

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2021

Šimon Matoušek



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

METODY DETEKCE SPÁNKOVÝCH VŘETEN ZE ZÁZNAMŮ EEG

METHODS FOR SLEEP SPINDLES DETECTION FROM EEG RECORDS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Šimon Matoušek

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Králík

BRNO 2021



Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Šimon Matoušek

ID: 211676

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Metody detekce spánkových vřeten ze záznamů EEG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou spánkových záznamů EEG, zaměřte se na spánková vřetena a grafoelementy spánkového EEG. 2) Seznamte se s metodami zpracování EEG se zaměřením na detekci spánkových vřeten. Získané znalosti shrňte ve formě literární rešerše. 3) Na základě získaných znalostí realizujte jeden vybraný detektor spánkových vřeten a jeho funkčnost ověřte na databázi DREAMS. 4) Realizujte alespoň dva další algoritmy pro detekci spánkových vřeten. 5) Výsledky detekce spánkových vřeten vhodně prezentujte, komentujte a srovnajte s výsledky dosaženými v odborné literatuře.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] JAN, Jiří. Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů. Brno: VUTIUM, 2002. ISBN 8021415584.

[2] SCHÖNAUER, Monika a Dorothee PÖHLCHEN. Sleep spindles. Current biology [online]. Elsevier, 2018, 28(19), DOI: 10.1016/j.cub.2018.07.035.

Termín zadání: 8.2.2021

Termín odevzdání: 28.5.2021

Vedoucí práce: Ing. Martin Králík

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zaměřuje na detekci spánkových vřeten v signálech EEG. V úvodní kapitole se zabývá signálem EEG, popisuje jeho jednotlivé součásti a přibližuje proces zaznamenávání signálu. Vysvětluje pojem spánkové vřeteno a objasňuje polysomnografii. V následující kapitole jsou formou rešerše shrnuty některé poznatky týkající se studií, jež zkoumaly a prakticky využívaly jednotlivé metody detekce spánkových vřeten. Kapitola praktické části práce je zaměřena na realizaci detektorů spánkových vřeten. Jsou aplikovány 3 různé varianty detekce, první detektor je založen na výpočtu hodnoty Teager - Kaiserova operátoru, druhý detektor užívá vlnkovou transformaci, třetí detektor je založen na principu nalezení obálky signálu. V závěru práce je porovnána úspěšnost těchto detektorů ve srovnání s jinými, dříve prováděnými studiemi. Nejvyšší úspěšnosti bylo dosaženo u detektoru založeném na výpočtu obálky signálu, kde senzitivita dosahovala 56,00 % a specifická 55,19 % a také u detektoru využívajícím vlnkové transformace, kde senzitivita činila 81,22 % a specifická 46,15 %.

KLÍČOVÁ SLOVA

spánkové vřeteno, elektroencefalografie (EEG), K-komplex, Teager - Kaiserův energetický operátor (TKEO), stádia spánku, polysomnografie (PSG), vlnková transformace, obálka signálu

ABSTRACT

This bachelor work focuses on the detection of sleep spindles in EEG signals. The introductory chapter deals with the EEG signal, describes its components and describes the signal recording process. Explains the term sleep spindle and clarifies polysomnography. In the following chapter, some findings concerning studies that examined and practically used individual methods of sleep spindle detection are summarized in the form of research. The practical part of the work is focused on some sleep spindle detectors. At the end of the work is a comparison of the success of these detectors in comparison with other, previously performed studies. The highest success was achieved with the detector based on signal envelope calculation, where the sensitivity was 56.00 % and the specificity 55.19 %, and also with the detector using wavelet transforms, where the sensitivity was 81.22 % and the specificity 46.15 %

KEYWORDS

sleep spindle, electroencephalography (EEG), K-complex, Teager - Kaiser energy operator (TKEO), sleep stages, polysomnography (PSG), wavelet transform(WT), signal envelope

MATOUŠEK, Šimon. *Metody detekce spánkových vřeten ze záznamů EEG*. Brno, 2021, 45 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: Ing. Martin Králík

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Metody detekce spánkových vřeten ze záznamů EEG“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce panu Ing. Martinu Králíkovi za odborné vedení, konzultace, ochotu, velkou míru trpělivosti a podnětné návrhy k práci.

Obsah

| | |
|---|-----------|
| Úvod | 9 |
| 1 Elektroencefalografie | 10 |
| 1.1 EEG signál | 10 |
| 1.2 Měření EEG signálu | 11 |
| 1.3 Technické parametry záznamu EEG signálů | 12 |
| 1.4 Artefakty EEG signálu | 12 |
| 1.5 Další grafoelementy vyskytující se v EEG signálu | 13 |
| 1.6 Funkční stav CNS | 15 |
| 1.7 Polysomnografie | 17 |
| 2 Zpracování EEG záznamů se zaměřením na detekci spánkových vřeten | 20 |
| 2.1 Detekce pomocí vlnkové transformace | 20 |
| 2.1.1 Teoretické parametry používaných vlnek | 21 |
| 2.1.2 Nejčastější druhy používaných vlnek | 22 |
| 2.2 Detekce pomocí výpočtu střední kvadratické odchylky | 23 |
| 2.3 Odhad prostřednictvím obálky signálu | 23 |
| 2.4 Metriky vyhodnocení úspěšnosti detekce | 24 |
| 3 Praktická část bakalářské práce | 26 |
| 3.1 Popis databáze DREAMS | 26 |
| 3.2 Detekce s využitím Teager - Kaiserova operátoru | 26 |
| 3.3 Detekce s využitím vlnkové transformace | 31 |
| 3.4 Detekce založená na odhadu pomocí obálky signálu | 35 |
| 4 Vyhodnocení a srovnání výsledků detekce u jednotlivých metod | 38 |
| Závěr | 40 |
| Seznam literatury | 42 |

Seznam obrázků

| | | |
|-----|--|----|
| 1.1 | Schéma zapojení elektrod systému 10 - 20. [13] | 12 |
| 1.2 | Přítomný K-komplex na EEG záznamu (červeně vyznačen). [22] | 14 |
| 1.3 | Zachycení spánkového vřetena na EEG záznamu (červeně vyznačeno). [15] | 15 |
| 1.4 | Ukázka modifikace EEG signálu pro bdění a vybraná spánková stádia. [10] | 16 |
| 1.5 | Záznam délky jednotlivých spánkových stádií v průběhu spánkové aktivity. [6] | 17 |
| 2.1 | Vliv jednotlivých frekvencí na celkový záznam spánkového vřetena. | 21 |
| 2.2 | Znázornění rozložení různých typů oken užívaných při vlnkové transformaci. | 22 |
| 3.1 | Ukázka přiloženého anotovaného souboru pro signál č.5. | 27 |
| 3.2 | Schématický vývojový diagram použitého algoritmu - první metoda. | 28 |
| 3.3 | Úpravený úsek vstupního signálu v rámci první metody. | 28 |
| 3.4 | Znázornění několika druhů vlnek užívaných při vlnkové transformaci. [28] | 31 |
| 3.5 | Ukázka matice získané po úpravě signálu v rámci druhé metody. | 32 |
| 3.6 | Ukázka aplikace plovoucího okna při zpracovávání signálu. Převzato z [29] | 32 |
| 3.7 | Schématický vývojový diagram použitého algoritmu - druhá metoda. | 33 |
| 3.8 | Úprava vstupního signálu v rámci třetí metody. | 35 |
| 3.9 | Schématický vývojový diagram použitého algoritmu - třetí metoda. | 36 |

Seznam tabulek

| | | |
|------|--|----|
| 3.1 | Metoda 1 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými automatickým detektorem. | 29 |
| 3.2 | Metoda 1 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými prvním expertem. | 29 |
| 3.3 | Metoda 1 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými druhým expertem (záznamy č.7 a 8 nebyly expertem hodnoceny). . . | 30 |
| 3.4 | Metoda 1 - shodně nalezené dvousekundové sekvence vůči sekvencím nalezeným detektorem automatickým (nebo expertním vyhodnocením). . | 30 |
| 3.5 | Metoda 2 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými automatickým detektorem. | 33 |
| 3.6 | Metoda 2 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými prvním expertem. | 33 |
| 3.7 | Metoda 2 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými druhým expertem (záznamy č.7 a 8 nebyly expertem hodnoceny). . . | 34 |
| 3.8 | Metoda 2 - shodně nalezené dvousekundové sekvence (značené Morlet) vůči sekvencím nalezeným detektorem automatickým (nebo expertním vyhodnocením). | 34 |
| 3.9 | Metoda 3 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými automatickým detektorem. | 36 |
| 3.10 | Metoda 3 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými druhým expertem (záznamy č.7 a 8 nebyly expertem hodnoceny). . . | 36 |
| 3.11 | Metoda 3 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými druhým expertem (záznamy č.7 a 8 nebyly expertem hodnoceny). . . | 37 |
| 3.12 | Metoda 3 - shodně nalezené dvousekundové sekvence (značené Obálka) vůči sekvencím nalezeným detektorem automatickým (nebo expertním vyhodnocením). | 37 |
| 4.1 | Porovnání výsledků detekce získaných v předchozích studiích s výsledky detekce dosaženými v této práci. | 39 |

Úvod

Analýza EEG záznamů tvoří předmět zájmu a výzkumu již několik desetiletí. Snaha o získání informací týkajících se elektrické aktivity mozku vede dnešní vědce a výzkumníky ke zdokonalování stávajících metod záznamu a vytváření nových. Nejinak tomu bylo i v dobách minulých. První pokusy byly učiněny již roku 1924 profesorem z univerzity v německé Jeně Hansem Bergerem. Při měření a pořizování záznamu využíval vpichové elektrody aplikované na povrch mozkové kůry. Vůči pacientovi příznivější a šetrnější se však později ukázalo pořizování neinvazivního záznamu. To bylo zpočátku limitováno technickými parametry záznamových přístrojů a dostupného software na zpracování dat. [2]

S postupným technickým rozvojem bylo potřebné nastavit kritéria, podle nichž budou záznamy vyhodnocovány a třízeny. Jako nutnost se ukázalo zavedení jednotného systému, jež by vhodně klasifikoval jednotlivá stadia spánku a zařazoval je do jednotlivých kategorií. Klíčovým milníkem v dané oblasti se ukázal manuál vytvořený roku 1968 zvaný *A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects*. V rámci tohoto dokumentu byly charakterizovány základní spánkové epochy. [7]. Systém však nevyhovoval z hlediska přesnosti požadovaným výstupům (nejnižší úroveň shody mezi záznamy označenými expertem a automaticky vyhodnocovanými nastávala pro první stádium spánku), proto bylo posléze přikročeno k jeho modifikaci. Úsilí, jež bylo vloženo do vývoje nových kritérií, vykrystalizovalo novým systémem hodnocení EEG záznamů označovaným pojmem AASM kritéria. Ta byla vydána roku 2007 a stala se novým, hojně rozšířeným a používaným standardem. Za účelem analýzy bývají často záznamy rozčleněny do epoch trvajících několik jednotek nebo desítek sekund, jež jsou následně podrobněji analyzovány a klasifikovány.

Spánek představuje jeden ze dvou základních stavů projevujících se specifickou aktivitou centrální nervové soustavy. Sestává z několika fází, které se pravidelně opakují. Spánková vřetena, která budou podrobněji detekována v této práci, se nejčastěji vyskytují v epoše označované non-REM 2 (nebo také NREM 2).

1 Elektroencefalografie

Signál EEG představuje jeden ze skupiny mnoha bioelektrických signálů. Tyto signály jsou produkovány svalovými a nervovými buňkami, podílí se na celé řadě tělních aktivit, mohou šířit vzruchy a tím tělu poskytovat potřebné informace. V případě aktivace většího počtu buněk nastává vznik elektrického pole, jež je schopné se dále šířit tkání. Následné elektrické změny mohou být snímány intracelulárně či extracelulárně. Tato kapitola pojednává o EEG signálu, artefaktech, jež jej ovlivňují, a o polysomnografickém měření, sdružujícím několik druhů elektrických signálů.

1.1 EEG signál

Elektroencefalografie představuje diagnostickou metodu umožňující měření a záznam elektrické aktivity mozku, respektive změnu elektrického potenciálu, v čase. Záznam mozkové činnosti je nazýván elektroencefalogram, sestává z jednotlivých EEG vln, grafoelementů a artefaktů. Pro dané vlny je typický určitý rozsah frekvencí (hraniční pásma se mohou lišit v závislosti na použitém zdroji literatury). Výskyt těchto vln závisí na vykonávané činnosti (např. bdění, ospalost, stres, relaxace atd.).

Mezi základní EEG grafoelementy řadíme následující vlny [25] :

- Vlny alfa - pro vlny alfa je typický frekvenční rozsah 8 - 12 Hz, amplituda 5 - 100 μV . Mají tvar podobný sinusoidě, u zdravého dospělého člověka se vyskytují ve stadiu klidného bdění v případě zavřených očí. Maximální amplituda je zaznamenávána v temenno-týlní oblasti mozku.
- Vlny beta - beta vlny mají frekvenční rozsah v hodnotách 18 - 30 Hz, amplituda činí 2 - 20 μV . Vyskytují se ve stadiu motorického klidu a bdění, nejvýraznější je nad frontálními laloky mozku.
- Vlny gama - tyto vlny mají nejvyšší frekvenční pásmo (30 - 50 Hz), amplituda je v porovnání s dalšími druhy vln nízká, pohybuje se v rozmezí 2 - 10 μV . Gama vlny se objevují relativně vzácně, jsou přítomny například v procesu bdění, výrazné jsou především v oblastech mozkové kůry a středního mozku (tektum).
- Vlny delta - mají frekvenci 0,5 - 4 Hz, amplitudu 20 - 200 μV , jejich výskyt je vázán na hluboký spánek. Delta vlny se typicky vyskytují u dítěte v kojeneckém věku.
- Vlny theta – jejich frekvence se pohybuje v rozmezí 5 - 7 Hz, amplituda 5 - 100 μV . Běžně se vyskytují u dítěte ve věku 2 - 5 let.

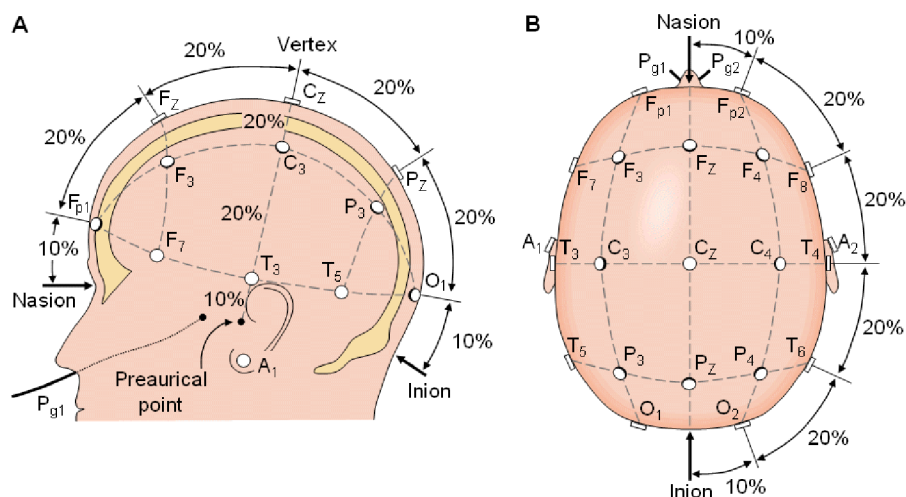
1.2 Měření EEG signálu

Záznam elektrické aktivity mozku je možné pořídit různými způsoby: z povrchu mozkové kůry či měkkých mozkových obalů – tato metoda se nazývá elektrokortikografie (ECoG). Představuje invazivní způsob měření, poskytující přesnější výstupní data než neinvazivní varianta. Její nevýhodou je však nutnost invazivní aplikace. Druhou možností je neinvazivní měření, kdy jsou elektrody umístěny přímo na povrchu lebce pacienta. Toto měření je pro pacienta výrazně příjemnější, ačkoliv poskytuje méně přesné výsledky ve srovnání s metodou první, invazivní. Metoda je nazývána pojmem elektroencefalografie (EEG). Měření je možné provést i z jiných struktur mozku, jež jsou povrchově dostupné. Záznamy je možné získat i z hluboce umístěných struktur mozku, tato varianta je aplikována například v průběhu operací.

Při EEG měření se vychází ze systému označovaného „10 - 20“ (znázorněném na obrázku 1.1) - vizualizovaný obvod hlavy je rozdělen na jednotlivé části (body), mezi nimiž je vzdálenost rovna vždy deseti či dvaceti procentům celkové délky. Při vyobrazení v sagitální rovině se ale nejedná o celý obvod hlavy, uvažujeme pouze oblast mezi body zvanými nasion a inion (znázorněno v části A obrázku 1.1. Vychází se ze čtveřice referenčních bodů, jimiž jsou v sagitální rovině body nasion a inion, v koronární rovině levý a pravý preaurikulární bod. Měření lze zrealizovat prostřednictvím svodů bipolárních – elektrody jsou zapojeny sériově, jedna referenční elektroda vystupuje v dalším svodu jako aktivní (reálná) elektroda, signál je určen napětím mezi dvěma snímacími elektrodami. V případě bipolárního zapojení existuje možnost rozlišení zapojení v transverzální i longitudální rovině. Pokud jsou svody zapojeny unipolárně, jsou naměřené signály vztaženy k referenční elektrodě. Referenční elektroda bývá umístěna na ušním lalůčku nebo referenční signál vzniká zprůměrováním signálů z obou uší, případně je vytvořen ze signálů snímaných z celé hlavy. Elektrody jsou pro identifikaci laloku, který zaznamenávají, označeny příslušnou zkratkou. Je využíváno tohoto značení:

- C - centrální oblast
- O - okcipitální oblast
- F - frontální oblast
- T - temporální oblast
- A - aurikulární oblast
- P - parientální oblast

Tato písmenná zkratka je následně doplněna číslem. Elektrody snímající aktivitu levé hemisféry jsou značeny lichými čísly, v případě snímání aktivity pravé hemisféry je užito sudých čísel. Pokud je elektroda umístěna na ose lebky, je zkratka namísto čísla doplněna písmenem „z“.



Obr. 1.1: Schéma zapojení elektrod systému 10 - 20. [13]

1.3 Technické parametry záznamu EEG signálů

K záznamu EEG signálu jsou v praxi využívány elektrody. Jako nejvhodnější materiál z hlediska vodivosti se ukázaly elektrody vyhotovené z chloridu stříbrného či zlata. Aby vodivost elektrod dosahovala optimálních hodnot, je vhodné využít gelu snižujícího odpor kůže v místě dotyku elektrody. V současné době se testují i elektrody, jež nevyžadují aplikaci gelu na pokožku (tzv. suché elektrody). V případě jejich hojnějšího rozšíření mohou přispět ke snížení celkového času potřebného k EEG vyšetření (kromě komfortnější aplikace jsou vhodné například pokud pacient trpí synkopou). [19] Elektrody jsou připojené pomocí propojovacího kabelu s jednotkou, která zohledňuje jejich pozici na lebce (mají tzv. standardizovanou pozici). Signál je zesílen zesilovačem pro zvýšení citlivosti a přesnější detekci jednotlivých křivek. Měřena je aktivita spontánní - rozlišení jednotlivých složek signálu (alfa, beta, gama, delta vlny), artefaktů (spánková vřetena či K-komplexy) a aktivita evokovaná – reakce na vnější stimulační impulsy. Ke zpracování signálu je vhodné využít filtr typu pásmová zádrž na frekvenci 50 Hz. Na této frekvenci je přítomna stejnosměrná složka, jež působí rušení užitečného signálu. Přístroj k provádění EEG měření může být vybaven i filtrem nízkofrekvenčním (dolní propust) a vysokofrekvenčním (horní propust). [12]

1.4 Artefakty EEG signálu

Kromě výše uvedených pravidelných vln jsou detekovány artefakty – potenciálové odchylky extracerebrálního původu. Při získávání hodnot EEG záznamu je snaha eliminovat vlivy tohoto rušení – artefakty exogenního (technického) původu, mezi

něž lze zařadit i síťový šum, elektrostatické a elektromagnetické signály produkované dalšími zařízeními, je možné limitovat správným uchycením elektrod, užitím dostatečného množství vodivého gelu či správně provedeným uzemněním systému elektrod. V případě artefaktů vznikajících endogenně (fyziologicky) je jejich omezení náročnější (vznikají například mrkáním či hýbáním při měření). Mezi příklady těchto artefaktů spadají artefakty svalové, pohybové či okulární. Na EEG záznamu se tyto artefakty mohou vyskytovat současně.

Myopotenciály

Objevují se především ve fázi bdění, pro fázi spánku nejsou až tak typické. Vznikají aktivací svalů v obličeji či na celé hlavě. Pokud je kontrakce svalů malá, vznikají nízkofrekvenční impulzy, při silnější kontrakci nastane zvýšení frekvence těchto impulzů. Útlum rušivých myopotenciálů představuje náročný krok, neboť se po frekvenční stránce překrývají s běžnou beta aktivitou. [16]

Pohyby očí

Pohyb očí je způsobován EOG signálem, jež je na záznamu silnější než EEG signál. Tyto artefakty se projevují v období bdění i v REM aktivitě spánku, je možné je zaměnit za pomalou EEG aktivitu (vlny delta / theta). V případě mrkání se hodnoty signálu mění ještě výrazněji. [16]

Kardiovaskulární aktivita

Signál EEG může být narušen i elektrickou aktivitou srdce. Tento typ artefaktu se projevuje především u pacientů s malou postavou a silným krkem. Nejsnadnější eliminace těchto artefaktů je dosaženo využitím adaptivního filtru. [16]

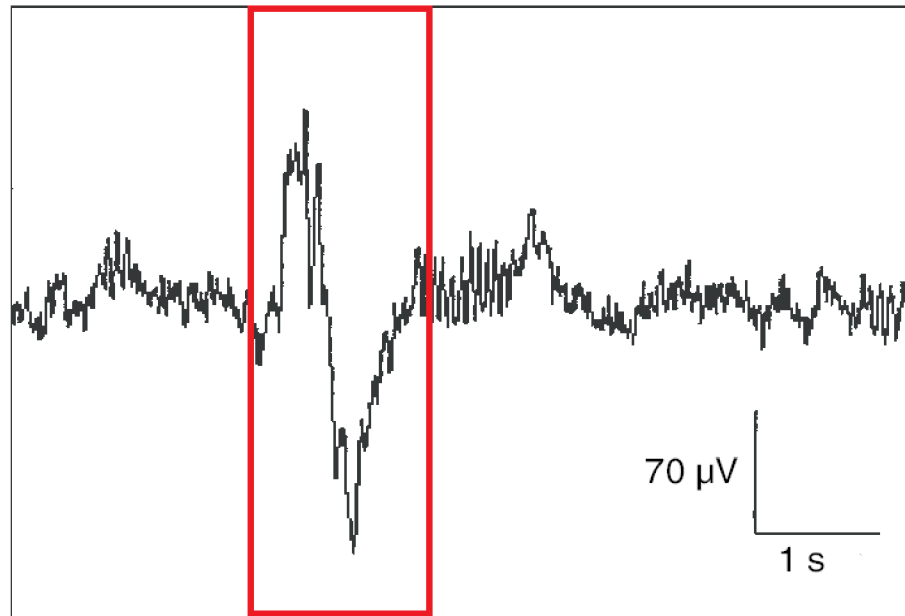
1.5 Další grafoelementy vyskytující se v EEG signálu

Záznam EEG signálu může v určitých částech obsahovat i další grafoelementy mimo výše uvedené vlny. V této souvislosti je nutné zmínit alespoň následující dvojici grafoelementů:

K-komplexy

K-komplexy jsou, podobně jako spánková vřetena, typické svými projevy ve fázi NREM2. Projevují se charakteristickým uspořádáním: pozitivní odchylka (nemusí být vždy přítomna, pokud se projeví, je krátkého trvání - cca 200 ms) je následována

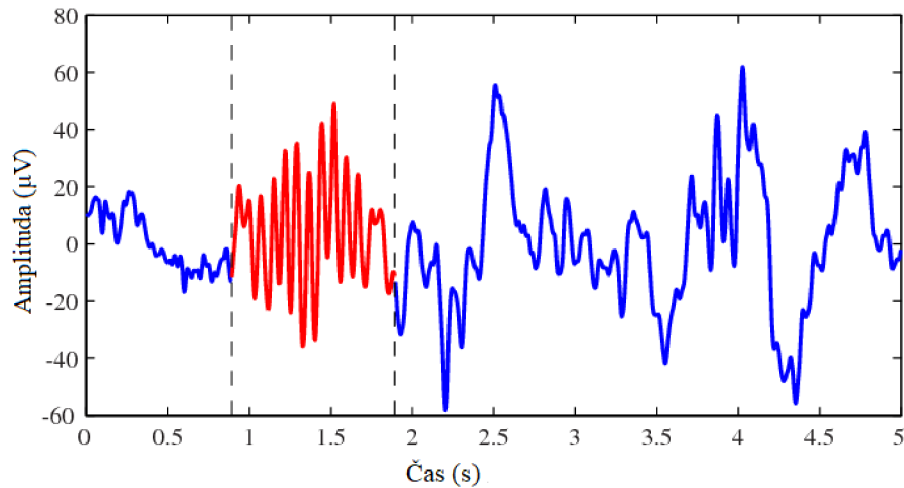
delší negativní odchylkou (550 ms) a poté delší pozitivní odchylkou (900 ms). K-komplexy se mohou na záznamu objevovat následkem spontánní aktivity či jako reakce na předchozí stimulaci (dotykem pokožky). Nejčastěji jsou zaznamenávány v oblasti odpovídající frontální části mozkové kůry. [30] Na obrázku 1.2 je znázorněna ukázka K-komplexu.



Obr. 1.2: Přítomný K-komplex na EEG záznamu (červeně vyznačen). [22]

Spánková vřetena

Spánková vřetena jsou typickými projevy fáze lehčího spánku, kdy je úroveň metabolismu na nižších hodnotách, aktivita neuronů je nízká (vřetena jsou detekována především ve fázi NREM2). Rozmezí frekvencí, v nichž se vyskytují, záleží na pozorovaném organismu. U člověka jsou detekovány obvykle v pásmu 11 - 16 Hz, nejvyšší frekvence výskytu převažuje v oblasti frekvencí 12 - 14 Hz. Vlny se mohou lišit i místem vzniku: v případě frontální části lebky převažují frekvence do 12 Hz, u laloku parietálního (temenního) jsou typické vyšší frekvence (přibližně 12 - 14 Hz). Délka jejich trvání se pohybuje na škále 0,5 - 1,5 sekundy, přičemž pro spánková vřetena je typické postupné prodlužování a poté zkracování amplitud signálu. Mohou být periodického charakteru, na záznamu následují či předcházejí K - komplexy nebo jejich přítomnost může být vázána na ostré vertexové vlny [30]. Ukázka spánkového vřetena je znázorněna na obrázku 1.3.



Obr. 1.3: Zachycení spánkového vřetená na EEG záznamu (červeně vyznačeno). [15]

1.6 Funkční stav CNS

V průběhu 24 hodin nastávají v organismu 2 základní funkční stavy: bdění a spánek. Pro bdění je charakteristická běžná funkčnost motorických a senzorických vztahů a jejich propojení s vnějším prostředím. Dráždivost organismu je na běžné úrovni, centrální nervová soustava (CNS) přijímá a zachovává vstupní informace, jež poté předává na výstup, organismus přitom spotřebovává zásoby energie. Bdění má několik stupňů, dělíme jej dle úrovně bdělosti na klidné bdění, aktivní bdění a ostrážené bdění.

Spánek je funkční stav organismu, kdy nastává cyklická obměna různých stádií, pro něž jsou typické rytmické cykly. Pro každý z těchto cyklů je patrné určité chování. Existují 2 základní formy spánku [6]:

- A) Pomalý spánek (označovaný též non-REM či NREM) - zabírá 75 - 80 % spánkové aktivity
- B) Spánek, pro nějž jsou typické rychlé pohyby očí (označován REM) - tvoří 20 - 25 % spánkové aktivity

Délka trvání jednotlivých spánkových stádií je znázorněna na obrázku 1.5.

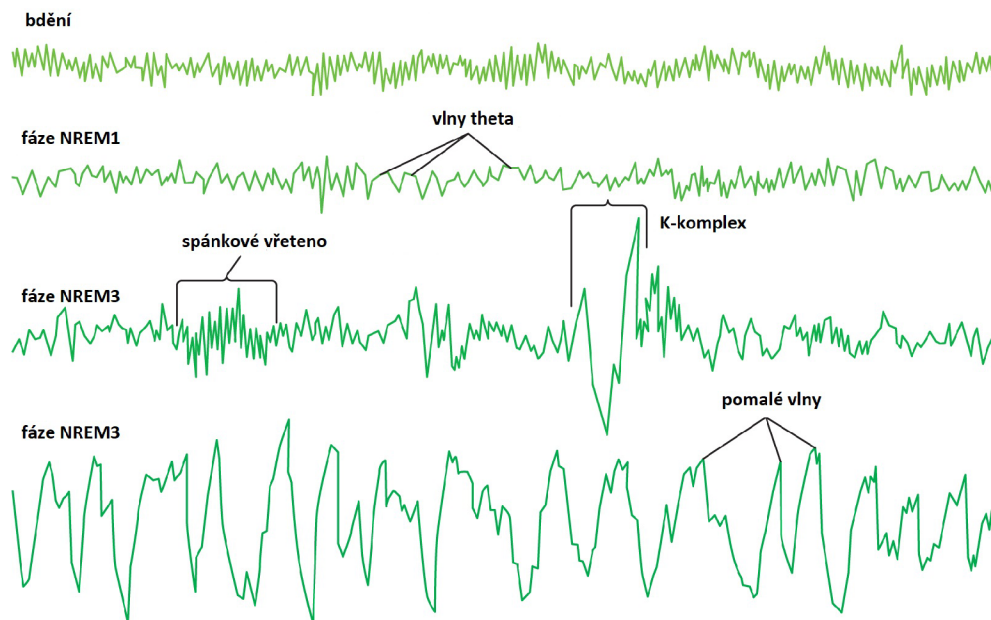
Non-REM spánek

Pro tento typ spánku je základní charakteristikou pomalá EEG aktivita vln delta a theta. S poklesem rytmu EEG se snižuje bdělost, srdeční frekvence, nastává pokles krevního tlaku a frekvence dýchání. To je pravidelné a pomalé. Je udržován tonus svalstva na určité úrovni, zachován příjem informací z receptorů i schopnost rozlišovat mezi jednotlivými receptory.

Stav NREM1 tvoří počáteční fázi spánku. Trvá přibližně 1 - 7 minut, lze jej přerušit hlučnou aktivitou. Dochází k zúžení očních zornic. Mozková aktivita je na záznamu charakterizována nízkonapěťovými smíšenými vlnami, u nichž je potlačena rytmická složka. [6]

Fáze NREM2 představuje největší část složky NREM spánku. Pro probuzení v této fázi je potřebné zajistit výraznější podnět ve srovnání s fází NREM1. Na EEG záznamu jsou přítomna, pro tuto fázi typická, spánková vřetena a K-komplexy. [6]

Fáze NREM3 a NREM 4 jsou někdy označovány jako hluboký spánek. Jsou typické svou krátkou dobou trvání (fáze NREM3 trvá v řádu jednotek minut, fáze NREM4 je delší - v prvním cyklu trvá 20 - 40 minut, v dalších cyklech se zkracuje). Pro obě tyto periody je na EEG záznamu typická vysokonapěťová aktivita a pomalé vlny. Závěrečné části NREM spánku jsou z hlediska regenerace organismu nejpřísnější. [6]

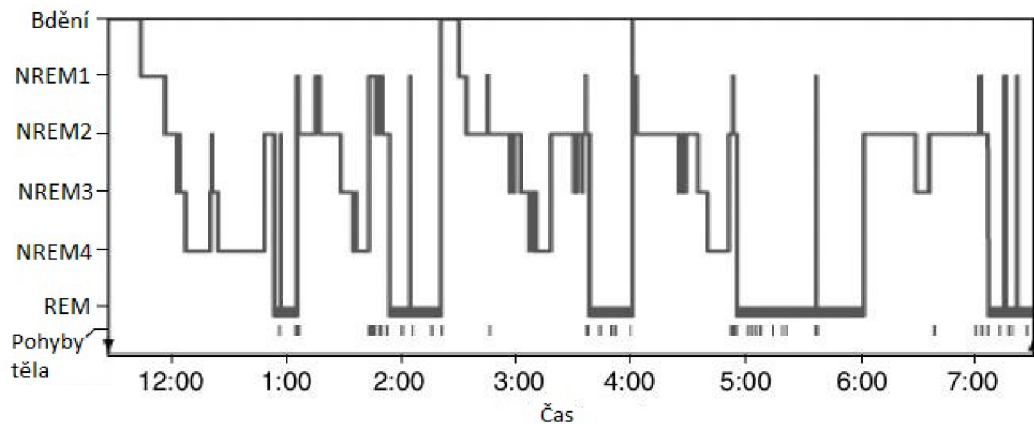


Obr. 1.4: Ukázka modifikace EEG signálu pro bdění a vybraná spánková stádia. [10]

REM spánek

REM spánek lze na EEG záznamu detekovat díky přítomnosti vyšších frekvenčních pásem záznamu ve srovnání s non-REM spánkovou aktivitou (do oblasti beta vln). Ve srovnání s non-REM aktivitou je zachována schopnost mozku odpovídat na senzorické podněty. Klesá aktivita svalů na obličeji i na končetinách, typické jsou rychlé pohyby očních koulí (bulbů) pod zavřenými víčky. Pro tuto epochu je typické snění.

Klesá střední arteriální tlak, odpor cév, činnost endokrinních žláz v této době atakuje své maximum. V závislosti podílu REM spánku na jednotlivých spánkových cyklech nastává jejich pravidelná obměna, tyto fáze obvykle trvají 90 - 100 minut. Na počátku spánkového cyklu převládá non-REM spánek, REM aktivita se do popředí dostává v závěrečných fázích spánku. Délka spánku by se u dospělých osob měla pohybovat v rozmezí 7 - 8 hodin, u novorozenců a malých dětí by spánek měl trvat ještě déle. [25]



Obr. 1.5: Záznam délky jednotlivých spánkových stádií v průběhu spánkové aktivity. [6]

1.7 Polysomnografie

Termínem polysomnografie označujeme diagnostickou metodu sloužící k vyšetřování poruch spánku, užití nalézá například ve spánkových laboratořích. Měření probíhá v místnosti, jež je izolovaná od vnějšího světla a zvuků. Toto prostředí má přispět k optimálnímu průběhu měření a kvalitě získaných dat. Měření spánkového záznamu je dlouhodobějšího rázu, probíhá po dobu alespoň 5 - 6 hodin. Sdružuje v sobě měření několika různých signálů, mezi nejdůležitější patří elektroencefalografie, elektrookulografie, elektrokardiografie, elektromyografie, oxymetrie či záznam dýchání.

Elektrookulografie (EOG)

Elektrookulografie představuje metodu určenou k záznamu změny elektrického potenciálu, jež je způsobena pohybem očí. Lidské oko má vlastnosti elektrického dipólu, kdy rohovka vykazuje rysy kladně nabitého pólu, sítnice záporně nabitého pólu. Při změně napětí na dvojici elektrod je možné určit pohyby oka. Měření je možné modifikovat i pro čtveřici elektrod, poté je možno měřit směry horizontální i vertikální. [3]

Elektrokardiografie (EKG)

V rámci EKG vyšetření je zaznamenáván rozdíl potenciálů vznikající elektrickou aktivitou srdce. Ke snímání je využit systém povrchových elektrod ve dvanácti-svodovém provedení, jež je tvořen kombinací unipolárních a bipolárních elektrod umístěných na hrudníku a končetinách: 6 unipolárních hrudních svodů (značení V1 - V6), 3 unipolární Goldbergerovy končetinové svody (aVL, aVR, aVF) a 3 bipolární Einthovenovy svody (I, II, III). Pro EKG signál jsou typické vlny a kmity, jež korelují s elektrickou aktivitou buněk srdeční svaloviny během srdečního cyklu. Křivky jsou označovány:

- Vlna P - určuje depolarizaci síní
- QRS komplex - křivky tvaru hrotů, zahrnují depolarizaci komor a repolarizaci síní
- Vlna T - charakterizuje repolarizaci komor
- Vlna U - naznačuje pozdní repolarizaci některé z částí myokardu

Výstupní EKG signál vznikne sumací jednotlivých akčních potenciálů. Výsledný vektor je proměnný v čase, při dosažení největší velikosti je označován pojmem elektrická osa srdce, jeho velikost v tomto bodě odpovídá depolarizaci komor. Osa srdce nemusí být u všech jedinců shodná, záleží na umístění srdce v hrudníku a tvaru hrudníku.

Elektromyografie (EMG)

Elektromyografie slouží k zaznamenání elektrické aktivity svalových vláken. Měření probíhá po umístění elektrody na pokožku. V případě aktivace svalového vlákna nastane šíření akčního potenciálu po svalovém vláknu a motorických neuronech nacházejících se v bezprostřední blízkosti. Abychom zjistili data zaměřená na aktivitu motorických jednotek, využíváme i elektrody vpichové (jehlové), jež aplikujeme přímo do svalového vlákna. Výsledky tohoto měření jsou přesnější a citlivěji zachycují jednotlivé detaily elektrické aktivity. V případě polysomnografického měření využíváme data naměřená povrchovými elektrodami, jež aplikujeme na povrch bérce a brady.

Oxymetrie

Oxymetrie přispívá ke měření saturace krve kyslíkem. Při vyšetření je na prst horní končetiny (u malých dětí variabilně dolní končetiny) umístěna soustava sondy a čidla. Probíhá hodnocení absorpce světla, jež je dvou různých délek (červené a infračervené světlo), které prochází skrz kůži. Oxygenovaný hemoglobin absorbuje především infračervené světlo, redukovaný hemoglobin je vstřebává červené světlo. Rozdíl absorpcí červeného a infračerveného světla odpovídá saturaci hemoglobinu. Tímto

měření nelze zjistit množství hemoglobinu ani snížený obsah hemoglobinu v krvi. V arteriální krvi by měla hodnota saturace hemoglobinu přesahovat 95%. [26]

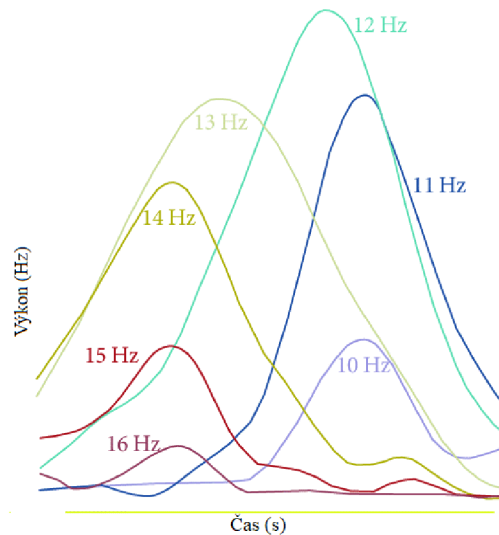
2 Zpracování EEG záznamů se zaměřením na detekci spánkových vřeten

Po naměření EEG signálu probíhá detekce jednotlivých požadovaných příznaků. Signály EEG mohou být pořizovány v podobě krátkodobých záznamů (o délce trvání několik desítek sekund), vyskytují se i záznamy několikahodinové (celonoční EEG měření). Samotný signál je stacionárního charakteru (má proměnné amplitudové a frekvenční vlastnosti). [21]

2.1 Detekce pomocí vlnkové transformace

Spánkové vlny je možné detekovat i pomocí vlnkové transformace. Tato metoda byla využita při studii [8]. Měření, jehož hodnoty byly pořízeny pomocí magnetoencefalografie, se zúčastnilo 7 pacientů ve věku 20 - 35 let. Žádný z nich netrpěl poruchami spánku ani epilepsií a nebral pravidelně léky. U čtyř subjektů bylo provedeno noční měření, zbývající tři lidé podstoupili pouze dvouhodinové měření. Aby bylo zabráněno ovlivnění měření signálem EKG, byl tento redukován pomocí analýzy nezávislých složek. Naměřené záznamy byly vyhodnocovány třemi neurology. Měření probíhalo na úrovni 60 kanálů EEG a 306 MEG.

Na vyhodnocované EEG signály byla nejprve aplikována dolní propust o mezní frekvenci 40 Hz. Poté byly vybrány úseky o přibližně jednosekundové délce, jež obsahovaly oscilace na frekvenčním pásu 10 - 15 Hz a vyskytovaly se před (či za) K - komplexy. Počáteční a koncový bod spánkových vřeten byl zvolen tak, že jejich průměrný výkon na rozsahu frekvencí 10 - 16 Hz dosahoval o 90 procent vyšší hodnotu než výkon ovlivněný šumem. Spektrální výkon byl získán Morletovou vlnkovou transformací (využito bylo šest vlnek), výstupy byly následně umocněny. Každé vřeteno bylo časově normalizováno, průměrná délka trvání dosahovala 720 milisekund. Pro snadnější identifikaci byla vřetena rozdělena na 2 části: na úsek vzdálený od počátku v rozmezí 25 - 45 % délky vřetena a na úsek vzdálený 55 - 75 % od počátku vřetena. Toto dělení umožnilo prověřit zvláště výkony signálů ve frekvenčním pásmu 12 Hz (typické pro předocentrální linii) a 14 Hz (typické pro centrální linii mozku). Výsledkem měření byl závěr, podle něhož u vřeten v prvním úseku výkonového spektra dominuje frekvence 14 Hz, ve druhém úseku má silnější vliv frekvence 12 Hz. Na obrázku 2.1 jsou ukázány jednotlivé frekvence, které se dominantně projevují na záznamech signálů s přítomnými spánkovými vřeteny.



Obr. 2.1: Vliv jednotlivých frekvencí na celkový záznam spánkového vřetena.

[7]

2.1.1 Teoretické parametry používaných vlnek

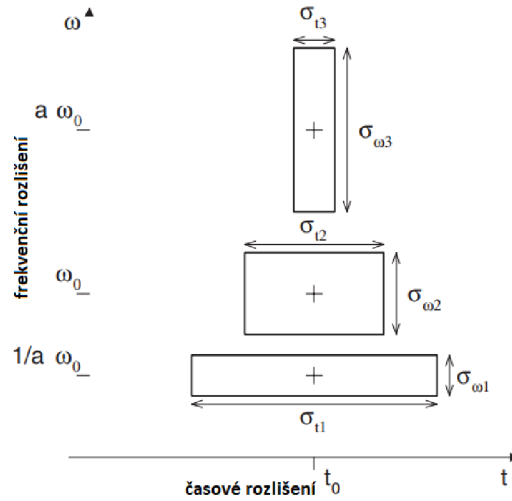
Vlnková transformace slouží k objasnění parametrů signálu nejen ve frekvenční, ale i v časové oblasti. Heisenbergův princip neurčitosti pojednává o nemožnosti současného přesného určení frekvence a polohy v čase, kde se vyskytuje. Vlnková transformace se proto snaží určit optimální poměr časového rozlišení a použité frekvence, tohoto záměru je docíleno úpravou šířky okna aplikovaného na zkoumaný signál. V případě nižších frekvencí může toto okno nabývat větší šířky v porovnání s frekvencemi vysokými. Využití různých oken je znázorněno na obrázku 2.2, parametr a na ose y určuje číselné násobky frekvence.

Pokud jsou změny časového posunu a frekvencí spojité, je aplikována spojitá vlnková transformace (CWT). Při ní se vstupní signál rozloží na spojitou, na sebe navazující řadu frekvenčních pásem. Pokud je hodnota parametru s vyšší než 1, nastává zvětšení výsledného signálu, v opačném případě se signál zmenší. Spojitá změna měřítka však vede k příliš velké (až nadbytečné) reprezentaci signálu či obrazu. Proto se jeví jako příhodnější možnost upravovat rozměry měřítka a posunu diskrétně. V tom případě se jedná o diskrétní vlnkovou transformaci (DWT). Při jejím výpočtu je nejprve nastaven nulový posun a co nejjemnější měřítka. Vlnka je aplikována na počátek signálu, následně je vypočten skalární součin mezi vlnkou a tou částí signálu, na kterou je aplikována. Výsledkem operace je hodnota vyjadřující podobnost vlnky se zkoumanou částí signálu. Poté se vlnka posouvá dále po signálu, dokud nedoputuje k jeho konci.

V dalším kroku je aplikováno hrubší měřítka opět postupně na celý signál. Takto se postupuje, dokud nejsou vyčerpána všechna měřítka. Vznikne spektrogram, což je

matice obsahující vypočtené koeficienty pro všechna měřítka a posuny.

Existují i další užívané varianty vlnkové transformace, například rychlá vlnková transformace. Tyto modifikace však přesahují svým zaměřením rozsah této bakalářské práce.



Obr. 2.2: Znáornění rozložení různých typů oken užívaných při vlnkové transformaci.

[7]

2.1.2 Nejčastější druhy používaných vlnek

Aby bylo možné aplikovat vlnkovou transformaci, jsou nejčastěji využívány následující vlnky. Jednou z nejjednodušších a zároveň nejdéle známých vlnek je Haarova vlnka. Její nevýhodou je nemožná hladká rekonstrukce signálu. Je také nespojitá, symetrická, vhodná pro použití u CWT i DWT.

Mezi další používané vlnky patří vlnka zvaná Mexican hat (takové nazývána Marrova vlnka). Má tvar 2. derivace průběhu hustoty pravděpodobnosti Gaussovského rozdělení, je symetrická, ale není ortogonální, tudíž ji není možné použít pro diskretní variantu vlnkové transformace.

Jinou, také často užívanou vlnkou, je vlnka Morletova. Je symetrická a komplexní, představuje kompromis mezi frekvenčním rozlišením a přesností polohy.

Další skupinou vlnek jsou vlnky Daubechies. Jedná se o vlnky různého řádu (v případě vlnky 1.řádu jde o Haarovu vlnku). Jsou asymetrické, ortogonální a mohou být využity pro CWT i DWT. [1]

V závislosti na detekovaném elementu jsou používány různé druhy vlnek. Pro detekci extrémů (vrcholů a singularit) v signálu jsou vhodné ryze reálné vlnky s minimem

oscilací. Pokud jsou v signálu přítomny oscilace nebo je nutné současně zachytit amplitudu a fázi signálu, je naopak vhodné využít vlnky komplexní. Vlnky symetrické nezpůsobují fázové posuny, vlnky antisymetrické jsou užitečné například při detekci změn gradientu. [1]

2.2 Detekce pomocí výpočtu střední kvadratické odchylky

Jinou metodu detekce zvolil tým vědců z kanadského Montrealu a Quebecu. Jejich studie využívá data získaná od 114 dobrovolníků rozdělených do 3 věkových skupin: 20 - 30 let, 41 - 59 let a 60 - 73 let. K úspěšné detekci byl aplikován filtr typu pásmová propust na rozmezí frekvencí 11 - 15 Hz. Následně byla vypočtena střední kvadratické odchylka (RMS, root mean square) v časovém okně o délce 0,25 sekundy. K detekci vřeten došlo poté, kdy alespoň 2 po sobě jdoucí střední kvadratické odchylky překročily hodnotu prahu (ta byla nastavena na 95. percentil) a bylo zároveň splněno kritérium délky trvání (vzájemné vzdálenosti) nejméně 0,5 sekundy. Ke klasifikaci vřeten byla stanovena 4 kritéria: frekvence (počet cyklů za jednu sekundu), amplituda (vzdálenost píků měřená na ose y, která odpovídala napětí), délka trvání (určená v sekundách) a hustota vřeten (počet vřeten podělen celkovou délkou záznamu v minutách). [7]

2.3 Odhad prostřednictvím obálky signálu

Určitou modifikaci této metody lze realizovat podobně jako autoři další studie. V jejich případě provedli výzkum u 8 dobrovolníků. K detekci byl použit Čebyševův filtr 2. typu, jež využíval 2 frekvenční pásma: 12 - 15 Hz a 70 - 90 Hz. K výpočtu amplitudy signálu byla poté využita metoda Hilbertovy transformace. K detekci vřeten autoři využili dvojici prahových hodnot: horní práh (sloužil k nalezení píku vřeten) a spodní práh (byl využit k detekci počátečního a koncového bodu vřeten). Detekce probíhala v okně o délce 2 sekundy. Primárním úkolem bylo získat pík spánkového vřeten, od něhož byl následně aplikací tohoto okna (v poloviční velikosti) před a za píkem určen počáteční a koncový bod vřeten. Pokud v tomto úseku nedošlo k detekci počátku či konce, byl tento bod určen v bezprostředně přilehajícím frekvenčním pásmu.

Pro správné nastavení prahových hodnot bylo potřebné omezit rozdílnou variabilitu mezi signály od jednotlivých subjektů. Prahy byly nastaveny jako průměrné hodnoty amplitud signálu. Práh spodní a horní obálky signálu byl určen jako jednonásobek a čtyřnásobek průměrné hodnoty amplitudy signálu.

Pro další analýzu byly v případě této studie vyhodnocovány následující parametry: dominantní frekvence vřetena, délka trvání vřetena, velikost amplitudy peak-peak a vyhodnocení, zda bylo detekováno současně i vřeteno v gama oblasti (+ jaká byla jeho amplituda). Data byla následně vyhodnocována, hodnota senzitivity činila přibližně 95 %. [22]

2.4 Metriky vyhodnocení úspěšnosti detekce

Aby bylo možné porovnat kvalitu a úspěšnost jednotlivých metod detekce spánkových vřeten, jsou zaváděny statistické parametry vyjadřující procentuálně úspěšnost detekce. Existuje větší počet různých kalsifikací úspěšnosti detekce. Jedním z nich je vyjádření správnosti detekce pomocí matice záměn. Ta porovnává detekované výsledky se skutečnými, sestává ze čtyř prvků (nabývajících celočíselných hodnot) [24]:

- TN - počet případů detekujících absenci spánkového vřetena (odborníkem i algoritmem)
- TP - počet případů, kdy je detekována přítomnost spánkového vřetena odborníkem i detekčním algoritmem
- FN - počet případů, v nichž nebylo vřeteno detekováno algoritmem, přičemž jej odborník identifikoval
- FP - počet případů, kdy bylo spánkové vřeteno detekováno algoritmem, ale nezávislý odborník jej takto nevyhodnotil

Pomocí těchto prvků jsou určovány následující metriky [24]:

- Senzitivita (SE) - vyjádření pravděpodobnosti správné detekce spánkového vřetene a součtu pravdivě pozitivní a falešně negativní detekce

$$SE = \frac{TP}{TP + FN} \quad (2.1)$$

- Specificita (SP) - určuje pravděpodobnost negativní detekce, pokud se na daném místě spánkové vřeteno nevyskytuje, vypočtena poměrem pravdivě negativní detekce vřetena a součtu pravdivě negativní a falešně pozitivní

$$SP = \frac{TN}{TN + FP} \quad (2.2)$$

- Přesnost (*ACC*) - určení součtu pravdivé (pozitivní a negativní) detekce ku součtu všech detekčních kategorií

$$ACC = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (2.3)$$

- Míra falešných nálezů (*FDR*) - vyjádření pravděpodobnosti falešně negativní detekce spánkového vřetene ku součtu pravdivě pozitivní detekce a falešně pozitivní detekce

$$FDR = \frac{FP}{TP + FP} \quad (2.4)$$

3 Praktická část bakalářské práce

Célem této kapitoly je praktická aplikace dosavadních teoretických poznatků. S ohledem na zvolenou problematiku volí algoritmy vedoucí k detekci přítomnosti spánkových vřeten v záznamech databáze DREAMS [9]. Všechny detekční metody byly vyvíjeny v programovém prostředí MATLAB R2020b.

3.1 Popis databáze DREAMS

K vyhodnocení přítomnosti spánkových vřeten v záznamech EEG byla použita databáze polysomnografických záznamů DREAMS. Jedná se o databázi signálů pořízeno ve spánkové laboratoři v Belgii. Tato databáze existuje v několika modifikacích, které jsou zaměřeny na jednotlivé jevy a artefakty spánkového EEG. V případě této bakalářské práce byla využita databáze záznamů obsahujících spánková vřetena. Celková délka každého záznamu činí třicet minut, pro přehlednost je vždy rozčleněn do dvousekundových sekvencí. V závislosti na vzorkovací frekvenci každá sekvence obsahuje 100, 200 či 400 vzorků. Data jsou pořízena ve formátu edf (European Data Format). Celkem byla využita data od sedmi pacientů (čtyř mužů a tří žen) ve věku 31 - 53 let. V databázi se vyskytuje záznamů 8, v pořadí první záznam byl z důvodu nemožného spuštění z procesu testování vyřazen. Vzorkovací frekvence u jednoho záznamu činila 50 Hz, u zbývajících šesti 200 Hz. U druhé a třetí metody byly pro jednotnou vzorkovací frekvenci uvažovány pouze signály vzorkované s frekvencí 200 Hz, tj. záznamy číslo 2 a 4 - 8.

Každý záznam je mimo hodnot získaných automatickým detektorem doplněn o anotaci expertem, záznamy č. 2 a 4 - 6 obsahují dvě nezávislé expertní anotace. Anotace expertní i automatické obsahují na jednotlivých řádcích počáteční časovou pozici spánkového vřetena a délku trvání spánkového vřetena, jak je znázorněno na obrázku 3.1.

3.2 Detekce s využitím Teager - Kaiserova operátoru

Pro úspěšnou detekci spánkových vřeten bylo potřebné nejprve předzpracovat databázové signály. Pro práci se signály byl v případě vzorkovací frekvence 50 Hz využit svod polysomnografického záznamu značený C3 - A1, u zbývajících záznamů svod CZ - A1. Na každý ze signálů byl aplikován Butterworthův filtr 4.řádu (obdobně jako ve studii [20]). Rozsah propustných frekvencí filtru byl nastaven v pásmu 11,5 - 15 Hz. Po provedené filtraci byl k určení výskytu vřeten v každém úseku signálu vypočten Teager - Kaiserův energetický operátor [23], jenž lze vypočítat podle vzorce 3.1:

| [Spindles/CZ-A1] | |
|-------------------------|---------------|
| 13.7250 | 0.8300 |
| 19.9500 | 0.9050 |
| 26.2500 | 0.8050 |
| 30.3500 | 2.2050 |
| 33.1500 | 0.6050 |
| 36.3500 | 1.2050 |
| 70.9500 | 0.7050 |
| 76.3500 | 0.8050 |
| 83.4850 | 0.6700 |
| 88.7500 | 1.2050 |
| 128.2500 | 1.1050 |
| 131.9500 | 0.8050 |
| 141.1500 | 0.7050 |
| 151.9500 | 0.7050 |
| 186.3500 | 1.0050 |

Obr. 3.1: Ukázka přiloženého anotovaného souboru pro signál č.5.

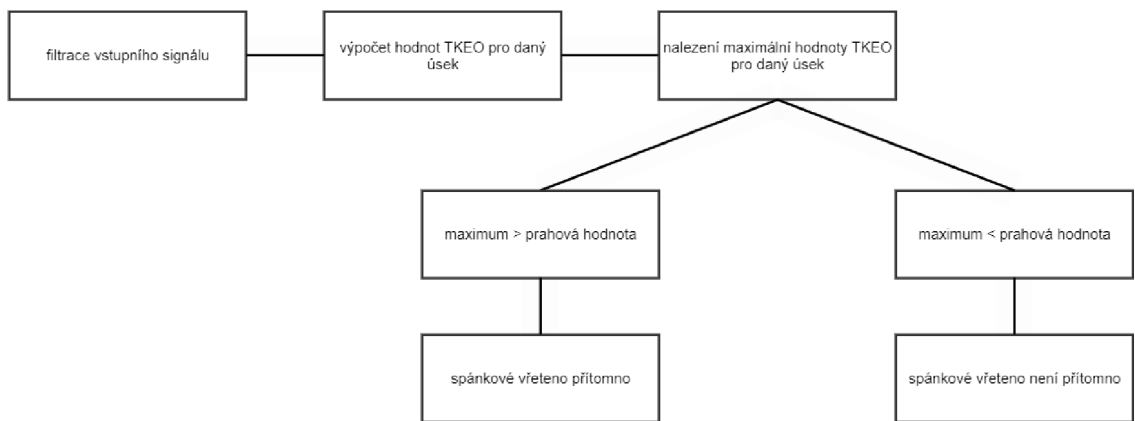
$$x[n] = x^2[n] + x[n - 1] \cdot x[n + 1] \quad (3.1)$$

Teager - Kaiserův energetický operátor představuje nelineární operátor, který je možné využít při mapování rychlých změn amplitudy signálu. Často je používán při detekci QRS komplexů nebo v audio inženýrství. [5]

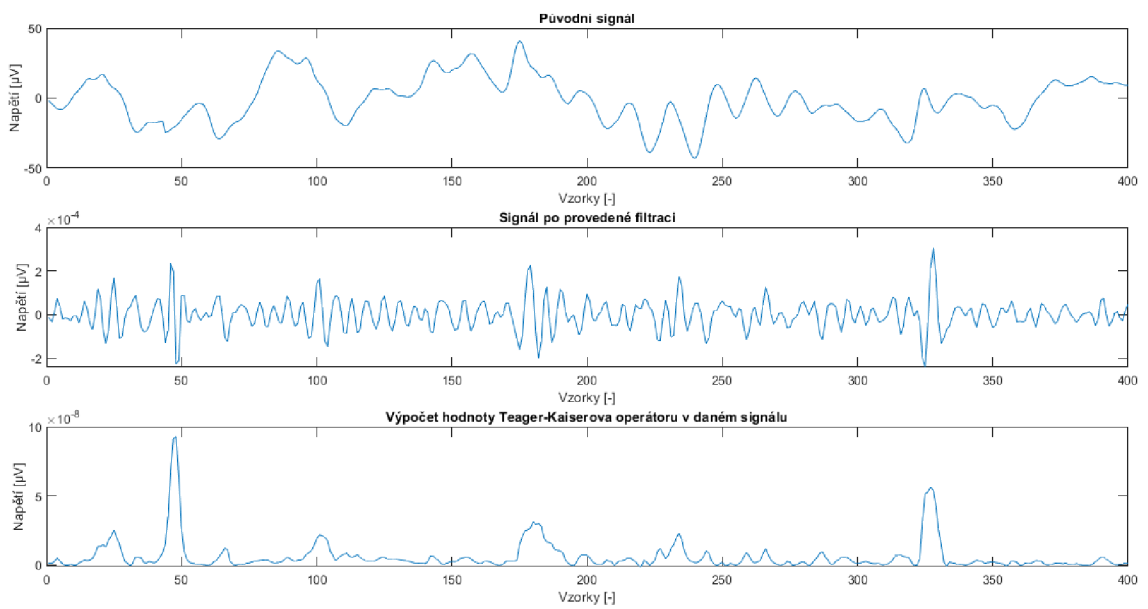
Vypočtená hodnota Teager - Kaiserova energetického operátoru pro daný dvousekundový úsek byla následně porovnána s hodnotou prahovou. Ta byla zvolena empiricky, pro šestici signálů se vzorkovací frekvencí 200 Hz činila $9,5 \cdot 10^{-8}$ μV , pro signál se vzorkovací frekvencí 50 Hz byla rovna hodnotě 0,16 μV . Vývojový diagram, schematicky znázorňující část použitého algoritmu, je vyobrazen na obrázku 3.2.

V závislosti na splnění této podmínky byly následně úseky klasifikovány. K vyhodnocování úspěšnosti detekce byla využita binární klasifikace, kdy stav 1 značí výskyt alespoň jednoho vřetena v sekvenci, 0 absenci jakéhokoli vřetena. Po porovnání s hodnotami detekovanými automatickým algoritmem a jednotlivými lidskými experty byly vypočteny jednotlivé prvky matice záměn (TP, TN, FP, FN) a z nich vyplývající metriky (senzitivita, specificita a přesnost, blíže charakterizovány ve druhé kapitole). Proces úpravy signálu a jeho vyhodnocení je zaznamenán na obrázku 3.3

Výsledky detekce jsou shrnuty v následujících tabulkách, první 3 tabulky (3.1, 3.2, 3.3) znázorňují vyhodnocení úspěšnosti detekce pomocí různých metrik, po-



Obr. 3.2: Schématický vývojový diagram použitého algoritmu - první metoda.



Obr. 3.3: Úpravený úsek vstupního signálu v rámci první metody.

slední tabulka kvantifikuje úspěšně detekované úseky a porovnává je s automatickým či expertním vyhodnocením. Čtvrtá tabulka 3.4 znázorňuje počet dvousekundových sekvencí, v nichž byla přítomnost spánkového vřetene detekována automatickým detektorem či jedním ze dvou expertů (sloupce č. 2, 4 a 6). Pro porovnání je uveden počet dvousekundových sekvencí, v nichž bylo detekováno spánkové vřeteno algoritmem užitým v této bakalářské práci (sloupce č. 3, 5 a 7 - z důvodu úspory místa ve sloupcích značen pouze TKEO).

| Číslo záznamu | Senzitivita (%) | Specifická (%) | Přesnost (%) | FDR (%) |
|---------------|-----------------|----------------|--------------|---------|
| 2 | 68,48 | 26,11 | 30,44 | 90,45 |
| 3 | 60,53 | 89,91 | 88,67 | 79,09 |
| 4 | 46,00 | 50,94 | 50,67 | 94,77 |
| 5 | 53,01 | 41,38 | 42,44 | 91,58 |
| 6 | 55,67 | 31,38 | 34,00 | 91,07 |
| 7 | 75,00 | 28,34 | 30,00 | 96,28 |
| 8 | 62,02 | 31,39 | 35,78 | 86,86 |

Tab. 3.1: Metoda 1 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými automatickým detektorem.

| Číslo záznamu | Senzitivita (%) | Specifická (%) | Přesnost (%) | FDR (%) |
|---------------|-----------------|----------------|--------------|---------|
| 2 | 71,67 | 26,55 | 29,56 | 93,48 |
| 3 | 60,00 | 88,04 | 87,89 | 97,27 |
| 4 | 29,55 | 50,12 | 49,11 | 97,04 |
| 5 | 57,14 | 41,83 | 42,78 | 93,88 |
| 6 | 56,94 | 31,88 | 33,90 | 93,22 |
| 7 | 72,22 | 28,23 | 29,11 | 97,98 |
| 8 | 47,92 | 31,22 | 32,11 | 96,22 |

Tab. 3.2: Metoda 1 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými prvním expertem.

| Číslo záznamu | Senzitivita (%) | Specifická (%) | Přesnost (%) | FDR (%) |
|---------------|-----------------|----------------|--------------|---------|
| 2 | 75,00 | 26,77 | 29,55 | 94,09 |
| 3 | 51,16 | 89,73 | 87,89 | 80,00 |
| 4 | 44,00 | 50,97 | 50,78 | 97,50 |
| 5 | 51,77 | 41,23 | 42,22 | 91,59 |
| 6 | 55,17 | 31,49 | 33,78 | 92,07 |
| 7 | - | - | - | - |
| 8 | - | - | - | - |

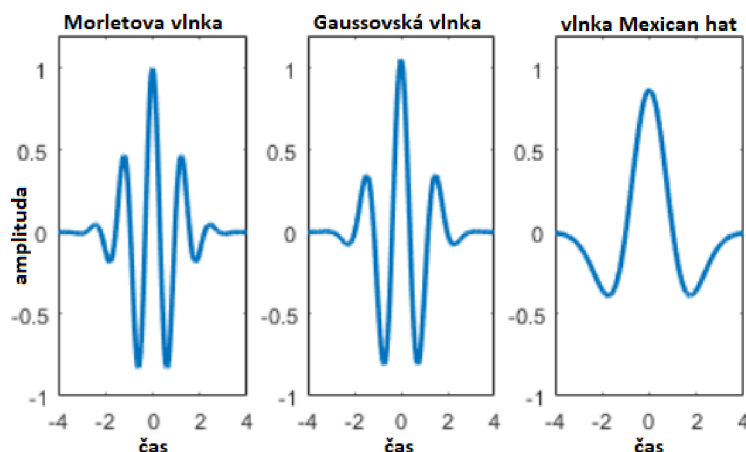
Tab. 3.3: Metoda 1 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými druhým expertem (záznamy č.7 a 8 nebyly expertem hodnoceny).

| Číslo záznamu | Aut. detektor | TKEO | Expert č.1 | TKEO | Expert č.2 | TKEO |
|---------------|---------------|------|------------|------|------------|------|
| 2 | 92 | 63 | 60 | 43 | 52 | 39 |
| 3 | 38 | 23 | 5 | 3 | 43 | 22 |
| 4 | 50 | 23 | 44 | 13 | 25 | 11 |
| 5 | 83 | 44 | 56 | 32 | 85 | 44 |
| 6 | 97 | 54 | 72 | 41 | 87 | 48 |
| 7 | 32 | 24 | 18 | 13 | - | - |
| 8 | 129 | 80 | 48 | 23 | - | - |

Tab. 3.4: Metoda 1 - shodně nalezené dvousekundové sekvence vůči sekvencím nalezeným detektorem automatickým (nebo expertním vyhodnocením).

3.3 Detekce s využitím vlnkové transformace

Další metoda, která byla v práci využita, je založena na vlnkové transformaci. K její aplikaci je využita jedna z nejčastějších vlnek, konkrétně Morletova vlnka. Zvolená metoda vychází z návrhu autorů a je podrobněji popsán v článku [29].



Obr. 3.4: Znázornění několika druhů vlnek užívaných při vlnkové transformaci. [28]

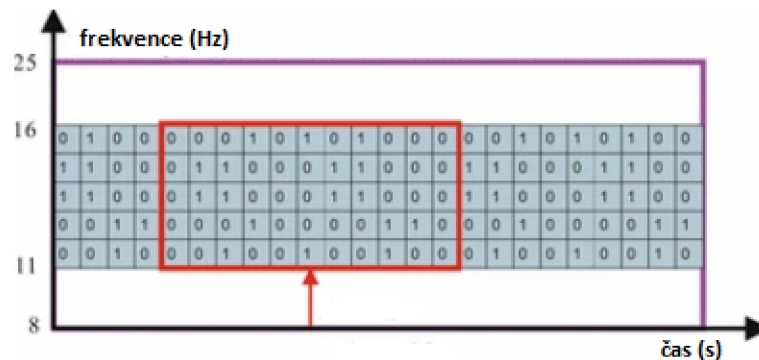
Vstupní signál byl nejprve předzpracován aplikací pásmové propusti v rozmezí 11 - 16 Hz. Na takto modifikovaný signál byla následně aplikována výše zmíněná Morletova vlnka. Pomocí této vlnky byly vypočteny koeficienty pro jednotlivá frekvenční pásma v rozmezí 11 - 16 Hz s krokem 0,2 Hz. Byla tak získána matice o rozměrech 26 řádků a 360 000 sloupců (ty odpovídají devíti stům dvousekundových sekvencích, každá obsahuje 400 vzorků). Část takto vytvořené matice je znázorněna na obrázku 3.5.

Následně byly sečteny hodnoty všech koeficientů v daném sloupci pro každý vzorek, čímž vznikl jednodimenzionální signál. Na něj bylo aplikováno posuvné okno o délce 20 vzorků. V tomto okně byla opět provedena suma prvků. Pokud byla přesáhnutá (v součtu těchto dvaceti prvků) prahová hodnota o velikosti 468 (odpovídá devadesáti procentům ze součtu počtu řádků a sloupců), byl vzorek signálu na dané pozici klasifikován hodnotou 1, v opačném případě byl daný vzorek ohodnocen hodnotou 0. Ukázka popisovaného postupu s využitím plovoucího okna je znázorněna na obrázku 3.6, vývojový diagram je zobrazeno na obrázku 3.7. Posléze byl realizován ještě součet prvků tak, aby každých 400 prvků reprezentovalo jeden vyhodnocovaný dvousekundový interval a bylo tak možné porovnat výsledky detekce s výsledky anotovanými experty či automatickým detektorem. V tabulkách 3.5, 3.6 a 3.7 jsou uvedeny výsledky, respektive úspěšnost realizovaného detektoru. Tabulka 3.8 obsahuje údaje o počtu detekovaných dvousekundových sekvencí, v nichž byla pozitivně

| | 173801 | 173802 | 173803 | 173804 | 173805 | 173806 | 173807 | 173808 | 173809 | 173810 |
|----|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|------------|------------|------------|------------|
| 1 | -8.2745e-05 | -7.5546e-05 | -5.6837e-05 | -3.0431e-05 | 7.4267e-06 | 5.0786e-05 | 9.7745e-05 | 1.3649e-04 | 1.3244e-04 | 7.9849e-05 |
| 2 | -8.5727e-05 | -6.0644e-05 | -3.4752e-05 | -2.0995e-06 | 4.7538e-05 | 1.0031e-04 | 1.1734e-04 | 1.0552e-04 | 9.0293e-05 | 4.7467e-05 |
| 3 | -7.8541e-05 | -7.0486e-05 | -5.6569e-05 | -2.1716e-05 | 3.9794e-05 | 9.6765e-05 | 1.1682e-04 | 1.0597e-04 | 8.6830e-05 | 5.5279e-05 |
| 4 | -8.1999e-05 | -6.2964e-05 | -3.0826e-05 | 2.0120e-05 | 7.2923e-05 | 1.0572e-04 | 1.1534e-04 | 9.9847e-05 | 6.6349e-05 | 1.9370e-05 |
| 5 | -1.1240e-04 | -8.4543e-05 | -2.9589e-05 | 1.8238e-05 | 4.9752e-05 | 8.6067e-05 | 1.1587e-04 | 1.1639e-04 | 8.4985e-05 | 3.0245e-05 |
| 6 | -1.1656e-04 | -9.1620e-05 | -4.8124e-05 | -3.6823e-06 | 3.8195e-05 | 7.5363e-05 | 1.0797e-04 | 1.0746e-04 | 8.4326e-05 | 6.1313e-05 |
| 7 | -1.1422e-04 | -8.3087e-05 | -2.3714e-05 | 4.0586e-05 | 7.6290e-05 | 8.2841e-05 | 8.1686e-05 | 8.9402e-05 | 9.1114e-05 | 5.9921e-05 |
| 8 | -1.1878e-04 | -6.6368e-05 | -3.1134e-05 | -6.8156e-06 | 3.5689e-05 | 8.8058e-05 | 1.1140e-04 | 9.8066e-05 | 7.1212e-05 | 4.7772e-05 |
| 9 | -1.2892e-04 | -8.7037e-05 | -1.7896e-05 | 3.8053e-05 | 6.9645e-05 | 8.5793e-05 | 1.0184e-04 | 1.0560e-04 | 7.8953e-05 | 3.8152e-05 |
| 10 | -1.2054e-04 | -8.7333e-05 | -4.3191e-05 | 4.4930e-06 | 4.8086e-05 | 8.0978e-05 | 9.8675e-05 | 9.9530e-05 | 8.4950e-05 | 5.8977e-05 |
| 11 | -1.3854e-04 | -8.1284e-05 | -4.2314e-05 | -1.9971e-05 | 1.3682e-05 | 6.1024e-05 | 9.8734e-05 | 9.9813e-05 | 8.0741e-05 | 6.8745e-05 |
| 12 | -1.2749e-04 | -1.0229e-04 | -4.3867e-05 | 1.5450e-05 | 4.4643e-05 | 6.1926e-05 | 8.8602e-05 | 1.1211e-04 | 1.0873e-04 | 6.9439e-05 |
| 13 | -1.0923e-04 | -8.7081e-05 | -6.8065e-05 | -3.6740e-05 | 9.3363e-06 | 6.2209e-05 | 1.1117e-04 | 1.1810e-04 | 8.2688e-05 | 5.3267e-05 |
| 14 | -1.3212e-04 | -8.5963e-05 | -2.6615e-05 | 1.4373e-05 | 2.7776e-05 | 5.7095e-05 | 1.0571e-04 | 1.1122e-04 | 8.0919e-05 | 6.1416e-05 |
| 15 | -1.2645e-04 | -1.0734e-04 | -6.9189e-05 | -2.0640e-05 | 3.3258e-05 | 7.2997e-05 | 8.2577e-05 | 7.6964e-05 | 8.0218e-05 | 8.7796e-05 |
| 16 | -1.2906e-04 | -1.1944e-04 | -7.8625e-05 | -3.3655e-05 | -4.5811e-08 | 2.8971e-05 | 6.3264e-05 | 1.0696e-04 | 1.1528e-04 | 7.8835e-05 |
| 17 | -1.1897e-04 | -9.5533e-05 | -6.0701e-05 | -1.9667e-05 | 2.1380e-05 | 5.6191e-05 | 8.1147e-05 | 9.2475e-05 | 9.0663e-05 | 7.6090e-05 |
| 18 | -1.3712e-04 | -1.0296e-04 | -5.9213e-05 | -3.4359e-05 | -9.6475e-06 | 1.9885e-05 | 6.4387e-05 | 1.0653e-04 | 1.0725e-04 | 7.9514e-05 |
| 19 | -1.1030e-04 | -9.2666e-05 | -6.7574e-05 | -3.2203e-05 | 2.5633e-05 | 6.4648e-05 | 8.0509e-05 | 8.7369e-05 | 7.3229e-05 | 6.2549e-05 |
| 20 | -9.6321e-05 | -1.0540e-04 | -8.6327e-05 | -3.5354e-05 | 1.5219e-05 | 3.0622e-05 | 3.9112e-05 | 7.5239e-05 | 9.5789e-05 | 8.8311e-05 |
| 21 | -1.1272e-04 | -8.9239e-05 | -6.9875e-05 | -6.1242e-05 | -4.2441e-05 | 5.0185e-06 | 6.1860e-05 | 8.7603e-05 | 8.3970e-05 | 6.9598e-05 |
| 22 | -9.0206e-05 | -6.0024e-05 | -5.4471e-05 | -5.4722e-05 | -3.1410e-05 | 1.9902e-05 | 7.5063e-05 | 9.9437e-05 | 8.4926e-05 | 5.8239e-05 |
| 23 | -1.0713e-04 | -1.0567e-04 | -8.3706e-05 | -4.6221e-05 | -1.0953e-05 | 2.1115e-05 | 4.7709e-05 | 7.0972e-05 | 7.5970e-05 | 5.6108e-05 |
| 24 | -1.1258e-04 | -8.6560e-05 | -5.6491e-05 | -2.8366e-05 | 1.0223e-06 | 2.0583e-05 | 3.8597e-05 | 6.0514e-05 | 7.4206e-05 | 7.6578e-05 |
| 25 | -7.7940e-05 | -9.0690e-05 | -9.8495e-05 | -7.2119e-05 | -1.0366e-05 | 4.1418e-05 | 4.7328e-05 | 4.4100e-05 | 6.0838e-05 | 7.4093e-05 |
| 26 | -8.7897e-05 | -8.7803e-05 | -7.6926e-05 | -5.7254e-05 | -3.1866e-05 | -4.4442e-06 | 2.1290e-05 | 4.2102e-05 | 5.5644e-05 | 6.0735e-05 |

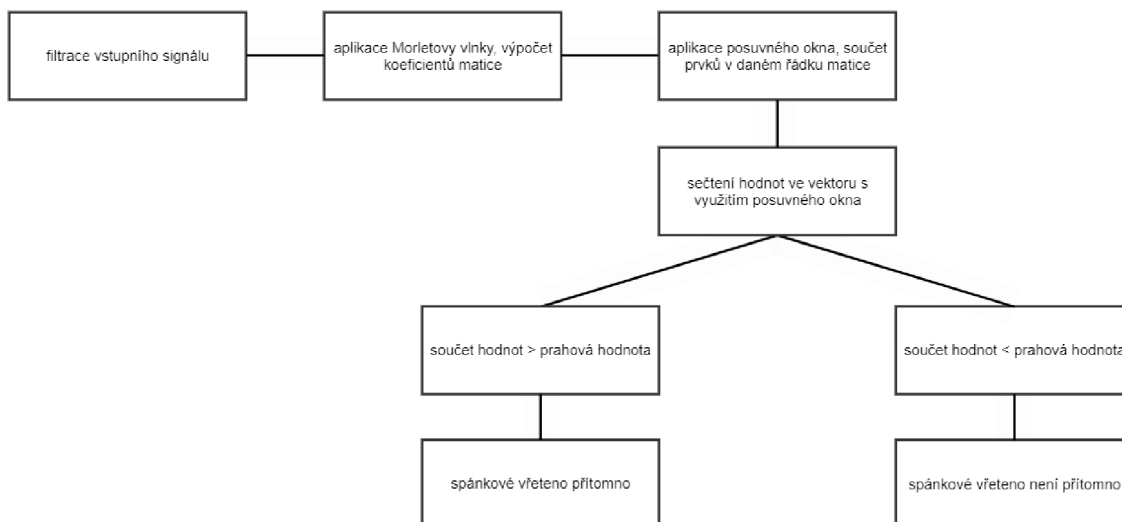
Obr. 3.5: Ukázka matice získané po úpravě signálu v rámci druhé metody.

vyhodnocena přítomnost spánkového vřetena. K vyhodnocení úspěšnosti detekce byly použity shodné metriky jako u první metody.



Obr. 3.6: Ukázka aplikace plovoucího okna při zpracovávání signálu. Převzato z [29]

Vývojový diagram znázorňující princip druhé detekční metody je uveden na obrázku 3.7



Obr. 3.7: Schématický vývojový diagram použitého algoritmu - druhá metoda.

| Číslo záznamu | Senzitivita (%) | Specifická (%) | Přesnost (%) | FDR (%) |
|---------------|-----------------|----------------|--------------|---------|
| 2 | 93,48 | 47,52 | 52,22 | 83,14 |
| 4 | 90,00 | 45,89 | 48,33 | 91,09 |
| 5 | 85,54 | 43,81 | 47,68 | 83,14 |
| 6 | 80,41 | 47,82 | 51,33 | 83,14 |
| 7 | 96,88 | 45,74 | 47,56 | 83,14 |
| 8 | 82,17 | 47,60 | 52,55 | 83,14 |

Tab. 3.5: Metoda 2 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými automatickým detektorem.

| Číslo záznamu | Senzitivita (%) | Specifická (%) | Přesnost (%) | FDR (%) |
|---------------|-----------------|----------------|--------------|---------|
| 2 | 91,67 | 45,83 | 48,88 | 89,22 |
| 4 | 84,09 | 45,32 | 47,22 | 92,67 |
| 5 | 92,86 | 42,77 | 45,88 | 90,28 |
| 6 | 86,11 | 47,22 | 50,33 | 87,57 |
| 7 | 83,33 | 37,64 | 38,56 | 97,34 |
| 8 | 70,83 | 36,27 | 38,11 | 94,11 |

Tab. 3.6: Metoda 2 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými prvním expertem.

| Číslo záznamu | Senzitivita (%) | Specifická (%) | Přesnost (%) | FDR (%) |
|---------------|-----------------|----------------|--------------|---------|
| 2 | 92,31 | 45,52 | 48,22 | 90,59 |
| 4 | 92,00 | 44,91 | 46,22 | 95,46 |
| 5 | 83,53 | 43,07 | 47,88 | 86,72 |
| 6 | 81,60 | 47,36 | 50,66 | 85,77 |
| 7 | - | - | - | - |
| 8 | - | - | - | - |

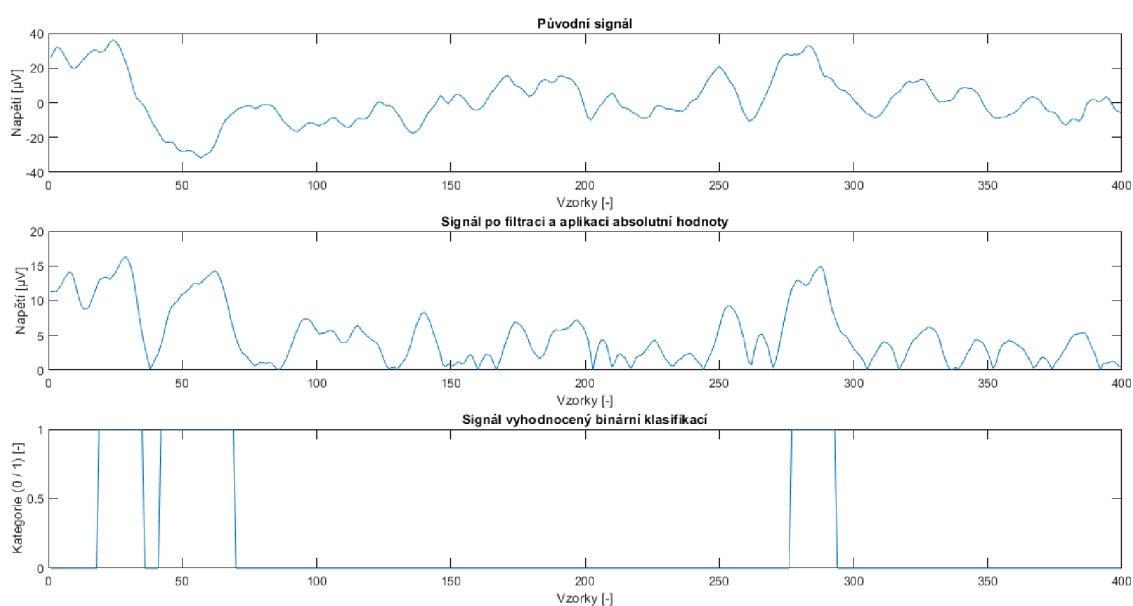
Tab. 3.7: Metoda 2 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými druhým expertem (záznamy č.7 a 8 nebyly expertem hodnoceny).

| Číslo záznamu | Aut. detektor | Morlet | Expert č.1 | Morlet | Expert č.2 | Morlet |
|---------------|---------------|--------|------------|--------|------------|--------|
| 2 | 92 | 86 | 60 | 55 | 52 | 48 |
| 4 | 50 | 45 | 44 | 37 | 25 | 23 |
| 5 | 83 | 70 | 56 | 52 | 85 | 71 |
| 6 | 97 | 78 | 72 | 62 | 87 | 71 |
| 7 | 32 | 24 | 18 | 15 | - | - |
| 8 | 129 | 108 | 48 | 34 | - | - |

Tab. 3.8: Metoda 2 - shodně nalezené dvousekundové sekvence (značené Morlet) vůči sekvencím nalezeným detektorem automatickým (nebo expertním vyhodnocením).

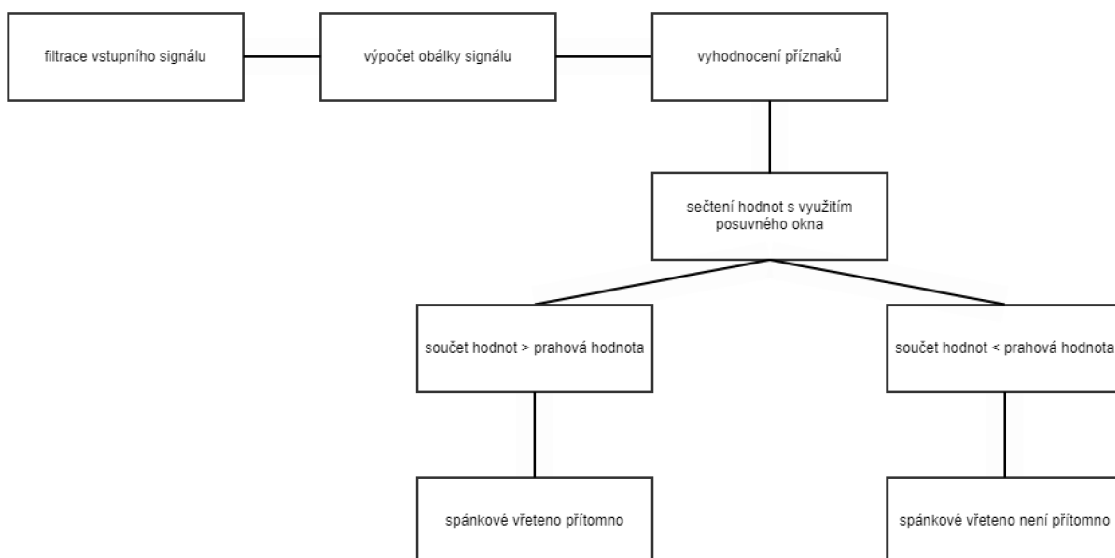
3.4 Detekce založená na odhadu pomocí obálky signálu

Třetí použitá metoda v této bakalářské práci je založena na odhadu obálky signálu a její následné analýze. Na svod CZ-A1 z databáze DREAMS byl nejprve aplikován filtr typu pásmová propust, jehož propustné pásmo bylo nastaveno v rozmezí 11 - 16 Hz. Posléze byla u takto filtrovaného signálu vypočtena jeho absolutní hodnota. Následně byla určena obálka signálu s využitím filtru typu dolní propust, nepropustné pásmo bylo nastaveno zvýšením hodnoty frekvence propustného pásma vždy o 1 Hz oproti propustné frekvenci. Ukázka zpracovávaného signálu je znázorněna na obrázku 3.8.



Obr. 3.8: Úprava vstupního signálu v rámci třetí metody.

K vyhodnocení byly využity následující charakteristiky: přítomnost vřetena je binární klasifikací vyhodnocena stavem 1, pokud filtrovaný signál přesahuje v daném bodě hodnotu své obálky. Také je zohledněna délka trvání potenciálního vřetena, pokud je přesažena třísekundová epocha, v níž by se mělo vřeteno nacházet, je celý úsek vyhodnocen hodnotou 0. Závěrem jsou jednotlivé úseky sloučeny do dvousekundových sekvencí, aby je bylo možné porovnávat s referenčními daty. Pro názornost je zvolený algoritmus znázorněn na vývojovém diagramu 3.9. Obdobně jako v případech předchozích metod poskytují tabulky 3.9, 3.10 a 3.11 informace o úspěšnosti detekce. Tabulka 3.12 upřesňuje celkový počet nalezených úseků, v nichž byla vyhodnocena přítomnost spánkového vřetena.



Obr. 3.9: Schématický vývojový diagram použitého algoritmu - třetí metoda.

| Číslo záznamu | Senzitivita (%) | Specifická (%) | Přesnost (%) | FDR (%) |
|---------------|-----------------|----------------|--------------|---------|
| 2 | 47,82 | 50,24 | 50,00 | 90,13 |
| 4 | 54,00 | 58,59 | 58,33 | 92,87 |
| 5 | 53,01 | 55,94 | 55,67 | 89,10 |
| 6 | 64,95 | 56,91 | 57,78 | 84,60 |
| 7 | 68,75 | 57,37 | 57,55 | 94,38 |
| 8 | 43,41 | 51,49 | 50,33 | 96,97 |

Tab. 3.9: Metoda 3 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými automatickým detektorem.

| Číslo záznamu | Senzitivita (%) | Specifická (%) | Přesnost (%) | FDR (%) |
|---------------|-----------------|----------------|--------------|---------|
| 2 | 43,33 | 50,00 | 49,55 | 94,17 |
| 4 | 52,28 | 58,41 | 58,11 | 93,93 |
| 5 | 60,71 | 56,16 | 56,44 | 91,58 |
| 6 | 65,28 | 56,28 | 57,00 | 88,50 |
| 7 | 44,44 | 56,46 | 56,22 | 97,96 |
| 8 | 56,25 | 53,00 | 52,89 | 93,72 |

Tab. 3.10: Metoda 3 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými druhým expertem (záznamy č.7 a 8 nebyly expertem hodnoceny).

| Číslo záznamu | Senzitivita (%) | Specifická (%) | Přesnost (%) | FDR (%) |
|---------------|-----------------|----------------|--------------|---------|
| 2 | 51,92 | 50,59 | 50,67 | 93,94 |
| 4 | 68,00 | 58,63 | 58,89 | 95,51 |
| 5 | 50,59 | 55,71 | 55,22 | 89,35 |
| 6 | 71,26 | 57,32 | 58,67 | 84,84 |
| 7 | - | - | - | - |
| 8 | - | - | - | - |

Tab. 3.11: Metoda 3 - porovnání výsledků detekce s výsledky detekce získanými druhým expertem (záznamy č.7 a 8 nebyly expertem hodnoceny).

| Číslo záznamu | Aut. detektor | Obálka | Expert č.1 | Obálka | Expert č.2 | Obálka |
|---------------|---------------|--------|------------|--------|------------|--------|
| 2 | 92 | 44 | 60 | 26 | 52 | 27 |
| 4 | 50 | 27 | 44 | 23 | 25 | 17 |
| 5 | 83 | 44 | 56 | 34 | 85 | 43 |
| 6 | 97 | 63 | 72 | 47 | 87 | 62 |
| 7 | 32 | 22 | 18 | 8 | - | - |
| 8 | 129 | 56 | 48 | 27 | - | - |

Tab. 3.12: Metoda 3 - shodně nalezené dvousekundové sekvence (značené Obálka) vůči sekvencím nalezeným detektorem automatickým (nebo expertním vyhodnocením).

4 Vyhodnocení a srovnání výsledků detekce u jednotlivých metod

Klasifikací spánkových vřeten v EEG záznamech se již v minulosti zabývala řada studií. Použitím různých druhů detekčních metod bylo vždy dosaženo určité úspěšnosti detekce. Účelem této kapitoly je proto vyhodnotit metody aplikované v této práci, porovnat jejich výsledky s metodami navrženými jinými autory a případně určit omezení a výhody navržených postupů.

Pro srovnání byly zvoleny studie, které k vyhodnocení používaly obdobné vyhodnocovací metriky. První algoritmus (značen A1) aplikuje na vstupní signál pásmovou propust (v rozmezí frekvencí 11 - 15 Hz), následně vypočítá obálku signálu. Spánkové vřeteno je detekováno ve čtyřsekundových epochách, v nichž je vypočítána průměrná hodnota amplitudy signálu, ta je porovnávána s nastavenou hranicí. [11] [4]

Druhý porovnávaný algoritmus (A2) využívá principu výpočtu střední kvadratické odchylky. Na vstupní signál je aplikována opět pásmová propust v rozmezí frekvencí 11 - 15 Hz. Takto upravený signál je podroben výpočtu střední kvadratické odchylky v posuvném okně o délce 100 milisekund a padesátiprocentním překryvu. Pokud je splněna podmínka překonání prahové hodnoty, jež je nastavena na 1,5 násobek směrodatné odchylky filtrovaného signálu a zároveň je splněn požadavek maximální délky trvání spánkového vřetena (3 sekundy), je v posuzovaném úseku klasifikována přítomnost spánkového vřetena.[18]

Třetí detekční metoda (A3), obdobně jako jedna z metod vyskytujících se v této práci, využívá vlnkovou transformaci. K analýze signálu je použita Morletova vlnková funkce, která pracuje v rozmezí frekvencí 10 - 16 Hz. Pomocí posuvného okna o délce 100 milisekund je vypočten průměr koeficientů v tomto okně, pokud je splněna podmínka (minimálně po dobu 300 milisekund je překročena prahová hodnota), detektor v tomto úseku vyhodnotí přítomnost spánkového vřetena. [27]

Čtvrtá metoda (A4) představuje modifikovanou variantu metody druhé. Vstupní signál je opět předzpracován pásmovou propustí v rozmezí frekvencí 11 - 15 Hz. Je aplikováno posuvné okno, které však v tomto případě neobsahuje překryvnou vrstvu. Okno je dlouhé 25 milisekund a slouží k výpočtu střední kvadratické odchylky. Práhovou hodnotou, s níž je porovnávána aktuální hodnota vypočtená posuvným oknem, je 95 % percentil střední kvadratické odchylky zpracovávaného signálu. [17]

Výsledky detekce uvedených algoritmů jsou shrnuty v následující tabulce 4.1. Oproti metodám používaným v této práci byla použita jedna odlišná hodnotící metrika - FDR (false discovery rate). Pro porovnání byla u všech metrik vypočtena průměrná hodnota zohledňující vyhodnocení automatickým detektorem i detekci provedenou

lidským expertem.

Oproti metodám realizovaným v této práci bylo dosaženo vyšších průměrných hodnot specificity, avšak průměrná senzitivita (a také hodnota parametru FDR) se u srovnávaných metod pohybuje na nižší úrovni.

| Metoda | Senzitivita (%) | Specificita (%) | FDR (%) |
|----------|-----------------|-----------------|---------|
| A1 [11] | 17 | 99 | 48 |
| A2 [18] | 71 | 81 | 89 |
| A3 [27] | 33 | 99 | 44 |
| A4 [17] | 43 | 98 | 58 |
| metoda 1 | 57,54 | 44,08 | 92,01 |
| metoda 2 | 81,22 | 46,15 | 88,24 |
| metoda 3 | 56,00 | 55,19 | 91,35 |

Tab. 4.1: Porovnání výsledků detekce získaných v předchozích studiích s výsledky detekce dosaženými v této práci.

Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo seznámit se se strukturou signálu EEG, objasnit význam artefaktů, jež se u tohoto signálu vyskytují, a následně nabyté poznatky využít v praktické části práce formou realizace detektorů spánkových vřeten.

Úvodní část práce je věnována teoretickým poznatkům týkajících se elektroencefalografického signálu. Objasňuje jednotlivé vlny, z nichž EEG signál sestává, přibližuje praktický proces zaznamenání signálu, pojednává o rušivých artefaktech, které mohou EEG signál zkreslovat. Následně charakterizuje jednotlivé fáze spánku. Úvodní kapitola je zakončena informacemi o polysomnografickém měření, stručně popisuje vybranou skupinu signálů, jež jsou při tomto měření získávány.

Druhá kapitola čtenářům přibližuje jednotlivé metody, které již v minulosti byly aplikovány v různých studiích zabývajících se detekcí spánkových vřeten. Stručně charakterizuje jejich postup a popisuje úspěšnost těchto detekcí v případě, že autoři užívali obdobné hodnotící metriky jako ty, jež jsou uvedeny v závěru druhé kapitoly. Třetí kapitola je orientovaná na praktický návrh algoritmů detekujících spánková vřetena. S ohledem na získané poznatky byly vytvořeny vyhodnocovací algoritmy kalsifikující jednotlivé úseky signálu a zařazují tyto úseky do dvou kategorií v závislosti na přítomnosti spánkového vřetene. Závěrem jsou vyhodnocená data prezentována prostřednictvím jednotlivých tabulek. Každá realizovaná metoda je doplněna o vývojové schéma a pro lepší názornost i o ukázkou postupu. První zvolená metoda je založena na výpočtu hodnoty Teager - Kaiserova operátoru, druhá používá vlnkovou transformaci, filtrování signálu prostřednictvím posuvného okna a následné zařazení do příslušného intervalu pomocí binárního vyhodnocení. Třetí metoda pracuje s obálkou signálu, kterou porovnává s prahovou hodnotou filtrovaného signálu, výsledek je opět vyhodnocován v rámci příslušného intervalu.

Čtvrtá kapitola se věnuje porovnání výsledků detekce dosažených v rámci této práce s výsledky detekce získanými v předchozích studiích. Ve srovnání s těmito studii je dosahováno nižších hodnot specificity, avšak senzitivita a FDR dosahují vyrovnanějšího rozložení u metod, které byly v této bakalářské práci prakticky aplikovány. Je nutné dodat, že detekce spánkových vřeten sama o sobě představuje sofistikovanou problematiku, často mnozí experti dosahují odlišných výsledků detekce, které se od sebe výrazněji liší.

U první metody detekce bylo dosaženo nejvyšší úspěšnosti u záznamů č. 3 a 7. Zvolená varianta je příznivá na realizaci, ale vyplývají z ní i jistá omezení spočívající v limitované úspěšnosti detekce, která u většiny signálů dosahovala úspěšnosti v rozmezí 50 - 65 %. Druhý algoritmus dosahoval oproti prvnímu příznivějších výsledků, hodnoty specificity a přesnosti oscilují kolem 46 %, senzitivita se u většiny záznamů pohybuje kolem 81 %. Tomuto algoritmu se podařilo dosáhnout nejvyšších hodnot

senzitivity ze všech detekčních metod a představuje také nejúspěšnější metodu z hlediska kvantitativní shody s automatickým či expertním vyhodnocením. V případě třetí metody, jež je nejvyrovnanější z hlediska monitorovaných parametrů, se průměrná senzitivita etablovala na úrovni 56 % a průměrná specificita se blížila cca 55 %.

Metody aplikované v této práci mohou být do budoucna dále zpřesňovány a upravovány. Je možné je upravit zohledněním jiných kritérií tak, aby bylo ve výsledku dosaženo ještě příznivějších hodnot detekce. Případně se nabízí i vytvoření metod nových na základě metod stávajících. Problematika detekce spánkových vřeten bude proto i do budoucna pro mnohé výzkumné týmy představovat velkou profesní výzvu.

Seznam literatury

- [1] ADDISON, Paul S. *Introduction to redundancy rules: the continuous wavelet transform comes of age*. Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences [online]. 2018, 376(2126). ISSN 1364-503X. Dostupné z: doi:10.1098/rsta.2017.0258
- [2] AI, Qingsong, Quan LIU, Wei MENG a Sheng Quan XIE. *Advanced Rehabilitative Technology* Londýn: Academic Press, 2019. ISBN 978-0-12-814597-5
- [3] ARMON, Carmel. *Polysomnography: Parameters Monitored, Procedures* s: 10. Medscape [online], 2017. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/1188764-overview>
- [4] ASTILL, Rebecca G., Giovanni PIANTONI a Roy J. E. M. RAYMANN. *Sleep spindle and slow wave frequency reflect motor skill performance in primary school-age children*. Frontiers in Human Neuroscience [online]. 2014, 8(3). ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2014.00910
- [5] BEYRAMIENANLOU, Hamed a Nasser LOTFIVAND. *An Efficient Teager Energy Operator-Based Automated QRS Complex Detection: the continuous wavelet transform comes of age*. Journal of Healthcare Engineering [online]. 2018, 2018(2126), 1-11. ISSN 2040-2295. Dostupné z: doi:10.1155/2018/8360475
- [6] COLTEN, Harvey R. a Bruce M. ALTEVOGT. *Sleep Disorders and Sleep Deprivation: An Unmet Public Health Problem*. [online]. Washington, DC: National Academies Press, 2006, 424 s. ISBN 0-309-10111-5. Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK19960/pdf/Bookshelf_NBK19960.pdf
- [7] COPPIETERS 'T WALLANT, Dorothée, Pierre MAQUET a Christophe PHILIPS. *Sleep Spindles as an Electrographic Element: Description and Automatic Detection Methods* Neural Plasticity [online]. 2016, 2016, 1-19. ISSN 2090-5904. Dostupné z: doi:10.1155/2016/6783812
- [8] DEHGHANI, Nima, Sydney S. CASH a Eric HALGREN. *Topographical frequency dynamics within EEG and MEG sleep spindles* Clinical Neurophysiology [online]. 2011, 122(2), 229-235. ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2010.06.018
- [9] DEVUYST, Stephanie. *The DREAMS Databases and Assessment Algorithm* [online]. Mons, 2005, 1 January 2005. Dostupné z: https://zenodo.org/record/2650142#.YK_QM6gzYdU

- [10] The Editors of Encyclopaedia Britannica *Electroencephalography*. [online]. Encyclopedia Britannica, 2017. Dostupné z: <https://www.britannica.com/science/electroencephalography>
- [11] FERRARELLI, Fabio. *Reduced Sleep Spindle Activity in Schizophrenia Patients*. American Journal of Psychiatry [online]. 2007, 164(3). ISSN 0002-953X. Dostupné z: doi:10.1176/appi.ajp.164.3.483
- [12] FEYISSA, Anteneh Feyissa, Gabriel CALADO a John STERN. *Technical aspects of EEG* [online]. 2018. Dostupné z: https://www.medlink.com/article/technical_aspects_of_eeg
- [13] GRAMFORT, Alexandre. *Mapping, timing and tracking cortical activations with MEG and EEG: Methods and application to human vision*. [online]. 2009, 2009.
- [14] GEMIGNANI, Jessica, Jacopo AGRIMI, Enrico CHELI, Angelo GEMIGNANI, Marco LAURINO, Paolo ALLEGRINI, Alberto LANDI a Danilo MENICUCCI. *Pattern recognition with adaptive-thresholds for sleep spindle in high density EEG signals: Description and Automatic Detection Methods* 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) [online]. IEEE, 2015, 2015, 2016, 594-597. ISBN 978-1-4244-9271-8. ISSN 2090-5904. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2015.7318432
- [15] IMTIAZ, Syed Anas, Siavash SAREMI-YARAHMADI a Esther RODRIGUEZ-VILLEGAS. *Automatic detection of sleep spindles using Teager energy and spectral edge frequency*. 2013 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) [online]. IEEE, 2013, 2013, 262-265. ISBN 978-1-4799-1471-5. Dostupné z: doi:10.1109/BioCAS.2013.6679689
- [16] MANNAN, Malik Muhammad Naeem, Muhammad Ahmad KAMRAN a Myung Yung JEONG. *Identification and Removal of Physiological Artifacts From Electroencephalogram Signals: A Review*. IEEE Access [online]. 2018, 6, 30630-30652. ISSN 2169-3536. Dostupné z: doi:10.1109/ACCESS.2018.2842082
- [17] MARTIN, Nicolas, Marjolaine LAFORTUNE, Jonathan GODBOUT, Marc BARAKAT, Rebecca ROBILLARD, Gaétan POIRIER, Célyne BASTIEN a Julie CARRIER. *Topography of age-related changes in sleep spindles*. Neurobiology of Aging [online]. 2013, 34(2), 468-476. ISSN 01974580. Dostupné z: doi:10.1016/j.neurobiolaging.2012.05.020

- [18] MÖLLE, M., L. MARSHALL, S. GAIS a J. BORN. *Grouping of spindle activity during slow oscillations in human non-rapid eye movement sleep*. J. Neurosci [online]. 2002, 10941-10947. ISSN 1662-5161. Dostupné z: <https://www.jneurosci.org/content/22/24/10941.long>
- [19] MOODLEY, Kuven K, Arani NITKUNAN a Anthony C. PEREIRA. *Acute neurology: a suggested approach* Clinical Medicine. 2018, 18(5), 418-421. ISSN 1470-2118. Dostupné z: doi:10.7861/clinmedicine.18-5-418
- [20] PAREKH, Ankit, Ivan W. SELESNICK, Ricardo S. OSORIO, Andrew W. VARGA, David M. RAPOPORT a Indu AYAPPA. *Multichannel sleep spindle detection using sparse low-rank optimization*. Journal of Neuroscience Methods [online]. 2017, 288, 1-16. ISSN 01650270. Dostupné z: doi:10.1016/j.jneumeth.2017.06.004
- [21] RIEGER, Josef, Lenka LHOTSKÁ a V. KRAJČA. *Zpracování dlouhodobých EEG záznamů* [online]. 2005. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/277982467_Zpracovani_dlouhodobych_EEG_zaznamu
- [22] RODENBECK, Andrea, Ralf BINDER, Peter GEISLER, Heidi DANKER-HOPFE, Reimer LUND, Friedhart RASCHKE, Hans-Günter WEESS a Hartmut SCHULZ. *A Review of Sleep EEG Patterns. Part I: A Compilation of Amended Rules for Their Visual Recognition according to Rechtschaffen and Kales*. Schlaforschung und Schlafmedizin [online]. 2006, 2006, 159-175.
- [23] SOLNIK, Stanislaw, Patrick RIDER, Ken STEINWEG, Paul DEVITA a Tibor HORTOBÁGYI. *Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection*. European Journal of Applied Physiology [online]. 2010, 110(3), 489-498. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-010-1521-8
- [24] TREVETHAN, Robert. *Sensitivity, Specificity, and Predictive Values: Foundations, Plabilities, and Pitfalls in Research and Practice*. Frontiers in Public Health [online]. 2017, 5. ISSN 2296-2565. Dostupné z: doi:10.3389/fpubh.2017.00307
- [25] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie* Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5
- [26] VESELÝ, Jaroslav. *Vyšetřovací metoda: Pulsní oxymetrie* [online]. 17.7.2012. Dostupné z: <https://pfyziolklin.upol.cz/?p=7079>

- [27] WAMSLEY, Erin J., Matthew A. TUCKER a Ann K. SHINN. *Reduced Sleep Spindles and Spindle Coherence in Schizophrenia: Mechanisms of Impaired Memory Consolidation?* Biological Psychiatry [online]. 2012, 71(2), 154-161. ISSN 00063223. Dostupné z: doi:10.1016/j.biopsych.2011.08.008
- [28] ZHOU, Yu, Tianyi WANG a Bing DAI. *High-precision terahertz frequency modulated continuous wave imaging method using continuous wavelet transform.* Optical Engineering [online]. 2018, 57(02). ISSN 0091-3286. Dostupné z: doi:10.1117/1.OE.57.2.023108
- [29] ZHUANG, Xiaobin, Yuanqing LI a Nengneng PENG. *Enhanced automatic sleep spindle detection: a sliding window-based wavelet analysis and comparison using a proposal assessment method.* Applied Informatics [online]. 2016, 3(1), 468-476. ISSN 2196-0089. Dostupné z: doi:10.1186/s40535-016-0027-9
- [30] ZOBAER, M. S., R. M. ANDERSON, C. C. KERR, P. A. ROBINSON, K. K. H. WONG a A. L. D'ROZARIO. *K-complexes, spindles, and ERPs as impulse responses: unification via neural field theory.* Biological Cybernetics [online]. 2017, 111(2), 149-164. ISSN 0340-1200. Dostupné z: doi:10.1007/s00422-017-0713-2