsou pilovité vlny (2 - 4 Hz)
- **EOG** - rychlé pohyby očí
- **EMG** - žádná tonická aktivita svalů, mohou se objevit nekontrolovatelné záškuby svalů

[5, s. 68-71]

Kapitola 4

Analýza EEG/PSG

V předešlé kapitole byl čtenář seznámen se záznamy polysomnografického vyšetření. Tato podkapitola se bude věnovat tomu, jak je možné záznamy z tohoto vyšetření rozdělit na segmenty a jaké funkce se dají použít pro analyzování vytvořených segmentů z těchto záznamů.

4.1 Segmentace záznamu

Segmentací záznamu se rozumí rozdělení záznamu do menších částí. Takovéto rozdělení se provádí za účelem dalšího zpracování záznamu a případné analýzy daného segmentu. Základní rozdělení segmentace je na segmentaci konstantní a segmentaci adaptivní, kdy u konstantní segmentace je konstantní délka segmentu a u adaptivní je délka segmentu proměnná. Adaptivní segmentace je oproti segmentaci konstantní velice výpočetně a časově náročná.

4.2 Metody analýzy záznamů

V této části budou popsány jednotlivě některé druhy funkcí pro analýzu jednotlivých segmentů v záznamech EEG/PSG.

Koeficient šikmosti (Skewness)

Jedná se o charakteristiku rozdělení náhodné veličiny, která nám napomáhá určit, kterým směrem je naše proměnná hodnota asymetricky rozložena a jak moc se liší od normálního, tedy Gaussova rozdělení. Pro její získání se využívá takzvaného centrální momentu třetího stupně, kdy moment k -tého stupně je definován takto:

$$\mu_k = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^k}{N}. \quad (4.1)$$

Pokud již známe centrální moment třetího stupně μ_3 pro námi zadané veličiny, je možné určit koeficient šikmosti tímto způsobem:

$$\gamma_1 = \frac{\mu_3}{\sigma^3} = \frac{E[X - E(X)]^3}{(Var(X))^{3/2}}, \quad (4.2)$$

kde hodnota σ je směrodatná odchylka, hodnota $Var(X)$ je rozptyl (obě hodnoty viz 4.2) a hodnota $E(X)$ je střední hodnota (viz 4.2). Pro koeficient šikmosti se rozlišuje hodnota kladná, též hodnota pravostranná, kdy se většina hodnot nachází pod průměrem a hodnota záporná, též hodnota levostranná, kdy se většina hodnot nachází nad průměrem. Pokud koeficient šikmosti vyjde nulový, je rozložení symetrické.

[21]

Koeficient špičatosti (Kurtosis)

Jedná se o charakteristiku rozdělení náhodné veličiny, která nám udává, jak se v rozložení četností vyskytují velmi vysoké a velmi nízké hodnoty a jak moc se liší od normálního, tedy Gaussova rozdělení. Pro její získání se využívá tzv. centrálního momentu čtvrtého stupně, kdy moment k -tého stupně byl definován v předešlé části o koeficientu šikmosti.

Pokud již známe centrální moment čtvrtého stupně μ_4 pro námi zadané veličiny, je možné určit koeficient špičatosti tímto způsobem:

$$\gamma_2 = \frac{\mu_4}{\sigma^4} - 3 = \frac{E[X - E(X)]^4}{(Var(X))^2} - 3, \quad (4.3)$$

kde hodnota σ je směrodatná odchylka, hodnota $Var(X)$ je rozptyl (obě hodnoty viz 4.2) a hodnota $E(X)$ je střední hodnota (viz 4.2). Pro koeficient špičatosti se rozlišuje rozdělení na více špičaté, než je normální rozdělení, též nazýváno jako leptokurtické (koeficient kladný), či méně špičaté než normální rozdělení, též nazýváno jako platykurtické (koeficient záporný). Pokud koeficient špičatosti vyjde nulový, je rozložení normální.

[21]

Maximum (MAX)

Matematická funkce, jejíž funkční hodnota představuje nejvyšší hodnotu ze všech vstupních hodnot. Matematický zápis této funkce může vypadat například takto:

$$f(x) : M \rightarrow R \text{ je hodnota } y \in M \text{ taková, že } f(y) \geq f(x), \forall x \in M. \quad (4.4)$$

Minimum (MIN)

Matematická funkce, jejíž funkční hodnota představuje nejnižší hodnotu ze všech vstupních hodnot. Matematický zápis této funkce může vypadat například takto:

$$f(x) : M \rightarrow R \text{ je hodnota } y \in M \text{ taková, že } f(y) \leq f(x), \forall x \in M. \quad (4.5)$$

Rychlá Fourierova transformace (FFT)

Než bude popsána samotná rychlá Fourierova transformace (FFT - Fast Fourier Transform), bude nejprve vysvětlen pojem spojité Fourierovy transformace. Spojitá Fourierova transformace (FT - Fourier Transform) se nejčastěji používá

pro převod signálu z časové do frekvenční oblasti. Z definici obecné Fourierovy transformace bude postupně odvozen její diskrétní tvar (DFT - Discrete Fourier Transform), který je mnohem vhodnější pro praktické využití, a závěr této části bude věnován již samotné rychlé Fourierově transformaci.

Pokud je funkce signálu spojitá, je FT definována následujícími rovnicemi.

Pro přímou transformaci platí vztah:

$$X(f) = k_1 \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-i2\pi ft} dt, \quad (4.6)$$

pro zpětnou transformaci pak platí vztah:

$$x(t) = k_2 \int_{-\infty}^{+\infty} X(f) e^{i2\pi ft} df, \quad (4.7)$$

kde parametr f je frekvence, parametr t čas, $x(t)$ hodnota signálu v daném čase, parametry k_1 a k_2 jsou konstanty a $X(f)$ představuje hodnotu FT v dané frekvenci. [16]

Pokud je zpracovávaný signál diskrétní, tedy vzorkovaný v konečně mnoha bodech při konstantní vzorkovací frekvenci, hovoříme o diskrétní Fourierově transformaci a je nutné upravit výše uvedené integrální rovnice 4.6 a 4.7 do následujících podob.

Pro přímou transformaci platí vztah:

$$X_k = \frac{1}{T} \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i\left(\frac{2\pi k}{T}\right)(n\Delta t)}, \quad (4.8)$$

kde Δt je definována jako:

$$\Delta t = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i\left(\frac{2\pi kn}{N}\right)}, \quad (4.9)$$

pro zpětnou transformaci pak platí vztah:

$$x_n = \sum_{k=0}^{N-1} X_k e^{i\left(\frac{2\pi kn}{N}\right)}, \quad (4.10)$$

kde parametr T představuje celkovou dobu trvání posloupnosti, N představuje celkový počet prvků posloupnosti, hodnota x_n je hodnota n -tého diskretní posloupnosti, i je imaginární jednotka a výsledná hodnota X_k je k -tá frekvenční složka signálu.

Na základě upravených rovnic (4.8, 4.9 a 4.10) je možné vypočítat hodnoty DFT, ale tento výpočetní algoritmus je velice výpočetně náročný, a proto bylo nalezení rychlého algoritmu pro výpočet DFT v roce 1956 jedním ze zásadních vývojových kroků v číslicovém zpracování signálů. Velký rozdíl spočívá ve výrazném snížení doby potřebné k výpočtu. Zatímco algoritmus pro DFT potřebuje $O(N^2)$ operací, tak algoritmus pro FFT potřebuje operací pouze $O(N \log(N))$. Algoritmus FFT je založen na technice „rozděl a panuj“ a jeho konkrétní popis je možné nalézt v řadě publikací [17]. Samotná implementace takového algoritmu v některém z programovacích jazyků není jednoduchou záležitostí a často podléhá náročné optimalizaci pro dosažení nejlepšího výsledku pro daný programovací jazyk. [18]

Směrodatná odchylka (STD)

Pro určení hodnoty rozptýlení či odchýlení od průměru daných hodnot se podobně jako rozptyl používá směrodatná odchylka (STD - Standard Deviation), která je rovna odmocnině z rozptylu.

Rozptyl značený jako **Var** udává průměr druhých mocnin vzdáleností od průměru. Pokud máme soubor hodnot, který značíme $X = [x_1, x_2, \dots, x_N]$, kde \bar{x} značí průměrnou hodnotu z těchto hodnot, pak rozptyl můžeme vyjádřit takto:

$$Var(X) = \frac{1}{N}((x_1 - \bar{x})^2 + (x_2 - \bar{x})^2 + \dots + (x_N - \bar{x})^2) \quad (4.11)$$

Obdobně lze rozptyl vyjádřit i pomocí sumy takto:

$$Var(X) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (4.12)$$

Pokud známe hodnotu rozptylu, můžeme snadno určit hodnotu směrodatné odchylky značené σ jako druhou odmocninu z rozptylu takto:

$$\sigma = \sqrt{Var(X)} \quad (4.13)$$

[20]

Spektrální výkonová hustota (PSD)

Spektrální výkonová hustota (PSD - Power Spectral Density) se nejčastěji používá k odhadu spektra zaznamenaného signálu s konečnou délkou a konstantní vzorkovací frekvencí a udává závislost rozložení hustoty výkonu signálu na frekvenci.

Pro určení, odhad, PSD se nejčastěji využívá přímých či nepřímých metod založených právě na výpočtu diskretní Fourierově transformaci zmíněné v předešlé podkapitole. Wiener-Chinčinův teorém slouží pro nepřímý odhad PSD za použití DFT autokorelační funkce ($R_{xx}(n)$):

$$PSD(k) = \sum_{n=0}^{N-1} R_{xx}(n) e^{-i2\pi fn}, \quad (4.14)$$

Naopak moderní verze Schusterova periodogramu se používá pro přímý odhad PSD, který je počítaný jen pro vzorky x_0, x_1 až x_{N-1} a je vyjádřen takto:

$$PSD(k) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-i2\pi fn} \right|^2, \quad (4.15)$$

Při použití nepřímé či přímé metody pro odhad PSD jsou výsledky obou těchto způsobů totožné.

[19]

Střední hodnota (Mean)

Střední hodnota neboli aritmetický průměr je definován jako součet všech hodnot náhodných veličin z množiny X dělený počtem hodnot v této množině. Vzorec pro výpočet střední hodnoty pak můžeme definovat takto:

$$EX = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N}. \quad (4.16)$$

Kapitola 5

Aplikace pro analýzu PSG

V této kapitole bude čtenáři popsána výsledná aplikace pro analýzu dlouhodobých polysomnografických záznamů a to jak z hlediska použitých technologií, tak z hlediska uživatelského i implementačního. Celá tato kapitola bude rozdělena do dalších podkapitol, kde budou jednotlivé technologie a části aplikace podrobněji vysvětleny. Celková aplikace byla vytvořena jako univerzální a lehce rozšiřitelný nástroj pro zobrazení a možnou analýzu biologických a fyzických signálů načtených ze souboru formátu EDF se zaměřením se na přívětivé a lehce ovladatelné uživatelské prostředí.

5.1 Použitý jazyk, framework, knihovny a datový formát

Tato podkapitola postupně představí implementační jazyk, v kterém byla aplikace napsána, framework, který byl pro daný jazyk použit, open-source knihovny, které aplikace využívá a také datový formát, ve kterém se načítají zdrojová data pro tuto aplikaci.

Jazyk C#

Jazyk C# je vysokoúrovňový objektově orientovaný programovací jazyk, který byl vyvinut a navržen společností Microsoft zejména pro spolupráci s technologií

.NET, která je rovněž od společnosti Microsoft. Jazyk je odvozen od jazyka C++ a jazyka Java, což jej řadí mezi jazyky se syntaxí jazyka C. Jazyk byl schválený standardizačními komisemi ECMA¹. Plné popsání tohoto jazyka však není součástí této práce, a proto je čtenář odkázán na některou z knih o jazyce C# [14] [15] nebo na odborné články na webu. Pro psaní aplikace byla zvolena verze .NET 4.5, která je dostupná od srpna roku 2012.

Windows Presentation Foundation (WPF)

WPF neboli Windows Presentation Foundation je framework pro komplexní tvorbu bohatých desktopových či jiných nativních aplikací, který je součástí .NET frameworku od verze 3.0. Vznikl za účelem vývojářské volnosti při psaní takovýchto aplikací, kdy je vývojáři umožněno vytvářet vlastní komponenty či čerpat z komponent předpřipravených a není odkázán pouze na starší způsob ve formě Windows Forms. Pro celkový popis frameworku WPF by bylo potřeba napsat více jak jednu knihu, a proto se tato část v následujících řádcích zaměří pouze na důležité aspekty tohoto frameworku a jejich základní popis.

Jazyk XAML

Veškeré komponenty ve frameworku WPF jsou rozděleny do dvou základních vrstev. A to do prezenční vrstvy, kterou představuje jazyk XAML, a do vrstvy logické, tzv. Code Behind, která je reprezentována klasickou třídou v jazyce C#. Jak již bylo zmíněno, jazyk XAML slouží ke kódování prezentační vrstvy aplikace a popisujeme v něm, jak má námi vytvořená komponenta vypadat. Jazyk XAML vychází z XML, kdy XML označuje eXtensible Markup Language, tedy rozšiřitelný značkovací jazyk a XAML označuje eXtensible Application Markup Language, tedy XML se značkami pro tvorbu aplikací. Příklad takové komponenty v XAML je možné vidět na obrázku 5.1.

¹<http://www.ecma-international.org/publications/standards/Ecma-334.htm>


```

<UserControl x:Class="ALPRAApp.Controls.AddButton"
  xmlns="http://schemas.microsoft.com/winfx/2006/xaml/presentation"
  xmlns:x="http://schemas.microsoft.com/winfx/2006/xaml"
  xmlns:Mc="http://schemas.openxmlformats.org/markup-compatibility/2006"
  xmlns:D="http://schemas.microsoft.com/expression/blend/2008"
  Mc:Ignorable="D">

  <Grid Cursor="Hand" Height="16" Width="16" Background="Transparent">
    <Path StrokeThickness="2" Data="M 1 8 L 15 8 M 8 1 L 8 15">
      <Path.Style>
        <Style TargetType="Path">
          <Setter Property="Stroke" Value="LightGray"/>
          <Style.Triggers>
            <DataTrigger Binding="{Binding RelativeSource={RelativeSource
              AncestorType=UserControl}, Path=IsMouseOver}" Value="True" >
              <Setter Property="Stroke" Value="Green"/>
            </DataTrigger>
          </Style.Triggers>
        </Style>
      </Path.Style>
    </Path>
  </Grid>
</UserControl>

```

Obrázek 5.1: Kód jazyka XAML pro komponentu přidávacího tlačítka.

Jak je možné na obrázku 5.1 vidět, v jazyce XAML je nejen popsán výsledný vzhled dané komponenty, ale i změna stylu komponenty při určité situaci, na kterou reagují takzvané triggerery, které budou blíže popsány níže. Nicméně díky triggerům pak Code Behind může obsahovat jen minimum implementace, jak je vidět na obrázku 5.2, kde je zobrazen Code Behind pro XAML na obrázku 5.1.

```

namespace ALPRAApp.Controls
{
    public partial class AddButton
    {
        public AddButton()
        {
            InitializeComponent();
        }
    }
}

```

Obrázek 5.2: Code Behind pro komponentu přidávacího tlačítka.

Trigger

Jednoduše popsáno, trigger se používá za účelem provedení nějaké akce či změny při změně nějaké vlastnosti či vyvolání události na elementu, pro který je trigger napsán. Triggery vytvářejí vizuální efekty pro danou komponentu, ve které jsou použity, a umožňují tak omezit velké množství kódu v Code Behind, jako by byly například metody pro obsluhu událostí. Je možné jednoduše napsat například trigger na změnu barvy tlačítka při najetí na toto tlačítko, aniž bychom museli napsat v Code Behind metodu pro obsluhu této události, kterou bychom pak v XAML přiřadili do atributu MouseEnter danému elementu. Trigger dělíme do tří typů:

- **Property Trigger** - Provede změnu zadaných vlastností při změně jedné vlastnosti daného elementu. (viz obr. 5.3)
- **Event Trigger** - Provede akci, nejčastěji animaci, pokud je vyvolána událost typu RoutedEvent.
- **Data Trigger** - Provede změnu zadaných vlastností při změně data binding.

```
<Style x:Key="ButtonStyle" TargetType="{x:Type Button}">
  <Style.Triggers>
    <Trigger Property="IsPressed" Value="True">
      <Setter Property="Opacity" Value="0.5" />
    </Trigger>
    <Trigger Property="IsEnabled" Value="False">
      <Setter Property="Foreground" Value="Red" />
    </Trigger>
  </Style.Triggers>
</Style>
```

Obrázek 5.3: Příklad triggeru typu Property Trigger.

Data binding

Data binding je technika, jak naplnit vizuální prvky informacemi na pozadí či přenést informace mezi jednotlivými prvky. Jedná se o techniku, která

umožňuje oddělit vizuální vrstvu od vrstvy datové. Krása data binding je právě v tom, že umožňuje poskytnout vizuální komponentě informace pro zobrazení při napsání malého či žádného množství kódu v Code Behind. Data binding ve WPF umožňuje vzít si data téměř z jakékoliv vlastnosti objektu či jakéhokoli datového kontextu a navázat je na téměř jakoukoli jinou vlastnost jiného objektu. Jako příklad je možné uvést situaci, kdy chceme zobrazit aktuální hodnotu komponenty Slider v textové podobě v komponentě TextBlock, aniž bychom museli v Behin Code psát metodu na obsluhu události při změně hodnoty na Slideru, která by obsah TextBlocku měnila na aktuální hodnotu. Tento příklad je zobrazen na obrázku 5.4.

```
<Slider Name="Slider"
    Minimum="5" Maximum="300" Value="30"
    ToolTip="{StaticResource SliderButtonInfo}"
    IsSnapToTickEnabled="True" TickFrequency="5"
    TickPlacement="None" AutoToolTipPlacement="BottomRight"/>
<TextBlock
    Text="{Binding Path=Value, StringFormat={}{0}s, ElementName=Slider}"
    Foreground="{StaticResource AccentColorBrush}"/>
```

Obrázek 5.4: Příklad data binding mezi komponentou Slider a TextBlock.

Resource dictionary

Resource dictionary je ve WPF označení pro soubor psaný v jazyce XAML a slouží pro definování znovupoužitelných zdrojů, jako jsou texty, styly tlačítek, barvy a další. Představme si například, že chceme definovat nový styl tlačítka, které se bude používat úplně v celé aplikaci. Není tedy žádoucí, abychom v každé komponentě, kde chceme toto tlačítko použít, definovali tento styl znovu. Proto napíšeme tento styl pro komponentu tlačítka do souboru Resource dictionary a poté již pro každé tlačítko použijeme data binding k nastavení tohoto stylu. Ještě než však je možné styl takto použít, je nutné nově vytvořenou Resource dictionary přiřadit do seznamu zdrojů do souboru App.xaml, který je vždy součástí projektu WPF. Ve vytvořené aplikaci je této vlastnosti využito i pro vytvoření Resource dictionary s veškerými texty (viz obr. 5.5), které by pak bylo možné lehce přeložit a aplikaci tak převést do jiného jazyka.

```

<ResourceDictionary xmlns="http://schemas.microsoft.com/winfx/2006/xaml/presentation"
                    xmlns:x="http://schemas.microsoft.com/winfx/2006/xaml"
                    xmlns:S="clr-namespace:System;assembly=mscorlib">
    <S:String x:Key="FilePickerEdfInfo">PŘETAŽENÍM VLOŽTE DATOVÝ SOUBOR TYPU EDF, NEBO
    KLIKNĚTE PRO JEHO VYHLEDÁNÍ.</S:String>
    <S:String x:Key="FilePickerXmlInfo">PŘETAŽENÍM VLOŽTE ZNAČKOVACÍ SOUBOR TYPU XML, NEBO
    KLIKNĚTE PRO JEHO VYHLEDÁNÍ.</S:String>
    <S:String x:Key="SignalsSelectorInfo">DOSTUPNÉ SIGNÁLY V NAČTENÉM SOUBORU</S:String>
    <S:String x:Key="RemoveSourceFile">Odebrat vybraný soubor.</S:String>
    <S:String x:Key="ReadSourceFileHeaderInfo">Načíst informace o signálech ze zdrojového
    souboru.</S:String>
    <S:String x:Key="SignalsSelectorNextButtonInfo">Vykreslit polysomnogram pro vybrané
    signály.</S:String>
    <S:String x:Key="SignalLabel">Označení signálu</S:String>
    <S:String x:Key="LoadingInfo">Čekejte prosím ...</S:String>
    <S:String x:Key="SliderInfo">ROZSAH ČASOVÉHO OKNA</S:String>
    <S:String x:Key="MarkupComboboxInfo">PŘIDAT OZNAČENÍ PRO VÝBĚR</S:String>
    <S:String x:Key="PsgTitle">NAČTENÝ POLYSOMNOGRAM</S:String>
    <S:String x:Key="PsgMarkingExport">Exportovat značky</S:String>
    <S:String x:Key="PsgMarkingExportInfo">Kliknutím exportujete zadané značky.</S:String>
    <S:String x:Key="NextWindowInfo">Posunou časové okno dopředu.</S:String>
    <S:String x:Key="PreviousWindowInfo">Posunou časové okno dozadu.</S:String>
    <S:String x:Key="SignalChBoxSelectInfo">Kliknutím vyberete signál.</S:String>
    <S:String x:Key="SignalChBoxUnselectInfo">Kliknutím odeberete signál.</S:String>
    <S:String x:Key="SliderButtonInfo">Posunutím vyberete rozsah časového okna.</S:String>
    <S:String x:Key="MarkupButtonInfo">Klikněte pro označení vybraného úseku.</S:String>
    <S:String x:Key="MarkupFileError">Špatný formát značkovacího souboru XML!</S:String>
    <S:String x:Key="MarkButtonText">Označit</S:String>
    <S:String x:Key="FolderBrowserDescription">Vyberte složku, do které se mají značky
    uložit.</S:String>
    <S:String x:Key="Segmentation">SEGMENTACE</S:String>
    <S:String x:Key="SegmentationInfo">Pokračovat k segmentaci signálu.</S:String>
    <S:String x:Key="MarkuppgramTitle">ZNAČKY V CELÉM POLYSOMNOGRAMU</S:String>
    <S:String x:Key="TimeAxis">Čas</S:String>
    <S:String x:Key="SymptomTitle">Příznak</S:String>
    <S:String x:Key="SymptomAddInfo">Přidat příznak.</S:String>
    <S:String x:Key="SymptomRemoveInfo">Odebrat příznak.</S:String>
    <S:String x:Key="ComputationSymptomsSelectorInfo">PŘIDÁNÍ PŘÍZNAKŮ PRO VÝPOČET
    </S:String>
    <S:String x:Key="ComputationButton">Vypočítat příznaky</S:String>
    <S:String x:Key="SymptomsComputationWarning">Pozor, tato operace může být výpočetně a
    časově náročná.</S:String>
    <S:String x:Key="SymptomgramTitle">ZNÁZORNĚNÍ VYPOČTENÝCH PŘÍZNAKŮ</S:String>
</ResourceDictionary>

```

Obrázek 5.5: Ukázka souboru s veškerými texty aplikace.

Použité open-source knihovny

Jelikož tato práce je prací diplomovou a nejedná se o žádný finančně podpořený projekt, je výsledná aplikace odkázána pouze na knihovny, které jsou uvedeny pod nějakým typem open-source licence a jsou tedy volně stažitelné z internetu a použitelné dle dané licence. V této kapitole budou použité knihovny jednotlivě

stručně popsány.

MathApps.Metro

MathApps.Metro je projekt, který založil Paul Jenkins již v roce 2011, jako jednoduchý způsob, jak přeměnit klasický vzhled některých základních komponent frameworku WPF na vzhled v takzvaném Metro stylu, s kterým přišla firma Microsoft. Tento projekt je open-source pod licencí MS-PL² a je dostupný ze stránek projektu³, nebo na GitHubu⁴. V aplikaci pro analýzu dlouhodobých polysomnografických záznamů je knihovna využita pro moderní vzhled oken a všech základních komponent.

Oxyplot

Oxyplot je cross-platformní knihovna pro .NET a slouží k vykreslování dat do grafů a práci s vykreslenými grafy, jako je interpolace bodů, přiblížení a další. Její kód je open-source pod licencí MIT⁵ a je dostupný ze stránek projektu⁶, nebo na GitHubu⁷. V výsledné aplikaci je knihovna využívána pro vykreslování a veškerou práci s grafy.

Math.NET Numerics

Math.NET Numerics je projekt pro .NET, který si klade za cíl poskytnout metody a algoritmy pro numerické výpočty ve vědě, inženýrství i v každodenním použití. Zahrnuje například speciální funkce pro lineární algebru, modely s největší pravděpodobností náhodných čísel, interpolaci, integraci, regresi, optimalizační problémy a další. Tento projekt je open-source pod licencí MIT⁸ a je dostupný ze stránek projektu⁹, nebo na GitHubu¹⁰. V výsledné aplikaci je knihovna využívána

²<https://opensource.org/licenses/MS-PL>

³<http://mahapps.com/>

⁴<https://github.com/MahApps/MahApps.Metro>

⁵<https://opensource.org/licenses/MIT>

⁶<http://oxyplot.org/>

⁷<https://github.com/oxyplot/oxyplot>

⁸<https://opensource.org/licenses/MIT>

⁹<http://numerics.mathdotnet.com/>

¹⁰<https://github.com/mathnet/mathnet-numerics>

zejména pro její rychlé implementace některých metod pro analýzu EEG/PSG.

European Data Format (EDF)

Evropský datový formát neboli EDF je dlouholetý zavedený standard pro ukládání a zpětné načítání, pro možnou vizualizaci či analýzu polyosomnografických záznamů. V této kapitole bude blíže popsána jeho struktura i jeho způsob načítání.

EDF je jednoduchý a flexibilní formát pro výměnu a skladování multikanálových biologických a fyzických signálů. Byl vyvinut několika evropskými zdravotnickými inženýry, kteří se poprvé setkali v roce 1987 na mezinárodním spánkovém kongresu v Kodani. Tito inženýři chtěli uplatnit své algoritmy pro analýzu spánku i na záznamech ostatních uživatelů a porovnat jednotlivé výsledky analýzy, a proto se v lednu roku 1990 dohodli na velmi jednoduchém formátu pro výměnu jejich spánkových záznamů. Tento dohodnutý formát se stal známý jako European Data Format a poprvé byl zveřejněn v roce 1992 v práci *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 82 na stránkách 391 - 393 a od té doby se EDF stalo de-facto standardem pro záznam EEG a PSG. Od roku 2003 je známé i jeho rozšíření označené jako EDF+.

Pro možnost načtení tohoto formátu byl vytvořen vlastní knihovní projekt s názvem EDFToolkit. Takto vytvořená knihovna je posléze referencována v projektu celé aplikace a je možné ji použít i v jiných aplikacích, kde bude potřeba práce se soubory EDF.

Specifikace EDF

Jedná se o jeden datový soubor, který obsahuje jeden nepřerušovaný digitalizovaný polygrafický záznam. Datový soubor se skládá z návěští neboli hlavičky, které je následované jednotlivými datovými záznamy. Hlavička má proměnlivou délku, v které se identifikuje pacient a specifikují se technické vlastnosti zaznamenaných signálů.

Prvních 256 bytů hlavičky obsahuje číslo verze tohoto formátu, informace o pacientovi a identifikaci záznamu, časové informace o nahrávce, počet datových záznamů a počet signálů (NS) v každém datovém záznamu. Poté každých 256 bytů za hlavičkou obsahuje specifikaci typ signálu (například EEG, tělesná teplota, atd.), amplitudu kalibrace a počet vzorků v každém datovém záznamu. Díky tomuto způsobu záznamu, je umožněno ukládat signály s různou vzorkovací frekvencí. Celkově tedy hlavička obsahuje $256 + (NS + 256)$ bytů a za ní následuje NS datových záznamů o délce - počet vzorků v signálu (NR) * int.

Celková specifikace je uvedena na webu¹¹ a zde je uvedena pouze tabulka 5.1, která ukazuje strukturu tohoto formátu.

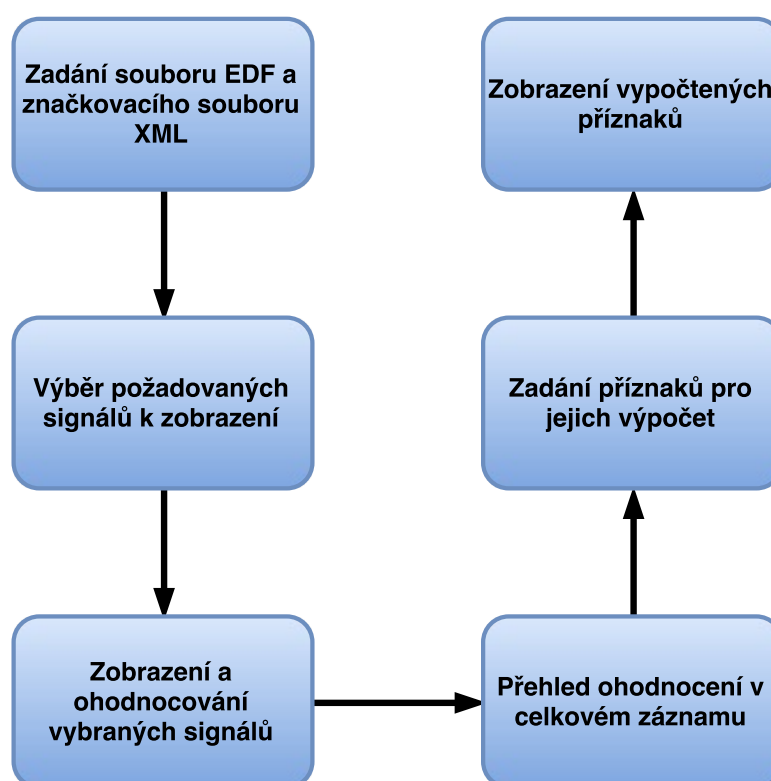
¹¹<http://www.edfplus.info/specs/edf.html>

HLAVIČKA	
Délka	Význam
8 ascii	Verze formátu
80 ascii	Informace o pacientovi
80 ascii	Identifikace záznamu
8 ascii	Datum započetí nahrávky
8 ascii	Čas započetí nahrávky
8 ascii	Počet bytů v hlavičce
44 ascii	Rezervováno
8 ascii	Počet datových záznamů
8 ascii	Doba trvání datového záznamu v sekundách
4 ascii	Počet signálů (NS) v datovém záznamu
NS * 16 ascii	NS * Popisek signálu
NS * 80 ascii	NS * Typ snímače
NS * 8 ascii	NS * Fyzikální veličina
NS * 8 ascii	NS * Fyzikální minimum
NS * 8 ascii	NS * Fyzikální maximum
NS * 8 ascii	NS * Digitální minimum
NS * 8 ascii	NS * Digitální maximum
NS * 80 ascii	NS * Předfiltrování
NS * 8 ascii	NS * Počet vzorků v každém datovém záznamu (NR)
NS * 32 ascii	NS * Rezervováno
DATOVÝ ZÁZNAM	
Délka	Význam
NR pro 1. záznam * int	První signál v datovém záznamu
NR pro 2. záznam * int	Druhý signál v datovém záznamu
...	
NR pro NS-tý záznam * int	Poslední signál v datovém záznamu

Tabulka 5.1: Tabulka znázorňující strukturu datového souboru EDF.

5.2 Struktura aplikace

V této části bude probráno celkové pojetí vytvořené aplikace z hlediska uživatelského průchodu aplikací. Tento průchod byl hlavním stavebním kamenem, co se do rozdělení aplikace na jednotlivé komponenty týče. Nejprve bylo nutné rozmyslet, jak by mohl uživatel aplikaci používat pro analýzu záznamů, a také to, aby analyzování záznamů probíhalo pro uživatele co možná nejintuitivněji a přívětivě. Jak je zobrazeno na obrázku 5.6, je aplikace rozdělena celkem do šesti více či méně komplexních komponent, které uživateli umožňují analyzovat biologické záznamy od jejich zadání ve formátu EDF až po výpočet zadaných příznaků v ohodnocených a rozsegmentovaných úsecích.



Obrázek 5.6: Struktura a jednotlivé části aplikace.

5.3 Jednotlivé části aplikace

Jak bylo v předešlé části zmíněno, celková aplikace se skládá z více či méně komplexních komponent, které jsou uvedeny v následujícím seznamu a které budou dále více popsány na následujících řádcích.

- Komponenta pro zadávání zdrojových souborů
- Komponenta pro výběr požadovaných signálů
- Komponenta pro zobrazení a ohodnocování vybraných signálů
- Komponenta pro přehled ohodnocení v celém záznamu
- Komponenta pro zadávání příznaků pro výpočet
- Komponenta pro zobrazení vypočtených příznaků

Komponenta pro zadávání zdrojových souborů

Komponenta, která slouží uživateli pro zadání povinného zdrojového EDF souboru (kapitola 5.1) a nepovinného značkovacího souboru XML.

Uživatelský pohled

Komponenta je rozdělena do dvou samostatných rámců (viz obrázek 5.7) pro zadání jednotlivých souborů. Pro samotné zadání souborů může uživatel použít buď klasický způsob, kdy se mu po kliknutí do příslušného rámce zobrazí systémové okno pro vyhledání požadovaného souboru, nebo může požadovaný soubor do příslušného rámce přesunout pomocí myši tzv. metodou Drag and drop.



Obrázek 5.7: Rámce komponenty pro zadávání zdrojových souborů.

Poté, co uživatele zadá požadovaný soubor, rámec, který má soubor zadáný, deaktivuje možnost výběru či přetažení souboru a zobrazí úplnou cestu k za-

danému souboru a na její pravé straně křížek pro případné odebrání souboru a přesunutí se opět k možnosti jeho výběru, jak je vidět na obrázku 5.8.



Obrázek 5.8: Ukázka zadaného zdrojového soubor EDF.

Pokud je uživatel se zadáním souborů spokojený a zadal povinný zdrojový soubor EDF, zpřístupní se uživateli tlačítko v podobě šipky v pravé části této komponenty pro načtení hlavičkových dat ze souboru EDF (viz kapitola 5.1) a zobrazení všech signálů, které soubor obsahuje.

Implementace

Z implementačního hlediska se jedná o nově vytvořený User Control reprezentovaný třídou a souborem XAML s názvem FilePicker, který se skládá z Gridu, který je rozdělen do tří sloupců. Šíře prvních dvou sloupců je automatická dle prostoru, který umožňuje celkové okno a to z důvodu adaptivního layoutu právě při změně velikosti okna. Poslední sloupec má již pevně zadanou šířku dle velikosti tlačítka pro pokračování. Takto rozvržená komponenta má nad jednotlivými částmi určené triggery a příslušný data binding (viz kapitola 5.1), které se starají o celkovou funkcionalitu tak, aby kódu ve třídě na pozadí v Code Behind bylo co možná nejméně a o většinu funkcionalitu bylo postaráno v samotném jazyce XAML.

Jak již bylo zmíněno, aby mohl uživatel pokračovat k následující komponentě, je nutné, aby zadal zdrojový soubor EDF, kdy zadání značkovacího souboru nemá na zpřístupnění této možnosti pokračovat vliv. Toto chování je implementováno dle následující pravdivostní tabulky:

A	B	Out
0	0	0
0	1	0
1	0	1
1	1	1

Tabulka 5.2: Pravdivostní tabulka pro logiku zadávání zdrojových souborů.

kde A rovno jedné znamená zadání zdrojového souboru EDF a B rovno jedné znamená zadání značkovacího souboru XML. Tato tabulka vede na takovouto výslednou funkci:

$$AB + A\bar{B} = A, \quad (5.1)$$

jejíž výsledek je ve sloupci *Out*.

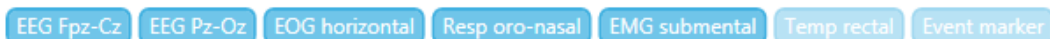
Komponenta pro výběr požadovaných signálů

Komponenta, která slouží uživateli pro výběr signálů načtených ze zadaného zdrojového souboru EDF, které požaduje dále zobrazit a následně je ohodnocovat.

Uživatelský pohled

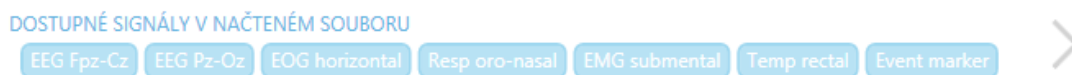
Pokud uživatel zadal požadovaný zdrojový soubor typu EDF a klikl na tlačítko pro načtení hlavičkových záznamů ze souboru, pak mu tato komponenta načte a zobrazí všechny signály, jejichž záznamy soubor EDF obsahuje. Zobrazení těchto signálů je možné vidět na obrázku 5.9.

DOSTUPNÉ SIGNÁLY V NAČTENÉM SOUBORU



Obrázek 5.9: Komponenta pro výběr požadovaných signálů.

Každý takto zobrazený název signálu se chová jako samostatné tlačítko fungující jako klasický checkbox pro výběr či zneplatnění výběru, kdy po načtení a prvním zobrazení jsou veškeré signály označeny jako vybrané. Pokud však uživatel zneplatní veškeré nabízené signály, tlačítko pro potvrzení a pokračování k vykreslení polysomnogramu vybraných signálů se zneplatní také, viz obrázek 5.10.



Obrázek 5.10: Zneplatnění všech názvů signálů a tlačítka pro pokračování.

Implementace

Z hlediska implementačního se jedná o nově vytvořený User Control s názvem SignalSelector, který reprezentuje tuto komponentu rozdělenou na dva řádky, kdy první řádek obsahuje pouze data binding na text nadpisu a ve druhém řádku je speciální panel, který své potomky z hlediska XML zalomí dle velikosti okna, a tak je opět vyřešen adaptivní layout. Samotná komponenta vyžaduje data binding pole řetězců, které obsahuje jednotlivé názvy všech signálů obsažených ve zdrojovém souboru.

Jakmile uživatel potvrdil vybraní zdrojového souboru v předešlé komponentě, načetla se hlavička s informacemi, mezi kterými jsou i informace o všech signálech zaznamenaných v souboru. Ty se převedly na pole řetězců a předaly této komponentě právě pomocí data binding. Komponenta před svým vykreslením projde celé pole předaných názvů signálů a pro každý signál vytvoří novou instanci vytvořené výběrové komponenty, checkboxu, pro signál, které se předá název signálu pomocí data binding pro zobrazení. Dále se instanci přiřadí společná metoda pro obsluhu události změny stavu.

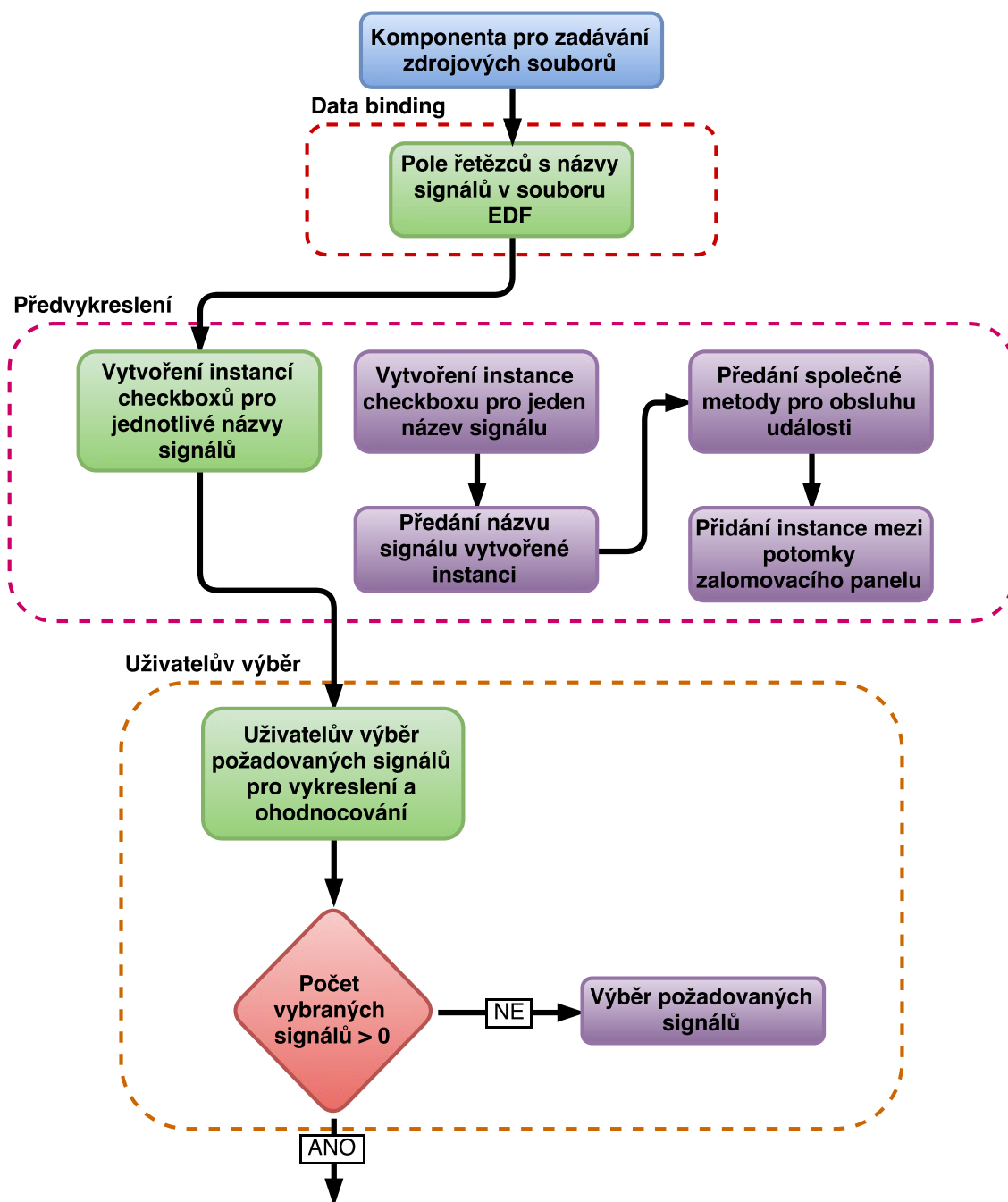
Takto vytvořená instance se následně přidá jako potomek zálamovacího panelu. Pokud uživatel klikne na určitou instanci tohoto checkboxu, zavolá se společná událost, event, na změnu stavu tlačítka, a pokud byl daný signál zneplatněn, odebere se název tohoto signálu z pole pro požadované signály. Naopak, pokud bude

signál označen jako vybraný, přidá se název tohoto signálu do zmíněného pole. Velikost pole pro požadované signály je jako data binding v data triggeru definovaném v jazyce XAML, který se stará o zneplatnění tlačítka pro pokračování, pokud je pole prázdné, a který je zobrazen na obrázku 5.11. Pokud však uživatel zadá alespoň jeden jediný signál, tlačítko je přístupné a uživatel tak může pokračovat k další komponentě pro vykreslení a ohodnocování vybraných signálů.

```
<DataTrigger Binding="{Binding Path=IsEmpty,
    RelativeSource={RelativeSource Mode=FindAncestor,
        AncestorType={x:Type UserControl},
        AncestorLevel=1}}" Value="True">
    <Setter Property="IsEnabled" Value="False"/>
</DataTrigger>
```

Obrázek 5.11: Trigger pro zneplatnění tlačítka pro pokračování.

Zjednodušené schéma implementační struktury této komponenty je na obrázku 5.12.



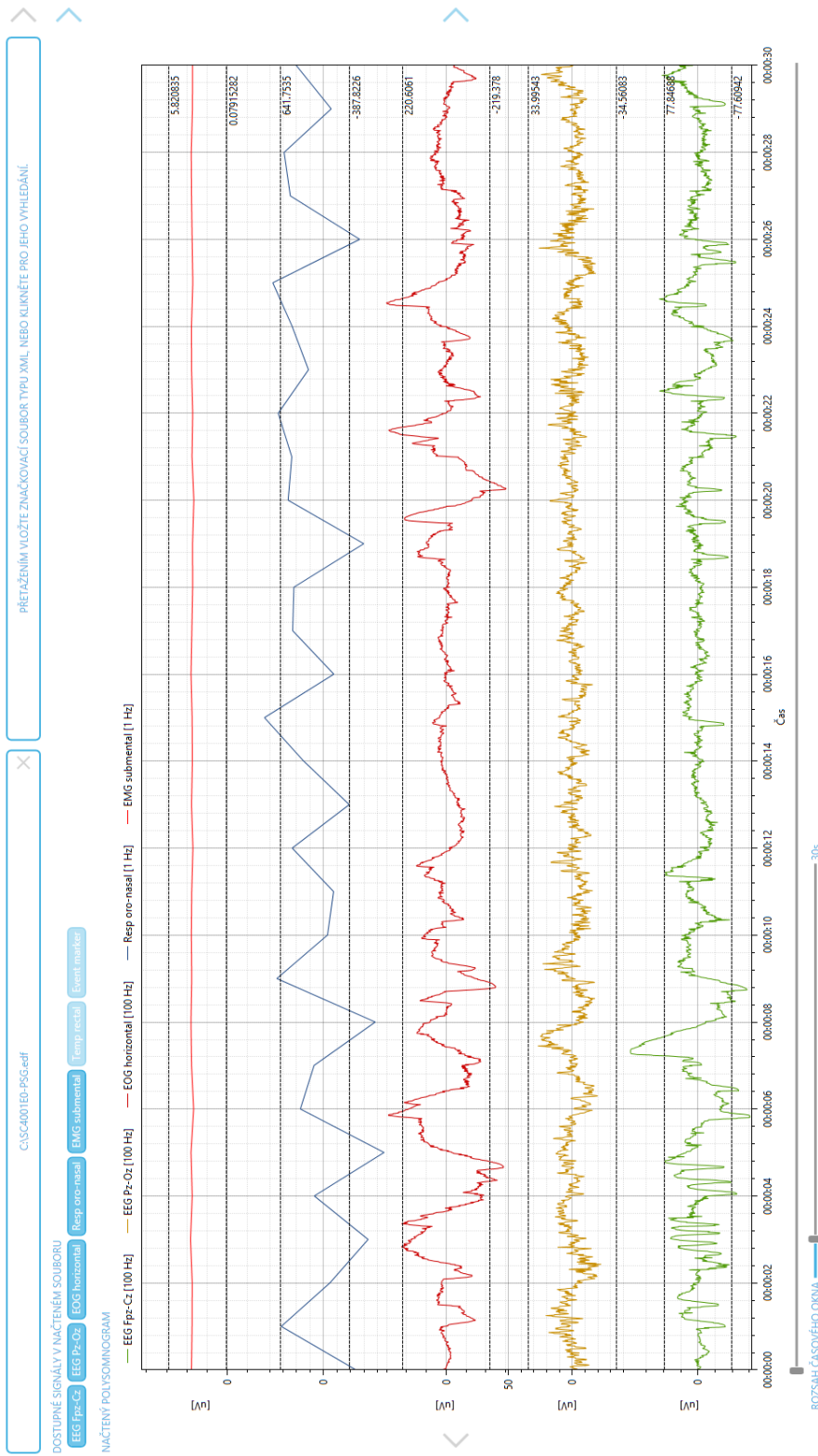
Obrázek 5.12: Zjednodušený diagram komponenty pro výběr požadovaných signálů.

Komponenta pro zobrazení a ohodnocování vybraných signálů

Komponenta, která slouží uživateli k náhledu na jednotlivá vykreslená časová okna požadovaných signálů a také k možnosti ohodnotit libovolně vybraný časový úsek záznamu požadovanou značkou.

Uživatelský pohled

Jakmile je uživatel spokojený s výběrem požadovaných signálů a potvrdí tento výběr tlačítkem pro pokračování k zobrazení vybraných signálů, zobrazí se mu tato nejkomplexnější komponenta složená z menších dílčích komponent. Tyto dílčí komponenty jsou mezi sebou propojeny a tvoří tuto velkou komponentu jako jeden velký celek pro zobrazování a ohodnocování vybraných a načtených signálů. Obrázek 5.13 zobrazuje tuto komponentu vykreslující vybrané signály.

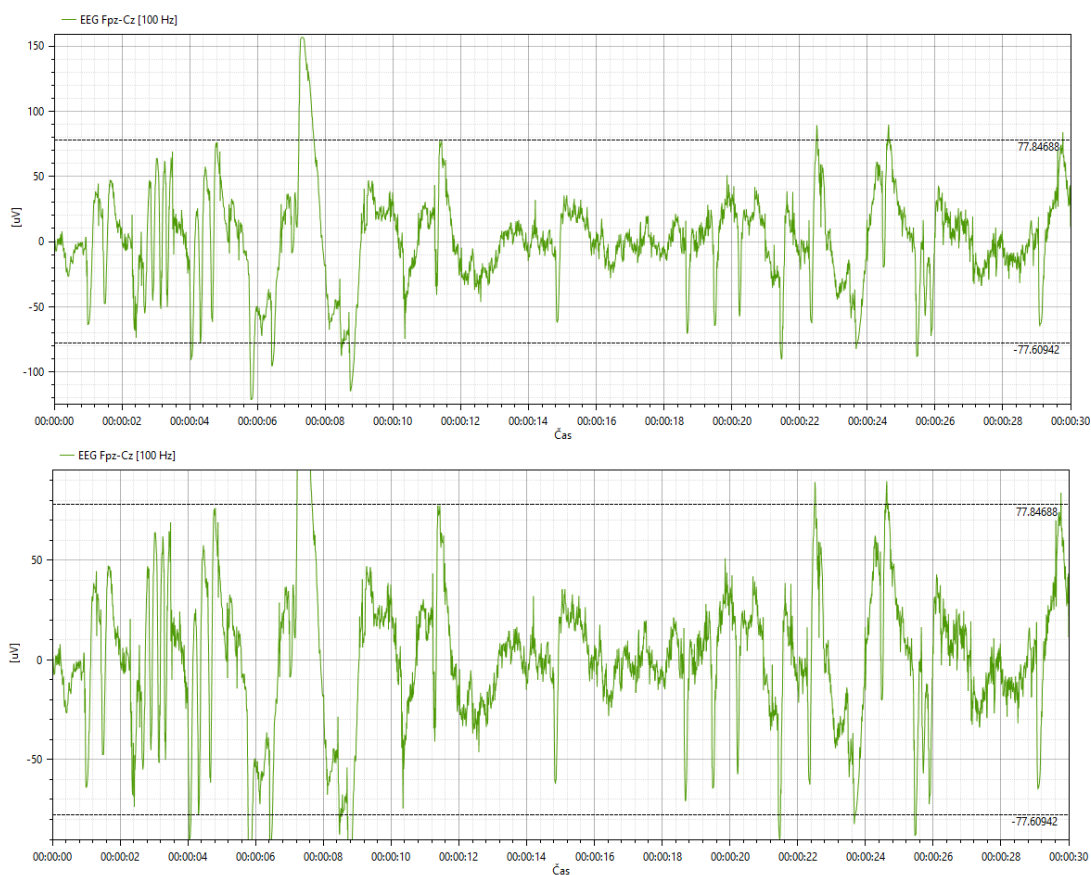


Obrázek 5.13: Vykreslení vybraných signálů. Na obrázku jsou vykresleny následující signály: EMG submental, Resp oro-nasal, EOG horizontal, EEG Pz-Oz, EEG Fpz-Cz.

Jak je možné vidět na obrázku 5.13, komponenta umožňuje zobrazení vybraných signálů ve zvoleném rozsahu časového okna, který je možný zadat pomocí takzvaného Slideru, který je na obrázku komponenty úplně ve spodní části. Při prvním vykreslení je pro uživatele automaticky předvolen rozsah 30 sekund, což je nejčastější rozsah časového okna při ohodnocování PSG záznamů.

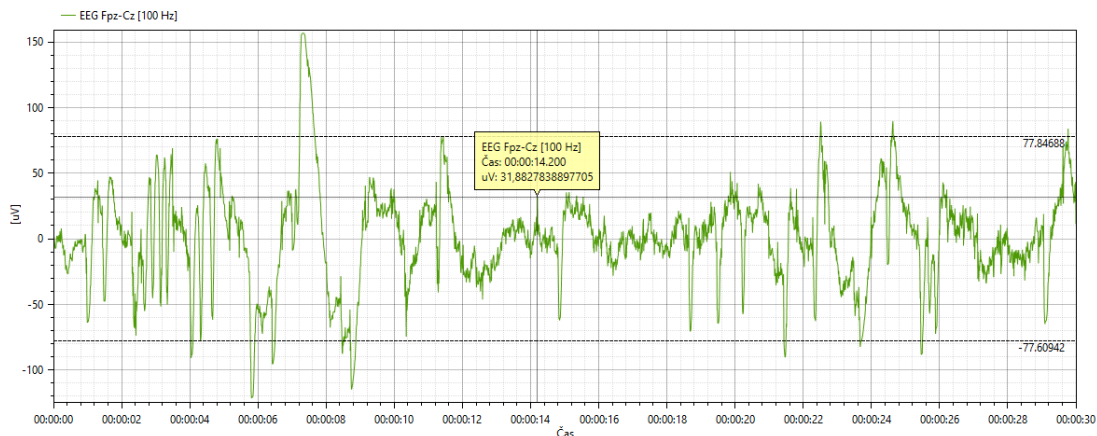
Přechod mezi jednotlivými časovými okny umožňují postranní tlačítka kolem vykreslených dat, kdy pravé tlačítko slouží k posunu časového okna dopředu a levé tlačítko nazpět. Je také možné si povšimnout, že levé tlačítko má na obrázku šedivou barvu, kdežto tlačítko pravé má barvu světle modrou. To je způsobené tím, že je zobrazeno první časové okno a není možné se na časové ose posunout nazpět. Opačně se pravé tlačítko zneplatní, pokud uživatel dojde až na poslední časové okno. Aby uživatel nebyl nucen několikanásobně klikat na tlačítka pro posun po časové ose a mohl si zobrazit požadované časové okno, je pod vykresleným grafem po celé jeho délce Slider pro posun na požadované časové okno.

Co se samostatného vykreslení signálů týče, jednotlivé signály jsou do grafu vykresleny se společnou časovou osou X a s vlastní hodnotovou osou Y. U každého signálu je navíc vykresleno normované minimum a maximum daného signálu a je umožněno kolečkem myši přibližovat či oddalovat jednotlivé signály v rámci jejich osy Y. Obrázek 5.14 zobrazuje vybraný signál ve výchozí načtené podobě a poté v podobě přiblížené. Je na něm také možné vidět zmíněné normované minimum a maximum.



Obrázek 5.14: Výchozí a zvětšené zobrazení PSG záznamu v grafu. Na obrázku je vykreslený signál EEG Fpz-Cz.

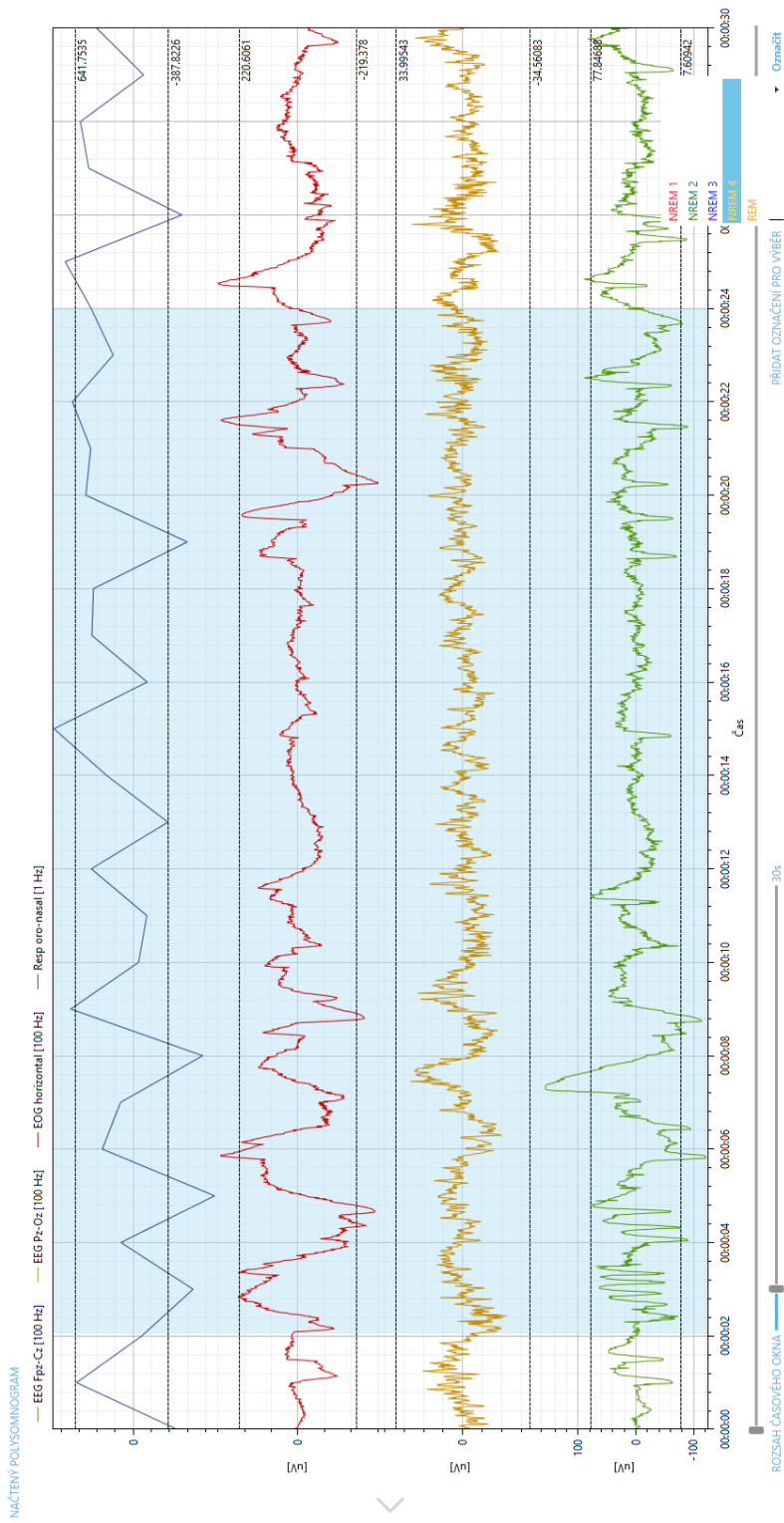
Pro přesný hodnotový údaj v určitém čase může uživatel podržet levé tlačítko myši nad vykresleným průběhem signálu a zobrazí se mu informace s přesnou hodnotou a přesným časem v daném bodě signálu. Tato vlastnost je zobrazena na obrázku 5.15.



Obrázek 5.15: Zobrazení informace pro zvolený časový úsek. Na obrázku je vykreslený signál EEG Fpz-Cz.

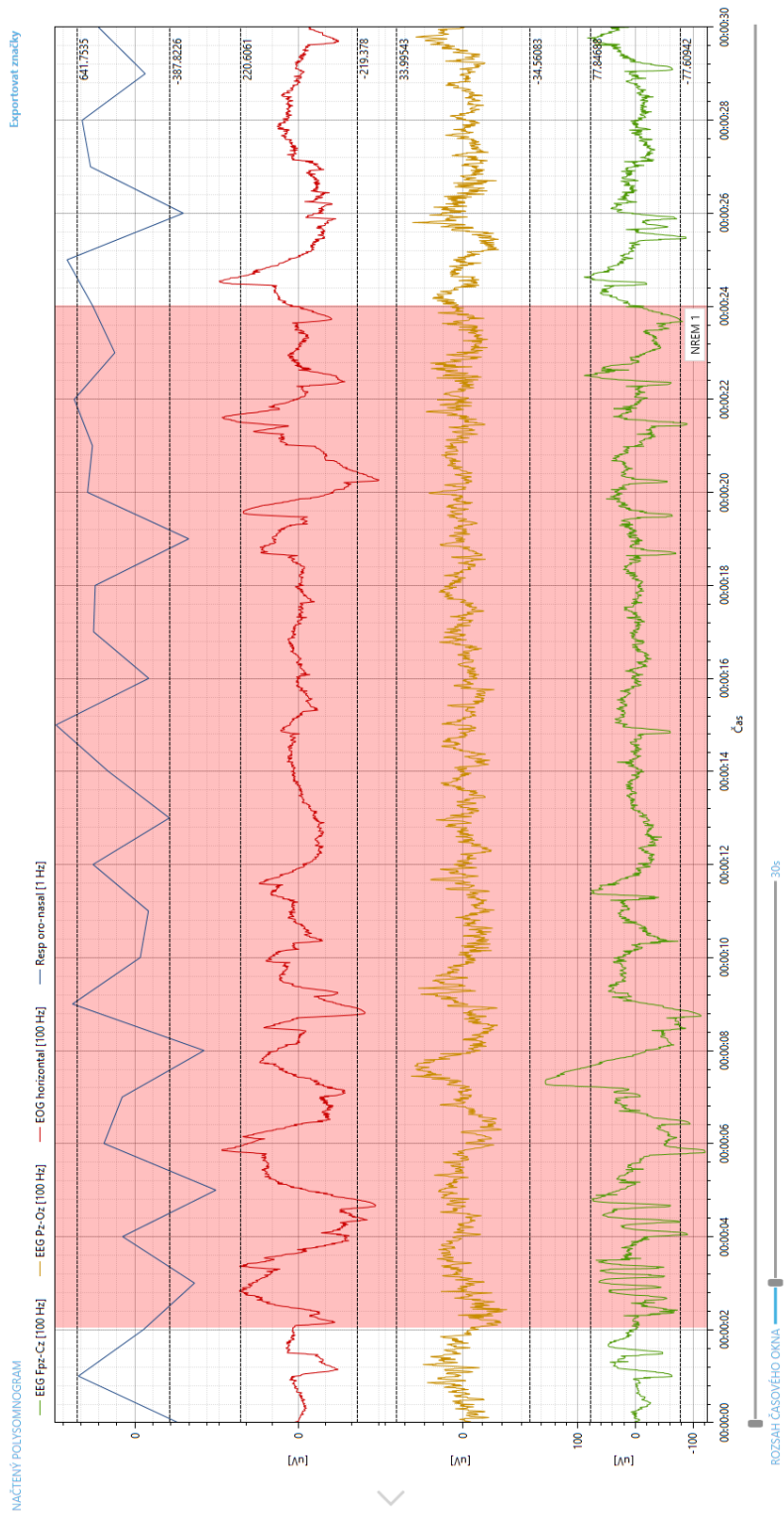
Tato komponenta uživateli umožňuje také přidávat ohodnocení pro vybraný časový úsek záznamu. Přidání hodnotící značky uživatel učiní tak, že v grafu vykreslených signálů, kde chce, aby daná značka začínala, stiskne a podrží pravé tlačítko myši a posunem myši se stisknutým pravým tlačítkem určí velikost přidávané značky a tlačítko pustí, pokud s touto velikostí bude spokojen. Pokud uživatel nebude s výběrem spokojený, postačí, když klikne pravým tlačítkem kamkoli do grafu, a výběr zmizí.

Jakmile uživatel ukončí výběr úseku, zobrazí se ve spodní části komponenty takzvaný ComboBox s předpřipravenými značkami (viz obrázek 5.16), z kterého může uživatel jednu značku vybrat a přiřadit ji výběru. Pokud si uživatel z předpřipravených značek nevybere, ComboBox umožňuje uživateli zadat libovolnou značku, které je po jejím přidání automaticky přidělena určitá barva, kterou poté bude označený úsek zvýrazněn. Barva má určitý stupeň průhlednosti, což umožňuje překrývání jednotlivých úseků se značkami. ComboBox umožňuje zadat až 15 libovolných značek. Pokud uživatel při výběru zdrojových souborů zadal i soubor se značkami již existujícími, bude ComboBox obsahovat pouze ty značky, které jsou obsaženy ve značkovacím souboru XML, a úseky značek obsažené ve značkovacím souboru budou vykresleny z polysomnografickém záznamu.



Obrázek 5.16: Uživatelem vybraný úsek pro ohodnocení. Na obrázku jsou vykresleny následující signály: Resp oro-nasal, EOG horizontal, EEG Pz-Oz, EEG Fpz-Cz.

Pokud si uživatel v ComboBoxu vybere požadovanou značku či do něj dopíše jiný název značky a klikne na tlačítko „Označit“, přiřadí se vybraná či zadaná značka vybranému úseku, v pravé horní části komponenty se zobrazí tlačítko pro možnost exportu zadaných značek do značkovacího souboru XML a zmizí ComboBox pro výběr značky. Vše bude tak, jak je zobrazeno na obrázku 5.17.



Obrázek 5.17: Uživatelem ohodnocený vybraný úsek. Na obrázku jsou vykresleny následující signály: Resp oro-nasal, EOG horizontal, EEG Pz-Oz, EEG Fpz-Cz.

Jakmile uživatel klikne na tlačítko „Exportovat značky“, bude vyzván k vybrání složky, do které má být soubor XML se všemi značkami v celém signálu uložen. Značky obsažené v souboru XML mají jednoduchou strukturu, kdy jsou v elementu <marking> uvedeny jednotlivé elementy <mark> s atributy name, start a duration. Atribut *name* udává název značky, atribut *start* udává dobu od začátku záznamu, kdy značka začala, a atribut *duration* udává dobu, po kterou značka trvá. Příklad takto vyexportovaného souboru je uveden na obrázku 5.18.

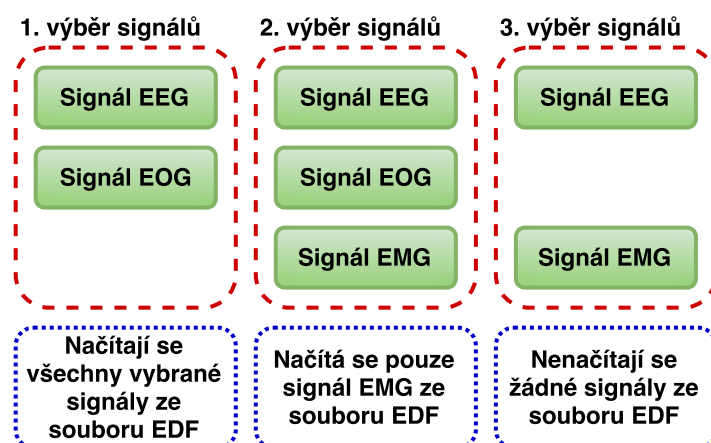
```
<marking xmlns:xsd="http://www.w3.org/2001/XMLSchema"
         xmlns:xsi="http://www.w3.org/2001/XMLSchema-instance">
  <mark name="NREM 1" start="00:25:00.4010000" duration="00:04:58.9970000" />
  <mark name="NREM 3" start="00:00:00.4550000" duration="00:02:49.3180000" />
  <mark name="REM" start="01:10:58.9570000" duration="00:03:12.5140000" />
  <mark name="NREM 2" start="02:10:01.2030000" duration="00:04:56.9920000" />
</marking>
```

Obrázek 5.18: Ukázka vyexportovaných značek v souboru XML.

Implementace

Z implementačního pohledu se jedná o nejkompexnější a nejsložitější komponentu v celé aplikaci a celkový implementační popis by byl tedy velice rozsáhlý, takže obsah této části bude omezen pouze na její nejdůležitější aspekty. Tak jako v předešlých komponentách se opět jedná o nově vytvořený User Control reprezentovaný třídou a souborem XAML s názvem Polysomnogram.

Co se datového kontextu této komponenty týče, jakmile uživatel potvrdí výběr signálů pro zobrazení, načtou se celé záznamy těchto signálů ze zdrojového souboru EDF a jsou pomocí data binding předány této komponentě. Zde je důležité zdůraznit, že dokud uživatel neklikne na křížek pro odebrání zdrojového souboru, tak se již jednou načtené informace z tohoto souboru nenačítají znovu, což přispívá k výraznému zrychlení, pokud uživatel často mění výběr požadovaných signálů. Příklad načítání zdrojových dat ze souboru EDF při změnách požadovaných signálů je uveden na obrázku 5.19.



Obrázek 5.19: Načítání dat ze souboru EDF při změnách požadovaných signálů.

Tak jako v předešlých komponentách je i tato komponenta do velké části popsána jazykem XAML s velkým množstvím triggerů starajících se o obsluhu velkého množství událostí a je taktéž opět rozdělena do Grid bloků s automatickou či roztažnou velikostí pro dosažení adaptivního layoutu. Nicméně se takto komplexní komponenta neobešla bez velkého množství kódu v Code Behind, kde bylo nutné nastavit PlotModel grafu z knihovny OxyPlot (viz 5.1), jehož nastavení je zobrazeno na obrázku 5.20.

```

private void SetPlotModel()
{
    PlotModel pm = new PlotModel();
    pm.IsLegendVisible = true;
    pm.LegendOrientation = LegendOrientation.Horizontal;
    pm.LegendPlacement = LegendPlacement.Outside;
    pm.LegendPosition = LegendPosition.TopLeft;
    pm.LegendMargin = 0;

    SetAxisX(pm);

    int indexOfSignal = 0;
    foreach (string labe in EdfRecordsBySignalLabel.Keys)
    {
        EdfSignal signalInfo;
        EdfSignalsInfoBySignalLabel.TryGetValue(labe, out signalInfo);
        if (signalInfo == null) continue;

        SetAxisY(pm, indexOfSignal, EdfRecordsBySignalLabel.Count, signalInfo);
        LineSeries ls = SetLineSerie(signalInfo);
        pm.Series.Add(ls);
        indexOfSignal++;
    }

    SetRectangleAnotation(pm, EdfRecordsBySignalLabel.Keys.ToArray());
    SetMarkupAnnotations(pm, EdfRecordsBySignalLabel.Keys.ToArray());
    SetMinMaxLineAnotations(pm, EdfRecordsBySignalLabel.Keys.ToArray());
    PlotModel = pm;
}

```

Obrázek 5.20: Code Behind pro nastavení PlotModel komponenty grafu.

Dále bylo potřeba vykreslovat časová okna grafu a překreslovat je, pokud uživatel překlíkl na zobrazení jiného časového okna. Hodnoty celkového záznamu pro daný signál jsou uchovávány v jednom celém poli hodnot a bylo tedy nutné vypočítat vždy počáteční index, který určoval, kde hodnoty pro dané časové okno v poli začínají, a koncový index, který určoval, kde hodnoty pro dané časové okno v poli končí. U takového výpočtu bylo nutné brát v potaz nejen číslo aktuálního časového okna, ale také velikost zobrazovaného okna a vzorkovací frekvenci daného signálu. Počáteční index se vypočítá takto:

$$start = WN * WW * SF \quad (5.2)$$

a koncový index takto:

$$end = (WN + 1) * WW * SF, \quad (5.3)$$

kde hodnota WN představuje číslo časového okna, hodnota WW šíří časového okna a hodnota SF je hodnota vzorkovací frekvence pro daný signál.

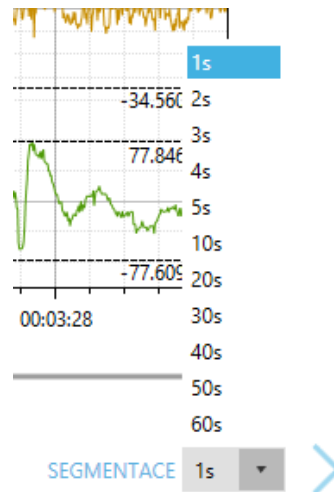
Celková implementace této komponenty je uvedena ve zdrojových kódech této aplikace na příloženém CD.

Komponenta pro přehled ohodnocení v celém záznamu

Komponenta, která slouží uživateli k přehledu všech uživatelem zadaných ohodnocení v celkovém záznamu.

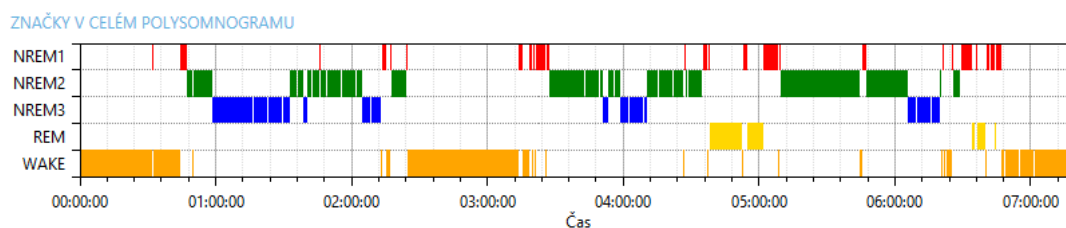
Uživatelský pohled

Pokud si chce uživatel zobrazit celkový přehled všech jím zadaných nebo načtených ohodnocení v celém záznamu, musí nejprve ve spodní části aplikace určit hodnotu intervalu segmentace a poté kliknout na tlačítko, které vede k segmentaci signálu (obr. 5.21).



Obrázek 5.21: ComboBox pro výběr intervalu segmentace záznamu.

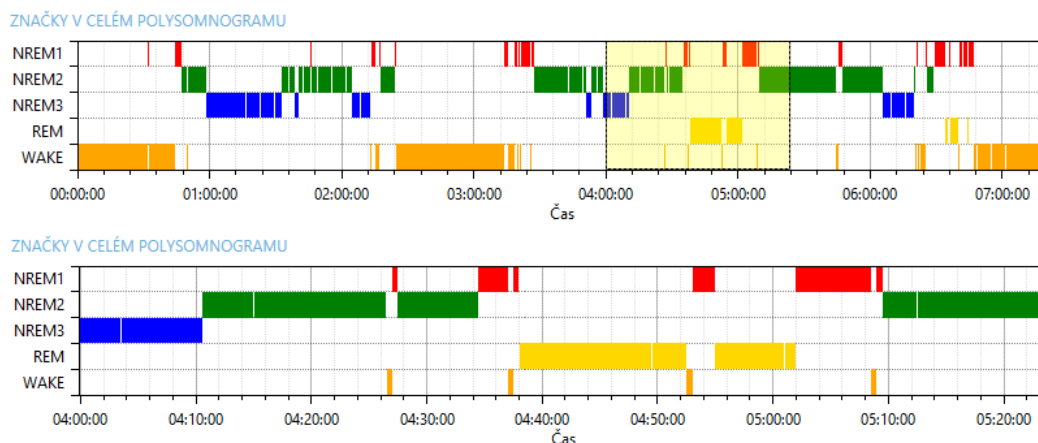
Jakmile uživatel v ComboBoxu s hodnotami možných intervalů segmentace vybere požadovaný interval segmentace a klikne na tlačítko pro pokračování k segmentaci, zobrazí se mu další okno aplikace, které naopak od prvního okna, které slouží k výběru, zobrazení a ohodnocování signálů, slouží k analyzování záznamu. V první části tohoto nově zobrazeného okna aplikace je uvedena právě tato komponenta pro přehled ohodnocení v celém záznamu, která je zobrazena na obrázku 5.22.



Obrázek 5.22: Komponenta pro přehled ohodnocení v celém záznamu.

Jak je na obrázku vidět, komponenta je graf zobrazující jednotlivé značky v záznamu na ose Y a čas od začátku do konce záznamu na ose X. V jednotlivých osách Y pro jednotlivé značky jsou vykresleny vždy barevné obdélníky, které začínají v čase na ose X, kde daná značka v záznamu začíná a končí v čase na ose X, kde značka v záznamu končí. Jednotlivé obdélníky jsou odlišeny barevně tak, aby jejich barva v této komponentě odpovídala barvě značky v komponentě pro vykreslení a ohodnocování záznamu.

Pro lepší uživatelův přehled umožňuje komponenta přiblížit úsek záznamu, na který ukazuje kurzor myši, pomocí otáčením středního kolečka myši směrem od uživatele či zamáčknutím, přidržení středního kolečka myši a označením požadovaného úseku tažením myši, kdy při uvolnění tlačítka dojde k přiblížení vybraného úseku. Pokud si uživatel zadaný úsek přiblížil, umožňuje komponenta posun časové osy v tomto přiblížení, pokud uživatel přidrží stlačené pravé tlačítko myši. Pro zpětné oddálení se využívá otáčení středního kolečka myši směrem k uživateli. Ukázkou přiblížení značek vybraného úseku záznamu zobrazuje obrázek 5.23.

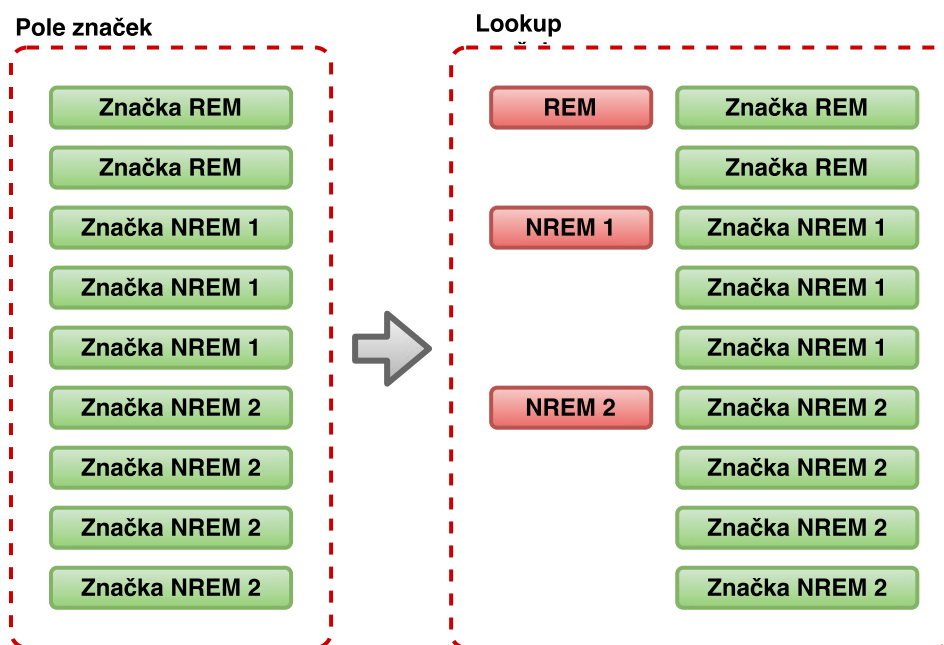


Obrázek 5.23: Přiblížené značky vybraného úseku záznamu.

Implementace

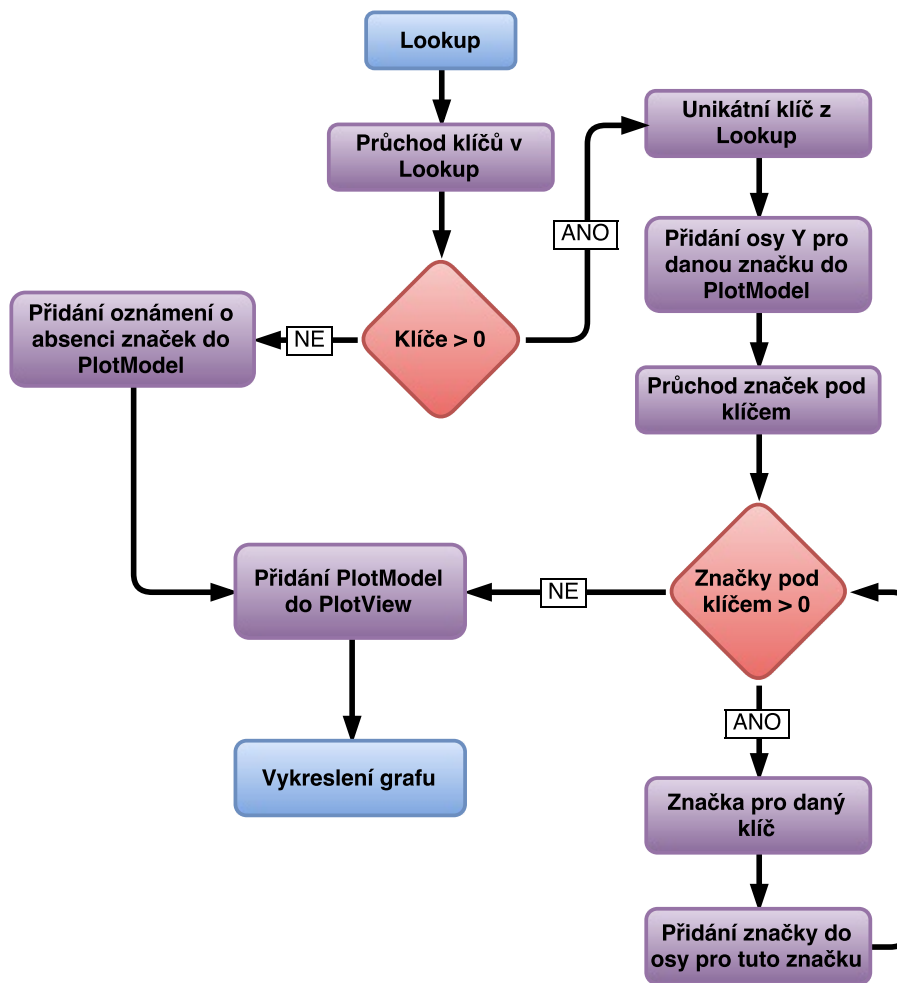
Z hlediska implementačního se jedná o nově vytvořený User Control s názvem Markupgram, který reprezentuje tuto komponentu rozdělenou na dva řádky, kdy první řádek obsahuje pouze data binding na text nadpisu a ve druhém řádku komponenta PlotView z knihovny OxyPlot, která se stará o vykreslení zadaných hodnot.

Proto, aby bylo možné komponentě PlotView v Behind Code této komponenty nastavit data binding pro parametr PlotModel, je nutné, aby tato komponenta ve svém data binding dostala pole značek obsažených v celém záznamu. Jednotlivé značky v tomto poli jsou reprezentovány třídou Annotation, která nese informace o názvu značky, minimální a maximální hodnotě osy X a barvu této značky. Pokud je takovéto pole značek komponentě předáno, komponenta vytvoří z daného pole takzvaný Lookup, což je struktura, která vytvoří skupiny pod jednotlivými klíči, což jsou unikátní názvy značek. Do těchto jednotlivě vytvořených skupin se uloží vždy pole instancí všech značek se stejným názvem.



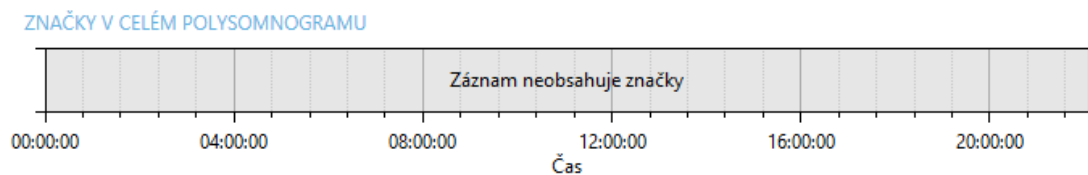
Obrázek 5.24: Znázornění převodu pole značek na Lookup.

Jakmile je pole převedeno na Lookup, jak znázorňuje obrázek 5.24, projde se vytvořený Lookup tak, že vnější cyklus prochází seřazené unikátní názvy jednotlivých značek v Lookup. Pro každý unikátní název značky je vytvořena instance osy Y, která je následně přidána do instance třídy PlotModel. Po přidání osy Y následuje vnořený cyklus procházející již samotná pole instancí třídy Annotation pro daný název značky. Jednotlivé prvky pole reprezentující jednotlivé značky jsou přidány do vytvořené osy Y v daný čas na ose X. Pokud jsou cykly dokončeny, předá se nastavená instance třídy PlotModel komponentě PlotView pro vykreslení grafu s přehledem značek v celém záznamu. Zjednodušený diagram průchodu cykly je uveden na obrázku 5.25.



Obrázek 5.25: Zjednodušený diagram zpracování Lookup se značkami v záznamu.

Pokud celkový záznam neobsahuje ani jednu značku, je do PlotModel přidána informace o absenci značek v celém záznamu a uživatel vidí informaci tak, jak je uvedeno na obrázku 5.26.



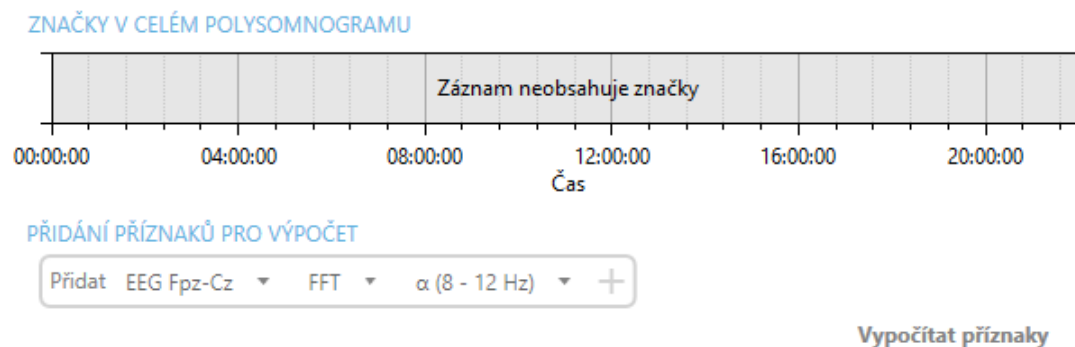
Obrázek 5.26: Zobrazení informace o absenci značek v záznamu.

Komponenta pro zadávání příznaků pro výpočet

Komponenta, která slouží uživateli k zadání požadovaných příznaků, které se mají vypočítat a v následující komponentě vykreslit.

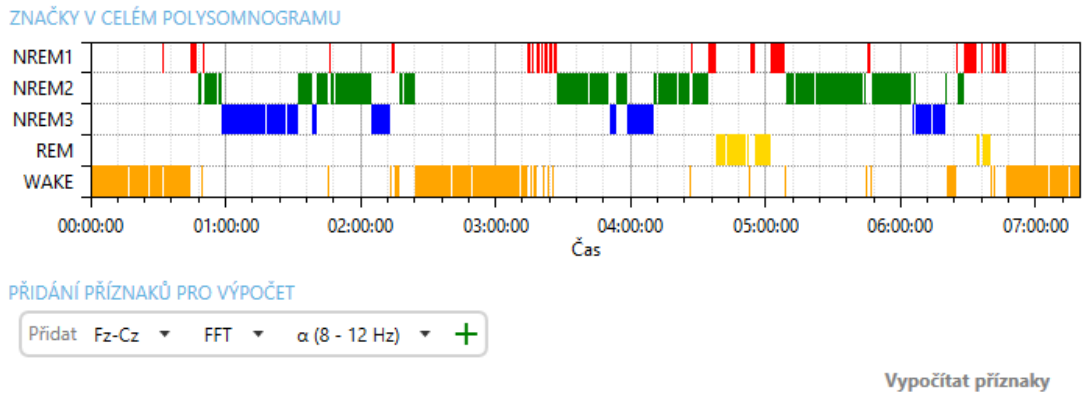
Uživatelský pohled

Jakmile se uživatel nachází ve druhém okně aplikace, tak již zadal interval segmentace, kterým se budou jednotlivá ohodnocení dělit na menší segmenty. Aby však mohl zadávat příznaky pro výpočet, musí nejprve zadat alespoň jednu ohodnocující značku pro nahlížený záznam. Pokud tak neučiní, je mu tato komponenta sice zobrazena, ale neumožňuje mu zadávat příznaky pro výpočet. Takovéto zobrazení je vidět na obrázku 5.27.



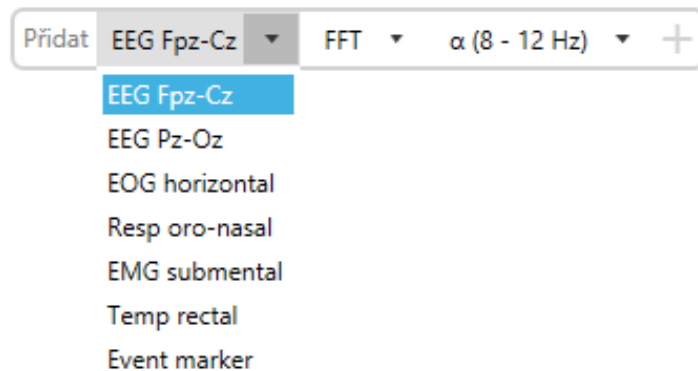
Obrázek 5.27: Nepřístupná komponenta pro zadávání příznaků pro výpočet.

Takovéto chování je z toho důvodu, že příznaky se vypočítávají pouze ze segmentů vytvořených segmentací značek zadaných uživatelem. Segmentace bude více popsána v implementačním popisu této komponenty. Pokud však uživatel zadá alespoň jedinou značku do prohlíženého záznamu, je tato komponenta zpřístupněna (viz obrázek 5.28) a může již zadávat jednotlivé příznaky pro výpočet.



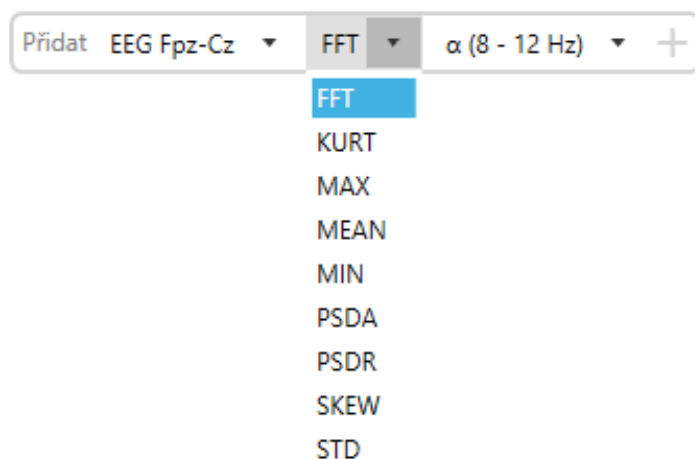
Obrázek 5.28: Komponenta pro zadávání příznaků pro výpočet.

Zadání probíhá tak, že si uživatel v prvním Comoboxu na obrázku 5.29 vybere druh signálu, pro který chce daný příznak vypočítat.



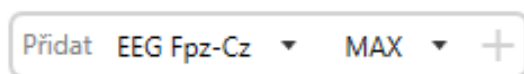
Obrázek 5.29: Výběr signálu pro výpočet příznaku.

V druhém ComboBoxu, zobrazeném na obrázku 5.30, si uživatel vybere výpočetní metodu, kterou budou příznaky vypočteny.



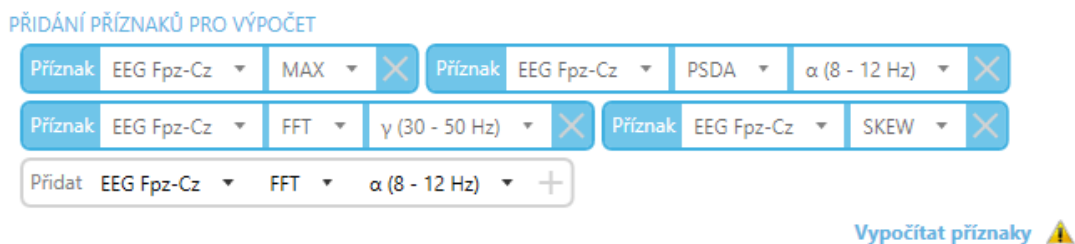
Obrázek 5.30: Výběr metody pro výpočet příznaku.

Pokud výpočetní metoda vyžaduje zadání frekvenčního rozsahu, ve kterém se bude příznak počítat, je zobrazen třetí ComboBox pro zadání tohoto rozsahu, jak je vidět na obrázku 5.29 a 5.30. Pokud výpočetní metoda frekvenční rozsah nevyžaduje, třetí ComboBox se nezobrazí (viz obrázek 5.31).



Obrázek 5.31: Vybraný příznak bez frekvenčního rozsahu.

Je-li uživatel s nastavením příznaku pro výpočet spokojený, stačí, aby klikl na tlačítko plus a příznak se označí jako příznak přidaný a uživatel bude moci zadat další příznak k výpočtu. Pokud bude chtít uživatel jeden z příznaků již zadaných odebrat, stačí, aby klikl na tlačítko křížku u daného příznaku, a příznak se odebere. Příklad několika zadaných příznaků pro výpočet je zobrazen na obrázku 5.32.



Obrázek 5.32: Příklad zadaných příznaků pro výpočet. Na obrázku jsou pro signál EEG Fpz-Cz zadány tyto příznaky: MAX, PSDA α (8 - 12 Hz), FFT γ (30 - 50 Hz), SKEW.

Jak je na obrázku 5.32 vidět, pokud je již uživatel spokojený se všemi zadanými příznaky, je vpravo pod příznaky tlačítko, kterým uživatel vyvolá výpočet všech zadaných příznaků. Toto tlačítko je uživateli nepřístupné, pokud není zadán ani jeden příznak pro vypočtení. Vedle tlačítka je také zobrazena výstražná ikona, na kterou, když uživatel najeden myší, se zobrazí text o tom, že operace výpočtu příznaků může být velice časově a paměťově náročná.

Všechny příznaky, které jsou v aplikaci implementovány a které uživatel může zadat, jsou uvedeny v tabulce 5.3.

Zkratka	Název	Frekvenční rozsah
FFT	Fast Fourier Transform	α (8 - 12 Hz)
		β (12 - 30 Hz)
		γ (30 - 50 Hz)
		δ (0,5 - 4,0 Hz)
		θ (4 - 7 Hz)
		spánková vřetena (12 - 14 Hz)
KURT	Kurtosis	
MAX	Maximum	
MEAN	Mean	
MIN	Minimum	
PSDA	Power Spectral Density - Absolute	α (8 - 12 Hz)
		β (12 - 30 Hz)
		γ (30 - 50 Hz)
		δ (0,5 - 4,0 Hz)
		θ (4 - 7 Hz)
		spánková vřetena (12 - 14 Hz)
PSDR	Power Spectral Density - Relative	α (8 - 12 Hz)
		β (12 - 30 Hz)
		γ (30 - 50 Hz)
		δ (0,5 - 4,0 Hz)
		θ (4 - 7 Hz)
		spánková vřetena (12 - 14 Hz)
SKEW	Skewness	
STD	Standard Deviation	

Tabulka 5.3: Seznam všech příznaků, které byly implementovány.

Implementace

Z implementačního hlediska se jedná o nově vytvořený User Control s názvem ComputationalSymptomsSelector, který reprezentuje tuto komponentu rozdělenou

na dva řádky, kdy první řádek obsahuje pouze data binding na text nadpisu a ve druhém řádku je speciální panel, který své potomky z hlediska XML zalomí dle velikosti okna, a tak je opět vyřešen adaptivní layout stejně jako u komponenty pro výběr požadovaných signálů.

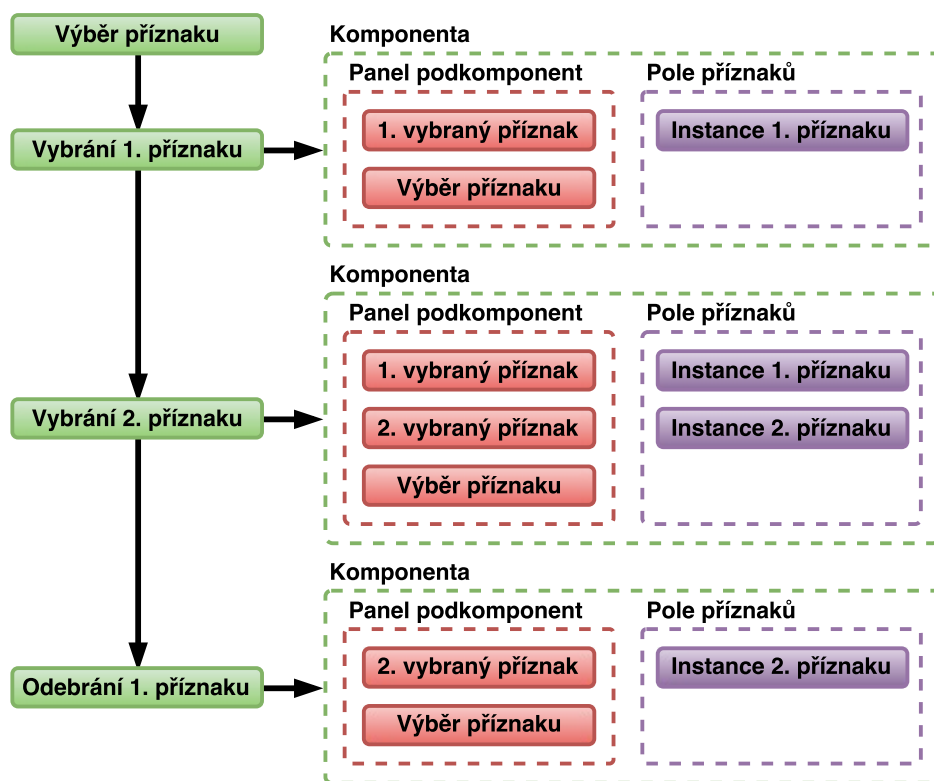
Jako první potomek v panelu pro zalomení potomků je zadán nově vytvořený User Control s názvem `ComputationalSymptom`, který představuje komponentu pro zadání jednoho příznaku. Tato komponenta má dva stavy, kdy první výchozí stav je stav, kdy komponenta umožňuje výběr ze zobrazených `ComboBoxů`, a druhý stav, kdy uživatel klikne na tlačítko plus a komponenta uzamkne vybrané hodnoty v `ComboBoxech` a zobrazí tlačítko křížku pro návrat do prvního stavu. Tato komponenta umožňuje navázat na svou změnu stavu venkovní metodu pro obsluhu události.

`ComputationalSymptomsSelector`, který ve výchozím stavu obsahuje jednu instanci komponenty `ComputationalSymptom`, má implementovanou právě takovou metodu pro obsluhu události, která se stará o přidávání dalších komponent nebo pro odebrání již zadaných typu `ComputationalSymptom`. Jakmile tedy uživatel klikne na tlačítko plus, čímž přepne danou komponentu do druhého stavu, vyvolá se událost, kterou obslouží přidělená metoda. Metoda zjistí, zda daná komponenta byla přepnuta do prvního (odebrání) či druhého stavu (přidání).

Pokud byla komponenta vyvolávající událost přepnuta do druhého stavu, přidá se do pole pro příznaky nově zadaný příznak reprezentovaný třídou `Symptom`, který obsahuje zadané hodnoty z této komponenty. Následně se vytvoří nová instance komponenty `ComputationalSymptom`, které je nastavena totožná metoda pro obsluhu události, a tato instance se přidá do panelu komponenty `ComputationalSymptomsSelector`.

V opačném případě se odebere komponenta vyvolávající událost z panelu komponenty `ComputationalSymptomsSelector` a také se odebere příslušná instance třídy `Symptom` z pole zadaných příznaků. Diagram znázorňující příklad

takového přidání a odebrání příznaku je zobrazen na obrázku 5.33.

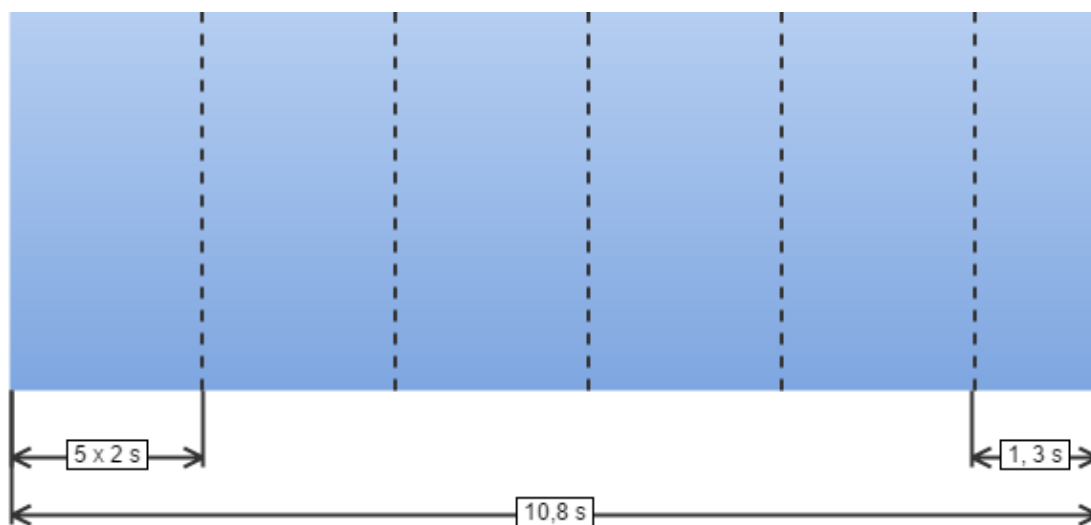


Obrázek 5.33: Zjednodušený diagram zadání a odebrání příznaků.

Hlavní implementační částí této komponenty není zadávání příznaků pro výpočet, ale jejich samotný výpočet. Výpočet příznaků probíhá tak, že se veškeré značky v daném záznamu rozdělí na menší segmenty dle předem zvoleného intervalu. Rozdělení značek probíhá tak, že se pro každou značku vytvoří instance třídy Segment. Této instanci se při jejím vytvoření v konstruktoru předá počáteční hodnota na ose X, koncová hodnota na ose X a uživatelem vybraný interval segmentace. Jakmile jsou tyto parametry konstruktoru předány, je vytvářený segment, reprezentující celou značku, rozdělen na menší segmenty reprezentované také třídou Segment a jsou přidány jako potomci nadřazeného segmentu. Nadřazený segment reprezentující celou značku je přidán do pole všech nadřazených segmentů.

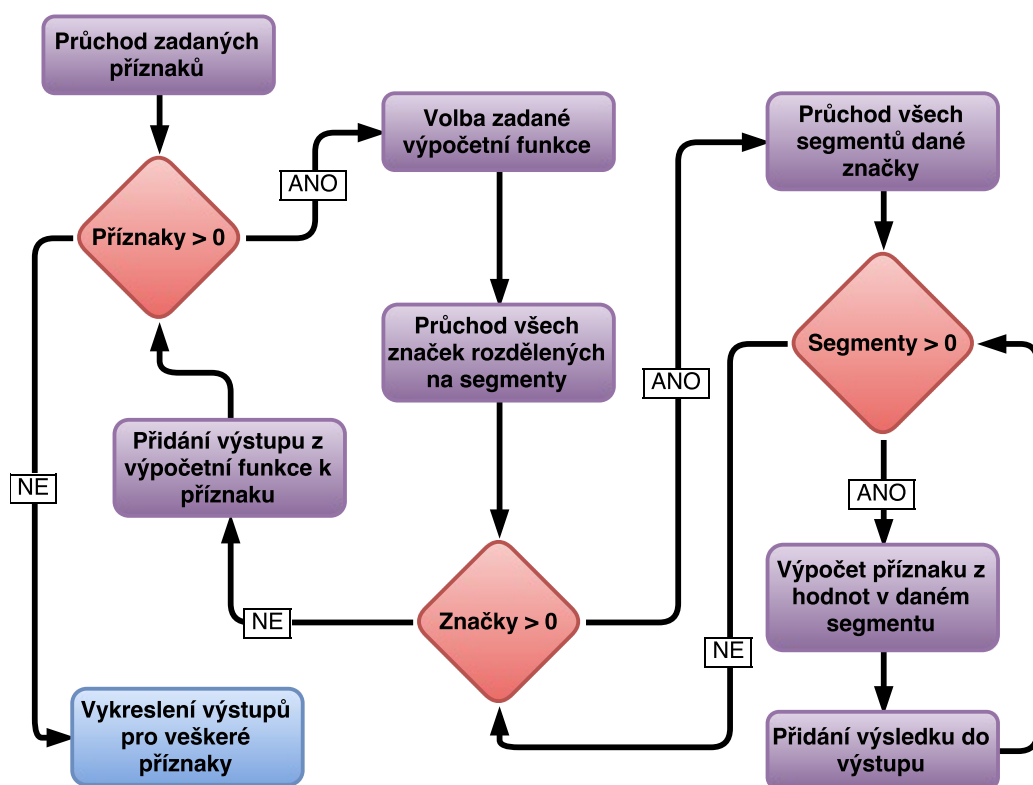
Segmentování značky je implementováno tak, že pro každou značku se začne v počátečním čase značky a od tohoto času se bude značka konstantně segmentovat

dle zvolené konstantní doby segmentace. Pokud zbylá část značky bude kratší nežli půl sekundy, zbytek se přiřadí k předešlému segmentu, který tak bude o nepatrnou část delší. V opačném případě, pokud zbytek značky bude půl sekundy nebo delší, ale nebude dosahovat plné délky segmentu, bude z tohoto zbytku vytvořen samostatný kratší segment. Znázornění segmentace takovéto značky je zobrazeno na obrázku 5.34.



Obrázek 5.34: Znázornění segmentace zadané značky.

Jakmile jsou veškeré značky rozděleny na segmenty, projde se celé pole zadaných příznaků v cyklu. V tomto cyklu se vždy zpracovává uživatelem zadaný příznak, kterému jsou přiděleny vypočtené hodnoty pro všechny značky rozdělené na segmenty. Každý výpočet těchto hodnot probíhá tak, že v cyklu jsou iterovány všechny značky reprezentované třídou Segment, která jako své potomky obsahuje podsegmenty dané značky. Vnitřní cyklus zpracuje všechny podsegmenty segmentu z vnějšího cyklu a pro každý podsegment vypočte hodnotu dle zpracovávaného příznaku pro daný signál. Zjednodušený diagram průběhu výpočtu příznaků pro rozdělené značky je uveden na obrázku 5.35. Úplnou implementaci jednotlivých výpočetních funkcí je možné nalézt ve zdrojových kódech této aplikace, které jsou na přiloženém CD.



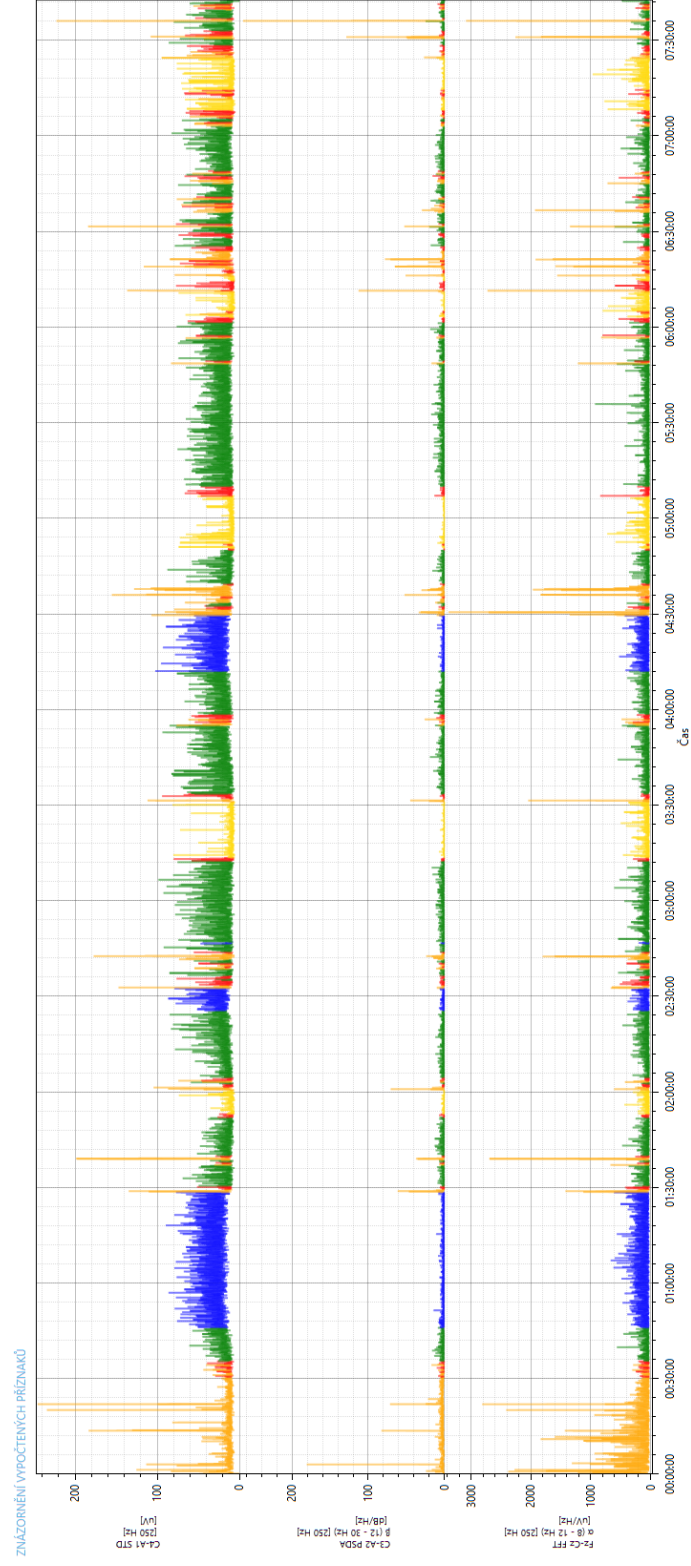
Obrázek 5.35: Zjednodušený diagram výpočtu příznaků.

Komponenta pro zobrazení vypočtených příznaků

Komponenta, která slouží uživateli k zobrazení vypočtených příznaků, které uživatel zadal v předešlé komponentě.

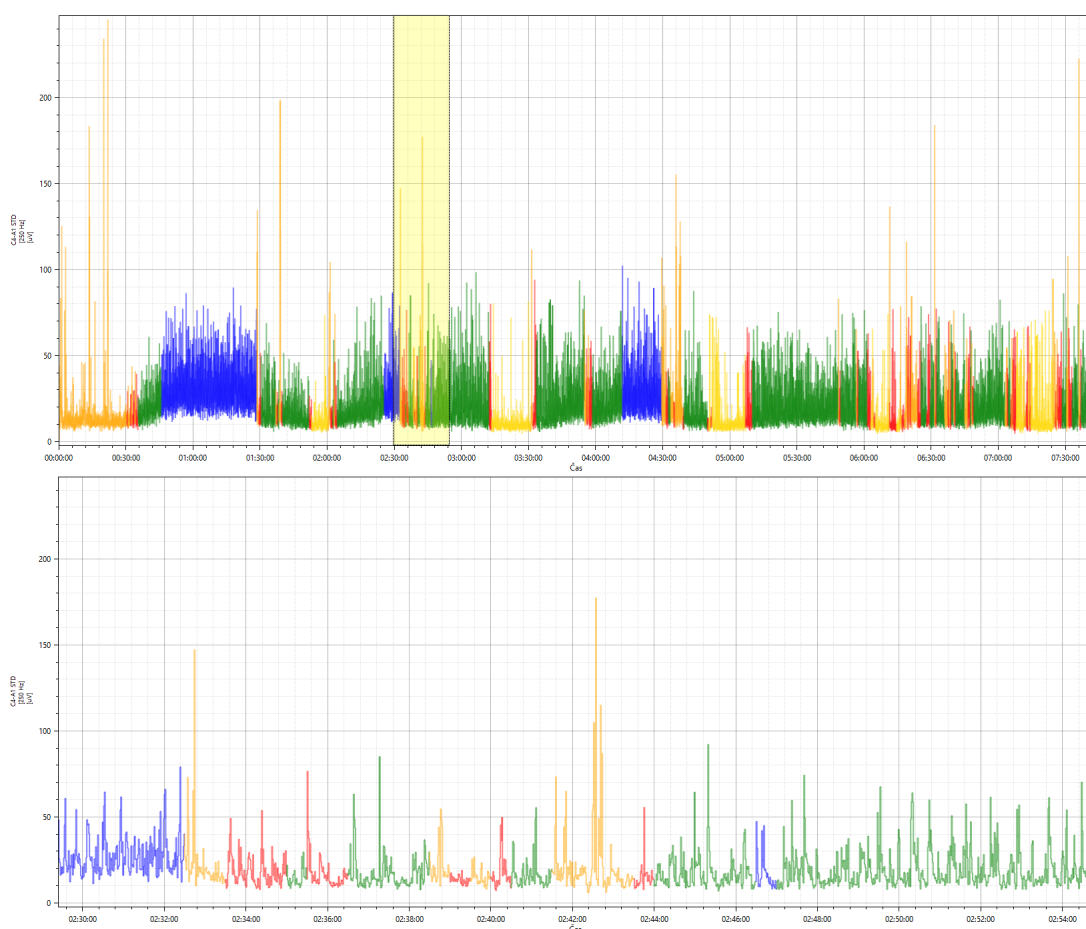
Uživatelský pohled

Po dokončení výpočtu veškerých zadaných příznaků jsou výsledky předány komponentě pro zobrazení vypočtených příznaků, která vypočtené příznaky jednotlivě vykreslí do grafu. Graf obsahuje vlastní osu Y pro každý vypočtený příznak a společnou časovou osu X. Tato komponenta s vykresleným grafem je zobrazena na obrázku 5.36.



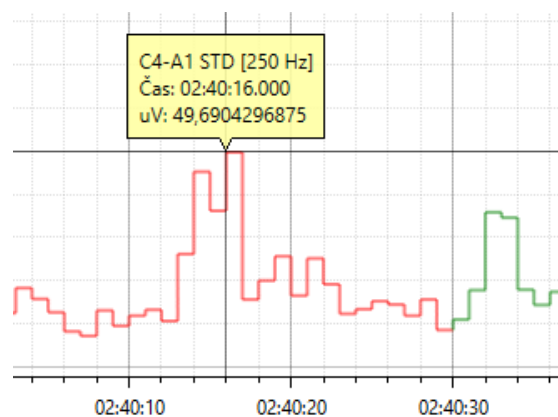
Obrázek 5.36: Vykreslení vypočtených příznaků. Na obrázku jsou vykresleny tyto příznaky: STD pro signál C4-A1, PSDA β (12 - 30 Hz) pro signál C3-A2, FFT α (8 - 12 Hz) pro signál Fz-Cz.

Jak je na obrázku vidět, každá část vypočteného příznaku je označena jinou barvou. Tato barva odpovídá barvě značky v daném úseku záznamu, která je zobrazena v komponentě pro přehled ohodnocení v celém záznamu. Graf v této komponentě umožňuje stejně jako graf v komponentě pro přehled ohodnocení v celém záznamu přiblížit úsek záznamu, na který ukazuje kurzor myši pomocí otáčení středního kolečka myši směrem od uživatele či zamáčknutím, přidržením středního kolečka myši a označením požadovaného úseku tažením myši, kdy při uvolnění tlačítka dojde k přiblížení vybraného úseku. Pokud si uživatel zadaný úsek přiblížil, umožňuje komponenta posun časové osy v tomto přiblížení, pokud uživatel přidrží stlačené pravé tlačítko myši. Pro zpětné oddálení se využívá otáčení středního kolečka myši směrem k uživateli. Ukázkou přiblížení vypočtených příznaků ve vybraném úseku záznamu zobrazuje obrázek 5.37.



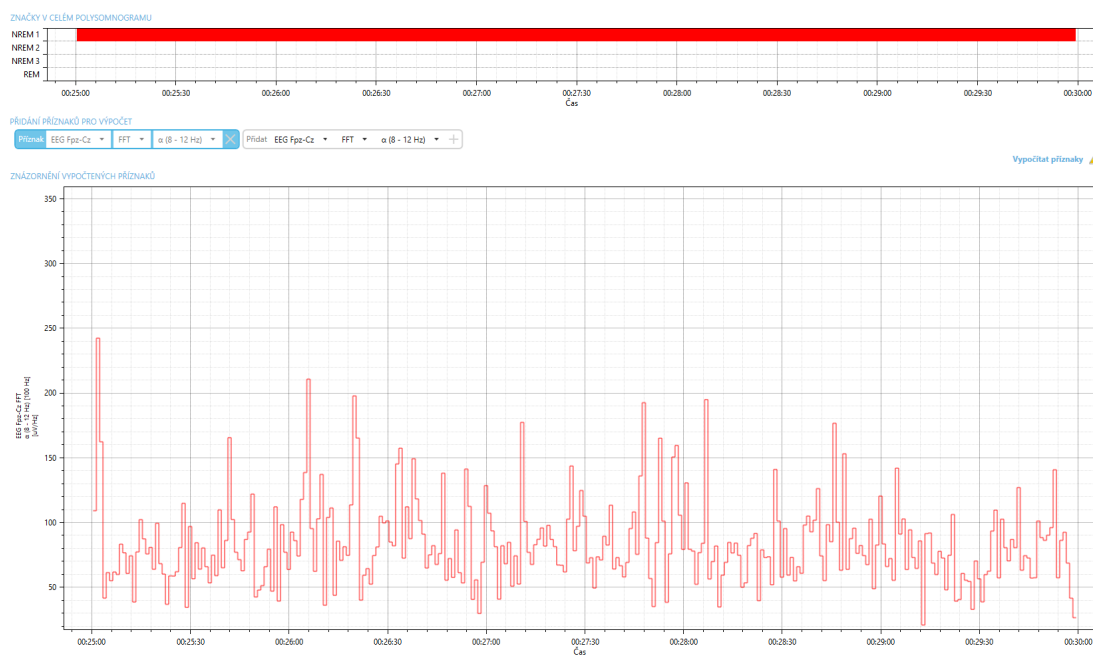
Obrázek 5.37: Přibližný úsek vypočteného příznaku. Na obrázku je vykreslen příznak STD pro signál C4-A1.

Na přibližné části obrázku je vidět, že výsledný vykreslený graf z vypočtených příznaků je schodový. To je způsobeno tím, že uživatel zadává nějaký interval segmentace, pro který je v daném segmentu více hodnot, z kterých se následně vypočte pouze jedna hodnota pro daný příznak. Tato výsledná hodnota platí pro celý interval segmentu a z toho důvodu je graf schodový, protože hodnota platí po celé délce schodu. Pro možnost zobrazit si hodnotu schodu v daném čase může uživatel stisknout levé tlačítko myši nad vybraným schodem ve zvolený čas a zobrazí se mu informace s přesnou hodnotou a přesným časem, jak zobrazuje obrázek 5.38.



Obrázek 5.38: Zobrazení informace pro zvolený schodový úsek.

Jedna z hlavních předností této komponenty je ta, že před vykreslením vypočtených příznaků je provázána časová osa tohoto grafu s časovou osou grafu v komponentě pro přehled ohodnocení v celém záznamu. Díky tomuto provázání je umožněno to, že jakmile si uživatel přiblíží jakýkoli úsek v jedno z grafů v jedné z těchto komponent, automaticky se mu na stejný úsek přiblíží graf v druhé komponentě. Pokud si tedy přiblíží nějakou značku zobrazenou v grafu komponenty pro přehled ohodnocení, tak se mu přiblíží úsek s vypočtenými příznaky v grafu této komponenty. Přiblížení značky zároveň s vypočtenými příznaky může vypadat tak jako na obrázku 5.39.



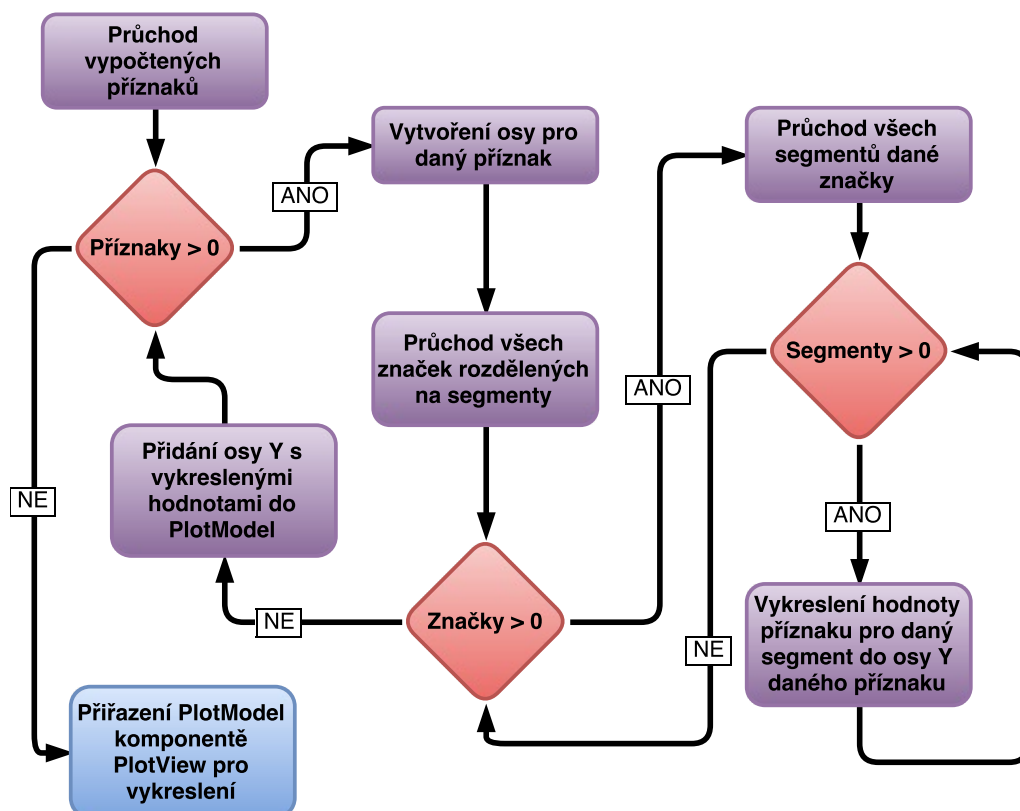
Obrázek 5.39: Provázání časové osy mezi grafy komponent. Na obrázku je vypočten příznak FFT α (8 - 12 Hz) pro signál EEG Fpz-Cz.

Implementace

Z hlediska implementačního se jedná o nově vytvořený User Control s názvem Symptogram, který reprezentuje tuto komponentu rozdělenou na dva řádky, kdy první řádek obsahuje pouze data binding na text nadpisu a ve druhém řádku komponenta PlotView z knihovny OxyPlot, která se stará o vykreslení vypočtených příznaků.

Proto, aby bylo možné komponentě PlotView v Behind Code této komponenty nastavit data binding pro parametr PlotModel, je nutné, aby tato komponenta ve svém data binding dostala pole příznaků s vypočtenými hodnotami pro jednotlivé segmenty všech značek v záznamu. Jednotlivé příznaky jsou poté procházeny a pro každý příznak se vytvoří vlastní osa Y. V každém procházeném příznaku jsou procházeny jednotlivé značky a u každé jednotlivé značky jsou procházeny její segmenty. Každý procházený segment obsahuje čas svého začátku a konce a hodnotu, která byla vypočtena dle daného příznaku. Díky tomu, že je znám počátek,

konec a hodnota příznaku pro segment, může být segment pro daný příznak vykreslen do osy Y daného příznaku. Jakmile jsou veškeré hodnoty segmentů pro všechny značky vykresleny, je osa Y daného příznaku přidána do PlotModel. Po zpracování všech příznaků je PlotModel nastaven komponentě PlotView a graf se vykreslí. Zjednodušený diagram vykreslení vypočtených příznaků je uveden na obrázku 6.1.



Obrázek 5.40: Zjednodušený diagram vykreslení vypočtených příznaků.

Provázání časové osy X mezi touto komponentou a komponentou pro přehled ohodnocení je implementováno tak, že oběma osám je přidělena metoda pro obsluhu události, která řeší změnu hodnoty přiblížení v jednom či druhém grafu. Pokud se tedy v jednom grafu změní hodnota přiblížení, je vyvolána událost, kterou odchytne implementovaná metoda. Metoda porovná nově získanou hodnotu přiblížení od grafu, jenž vyvolal událost s hodnotou přiblížení druhého grafu, a pokud si hodnoty nejsou rovny, nastaví druhému grafu totožnou hodnotu.

Kapitola 6

Ověření aplikace nad reálnými záznamy

Tato kapitola se bude věnovat ověření výsledné aplikace na reálných datech. Celá kapitola bude koncipována tak, že nejprve budou popsána reálná data, která budou aplikaci testovat, a počítač, na kterém byla aplikace spuštěna během testování. Následně budou popsány testovací scénáře, které byly pro testování zvoleny, a také jejich průběh. V závěru této kapitoly budou zhodnoceny výsledky z proběhlých testů pro popsané scénáře, kdy sledované hodnoty byly především využití procesoru, paměťová náročnost a časová odezva při určitých uživatelem vykonávaných akcích.

6.1 Reálná data

Reálná data anonymních dlouhodobých polysomnografických záznamů byla poskytnuta Ing. Václavem Gerlou Ph.D.. Jednalo se o soubory ve formátu EDF, jejichž velikost byla kolem 140MB, a ke každému souboru byl přiložen textový soubor s ohodnoceným hypnogramem pro celý záznam. Hypnogram byl zaznamenán v textovém souboru tak, že každý řádek souboru obsahoval jedno z čísel 1 až 5 a představoval ohodnocení pro 30 sekund záznamu. Každé číslo odpovídalo jedné spánkové fázi dle uvedené tabulky 6.1.

Číslo	Fáze spánku
1	NREM 3
2	NREM 2
3	NREM 1
4	REM
5	WAKE

Tabulka 6.1: Tabulka mapující hodnoty hypnogramu na spánkové fáze.

Aby bylo možné celý hodnotící hypnogram využít ve výsledné aplikaci, bylo zapotřebí převést přiložený hypnogram do formátu značkovacího souboru XML, který aplikace umožňuje načíst pro vykreslení ohodnocení celého záznamu. Každý řádek hypnogramu se tedy musel převést na řádek s elementem `<mark>` obsahujícím atribut *name*, který obsahoval název spánkové fáze pro dané číslo na převáděném řádku, atribut *start*, který obsahoval hodnotu začátku spánkové fáze, a tribute *duration*, který udával dobu trvání značky, tedy 30 sekund. Pro takovýto převod byl vytvořen jednoduchý konzolový program, kterému se předá cesta k souboru s hypnogramem, a program vytvoří soubor XML se značkami. Program je také obsažen na přiloženém CD.

6.2 Počítač k testování

Výsledná aplikace byla testována na počítači této konfigurace:

- **Procesor:** Intel Core i7-3610MQ Ivy Bridge, 2.3GHz
- **Operační paměť:** 12GB DDR3 SO-DIMM, 1600MHz
- **Grafická karta:** Nvidia GT 630M, 2GB
- **Pevný disk:** SSD Kingston HyperX Savage 240GB, 6Gb/s
- **Operační systém:** Windows 8.1 Enterprise

Dále je vhodné uvést, že během testování na tomto počítači běžela pouze testovaná aplikace a neprobíhaly žádné operace na pozadí, jako například antivirový test či defragmentace disku.

6.3 Testovací scénáře

Pro testování byly zvoleny tři testovací scénáře, které by měly otestovat reálnou použitelnost výsledné aplikace. Jednotlivé scénáře jsou následně uvedeny v podobě seznamů, kdy každý seznam obsahuje název zdrojového souboru EDF a název značkovacího souboru XML, počet signálů, které si uživatel nechal zobrazit, interval segmentace, kterým budou ohodnocení rozděleny na segmenty a uvedené příznaky, které byly zadány k výpočtu.

1. testovací scénář

- **Zdrojový soubor EDF:** 007p12.edf
- **Značkovací soubor XML:** 007p12 – *hypnogram.marking.xml*
- **Počet uživatelem zobrazených signálů:** 11
- **Interval segmentace:** 5s
- **Zadané příznaky pro výpočet:**

1. Příznak:

- **Signál:** C3-A2
- **Metoda:** FFT
- **Frekvenční rozsah:** α (8-12 Hz)

2. Příznak:

- **Signál:** Fz-Cz
- **Metoda:** PSDA
- **Frekvenční rozsah:** γ (30-50 Hz)

3. Příznak:

- **Signál:** C4-A1
- **Metoda:** PSDR
- **Frekvenční rozsah:** θ (4-7 Hz)

4. Příznak:

- **Signál:** ECG
- **Metoda:** SKEW

5. Příznak:

- **Signál:** Flow
- **Metoda:** STD

2. testovací scénář

- Zdrojový soubor EDF: *026s14_filt.edf*
- Značkovací soubor XML: *026s14_filt – hypnogram.marking.xml*
- Počet uživatelem zobrazených signálů: 7
- Interval segmentace: 10s
- Zadané příznaky pro výpočet:

1. Příznak:

- Signál: C3-A2
- Metoda: PSDA
- Frekvenční rozsah: α (8-12 Hz)

2. Příznak:

- Signál: C4-A1
- Metoda: FFT
- Frekvenční rozsah: β (12-30 Hz)

3. Příznak:

- Signál: RLeg
- Metoda: MEAN

4. Příznak:

- Signál: LLeg
- Metoda: KURT

3. testovací scénář

- Zdrojový soubor EDF: *031s14_filt.edf*
- Značkovací soubor XML: *031s14_filt – hypnogram.marking.xml*
- Počet uživatelem zobrazených signálů: 5
- Interval segmentace: 30s
- Zadané příznaky pro výpočet:

1. Příznak:

- Signál: C3-A2
- Metoda: PSDA
- Frekvenční rozsah: $\alpha(8-12 \text{ Hz})$

2. Příznak:

- Signál: Fz-Cz
- Metoda: SKEW

6.4 Testování aplikace

Každý z předchozích uvedených scénářů byl testován tak, že uživatel spustil aplikaci, načtl požadovaný zdrojový soubor EDF a značkovací soubor XML. Vybral scénářem určený počet signálů k zobrazení a nechal si je zobrazit. V této fázi testování se pozorovalo využití procesoru a paměťová náročnost aplikace při jejím spuštění a při načítání zvolených signálů ze souboru. Časová odezva se měřila v této části pouze pro dobu od započetí načítání signálů ze souboru po jejich vykreslení.

Jakmile se uživateli signály vykreslily, uživatel vyzkoušel veškeré funkce komponenty pro zobrazení a ohodnocování vybraných signálů, které byly popsány v části 5.3. V této fázi se měřila pouze časová náročnost pro vykreslení pětiminutového okna záznamu a překliknutí na následující časové okno.

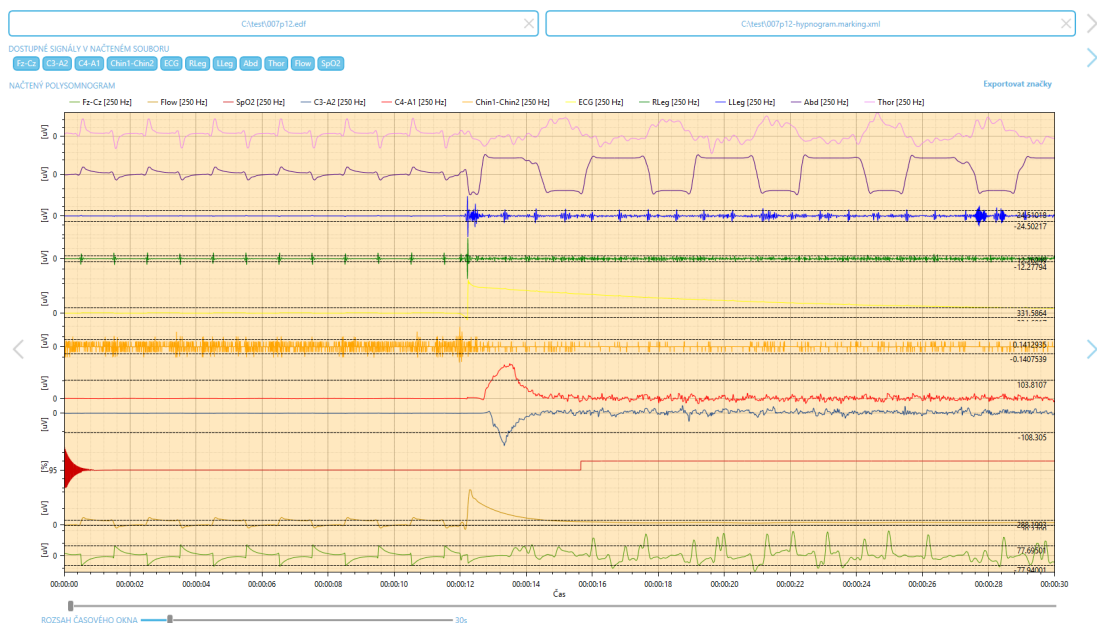
Pokud uživatel vyzkoušel veškeré funkce komponenty pro zobrazení a ohodnocování vybraných signálů, zvolil scénářem zadaný interval segmentace a pokračoval na následující okno pro analyzování záznamu. V tomto okně uživatel

vyzkoušel veškeré funkce komponenty pro přehled ohodnocení v celém záznamu a v komponentě pro zadávání příznaků pro výpočet zadal veškeré příznaky, které popsal daný scénář, a potvrdil jejich výpočet. Tato testovací část se zaměřila na využití procesoru a paměti při výpočtu zadaných příznaků. Dále byla měřena celková doba od zadání výpočtu příznaků až po jejich vykreslení.

Po vykreslení vypočtených příznaků vyzkoušel uživatel veškeré vlastnosti komponenty pro zobrazení vypočtených příznaků a měřila se časová odezva při přiblížení zvoleného úseku a posun časového okna.

Testování - 1. testovací scénář

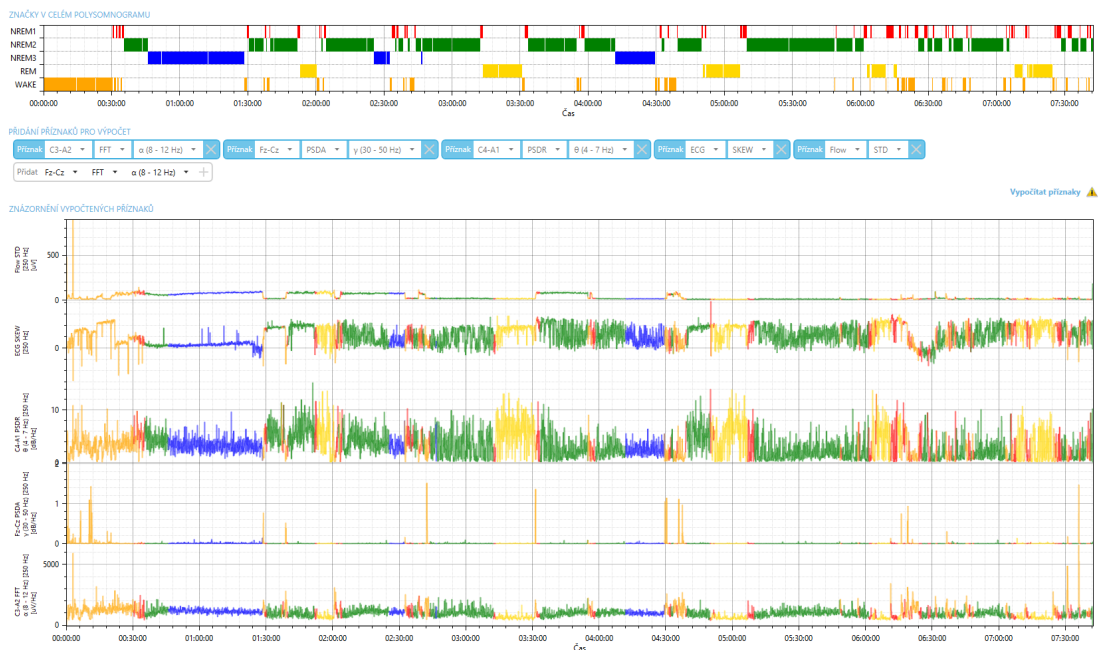
1. Uživatel spustil aplikaci a spuštěná aplikace využívá 0,17% procesoru a 26 412kB operační paměti.
2. Uživatel načetl zdrojový EDF soubor s názvem *007p12.edf* a značkovací soubor XML s názvem *007p12 – hypnogram.marking.xml*. V tuto chvíli aplikace vyžadovala 30 520kB operační paměti.
3. Uživatel vybral 11 požadovaných signálů a nechal vybrané signály vykreslit. Během vykreslování aplikace využila procesor na maximální hodnotu 13,82% a využívala 817 948kB operační paměti. Doba od načtení po vykreslení a zobrazení vybraných signálů trvala 9,43s a výsledné vykreslení je vidět na obrázku 6.1.



Obrázek 6.1: 1. testovací scénář - vykreslení signálů. Na obrázku jsou vykresleny tyto signály: SpO2, Flow, Thor, Abd, LLeg, RLeg, ECG, Chin1-Chin2, C4-A1, C3-A2, Fz-Cz.

4. Uživatel vyzkoušel veškeré funkce komponenty pro zobrazení a ohodnocení vybraných signálů - veškeré funkce proběhly v pořádku. Doba pro překreslení časového okna z výchozích 30s na pětiminutové časové okno byla 1,85s a doba přechodu do následujícího pětiminutového časového okna byla 1,64s.
5. Uživatel zadal pětisekundový časový interval pro segmentaci zadaných ohodnocení a pokračoval do následujícího okna pro analýzu signálu. Zde vyzkoušel veškeré funkce komponenty pro přehled ohodnocení v celém záznamu - veškeré funkce proběhly v pořádku. V této fázi využívala aplikace 991 164kB operační paměti a 0,19% procesoru.
6. Uživatel přidal požadované příznaky dle scénáře a zadal jejich výpočet. Během výpočtu aplikace využila procesor na maximální hodnotu 36,52% a využívala 1 209 100kB operační paměti. Doba od zadání výpočtu příznaků po jejich vykreslení a zobrazení trvala 57,19s a výsledné vykreslení je vidět

na obrázku 6.2.



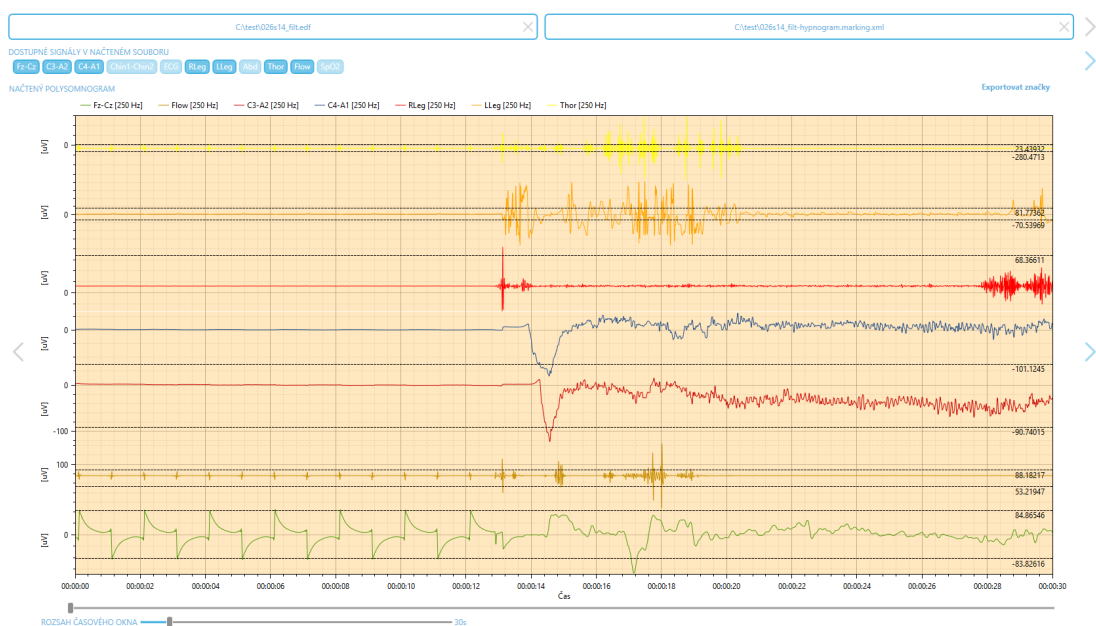
Obrázek 6.2: 1. testovací scénář - vykreslení vypočtených příznaků. Na obrázku jsou vykresleny tyto příznaky: STD pro signál Flow, SKEW pro signál ECG, PSDR $\theta(4-7 \text{ Hz})$ pro signál C4-A1, PSDA $\gamma(30-50 \text{ Hz})$ pro signál Fz-Cz, FFT $\alpha(8-12 \text{ Hz})$ pro signál C3-A2.

- Uživatel vyzkoušel veškeré funkce komponenty pro zobrazení vypočtených příznaků - veškeré funkce proběhly v pořádku. Doba pro vykreslení přibližného vybraného úseku vypočtených příznaků byla 2,92s a doba reakce na plynulý posun časového okna pomocí pravého tlačítka byla 4,35s.

Testování - 2. testovací scénář

- Uživatel spustil aplikaci a spuštěná aplikace využívá 0,17% procesoru a 27 112kB operační paměti.
- Uživatel načel zdrojový EDF soubor s názvem *026s14filt.edf* a značkovací soubor XML s názvem *026s14filt - hypnogram.marking.xml*. V tuto chvíli aplikace vyžadovala 30 968kB operační paměti.

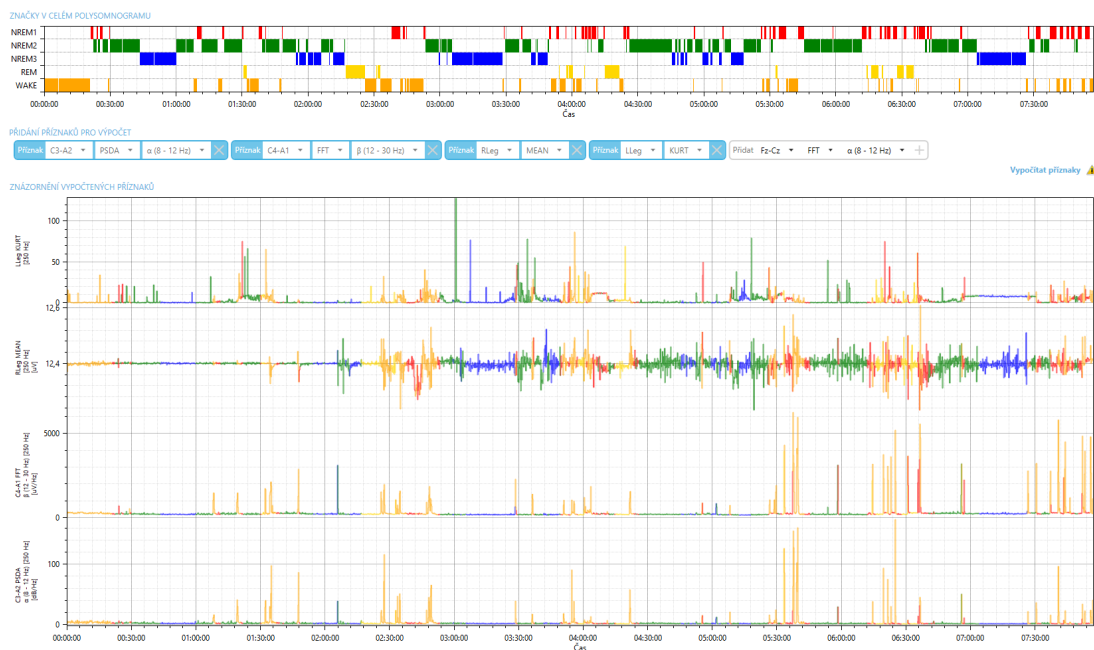
- Uživatel vybral 7 požadovaných signálů a nechal vybrané signály vykreslit. Během vykreslování aplikace využila procesor na maximální hodnotu 13,36% a využívala 668 852kB operační paměti. Doba od načtení po vykreslení a zobrazení vybraných signálů trvala 8,74s a výsledné vykreslení je vidět na obrázku 6.3.



Obrázek 6.3: 2. testovací scénář - vykreslení signálů. Na obrázku jsou vykresleny tyto signály: Flow, Thor, LLeg, RLeg, C4-A1, C3-A2, Fz-Cz.

- Uživatel vyzkoušel veškeré funkce komponenty pro zobrazení a ohodnocení vybraných signálů - veškeré funkce proběhly v pořádku. Doba pro překreslení časového okna z výchozích 30s na pětiminutové časové okno byla 1,05s a doba přechodu do následujícího pětiminutového časového okna byla 1,37s.
- Uživatel zadal desetisekundový časový interval pro segmentaci zadaných ohodnocení a pokračoval do následujícího okna pro analýzu signálu. Zde vyzkoušel veškeré funkce komponenty pro přehled ohodnocení v celém záznamu - veškeré funkce proběhly v pořádku. V této fázi využívala aplikace 873 808kB operační paměti a 0,19% procesoru.

- Uživatel přidal požadované příznaky dle scénáře a zadal jejich výpočet. Během výpočtu aplikace využila procesor na maximální hodnotu 33,89% a využívala 1 128 438kB operační paměti. Doba od zadání výpočtu příznaků po jejich vykreslení a zobrazení trvala 50,58s a výsledné vykreslení je vidět na obrázku 6.4.



Obrázek 6.4: 2. testovací scénář - vykreslení vypočtených příznaků. Na obrázku jsou vykresleny tyto příznaky: KURT pro signál LLeg, MEAN pro signál RLeg, FFT β (12-30 Hz) pro signál C4-A1, PSDA α (8-12 Hz) pro signál C3-A2

- Uživatel vyzkoušel veškeré funkce komponenty pro zobrazení vypočtených příznaků - veškeré funkce proběhly v pořádku. Doba pro vykreslení přibližného vybraného úseku vypočtených příznaků byla 2,45s a doba reakce na plynulý posun časového okna pomocí pravého tlačítka byla 3,39s.

Testování - 3. testovací scénář

- Uživatel spustil aplikaci a spuštěná aplikace využívá 0,17% procesoru a 27 060kB operační paměti.

- Uživatel načel zdrojový EDF soubor s názvem *031s14_filt.edf* a značkovací soubor XML s názvem *031s14_filt - hypnogram.marking.xml*. V tuto chvíli aplikace vyžadovala 31 560kB operační paměti.
- Uživatel vybral 5 požadovaných signálů a nechal vybrané signály vykreslit. Během vykreslování aplikace využila procesor na maximální hodnotu 13,31% a využívala 426 584kB operační paměti. Doba od načtení po vykreslení a zobrazení vybraných signálů trvala 4,80s a výsledné vykreslení je vidět na obrázku 6.5.

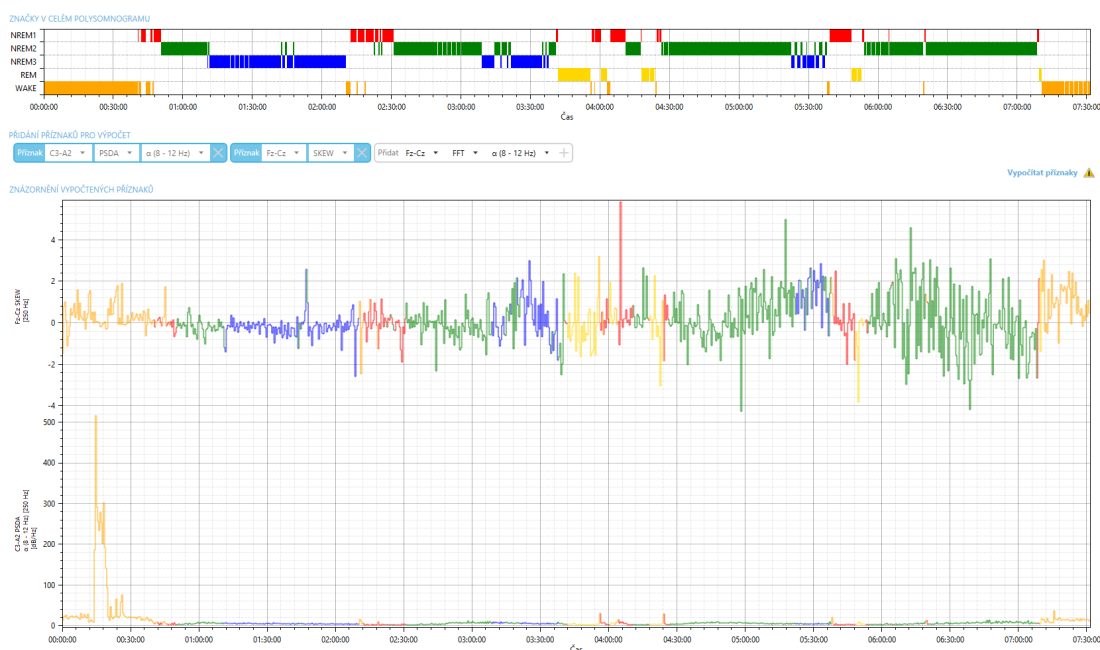


Obrázek 6.5: 3. testovací scénář - vykreslení signálů. Na obrázku jsou vykresleny tyto signály: Flow, Thor, C4-A1, C3-A2, Fz-Cz.

- Uživatel vyzkoušel veškeré funkce komponenty pro zobrazení a ohodnocování vybraných signálů - veškeré funkce proběhly v pořádku. Doba pro překreslení časového okna z výchozích 30s na pětiminutové časové okno byla 0,73s a doba přechodu do následujícího pětiminutového časového okna byla 0,91s.
- Uživatel zadal třicetisekundový časový interval pro segmentaci zadaných ohodnocení a pokračoval do následujícího okna pro analýzu signálu. Zde

vyzkoušel veškeré funkce komponenty pro přehled ohodnocení v celém záznamu - veškeré funkce proběhly v pořádku. V této fázi využívala aplikace 454 368kB operační paměti a 0,19% procesoru.

- Uživatel přidal požadované příznaky dle scénáře a zadal jejich výpočet. Během výpočtu aplikace využila procesor na maximální hodnotu 28,70% a využívala 541 357kB operační paměti. Doba od zadání výpočtu příznaků po jejich vykreslení a zobrazení trvala 38,63s a výsledné vykreslení je vidět na obrázku 6.6.



Obrázek 6.6: 3. testovací scénář - vykreslení vypočtených příznaků. Na obrázku jsou vykresleny tyto příznaky: SKEW pro signál Fz-Cz, PSDA $\alpha(8-12\text{ Hz})$ pro signál C3-A2.

- Uživatel vyzkoušel veškeré funkce komponenty pro zobrazení vypočtených příznaků - veškeré funkce proběhly v pořádku. Doba pro vykreslení přibližného vybraného úseku vypočtených příznaků byla 1,39s a doba reakce na plynulý posun časového okna pomocí pravého tlačítka byla 2,24s.

6.5 Zhodnocení testů

Testování aplikace prokázalo, že uvedené scénáře je v aplikaci možné realizovat a že načtení a vykreslení signálů či výpočet zadaných příznaků probíhají v rozumných časových mezích. Testování také dokázalo, že aplikace zvládla veškeré požadované a implementované funkce. Nicméně je potřeba poukázat na to, že aplikace je do jisté míry náročná na operační paměť, a také na to, že odezvy některých úkonů především u grafů s velkým množstvím vykreslených hodnot nejsou úplně plynulé. Špatná plynulost těchto úkonů je způsobená především nutností překreslovat velké množství hodnot pro celkový záznam. Při plynulém posunu okna grafu je časová prodleva ještě markantnější, což je způsobeno vyšší frekvencí překreslování velkého množství bodů v grafu.

Celkově lze testování aplikace zhodnotit jako pozitivní a aplikaci jako použitelnou nad reálnými daty. Použitelnost aplikace se však odvíjí od požadovaného množství dat pro zobrazení, kdy je nutné při větším objemu dat počítat s delší odezvou aplikace. Výsledky jednotlivých testů jsou rekapitulovány v uvedených tabulkách 6.2, 6.3.

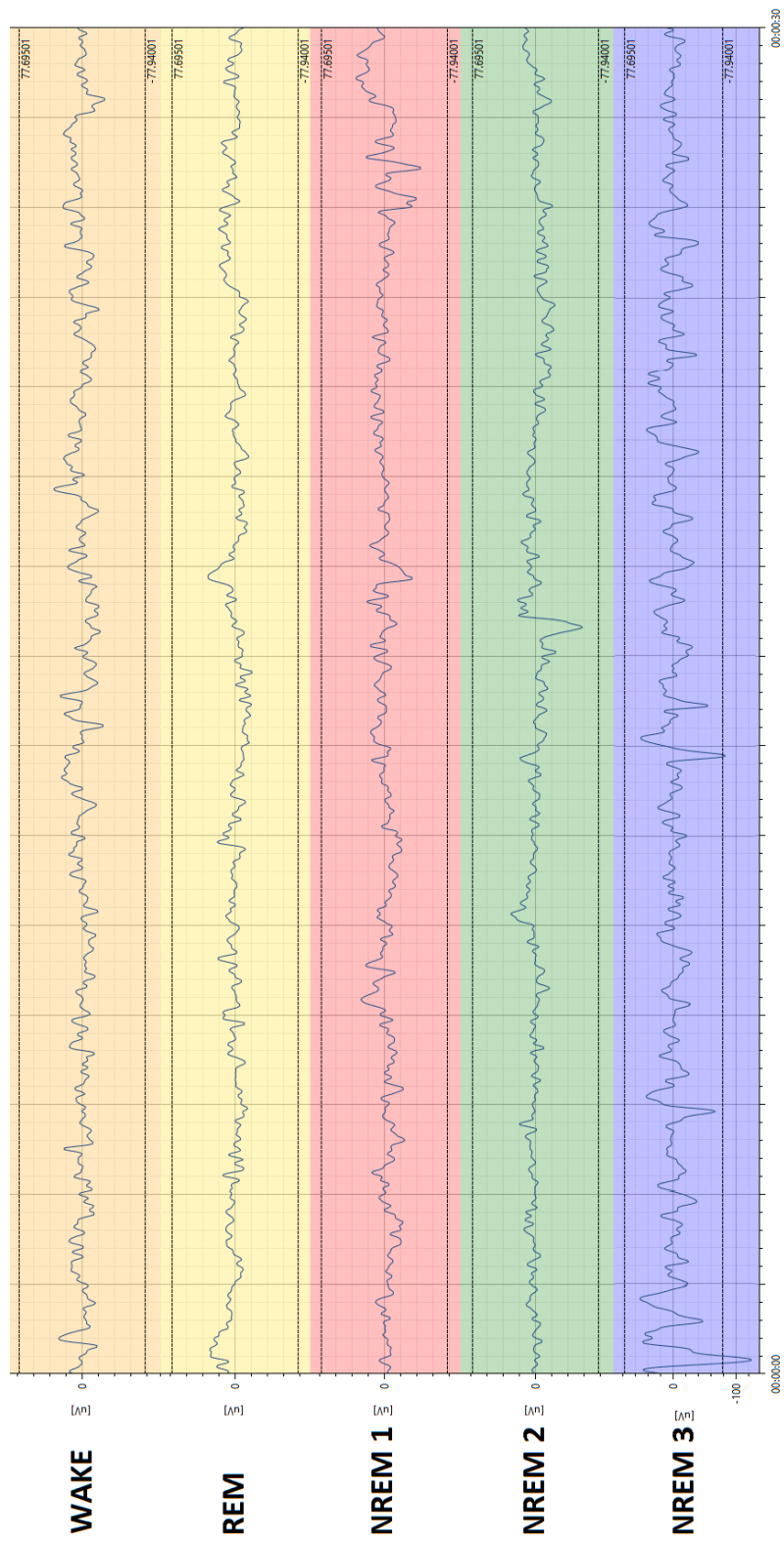
Scénář	Spuštění aplikace		Načtení souborů		Vykreslení signálů		Zvětšení čas. okna	
	CPU [%]	RAM [kB]	RAM [kB]	CPU [%]	RAM [kB]	Čas [s]	Čas [s]	
1.	0,17	26 412	30 520	13,82	817 948	9,43	1,85	
2.	0,17	27 112	30 968	13,36	668 852	8,74	1,05	
3.	0,17	27 060	31 560	13,31	426 584	4,80	0,734	

Tabulka 6.2: Tabulka výsledných hodnot z testování scénářů - 1. část.

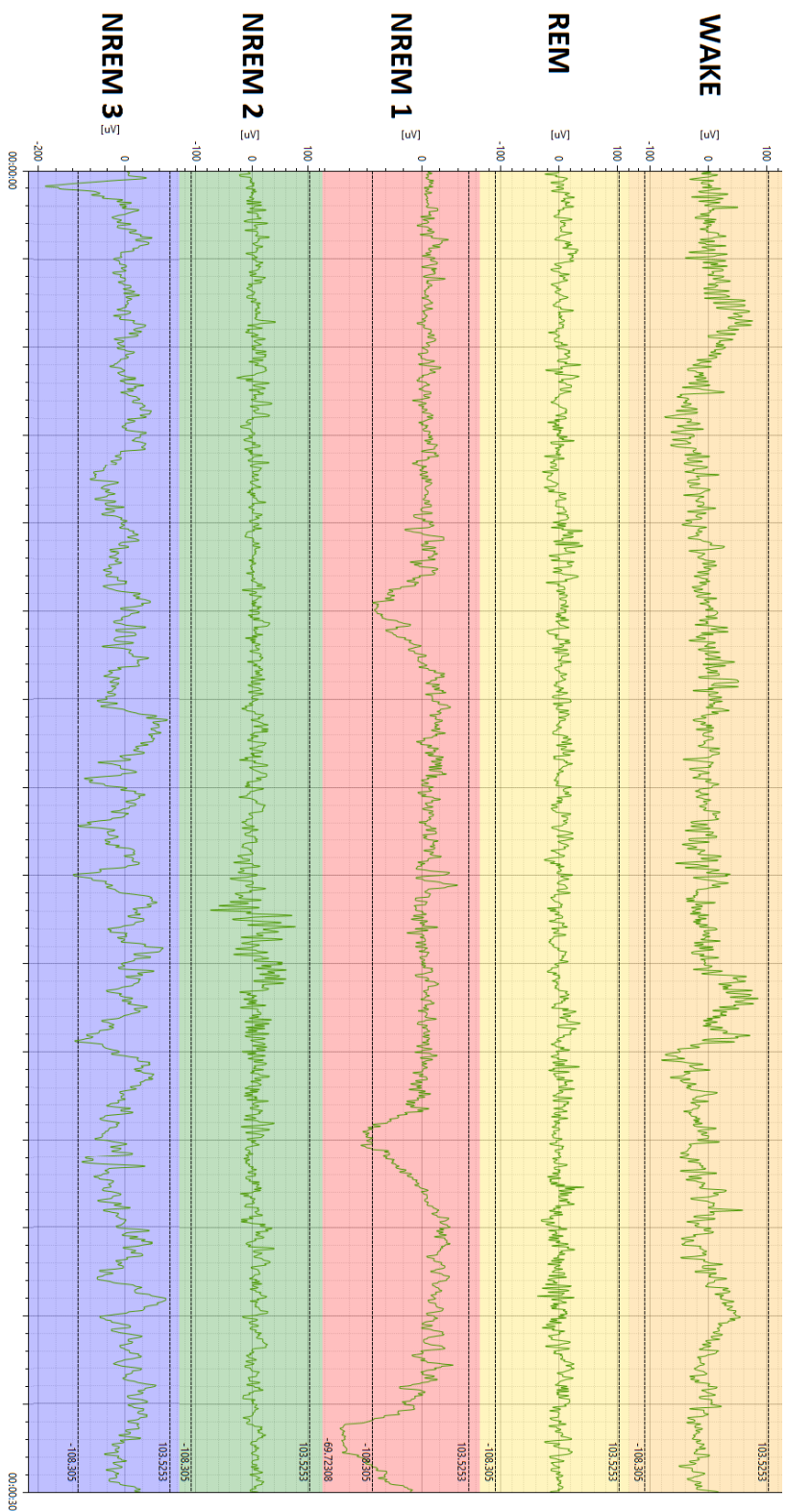
Scénář	Přepnutí		Přehled		Výpočet		Vybrání		Plynulý	
	čas. okna	Čas [s]	CPU [%]	RAM [kB]	CPU [%]	RAM [kB]	čas. úseku	Čas [s]	čas. úseku	Čas [s]
1.	1,64	0,19	991	164	36,52	1 209	100	57,19	2,92	4,53
2.	1,37	0,19	873	808	33,89	1 128	438	50,58	2,45	3,39
3.	0,91	0,19	454	368	28,70	541	357	38,63	1,39	2,24

Tabulka 6.3: Tabulka výsledných hodnot z testování scénářů - 2. část.

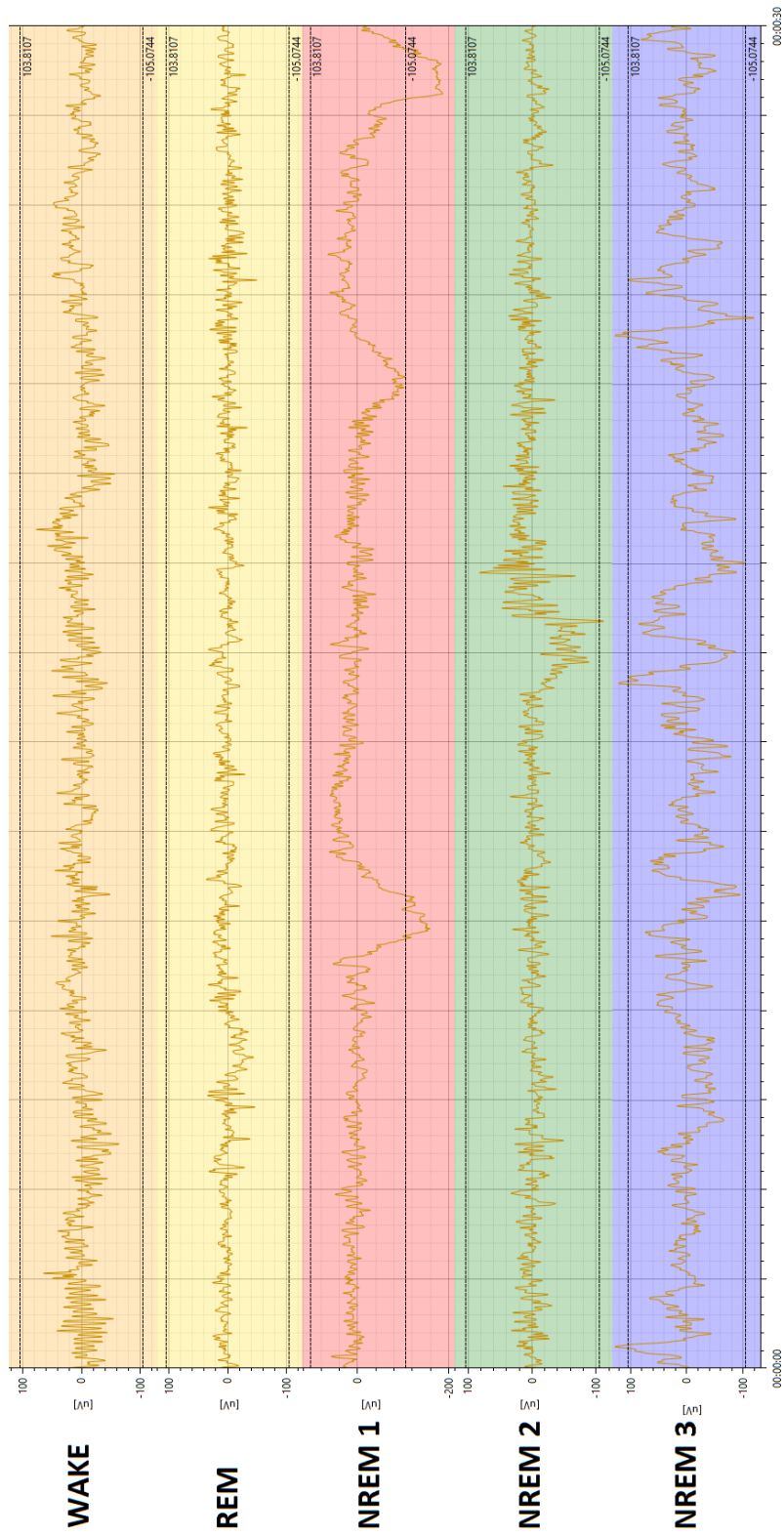
Jelikož se tato práce převážně věnuje spánku a spánkovým fázím, budou zde v závěru testování uvedeny obrázky, které porovnávají vykreslení jednotlivých signálů při rozdílných spánkových fázích. Postupně budou uvedeny signály Fz-Cz, C3-A2, C4-A1, ECG pro fáze spánku WAKE, REM, NREM 1, NREM2, NREM 3 a každý obrázek (6.7, 6.8, 6.9, 6.10) bude zobrazovat 30s záznamu.



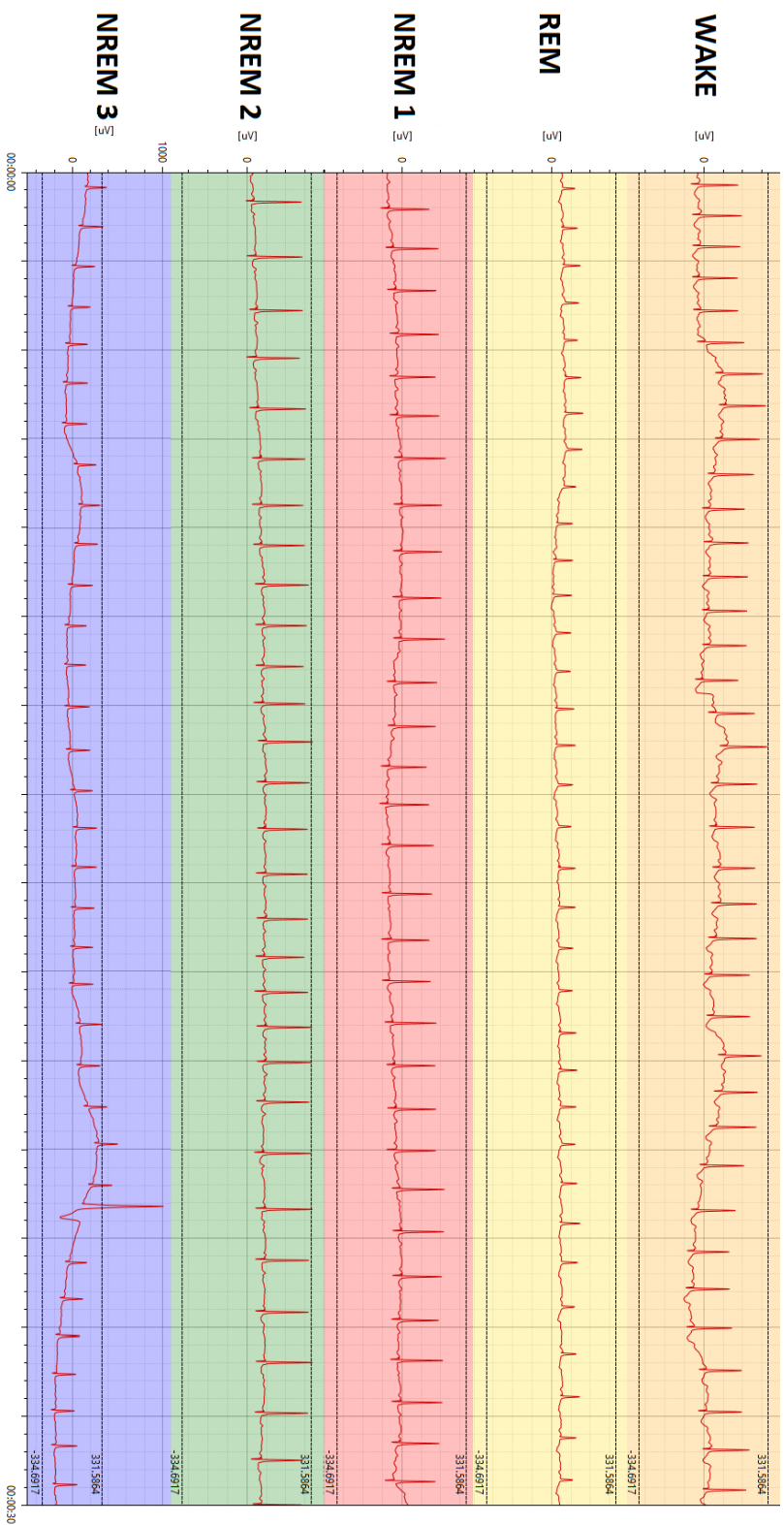
Obrázek 6.7: Vykreslené porovnání fází spánku pro signál Fz-Cz.



Obrázek 6.8: Vykreslené porovnání fází spánku pro signál C3-A2.



Obrázek 6.9: Vykreslené porovnání fází spánku pro signál C4-A1.



Obrázek 6.10: Vykreslené porovnání fází spánku pro signál ECG.

Kapitola 7

Závěr

V úvodních kapitolách této práce byly vysvětleny základní informace týkající se spánku, jako je jeho definice, význam pro člověka či jeho jednotlivé fáze. Dále se práce věnovala polysomnografickému vyšetření, kterým jsou získávány záznamy pro výslednou analýzu v implementované aplikaci. Po uvedení jednotlivých metod polysomnografického vyšetření byly uvedeny způsoby hodnocení získaných záznamů z těchto vyšetření.

Implementační část této práce byla věnována návrhu a popisu aplikace nad platformou .NET v jazyce C# za použití frameworku WPF. Díky použitému frameworku byla aplikace koncipována modulárně a v budoucnu je tedy umožněno její snadné rozšíření. Aplikace mimo načtení pouze zdrojového souboru EDF umožňuje načíst i značkovací soubor XML, který obsahuje uživatelem již zadaná a exportovaná ohodnocení. Načtení zdrojových souborů je umožněno dvěma způsoby, kdy první spočívá v klasickém vyhledání souboru přes systémové okno a druhý způsob je přetažením souboru do příslušného pole pro soubor takzvanou metodou Drag & Drop. Možnost výběru signálů, které se mají načíst ze zdrojového souboru EDF a následně vykreslit, byla realizována způsobem přehledu všech signálů obsažených ve zdrojovém souboru, kdy uživatel kliknutím na příslušný název signálu signál vybral, či zneplatnil. Vykreslení signálu bylo realizováno pomocí open-source knihovny OxyPlot a vykreslené signály jsou vykreslovány v uživatelem zadaném časovém intervalu. Pro prohlížení celého záznamu byla

implementována možnost posunu časového okna za pomoci postranních šipek grafu, či posuvníkem časové osy pod grafem. V rámci nahlíženého časového úseku je uživateli umožněno označit část záznamu, kterou je možné následně ohodnotit některou z klasifikačních tříd definovaných uživatelem. Jako způsob segmentace jednotlivých úseků ohodnocených uživatelem byla implementována konstantní segmentace, kdy konstantní hodnotu intervalu pro segmentaci si zadá sám uživatel. Aplikaci je dále možné využít pro zadání příznaků, které se mají pro každý segment ohodnoceného úseku vypočítat a následně zobrazit. Zadání jednotlivých příznaků je realizováno tak, že je uživateli umožněno vybrat signál, pro který se má daný příznak vypočítat, následně si může vybrat jednu z devíti implementovaných výpočetních metod, a pokud výpočetní metoda požaduje, tak i frekvenční rozsah, pro který se má příznak vypočítat. Jako metody pro výpočet frekvenčních příznaků byly zvoleny metody založené na Fourierově transformaci, jako je FFT a PSD či metody pro odhad statistických příznaků, jako je Skewness, Kurtosis a další.

V části, která se věnovala testování výsledné aplikace, byly stanoveny tři základní testovací scénáře, kdy každý z uvedených scénářů byl následně testován. Při testování každého ze scénářů byly zaznamenávány hodnoty pro využití procesoru, operační paměti a časové náročnosti některých uživatelem prováděných akcí. Zaznamenané hodnoty byly následně shrnuty do tabulek, celá aplikace byla zhodnocena a byly přidány ukázky některých vykreslených signálů pro různé fáze spánku. Testování dokázalo, že aplikace splňuje veškeré ze stanovených cílů a to jak implementačně, tak i co se využití počítače či rozumných časových prodlev některých operací týče. Výsledky potvrdily, že aplikace je použitelná k analýze dlouhodobých polysomnografických signálů a že i za použití volně dostupných prostředků je možné implementovat užitečný a použitelný nástroj.

Potvrzením praktické využitelnosti výsledné aplikace je i to, že již během implementování a prezentace implementovaných částí byla nabídnuta spolupráce na dalším rozvoji výsledné aplikace v rámci výzkumných účelů ČVUT, jako je například analýza stresové zátěže z PSG signálu. Další možná rozšíření aplikace

by také mohla spočívat v implementování nových výpočetních metod pro výpočet příznaků, či implementování dalších modulů, například pro statistickou analýzu a porovnání záznamů, či implementovat funkci adaptivní segmentace.

Příloha A

Poruchy spánku

V předešlých kapitolách a podkapitolách je popsána fyziologie spánku u zdravých lidí. Následující stránky přílohy této práce se budou věnovat jeho patologii, tedy jeho poruchám. Poruchy spánku rozdělujeme do velkého množství skupin. Řadíme sem poruchy, při kterých jedinec trpí nedostatkem spánku, či naopak spánkem tráví velkou část dne. V následujících podkapitolách jsou popsány základní typy spánkových poruch.

A.1 Diagnóza poruchy spánku

Základem pro správnou diagnózu poruchy spánku je podrobná anamnéza. Zajímá nás délka spánku, jeho pravidelnost, doba od ulehnutí do usnutí (měla by být přibližně 20 minut), probuzení během noci. V průběhu spánku nás zajímá chrápání, výskyt apnoických pauz, po probuzení případná únava a bolesti hlavy. Význam mají i podmínky pro spánek (teplota místnosti, přítomnost hluku). O poruše spánku se snažíme zjistit, jak dlouho trvá, pátráme po možných zevních příčinách, jako je stres a přepracovanost. [9, s. 264]

Poruch spánku přibývá s věkem. Starší lidé se budí ráno častěji, spánek je kratší, při probuzení během spánku obtížně znovu usínají. Hlavní vyšetřovací metodou poruch spánku je spánková polysomnografie, které se budu blíže věnovat v kapitole 3.

A.2 Nadměrná denní spavost

Nadměrná denní spavost (EDS - Excessive Daytime Sleepiness) je velkým handicapem života jedince. Omezuje nejen v pracovním životě, ale také ve volném čase či partnerském životě. Je však zajímavé, že nadměrnou denní spavostí trpí 15 – 20% populace. Člověk trpící EDS není schopen udržet plynulou bdělost během dne. V průběhu dne se objevuje usínání s ospalostí. U některých pacientů se objevuje prodloužený noční spánek. Největší podíl na ospalosti v průběhu dne má např. syndrom spánkové apnoe, syndrom neklidných nohou či insomnie. Svůj nepatrný vliv má i provinění proti spánkové hygieně. [5]

V této podkapitole se dále budeme věnovat podrobněji hypersomnii centrálního původu.

Narkolepsie a kataplexie

Narkolepsie a kataplexie je generalizovaná funkční desorganizace spánku a bdění. REM fáze spánku předchází NREM. Neklidný a redukovaný noční spánek kompenzuje nadměrná denní spavost. [9, s. 264]

Narkolepsie je charakterizována spánkem, který je velmi nutkavý. Spánek se objevuje různě v průběhu dne. Jeho délka se také různí. Jeho trvání může být 5 - 10 minut, nebo i méně. Někdy naopak může trvat i 20 – 30 minut a je doprovázen i sny. Na tuto poruchu spánku má vliv i činnost, kterou osoba provádí. Pokud je stereotypní a monotónní či v klidu, objevuje se častěji. Může se však objevit i v jakoukoli dobu při jakékoli pohybové aktivitě. Jedinec trpící touto poruchou se probudí spánkem osvěžený. Toto však netrvá dlouho. Po krátké době znovu usíná. Narkolepsie může být doplněná ještě o kataplexii. V tomto případě jde o narkolepsii s kataplexií. Kataplexií rozumíme stavy náhlé svalové atonie. Obličejové a šíjové svalstvo ochabne, může dojít k podklesnutí dolních končetin a tím až k pádu. Délka záchvatu je dlouhá několik vteřin, ojediněle několik minut. Nekolísá pouze jeho délka, ale také může probíhat od pocitu lehké slabosti až po úplné ochrnutí.

Klinické příznaky:

Narkolepsie

Onemocnění začíná mezi 15 - 35 lety. Záchvatů spánku bývá 3 - 5 denně. Závažnost onemocnění určují okolnosti, za kterých pacient usíná. Je velký rozdíl, zda jedinec usíná v prostředku hromadné dopravy, v křesle při sledování televize či při jídle, jízdě na kole či při rozhovoru. Pokud jsou příznaky mírné, jedinec často vůbec nevyhledá lékaře. Pokud jsou však vážné, jedinci náleží invalidní důchod. Onemocnění vede velmi často k dopravním nehodám.

Kataplexie

Při tomto onemocnění mají velký vliv emoce – smích, strach, leknutí, překvapení. Při parciální kataplexii dochází k podklesnutí v kolenou či poklesu dolní čelisti. K pádu nemusí dojít. Vědomí je však neporušeno. Zhruba 70% jedinců navštíví lékaře s poruchou spánku právě kvůli kataplexii.

Toto onemocnění může mít i další projevy, např. hypnagogické halucinace a spánkovou obrnu. Hypnagogické halucinace se vyskytují u 40 – 80% jedinců. Mají svou vazbu na usínání či probouzení, mívají charakter přetrvávajícího snu. Halucinace mohou být sluchové, zrakové, taktilní či komplexní. Nemocný jedinec je velmi prožívá. Spánková obrna se vyskytuje u stejného počtu jedinců jako hypnagogické halucinace. Častěji se objevuje po probuzení. Postižení jedinci je také vnímají jako nepříjemné pocity. Pacient v tuto chvíli není schopen pohybu, ale je plně při vědomí. Není schopen promluvit či jinak se kontaktovat s okolím. Přerušit tento záchvat může druhá osoba, která hlasitě promluví či se nemocného dotkne. Noční spánek u lidí, kteří trpí narkolepsií, bývá nedostatečný. Je velmi neklidný a přerušovaný.

Diagnostická kritéria:

Narkolepsie s kataplexií

- Nadměrná denní spavost s převážně každodenním výskytem obtíží po dobu alespoň 3 měsíců.

- Přítomnost typických kataplektických záchvatů provázených ztrátou svalového tonu v návaznosti na emoci.
- Diagnóza by měla být potvrzena noční polysomnografií (prokazující alespoň 6 hodin spánku) s následným MSLT (Multiple Sleep Latency Test) s průměrnou latencí usnutí 8 minut nebo méně a přítomností dvou nebo více SOREM (Sleep Onset REM), případně deficitem hypokretinu 1 v mozkomíšním moku.
- Zvýšená denní spavost není vysvětlitelná jinou příčinou, tj. sekundaritou onemocnění.

Narkolepsie bez kataplexie

- Nadměrná denní spavost s převážně každodenním výskytem obtíží po dobu alespoň 3 měsíců.
- Nepřítomnost typických kataplektických záchvatů (ne zcela přesvědčivé či atypické stavy mohou být přítomny).
- Diagnóza by měla být potvrzena noční polysomnografií (prokazující alespoň 6 hodin spánku) s následným MSLT s průměrnou latencí usnutí 8 minut nebo méně a přítomností dvou nebo více SOREM.
- Zvýšená denní spavost není vysvětlitelná jinou příčinou, tj. sekundaritou onemocnění.

[5, s. 180]

Hypersomnie

Při hypersomnii nemocný trpí nadměrnou denní spavostí. Jedinec spí déle než 12 hodin denně. Po spánku se však cítí nevyspalý a neodpočatý. Hypersomnii dále dělíme na idiopatickou a rekurentní.

Idiopatická hypersomnie

Toto onemocnění je charakterizováno zvýšenou potřebou denního spánku, který nemá nutkavý ráz. Spánek přes den trvá několik hodin. Nejsou však přítomny hypnagogické halucinace, spánková obrna ani kataplexie. První ataka se objevuje

do 25. roku života. Téměř u 50% jedinců nalezneme idiopatickou hypersomnii v rodině. U hypersomnie s dlouhým nočním cyklem pozorujeme prodloužený spánek na 12 - 14 hodin.

Diagnostická kritéria:

Idiopatická hypersomnie s dlouhým nočním spánkem

- Pacient má nadměrnou denní spavost s výskytem každodenních obtíží po dobu alespoň 3 měsíců, spánek je neosvěžující, delšího trvání (delší než 1 hodinu).
- Noční spánek je současně prodloužený (více než 10 hodin), dokumentovaný klinickým pohovorem nebo spánkovým deníkem. Probuzení z nočního i denního spánku je zpravidla obtížné, často s příznaky spánkové opilosti.
- Noční polysomnografie vyloučí jinou příčinu denní spavosti.
- Polysomnografické vyšetření prokáže krátkou latenci usnutí, noční spánek je prodloužen alespoň na 10 hodin.
- Následné MSLT prokáže průměrnou latenci usnutí kratší než 8 minut a počet SOREM je menší než dva.
- Hypersomnie není lépe vysvětlitelná jinou příčinou.

Idiopatická hypersomnie bez dlouhého nočního spánku

- Pacient má nadměrnou denní spavost s výskytem každodenních obtíží po dobu alespoň 3 měsíců.
- Noční spánek je normálního trvání (více než 6 hodin, ale méně než 10 hodin) dokumentovaný klinickým pohovorem, spánkovým deníkem nebo aktigrafii.
- Noční polysomnografie vyloučí jinou příčinu denní spavosti.
- Polysomnografické vyšetření prokáže normální délku spánku (více než 6 hodin, ale méně než 10 hodin).
- Následné MSLT prokáže průměrnou latenci kratší než 8 minut a počet SOREM je menší než dva.
- Hypersomnie není lépe vysvětlitelná jinou příčinou.

[5, s. 181]

Rekurentní hypersomnie

Při rekurentní neboli periodické hypersomnii se střídá období dlouhého spánku s obdobím normálního spánku. Období dlouhého spánku trvá několik dnů až týdnů. V tomto období jedinec prospí 16 - 18 hodin ze dne. Probouzí se pouze na jídlo či při potřebě na WC. Toto období začíná únavou, bolestí hlavy či vznětlivostí.

Diagnostická kritéria:

- U nemocného se objevují opakované epizody zvýšené spavosti o trvání 2 dnů až 4 týdnů.
- Ataky se objevují alespoň jednou za rok.
- V meziobdobí obtíží nemá nemocný žádné spánkové potíže, kognitivní funkce i chování jsou normální.
- Hypersomnie není lépe vysvětlitelná jinou příčinou.

[5, s. 183]

A.3 Parasomnie

Parasomnie je charakterizována jako poruchy chování v průběhu spánku. Řadíme sem benigní záškuby, senzorické vjemy při usínání, noční paroxysmální dystonie, somnambulismus a spánkovou obrnu a noční děs. Tyto projevy se objevují v různých etapách spánku – při usínání, během spánku či v průběhu probouzení. Parasomnii dále dělíme do tří skupin.

1. Parasomnie s poruchou probuzení z NREM spánku.
2. Parasomnie vázané na REM spánek.
3. Ostatní parasomnie.

Parasomnie s poruchou probuzení z NREM spánku

Do této skupiny řadíme probuzení se zmateností, náměsíčnost a noční děsy. Tyto poruchy spánku se objevují převážně v dětském věku. Náměsíčnost a noční

děsy se vyskytují až u 17% dětí. U dospělých procentuální výskyt klesá. Ojedinelé epizody náměsíčnosti se vyskytují až u jedné třetiny dětí. Chování jedince při této poruše spánku má podobný ráz jako při bdělosti a zároveň i při spánku. Dotyčný mluví, až křičí, pohybuje se, má však změněné vnímání a je obtížně probuditelný. Pokud se snažíme dotyčného probudit, může být zmatený až agresivní. Agresivita se vyskytuje zvláště u dospělých mužů. Při epizodě parasomnie může dojít i k zranění, např. pád z okna.

Probuzení se zmateností

V tomto stavu převládá psychická zmatenost nebo zmatené chování při částečném probuzení buď typicky z delta-spánku v první části noci, nebo při ranním probuzení. [5, s. 213] U osoby pozorujeme dezorientaci času i místem. Řeči nerozumíme či je zpomalená. Při zevních podnětech jsou reakce zpomalené s projevy mozečkové ataxie. U dětí spatřujeme zmatenost, neúčelné pohyby, neztišitelný pláč, který je ještě umocňován snahou rodičů o uklidnění, neboť dítě je nepoznává. Tyto epizody trvají v rámci minut (5 - 15min), ojedinelé několik hodin.

Diagnostická kritéria:

- Psychická zmatenost nebo zmatené chování během probouzecí reakce nebo probuzení z nočního nebo denního spánku.
- Nelze vysvětlit jinou poruchou spánku, jiným interním, neurologickým, psychiatrickým onemocněním, užíváním léků nebo návykových látek.

[5, s. 215]

Somnambulismus

Porucha vzniká jako náhlé neúplné probuzení brzy po usnutí ze stadia 3 - 4 NREM. [9, s. 266]

Náměsíčnost je spojena s komplexním automatickým chováním, které zahrnuje chůzi. Epizoda začíná posazením na posteli, zmateným výrazem, následně

jedinec opouští lůžko a chodí po místnosti. Při chůzi hrozí i opuštění bytu. Epizoda končí návratem do postele či usnutím na jiném místě. Při somnambulismu rozlišujeme dva typy chování – adekvátní a neadekvátní. Do adekvátního řadíme chůzi, která je však uskutečňovaná v nesprávnou dobu. V neadekvátním chování se vyskytuje např. mikce mimo toaletu, stěhování nábytku či činnosti, které jsou zdánlivě účelné, ale zároveň mohou být nebezpečné. [5, s. 214]

Diagnostická kritéria:

- Chůze během spánku.
- Přetrvávání spánku, změněného stavu vědomí nebo porušeného úsudku během chůze v podobě alespoň jednoho příznaku:
 1. Nemožnost probuzení postiženého.
 2. Psychická zmatenost po probuzení.
 3. Amnézie (úplná nebo částečná) na epizodu.
 4. Běžné chování v nepřiměřený čas.
 5. Neadekvátní nebo nesmyslné chování.
 6. Nebezpečné nebo potenciálně nebezpečné chování.
- Nelze vysvětlit jinou poruchou spánku, jiným interním, neurologickým, psychiatrickým onemocněním, užíváním léků nebo návykových látek.

[5, s. 216]

Noční děsy (pavor nocturnus)

Stejně jako somnambulismus vznikají i noční děsy při neúplném probuzení brzy po usnutí ze stadia 3 - 4 NREM. Noční děsy jsou nejméně častou poruchou z této skupiny spánkových poruch. Epizoda obvykle začíná náhlým hlasitým pláčem a křikem. Daný jedinec vykazuje známky strachu (tachykardie, tachypnoe, zvýšený svalový tonus, mydriáza), během epizody může na posteli pouze sedět či pobíhat zmateně po pokoji. Noční děs trvá 1 - 5 minut.

Diagnostická kritéria:

- Náhlá epizoda děsu vyskytující se během spánku, uváděná obvykle pláčem nebo hlasitým křikem, doprovázená aktivací autonomního nervového systému a chováním vyjadřujícím intenzivní strach.
- Je přítomen alespoň jeden další projev:
 1. Obtížná probuditelnost.
 2. Psychická zmatenost po probuzení.
 3. Amnézie (částečná nebo úplná) na epizodu.
 4. Nebezpečné nebo potencionálně nebezpečné chování.
- Nelze vysvětlit jinou poruchou spánku, jiným interním, neurologickým, psychiatrickým onemocněním, užíváním léků nebo návykových látek.

[5, s. 217]

Parasomnie vázané na REM spánek (RBD)

Při RBD (REM Behavior Disorder) pozorujeme abnormální chování v průběhu REM spánku, které se objevují v závislosti na snu. Sny bývají akční a násilné povahy, často se vyskytují typy snů, ve kterých je dotyčný někým pronásledován. Nemocný se typicky budí do plné bdělosti. Tímto je spánek rozdělen do různých etap. Vzhledem k nedostatečné svalové atonii hrozí poranění spící osoby či partnera v posteli. Mezi projevy poruchy řadíme záškuby, jednoduché pohyby, srozumitelné či nesrozumitelné vokalizace, smích a křik. Zranění pacientů vzniká např. při pádu z lůžka nebo při boji s osobou, která se jej snaží probudit. RBD dělíme do dvou skupin: sekundární RBD a idiopatická RBD.

Sekundární RBD

Sekundární RBD se vyskytuje jako porucha, která je spojená s jiným neurologickým onemocněním. Může se vyskytovat jako abstinenční syndrom při závislosti na alkoholu či drogách.

Idiopatická RBD

Tato porucha se pomalu rozvíjí. Objevuje se většinou po 50. roce života, přičemž postihuje převážně pouze muže. U pacientů, u kterých je diagnostikován tento druh choroby, je v 65% později diagnostikována Parkinsonova choroba, parkinsonský syndrom či demence.

Diagnostická kritéria:

- Přítomnost REM spánku bez atonie: nadměrné trvalé nebo intermitentní zvýšení svalového tonu v submentálním EMG nebo nadměrné fázické záškuby svalů brady nebo končetin v EMG.
- Alespoň jeden z následujících jevů:
 1. V anamnéze je chování spojené se zraněním, s rizikem zranění nebo s rušivým chováním během spánku.
 2. Klinická manifestace abnormálního chování v REM spánku zachycená při PSG.
- Nepřítomnost epileptiformní aktivity v EEG během REM spánku, při současném výskytu RBD a záchvatové poruchy v REM spánku musí být RBD od této poruchy jednoznačně odlišitelné.
- Nelze vysvětlit jinou poruchou spánku, jiným interním, neurologickým, psychiatrickým onemocněním, užíváním léků nebo návykových látek.

[5, s. 223]

A.4 Insomnie

Insomnie je definována jako chronická neschopnost spát, přestože pro spánek jsou adekvátní podmínky. Problémy mohou spočívat v usínání, udržení spánku či časném probuzení. Nespavost převládá u lidí ve vyšším věku. [9, s. 267]

Při této poruše se vyskytuje latence usnutí, která je delší než 30 minut. Potíže s usínáním se vyskytují i v průběhu noci při probuzení. Pacient se probouzí dříve,

než má naplánováno, a to až o 30 minut. Tato porucha spánku se vyskytuje alespoň 3krát týdně v trvání minimálně jednoho měsíce. [5, s. 88]

Kritéria insomnie:

- Obtížné usínání (neschopnost navodit spánek).
- Časté probouzení (neschopnost udržet spánek).
- Časné probouzení.
- Spánek je neosvěživý, nekvalitní, vyskytuje se únava, poruchy koncentrace a paměti, poruchy nálady, podrážděnost, denní spavost atd.

[5, s. 87]

V dalších podkapitolách rozdělím nespavost dle klasifikace nespavosti.

Insomnie z poruchy přizpůsobení, akutní insomnie

Insomnie z poruchy přizpůsobení se vyskytuje u 15 - 20% lidí jakéhokoli věku. Opakování poruchy je časté. Obtíže mohou spočívat v lehkém spánku či s problémy se spánkem během psychické zátěže. Jako doprovodné příznaky jsou uvedeny např. obavy, smutek a deprese v závislosti na stresoru. Komplikací může být alkoholismus či dlouhodobé užívání léků. Akutní insomnie může vést k osobním a pracovním problémům. Akutní insomnie může přejít do stádia chronického onemocnění či psychiatrického onemocnění.

Diagnostická kritéria:

- Základní diagnostická kritéria insomnie splněna.
- Porucha spánku je časově spojena s identifikovatelným stresem (psychologickým, psychosociálním, interpersonálním, z okolního prostředí, fyzickým).
- Je předpoklad, že spánková porucha vymizí, když vymizí stresor nebo když se pacient na něj adaptuje.
- Trvání maximálně 3 měsíce (několik dnů až týdnů, většinou náhlý začátek).
- Poruchu nelze vysvětlit jinou příčinou (spánkovou, neurologickou, duševní, medikací, jinou látkou).

[5, s. 90]

Psychofyziologická insomnie, primární insomnie

Psychofyziologickou insomnií nacházíme u 1 - 2% populace, přičemž častěji se vyskytuje u žen různého věku. Vyvolávajícím faktorem může být stres a životní změny. Během dne se jedinci zhoršuje nálada, vyskytují se poruchy pozornosti a koncentrace. Pacienti však spánkový deficit přes den nedohánějí. Pro tuto poruchu jsou charakteristické obavy o své zdraví, ztráta životní pohody a přepracovanost. Pokud se jedinec s touto poruchou neléčí, kvalita spánku se zhoršuje, může dokonce dojít až k velké depresi.

Diagnostická kritéria:

- Základní diagnostická kritéria insomnie splněna.
- Trvání nejdéle jeden měsíc.
- Platí nejméně jedno z následujících kritérií:
 1. Chronicky udávané střídání period, kdy pacient málo nebo vůbec nespí, s relativně normálními periodami.
 2. Údaje ze spánkového kalendáře neodpovídají normě, často není udáván spánek po několik nocí. Nejsou známky přes den.
 3. Rozdíl mezi objektivně zjištěnými daty a subjektivním vnímáním spánku.
- Platí nejméně jedno z následujících kritérií:
 1. Pacient udává konstantní nebo téměř konstantní obavu ze stimulů z prostředí po většinu nocí.
 2. Pacient udává vědomé myšlenky či ruminace po většinu nocí, když leží v posteli.
 3. Udávané ovlivnění během dne je obdobné jako u ostatních insomnií, ale neodpovídá subjektivně udávané tíži spánkové poruchy. Nejsou popisovány spánky během dne, které jsou obvykle udávány po probdělých nocích.
- Poruchu nelze vysvětlit jinou příčinou (spánkovou, neurologickou, duševní, medikací, jinou látkou).

[5, s. 92]

Idiopatická insomnie

Z celkového počtu insomnií se tento typ poruchy vyskytuje u 10% jedinců. 0,7% zastupují adolescenti a 1% velmi mladí dospělí. Doprovázejícími příznaky mohou být somnambulické příznaky. U některých pacientů nacházíme v anamnéze v dětství problémy s učením či diagnostikované ADHD (Attention Deficit Hyperactivity Disorder – hyperkinetická porucha (HKP)). Vzájemné vztahy však zatím nebyly nikým prokázány. Komplikacemi může být rozvoj deprese či špatná spánková hygiena.

Diagnostická kritéria:

- Základní diagnostická kritéria insomnie splněna.
- Chronické onemocnění:
 1. Začátek v dětství.
 2. Není známá příčina.
 3. Intenzita choroby je stálá, bez remisí.
- Poruchu nelze vysvětlit jinou příčinou (spánkovou, neurologickou, duševní, medikací, jinou látkou).

[5, s. 92]

Insomnie způsobená duševní poruchou

Tato insomnie je zastoupena u 3% nemocných. U adolescentů je procentuální zastoupení nižší. U mladších pacientů nacházíme poruchu spíše při usínání, na rozdíl od starších jedinců, kteří si stěžují na časté probouzení. U psychických poruch při dobře zvolené léčbě nespavost rychle ustupuje. U některých jedinců však i odeznění deprese nepomůže a insomnie zůstává.

Diagnostická kritéria:

- Základní diagnostická kritéria insomnie splněna.
- Trvání nejméně jeden měsíc.
- Psychická porucha byla diagnostikována podle standardních kritérií.

- Insomnie se vyskytuje společně s psychickou poruchou, v některých případech se může objevit insomnie o několik dnů nebo měsíců dříve než současně probíhající psychická choroba.
- Insomnie je výraznější než porucha spánku, která je pro psychickou chorobu typická.
- Poruchu nelze vysvětlit jinou příčinou (spánkovou, neurologickou, duševní, medikací, jinou látkou).

[5, s. 93]

Neadekvátní spánková hygiena

Mezi insomniemi zastává tento druh poruchy 5 - 10%. První problémy se objevují již v období adolescence. Mohou se však objevit kdykoli v průběhu života. Tato insomnie vzniká z nekvalitní spánkové hygieny a z porušení spánkových návyků. Jako doprovodné příznaky mohou být poruchy nálady, snížení pozornosti, únava a ospalost. Mezi komplikace můžeme zařadit závislost na kofeinu či jiných stimulantů.

Diagnostická kritéria:

- Základní diagnostická kritéria insomnie splněna.
- Trvání nejméně jeden měsíc.
- Přítomnost nejméně jedné z následujících příčin:
 1. Nevhodné spánkové schéma – časté denní spánky, nepravidelná doba uléhání a vstávání, trávení nepřiměřené doby v posteli.
 2. Pravidelné užívání alkoholu, nikotinu, kávy zvláště v době před ulehnutím.
 3. Provádění duševně stimulujících, fyzicky aktivních nebo emočně náročných aktivit v době před ulehnutím.
 4. Často se vyskytující zakázané aktivity v posteli (sledování TV, čtení, přemýšlení, plánování, jídlo).
 5. Nevhodné prostředí ke spánku.

- Poruchu nelze vysvětlit jinou příčinou (spánkovou, neurologickou, duševní, medikací, jinou látkou).

[5, s. 93]

Insomnie způsobené užíváním léků/látek

Tato porucha zastává 3,5% ze všech insomnií. U mladší populace tuto insomnií způsobují stimulancia, na rozdíl od starší populace, kde ji zapříčiňují sedativa. Doprovodné příznaky záleží na látce, která tuto insomnií způsobuje. Káva způsobuje rozrušení a denní spavost. Amfetaminy a kokain ovlivňují psychickou funkci. Na sedativa a hypnotika vzniká závislost. Vyšší dávky snižují účinnost. Při předávkování těmito látkami pozorujeme spavost přes den, poruchy koordinace a koncentrace. Náhlé vysazení těchto léků způsobuje přes den nauzeu, svalové napětí, křeče, neklid a nervozitu. Vysazení alkoholu (platí u závislých lidí) způsobuje živé sny. U chronických pacientů může dojít i k ohrožení života. U pacientů, u kterých je insomnie způsobena toxiny, můžeme pozorovat poruchy paměti, změny psychického stavu, poruchy respiračního, gastrointestinálního a kardiovaskulárního aparátu.

Diagnostická kritéria:

- Základní diagnostická kritéria insomnie splněna.
- Trvání nejméně jeden měsíc.
- Je splněna alespoň jedna z následujících podmínek:
 1. Probíhající závislost na látce narušující spánek (buď v období intoxikace, či vysazení).
 2. Současné užívání či expozice medikací, jídla, toxinu narušujícímu spánek – u vnímavých jedinců.
- Insomnie je spojena se současným užíváním, vystavováním se nebo akutním vysazením léků/látek.
- Poruchu nelze vysvětlit jinou příčinou (spánkovou, neurologickou, duševní, medikací, jinou látkou).

[5, s. 94]

Insomnie způsobená somatickým stavem, organická insomnie

Tato insomnie je způsobená jiným onemocněním či fyziologickým faktorem, např. bolestí, omezeným pohybem, poruchami dýchání či těhotenstvím. Průběh této insomnie je závislý na rozvoji a léčbě onemocnění, které nespavost způsobuje.

Diagnostická kritéria:

- Základní diagnostická kritéria insomnie splněna.
- Trvání nejméně jeden měsíc.
- Pacient má současně existující onemocnění narušující spánek.
- Insomnie je spojena s tímto onemocněním, začátek je ve spojitosti nebo následně po jasném vyjádření příznaků onemocnění, kopíruje průběh onemocnění.
- Poruchu nelze vysvětlit jinou příčinou (spánkovou, neurologickou, duševní, medikací, jinou látkou).

[5, s. 95]

Neorganická, nespecifikovaná insomnie

Do této skupiny řadíme nespavost, která nespadá do žádné z předchozích skupin. Máme u ní však podezření na souvislost s duševní poruchou či na okolnosti, které spánek narušují. U nemocného s touto diagnózou mohou následovat další vyšetření, která mají druh insomnie více upřesnit. [5, s. 95]

Fyziologická (organická) insomnie, nespecifikovaná

Této diagnózy využíváme v případě, že insomnii nezařadíme do žádné z předchozí skupiny, přičemž má vztah k probíhajícímu onemocnění či fyziologickému stavu. Fyziologická insomnie může být diagnostikována i v případě závislosti na látce, kdy je závislost pravděpodobná, ale nepotvrzená. [5, s. 96]

A.5 Syndrom spánkové apnoe (SAS)

K poruchám dýchání vázaných na spánek neodmyslitelně patří pojmy apnoe a hypopnoe. Proto budou dále pro upřesnění vysvětleny.

Apnoe je přerušení ventilace, které trvá 10 sekund a více. Hypopnoi definujeme jako přechodné omezení dechových objemů nejméně o 50% normální hodnoty po dobu 10 s a více, dále saturace hemoglobinu poklesne nejméně o 3%.

V průběhu REM fáze spánku se běžně vyskytuje nepravidelnost dechu. Jako patologii považujeme pauzu dechu delší než 10 sekund. Pokud se tato apnoe vyskytuje častěji nežli 5krát, hovoříme o syndromu spánkové apnoe. SAS rozdělujeme do dvou skupin: centrální a obstrukční. Obstrukční SAS se vyskytuje u dospělých, kteří trpí nadváhou. Během této apnoe přetrvává dýchací úsilí. V dosažení středního věku se tato porucha projevuje nadměrnou spavostí. Tato skupina SAS se vyznačuje specifickým chrápáním. Pravidelné hlasité dýchání s pozvolným poklesem dechové aktivity střídá opakované inspirační úsilí, při kterém se proudění vzduchu v kolabovaných dýchacích cestách zcela zastaví. Po apnoii, která někdy trvá až 30 sekund, nastupuje nová vdechová aktivita, která je doprovázena oním chrápáním a krátkým probuzením. V průběhu spánku jsou jedinci téměř neprobuditelní, během dne pociťují únavu, usínají a mohou se vyskytovat bolesti hlavy. Centrální SAS se vyskytuje vzácně a je spojen s poruchami nočního spánku či s nespavostí. Dýchací úsilí však během této apnoe není přítomno.

Následkem dechové nedostatečnosti je hypoxie, hyperkapnie, přechodně zvýšený tlak, bradykardie a jiné arytmie. Krátké probuzení způsobují změny v krevních plynech. Pacient však po probuzení velmi rychle znovu usíná. Toto probuzení se však během noci několikrát opakuje. Syndrom spánkové apnoe rozdělujeme do mnoha skupin a podskupin. Ty jsou dále vypsány. [5, s. 117] [9, s. 268]

Rozdělení poruch dýchání vázaných na spánek

Syndromy centrální spánkové apnoe

1. Primární (idiopatická) centrální spánková apnoe.
2. Centrální spánková apnoe při Cheyneově-Stokesově dýchání.
3. Centrální spánková apnoe při periodickém dýchání ve velké nadmořské výšce.
4. Centrální spánková apnoe, která nemá charakter Cheyneova-Stokesova dýchání a která je sekundární jinému onemocnění.
5. Centrální spánková apnoe z užívání drog a/nebo farmak.
6. Primární spánková apnoe novorozenců a kojenců (dříve primární spánková apnoe novorozenců).

Syndromy obstrukční spánkové apnoe

7. Obstrukční spánková apnoe dospělého věku.
8. Obstrukční spánková apnoe dětského věku.

Syndromy hypoventilace/hypoxie vázané na spánek

9. Idiopatická neobstrukční alveolární hypoventilace vázaná na spánek.
10. Kongenitální centrální alveolární hypoventilační syndrom.

Syndromy hypoventilace/hypoxie vázané na spánek při jiném onemocnění

11. Hypoventilace/hypoxie vázaná na spánek při patologii plicního parenchymu nebo plicních cév.
12. Hypoventilace/hypoxie vázaná na spánek při obstrukci dolních cest dýchacích.
13. Hypoventilace/hypoxie vázaná na spánek při neuromuskulárních nemocech a při chorobách hrudní stěny.

Ostatní poruchy dýchání vázané na spánek

14. Spánková apnoe/porucha dýchání vázaná na spánek, nespecifikovaná.

[5, s. 118]

A.6 Syndrom neklidných nohou

Syndrom neklidných nohou narušuje nejen noční spánek, ale také usínání. Vyskytuje se častěji u mužů. Po zahřátí nohou pod peřinou dochází k parestézii, která je spojená se záškuby dolních končetin. Tato parestézie nutí jedince vstát a chodit. Následující chůze obtíže zmírňuje. Syndrom neklidných nohou dělíme do dvou skupin: primární a sekundární. Primární syndrom neklidných nohou je zřejmě geneticky podmíněn. Sekundární syndrom neklidných nohou nacházíme např. u Parkinsonovy choroby, avitaminózi a hyperlipidémii. [9, s. 266]

Příloha B

Typy základních EEG rytmů

typ rytmu	normální nebo nenormální	rozsah frekvence	amplituda [μ V]	doba přítomnosti rytmu	lokální nebo difuzní	oblast převahy nebo maxima	podmínky přítomnosti
alfa	normální	8-12 Hz	5-100	5-100 %	difuzní	okcipitální a parietální	bdění, relaxace, zavřené oči
beta	normální	18-30 Hz	2-20	5-100 %	difuzní	precentrální a frontální	bdění, motorický klid
gamma	normální a spánková deprimace	30-50 Hz	2-10	5-100 %	difuzní	precentrální a frontální	bdění
delta	normální nenormální	0,5-4,0 Hz 0,5-4,0 Hz	20-200 20-200	variabilní variabilní	difuzní difuzní	variabilní variabilní	ospalost, bdění
theta	normální (?) nenormální	5-7 Hz	5-100	variabilní	lokální	frontální a temporální	bdění, vzrušení nebo stres
kappa	normální	8-12 Hz	5-40	lokální	variabilní	přední a temporální	bdění při řešení problému (?)
lambda	normální (?)	pozitivně negativní hrot nebo ostré vlny	5-100	variabilní	lokální	parieto- okcipitální	vizuální stimulace nebo otevření očí
K-komplex	normální (?) normální	pozitivně ostrá vlna + jiné pomalé poziti- válně negativní aj.	20-50 50-100	variabilní variabilní	difuzní difuzní	vertex vertex	bdění - sluchová stimulace ospalost - různá stimulace
spánková vřetena	normální	12-14 Hz	5-100	variabilní	lokální	precentrální	nástup spánku

Tabulka B.1: Tabulka základních typů EEG rytmů. [7]

Použitá literatura a zdroje

- [1] SCHOMER D. L., DA SILVA F. L. *Niedermeyer's electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. 6th ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2010. ISBN 0781789427.
- [2] LEE-CHIONG T. L. *Sleep: a comprehensive handbook*. Hoboken, N.J.: Wiley, c2006. ISBN 978-0-471-68371-1.
- [3] GERLA V. *Automated Analysis of Long-Term EEG Signals*. Ph.D. thesis, CTU-FEE, Prague, 2012, online: <<http://bio.felk.cvut.cz/psglab/disertace/disertace-2012-02-29.pdf>>
- [4] ALDRICH M. S. *Sleep medicine*. New York: Oxford University Press, 1999. Contemporary neurology series, 53.
- [5] NEVŠÍMALOVÁ S., ŠONKA K. *Poruchy spánku a bdění*. 2., doplněné a přepracované vydání Praha: Galén, 2007, 345 s. ISBN 978-80-7262-500-0.
- [6] BAROŠOVÁ A. *Fyziologie spánku* [online]. Brno, 2007 [cit. 2016-02-16]. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce Martin Vácha Dostupné z: <http://is.muni.cz/th/195614/prif_b/>.
- [7] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. přepracované a doplněné vydání Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [8] PRAŠKO J., ESPA-ČERVENÁ K., ZÁVĚŠICKÁ L. *Nespavost: zvládání nespavosti*. 1. vydání Praha: Portál, 2004, 102 s. Rádci pro zdraví. ISBN 80-7178-919-4.

- [9] SEIDL Z. *Neurologie pro studium i praxi*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-5247-1.
- [10] SHARBROUGH F., CHATRIAN G. E., LESSER R. P., LUDERS H., NUWER M., PICTON T. W. *American electroencephalographic society guidelines for standard electrode position nomenclature*. J. Clin. Neurophysiol., 8:200–202, 1991.
- [11] KAHOUN J. *Automatická detekce spánkové apnoe*. Praha, 2015. Diplomová práce. České vysoké učení technické. Vedoucí práce Ing. Václav Gerla, Ph.D..
- [12] NAVRÁTIL L. *Vnitřní lékařství: pro nelékařské zdravotnické obory*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2319-8.
- [13] EKG vyšetření. *WikiSkripta* [online]. 2008- [cit. 2016-04-13]. ISSN 18046517. Dostupné z: <<http://www.wikiskripta.eu/>>
- [14] NAGEL Ch. *C# 2005: programujeme profesionálně*. Vyd. 1. Překlad Jakub Mikulaščík, Petr Dokoupil. Brno: Computer Press, 2006. ISBN 80-251-1181-4.
- [15] NASH T. *C# 2010: rychlý průvodce novinkami a nejlepšími postupy*. Vyd. 1. Brno: Computer Press, 2010. ISBN 978-80-251-3034-6.
- [16] SMUTNÝ J. a PAZDERA L. *Časově frekvenční analýza reálných signálů*. 1. vyd. Brno: ECON, 2003. ISBN 80-86433-23-4.
- [17] BRIGHAM E. *The fast Fourier transform and its applications*. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice Hall, c1988. ISBN 0133075052.
- [18] KOPECKÁ N. *Využití FFT při diagnostice Alzheimerovy choroby z EEG*. Praha, 2013. Bakalářská práce. České vysoké učení technické. Vedoucí práce doc. Ing. Jaromír Kukul Ph.D..
- [19] HORNIÁK R. *Analýza EEG signálu*. Praha, 2010. Diplomová práce. České vysoké učení technické. Vedoucí práce Ing. Václav Gerla.

- [20] Směrodatná odchylka. *Matematika.cz* [online]. Nová média, s. r. o., 2014 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <<http://www.matematika.cz/smerodatna-odchylka>>
- [21] HENDL J. *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat*. 4., rozš. vyd. Praha: Portál, 2012. ISBN 978-80-262-0200-4.
- [22] NATHAN A. *WPF 4 unleashed*. Indianapolis, Ind.: Sams, c2010. Unleashed. ISBN 978-0-672-33119-0.