

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV TELEKOMUNIKACÍ

DEPARTMENT OF TELECOMMUNICATIONS

AUTOMATIZOVANÁ DIAGNÓZA PORUCH SPÁNKU VYUŽÍVAJÍCÍ NOSITELNÁ ZAŘÍZENÍ

AUTOMATED DIAGNOSIS OF SLEEP DISORDERS USING WEARABLE DEVICES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jan Sigmund

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Marek Mikulec

BRNO 2021

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Audio inženýrství**
specializace Zvuková produkce a nahrávání
Ústav telekomunikací

Student: Jan Sigmund

ID: 184096

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Automatizovaná diagnóza poruch spánku využívající nositelná zařízení

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Cílem práce je vytvořit software, který umožní automatickou diagnózu poruch spánku pomocí dat nositelných zařízení. Časové řady z datasetu z nositelného zařízení (aktigraf) budou vhodným způsobem parametrizovány a zpracovány metodami strojového učení nebo statistickými metodami. Následně bude na základě parametrů provedena automatizovaná klasifikace spánkových oken a klasifikace dat do skupin zdravých subjektů a subjektů s poruchami spánku. Kvalita výsledné predikce bude porovnána s existujícími řešeními. V rámci bakalářské práce bude na základě klasifikace spánkových oken zvolena vhodná metoda pro stanovení diagnózy subjektu, například pomocí statistických algoritmů či pomocí metod strojového učení. Výstupem práce bude metoda umožňující rozdělení subjektů do kategorií zdravých subjektů a subjektů s poruchami spánku, případně metoda stanovující pravděpodobnost spánkových poruch na základě časových oken či případně jiných vhodných vstupů (spánkové deníky, dotazníky). Kladně hodnocena bude možnost zpětné interpretace výsledků, či rozdělení do skupin podle konkrétních spánkových poruch či diagnostikovaných onemocnění.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] ANGELOVA, M., KARMAKER, C., ZHU, Y. et al. Automated Method for Detecting Acute Insomnia Using Multi-Night Actigraphy Data, in IEEE Access, vol. 8, pp. 74413-74422, 2020, DOI: 10.1109/ACCESS.2020.2988722.
- [2] VAN HEES, V. T., et al. Newcastle polysomnography and accelerometer data. DOI: 10.5281/zenodo.1160410.

Termín zadání: 1.2.2021

Termín odevzdání: 31.5.2021

Vedoucí práce: Ing. Marek Mikulec

doc. Ing. Jiří Schimmel, 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

Spánkové poruchy způsobují mnoho negativních následků a stále více se zkoumá jejich spojitost s kognitivním zdravím člověka. Tato práce se zabývá detekcí nízké spánkové kvality pomocí aktigrafického měření. Zvolila se existující metoda pro určení spánkových oken a její výkonnost se ověřila na datech polysomnografie, čítajících 27 pacientů. Algoritmus prostřednictvím změn úhlu, vypočtených z časových řad akcelerometru, určil binární stavy spánku/bdění. Dosáhlo se odlišného výsledku oproti původní studii, průměrně 81 % citlivosti, 62 % specifity a 78 % správnosti. Provedl se rozbor spánkových parametrů, a ozkoušely se dva způsoby jak s jejich pomocí rozhodnout o nízké kvalitě spánku – na základě porovnání s doporučeními organizace National Sleep Foundation a na základě porovnání s daty kontrolní skupiny bez poruch spánku (poč. 7). Cílem bylo označit zbylých 19 pacientů s diagnózou. Doporučení mezí parametrů SOL, WASO, NA $>$ 5 a SE vycházelo s větší citlivostí (75 %), menší specifitou (71 %) a identickou správností (74 %). Na závěr se metoda použila na 7denním měření aktigrafie, o 27 pacientech s podezřením na prodromální fázi demence s Lewyho tělísky. Stejným postupem se zhodnotil pokus o zachycení tohoto podezření a prohloubení možné souvislosti neurodegenerace s nekvalitním spánkem. Způsob řešení se prokázal citlivostí 86 %, specifitou 38 % a správností 63 %. Vzhledem k dosažení solidní citlivosti ve všech případech a dobré správnosti by se dalo uvažovat o indikátoru spánkové kvality.

KLÍČOVÁ SLOVA

aktigrafie, kvalita spánku, neurodegenerace, poruchy spánku, rozlišení spánku/bdění, spánková deprivace, spánkové parametry

ABSTRACT

Sleep disorders induce many negative repercussions. Furthermore, research about their connection to cognitive health is increasing in numbers. This thesis concerns detection of poor sleep quality via raw actigraphy data. Existing method for assessing sleep was selected, its performance was validated against polysomnography on 27 patients. Used algorithm defines sleep as the absence of change in arm angle. Resulting 81 % sensitivity, 62 % specificity and 78 % accuracy is different from the outcome in the pilot study. Two approaches, to determine sleep quality were used. Both are based on comparing sleep features – first, with National Sleep Foundation recommendations and second, with control group without sleep disorders (7 persons). The goal was to pinpoint the remaining 19 patients with diagnosis. The recommendation for SOL, WASO, NA>5 and SE had higher sensitivity (75 %), lower specificity (71 %) and identical accuracy (74 %). These approaches were then also tested on 7-day actigraphy, consisting of 27 subjects, that are presumed to have prodromal dementia with Lewy bodies. Same principle was applied to try to predict LBD and thereby address the link between sleep quality and neurodegeneration. This resulted in 86 % sensitivity, 38 % specificity and 63 % accuracy. With regard to achieving solid sensitivity in all cases and good accuracy this could be used to indicate sleep quality.

KEYWORDS

actigraphy, neurodegeneration, quality of sleep, sleep deprivation, sleep disorders, sleep/wake distinction, sleep parameters

SIGMUND, Jan. *Automatizovaná diagnóza poruch spánku využívající nositelná zařízení*. Brno, 2020, 52 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav telekomunikací. Vedoucí práce: Ing. Marek Mikulec

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Automatizovaná diagnóza poruch spánku využívající nositelná zařízení“ 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 semestrální práce panu Ing. Markovi Mikulcovi, za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Obsah

Úvod	10
1 Spánek	11
1.1 Následky spánkové deprivace	12
1.1.1 Souvislost s neurodegenerativními onemocněními	13
1.2 Vypozorování poruch spánku	14
1.3 Měření spánku	15
1.3.1 Polysomnografie	15
1.3.2 Aktigrafie	16
1.4 Hodnocení kvality spánku	17
1.5 Existující metody s využitím aktigrafie	18
2 Statistická analýza	20
2.1 Výkonnost binární klasifikace	20
2.2 Zobrazení a interpretace výsledků	22
3 Výsledky práce	23
3.1 Aplikovaná metoda	23
3.2 Dataset	25
3.3 Implementace řešení	25
3.3.1 Zpracování datasetu	26
3.3.2 Spánková okna	29
3.4 Spánkové parametry	32
3.5 Detekce nízké kvality spánku	38
3.6 Detekce neurodegenerativního onemocnění	39
Závěr	41
Literatura	43
Seznam symbolů, veličin a zkratek	47
Seznam příloh	49
A Tabulky výsledků	50
B Ukázka kódu	52

Seznam obrázků

1.1	Ukázka hypnogramu	11
2.1	Matice záměn	21
3.1	Diagram algoritmu	24
3.2	Znázornění os akcelerometru GENEActiv	24
3.3	Ukázka hodnot akcelerace na všech osách	27
3.4	Srovnání hodnot akcelerace s intenzitou osvětlení	27
3.5	Srovnání původních a navzorkovaných hodnot akcelerace	28
3.6	Srovnání původních a navzorkovaných hodnot akcelerace (přiblížení)	28
3.7	Hodnoty akcelerace a úhel z nich odvozený	29
3.8	Změna úhlu a spánková okna algoritmu (přiblížení)	31
3.9	Srovnání spánkových oken s polysomnografií	31
3.10	Srovnání parametrů ACG s PSG	33
3.11	Srovnání parametrů ACG s PSG (pokrač.)	35
3.12	Srovnání parametrů s kontrolní skupinou	35
3.13	Srovnání parametrů s kontrolní skupinou (pokrač.)	36
3.14	Korelační matice	37
3.15	Korelační matice	40

Seznam tabulek

1.1	Použité spánkové parametry	17
3.1	Výkonnost algoritmu	30
3.2	Srovnání se studií pro stejné vstupní veličiny	32
3.3	Polysomnografie	34
3.4	Aktigrafie	34
3.5	Kontrolní skupina (ACG)	34
3.6	Skupina s diagnózou (ACG)	34
3.7	Detekce nízké kvality spánku z aktigrafie	38
3.8	Detekce nízké kvality spánku z polysomnografie	39
3.9	Detekce prodromálního stádia LBD	40
3.10	Aktigrafie se spánkovými deníky	40
A.1	Spánkové parametry: polysomnografie	50
A.2	Spánkové parametry: aktigrafie	50
A.3	Správnost metody	51

Úvod

Dostatečná doba a kvalita spánku se považuje za nutnost pro udržení zdravého neurobehaviorálního fungování. Naopak spánková deprivace vede ke spoustě neduhů, mimo jiné ovlivňuje také udržení pozornosti, rychlost reakcí, exekutivní fungování a dlouhodobou paměť [1].

Polysomnografie, zlatý standard monitorování spánkové kvality, není vhodná (z ekonomického ani komfortního hlediska) pro vícedenní a plošné vyhodnocování, nutné pro sběr reprezentativních dat. Zde nastupují nositelná zařízení, která jsou technologicky neustále vyvíjena, a pomocí nichž je možné tvořit algoritmy pro diagnózu spánkových poruch nad statisticky relevantními údaji.

Problematikou se zabývajících studií je velké množství, ale řada z nich nemá dostatečně popsany postup a výpočty, chybí zveřejněný kód nebo data, se kterými pracují. Málokteré jsou kvůli tomu znovu použitelné a ověřitelné na stejné či jiné sadě dat.

Tato práce se věnuje automatizaci procesu odhalení potenciálních poruch spánku z dat aktigrafie, obdržených prostřednictvím nositelných zařízení a klade si za cíle:

1. implementovat program pro zpracování časových řad akcelerometru
2. stanovit spánková okna subjektů a vhodné spánkové parametry
3. zvolit metodu, pomocí níž bude rozhodováno o předpokladech poruchy spánku

V první kapitole se naznačí důsledky nezdravého spánku. Dále se zde popisuje princip, výhody a nevýhody měření aktigrafie a polysomnografie. Stanoví se definice spánkových parametrů a nakonec se vyjmenují existující postupy a jejich výsledky.

O analýze výsledků se krátce pojednává v následující kapitole, kde se projde teorie a značení binární klasifikace a některých statistických metod.

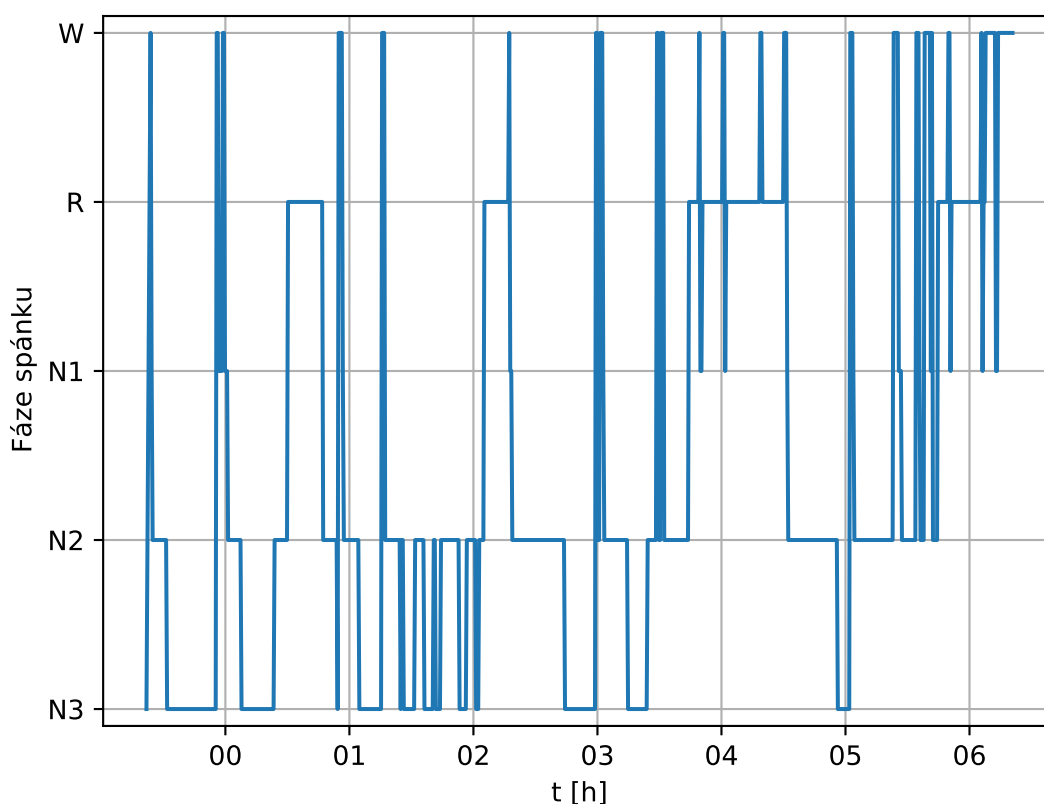
Kapitola č. 3 již obsahuje použitý postup řešení. Po seznámení s datasetem následuje nastínění jeho zpracování s doprovodnými grafy a obrázky. Poté se uvádí implementace detekce spánkových oken a výsledky porovnání s polysomnografií. Výsledné spánkové parametry se vyznačily do grafů. Nakonec se zhodnotily metody pro detekci nízké kvality spánku, které se využily i jako ukazatele možného neurodegenerativního onemocnění – toto bylo testováno na novém datasetu s měřením mimo laboratorní podmínky.

Závěr provádí shrnutí dosažených cílů a uvádí limitace práce a poznatky pro další možná zlepšení.

1 Spánek

Spánek jako proces zabírající jednu třetinu lidského života, patří k jednomu ze základních funkčních stavů. Je nezbytný pro zachování homeostáze těla – pomáhá regulovat imunitní systém a udržovat celkovou rovnováhu organismu [2].

Tento aktivní děj je přímo řízen strukturami mozkového kmene. V průběhu spánku se postupně střídají jednotlivá spánková stádia vytvářející tzv. architekturu spánku. Existují 2 základní typy spánku, a to REM (Rapid Eye Movement): spánek s rychlými očními pohyby, aktivní či paradoxní spánek, a NREM (Non-REM): sestávající z lehkého – stádium 1 a 2, a z hlubokého, respektive delta spánku (Slow Wave Sleep, SWS) – stádium 3¹. Typický noční spánek sestává u mladých lidí ze 4 až 6 alternujících cyklů NREM a REM spánku v asi 90 minutových intervalech. S věkem ubývá hlubokých spánkových stádií a REM spánku, přibývá krátkých probuzení [3]. Graf 1.1 ilustruje proměnlivost jednotlivých fází.



Obr. 1.1: Ukázka hypnogramu²

¹Někdy uváděno jako stádia 3 a 4.

²Hypnogram 32letého muže, bez diagnózy spánkové poruchy. Všechny obrázky v práci jsou dostupné na <https://github.com/xsigmu06/actigraphy-processing>.

1.1 Následky spánkové deprivace

Délka spánku má potenciál ovlivnit dopad rizika nakažlivých onemocnění. Krátký spánek zvyšuje náchylnost na virové patogeny nebo projevy symptomů, ale snižuje například také imunologickou ochranu, kterou má nabízet standardní klinická vakcína proti virové hepatitidě B [4]. Chronická spánková deprivace zvyšuje rizika chronických zánětlivých a metabolických nemocí [2].

Kromě toho se nedostatek spánku, způsobený nepostačující dobou spánku nebo spánkovou apnoe, silně přidružuje k autonehodám a to nezávisle na subjektivních dojmech o nadměrné ospalosti [5]. Americká nezisková organizace National Sleep Foundation (NSF) shledala jedince, kteří naspali 2 a méně hodin během jednoho dne jako nezpůsobilé řídit dopravní prostředek. Ospalost, jako následek akutní deprivace spánku, se dokonce přirovnává ke stavu pod vlivem alkoholu, a to v rychlosti reakce za volantem. Odhaduje se zvýšená probabilita autonehody po 4 až 5 hodinovém spánku oproti 7 hodinám a více, která je podobná ve výši rizika při řízení pod vlivem povoleného, či mírně nad povoleným množstvím alkoholu v krvi (0,08 % ve Spojených státech, tedy 0,8 promile)³ a naspaných 4 a méně hodin se blíží rizikům s koncentrací 0,12–0,15 % v krvi. Navíc se udává, že 16–21 % všech fatálních dopravních nehod souvisí s mátožným řidičem [6].

Abnormální spaní se rovněž spojuje s emoční labilitou, depresemi. Vykazuje se deficity kognitivního myšlení včetně udržení pozornosti, rychlosti reakcí, paměti a rozhodování se, dále zvýšením ospalosti a únavy, náchylnosti k mikrosnávkům. Spánek na zotavení, přispání si, užití kofeinu a/nebo zdřímnutí si se ukázaly být efektivní opatření pro zmírnění těchto negativních účinků. Objevují se rozdíly mezi jedinci, kdy někteří jsou velice náchylní efektům spánkové deprivace, jiní naopak vykazují malé či střední neurobehaviorální reakce [1].

Doporučuje se 7 a více hodin spánku každou noc pro dospělé (18 až 60 roků) za cílem udržení optimálního zdraví⁴. Zkrácený spánek 5 a méně hodin u většiny způsobuje zvýšené riziko chronických onemocnění [7]. I méně než 7 h s sebou přináší mnoho nepříznivých zdravotních následků, včetně cukrovky, vysokého tlaku, onemocnění srdce a mrtvice, dále také snížení výkonnosti, zvýšení chybovosti a zvětšené riziko nehod. Zajímavé avšak předběžné důkazy naznačují existenci fenotypu nebo některých jedinců, které i kratší než doporučená doba tolik neovlivní [7]. Pravidelných 9 a více hodin je víceméně nejasné zda může způsobovat potíže [8]. I přesto, že navyklý dlouhý spánek – více než 9 h – je asociován se zvýšeným rizikem zápalu plic (což je i méně než 5 h) [4], taková doba může být vhodná pro mladé lidi, nebo jedince zotavující se z nedostatku spánku a nebo z nemoci [8]. Delší spánek tedy

³V ČR je řízení pod vlivem alkoholu zakázáno. Již do 0,3 promile se hodnotí jako přestupek, trestán udělením bodů a peněžní pokutou.

může být také považován za jakýsi indikátor zdravotních potíží, nebo naznačovat chabou efektivitu spánku [9].

Výše uvedené poukazuje spíše na individuální přístup, což potvrzuje následující studie [10]. Zde se představuje složitost pojmu optimální doba spánku a závislosti mnoha faktorů. I přesto je vyvozeným závěrem solidní předpoklad, že je pro většinu populace výhodnější držet se doporučených dob, určených podle věku. Mimo to samotná délka spánku není dostatečný ukazatel spánku zdravého, musí se zhodnotit také kvalita spánku a načasování, související s cirkadiálními rytmy. Uvádí se, že pokud přetrvává pocit nedostatečného odpočinku i se spánkovou efektivitou kolem 90 %, měla by se navýšit doba spánku [11].

Prohlubují se také poznatky o potenciálně prospívající roli delta spánku u neurodegenerativních onemocnění. Dále se také ukazuje, že REM spánek napomáhá udržení homeostáze v mozku a jeho ztráta může neurodegeneraci zapříčinit či zhoršit [12].

1.1.1 Souvislost s neurodegenerativními onemocněními

Parkinsonova nemoc (PN) se považuje za druhé nejrozšířenější neurodegenerativní onemocnění centrální nervové soustavy. U této chronické pohybové poruchy je velice těžké provést klinickou diagnózu, mimo jiné z důvodů různých projevů u jiných lidí. Může se rozvíjet velice pomalu a prvotní příznaky se lehko přehlížejí – hodně z nich bývá běžných v obecné populaci. Diagnóza bývá založena na motorických znacích jako rigidita (ztuhlost), tremor (chvění končetin) a bradykineze (redukováná rychlost pohybu), které už značí pokročilé stádium nemoci. Jelikož se i nadále jedná o nevléčitelné onemocnění, je kritické předpovědět rizika choroby dostatečně dlouho před počátkem nemoci, a umožnit tak preventivní opatření [12].

Nejčastější non-motorické projevy PN jsou právě poruchy spánku, mezi které patří: porucha chování v REM spánku (REM Behavior Disorder, RBD), insomnie, nykturie, syndrom neklidných nohou (Restless Leg Syndrome, RLS) a periodické pohyby končetin PLM, poruchy dýchání ve spánku, excesivní denní spavost, a poruchy cirkadiálního rytmu [12], [13]. Postihují přes 90 % pacientů a jejich četnost se zvyšuje s pokrokem nemoci, naznačují prudký vývoj PN [12]. Mohou se vyskytnout i před prvními příznaky [13], což naznačuje jejich relevanci při diagnóze. Ve srovnání se zdravým člověkem je u lidí s PN postihnuta efektivita spánku nižší dobou hlubokého a REM spánku, a nárůstem doby probuzení, četností apnoe příhod (u mužů častější) a periodického pohybu končetin. Úbytek REM a hlubokého spánku může

⁴Studie se zaměřovala na zdraví obecně, kardiovaskulární zdraví, metabolické, mentální zdraví, imunitu, výkon člověka, rakovinu, bolest a smrtelnost.

zhoršit projevy neurodegenerace a málo kvalitní spánek se nabízí jako rizikový faktor patologické diagnózy PN [12].

Potenciálním identifikačním znakem této choroby se jeví RBD, která se projevuje silněji než jiné spánkové poruchy a v obecné populaci se často nevyskytuje. Tato parasomnie se charakterizuje ztrátou atonie (ochabnutí svalstva), jež je běžná během REM spánku, a tudíž není zabráněno pohybům a záškubům během snění. U pacientů s RBD se mohou rozvinout neurodegenerativní poruchy jako PN, vícečetná systémová atrofie a demence s Lewyho tělísky. U přibližně 40 % z pozorovaných jedinců s RBD se Parkinsonův syndrom projevil během 10 let a u dvou třetin během 20 [14].

Podle novější studie byla u více než 90 % postihnutých RBD objevena neurodegenerativní porucha po delší době, z nichž přechod prodělalo v průměru po 5 letech 32 % pacientů, kdy se nejčastěji projevila Parkinsonova nemoc (44 %). Tyto nálezy navrhují RBD jako možnou prodromální fázi PN, která se vyznačuje brzkými příznaky, ale stále ještě není možná klinická diagnóza. Je zajímavé, že polysomnografie nenaznačuje žádné významnější rozdíly v kontinuitě spánku nebo jeho architektuře mezi lidmi postihnutými PN s RBD a bez RBD [12]. Přestože REM nelze sledovat aktigrafii, může být i přesto užitečná při objevování RBD a to skrze parametry index fragmentace spánku a spánková efektivita [15], [16].

Demence s Lewyho tělísky (Lewy Body Dementia, LBD) patří mezi vzácnější choroby, způsobující progresivní pokles mentálních schopností. Zahrnuje také demenci u Parkinsonovy choroby, a bývá zaměňována s častější Alzheimerovou chorobou, se kterou sdílí některé příznaky. LBD čítá 4–8 % pacientů s demencí, jež je častým stavem (až 80 %) lidí s PN [17]. U obou chorob se manifestuje parkinsonský syndrom, kognitivní porucha a další neuropsychiatrické symptomy.

1.2 Vypozorování poruch spánku

Jedná se o např. insomnie, hypersomnie, spánkovou apnoe, poruchy cirkadiální rytmicity a parasomnie, ale i syndrom neklidných nohou. Ačkoliv se zdají být časté, málokdo vyhledává lékařskou pomoc. Spousta postižených poruchami spánku si tuto skutečnost neuvědomuje, anebo podceňuje, kolik spánku doopravdy potřebuje. Již z jedné noci spánkové deprivace (5 h) je zapotřebí se zotavovat více než 2 dny. Efektivita spánku také klesá (ač ne tolik jako při nedostatečné době spánku) s častou fragmentací spánku. Přerušením probíhajícího cyklu se nedostane potřebnému času hlubším fázím [18].

Objektivně se jednotlivci jeho kvalita spánku hodnotí obtížně. Hodně pacientů trpících insomnií mylně vnímá svůj stav. Existuje tendence pacientů mít za to, že spí

i pokud bdí, ale i opačná, kdy bdí a myslí si, že spí. Pacienti mívají také pocit delší doby usínání a kratší doby spánku, relativně k laboratornímu měření [19].

Jelikož spánkové deníky nebo dotazníky spoléhají na individuální paměť, jsou velice subjektivní a mnohdy nepřesné. Fyziologické trvání spánku bývá alespoň o hodinu kratší než trvání uváděné respondenty [1].

O problémech s rozpoznáním poruchy také vypovídá špatná předvídatelnost průběhu, např. chronické insomnie, kdy se příznaky po několik nocí ani nemusí projevit [20]. Tyto a další motivy ztěžují diagnózu i v případě spánkových laboratoří. Je tedy logické se obrátit na objektivnější metodu, umožňující monitorování v domácích podmínkách, a po delší dobu – aktigrafii, o níž se pojednává v dalších kapitolách.

1.3 Měření spánku

Stav spánku a bdění lze rozlišit pomocí rozšířených metod polysomnografie, pozorující mimo jiné mozkovou aktivitu, a aktigrafie, která zachycuje fyzický pohyb těla v čase.

1.3.1 Polysomnografie

Pokládá se za tzv. zlatý standard co se týče diagnostiky spánku a parametrů s ní spojených. Metoda je velmi přesná, dokáže rozlišit jednotlivé fáze REM i NREM. Jde o současné snímání řady fyziologických parametrů. Využívá se i videozáznamu a sleduje se mozková aktivita (EEG), srdeční rytmus (EKG), dechová aktivita, oční pohyby (EOG), svalová aktivita (EMG), okysličení krve, pohyb končetin a další veličiny. Slouží k diagnóze především spánkové apnoe, syndromu neklidných nohou, poruchy REM spánku a narkolepsie. Naopak se téměř nepoužívá k vyšetření insomnie (z důvodů vytyčených v kapitole 1.2). Vytváření hypnogramu (hodnocení) se provádí po intervalech o délce 30 sekund, tzv. epochách.

Slabinou polysomnografie (PSG) může být velká intruzivnost – elektrody připojené na tělo, kamera, mikrofon, nepřirozené prostředí,⁵ hluk v prostorách atd. – to vše, v závislosti na jedinci, může mít vliv na hluboký spánek. Nasbíraná data tedy nemusí být reprezentativní po jedné noci snímání. Dále je také složité takto získávat data většího vzorku populace, z důvodů instalace, údržby, výdajů apod. [15].

⁴Ačkoliv se jako základ léčby insomnie doporučuje dodržování tzv. spánkové hygieny, jedná se také o nejčastější poruchu spánku, se kterou se lidé obracejí na lékaře. Důsledkem toho může být, že pro její léčbu se nejvíce využívá farmakoterapie (také z důvodu jednoduchosti). Farmaka s sebou ovšem přináší řadu úskalí (vliv na paměť, vznik závislosti, změny v chování, myšlení apod.) [3].

⁵Na lehkém spaní v neznámém prostředí (spánková laboratoř, hotel, apod.) se pravděpodobně podílí také velmi lehká podoba unihemisférického spánku, kdy jedna polovina mozku zůstává více „na pozoru“ před potenciálním nebezpečím [21].

1.3.2 Aktigrafie

Tato měřicí metoda vyhodnocuje míru fyzického pohybu za daný časový interval. Využívá se pro zhodnocení fyzické aktivity přes den, anebo právě pro spánkovou diagnostiku. Osvědčila se kupříkladu i při srovnávání spánkové kvality před a po léčbě insomnie [22].

Aktigraf, zařízení podobné hodinkám, se upevňuje většinou na nedominantní zápěstí (možný důvod pohodlnosti a zvyku nošení hodinek na stejném místě), a dokáže zaznamenávat zrychlení na jednotlivých osách spolu s např. teplotou a množstvím dopadajícího světla. Zrychlení měří tří-osový MEMS (mikroelektromechanický systém) akcelerometr a ukládá hodnoty jakožto časové řady (vzorkovací frekvence až 100 Hz).

Kromě náramkových aktigrafů existují další, upevňované na rameno nebo kolem pasu – ty se pochopitelně nehodí pro posuzování spánku, jelikož svou velikostí překážejí a před spaním se sundávají [23]. Ve spotřební elektronice se objevují kromě chytrých hodinek např. i zařízení ve tvaru podložky, ukládané pod matraci, bezkontaktní senzory, využívající echo lokaci a také zmenšené verze aktigrafů v podobě chytrých prstenů.

Jedna z hlavních výhod aktigrafie spočívá ve schopnosti objektivně hodnotit kvalitu a kvantitu spánku v nelaboratorních podmínkách. Je méně obtěžující při samotném spánku a vhodnější i po ekonomické stránce, než-li polysomnografie. Umožňuje tedy snadné a kontinuální monitorování i po dobu několika dnů nebo týdnů, což je potřebné z hlediska hodnotného sběru dat. Na druhou stranu ale neposkytuje tak detailní informace a tedy nemůže být považována za náhradu PSG.

V neprospěch aktigrafie působí nedostatečná standardizace metod, či parametrů podle kterých se jednotlivé studie řídí. Rovněž nevyhovující pro analýzu dat jsou odlišné algoritmy zpracování dat od jiných výrobců aktigrafů. Některé přístroje záznamy přenášejí a analyzují v reálném čase – výstupem pak je počet akceleračních překročení předem stanovené hladiny (threshold) v časovém intervalu (epocha). Dílčí značky při srovnání ale nedosahují dostatečně podobných výsledků [22], [24]. Podobnost se dá vylepšit pokud aktigrafy umožňují získání neupravených dat, tedy hodnot akcelerometru. I přesto ale některé značky nemusí být ve skórování ekvivalentní [25]. Další nevýhodou je výkonnost aktigrafie u pacientů, kteří během noci špatně usínají, nebo se u nich spánek často přerušuje. Výsledky aktigrafie se totiž většinou vyznačují nízkou specificitou, tedy poměrem správně vyhodnocených probuzení. Je to dáno tím, že aktigrafie nedokáže rozeznat spánek od bdění pokud se člověk nehýbe. Pro správný sběr dat je také velice důležité seznámit subjekty s korektním používáním zařízení.

1.4 Hodnocení kvality spánku

Parametry vyjadřující jak subjekt spal po stránce kvalitativní, nebo kvantitativní, jsou uváděny v různých studiích stejné nebo velmi podobné. Výčet těch hlavních vypadá následovně: doba v posteli za účelem spánku (Time In Bed, TIB), celková doba spánku (Total Sleep Time, TST), zpoždění nástupu spánku (Sleep Onset Latency, SOL), celková doba bdění po prvním usnutí (Wake After Sleep Onset, WASO), a efektivita spánku (Sleep Efficiency, SE). Další ukazatele mohou být: počet probuzení delších než 5 minut (Number of Awakenings, NA>5), index spánkové fragmentace (Sleep Fragmentation Index, SFI), poměr spánku a bdění (Sleep-Wake Ratio, SWR) a např. index periodických pohybů končetin (Periodic Limb Movement Index, PLMI).

Tab. 1.1: Použité spánkové parametry

Parametr	Výpočet	Jednotka
TIB	doba strávená v posteli	[min]
TST	trvání všech spánkových epoch	[min]
SOL	trvání epoch bdění před SO ⁶	[min]
WASO	trvání epoch bdění po SO	[min]
NA>5	počet intervalů bdění delších než 5 min po SO	[-]
SFI	počet probuzení po SO relativně k TST v hod.	[-]
SWR	poměr TST a WASO	[-]
SE	poměr TST a TIB, vynásoben 100	[%]

Z doby strávené v posteli vychází výpočet efektivity SE, tudíž pro správnou definici by TIB nemělo zahrnovat nespánkové aktivity (např. čtení si, sledování televize, konverzace, přemýšlení) před zahájením usínání i po finálním probuzení [11].

Pro určení začátku a konce spánku se může využít vstupu pacienta, buďto zápisem informací do spánkového deníku, nebo skrze tlačítko na aktigrafu k tomu určené. Zmáčkne jej když se ukládá ke spánku a znovu v momentě, kdy vstává z postele. Spánkové deníky mohou dále přispět ke kontrole dat aktigrafu. Hodí se pro odhad celkové doby spánku, a také např. k dokumentaci subjektivních vjemů pacienta, jelikož spánek může být velice individuální záležitost. Ze standardních deníků lze zjistit subjektivní SOL, TST, WASO a SE, jejich přesnost ale závisí na paměti jednotlivce [26].

⁶SO - Sleep Onset, první usnutí.

1.5 Existující metody s využitím aktigrafie

Velký počet tématických studií přinesl i spoustu různých postupů. U valné většiny se získaná data v první fázi zpracují a v další se nad nimi provádí výpočty. Zpracováním dat se rozumí buďto zpracování továrním softwarem aktigrafu a nebo vlastním algoritmem.

Použití továrního softwaru má za výstup četnost pohybů, kdy akcelerace překročí referenční hodnotu. Nastavuje se hladina citlivosti probuzení (např. vysoká citlivost – 20 pohybů za epochu). Toto způsobí filtraci celého signálu, čímž se sníží výkyvy a odstraní možný šum. Tudíž parametry vypočítané po uplatnění různých hladin se budou lišit. Bohužel nebyla nalezena žádná specifická doporučení pro nastavení této hladiny [22].

V případě, že se výpočty provádí nad nezpracovanými veličinami akcelerace, což je pro další výzkum žádoucí – lze jednodušeji replikovat a výsledek nemusí být tak závislý na modelu aktigrafu [27] – může se využít již připravených a volně přístupných algoritmů: kupříkladu balíček GGIR⁷ (napsán v jazyce R), který tyto veličiny přepočítá na změnu úhlu. Také data před výpočty dokáže upravit, ve smyslu automatické kalibrace, detekce stálých, abnormálně vysokých hodnot, zjištění zda byl aktigraf při měření na zápěstí po celou dobu a další. Tento přístup byl navržen a prozkoumán ve studii [28]. Prvně se otestovala účinnost algoritmu při srovnání s polysomnografií. Výsledek byl s vybranou velikostí úhlu 5° a časovým oknem 5 minut: 83 ± 8 % správnost, 91 ± 13 % citlivost a 45 ± 23 % specifita. Dále se zhodnotil při použití s jednoduchým spánkovým deníkem, zachycujícím pouze čas usnutí a probuzení se. Vyzkoušely se různé hodnoty a porovnály se výsledky. Shoda se spánkovými deníky byla vesměs průměrná, ve skupinových analýzách se parametr čas v posteli lišil více pro ženy, pacienty s depresemi a symptomy insomnie. Implementace výpočtu spánkových oken na základě úhlu je v práci použita a popsána v kapitole 3.1.

Hojně se také užívá strojového učení. Pověštinou jsou to klasifikační algoritmy pod dohledem, které pro svůj proces dostanou značení výsledku, k němuž se mají dopracovat. Mohly by to být například výsledky PSG. V jedné ze studií byly srovnány výsledky dvou algoritmů, Random Forest (RF) a Support Vector Machine (SVM), při detekci akutní insomnie. Metoda nevyžaduje spánkové deníky či jiné subjektivní informace účastníků, ale zato bylo vyžádáno, aby účastníci byli v posteli v pevně daném intervalu. Pro trénování algoritmu se použily data z aktigrafie jedinců s insomnií a kontrolní skupiny s normálním spánkem. RF dosáhl poměrně lepších výsledků a to 84 % správnosti, 76 % citlivosti a 92 % specifity pro určení insomnie u subjektů [29].

⁷<https://cran.r-project.org/web/packages/GGIR/>

Strojové učení bez dozoru je užitečné ve studiích většího měřítka a také v případech, kdy PSG není k dispozici, protože nevyžaduje označení výstupu pro jeho trénování. Místo toho uplatní informace získané pouze aktigrafii pro naučení se rozpoznávat stav spánku a bdělosti. Jeden z takových algoritmů, založený na statistickém modelu, se nazývá Skrytý Markovův model (Hidden Markov Model, HMM), široce používaný v rozpoznávání vzorů a analýze biologických sekvencí. V porovnání s hlídaným algoritmem UCSD a softwarem Actiwatch se v dané studii jevil HMM jako výkonnější. S polysomnografií jako referencí měl HMM správnost 85,7 %, specificita 36,4 % a citlivost 99,3 %. Metoda má ovšem sklon k podceňování probuzení a přeceňování spánku [30].

Rozvíjí se rovněž použití spotřebitelských zařízení. V následující studii se testovaly chytré hodinky. Pro identifikaci stavu spánku byly použity různé algoritmy využívající identifikátory – pohyb, srdeční rytmus, odhad cirkadiální fáze – jednotlivě i v kombinaci. Následně zhodnotili jejich specificitu a citlivost. Přidání identifikátoru tepu k pohybu přineslo jen malé zlepšení (cca 3 % k 55 % specificitě s 95 % citlivostí). S cirkadiální fází se specificita zvedla o 14 % pro RF i neuronové sítě. Nejlépe vycházely neuronové sítě s použitím všech tří vlastností ($AUC = 0,878$). Celkově se ukázalo, že rozdíly mezi algoritmy nejsou tak značné, jako rozdíly při volbě identifikátorů. Zmíněná metoda, ačkoliv se zaměřila na populaci bez spánkových poruch, zhodnotila správně 90 % epoch, kdy dosažená hodnota specificity byla 59,6 % a senzitivity 93 %. Dokázala také odhadnout NREM a REM fáze se správností 72 % [31].

V následující studii byly použity opět chytré hodinky, tentokrát pro srovnání spánku kontrolní skupiny a skupiny s PN. Pro zpracování akceleračních dat se využila dříve zmíněná metoda změny úhlu [28]. Výzkum se rozdělil na dvě části: v první se za klinických podmínek optimalizovaly parametry metody srovnáváním výsledků s PSG a ve druhé se algoritmus otestoval na větší skupině. Zhodnotili schopnost algoritmu odhadnout spánkové parametry, rozlišit pacienty s PN od zdravých - hlavně skrze parametry spánkové efektivity a fragmentace spánku - a možnost aplikace na každodenní monitoring spánkové činnosti. Zjistilo se, že motorické symptomy mohou být zachycovány pasivním monitorováním a rozšířeny na detekci non-motorických (např. spánkových poruch), které jsou časté a multifaktorové u Parkinsonovy choroby. Metoda dosahovala 0,76 AUC se 78 % senzitivity a 74 % specificity [32].

2 Statistická analýza

2.1 Výkonnost binární klasifikace

Odhad, jak se ACG s PSG shodují se vyčíslí citlivostí (sensitivity), specificitou (specificity) a správností (accuracy) binární klasifikace spánku (jakkékoliv fáze) a bdění. Citlivost, skutečná pozitivní míra neboli senzitivita, určuje poměr správně detekovaných epoch spánku. Specificita, skutečná negativní míra, udává poměr korektně určených epoch probuzení [28]. Správností se rozumí celkový poměr korektních identifikací, tedy jak moc se hodnota blíží zdroji pravdy – zde polysomnografii. Proměnné a rovnice pro jejich výpočet vypadají následovně:

$$\text{citlivost}^1 = \left(\frac{TP}{TP + FN} \right) \cdot 100, \quad [\%] \quad (2.1)$$

$$\text{specificita} = \left(\frac{TN}{TN + FP} \right) \cdot 100, \quad [\%] \quad (2.2)$$

$$\text{správnost} = \left(\frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \right) \cdot 100, \quad [\%] \quad (2.3)$$

kde TP (True Positives) udává počet správně zhodnocených pozitivních testů, konkrétně když ACG vyhodnotila spánek spolu s PSG, FP (False Positives) naopak chybných pozitivních testů, případ pro spánek u ACG a bdění u PSG [29]. TN (True Negatives) a FN (False Negatives) zase vyjadřují situaci, kdy se podařilo uhodnout stav bdění, a kdy ne. Tyto veličiny se vyobrazují v matici záměn (viz obr. 2.1), ze které vychází i výpočty výše uvedených rovnic. Hodnoty vycházejí v procentech v rozsahu 0 až 100.

Z rovnice 2.1 lze usoudit, že citlivost narůstá s klesajícím FN. Pokud je tedy citlivost vysoká a výsledek algoritmu vyšel (obecně) negativní, naklání se silně k TN – tedy správně zhodnocený. Naopak pokud je velice specifický test pozitivní, je s velkou pravděpodobností TP.

I přes intuitivnost a rozšířené použití správnosti, není tento ukazatel výkonnosti klasifikace ideální a to hlavně pro nevyvážená data. Byl proto vybrán další – MCC (Matthews Correlation Coefficient), který by měl zaujatost správnosti vyřešit. MCC bere v potaz pravděpodobnost správné klasifikace pouhou náhodou [33]:

$$MCC = \frac{TP \cdot TN + FP \cdot FN}{\sqrt{(TP + FP)(TP + FN)(TN + FP)(TN + FN)}}. \quad [-] \quad (2.4)$$

Ukazatel se pohybuje v rozsahu -1 a 1 , přičemž výsledek blíže k jedničce značí lepší předpověď klasifikace.

Obdobně lze hodnotit i výkonnost klasifikace spánkové kvality, kdy se srovnává počet správně detekovaných možných poruch spánku podle předem rozhodnutých diagnóz.

Pro hodnocení a optimalizaci binárního klasifikačního systému existuje také tzv. křivka ROC (Receiver Operating Characteristic), která znázorňuje vztah mezi specificitou a senzitivitou. Křivka je výhodná, jelikož se nemusí testovat každá hodnota rozhodujícího limitu (threshold), jelikož některé vyústí ve shodnou matici záměn – ROC graf je tedy jakýsi souhrn. Graf této křivky znázorňuje míru TP , tedy citlivost, na ose y , a míru FP na ose x , neboli $1 - specificity$:

$$1 - specificity = \left(\frac{FP}{FP + TN} \right). \quad [\%] \quad (2.5)$$

Související veličina AUC (Area Under the ROC Curve) označuje plochu pod křivkou ROC a používá se ke srovnání jednotlivých křivek, větší hodnota (blíží se jedné) naznačuje lepší vlastnosti.

		Polysomnografie	
		Spánek	Bdění
Aktigrafie	Spánek	TP	FP
	Bdění	FN	TN

Obr. 2.1: Matice záměn

¹Lze si povšimnout snadného docílení 100% citlivosti, pokud výstupem predikce je, že všechny vzorky jsou pozitivní (zachytí všechny TP). Ovšem to by mohlo také znamenat hojný počet FP a tedy velice nízkou specificitu. Vybrání významnějšího ukazatele vesměs záleží na tom, jaký výsledek je žádoucí pro daný problém.

2.2 Zobrazení a interpretace výsledků

Korelační analýza a na ni navazující metody mohou pomoci odhalit strukturu vztahů v datech – např. jak silný je vztah mezi dvěma proměnnými, zda může jedna veličina vysvětlovat chování jiné, nebo jak moc společné informace v sobě nesou dvě proměnné. Korelace zjišťuje, zda v datech existuje souběžnost – vyšší hodnoty proměnné se pojí s vyššími hodnotami jiné proměnné, nebo naopak protiběžnost (vyšším hodnotám odpovídají nižší) variabilit dvou proměnných, neříká však nic o významu takového zjištění.

Pro zjištění síly či těsnosti vztahu se počítají tzv. koeficienty korelace (většinou Pearsonův). Míra korelace se bude pohybovat v intervalu od -1 do 1 . Platí, že čím blíže je hodnota těmto mezím, tím silnější je mezi proměnnými vztah – pozitivní či negativní. Nula znamená bez korelace. Korelační matice obsahuje tyto koeficienty pro všechny dvojice proměnných. Hodnoty na diagonále jsou rovny jedné a tabulka je symetrická podle diagonály.

Pro Gaussovo rozdělení hodnot existuje tzv. standardizované skóre (z-skóre), kdy se nad původními naměřenými čísly provede lineární transformace pomocí vzorce:

$$z = \frac{x - \mu}{\sigma}, \quad (2.6)$$

kde μ je střední hodnota (průměr) a σ směrodatná odchylka souboru dat. Je-li z negativní, nachází se x pod průměrem, pokud pozitivní, vychází x naopak nad průměrem. Skóre je následně možné převést na p-hodnotu, a pro předem zvolenou alfa hodnotu (většinou $0,05$) se rozhodovat, zda-li je výsledek statisticky významný. Výsledná p-hodnota menší než $0,05$ znamená pravděpodobnost od daného průměru v konfidenčním intervalu 95% .

Odlišnost spánkových parametrů naměřených metodami aktigrafie a polysomnografie ukáže Blandův-Altmanův graf, na kterém jsou vyznačeny 3 přímkami: plná přímkou uprostřed jako průměr rozdílů a čerchovaně na krajích meze 95% konfidenčního intervalu.

Krabicový diagram (boxplot) znázorňuje 5 statistických hodnot v jednoduchém rozhraní, odspodu: minimum, první kvartil (25% percentil), medián, třetí kvartil (75% percentil), a maximum.

3 Výsledky práce

Práci lze rozdělit na dvě fáze. V první se na veřejně dostupném datasetu ACG a PSG otestovala zvolená metoda a do určité míry se optimalizovaly její vstupní veličiny, ve druhé fázi se pak metoda použila pro zhodnocení spánku pacientů fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně, zachyceného aktigrafii a spánkovými deníky (kapitola 3.6).

3.1 Aplikovaná metoda

Jedná se o výpočet úhlu z dat akcelerometru a rozlišení stavu spánku a bdělosti na základě změn tohoto úhlu. Algoritmus byl vyvinut zkoumáním průběhů náhodných nahrávek akcelerometrů z různých studií a odlišných výrobních značek aktigrafů a na základě poznatků iterativně vylepšován, aby co nejvěrněji detekoval klidové intervaly [28]. V dané studii se jako jedné z mála objevuje zobecňující přístup, jež je možno použít pro data výstupu různých aktigrafů, pokud umožňují výčet hodnot zrychlení na jednotlivých osách, ještě nezpracovaných vlastním softwarem. Principiálně je jednoduchý a díky tomu disponuje snadno pochopitelným postupem i výstupem. Spánek se odhaduje na základě absence pohybu, takový úsudek je ale komplikován skutečností, že i ve spánku se projevují nepatrné pohyby a naopak při bdění je možné se vůbec nehýbat. Diagram implementace si lze prohlédnout na obrázku 3.1.

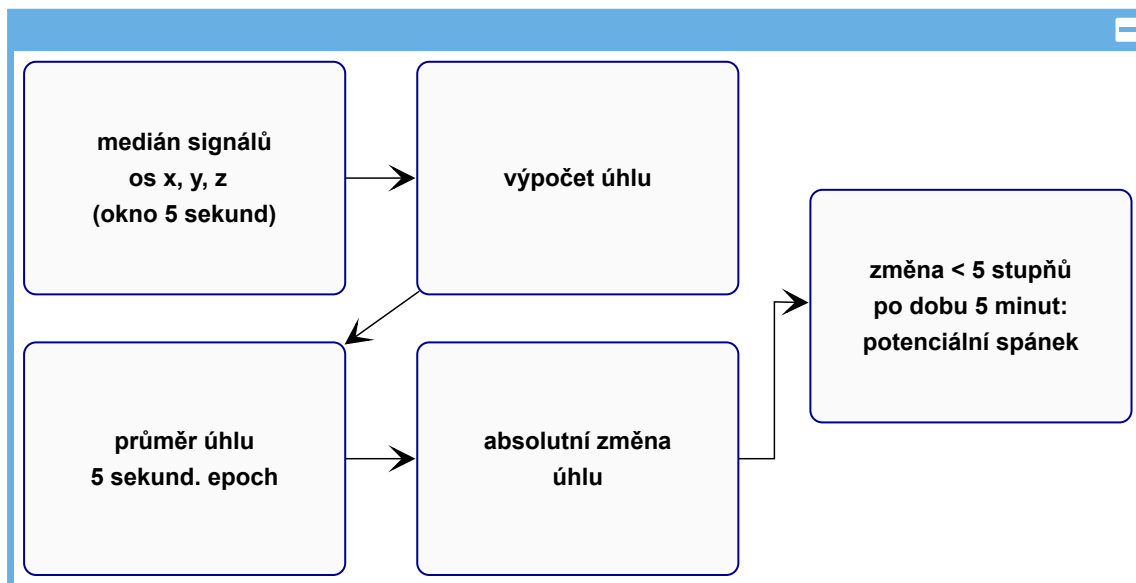
Na získaných hodnotách se nejdříve provede odhad úhlu podle rovnice

$$\varphi = \left(\tan^{-1} \frac{a_z}{\sqrt{a_x^2 + a_y^2}} \right) \cdot 180/\pi, \quad [^\circ] \quad (3.1)$$

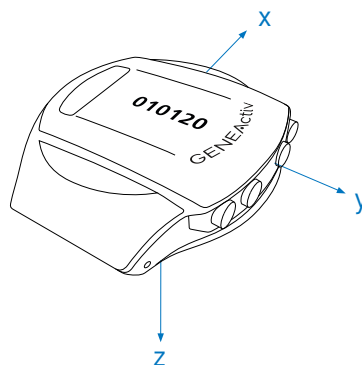
kde a_x , a_y a a_z představují klouzavý medián na 5 s oknech výstupních hodnot ortogonálně umístěných senzorů akcelerometru v jednotkách g ($1\text{ g} = 9,81\text{ m/s}^2$). Veličina a_z odpovídá ose kolmé k displeji aktigrafu (viz obr. 3.2). Dalším krokem je tyto úhly zpřůměrovat po 5 sekundách a výsledek použít jako vstup rozhodovacího algoritmu. Spánková okna se předpokládají, pokud absolutní změna úhlu nepřesáhne 5 stupňů po dobu alespoň 5 minut.

Velikost úhlu, vypočtena z mediánu, má zachytit všechny stálé pozice těla a odfiltrovat menší pohyby, jako je např. dýchání. Interval 5 minut bez aktivity se považuje za přijatelný, po kterém je spánek pravděpodobnější. Pro kratší časová okna a větší úhel se navýší citlivost této metody za účelem detekování spánkových period a pro delší okna, nižší úhel naopak specificita pro odhalení četnosti probuzení [28].

¹Generováno pomocí: <https://www.yworks.com/products/yed-live>.



Obr. 3.1: Diagram algoritmu¹



Obr. 3.2: Znázornění os akcelerometru GENEActiv²

²Obrázek byl převzat z: https://www.activinsights.com/wp-content/uploads/2019/06/geneactiv_instruction_manual_v1.4.pdf, (str. 29).

3.2 Dataset

Správnost metody je otestována na veřejně přístupné kolekci dat z jedné noci polysomnografie a aktigrafie snímané zároveň [34]. Pacienti ve spánkové laboratoři měli mimo různé elektrody pro PSG upevněny také 2 aktigrafy, jeden na každém zápěstí. Jsou dostupná data 28 osob věkově mezi 21 a 72 let (45 ± 15) mající různé poruchy spánku, a mezi nimiž jsou také zdraví jedinci. v datasetu chybí měření z pravého zápěstí pacienta *mecsleep10*, další se muselo vypustit u *mecsleep14*, které algoritmus nedokázal zpracovat. Také se nepočítá s pacientem značeným *mecsleep29*, z důvodu různých dat měření. Celkem tedy bylo zpracováno 52 měření aktigrafie a 27 měření polysomnografie.

Stanovené diagnózy zahrnují: hypersomie (poč. 2), insomnie (poč. 2), porucha chování v REM spánku (poč. 3), spánková apnoe (poč. 7), narkolepsie (poč. 1), parasomie (poč. 2), syndrom neklidných nohou (poč. 4), spánková paralýza (poč. 1) a nykturnie (poč. 1). Čtyři pacienti mají více než jednu poruchu.

Polysomnografie byla provedena standardní procedurou, včetně video nahrávky, EEG, pohybů očí, EMG a zaznamenání pohybů dolních končetin. Dýchací pohyby byly detekovány pomocí hrudních a břišních pásů měřících indukčnost, průtok vzduchu zase sondou před nosem a ústy, měřící tlak. Dále bylo měřeno sycení krve kyslíkem v tepnách. Výpadky a změny dechové aktivity byly použity pro detekci zvýšeného odporu proudění vzduchu [28].

Akcelerometry ukládaly hodnoty průběžně s frekvencí 87,5 Hz (2571 hodnot každou sekundu) s dynamickým rozsahem ± 8 g. Výstupem jsou objemné .bin soubory, jež se v této práci převedly na .csv (comma-separated value) pomocí aplikace GENEActivPcSoftware³. Obsahují časové razítka, změřenou akceleraci na osách x , y a z , úroveň osvětlení a teplotu.

Záznamy PSG se uložily v podobě .txt souborů s hodnotami typického hypnogramu – 30 sekundové časové intervaly a k nim spánková poloha subjektu, a bdění či dosažená fáze spánku. Účelně se tyto data považují za zdroj obecné pravdy, tedy porovnávají se s nimi výsledky algoritmu.

3.3 Implementace řešení

Za programovací jazyk byl zvolen vysoko-úrovňový (důraz na čitelnost kódu) skriptovací (interpretovaný) jazyk python, verze 3.8.5, a jeho open source knihovna pandas (<https://pandas.pydata.org/>), která se specializuje na analýzu rozměrných dat. Implementace probíhala ve vývojovém prostředí Jupyter Notebook pro jeho názornost a modularitu (spustitelné bloky kódu).

³<https://www.activinsights.com/resources-support/geneactiv/downloads-software/>

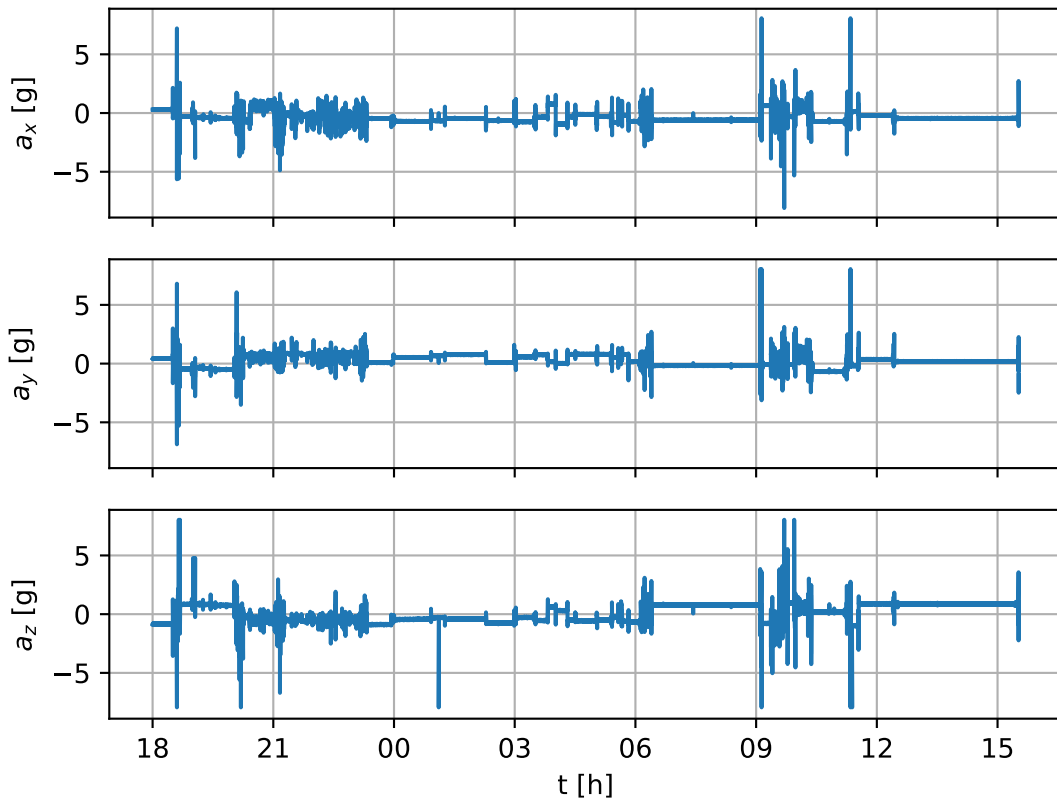
3.3.1 Zpracování datasetu

Program vyžaduje udání cesty k úložišti souborů, a vstupní veličiny metody: časové okna pro SOL a pro určení spánku po SOL, a velikost úhlu, jehož překročení se hodnotí jako probuzení. První parametr pro SOL byl do metody doplněn pro zvažování doby usínání, která bývá delší než uvedených 5 minut. Na celkovou přesnost algoritmu ale nemá velký vliv. Po spuštění se iterativně prochází jednotlivé soubory a podle pacienta se vždy zpracovávají .csv ACG (z levé a pravé ruky) a .txt PSG v jednom cyklu dohromady pro umožnění jejich srovnání. Provedou se úpravy dat, např. momentálně nevyužité hodnoty (světlo, tlačítko, teplota) se zahodí pro ušetření paměti a časové razítko (timestamp) se převede do časového formátu (datový typ *dateTimeIndex*) a použije se jako index nutný pro další operace. Podobně je zpracován i PSG soubor a navíc se jednotlivé fáze spánku 'N1', 'N2', 'N3' a 'R' zjednoduší na unární 'S'.

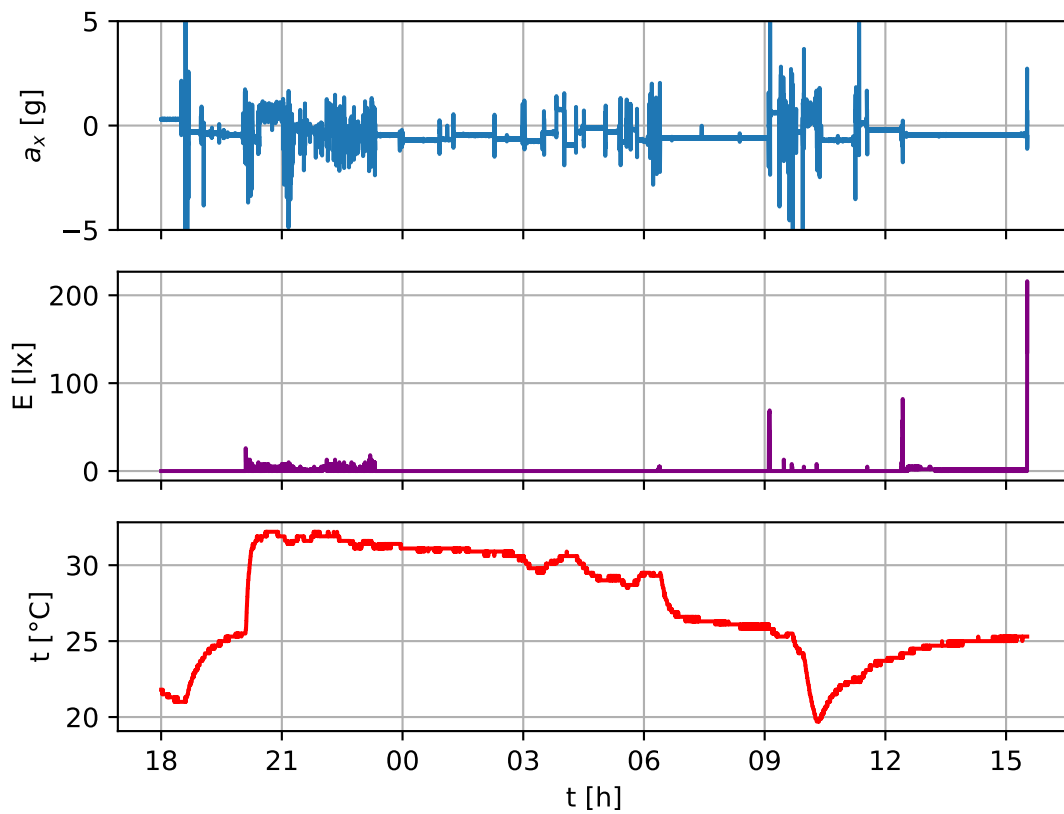
Na grafu 3.3 jsou vyobrazeny časové řady celého měření aktigrafie pro zdravého účastníka se značením *mesleep60*. Z nich je možno zpozorovat intervaly přibližně od 6. do 9., a od 12. do 15. hodiny, kde bylo zařazení pravděpodobně sundáno ze zápestí. Navíc data měření aktigrafie a polysomnografie mohou začínat i končit v různé doby, tudíž se pro jednoduchost zpracování a lepší srovnání algoritmus pokusí zhodnotit, která z těchto dvou časových řad trvá déle a tu následně ořeže. Typicky měření PSG vyžaduje kontinuální připojení několika senzorů na tělo, a jelikož není triviální získat vymezení doby spaní z čistě fyzické aktivity [27], program počítá s touto specifikací intervalu od započetí spánku až po probuzení. Doba v posteli TIB se tedy předpokládá jako trvání celého takto upraveného měření. Toto lze srovnat na grafech 3.3 (nebo 3.4) a 3.5, kdy se ukázkově vybrala relevantní spánková data, od cca 23:30 po zhruba 6:20 hod., vyznačující se menší aktivitou.

Lze polemizovat o využití intenzity osvětlení, která by svou malou až nulovou hodnotou naznačila tmou v místnosti. V grafu 3.4 je toto naznačeno v čase mezi 23. a 9. hodinou. Vysoké odchylky během pozdních časů by se daly považovat za umělé osvětlení v místnosti a tedy probuzení. Hodnota osvětlení ale může být zavádějící, kdy měření je ovlivnitelné překrytím senzoru rukávem, nebo povlečením. Křivka teploty také nedisponovala jednoznačným vzorem pro účely práce.

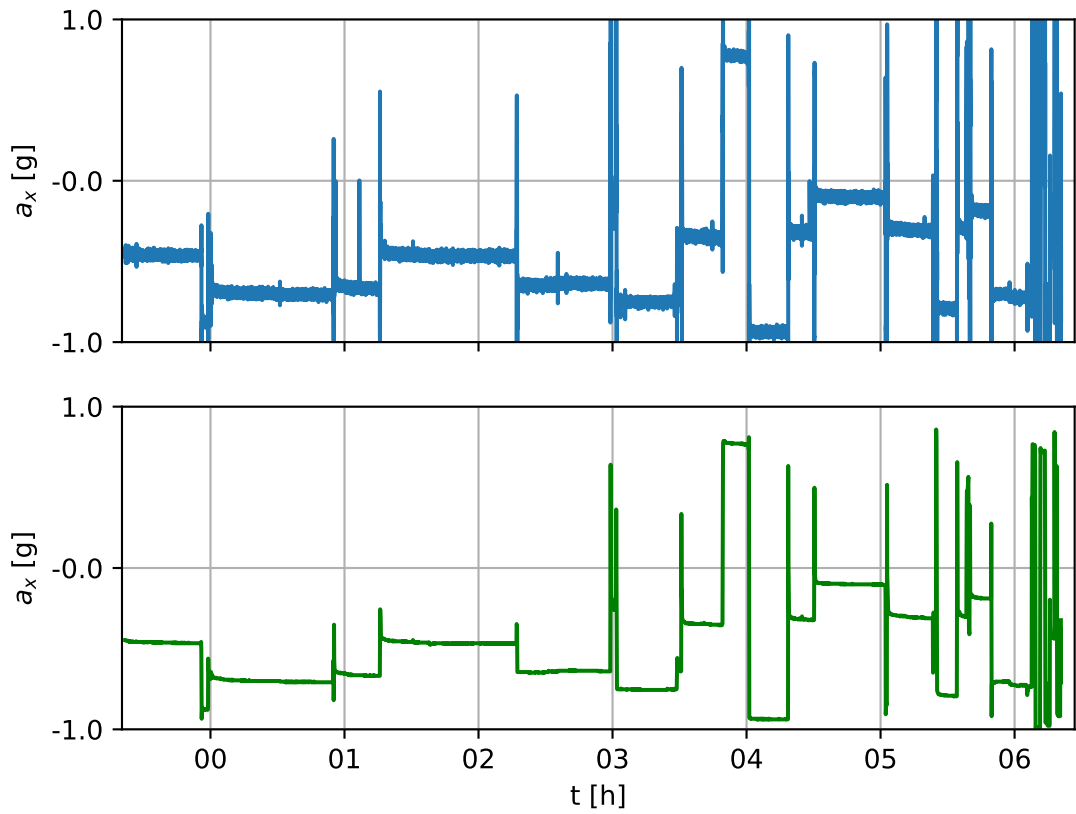
Pomocí funkce knihovny pandas `.resample()` se signál navzorkuje s periodou 5 sekund a nad výslednými hodnotami se vypočte medián. Tímto se průběh zjemní, odstraní se příliš rychlé změny a nežádoucí šum (viz obr. 3.5 a 3.6). Vypočtený úhel podle rovnice 3.1 a jeho absolutní hodnotu lze vidět na grafu 3.7. Průběh křivky úhlu se výrazně řídí podle a_z , čemuž odpovídá i vzorec výpočtu.



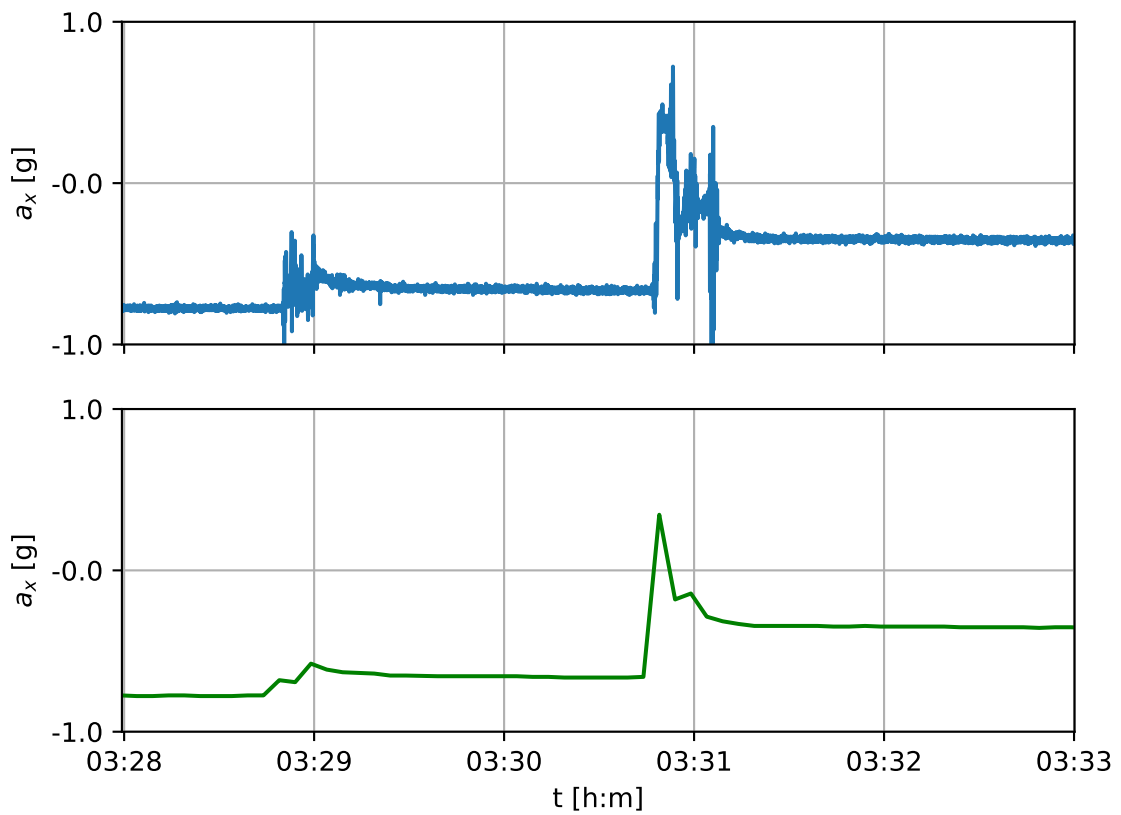
Obr. 3.3: Ukázka hodnot akcelerace na všech osách



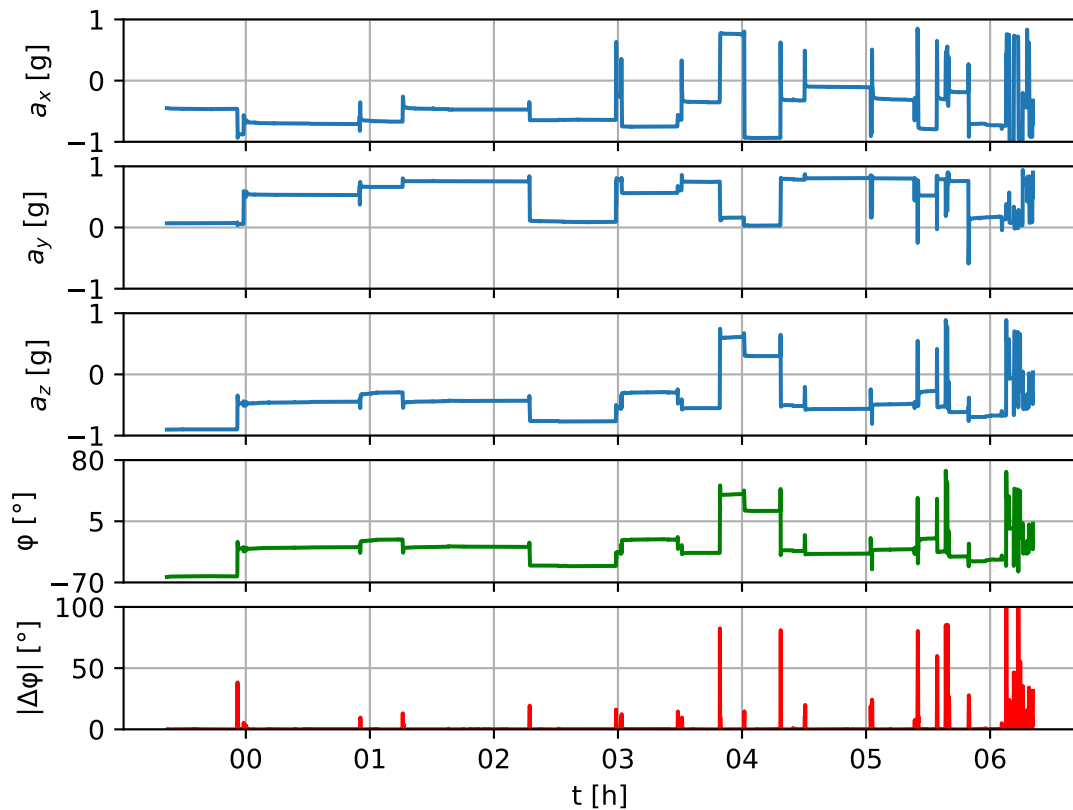
Obr. 3.4: Srovnání hodnot akcelerace s intenzitou osvětlení a teplotou



Obr. 3.5: Srovnání původních a navzorkovaných hodnot akcelerace



Obr. 3.6: Přiblížení části grafu 3.5



Obr. 3.7: Hodnoty akcelerace a úhel z nich odvozený

3.3.2 Spánková okna

V původní metodě se předpokládá spánek pokud se absolutní změna úhlu nezvětší o 5 stupňů v 5 minutovém intervalu [28]. V této práci se postup přejal a vyzkoušely se i jiné vstupní hodnoty algoritmu, konkrétně 3, 5 a 10 pro každou ze tří veličin – celkem 27 různých kombinací. Výsledky se zprůměrovaly a nakonec se z této kombinace použily hodnoty algoritmu o největší přesnosti: 10 minut časového okna pro SO, 3 minuty bez aktivity pro určení spánku a 10 stupňů absolutní změny úhlu (obr. 3.8). Zkrácením spánkového okna a zvětšením úhlu se potvrdil předpokládaný nárůst citlivosti metody (z původních 71 % na 81 %), také se ale přibližně stejnou mírou snížila specifická.

Stav bdění 'W' a spánku 'S' odhaduje implementovaná funkce B.1 na základě uvedeného postupu. Data se opět navzorkují, tentokrát s 30 sekundovým intervalem a srovnají se s hypnogramem polysomnografie. Výstupem srovnání jsou proměnné používané pro zhodnocení schopností algoritmu. Jedná se o dříve zmíněné *TP*, *FP*, *TN* a *FN*, jejichž definice je provedena jednoduše způsobem:

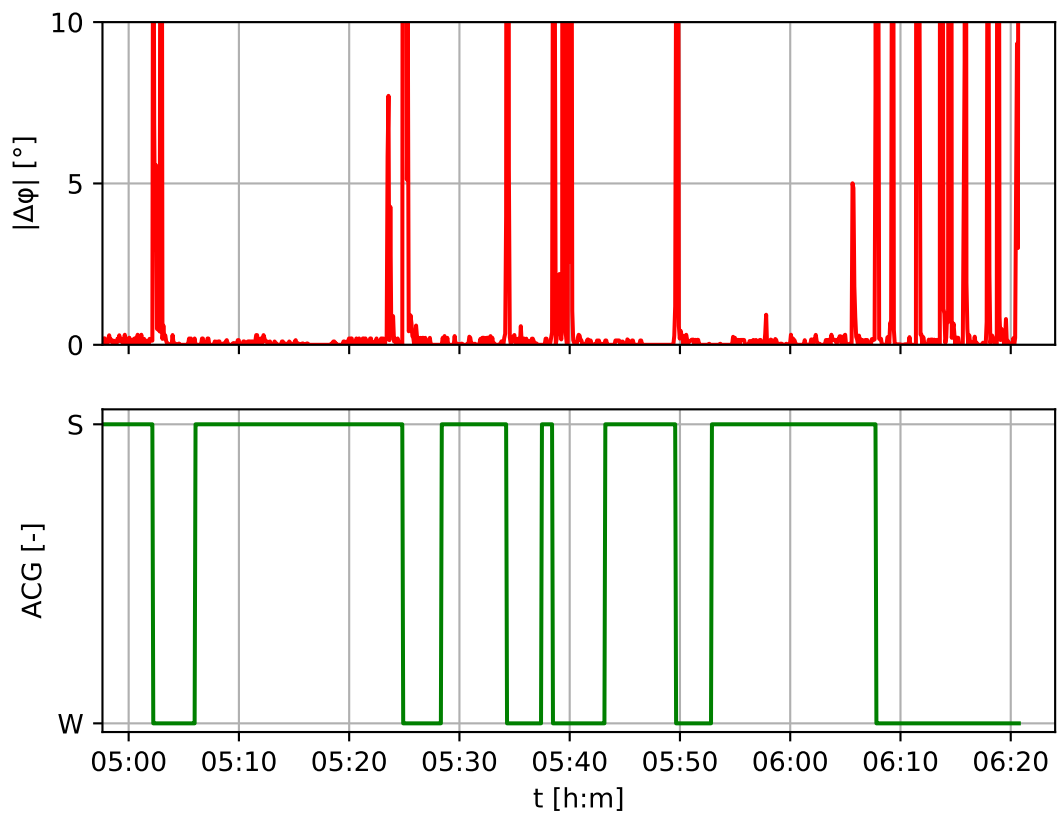
```
TP = np.where((df['ACG_State'] == 'S') &
              (df['PSG_State'] == 'S'))
FP = np.where((df['ACG_State'] == 'S') &
              (df['PSG_State'] == 'W'))
TN = np.where((df['ACG_State'] == 'W') &
              (df['PSG_State'] == 'W'))
FN = np.where((df['ACG_State'] == 'W') &
              (df['PSG_State'] == 'S'))
```

a které jsou dále využity pro výpočet citlivosti, specifity a správnosti metody (tab. 3.1).

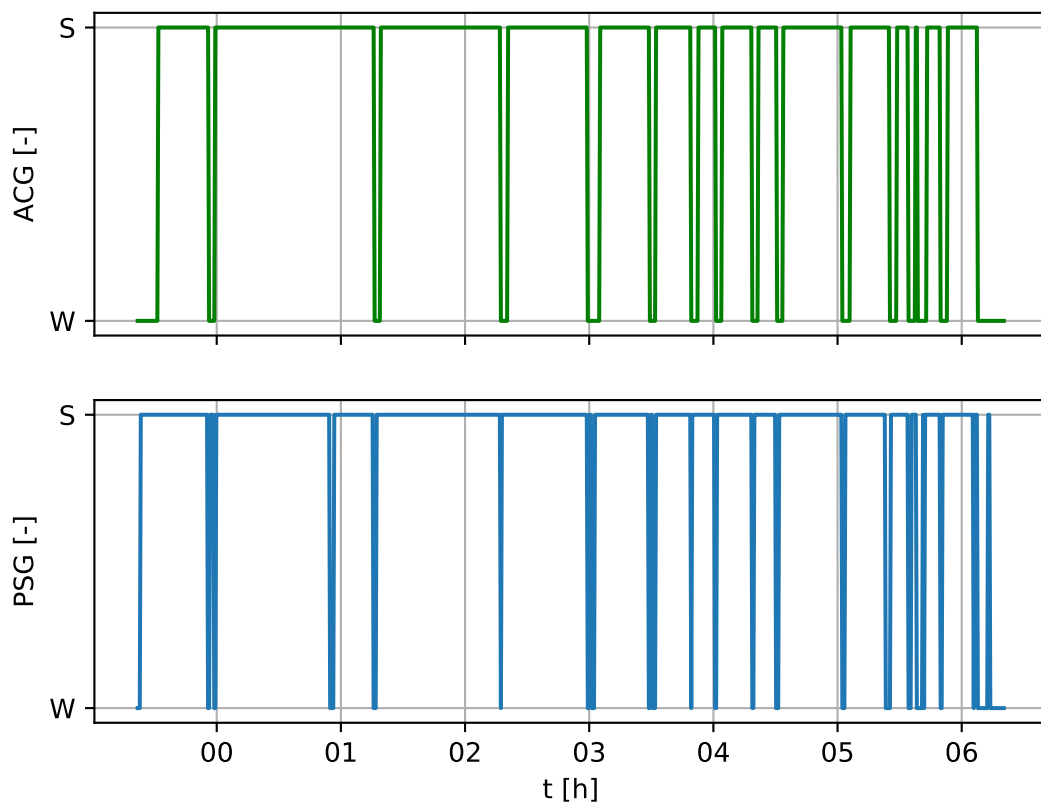
Detekce oken probuzení algoritmu věrně opisuje PSG (graf 3.9 – zde vyšla specifita 80%), jejich délka je ovšem vázána na zadanou vstupní veličinu algoritmu.

Tab. 3.1: Výkonnost algoritmu

	Citlivost	Specifita	Správnost	MCC
	[%]	[%]	[%]	[-]
Průměr	81,04	61,58	77,64	0,40
Sm. odch.	14,42	17,55	10,12	0,18
Medián	83,06	57,89	76,63	0,39
	Kontrolní skupina			
Průměr	87,84	61,49	82,54	0,46
Sm. odch.	4,75	13,07	6,19	0,18
Medián	89,41	57,89	80,00	0,49
	Skupina s diagnózou			
Průměr	78,66	61,62	75,93	0,38
Sm. odch.	15,88	19,09	10,74	0,19
Medián	82,57	58,97	76,47	0,34



Obr. 3.8: Změna úhlu a spánková okna algoritmu (přiblížení)



Obr. 3.9: Srovnání spánkových oken s polysomnografií

Ačkoliv se tato metoda přejala a otestovala se na stejném datasetu jako ve studii [28], výsledky podobnosti s PSG se lišily (obr. 3.2). Rozdíl pravděpodobně nastal kvůli použití pouze 52 měření z dostupných 55. Dalším důvodem může být změna v postupu: výpočet úhlu z mediánu signálů všech hodnot, získaných funkcí `.rolling()`, navýšil dobu zpracování min. dvakrát. Přeskočení tohoto kroku a navzorkování signálu pomocí `.resample()`, výrazně snížilo počet hodnot, ze kterých se úhel počítal – což způsobilo nepřesnosti, které se ale nijak výrazně na výsledných hodnotách neprojeví. Zde se také data ořezávaly tak, aby byly měření aktigrafie a polysomnografie stejně dlouhé, ve studii toto není naznačeno. Rovněž se z aktigrafie levého a pravého zápěstí vypočítal průměr, jelikož nebyl zpozorován významnější rozdíl mezi měřeními.

Tab. 3.2: Srovnání se studií pro stejné vstupní veličiny

	Citlivost	Specifická	Správnost
	[%]	[%]	[%]
Výsledky práce	81 ± 14	62 ± 18	78 ± 10
Výsledky studie	96 ± 8	28 ± 17	81 ± 8

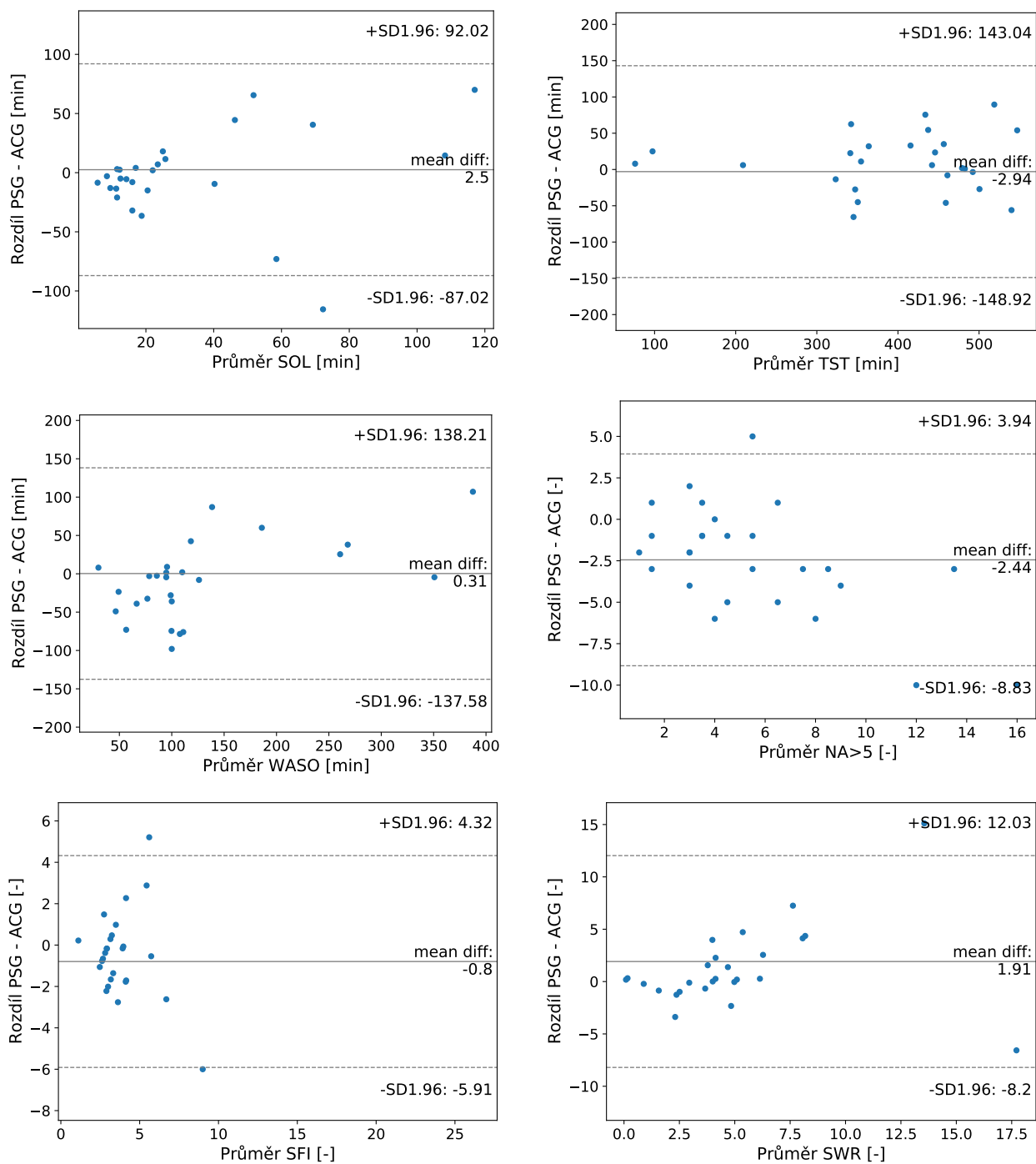
3.4 Spánkové parametry

Blandovy-Altmanovy grafy 3.10, 3.11 ukazují odchylky měřících metod aktigrafie a polysomnografie pro jednotlivé parametry. Diferenční průměry se pohybují blízko nuly, což pro větší hodnoty jako TST a WASO naznačuje dobrou podobnost, u $NA > 5$ a SWR méně tak.

Na krabicových diagramech 3.12, 3.13 lze vidět porovnání parametrů pacientů s diagnózou (poč. 20) a s normálním spánkem (poč. 7). Vizualní kontrola v některých případech (SE, SOL, $NA > 5$) potvrzuje mezi skupinami významné rozdíly, podle kterých by se potenciálně mohly predikovat spánkové poruchy.

Spánková efektivita SE v maticích 3.14 vykazuje střední až značný korelační vztah s většinou parametrů, je např. silně negativně ovlivněna celkovou dobou probuzení WASO. Také se naznačuje rozdíl skupiny s diagnózou od kontrolní. Spánkové poruchy disponují vyššími hodnotami negativních korelací pro parametry narušující kontinuitu spánku WASO, $NA > 5$ a SFI.

V tabulkách 3.3 a 3.4 jsou vyznačeny výsledné hodnoty spánkových parametrů pro PSG a ACG, dále pro aktigrafii s rozdělením na kontrolní skupinu – bez diagnózy a skupinu s diagnózou poruchy spánku v 3.5 a 3.6.



Obr. 3.10: Srovnání parametrů ACG s PSG⁴

Tab. 3.3: Polysomnografie

	TIB	SOL	TST	WASO	NA>5	SFI	SWR	SE
	[min]	[min]	[min]	[min]	[-]	[-]	[-]	[%]
Průměr	563	36	394	134	4,30	4,24	6,25	70,45
Sm. odch.	91	44	121	115	3,02	3,82	5,74	20,71
Medián	536	14	436	85	4,00	3,29	4,96	78,41

Tab. 3.4: Aktigrafie

	TIB	SOL	TST	WASO	NA>5	SFI	SWR	SE
	[min]	[min]	[min]	[min]	[-]	[-]	[-]	[%]
Průměr	563	33	397	133	6,54	4,98	4,35	69,95
Sm. odch.	91	31	122	76	4,80	5,43	3,67	17,84
Medián	536	20	410	109	5,00	3,52	4,02	75,08

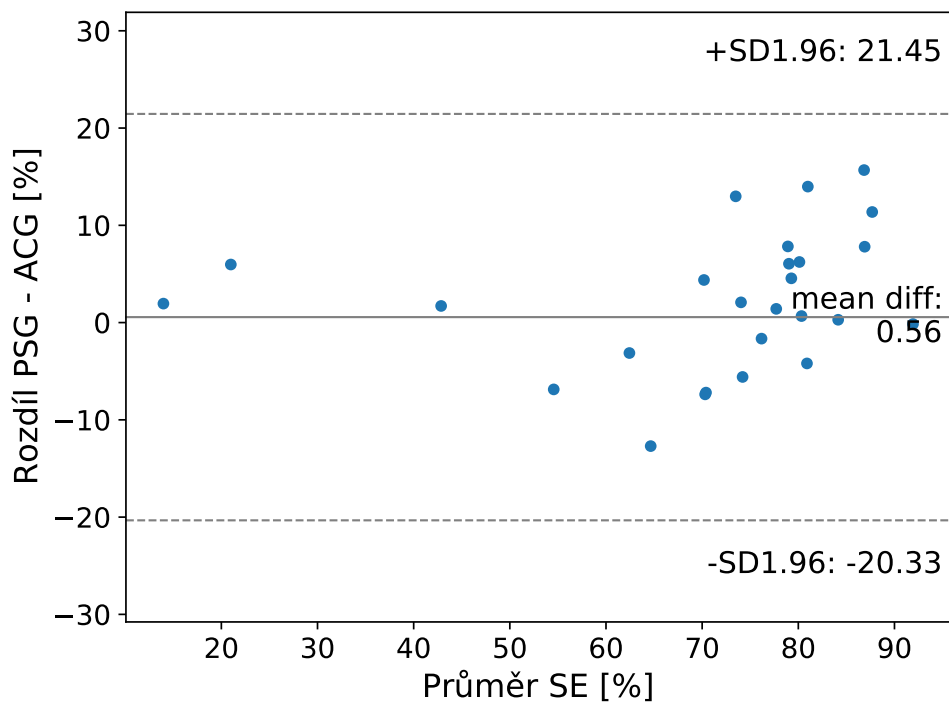
Tab. 3.5: Kontrolní skupina (ACG)

	TIB	SOL	TST	WASO	NA>5	SFI	SWR	SE
	[min]	[min]	[min]	[min]	[-]	[-]	[-]	[%]
Průměr	545	25	427	93	3,29	3,15	4,78	78,74
Sm. odch.	112	34	77	19	1,22	0,71	1,08	3,70
Medián	527	11	399	93	3,50	3,00	4,39	77,40

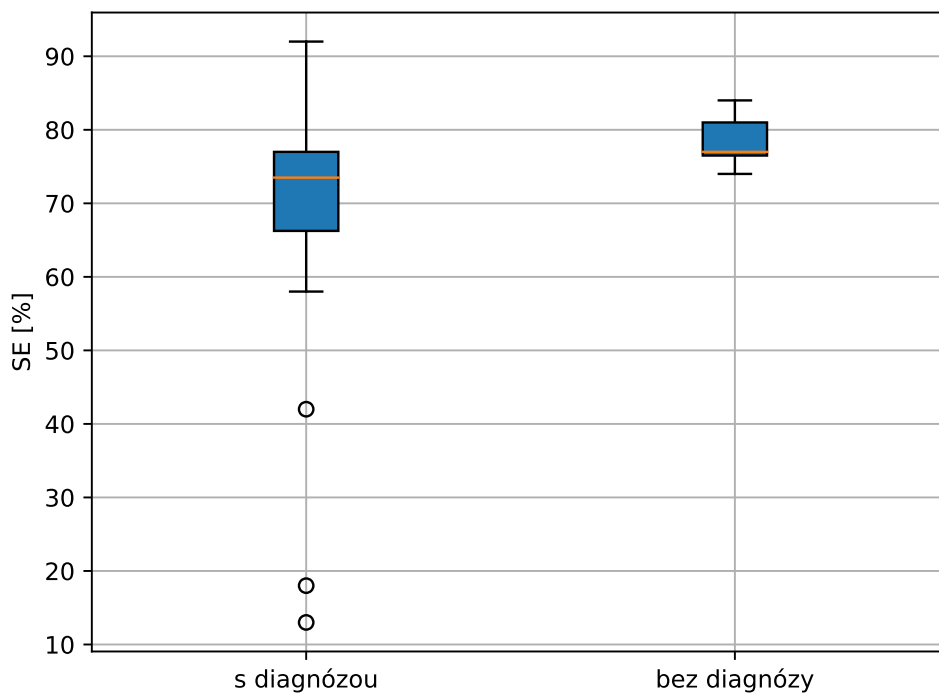
Tab. 3.6: Skupina s diagnózou (ACG)

	TIB	SOL	TST	WASO	NA>5	SFI	SWR	SE
	[min]	[min]	[min]	[min]	[-]	[-]	[-]	[%]
Průměr	569	36	386	148	7,68	5,62	4,20	66,88
Sm. odch.	85	30	133	83	5,07	6,17	4,22	19,72
Medián	549	21	422	133	7,00	3,52	3,50	73,16

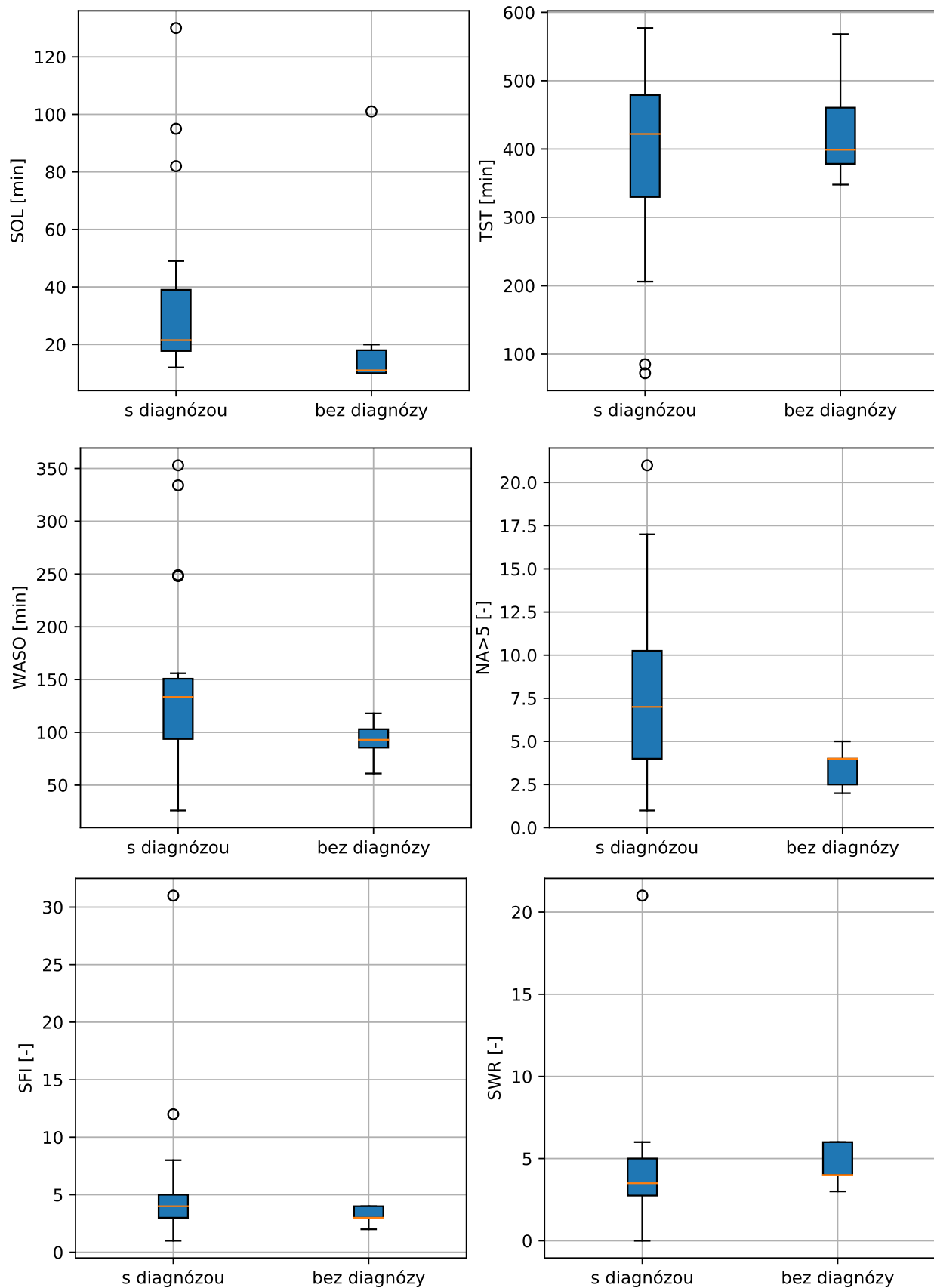
⁴Generováno funkcí *statsmodels.graphics.mean_diff_plot* z knihovny *statsmodel*.



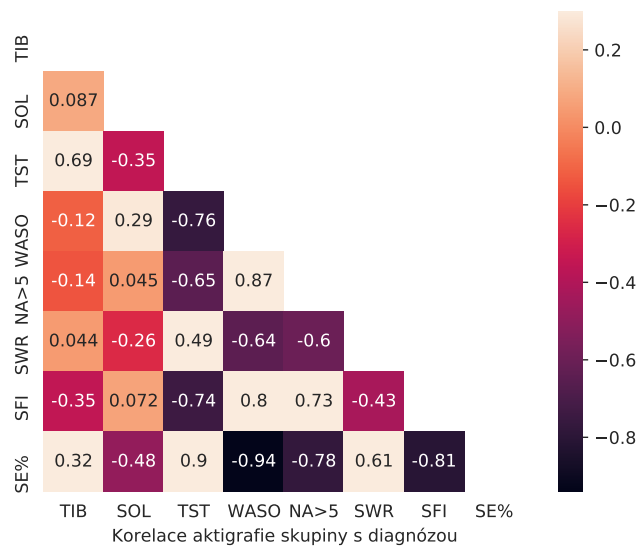
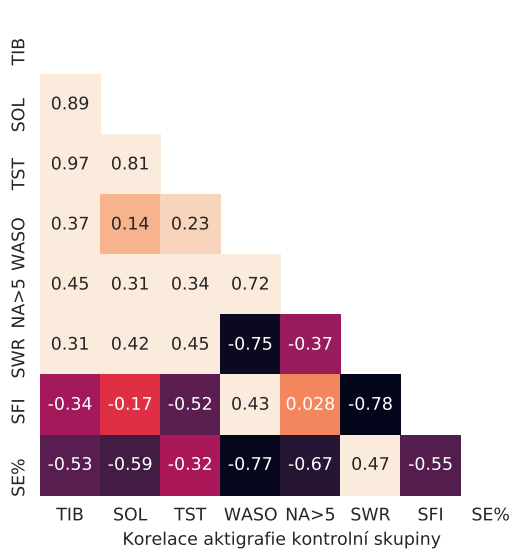
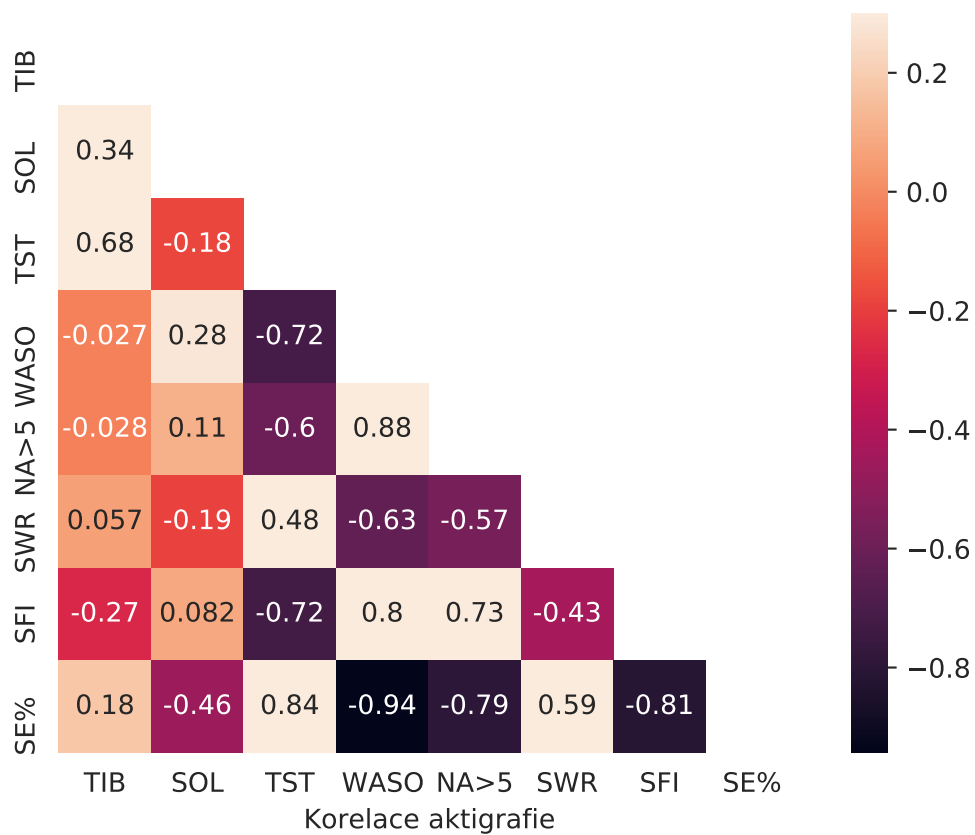
Obr. 3.11: Srovnání parametrů ACG s PSG (pokrač.)



Obr. 3.12: Srovnání parametrů s kontrolní skupinou



Obr. 3.13: Srovnání parametrů s kontrolní skupinou (pokrač.)



Obr. 3.14: Korelační matice⁵

3.5 Detekce nízké kvality spánku

Za kontrolní skupinu se zvolili účastníci studie bez diagnózy (poč. 7), považováni za subjekty s normálním spánkem. S nimi se srovnával spánek pacientů s danými poruchami (poč. 20). Hodnoty všech parametrů se pro každého pacienta transformovaly na z-skóre, kdy se za průměr a směrodatnou odchylku dosadily výsledky kontrolní skupiny. Následně se pro skóre s pomocí tabulky (<https://z-table.net/>) rozhodly úrovně, pro které platí $p < 0,05$ nebo $p > 0,95$ (alfa rovno 0,05). Pro SOL, $NA > 5$, SFI a SWR to znamená z větší než 1,6 (vyšší hodnoty jsou kvalitativně horší) a pro TST, WASO a SE menší než $-1,6$ (nežádoucí naopak nižší hodnoty). Jestliže podmínka platila alespoň pro jeden spánkový parametr, spánek se považuje za nízké kvality.

Pro nízký počet zdravých účastníků studie se hledala alternativa podle čeho rozhodovat o potenciálních poruchách spánku. NSF zveřejnila doporučení proměnných spánkové kontinuity, a to: SOL, $NA > 5$, WASO a SE. Svolala se odborná komise, prošlo se mnoho studií a shodlo se na intervalech těchto parametrů. Intervaly rozdělené podle věkových skupin naznačují, kdy jsou hodnoty ještě vhodné, a kdy by se již měla uvažovat nízká kvalita spánku. Pro uvedení příkladu se u dospělých osob, věkově mezi 26 a 64 lety, udává spánková latence v hodnotách 46 a více minut jako nevhodná [35]. Podle těchto rozmezí se tedy rozhoduje o nekvalitním spánku. Muselo se ale upustit od celkové doby probuzení WASO, jelikož se valná většina hodnot z obou datasetů nevešla pod daný interval, a to ani z výsledků polysomnografie. Kvalita obou predikcí je vyjádřena v tabulkách 3.7 a 3.8.

Tab. 3.7: Detekce nízké kvality spánku z aktigrafie

	Citlivost	Specificita	Správnost	MCC
	[%]	[%]	[%]	[-]
Doporučené parametry	75,00	71,43	74,07	0,42
Kontrolní skupina	70,00	85,71	74,07	0,49

⁵Pro lepší přehlednost matice vykresleno bez duplicitních dat. Generováno pomocí funkce `seaborn.heatmap` z knihovny `seaborn`.

Tab. 3.8: Detekce nízké kvality spánku z polysomnografie

	Citlivost	Specifická	Správnost	MCC
	[%]	[%]	[%]	[-]
Doporučené parametry	70,00	71,43	70,37	0,37
Kontrolní skupina	60,00	71,43	62,96	0,28

3.6 Detekce neurodegenerativního onemocnění

Po zjištění výkonnosti algoritmu na datech získaných v laboratoři proběhla validace metody na datech shromážděných v domácích podmínkách ve spolupráci s fakultní nemocnicí u sv. Anny v Brně. Pacienti, u nichž existuje podezření na prodromální fázi demence s Lewyho tělísky, spolu s používáním aktigrafu vedli také spánkové deníky. Navíc byly poskytnuty výsledky neurologického a neuropsychologického testování pacientů, pro hypotézu souvislostí se spánkovými parametry, ale nepodařilo se žádné významnější najít.

Účastníci čítající 27 osob, věkově mezi 53 a 84 lety (68 ± 7), nosili aktigraf po 7 dnů na nedominantním zápěstí. Z celkových 189 měření se muselo vypustit 9, z důvodů nenošení aktigrafu, nebo nevyplnění některých údajů v deníku. Dohromady se tedy použilo 180 měření.

Tentokrát byly akcelerometry nastaveny na vzorkovací frekvenci 25 Hz. Měření se zapsalo do .csv souborů se stejným formátem – časové razítko, zrychlení na jednotlivých osách, apod. Čas započetí a ukončení spánku byl zde určen podle hodnot ve spánkových denících, vyplněných pacienty.

Neurology bylo také stanoveno, zda-li je u pacientů vývoj LBD možný anebo ne. Tyto předběžné diagnózy se následně použily jako potvrzení výsledku srovnání s předchozí kontrolní skupinou. Opět se vyzkoušely obě varianty, srovnání s kontrolní skupinou i doporučení NSF (tab. 3.9).

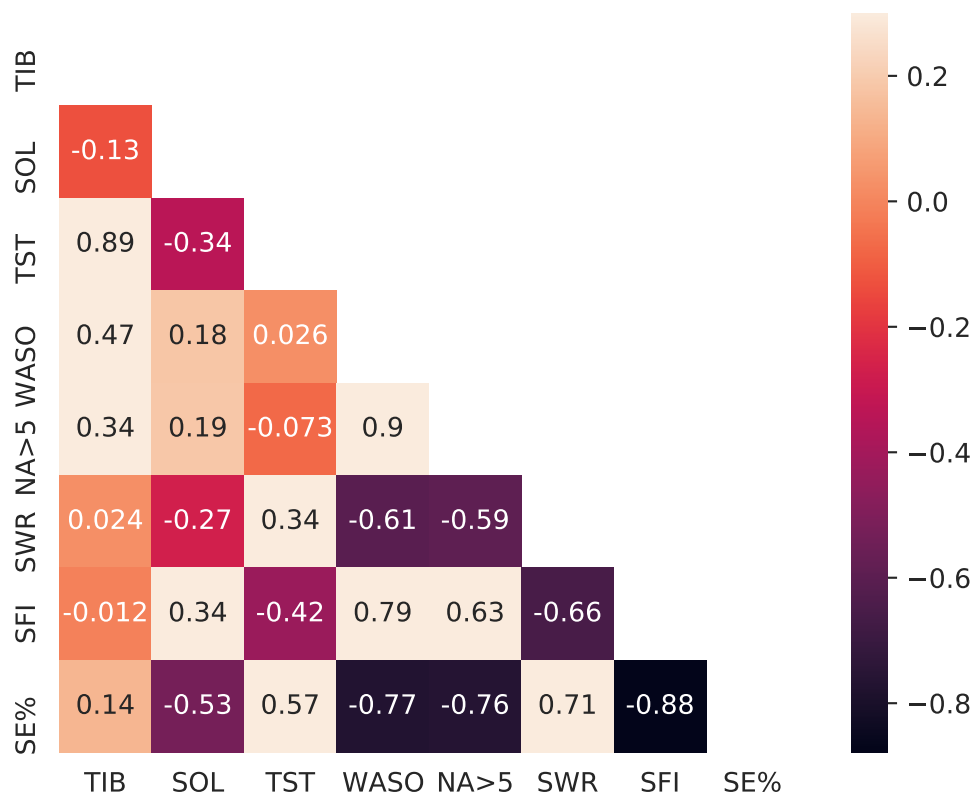
Na hodnotách parametru spánkové latence SOL z tabulky 3.10 je možné si potvrdit snazší usínání v obvyklém prostředí oproti spánkové laboratoři.

Tab. 3.9: Detekce prodromálního stádia LBD

	Citlivost	Specifická	Správnost	MCC
	[%]	[%]	[%]	[-]
Doporučené parametry	85,71	38,46	62,96	0,28
Kontrolní skupina	71,43	53,85	62,96	0,26

Tab. 3.10: Aktigrafie se spánkovými deníky

	TIB	SOL	TST	WASO	NA>5	SFI	SWR	SE
	[min]	[min]	[min]	[min]	[-]	[-]	[-]	[%]
Průměr	490	20	367	104	5,22	3,82	4,27	74,75
Sm. odch.	63	6	58	27	2,12	0,85	2,07	5,44
Medián	494	17	373	100	5,00	3,84	3,87	75,42



Obr. 3.15: Korelační matice

Závěr

Práce se zabývá zhodnocením kvality spánku z časových řad, získaných aktigrafii. Správnost použité metody je stanovena statistickými parametry, typickými pro binární klasifikační algoritmy. Kvalita spánku se určuje pomocí spánkových parametrů. Ty jsou také využity jako možná indikace prodromálního stádia demence s Lewyho tělísky.

Jako první se podařilo implementovat program pro zpracování časových řad akcelerometru. K tomuto účelu se využily funkce knihovny pandas, určené pro analýzu dat. Proces je závislý na typu ale i formátu obsahu souboru.

Stanovení spánkových oken se provedlo za pomoci heuristického algoritmu, který predikuje stav spánku a bdění podle průměrné velikosti změny úhlu ve zvolených intervalech. Po vyzkoušení různých kombinací vstupních parametrů se vybraly s prioritou na správnost, při nichž se dosahovalo průměrně $81 \pm 14\%$ citlivosti, $62 \pm 18\%$ specificity, $78 \pm 10\%$ správnosti a $0,40 \pm 0,18$ MCC. Taková podobnost s polysomnografií se pro naivní postup zdá být dobrá (ve srovnání s uvedenými řešeními), až na nižší specificitu – což se ale váže na princip aktigrafie. Protože aktigrafie měří pohybovou aktivitu, její schopnost odhadnout spánek se přímo odvíjí od použitého algoritmu a jeho vstupních veličin. Spánkové parametry byly zvoleny takové, které se majoritně používaly ve studiích zabývajících se podobnou problematikou a měly konkrétní definici. I přesto by se některé zažité definice měly upřesnit (např. zmíněné TIB).

Predikce poruch spánku byla řešena 2 metodami. První porovnává všechny spánkové parametry, transformované na z-skóre, kdy subjekty bez diagnózy figurovaly jako kontrolní skupina. Za alternativu se využilo doporučení organizace NSF. Obě metody dosahovaly podobných výsledků, přičemž druhá vycházela s vyšší citlivostí, která se zde považuje za nejdůležitější a to z důvodu zachycení co možná nejvíce skutečně pozitivních případů – principem takové klasifikace by byla jakási pohnutka k dalšímu, přesnější testování. Výstupem je vyvážených 75% citlivosti, 71% specificity, 74% správnosti a $0,42$ MCC. Stejný postup se použil i pro detekci prodromální fáze demence s Lewyho tělísky. Zde vycházelo 86% citlivosti, 38% specificity, 63% správnosti a $0,28$ MCC. Z důvodů nízkého počtu pacientů významnost těchto výsledků klesá, což signalizuje nutnost dalšího ověření na větších datasetech.

Výsledný program by se dal vylepšit následujícími způsoby: detekce nízké kvality se pro názornost dočasně provedla v .xlsx tabulkách, bylo by vhodné zakomponovat ji do programu. Pro další optimalizaci je kritické vybrat správnou rozhodovací úroveň (zde časový interval a úhel) pro jednotlivé přechody spánku do stavu bdění a naopak. Na to by bylo výhodnější využít strojového učení. Algoritmus také neřeší ukončení spánku před vstáváním z postele (kdy subjekt stále leží, ale bdí) – toto

by se pravděpodobně mohlo řešit snímáním srdečního tepu (zrychlí se např. při zazvonění budíku). Rovněž by se mohla vylepšit logika, podle které se určuje, zda byl aktigraf sundán ze zápěstí. Implementace v této práci je také neúplná. V původní studii [28] se postup obohatil o oddělení pohybové složky od gravitační z ještě nezpracovaného signálu aktigrafu, dále také o minimalizaci chyby kalibrace senzoru a v navazující studii [27] se navíc zkoumalo rozlišení celého spánkového intervalu (začat spánkem a ukončen probuzením) od denní aktivity – tudíž by nebylo nutné spoléhat se na data ze spánkových deníků.

Literatura

- [1] GOEL, Namni. *Neurobehavioral Effects and Biomarkers of Sleep Loss in Healthy Adults* [online]. 2017 [cit. 2021-02-12]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1007/s11910-017-0799-x>>
- [2] RICO-ROSILLO, María Guadalupe a Gloria Bertha VEGA-ROBDELO. *Sleep and immune system* [online]. 2018 [cit. 2021-02-14]. Dostupné z: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29983013/>>
- [3] MORÁŇ, Miroslav. *PORUCHY SPÁNKU* [online]. 2009 [cit. 2020-11-28]. Dostupné z: <<https://www.solen.cz/pdfs/int/2009/10/08.pdf>>
- [4] IRWIN, Michael R. *Sleep and Infectious Disease Risk* [online]. 2012 [cit. 2020-11-27]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.5665/sleep.1976>>
- [5] GOTTLIEB, Daniel J., et al. *Sleep deficiency and motor vehicle crash risk in the general population: a prospective cohort study* [online]. 2018 [cit. 2021-03-13]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1186/s12916-018-1025-7>>
- [6] TEFFT, Brian C. *Acute Sleep Deprivation and Risk of Motor Vehicle Crash Involvement*. AAA Foundation for Traffic Safety. [online]. 2016 [cit. 2020-11-27]. Dostupné z: <<https://trid.trb.org/view/1436965>>
- [7] ROBBINS, Rebecca, et al. *Sleep myths: an expert-led study to identify false beliefs about sleep that impinge upon population sleep health practices* [online]. 2019 [cit. 2021-02-14]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1016/j.sleh.2019.02.002>>
- [8] CONSENSUS CONFERENCE PANEL, et al. *Recommended Amount of Sleep for a Healthy Adult: A Joint Consensus Statement of the American Academy of Sleep Medicine and Sleep Research Society* [online]. 2015 [cit. 2021-02-12]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.5664/jcsm.4758>>
- [9] CHAPUT, Jean-Philippe, et al. *Sleep duration and health in adults: an overview of systematic reviews* [online]. 2020 [cit. 2021-02-14]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1139/apnm-2020-0034>>
- [10] CHAPUT, Jean-Philippe, Caroline DUTIL a Hugues SAMPASA-KANYINGA. *Sleeping hours: what is the ideal number and how does age impact this?* [online]. 2018 [cit. 2021-04-08]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.2147/NSS.S163071>>

- [11] REED, David L a William P SACCO. *Measuring Sleep Efficiency: What Should the Denominator Be?* [online]. 2016 [cit. 2021-04-23]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.5664/jcsm.5498>>
- [12] ZHANG, Ye, et al. *Sleep in Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis of polysomnographic findings* [online]. 2020 [cit. 2020-11-28]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1016/j.smrv.2020.101281>>
- [13] CHAHINE, Lama M., Amy W. AMARA a Aleksandar VIDENOVIC. *A systematic review of the literature on disorders of sleep and wakefulness in Parkinson's disease from 2005 to 2015* [online]. 2017 [cit. 2020-11-24]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1016/j.smrv.2016.08.001>>
- [14] DIEDERICH, Nico J. a Deborah J. MCINTYRE. *Sleep disorders in Parkinson's disease: Many causes, few therapeutic options* [online]. 2012 [cit. 2020-11-28]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1016/j.jns.2011.10.025>>
- [15] STAVITSKY, Karina a Alice CRONIN-GOLOMB. *Sleep quality in Parkinson's disease: An examination of clinical variables.* [online]. 2011 [cit. 2021-02-15]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1097/WNN.0b013e31821a4a95>>
- [16] SANDALA, Kristian, et al. *Actigraphic Screening for Rapid Eye Movement Sleep Behavior Disorder* [online]. 2019 [cit. 2021-02-15]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1101/19001867>>
- [17] TAYLOR, John-Paul, et al. *New evidence on the management of Lewy body dementia* [online]. 2020 [cit. 2021-5-7]. Dostupné z: <[https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(19\)30153-X](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(19)30153-X)>
- [18] LAHARNAR, Naima, et al. *A sleep intervention study comparing effects of sleep restriction and fragmentation on sleep and vigilance and the need for recovery* [online]. 2020 [cit. 2021-02-12]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2019.112794>>
- [19] HARVEY, Allison G. a Nicole TANG. *(Mis)Perception of Sleep in Insomnia: A puzzle and a resolution* [online]. 2012 [cit. 2021-02-11]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1037/a0025730>>
- [20] NATALE, Vincenzo, Giuseppe PLAZZI a Monica MARTONI. *Actigraphy in the Assessment of Insomnia: A Quantitative Approach* [online]. 2009 [cit. 2020-11-24]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1093/sleep/32.6.767>>
- [21] WALKER, Matthew. *Why we sleep: Unlocking the power of sleep and dreams.* [online]. Simon and Schuster, 2017, s. 65 [cit. 2021-02-14].

- [22] NATALE, Vincenzo, et al. *The role of actigraphy in the assessment of primary insomnia: a retrospective study* [online]. 2014 [cit. 2020-11-28]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1016/j.sleep.2013.08.792>>
- [23] TROIANO, Richard P, et al. *Physical activity in the United States measured by accelerometer* [online]. 2008 [cit. 2020-11-27]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31815a51b3>>
- [24] VAN HEES, Vincent T., et al. *A method to compare new and traditional accelerometer data in physical activity monitoring* [online]. 2010 [cit. 2020-11-30]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1109/WOWMOM.2010.5534986>>
- [25] ROWLANDS, Alex V., et al. *Accelerometer-assessed physical activity in epidemiology: Are monitors equivalent?* [online]. 2017 [cit. 2020-11-29]. Dostupné z: <<https://hdl.handle.net/2134/27087>>
- [26] SMITH, Michael T., et al. *Use of Actigraphy for the Evaluation of Sleep Disorders and Circadian Rhythm Sleep-Wake Disorders: An American Academy of Sleep Medicine Systematic Review, Meta-Analysis, and GRADE Assessment* [online]. 2018 [cit. 2021-04-03]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.5664/jcsm.7228>>
- [27] VAN HEES, Vincent Theodoor, et al. *Estimating sleep parameters using an accelerometer without sleep diary* [online]. 2018 [cit. 2020-11-25]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1038/s41598-018-31266-z>>
- [28] VAN HEES, Vincent T., et al. *A Novel, Open Access Method to Assess Sleep Duration Using a Wrist-Worn Accelerometer* [online]. 2015 [cit. 2020-11-23]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0142533>>
- [29] ANGELOVA, Maia, et al. *Automated Method for Detecting Acute Insomnia Using Multi-Night Actigraphy Data* [online]. 2020 [cit. 2020-12-06]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2988722>>
- [30] LI, Xinyue, et al. *A novel machine learning unsupervised algorithm for sleep/wake identification using actigraphy* [online]. 2020 [cit. 2020-12-06]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1080/07420528.2020.1754848>>
- [31] WALCH, Olivia, et al. *Sleep stage prediction with raw acceleration and photoplethysmography heart rate data derived from a consumer wearable device* [online]. 2019 [cit. 2020-12-02]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1093/sleep/zsz180>>

- [32] IAKOVAKIS, Dimitrios, et al. *Smartwatch-based Activity Analysis During Sleep for Early Parkinson's Disease Detection* [online]. 2020 [cit. 2021-02-13]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1109/EMBC44109.2020.9176412>>
- [33] DELGADO, Rosario a Xavier-Andoni TIBAU. *Why Cohen's Kappa should be avoided as performance measure in classification* [online]. 2019 [cit. 2021-03-07]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0222916>>
- [34] VAH HEES, Vincent, Sarah CHARMAN a Kirstie ANDERSON. *Newcastle polysomnography and accelerometer data* [online]. 2018 [cit. 2020-12-05]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.5281/zenodo.1160410>>
- [35] OHAYON, Maurice, et al. *National Sleep Foundation's sleep quality recommendations: first report* [online]. 2017 [cit. 2021-4-29]. Dostupné z: <<https://doi.org/10.1016/j.sleh.2016.11.006>>

Seznam symbolů, veličin a zkratek

AUC	Area Under Curve - plocha pod křivkou ROC
ACG	Aktigrafie
EEG	Elektroencefalografie
EKG	Elektrokardiogram
EMG	Elektromyografie
EOG	Elektrookulografie
FN	False Negatives - počet nesprávně negativních testů
FP	False Positives - počet nesprávně pozitivních testů
HMM	Hidden Markov Model - algoritmus strojového učení
LBD	Lewy Body Dementia - demence s Lewyho tělísky
MEMS	Micro Electro Mechanical Systems - mikroelektromechanické systémy
MCC	Matthews correlation coefficient - Matthewsův korelační koeficient
NA>5	Number of awakenings greater than 5 minutes - počet probuzení delších než 5 minut
NREM	Non-Rapid Eye Movement - všechny ostatní spánkové fáze mimo REM
NSF	National Sleep Foundation - americká nezisková organizace
PLMI	Periodic limb movement index - index periodického pohybu končetin
PN	Parkinsonova nemoc
PSG	Polysomnografie
RBD	REM Behaviour Disorder - porucha chování v REM spánku
REM	Rapid Eye Movement - takto se označuje spánková fáze při snění, kdy se oči člověka rapidně pohybují ze strany na stranu
RF	Random Forest - algoritmus strojového učení
ROC	Receiver Operating Characteristic - křivka pro hodnocení a optimalizaci binárního klasifikačního systému (vztah mezi specificitou a senzitivitou)

RLS	Restless Leg Syndrome - syndrom neklidných nohou
SE	Sleep Efficiency - efektivnost spánku
SFI	Sleep Fragmentation Index - index spánkové fragmentace
SO	Sleep Onset - nástup spánku, první usnutí
SOL	Sleep Onset Latency - zpoždění nástupu spánku
SVM	Support Vector Machine - algoritmus strojového učení
SWR	Sleep-Wake Ratio - poměr spánek/bdění
SWS	Slow Wave Sleep - část NREM fáze, charakterizována vysoko amplitudovými mozkovými vlnami o nízké frekvenci
TIB	Time In Bed - čas strávený v posteli za účelem spánku
TN	True Negatives - počet správně negativních testů
TP	True Positives - počet správně pozitivních testů
TST	Total Sleep Time - celková doba spánku
WASO	Wake After Sleep Onset - celková doba bdění po prvním usnutí

Seznam příloh

A	Tabulky výsledků	50
B	Ukázka kódu	52

A Tabulky výsledků

Excel soubory jsou k dispozici na adrese:

<https://github.com/xsigmu06/actigraphy-processing>.

Tab. A.1: Spánkové parametry: polysomnografie

Pacient	TIB	SOL	TST	WASO	NA>5	SWR	SFI	SE
–	[min]	[min]	[min]	[min]	[–]	[–]	[–]	[%]
mecsleep01	607	90	457	61	4	8	2	75
mecsleep02	467	34	334	100	3	3	2	71
mecsleep10	527	13	432	82	2	5	3	82
...
mecsleep57	568	12	445	111	1	4	3	78
mecsleep59	498	7	472	20	0	24	2	95
mecsleep60	419	2	380	38	1	10	3	91

Tab. A.2: Spánkové parametry: aktigrafie

Pacient	TIB	SOL	TST	WASO	NA>5	SWR	SFI	SE
–	[min]	[min]	[min]	[min]	[–]	[–]	[–]	[%]
mecsleep01	607	49	465	93	2	5	3	77
mecsleep02	467	16	361	91	4	4	4	77
mecsleep10	527	10	399	118	4	3	4	76
...
mecsleep57	568	20	439	109	5	4	3	77
mecsleep59	498	10	396	93	2	4	4	79
mecsleep60	419	10	348	61	2	6	3	83

Tab. A.3: Správnost metody

Pacient	Citlivost	Specificita	Správnost	MCC
–	[%]	[%]	[%]	[-]
mecsleep01	85,34	50,00	76,61	0,36
mecsleep02	90,03	55,04	80,00	0,49
mecsleep10	83,10	57,89	78,56	0,37
mecsleep14	20,45	82,26	67,46	0,03
mecsleep17	75,39	52,60	69,08	0,27
mecsleep21	82,02	66,80	74,58	0,50
mecsleep23	90,24	57,15	76,42	0,52
mecsleep27	86,04	49,90	74,02	0,39
mecsleep28	68,44	96,33	92,16	0,68
mecsleep31	82,97	30,74	72,84	0,14
mecsleep32	73,15	51,60	64,70	0,25
mecsleep34	81,86	47,40	76,05	0,26
mecsleep35	56,73	68,65	63,44	0,26
mecsleep38	89,12	39,35	78,54	0,31
mecsleep39	85,98	77,62	84,54	0,56
mecsleep42	82,17	85,49	82,57	0,51
mecsleep45	76,91	75,00	76,53	0,44
mecsleep48	87,09	84,33	86,90	0,47
mecsleep49	83,00	32,82	48,41	0,17
mecsleep50	94,10	69,89	90,28	0,64
mecsleep51	80,16	39,50	66,57	0,22
...
mecsleep57	91,46	73,78	87,64	0,64
mecsleep59	80,75	44,45	78,79	0,14
mecsleep60	89,41	79,49	88,49	0,53

B Ukázka kódu

Celý kód je k nahlédnutí na adrese:

<https://github.com/xsigmu06/actigraphy-processing>.

Výpis B.1: Funkce detekující spánek (zkrácená)

```
# Function to decide sleep & wake epochs 1
2
def f_inactiv(first_threshold, time_window, angle, df): 3
    sleep_onset = counter = 0 4
    first_sleep = False 5
    result = [] 6
    for index, value in df['abs_angle_change'].items(): 7
        counter += 1 8
9
        # Angle change > angle -> woke up 10
        if (value > angle): 11
            counter = 0 12
        # After first sleep 13
        elif (counter > time_window) & first_sleep: 14
            # Write S to state 15
            df.loc[index, 'ACG_State'] = "S" 16
        # First sleep 17
        elif (counter > first_threshold) & ~first_sleep: 18
            # Write S to state 19
            df.loc[index, 'ACG_State'] = "S" 20
            # Sleep Onset (start of sleep period) 21
            sleep_onset = index 22
            first_sleep = True 23
24
    result.append(sleep_onset) 25
    return result 26
}
```

Zpět na kapitolu 3.3.2.