



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta zdravotnických studií ■

Srdeční a pohybová aktivita lidského těla během spánkové činnosti

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika

Autor práce: **Pavla Mušková**
Vedoucí práce: Mgr. Václav Bittner





Cardiac and physical activity of human body during sleep

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology

Author: **Pavla Mušková**
Supervisor: Mgr. Václav Bittner



Zadání

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 9.4.2018

Podpis: *Barla Mušková*

Poděkování

Děkuji Mgr. Václavu Bittnerovi za vedení této bakalářské práce, za cenné rady, podněty a připomínky. Dále děkuji doc. Ing. Pavlu Rydlovi Ph.D. za zapůjčení přístroje, který byl využit pro měření v praktické části. Současně mé poděkování patří všem studentům, kteří se s ochotou podíleli na měření potřebném pro tvorbu praktické části mé bakalářské práce.

Abstrakt

Jméno a příjmení:	Pavla Mušková
Instituce:	Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
Název práce:	Srdeční a pohybová aktivita lidského těla během spánkové činnosti
Vedoucí práce:	Mgr. Václav Bittner
Počet stran:	59
Počet příloh:	10
Rok obhajoby:	2018

Anotace:

Hlavním cílem práce bylo na základě syntézy aktuálních poznatků a vlastních empirických šetření zjistit, jaká je srdeční a pohybová aktivita člověka během spánkové činnosti. Teoretická část práce se zabývá spánkem jako takovým a dále souvislostmi srdeční a pohybové aktivity člověka během spánku. Praktická část je zaměřena na empirické prokázání korelačního vztahu mezi variabilitou srdeční frekvence a pohybovou aktivitou člověka během spánku.

Získané poznatky mohou být využity například k jednodušší diagnóze spánkových poruch. Další aplikace výsledků se nabízí při vývoji telemetrického automatizovaného systému pro odlišení spánkové činnosti od naléhavých kritických stavů, jako je např. centrální mozková příhoda.

Klíčová slova: biosignál, spánek, srdeční frekvence, variabilita srdeční frekvence, pohybová aktivita

Abstract

Name and surname: Pavla Mušková

Institution: Technical University of Liberec,
Faculty of Health Studies

Title: Cardiac and physical activity of human body during sleep

Supervisor: Mgr. Václav Bittner

Pages: 59

Apendix: 10

Year: 2018

Annotation:

The main aim of the work was to find out what is the cardiac and physical activity of a person during the sleeping activity, based on the synthesis of current knowledge and his own empirical investigations. The theoretical part of the thesis deals with sleep as such and with the connection of the cardiac and physical activity of the person during sleep. The practical part is focused on the empirical demonstration of the correlation between the variability of the heart rate and physical activity of a person during sleep.

The lessons learned can be used, for example, to diagnose sleep disorders more easily. Another application of the results is offered in the development of a telemetric automated system for distinguishing sleep activities from urgent critical states such as a central stroke.

Key words: biosignal, sleep, heart rate, heart rate variability, physical activity

Obsah

Seznam použitých zkratk.....	13
1 Úvod	14
2 Teoretická část	15
2.1 Spánek.....	15
2.1.1 Vybrané poznatky z fyziologie spánku	15
2.1.2 Monitorování spánkové činnosti.....	18
2.1.3 Vybrané poruchy spánku	21
2.2 Srdeční aktivita během spánku a její monitorování.....	23
2.3 Pohybová aktivita během spánku	27
3 Výzkumná část	30
3.1 Cíle a výzkumné předpoklady	30
3.2 Metodika výzkumu.....	30
3.2.1 Charakteristika výzkumného souboru	30
3.2.2 Charakteristika výzkumných metod.....	32
3.2.3 Charakteristika sběru dat.....	33
3.2.4 Charakteristika statistického zpracování dat	34
3.3 Analýza výzkumných dat	35
3.4 Analýza výzkumných cílů, předpokladů a diskuze.....	41
4 Návrh doporučení pro praxi	42
5 Závěr.....	43
Seznam použité literatury	45
Seznam příloh.....	49

Seznam použitých zkratek

BMI	body mass index
CSA	centrální spánková apnoe
EEG	elektroencefalografie
EKG	elektrokardiografie
HRV	heart rate variability
NREM	non rapid eye movement
OSA	obstrukční spánková apnoe
REM	rapid eye movement
SDSD	standardní odchylka R–R intervalů

1 Úvod

Spánek, srdeční a pohybová aktivita lidského těla patří v současné době k velmi rozsáhlým tématům a často řešeným otázkám v oblasti anatomie a fyziologie, avšak ne ve zcela vzájemné souvislosti, a proto jedním z výchozích úkolů při řešení této problematiky je zmapování srdeční a pohybové aktivity člověka během spánkové činnosti. Protože se nepodařilo dohledat, zda se touto problematikou nějaké studie podrobně zabývaly, je pro potřeby dalšího výzkumu nutné potřebné informace ověřit v rámci vlastní studie. Spánek provází člověka po celý jeho život a je pro každého z nás hlavním zdrojem regenerace a doplněním energie. Během spánku dochází k nevědomým pohybům, ale i ke změně rytmů jednotlivých biosignálů. Tyto změny nám mohou prozradit i některé poruchy spánku a další nemoci, aniž bychom věděli, že je máme.

Hlavní zaměření této bakalářské práce je tedy především na vztah srdeční a pohybové aktivity během spánkové činnosti. Začátek práce je z teoretického hlediska věnován poznatkům z fyziologie spánku, monitorování spánkové činnosti a vybraným poruchám spánku. Dalším tématem v teoretické části práce je srdeční aktivita během spánku a její monitorování a v neposlední řadě pohybová aktivita během spánku. Důležitým úkolem v praktické části této bakalářské práce je na základě dvou typů měření pomocí modulu CarSeat NiTi a sporttesteru zjistit, zda existuje určitý korelační vztah mezi srdeční frekvencí a pohybem lidského těla během spánkové činnosti.

2 Teoretická část

2.1 Spánek

2.1.1 Vybrané poznatky z fyziologie spánku

Biorytmy patří mezi důležité projevy lidské hmoty. Jejich podklad tvoří genetika a jsou reprezentovány mozkovými jádry, žlázami s vnitřní sekrecí, oční sítnicí a periferními orgánovými centry (Kachlík, 2015). Všechny biorytmy jdou hierarchicky od buněk přes všechny orgány a tkáně až do makroorganismu. Základní úlohou celého systému je umožnění existence živého systému. Biorytmy se považují za velmi stabilní a jsou zakódované v DNA organismu. Můžeme je vnímat jako cyklické a pravidelné střídání fyziologických dějů, které probíhají v organismu, nebo jako pravidelné střídání intenzity těchto dějů sladěné s vnějšími faktory v podobě změn teplot či tlaku (Frej, 2013).

Jednotlivé biorytmy můžeme rozdělit na ultradiánní (méně než 20 hodin), mezi něž se řadí nervová aktivita, srdeční činnost, dýchání a aktivita žláz, cirkadiánní (20–28 hodin), do kterých patří pohybová aktivita, spánek a bdění a biorytmy infradiánní (více než 28 hodin) popisující ženský cyklus s periodou 4 týdny. Existuje celkem 5 úrovní biorytmů. Mezi tyto úrovně se řadí biorytmy molekulární (DNA v buňce, termodynamická rovnováha), subcelulární (kolísání enzymatické aktivity v buňkách), celulární (mitotická aktivita buněk a tkání), orgánové (změna hematologických a biochemických parametrů) a biorytmy makroorganismu (změny chování a metabolismu). Biorytmy lze také dělit podle cyklování funkcí organismu na fyzický cyklus (perioda 23 dnů), při kterém dochází ke změně tělesné pohody, emociální cyklus (perioda 28 dnů) založený na změnách nálady a myšlení a intelektuální cyklus (perioda 33 dnů), při němž nastávají změny intelektu a dalšího rozhodování (Kachlík, 2015).

Každý z výše uvedených cyklů můžeme rozdělit do dvou fází (pozitivní, negativní). Pozitivní můžeme jinak nazvat jako stoupající (rychlé myšlení, kreativita, dobrá nálada) a negativní jako klesající (nedostatek vitality, chybovost, špatná nálada). Při přechodu mezi těmito fázemi je kritický den. Jednotlivé cykly můžeme ovlivnit životním stylem, fyzickou a psychickou zátěží, stresem, léky či psychickou nepohodou. Celodenní cyklus

trvající 24 hodin lze spojovat s rotací Země (biologické hodiny po celý život) a s průběhem jednotlivých dnů (Frej, 2013). Dochází tak k řízení opakujících se dějů v lidském organismu a můžeme tak hovořit o synchronizaci těchto dějů. Kromě biologických hodin mají velký význam periferní hodiny, které mají vliv na útrobní orgány, psychiku, duševní a tělesnou kondici člověka. Tělesné orgány mají také vlastní biorytmy, což znamená, že v průběhu dne je určitý orgán aktivnější než ostatní orgány lidského organismu (Kachlík, 2015).

Jednu ze zásadních rolí v biologických účincích hraje **melatonin**. Melatonin úzce souvisí se spánkem. Jeho syntéza náhle roste po setmění (zhasnutí). K jeho nejvyšší koncentraci dochází kolem půlnoci do 3. hodiny ranní a naopak v ranních hodinách začíná prudce klesat na své minimum. Synchronizace lidských biologických hodin je dána střídáním světla a tmy. Cirkadiánní rytmus melatoninu slouží našemu organismu jako kalendář a zároveň jako hodiny (změny v průběhu dne či roku) (Frej, 2013). V podvěsku mozkovém slouží jako dominantní hormon, který působí na periferní tkáň a žlázy s vnitřní sekrecí (Mourek, 2012). V mozku tlumí aktivitu a navozuje organismus na spánek (regenerace duševních a tělesných sil). V oběhové soustavě snižuje tvorbu krevních sraženin, což znamená, že nás chrání před cévními příhodami v podobě mrtvice či infarktu (Kachlík, 2015).

Produkce melatoninu je závislá také na věku. S přibývajícím věkem jeho tvorba klesá v důsledku snižování počtu buněk v nadvěsku mozkovém (Čihák, 2011). Jeho produkci mohou ovlivnit i jiné vlivy, mezi které patří některá metabolika, léky, elektromagnetické pole, alfa- a beta- blokátory, Acylpyrin a Ibuprofen. Pacienti mohou pociťovat poruchy spánku, nálady, orientace, paměti a vidění a také únavu. Mezi nejčastější poruchy patří již zmiňované poruchy spánku ve formě nespavosti či naopak nadměrné spavosti, pásmové nemoci, kolísání krevního tlaku, cévní mozkové příhody a infarktu myokardu. Všechny biorytmy se z části podílejí na řadě chorob způsobené nesouladem mezi osvětlením a funkcemi organismu (Kachlík, 2015).

Jednou z možností je léčba spánkem (somnoterapie), kterou lze využít při léčbě vředových chorob trávicího traktu, hypertenze, astmatu, alergie a mnoha dalších. Léčba světlem (fototerapie) je určena pro vytvoření fyzické a duševní pohody a pro celkovou regeneraci organismu (Kachlík, 2015). Důležitou roli hraje kvalitní osvětlení, denní světlo, dobré vidění a zraková pohoda. To znamená, že bychom měli být každý den vystaveni intenzivnímu světlu, a měli bychom vstávat pravidelně ve stejný čas (Frej, 2013). Že je pro náš organismus světlo důležitým faktorem bylo dokázáno na základě

osob pracujících na noční směny, u nichž se často vyskytuje nádor prsu a prostaty z důvodu nedostatku melatoninu. Ze studie tedy vyplývá, že biorytmy jsou harmonizačním činitelem udávající rytmus v živém systému. Minimalizovat rizikové faktory lze zasažením do životního stylu a ovlivnit tak možné nežádoucí vlivy (Kachlák, 2015).

Do výše zmiňovaných biorytmů se řadí **spánek a bdění**. Spánek je nehomogenní (nestejnorodý) funkční stav lidského organismu. Lze ho dělit do jednotlivých stádií a přechodů, které se charakterizují typickými formami chování, elektrofyziologickými, vegetativními a hormonálními změnami (Plháková, 2013). Spánek je pro správné fungování organismu nezbytně nutný a při jeho nedostatku dochází k vážným poruchám organismu v podobě únavy, nesoustředěnosti, podrážděnosti, vegetativních poruch a poruch žaludku. Lze ho dělit do několika cyklů, které se skládají vždy ze dvou fází. Tyto fáze se dají rozlišit například pomocí záznamu EEG (Mourek, 2012).

První fází spánkového cyklu je tzv. **REM (rapid eye movement)** fáze, která se vyznačuje rychlými pohyby očí a nízkou svalovou aktivitou (Plháková, 2013). Pohyby očí lze zpozorovat na EEG v podobě desynchronizace rychlých a nízkých vln. REM fáze trvá přibližně 20 minut a opakuje 4–5 krát v průběhu celé noci. S každým přibývajícím opakováním se doba trvání této fáze prodlužuje. Dalšími typickými znaky jsou nepravidelnost srdečního rytmu a dýchání a pokles svalového tonu s výjimkou okohybných svalů, srdce, bránice a hladkého svalstva. Během REM fáze se sny zdají nejčastěji. Na začátku a na konci této fáze dochází k náhlým pohybům těla člověka (Mourek, 2012).

Druhou fází spánkového cyklu je tzv. **NREM (non rapid eye movement)** fáze, při které k rychlým pohybům očí nedochází. Tento spánek je synchronizovaný a jeho počátky jsou při stavu usínání (Plháková, 2013). Během NREM fáze dochází k celkové tělesné regeneraci. Dělí se na čtyři stadia podle hloubky spánku. První stadium trvá několik minut a odehrává se od bdění až k počátku spánku. U druhého stadia se vyskytují rytmické vlny, které se při přechodu do třetího stadia postupně zpomalují. Během čtvrtého stadia (hluboký spánek) dochází k přechodu z alfa rytmu do vysokých rytmů theta a delta (Mourek, 2012).

2.1.2 Monitorování spánkové činnosti

Během několika posledních let se stalo sledování a monitorování **biosignálů** nezbytnou součástí v mnoha oblastech medicíny a také ve spánkových laboratořích. Biosignály jsou obecně odvozeny od zdrojů v těle (nervy, svaly) nebo přes specifické znaky (tlak, průtok, napětí). Mohou být monitorovány v prostředí akutní a intenzivní péče nebo zaznamenané pro diagnostické účely. Před několika lety došlo ke zlepšení technických možností v podobě miniaturizace a vyšší výkonnosti digitálního nahrávání a následného zpracování. Záznamy biosignálů jsou nyní pravidelně prováděny při diagnostických postupech v kardiologii, neurologii či neurofyziologii (Da Silva et al., 2014).

Nejznámější metodou pro hodnocení biosignálů je tzv. **elektrokardiografie (EKG)**, která se používá především pro diagnostické účely (Da Silva et al., 2014). Její výhodou je jednoduchost a nízké náklady. Vyšetření je nejčastěji prováděno kardiologem přímo v ordinaci a trvá jen několik minut. Díky tomu lze získat záznam (časový segment spojitých signálů) potřebný pro diagnózu srdečních onemocnění, při podezření na plicní embolii, na operačním sále, při anestezii a při monitorování spánku. Ovlivnění spánku na EKG je způsobeno variabilitou srdeční frekvence a nízkou či vysokou frekvencí výkonného pásma. Základní předpoklad pro různé algoritmy analýzy EKG je detekce srdečních tepů pro výpočet beat-to-beat intervalů a výpočet srdeční frekvence v podobě souvislé křivky. Algoritmus by měl správně rozpoznat srdeční tep i za přítomnosti rušivých vlivů v podobě hluku, pohybů těla nebo vysoké impedance (Kesper et al., 2012).

Další z možností pro hodnocení biosignálů je tzv. **elektroencefalografie (EEG)**, pomocí které je možno zaznamenávat data v delším čase (například 24 hodin) za účelem zjištění a případného vysvětlení srdeční arytmie. 24hodinové zaznamenávání je často zvoleno pro získání informací o změnách v lidském organismu během spánku ve srovnání s denními aktivitami (Kesper et al., 2012). Jedná se o diagnostickou metodu, která se používá v lékařství pro záznam elektrické aktivity mozku. Pouze několik let po jejím vynálezu byl zahájen v New Yorku (Alfred L. Loomis) projekt na studii spánku. Výzkumy byly prováděny v laboratořích, které byly vybaveny nejmodernější technikou. Alfred L. Loomis byl prvním člověkem, který zkoumal procesy spánku pomocí celovečerní nahrávky EEG. Vše bylo prováděno na základě nahrávání spících subjektů a zkoumání elektrofyziologických vzorců spánku. Pomocí

změn na EEG modelu bylo vyvráceno, že spánek je souvislým dějem. Bylo tedy prokázáno, že spánek lze dělit do pěti úrovní (A–E), které překračují od bdění až po hluboký spánek. Vědecká skupina Loomis se snažila ověřit pořadí pěti spánkových stupňů proti mírám hloubky spánku. Prokázalo se, že hloubka klesá od A do E, zatímco pohyby těla jsou nejvýraznější ve stupních A a B (Schulz, 2008).

I když se spánek dělil do několika různých úrovní, vždy se předpokládalo, že průběh spánku je lineární a vychází z bdělosti k hlubokému spánku. Nastala však nová situace, kdy se REM spánek začal považovat za jiný stav spánku se specifickými rysy a regulačními mechanismy (Plháková, 2013). Nepříznivým důsledkem pro analýzu spánku bylo, že nový bodovací systém měl pouze nominální kvalitu s nelineárním pořadím stupňů. Nízká metrika spánkových fází tak velice ovlivňovala matematické operace. Pro alternativy analýzy spánku byl použit trojrozměrný prostor indikátorů, aby ilustroval definici probuzení, synchronizovaný spánek a REM spánek. Tento nápad dále rozvíjel Hobson, který navrhl 3-dimenzionální model pro stavový prostor reprezentující stavy probuzení, NREM spánku a spánku REM podél tří os: aktivace (A), vstupní zdroj (I) a modulace (M). Byla tak vytvořena trajektorie, která spojuje 3 stavy v prostoru. Jinou alternativu charakterizující změny mozkové aktivity během spánku navrhl Koella, který vytvořil návrh lokální bdělosti popisující nervové, motorické, vegetativní a jiné systémy. Také Kemp představil v digitální podobě analýzu spánku, kde jsou popsány rozlišující faktory mezi probuzením, spánkem REM a NREM. Přesnost navrhovaného analyzátoru spánku se používá v minimálním čase (přibližně 1 sekunda). Všechny funkce z EEG a signály jiné než z EEG (srdeční, respirační, pohybové aj.) jsou uspořádány do jednoho formátu, a tak umožňují podrobnější analýzu mezi různými signály. Vysoké rozlišení času pro NREM spánek umožňuje vyhnout se nežádoucím odchylkám a rozdělit tak jednotlivé signály do mikro a makro událostí, které následně vytvoří vizualizace samotného spánku (Schulz, 2008).

Další metodou pro nahrávání spánku ve speciální medicíně je **kardiorespirační polysomnografie**. Jedná se o metodiku, která zvláště vyžaduje nahrávání více biosignálů z různých fyziologických systémů, do kterých se řadí například mozek, srdce či krevní oběh. Několik signálů je elektrofyziologického původu a jsou od přírody elektrické. Tyto signály potřebují pečlivé zesílení a filtrování, aby se dosáhlo minimálního množství artefaktů (Žufan, 2012). Snímače by měly být umístěny neinvazivně na kůži, což však zahrnuje určité problémy se sterilizací senzorů. Veškeré získávání fyziologických signálů závisí na správném nastavení zesílení a filtrování.

Záznamy se často od různých výrobců liší. Je to způsobeno odlišnými implementacemi senzorů, zesilovačů a filtrů. Pokud se synchronizace mezi signály liší, pak nastává vážný problém (Troccaz, 2012).

Jako studie pro biosignální databáze je uveden evropský projekt SIESTA. Záznamy spánku jsou prováděny v **laboratořích spánku** za účelem objasnění některých poruch pro vyhodnocení subjektivních příznaků nespavosti a hypersomie (zvýšená spavost). Spánkové laboratoře jsou vybaveny na bázi hotelu. Pacient zde má pohodlné lůžko a další potřebné příslušenství. Somnolog připevní elektrody a senzory ke snímání biologických potenciálů na povrch těla a hlavy. Pacient je celou noc sledován a monitoruje se jeho dechová aktivita, saturace hemoglobinu kyslíkem, průtok vzduchu nosem a ústy, pohyby hrudníku a břicha a v neposlední řadě chrápání. Jsou také sledovány srdeční a mozkové potenciály, elektrokardiografie, encefalografie a elektrookulografie. Při vyšetření se používá videokamera a infračervené osvětlení za dozoru laboranta. Během nočního sledování je možné hodnotit další spánkové kvality – parasomie, insomnie, REM či NREM a jiné (Hendl a Dobrý, 2011). Biosignály odrážející neurofyziologické, respirační a srdeční aktivity jsou zaznamenávány během 8–10 hodin v noci. Během nahrávání jsou signály sledovány, což specializovaným pozorovatelům umožňuje věnovat pozornost pohybům, mluvení ze spánku nebo jiným událostem. Po dokončení záznamu jsou údaje vyhodnocovány odborníky na spánek pomocí předepsaných pravidel. Tato pravidla jsou založena především u elektroencefalografie (elektrická aktivita mozku), elektrookulografie (pohyby očí) a elektromyografie (funkce kosterního svalstva) (Yang a Hsu, 2010).

Další součástí detekce a monitorování spánku mohou být **monitory dechu**, které se zpravidla využívají v porodnicích a nemocnicích. Tyto monitory slouží ke sledování dechové a srdeční činnosti během spánku. Mezi základní vlastnosti těchto přístrojů patří vyhodnocení dechové a tepové frekvence včetně ukládání dat do paměti a nastavení hraničních hodnot. Při překročení těchto hodnot dochází ke spuštění zvukového či světelného alarmu. Monitory dechu obsahují snímače v podobě desek, náramků atd. Deskové zařízení je napájeno bateriemi a skládá se ze sensorické podložky, přípojovacího kabelu a vyhodnocovací jednotky. Uvnitř podložky je zabudovaný piezoelektrický snímač, který reaguje na tlak vytvořený dýchacími pohyby. Signál je veden vodícím kabelem do přístrojové jednotky, kde probíhá vlastní vyhodnocování získaných dat (Fendrychová a Borek, 2012).

2.1.3 Vybrané poruchy spánku

Od roku 1951 se v České republice poruchami spánku zabýval docent Roth. Zasloužil se o založení první spánkové laboratoře ve střední a východní Evropě. Od té doby se v našem státě zabývá spánkem a spánkovými poruchami mnoho specializovaných pracovišť (např. Fakultní nemocnice Brno Bohunice). Poruchy spánku se u dospělých osob vyskytují ve 4 % u mužů a ve 2 % u žen a u 30–70 % pacientů s kardiovaskulárním onemocněním. Výskyt poruch spánku u dětí se týká především těch, které trpí například plicní arteriální hypertenzí, Downovým syndromem či obezitou (Zeman, 2014).

Jedním ze syndromů, který lze do těchto poruch zařadit, je tzv. **syndrom spánkové apnoe**. Spánkovou apnoi je možné dělit na obstrukční (OSA), jejíž příčiny mají anatomický původ, a centrální (CSA), která je vyvolána poruchou v centrálním nervovém systému. Syndrom spánkové apnoe se zvyšuje na 5–10 % u lidí s věkem nad 50 let. Jedná se o chorobný stav, při kterém dochází k opakované, nekontrolované a krátkodobé zástavě dechu. Tato zástava dechu podle definice trvá 10 vteřin a opakuje se vícekrát než 5krát za 1 hodinu během spánku. Při obstrukční apnoi můžeme u pacienta pozorovat kolaps horních cest dýchacích a jejich zúžení, chrápání, lapání po dechu a časté buzení. Přerušovaný spánek může u postiženého vyvolávat pocity nedostatku spánku a psychické obtíže během dne. Při centrální, což je méně častý typ apnoe (méně než 10 % případů), dochází k úplnému vymizení dechových pohybů a krátkodobým zástavám dechu. Při spánku chybí v tomto případě vlastní aktivita nádechových svalů. Byl však pozorován i smíšený druh těchto apnoí, kde můžeme sledovat příznaky a potíže obou typů. Závažnost onemocnění se hodnotí podle počtu zástav dechu za 1 hodinu spánku (Zeman, 2014).

V patofyziologii se za příčiny tohoto syndromu považují abnormality horních cest dýchacích, vrozená zmenšená dolní čelist, zmenšení hltanu či snížené napětí svalů hltanu. Při nádechu dochází ke zmenšení prostoru patra a kořene jazyka (Pospíšilová, Šrám, Procházková, 2012). Toto zúžení vede ke kolapsu hltanu a poklesu saturace krve kyslíkem s následným vzestupem kysličníku uhličitého. Tyto nežádoucí procesy jsou doprovázeny chrápáním, zvýšeným úsilím obnovit dechovou aktivitu a mikroprobouzením (postižený si probouzení neuvědomuje) (Zeman, 2014).

Hlavním příznakem, který by nás měl upozornit na spánkovou apnoi, je již zmiňované chrápání během spánku a lapání po dechu. Po nekvalitním spánku má

pacient pocity nedostatečného vyspání, trpí nadměrnou denní spavostí, únavou a bolestí hlavy a také může během dne pociťovat suchost v ústech a krku, zhoršení paměti, trpí depresemi a v některých případech i poruchami potence. Mezi rizikové faktory OSA a CSA patří ischemická choroba srdeční, poruchy srdečního rytmu, srdeční selhání a cévní mozková příhoda. OSA je především spojována s obezitou a metabolickým syndromem. Také kardiovaskulární onemocnění mají 2–3x vyšší prevalenci lidé se spánkovou apnoí oproti zdravé populaci (Zeman, 2014).

Poruchy spánku se řeší na základě určené diagnózy. Diagnóza začíná vždy základními dotazy ohledně obtíží během spánku, které trápí pacienta samotného nebo také jeho blízké. Mezi příznaky se zařazuje chrápaní, lapání po dechu, neklidný spánek, zástava dechu, obtížné ranní probouzení, únava během dne, špatné soustředění či stres (Šonka, 2004). K přesnější identifikaci poruchy spánku se používají dotazníky a spánková architektura se určuje ve specializované spánkové laboratoři (kardiologie, neurologie). Doktoři využívají již zmiňovanou polysomnografii, která umožňuje přesnou detekci poruch spánku a také rozezná, zda se jedná o OSA nebo CSA (někdy i smíšený typ), či další typy spánkových poruch (Zeman, 2014).

Pokud dojde k prokázání spánkové apnoe, je doporučeno zahájit celkovou léčbu zahrnující režimová opatření. Cílem je ovlivnění rizikových faktorů (obezita, kouření, některé léky, hypnotika, sedativa, alkohol, spánek na zádech). Velký důraz je kladen na další onemocnění, která mohou s apnoí souviset (chronická obstrukční choroba plicní, plicní astma, vysoký krevní tlak). Konzervativní léčba se provádí pomocí speciálního přístroje podobnému brýlím. Přístroj zajistí pro pacienta trvalý mírný přetlak v dýchacích cestách během spánku, odstraní chrápaní a zástavu dechu. Tento vynález je znám od roku 1981. Skládá se z masky, která pokrývá nos i ústa, a je v ní zabudován expirační ventil umožňující spontánní výdech (Zeman, 2014).

Další možností léčby je chirurgický zákrok prováděný především u dětí. Spočívá v odstranění nosních a krčních mandlí, v plastice nosní přepážky, patrového čípku a v rekonstrukčním výkonu horní a dolní čelisti. Poslední možností při řešení tohoto problému je tzv. tracheotomie, kdy specialisté zajistí umělé vyústění průdušnice na povrch kůže lidského těla (Borzová, 2009). Spánková apnoe je vysokým rizikovým faktorem pro rozvoj kardiovaskulárních onemocnění. Je proto velmi nutná včasná diagnóza a případná léčba (Zeman, 2014).

Další zdravotní komplikací během spánku je tzv. **revmatoidní artritida**. Jedná se o systémové autoimunitní zánětlivé a chronické onemocnění, které považujeme za jednu

z hlavních příčin omezení pohybu v naší populaci. Jde o celosvětově rozšířenou chorobu postihující třikrát častěji ženy a přináší tak lidem různé komplikace (únava, poruchy spánku). Při únavě můžeme hovořit o zpomaleném vnímání, narušeném mluvení a snížené pozornosti. Tyto nežádoucí faktory by však nikdy neměly být přehlíženy a měly by se začít řešit s odborníky již od počátku onemocnění. Déle trvající únava může mít vliv na snížení pracovní výkonnosti, omezení volnočasových aktivit a narušení sociálních vztahů. Je proto nutné konkrétní problém řešit, prodiskutovat a odhalit příčiny. Možným a vhodným postupem je zlepšení organizace denního režimu, odstranění nevhodných návyků a utlumení bolesti pomocí relaxačních cvičení. S únavou blízce souvisí poruchy spánku (často u revmatoidních onemocnění). Potíže zahrnují časté buzení, vyšší mozkovou aktivitu během spánku, méně účinný spánek, bolest kloubů, fyzické nepohodlí, ztuhlost kloubů a svalů či psychické potíže (Kaas a Tóthová, 2014).

Spánek hraje významnou roli pro pacienty s revmatem, neboť spánková činnost zajišťuje zmírnění bolesti a celkové zlepšení psychického stavu. Při léčbě lze využívat farmakologických i nefarmakologických postupů (Hendl a Dobrý, 2011). Je také nezbytně nutné upravit spánkové návyky, změnit denní režim, upravit prostředí s využitím speciálních pomůcek zkvalitňující spánek a umožňují tak jeho zlepšení. Únava společně se spánkem může být velmi vážným problémem. Při celkovém vyčerpání dochází k negativnímu vnímání bolesti a poruše psychického stavu. Dlouhodobě narušený psychický stav vede k depresím, pocitům bezmoci a beznaděje. Je proto nutné řešit revmatoidní onemocnění společně s dalšími souvisejícími problémy a řešit je z hlediska medicíny či pomocí orientované ošetrovatelské péče s využitím nefarmakologických postupů (Kaas a Tóthová, 2014).

2.2 Srdeční aktivita během spánku a její monitorování

Srdeční frekvenci lze charakterizovat jako počet srdečních stahů za časovou jednotku (minutu). Zpravidla se dělí na klidovou, aktuální a maximální. Za optimální hodnoty u dospělého zdravého jedince se považuje 60–90 stahů za 1 minutu v závislosti na zdravotním stavu, fyzické a psychické kondici a průběhu dne. Srdeční frekvenci je možné odvodit z frekvence tepové. V případě tepové frekvence se jedná o tlakovou vlnu krve, která je způsobená vypuzením krve z levé komory srdce do aorty. Krev se dále

z aorty šíří do tepen po celém těle. Nejlépe hmatatelný tep je v místech, kde se tepny nacházejí v blízkosti povrchu těla (krkavice, vřetenní tepna, zápěstní tepna, pažní tepna, stehenní tepna) (Mourek, 2012). Činnost srdce je řízena prostřednictvím vegetativního nervového systému sympatiku a parasympatiku. Vlastní řídicí centrum je uloženo v mozgovém kmeni a prodloužené míše. Sympatické nervy vyvolávají zrychlení srdeční frekvence, navýšení srdeční kontrakce a zrychlení vedení vzruchů převodním systémem srdečním. Parasympatikus naopak srdeční činnost zpomaluje, snižuje hodnoty srdeční frekvence a zeslabuje srdeční kontrakce (Pospíšilová, Šrám, Procházková, 2012).

V lékařství a sportovním odvětví máme již mnoho variant pro detekci srdeční činnosti. Tato detekce je pro člověka důležitá z hlediska zajištění správné činnosti srdce a stavu celého organismu. Ještě před rozvojem elektrotechniky se pro měření tepové frekvence, ze které se dále odvozuje srdeční frekvence, využívalo změn tlaku krve. Tep se mohl nahmatat na zápěstí či poslouchat po přiložení ucha na hrudník. Vyšetření přímým poslechem bylo však nahrazeno tzv. stetoskopem (Bydžovský, 2017). Mezi nejčastěji používané snímače patří např. pletysmografické snímače (prokrvení tkáně), fotoelektrické snímače (světelná propustnost tkáně), piezoelektrické snímače (piezoelektrický jev) či mikrofónové snímače v podobě kardiotokeografu. Dnes se detekce srdeční aktivity hodnotí především z akustického signálu, ze změny tlaku krve, ze změny impedance, rychlosti proudění krve a EKG signálu (Langmeier, 2009).

EKG vyšetření je prováděno pomocí elektrod a vodivého gelu. Jednotlivé elektrody se pro jejich správné umístění na tělo pacienta barevně odlišují – žlutá (levá ruka), červená (pravá ruka), zelená (levá noha), černá zemnicí (pravá noha). EKG je nejčastěji měřeno v nemocnicích a ordinacích z důvodu potřeby správného umístění elektrod. Tato metoda je spolehlivá a přesná. (Kesper et al., 2012). V současné době však existuje mnoho dalších možností pro sledování srdeční frekvence, aniž bychom museli navštívit nemocniční či jiné zařízení. Jednou z variant je běžně dostupný snímač srdeční frekvence sporttester, který je propojený se dvěma elektrodami na hrudním páse. Nejčastější využití má u sportovců, jelikož je jeho použití velmi jednoduché a nijak neomezuje člověka v jeho pohybu. Nevýhodou tohoto přístroje oproti EKG je menší přesnost měření. Další možností pro měření srdeční frekvence je méně známý optický snímač zabudovaný přímo v hodinkách či pásu, který se připevní na tělo. Výhodou těchto přístrojů je možnost propojení s chytrými telefony v podobě aplikací (Benson a Connolly, 2012).

Důležitou roli v celém okruhu měření srdeční frekvence však hraje tzv. **analýza variability srdeční frekvence**. Variabilita srdeční frekvence (HRV) je změna v časových intervalech mezi každým úderem srdce. Tyto intervaly jsou nepravidelné a závisí na mnoha ovlivňujících faktorech (viz Příloha B Obrázek 2). Navýšení HRV vyvolává stres či nervozita a naopak pokles HRV například soustředění se (čtení, učení) a požívání alkoholu. Za hlavní faktor způsobující pokles HRV se považuje rostoucí věk (viz Příloha C Obrázek 3). K přesnému zhodnocení autonomní aktivity lidského organismu lze využít spektrální analýzu variability srdeční frekvence. Při této analýze variability srdeční frekvence lze zachytit a vyjádřit pomocí čísel regulační vlivy kardiálního autonomního nervového systému. Dysfunkce autonomního nervového systému je považována jako jedna z významných součástí řad patologických stavů centrální a periferní nervové soustavy. Současné metody k vyhodnocování jednotlivých funkcí však neumožňují detailněji odlišit vliv sympatické a parasympatické složky na kardiovaskulární systém (Benson a Connolly, 2012).

Variabilitu srdeční frekvence můžeme rozlišovat na frekvenční a časovou oblast. Z pohledu zpracování analýzy EKG signálu je časová oblast oproti frekvenční jednodušší. Důležitým krokem v **časové oblasti** je určení časové polohy QRS komplexů v EKG signálu, ze které se odvozují RR intervaly nebo okamžitá srdeční frekvence (Vyskočilová, 2011). Následně se z těchto dat určují maxima a minima či průměry v jednotlivých denních obdobích. Základní metody pro zpracování EKG signálu v časové oblasti jsou statistické a geometrické. Statistická metoda se používá u signálů s větší délkou a nižší vzorkovací frekvencí. Tento postup umožňuje porovnání HRV s činnostmi vykonávanými v průběhu celého dne. Pro přesnou specifikaci této oblasti se používá tzv. **SDSD** výpočet. Pro SDSD je typická závislost hodnoty na době záznamu. Standardní odchylku RR intervalů lze definovat jako:

$$SDSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (|RR_i - RR_{i+1}| - \overline{RRdif})^2}, \quad \text{Rovnice 1 (Zemánek, 2013)}$$

kde N celkový součet všech RR intervalů a \overline{RRdif} je popsán následující rovnicí:

$$\overline{RRdif} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (|RR_i - RR_{i+1}|). \quad \text{Rovnice 2 (Zemánek, 2013).}$$

Spektrální analýza signálu EKG je elektrofyziologická metoda, která je založena na reaktivitě autonomního nervového systému a propojena tak s **frekvenční oblastí HRV**. Spektrální analýza se používá u krátkodobých záznamů v řádech několika minut. Díky této analýze jsme schopni získat informaci o tom, jak je rozdělen spektrální výkon v závislosti na frekvenci. Mezi jednotlivé postupy patří detekce QRS komplexu, určený časového intervalu RR a převedení signálu do spektrální oblasti (Vyskočilová, 2011). Spektrální analýzu lze získat parametrických výpočtem (srovnání hodnot signálu a metod opožděných s určitou periodou) nebo neparametrickým (rozložení vstupního signálu pomocí Fourierovy transformace na součet periodických funkcí s rozdílnou frekvencí) (Zemánek, 2013).

Spektrální analýza srdeční variability srdeční frekvence je jednou ze spolehlivých metod. Podstatou této analýzy je ukázat kolísání mezi kardiovaskulárními funkcemi současně s různými rytmy, které mají odlišný fyziologický význam (Zemánek, 2013). Jednotlivé frekvence je možné rozdělit do čtyř pásem, z nichž nejvýznamnější je nízkofrekvenční (lowfrequency) v rozsahu 0,04–0,15 Hz. Dalším významným pásmem je vysokofrekvenční (highfrequency) v rozsahu 0,15–0,40 Hz. Zbývá dvě frekvenční pásma jsou ultranízkofrekvenční (ultra lowfrequency) a velmi nízkofrekvenční (very lowfrequency) s rozsahem 0,0033–0,04 Hz. Pásma ultranízkofrekvenční a velmi nízkofrekvenční se však moc často nezohledňují. Při vyšetření spektrální analýzy srdeční frekvence se také hodnotí kolísání srdeční frekvence na jednotlivých frekvencích (výkonová spektrální hustota). Součet těchto hustot na všech frekvencích určitého frekvenčního pásma si lze představit jako plochu pod křivkou. Nejčastěji vyhodnocenými parametry bývají spektrální výkon nízkofrekvenčního pásma, spektrální výkon vysokofrekvenčního pásma, jejich poměr a také součet (Schulz, 2008).

Variabilita srdeční frekvence se vyhodnocuje v klidovém stavu či za standardních podmínek. Tento proces je však zcela vždy ovlivněn řadou patologických stavů, farmakologických vlivů a fyziologických dějů. Tato vyšetření se provádějí v České i Slovenské republice, avšak doposud existuje v naší literatuře pouze minimum dat použitelných pro vyhodnocení populace. Do podrobnější studie spektrální analýzy variability srdeční frekvence bylo zařazeno 167 zdravých dobrovolníků (90 žen, 77 mužů, medián věku 44 let, rozmezí věku 20–80 let). Dobrovolníci nesměli mít žádné z vylučujících kritérií, mezi něž spadají například, klinické symptomy, objektivní známky polyneuropatie, lyneuropatie, riziková konzumace alkoholu, kardiovaskulární

onemocnění, pravidelné užívání medikace s vlivem na srdeční frekvenci či na autonomní systém, psychická zátěž, stres, spánková deprivace a další z mnoha nežádoucích faktorů. Testování variability srdeční frekvence bylo u všech dobrovolníků prováděno krátkodobě v dopoledních hodinách a to za standardizovaných podmínek (klidné prostředí bez rušivých signálů). U každého pacienta byla následně provedena zkouška leh-stoj-leh v časovém rozmezí pěti minut. Pro analýzu byl použit telemetrický diagnostický systém VarCor PF 7 (Diemagroup, Olomouc, Česká republika), který slouží ke zpracování dat srdeční frekvence rychlou Fourierovou transformací (Vyskočilová, 2011). Byla sledována dvě hlavní frekvenční pásma (nízkofrekvenční a vysokofrekvenční). Následně byl vyhodnocen vliv věku a pohlaví na získané parametry. K přehlednému rozložení hodnot ze zpracování dat byla použita sumární statistika (medián a kvantily). Pro popis rozložení hodnot byla současně použita i statistika parametrická (průměr a směrodatná odchylka) (Xie, 2016).

Hlavním výstupem dané studie je definice dat základních testovaných parametrů. Je nutné zohlednit vysoký pokles hodnot spektrálního výkonu s věkem. Vliv pohlaví je však pro většinu základních parametrů méně jednoznačný. Spektrální analýza variability srdeční frekvence umožňuje podrobněji zhodnotit autonomní pozměňování kardiiovaskulárního systému. Tato metoda je za posledních pár let velmi často využívána a nezbytná v oblasti kardiologie, neurologie a sportovní medicíny (Benson a Connolly, 2012) (Schulz, 2008).

2.3 Pohybová aktivita během spánku

Ze současných studií je velmi dobře známo, že během spánku ustává volní pohyb a významně dochází k poklesu mimovolních pohybů kosterního svalstva s výjimkou dýchacích svalů. Detekce pohybové aktivity je dnes hojně využívána v lékařství a to hlavně pro klinické účely. Pro správnou klasifikaci systému, který se týká právě pohybu během spánku, je nutné především zohlednění latence (zpoždění mezi změnou pohybu), přesnosti v podobě nejvyšší možné maximální chyby vzniklé při snímání, obnovovací frekvence (počet změřených poloh během jedné sekundy) a v neposlední řadě rozptylu hodnot (kolísání hodnot na výstupu). (Dimon, 2009). Systémy pro snímání pohybu lze dělit celkem na čtyři skupiny. Jedním se systémů je mechanický, jehož princip spočívá v použití umělé kostry. Systémem pro snímání

pohybu je i tzv. magnetický, který pracuje s elektromagnetickým polem. Další skupinou jsou inerční systémy zahrnující například gyroskopy, akcelerometry. Poslední možností jsou často využívané optické systémy pracující s kamerami. Všechny uvedené skupiny lze vzájemně kombinovat v závislosti na potřebách k účelu snímání. Jejich použití je nejčastěji ve spánkových laboratořích a specializovaných centrech zabývajících se spánkem a poruchami spánku. (Rosenhahn, Klette, Metaxas, 2010).

Z předešlých studií je dokázáno, že nejvíce pohybů celého organismu obohacených o zdání snů se odehrává při probouzení a v NREM fázi (Seidl, 2015). Do těchto pohybů se řadí například dýchací pohyby hrudníku, skřípání zubů (bruxismus) v důsledku dlouhodobé nervozity a stresu, patologické pohyby celého těla i samotných končetin (Torabi-Nami, Mehrabi, Derman, 2016). S výjimkou bruxismu jsou všechny tyto pohyby zcela přirozené a nezbytně nutné pro kvalitní spánek, avšak jejich nadměrné množství může vykazovat až ve 25 % případech určitou poruchu lidského organismu, kterou je nezbytné řešit s odborníky ve specializovaných pracovištích. Například dýchací pohyby hrudníku charakterizují činnost a správnou funkčnost dýchacích svalů. Tyto pohyby znikají v důsledku změn tlaku uvnitř samotného hrudníku. Dají se kontrolovat pomocí monitorů dechu a používají se převážně u malých dětí na novorozeneckých odděleních (Šonka, 2004).

Dalšími pohyby jsou tzv. periodické pohyby nohou během spánku související úzce s kvalitou spánku, k nimž se v klinické medicíně přiřazuje i syndrom neklidných nohou. Pohybové poruchy související se spánkem by měla být podle studií odlišovány od parasomnií a poruch spánku jako takových. Polysomnografie je jednou z osvědčených vyšetřovacích metod pro kvalifikaci možných pohybových poruch během spánku (Šonka, 2004). Již předešlé studie se zabývaly například poruchami pohybu nohou během spánku, bruxismes (skřípání zubů), poruchami rytmického pohybu, syndromem neklidných nohou či noční křečí nohou. Periodická porucha pohybu paže v režimu spánku je méně diskutovaným tématem a není standardní součástí polysomnografie, naopak klinické jevy jako již například zmiňovaný syndrom neklidných nohou či periodické pohyby nohou během spánku jsou často řešenými tématy v medicíně (Torabi-Nami, Mehrabi, Derman, 2016).

Během spánku dochází k pravidelným pohybům končetin. V první polovině noci jsou zpravidla více aktivnější horní končetiny a ve druhé polovině se k pohybům horních končetin přidávají i pohyby končetin dolních. Zajímavostí této problematiky je menší pohybová výraznost rukou oproti nohám během průběhu noci. Všechna tato fakta

a informace ze studií z předešlých let nás utvrzují v tom, že během spánku dochází k několika různým pohybům. Tyto pohyby mohou být přirozené a jsou pro lidský organismus prospěšné (například z důvodu možného výskytu proleženin či křečí) (Schulz, 2008). Některé pohyby vyskytující se během spánku jsou naopak nežádoucí. Je to například zmiňovaný bruxismus, při kterém dochází k abrazi zubů (ztráta zubních tkání mechanickým obrušováním), či další nežádoucí pohyby se spánkem spojené, které ve značné míře ohrožují fyzický i psychický stav člověka. Další součástí týkající se pohybu při spánku jsou pohyby malých dětí, u kterých je možné pozorovat proces přemisťování po celé posteli. Lze tím říci, že během spánku dochází k pohybům celého těla, které vznikají souhrou několika výše zmiňovaných pohybů. Důležitou otázkou tedy je, jak se chová lidské tělo v případě, kdy se člověk nehýbe a spí nebo bdí, proč dochází během spánku k pohybům celého těla, z jakého důvodu k těmto pohybům dochází a proč tyto pohyby vlastně sledovat (Kesper et al., 2012).

3 Výzkumná část

3.1 Cíle a výzkumné předpoklady

Hlavním cílem práce bylo na základě syntézy aktuálních poznatků a vlastních empirických šetření zjistit, jaká je srdeční a pohybová aktivita člověka během spánkové činnosti. V souvislosti s hlavními cíli byly navrženy následující dílčí úkoly:

- 1) Vytvořit souhrn aktuálních poznatků z oblasti srdeční a pohybové aktivity během spánkové činnosti.
- 2) Zrealizovat vlastní empirické šetření zaměřené na korelaci srdeční a pohybové aktivity během spánkové činnosti.
- 3) Stanovit vhodnou metodu detekce srdeční a pohybové aktivity během spánkové činnosti.

Do výzkumných předpokladů týkajících se srdeční a pohybové aktivity lidského těla během spánkové činnosti byly navrženy následující otázky:

- 1) Jaká je variabilita srdeční frekvence (HRV) člověka během spánkové činnosti?
- 2) Jaká je pohybová aktivita lidského těla během spánkové činnosti?
- 3) Koreluje variabilita srdeční frekvence (HRV) člověka s jeho pohybovou aktivitou celého těla během spánku?

3.2 Metodika výzkumu

3.2.1 Charakteristika výzkumného souboru

Pro měření v praktické části bakalářské práce bylo vybráno osm vysokoškolských studentů, kteří byli řádně a dostatečně seznámeni s informací o tom, že výzkum bude

prováděn neinvazivní metodou v domácím prostředí. Studenti museli věnovat pozornost předem připravenému instruktážnímu postupu, který byl sestaven konkrétně pro tento typ měření (viz Příloha J Dodatek k protokolu o provádění výzkumu).

Na základě různorodého výběru výzkumného souboru bylo snahou dokázat, že právě různorodost měřených subjektů nehraje pro výzkum týkající se korelační závislosti mezi srdeční a pohybovou aktivitou během spánku zásadní roli, a výsledky lze replikovat na jakoukoliv jinou skupinu zkoumaných jedinců.

Tab. 1 Základní informace o měřeném vzorku (Doleček, Středa, Cajthamlová, 2013)

	Věk (roky)	Váha (kg)	Výška (cm)	BMI (kg/m ²)	Kategorie BMI
1. proband	22	52	163	19,6	norma
2. proband	22	50	161	19,3	norma
3. proband	22	82	192	22,2	norma
4. proband	23	74	178	23,4	norma
5. proband	22	86	192	23,3	norma
6. proband	22	75	182	22,6	norma
7. proband	22	82	177	26,2	nadváha
8. proband	22	50	165	18,4	podváha
průměr	22,1	68,9	176,3	21,9	norma
směrodatná odchylka	0,3	14,6	11,6	2,4	X
minimum, maximum	min 22, max 23	min 50, max 86	min 161, max 192	min 18,37, max 26,17	X

Z tabulky lze vyčíst základní informace o měřeném vzorku. Měření se zúčastnilo celkem 8 subjektů (vysokoškolských studentů) ve věku 22–23 let. Z váhy a výšky byl vypočítán tzv. body mass index používaný jako indikátor podváhy, normální tělesné hmotnosti, nadváhy a obezity (Doleček, Středa, Cajthamlová, 2013). Z jeho výpočtu je zřejmé, že 80 % výzkumného souboru je v normě, 10 % tvoří podváhu a 10 % nadváhu. Po zprůměrování, zjištění směrodatné odchylky, maxima a minima jednotlivých hodnot váhy, výšky a BMI měřených jedinců vyplývá, že jednotlivé subjekty se nijak výrazně nelišily a zároveň nevykazovaly žádné společné rysy.

3.2.2 Charakteristika výzkumných metod

K měření pohybové aktivity během spánkové činnosti byl použit přístroj **modul CarSeat NiTi**. Jedná se o rozhraní mezi počítačem a čidlem na určitý senzor. První verze modulu zaznamenává signály až z 8 kanálů snímačů Niti. Obsahuje trimry (nastavitelný rezistor), což jsou pasivní elektronické součástky pro kompenzaci tolerance senzoru NiTi. Doposud byly vyrobeny celkem tři kusy. Mezi hlavní vlastnosti hardwaru se řadí napájení, modul mikrokontroléru, komunikační rozhraní (zařízení USB), JTAG programovací a ladicí konektor. Vyhrazený diagnostický software zajišťuje přístroji diagnostiku/zachycování dat, schopnost vizualizace dat z čidel NiTi v podobě grafů a tabulek. Pro měření je u tohoto systému použita verze snímací elektroniky „Skoda1“. Tato verze byla původně vyvinuta pro měření v laboratořích a v automobilu. Data jsou postupně ukládána do paměti počítače a následně dochází k jejich zpracování pomocí speciálního měřicího systému. Pro zachytávání dat se využívá snímač Ladder. Tento snímač má za úkol přeměnu elektrického odporu NiTi čidla na odpovídající napětíovou úroveň. Tato napětíová úroveň musí být vzorkována (vzorkovací kmitočet je 25 sample/s). Snímač má vlastní elektrický odpor 180 Ω . Pomocí analogově-číslicového převodníku dochází k převodu na 13bitový číselný údaj (0 až 8191). Data jsou počítána a průměrována po dvě periody síťového napětí. Průměrování je nutné provádět kvůli možnému výskytu rušivých signálů. Miniaturní deska modul SteerWheelMicro snímá signály z 9 kanálů snímačů Niti a teploty z možného termistoru NTC. Kompenzace tolerance senzoru NiTi je řešena vestavěným digitálně-analogovým počítačem. Příkazy pro zadávání dat a nastavení jsou odesílány přes 3.3V-UART signály (více viz Příloha A Technické parametry přístroje CarSeat NiTi).

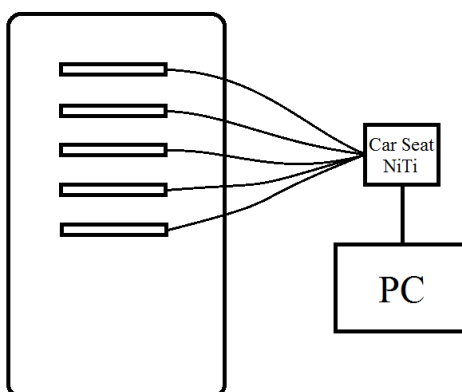
Pro měření srdeční aktivity během spánkové činnosti byl použit **měřicí přístroj tepové frekvence (sporttester)**, který je vyroben na základě poznatků z elektrotechniky a medicíny, zejména funkční diagnostiky a fyziologie lidského těla. Skládá se ze tří základních součástí – náramkový přijímač pro příjem a vyhodnocení naměřených údajů, který si uživatel nasadí na ruku jako běžné náramkové hodinky, kódovaný vysílač WearLink se zabudovanými elektrodami pro přenos signálu na frekvenci 2,4 GHz (pro odolnosti proti vnějšímu rušení) a elastický popruh s elektrodami pro snímání signálu tepové frekvence ze srdce na principu EKG. Elektrody u vysílači WearLink snímají údaje o tepové frekvenci přímo z hrudníku a vysílač je posílá do vzdálenosti

až 15 metrů. Konkrétně u tohoto druhu měření bylo použito měření tep po tepu (tzv. R–R interval). Plošné elektrody se před použitím musí navlhčit na vnitřní straně vysílače (pro lepší snímání hodnot) a pečlivě je přitisknout na pokožku hrudníku.

Jednou z funkcí zmiňovaného přístroje je možnost nastavitelných parametrů, mezi které patří možná doba měření (99 hodin 59 minut), limity tepové frekvence (15–240 tepů/min), maximum uložených záznamů (99) a celková doba záznamu (9 999 hodin). Za důležité technické údaje se považuje provozní teplota (-10°C až +50°C), přesnost hodin (asi 0,5 vteřiny/den), přesnost měření tepové frekvence (asi 1% nebo 1 tep/min) a také rozsah měření tepové frekvence (15–240 tepů/min).

3.2.3 Charakteristika sběru dat

Pro sběr dat k vytvoření praktické části byl nutný výběr výzkumného vzorku. Tento výběr proběhl čistě náhodně. Do měření se zapojilo celkem 8 vysokoškolských studentů, kteří byli podrobně seznámeni s postupem a vlastnostmi měření. Studenti byli informováni o tom, že jde o neinvazivní (nepronikající dovnitř organismu) metodu s možností opuštění lůžka a minimální časovou náročností, jelikož samotné měření probíhalo v noci během spánku. Nutnou součástí při sběru dat bylo důkladné připravení a správné rozmístění celkem pěti senzorů předem připraveného přístroje pro snímání pohybové aktivity pod matrací postele měřeného subjektu. Pro vytvoření výsledných grafů korelační závislosti byly však použity výsledky z 1–3 senzorů v závislosti na tom, jak daný subjekt během měření ležel.



Obr. 1 Rozmístění senzorů pod matrací a princip zapojení zařízení CarSeat NiTi

Zdroj: vlastní

Dalším postupem měření bylo důkladné vydezinfikování, navlhčení a nasazení snímací elektrody sporttesteru kolem hrudníku na výrobcem určené místo. Pokud byly splněny všechny tyto požadavky a student se rozhodl jít spát, přišlo na řadu současné spuštění obou přístrojů a záznam času jejich spuštění (případný zápis času opuštění lůžka během měření, např. při odchodu na toaletu aj.). Po samotném měření, které by mělo z předložených instrukcí trvat minimálně 5 hodin, měl každý student za úkol vypnout oba přístroje a čas vypnutí opět zaznamenat.

3.2.4 Charakteristika statistického zpracování dat

V rámci popisných statistik byl zvolen vzhledem k charakteru detekovaných dat a počtu probandů neparametrický způsob zpracování. Ukazatelem střední hodnoty příslušného souboru byl určen medián. Za ukazatele rozptylu hodnot bylo vybráno interkvartilové rozpětí a minimum a maximum daného souboru dat.

Variabilita srdeční frekvence byla stanovena podle rovnice 1. Stejný způsob výpočtu byl použit i pro stanovení variability pohybové aktivity z NiTi snímačů. Vzhledem k charakteru signálu (rozsah v řádech 10^0 – 10^3 jednotek), který byl detekován, byla hodnota SDSD v daném čase stanovena z absolutní hodnoty rozdílu dekadických logaritmů dvou po sobě jdoucích hodnot detekovaného signálu.

Korelační závislost mezi variabilitou srdeční frekvence a variabilitou pohybové aktivity byla stanovena následujícím postupem. Nejprve byly oba signály časově synchronizovány a byla sjednocena frekvence záznamu po jedné sekundě. Následně bylo vytvořeno plovoucí 3min okno, v rámci kterého byl napočítán příslušný Pearsonův korelační koeficient R . V rámci celého signálu byla tímto způsobem zjištěna korelační funkce R_{xy} a také celková podobnost obou signálů, viz dále.

Zhodnocení záznamu korelační funkce R_{xy} bylo provedeno pomocí popisných neparametrických statistik, viz výše. Podobnost signálů pak byla stanovena následovně. Nejprve byl určen medián a mezikvartilové rozpětí z celých SDSD signálů (zvlášť pro srdeční frekvenci, zvlášť pro pohybovou aktivitu). Dále byla každé hodnotě x_i z daného signálu přiřazena celočíselná hodnota m :

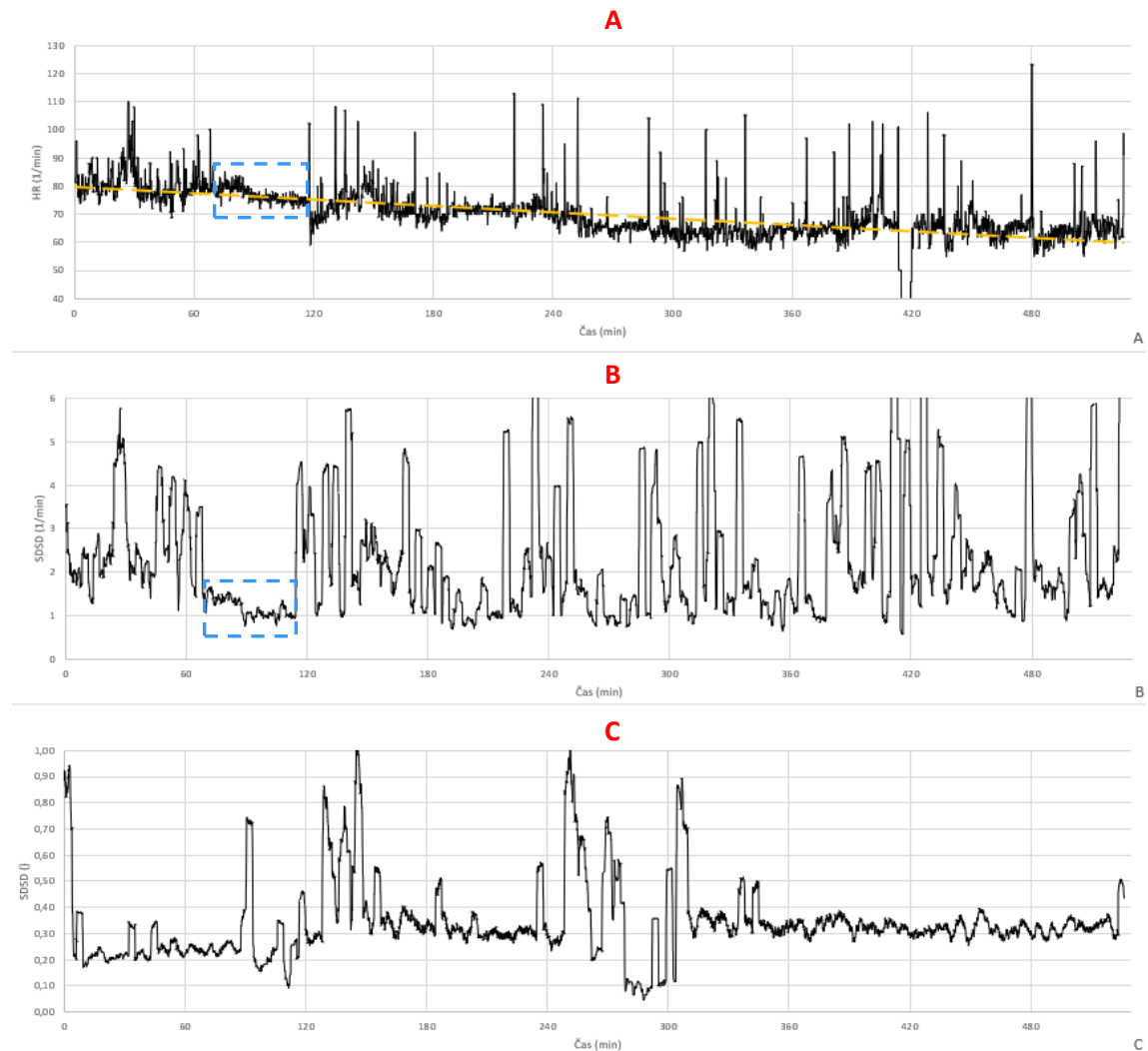
$$\begin{aligned} m &= 0, & \text{pokud } x_i < x_{Q25} & \quad (x_{Q25} - 1. \text{ kvartil}), \\ m &= 1, & \text{pokud } x_i \in \text{mezikvartilové rozpětí celého signálu}, \\ m &= 2, & \text{pokud } x_i > x_{Q75} & \quad (x_{Q75} - 3. \text{ kvartil}). \end{aligned}$$

Následně byla vypočítána podobnost obou signálů jako procento shodných hodnot (v příslušném čase) $m \in \{0, 1, 2\}$ v obou signálech.

3.3 Analýza výzkumných dat

Ke správné analýze výzkumných dat bylo nutné zajistit skupinu měřených probandů. Na základě měření byla data z měřicího modulu CarSeat NiTi a měřiče tepové frekvence sporttesteru shromážděna do jednotné tabulky. Přístroj pro měření pohybu zaznamenával 25 hodnot za 1 sekundu a sporttester pouze 1 hodnotu za 1 sekundu. Z tohoto důvodu musela být data sladěna tak, aby odpovídala jejich vzájemná vzorkovací frekvence. Z hodnot srdeční frekvence byly zjištěny hodnoty variability srdeční frekvence (HRV). Pomocí všech hodnot byl pro každého probanda vytvořen soubor obsahující tři grafy. Graf **A** vyjadřuje záznam hodnot srdeční frekvence, graf **B** záznam variability srdeční frekvence v absolutní hodnotě a graf **C** vyjadřuje změnu ze senzoru pohybu.

1. proband:

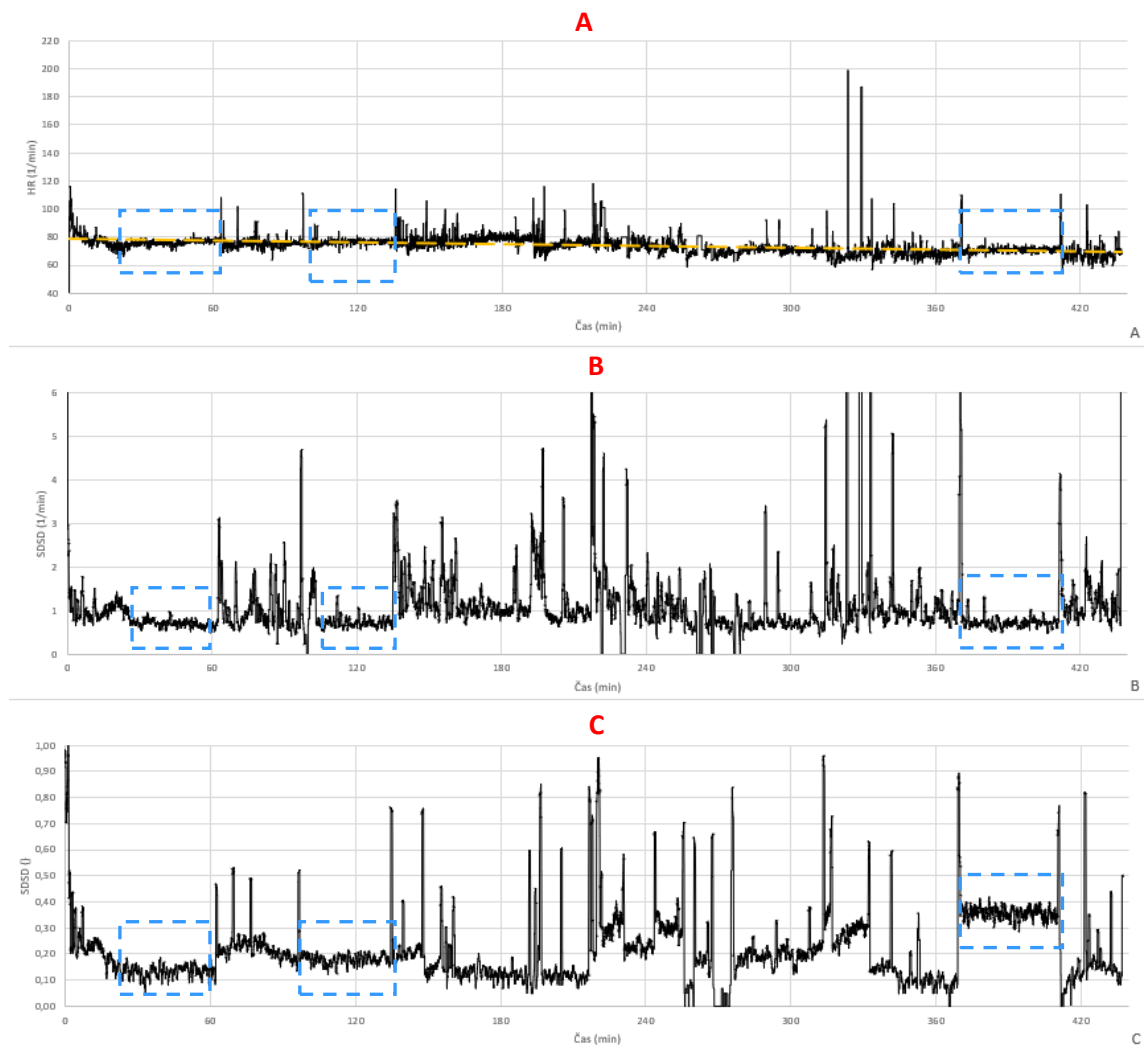


Graf 1 1. proband

Zdroj: vlastní

V souhrnném grafu prvního probanda znázorňuje graf **A** záznam srdeční frekvence v průběhu celého měření. Žlutá lineární přímka ukazuje tzv. klesající trend, což znamená, že u prvního měřeného subjektu docházelo během noci k postupnému poklesu srdeční frekvence. Graf **B** ukazuje záznam variability srdeční frekvence (HRV) v absolutní hodnotě. Z hlediska variability srdeční frekvence se v tomto grafu vyskytují oblasti s nižší i vyšší variabilitou. Mírné ustálení srdeční frekvence a její variability lze pozorovat v modrých obdélníčkách cca 1 hodinu po začátku měření. Graf **C** představuje změnu senzoru pohybu (SDSD), která je stejně jako HRV vyjádřena v absolutní hodnotě. Z grafů **A**, **B** a **C** je zřejmé, že jsou určité oblasti srdeční a pohybové aktivity během spánku, které mezi sebou vzájemně korelují, kde v případě prvního měření mají tyto dva děje 42% podobnost (viz Souhrnné výsledky měření).

6. proband:



Graf 2 6. proband

Zdroj: vlastní

V souhrnném grafu šestého probanda znázorňuje graf **A** záznam srdeční frekvence v průběhu noci. Žlutá přímka také vyjadřuje postupný pokles srdeční frekvence, avšak při tomto měření není pokles hodnot tak znatelný jako u měření prvního. Rozdílná strmost lineárních přímek u obou měření může být způsobena například různou vahou měřených subjektů. Z hlediska variability srdeční frekvence se v tomto grafu stejně jako v prvním měření vyskytují oblasti s nižší i vyšší variabilitou. Z modrých obdélníků lze však zjistit, že při tomto měření došlo k ustálení srdeční frekvence, variabilitě srdeční frekvence a pohybu hned několikrát. Z grafů **A**, **B** a **C** je opět zřejmé, že jsou určité oblasti srdeční a pohybové aktivity během spánku, které mezi sebou vzájemně korelují. U šestého probanda se hodnoty shodují na základě korelační analýzy ve 35% podobnosti (viz Souhrnné výsledky měření).

Souhrnné výsledky měření:

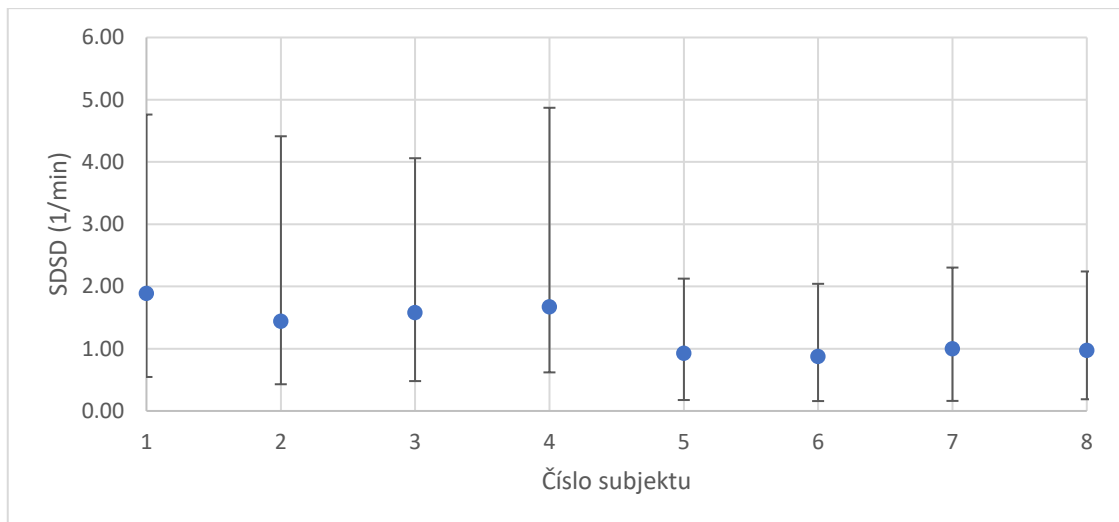
Tab. 2 Hodnoty kvantilového rozdělení variability srdeční aktivity

Zdroj: vlastní

SDSD HRV						
	Q50 (1/min)	Q25 (1/min)	Q75 (1/min)	Q75-Q25 (1/min)	min	max
1. proband	1,89	1,34	2,87	1,53	0,59	15,83
2. proband	1,44	1,01	2,97	1,96	0,66	15,64
3. proband	1,58	1,10	2,48	1,38	0,00	11,65
4. proband	1,67	1,05	3,20	2,15	0,54	11,17
5. proband	0,93	0,75	1,20	0,44	0,00	24,51
6. proband	0,87	0,72	1,17	0,45	0,00	30,13
7. proband	1,00	0,84	1,30	0,47	0,00	31,85
8. proband	0,97	0,78	1,27	0,48	0,00	33,14
medián	1,22	0,93	1,89	0,93	0,00	20,17
Q75-Q25	0,64	0,29	1,65	1,18	0,56	15,92

V tabulce 2 nám mezikvartilové rozpětí určuje rozpětí pro středních 50 % hodnot. Díky tomu jsme schopni lépe určit rozpětí námi sledovaných hodnot. Krajní hodnoty, které se nacházejí pod Q25 (resp. nad Q75), jsou obvykle nežádoucí artefakty. Toto chování lze vidět při porovnání, kdy maximální hodnoty nabývají hodnot od cca 11,5 do 33. Mezikvartilové rozpětí se pohybuje cca mezi 0,5–2 (1/min). To znamená, že například hodnota 30,13 nebude v našem oboru sledovaných hodnot, a bude se s největší pravděpodobností jednat o artefakt.

Q_x jsou jednotlivé kvantily, což znamená, že X % hodnot je pod touto hranicí. Q25 tedy značí hodnotu, pod níž se nachází 25 % hodnot. Stejný princip platí i u Q50 a Q75. Q25 se nazývá dolní kvartil, Q75 horní kvartil a Q50 lze nazvat jako medián (střední kvartil). Mezikvartilové rozpětí Q75–Q25 tvoří oblast výskytu většiny hodnot. Toto rozpětí se používá například k odstranění šumu či jiných artefaktů.



Graf 3 Střední hodnota variability srdeční frekvence pro jednotlivé subjekty

Zdroj: vlastní

V grafu 3 lze vidět vývoj střední hodnoty variability srdeční frekvence u jednotlivých měřených subjektů. U všech osob se tato hodnota pohybovala mezi 1 až 2 za 1 minutu, což může být způsobeno při naměření například 40 tepů za 1 minutu a v minutě následující o jeden tep méně/více. Z grafu je také patrné, že vlivem spánkového režimu dochází spíše k nárůstu variability srdeční frekvence, a to hlavně u prvních 4 měřených subjektů. Tento nárůst je v grafech vidět právě v souvislosti s pohybem.

Tab. 3 Korelace variability srdeční frekvence a pohybové aktivity

Zdroj: vlastní

Korelace variability srdeční frekvence a pohybové aktivity						
	Rxy					podobnost (%)
	Q50 ()	Q25 ()	Q75 ()	min ()	max ()	
1. měření	0,10	-0,40	0,52	-0,97	1,00	42
2. měření	0,06	-0,41	0,54	-0,95	0,99	38
3. měření	0,00	-0,50	0,48	-0,98	1,00	41
4. měření	-0,12	-0,55	0,42	-0,98	1,00	40
5. měření	0,04	-0,46	0,50	-0,98	0,99	40
6. měření	-0,06	-0,51	0,45	-0,99	0,96	35
7. měření	0,02	-0,44	0,45	-0,97	0,98	49
8. měření	-0,01	-0,46	0,47	-0,97	0,97	47
medián	0,01	-0,46	0,47	-0,98	0,99	41
Q75-Q25	0,06	0,06	0,05	0,02	0,02	4

V tabulce 3 je pro vyhodnocení korelace využito tzv. Pearsonova korelačního koeficientu ρ . Ten nabývá hodnot od -1 až do 1 a vyjadřuje míru nezávislosti mezi signály. Při nulové hodnotě mezi jednotlivými signály není žádná závislost, což znamená, že signály jsou nezávislé. Pokud je výsledek jiný než 0, pak dochází k nárůstu hodnot obou signálů (je-li $\rho > 0$). Pokud je $\rho < 0$, pak dochází k nárůstu hodnot jednoho signálu se současným poklesem hodnot signálu druhého (za předpokladu hodnot od -1 do 0). Hodnoty ve sloupcích minima a maxima říkají, že dochází k oběma situacím. Výsledkem tedy je, že u přibližně 40 % měřených signálů dochází k určité podobnosti hodnot. Zbýlých 60 % může mít například metabolické artefakty, výpadek v průběhu měření aj.

Stejně jako ve druhé tabulce je zde využito jednotlivé kvantilů Q_x , což opět znamená, že X % hodnot je pod touto hranicí. Q25 opět značí hodnotu, pod níž se nachází 25 % hodnot. Stejný princip platí také u Q50 a Q75. Mezikvartilové rozpětí Q75–Q25 tvoří oblast výskytu většiny hodnot. Minimum a maximum určuje na základě porovnávání jednotlivých parametrů nejnižší a nejvyšší dosažené hodnoty z parametrů vstupních.

3.4 Analýza výzkumných cílů, předpokladů a diskuze

Prvním cílem této bakalářské práce bylo vytvořit souhrn aktuálních poznatků z oblasti srdeční a pohybové aktivity během spánkové činnosti. Po shromáždění a prostudování potřebných materiálů, které se týkaly daného tématu z oblasti srdeční a pohybové aktivity během spánkové činnosti, byl první cíl splněn formou zpracování teoretické části. Teoretická část obsahuje kapitoly související se spánkem, srdeční aktivitou během spánku včetně monitorování a také pohybovou aktivitou během spánku. Druhým cílem práce byla samotná realizace vlastního empirického šetření zaměřeného na korelaci srdeční a pohybové aktivity během spánkové činnosti. Na základě tohoto postupu byla stanovena vhodná metoda detekce srdeční a pohybové aktivity během spánkové činnosti. Metoda se skládala z použití dvou měřících přístrojů. Jedním z nich byl přístroj pro snímání pohybové aktivity CarSeat NiTi. Jako druhý přístroj při stanovení vhodné detekce byl zvolen měřicí přístroj tepové frekvence sporttester.

Prvním navrženou otázkou v rámci výzkumných předpokladů bylo, jaká je variabilita srdeční frekvence (HRV) člověka během spánkové činnosti. Na základě vytvoření teoretické a praktické části této práce se dá zodpovědět, že variabilita srdeční frekvence během spánkové činnosti je velmi proměnlivá v závislosti na fázi spánku, kvalitě spánku a celkovém fyzickém a psychickém stavu daného jedince. Druhým výzkumným předpokladem bylo zjistit, jaká je pohybová aktivita člověka během spánkové činnosti. Díky předešlým studiím a naměřeným hodnotám pomocí modulu CarSeat NiTi bylo dokázáno, že během spánku dochází k několika různým pohybům. Do těchto pohybů spadají pohyby žádoucí, avšak prokázány byly i pohyby nežádoucí. Pohybová aktivita lidského těla během spánkové činnosti je podobně jako srdeční aktivita závislá na několika faktorech. Mezi tyto faktory se řadí opět fáze spánku či celkový fyzický a psychický stav daného jedince (v našem případě měřeného subjektu). Posledním úkolem bylo zjistit, zda koreluje variabilita srdeční frekvence (HRV) člověka s jeho pohybovou aktivitou během spánku. Pomocí naměřených hodnot z obou přístrojů byla shromážděna data, vytvořeny grafy rozdílů tepové frekvence a aktivních senzorů a v neposlední řadě byla zpracována korelační analýza mezi těmito hodnotami. Díky správně zvolenému postupu bylo možné dokázat, že mezi variabilitou srdeční frekvence a pohybovou aktivitou během spánku existuje určitá korelační závislost, jejíž podobnost se po zprůměrování jednotlivých měření pohybuje okolo 41 %. Výsledky práce jsou v souladu s předpoklady.

4 Návrh doporučení pro praxi

Mezi hlavní komplikace týkající se využití pro praxi považují dle vlastních poznatků a zkušeností nutnost použití dvou různých měřících zařízení, s čímž souvisí rozdílné snímání hodnot a také rozdílné výstupy. Různorodé snímání dat spočívalo zejména v odlišné snímkovací frekvenci. Zatímco přístroj CarSeat NiTi pro snímání pohybové aktivity lidského těla měl vzorkovací frekvenci 25 hodnot/s, sporttester Polar RS800 měřil každou sekundu pouze jednu hodnotu. Bylo tedy nutné provést post synchronizaci dat z takového důvodu, aby bylo možné hodnoty pro následné zpracování a vyhodnocení dat vložit do jednotného celku potřebného k dalším korelačním výpočtům. Pro další praxi by bylo tedy vhodné sjednocení vzorkovací frekvence. Sjednocením by bylo možné i přímé spojení výstupů do jednoho finálního souboru.

Dalším problémem se může zdát umístění senzorů, konkrétně jejich následné vyhodnocení. Jelikož je nutné vycházet ze senzorů, kde se pohybová aktivita mění nejvýrazněji, je složitější vytvoření automatického vyhodnocení. Je proto nutné doposud naměřená data vyhodnocovat ručně. I přesto se dle mého názoru a vlastních zjištění dají poznatky z této bakalářské práce použít například ve spánkových laboratořích, které se na spánek a poruchy spánku specializují.

5 Závěr

Tato bakalářská práce byla vytvořena s cílem podat čtenáři základní informace o možné vzájemné korelaci mezi pohybem a tepovou frekvencí lidského těla během spánkové činnosti. Jedním z úkolů této práce bylo obeznámení širší veřejnosti o tom, co se během spánku může odehrávat a co náš spánek může ovlivnit. Práce tedy informuje čtenáře o tom, že spánek není monotónním jevem. V předešlých studiích docházelo k nejrůznějším průzkumům spánku, avšak po prostudování materiálů nebylo nalezeno žádné konkrétní šetření, které by se souvislostí srdeční a pohybové aktivity lidského těla během spánkové činnosti podrobně zabývalo. Hlavní zaměření této bakalářské práce bylo na vztah pohybové a srdeční aktivity a jejich případný vztah vůči některým nemocem, které by mohly se spánkem úzce souviset. Na začátku práce proběhlo seznámení s biorytmy, fakty o tepové frekvenci a samotným spánkem. Spánek se považuje za hlavní zdroj regenerace lidského organismu a dopřává člověku nabytí další energie.

Na základě náhodného výběru osmi vysokoškolských studentů, kteří nevykazovali žádné společné rysy, proběhlo měření potřebné pro vytvoření praktické části a ověření daných předpokladů a cílů. Vybraní studenti byli podrobně poučeni o tom, jak s měřicími přístroji zacházet. Měření probíhalo v noci v různých časových intervalech v závislosti na délce spánku. Samotné měření se realizovalo na kolejích Technické univerzity v Liberci za použití klasického snímače tepové frekvence sporttesteru s možností ukládání dat a senzoru pohybu CarSeat NiTi vytvořeného na Ústavu pro nanomateriály, pokročilé technologie a inovace spadajícího pod Technickou univerzitu v Liberci. Pro správné naměření dat bylo důležité, aby se každý z měřených subjektů řídil předepsanými postupy. Do jednotlivých postupů měření se řadilo správné umístění senzorů pod matraci měřeného subjektu, navlhčení a nasazení snímací elektrody sporttesteru, současné spuštění senzorů pro snímání dat a také záznam času spuštění obou přístrojů. V případě odchodu z lůžka během prováděného měření byl každý student informován a nutnosti zápisu času opuštění lůžka, avšak ani u jednoho ze subjektů tato situace nenastala. Ihned po probuzení bylo nutné vypnout obě zařízení a zapsat čas ukončení měření.

Po správném naměření dat z obou měřících přístrojů se provedlo jejich zpracování do souhrnné tabulky a došlo k vytvoření jednotlivých grafů znázorňující závislost změn

tepové frekvence a pohybové aktivity. K vyjádření změny bylo využito absolutních hodnot a pro přesné vyjádření naměřených hodnot daného výzkumu se mimo grafů provedl i výpočet korelační analýzy. Tato analýza umožnila konkrétní číselnou charakteristiku měření. Na základě výpočtu korelační analýzy bylo zjištěno, že vzájemná podobnost mezi srdeční a pohybovou aktivitou lidského těla během spánkové činnosti je v průměru přibližně 41 %.

Seznam použité literatury

1. BENSON, Roy a Declan CONNOLLY. 2012. *Trénink podle srdeční frekvence: jak zvýšit kondici, vytrvalost, laktátový práh, výkon*. Praha: Grada. ISBN 978-802-474-036-2.
2. ČIHÁK, Radomír. 2011. *Anatomie I*. 3. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-802-473-817-8.
3. MOUREK, Jindřich. 2012. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-802-473-918-2.
4. TROCCAZ, Jocelyne, ed. 2012. *Medical robotics*. Hoboken: John Wiley. ISBN 978-184-821-334-0.
5. XIE, Shane. 2016. *Advanced robotics for medical rehabilitation: current state of the art and recent advances*. Heidelberg: Springer. ISBN 978-331-919-895-8.
6. AMBLER, Zdeněk. 2011. *Základy neurologie*. 7. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-807-262-707-3.
7. RODIONOV, Anton Vladimirovič. 2016. *Zdravé srdce: život bez infarktu a mozkové mrtvice*. Bratislava: Noxi. ISBN 978-808-111-322-2.
8. POSPÍŠILOVÁ, B., J. ŠRÁM a O. PROCHÁZKOVÁ. 2012. *Anatomie pro bakaláře II.: systém kardiovaskulární, systém nervový, smyslové orgány, soustava kožní, žlázy s vnitřní sekrecí*. Liberec: Technická univerzita v Liberci. ISBN 978-807-372-849-6.
9. ŽUFAN, Jan. 2012. *Informační systémy v moderním personálním řízení*. Praha: Wolters Kluwer Česká republika. SBN 978-80-7357-955-5.
10. DA SILVA, Hugo Plácido et al. 2014. BIT: Biosignal Igniter Toolkit. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. **115**(1), 20-32. DOI 10.1016/j.cmpb.2014.03.002. Dostupné také z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260714000984>
11. VOJTĚCH, Zdeněk. 2014. Spánek a epilepsie. *Neurologie pro praxi*. **15**(4), 178-181. ISSN 1803-5280. Dostupné také z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2014/04/03.pdf>
12. ŠTĚRBOVÁ, Katalin. 2015. Abnormální události v noci u dětí. Praha: *Pediatric pro praxi*. **16**(3), 156-159. ISSN 1803-5264. Dostupné také z: <https://www.pediatricpropraxi.cz/pdfs/ped/2015/03/05.pdf>

13. SCHULZ, Hartmut. 2008. Rethinking sleep analysis: Comment on the AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events. *Journal of Clinical Sleep Medicine*. **4**(2), 99-103. ISSN 1550-9389. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2335403/>
14. KACHLÍK, Petr. 2015. Biorytmy jako jeden z projevů života. *Člověk ve svém pozemském a kosmickém prostředí*. Úpice: Hvězdárna v Úpici. 113-121. ISBN 978-80-86303-44-4. Dostupné také z: <http://www.cbks.cz/Upice2015/113.pdf>
15. ZEMAN, Karel. 2014. Poruchy dýchání ve spánku. *Universitas. Revue Masarykovy Univerzity v Brně*. **2014**(4), 15-21. ISSN 1212-8139. Dostupné také z: <https://journals.muni.cz/universitas/article/view/2705/2256>
16. KAAS, Jiří a Valérie TÓTHOVÁ. 2014. Únava a poruchy spánku jako běžné problémy v životě pacientů s revmatoidní artritidou. *Kontakt*. **17**(1), 3-8. DOI 10.1016/j.kontakt.2014.12.001. Dostupné také z: <http://casopis-zsfju.zsf.jcu.cz/kontakt/administrace/clankyfile/20150401090909495627.pdf>
17. KESPER, Karl et al. 2012. ECG signal analysis for the assessment of sleep-disordered breathing and sleep pattern. *Medical & Biological Engineering & Computing*. **50**(2), 135-144. DOI 10.1007/s11517-011-0853-9. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-011-0853-9>
18. YANG, Che-Chang a Yeh-Liang HSU. 2010. A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. *Sensors*. **10**(8), 7772-7788. DOI 10.3390/s100807772. Dostupné také z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/10/8/7772/>
19. FARRÉ, R., J. M. MONTSERRAT a D. NAVAJAS. 2004. Noninvasive monitoring of respiratory mechanics during sleep. *European Respiratory Journal*. **24**(6), 1052-1060. DOI 10.1183/09031936.04.00072304. Dostupné také z: <http://erj.ersjournals.com/cgi/doi/10.1183/09031936.04.00072304>
20. BORZOVÁ, Claudia. 2009. *Nespavost a jiné poruchy spánku: pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2978-7.
21. HENDL, Jan a Lubomír DOBRÝ. 2011. *Zdravotní benefity pohybových aktivit: monitorování, intervence, evaluace*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2000-8.
22. ŠONKA, Karel. 2008. *Syndrom neklidných nohou: průvodce ošetřujícího lékaře*. 2., rozš. vyd. Praha: Maxdorf. Farmakoterapie pro praxi. ISBN 978-80-7345-149-3.
23. LANGMEIER, Miloš. 2009. *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2526-0.

24. BYDŽOVSKÝ, Jan. 2017. *Diferenciální diagnostika nejčastějších symptomů*. 2., rozšířené vydání. Praha: Triton. Lékařské repertorium. ISBN 978-80-7553-451-4.
25. DIMON, Theodore. 2009. *Anatomie těla v pohybu: základní kurz anatomie kostí, svalů a kloubů*. Praha Hodkovičky: Pragma. ISBN 978-80-7349-191-8.
26. ROSENHAHN B., R. KLETTE a D. METAXAS. 2010. *Human motion: understanding, modelling, capture and animation*. Dordrecht: Springer. ISBN 904-817-700-6.
27. FENDRYCHOVÁ, Jaroslava a Ivo BOREK. 2012. *Intenzivní péče o novorozence*. Vyd. 2., přeprac. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. ISBN 978-807-0135-471.
28. ŠONKA, Karel. *Apnoe a další poruchy dýchání ve spánku*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0430-7.
29. VYSKOČILOVÁ, Markéta. 2011. *Analýza variability srdečního rytmu ve frekvenční oblasti*. Brno. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Dostupné také z: https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace?zp_id=30693
30. ZEMÁNEK, Ladislav. 2013. *Analýza variability srdečního rytmu pomocí entropie*. Brno. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Dostupné také z: <https://dspace.vutbr.cz/xmlui/handle/11012/259381>
31. SEIDL, Zdeněk. 2015. *Neurologie pro studium i praxi*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5247-1.
32. ANON. 2009. *Spektrální analýza normální variability srdeční frekvence* [online obrázek]. In: Kapitoly sportovní medicíny [online]. Dostupné také z: <https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kapitolysportmed/pages/18-10-zatezove-testy.html>
33. ANON. 2009. *Spektrální analýza snížené variability srdeční frekvence* [online obrázek]. In: Kapitoly sportovní medicíny [online]. Dostupné také z: <https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kapitolysportmed/pages/18-10-zatezove-testy.html>
34. DOLEČEK, R., L. STŘEDA a K. CAJTHAMLOVÁ. 2013. *Nebezpečný svět kalorií*. Praha: Ikar. ISBN 978-80-249-2113-6.
35. TORABI-NAMI, M., S. MEHRABI a S. DERMAN. 2016. *Repetitive arm movements during sleep: A polysomnographic assessment*. Basic and Clinical Neuroscience, 7(3), 269-275. Dostupné také z: <http://dx.doi.org/10.15412/J.BCN.03070312>

36. FREJ, David. 2013. *Biologické hodiny: tajemství metabolismu, dlouhověkosti a zdraví*. Praha: Eminent. ISBN 978-80-7281-467-1.
37. PLHÁKOVÁ, Alena. 2013. *Spánek a snění: vědecké poznatky a jejich psychoterapeutické využití*. Praha: Portál. ISBN 978-80-262-0365-0.

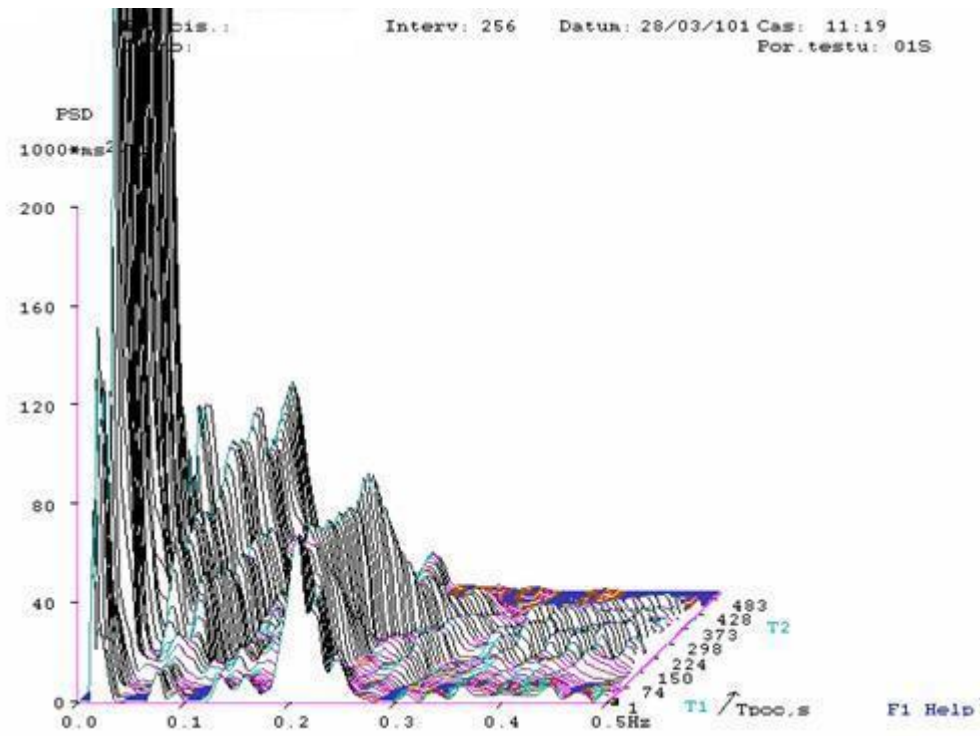
Seznam příloh

Příloha A	Technické parametry přístroje CarSeat NiTi
Příloha B	Obrázek 2
Příloha C	Obrázek 3
Příloha D	2. proband
Příloha E	3. proband
Příloha F	4. proband
Příloha G	5. proband
Příloha H	7. proband
Příloha I	8. proband
Příloha J	Dodatek k protokolu o provádění výzkumu

Příloha A Technické parametry přístroje CarSeat NiTi

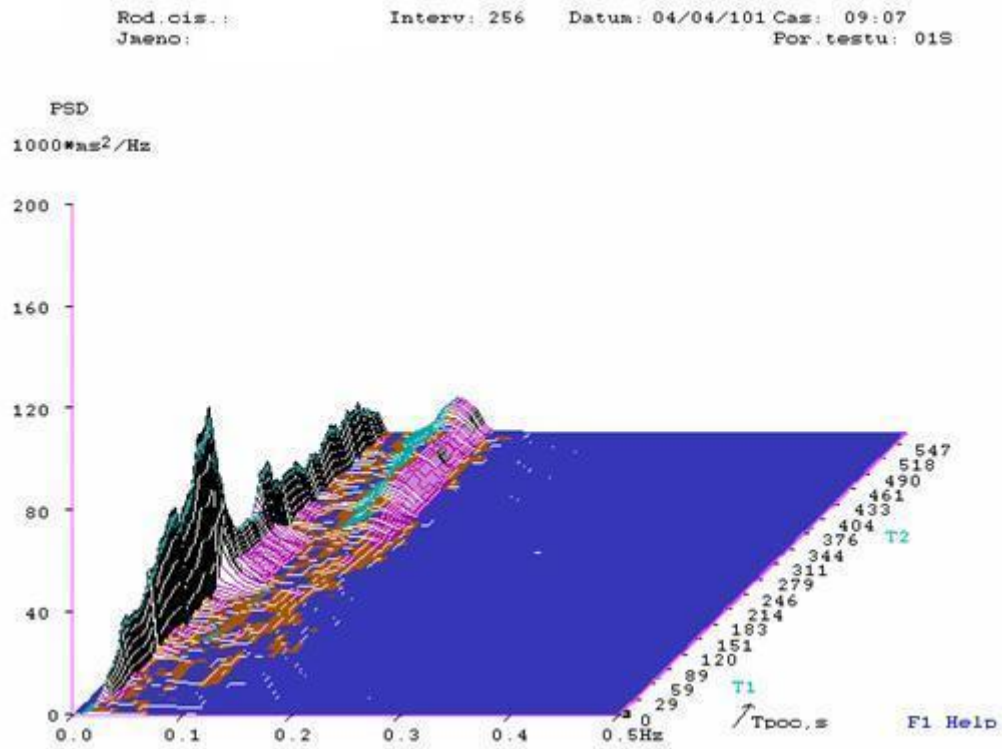
Mezi hlavní vlastnosti hardwaru přístroje CarSeat NiTi se řadí napájení (5 V/maximálně 0,2 A, USB-B, nezávislé regulátory nízkého poklesu 3,3 V pro digitální a analogové), modul mikrokontroléru (deska záhlaví OLIMEX STM32-H103 (61 × 34 mm²) s mikrokontrolérem STM32F103RBT6: ARM 32bitové jádro Cortex-M3, 72 MHz (90 DMIPS), 128 kB Flash, 20 KB RAM, USB FS, CAN, UART, SPI, I2C, 16-kanálový 12bitový ADC), komunikační rozhraní (zařízení USB FS (rozhraní mikrokontroléru prostřednictvím desky záhlaví), JTAG programovací a ladicí konektor (na desce záhlaví)), rozhraní snímačů (8 kanálů pro senzory NiTi - zásuvka DSub-9, pevné referenční odpory s víceotáčkovými trimry, nízkopásmový filtr RC, kanály přepojené analogovým multiplexerem 74HC4051, mostový zesilovač pro signál snímače připojený ke vstupu ADC1, OpAmps MCP6021T-E / OT, NTC termistor měřící teplotu senzoru (přes NiTi konektor) propojen přes odporový dělič a filtr přímo na ADC2, 3-osý 14-bitový akcelerometr Bosch Sensortec BMA180 přes SPI, 5-tlačítková klávesnice s rozdělovačem odporu a LED - 2,5 mm trojcestná zásuvka).

Příloha B Obrázek 2



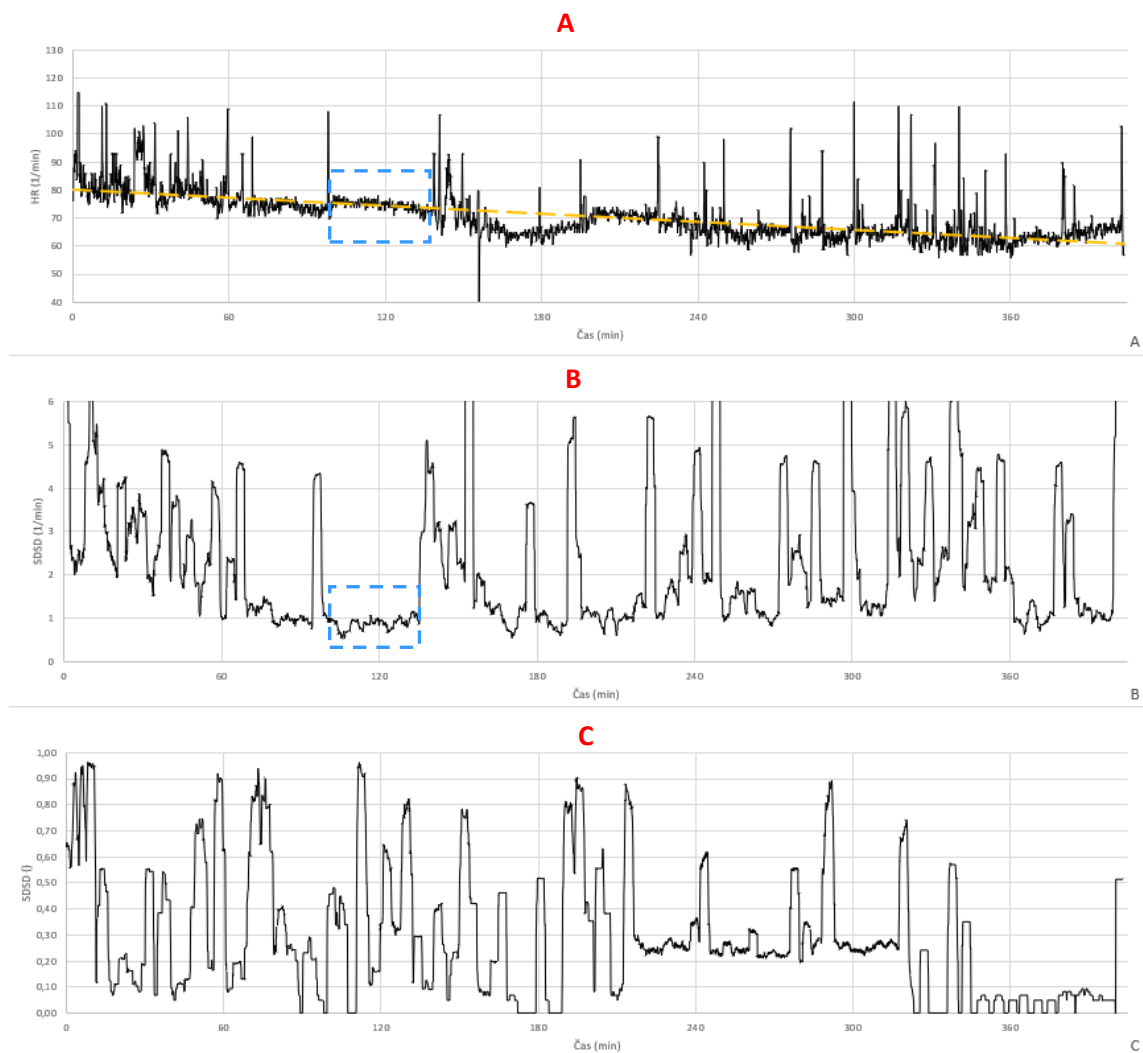
Obr. 2 Spektrální analýza normální variability srdeční frekvence (ANON, 2009)

Příloha C Obrázek 3



Obr. 3 Spektrální analýza snížené variability srdeční frekvence (ANON, 2009)

Příloha D 2. proband

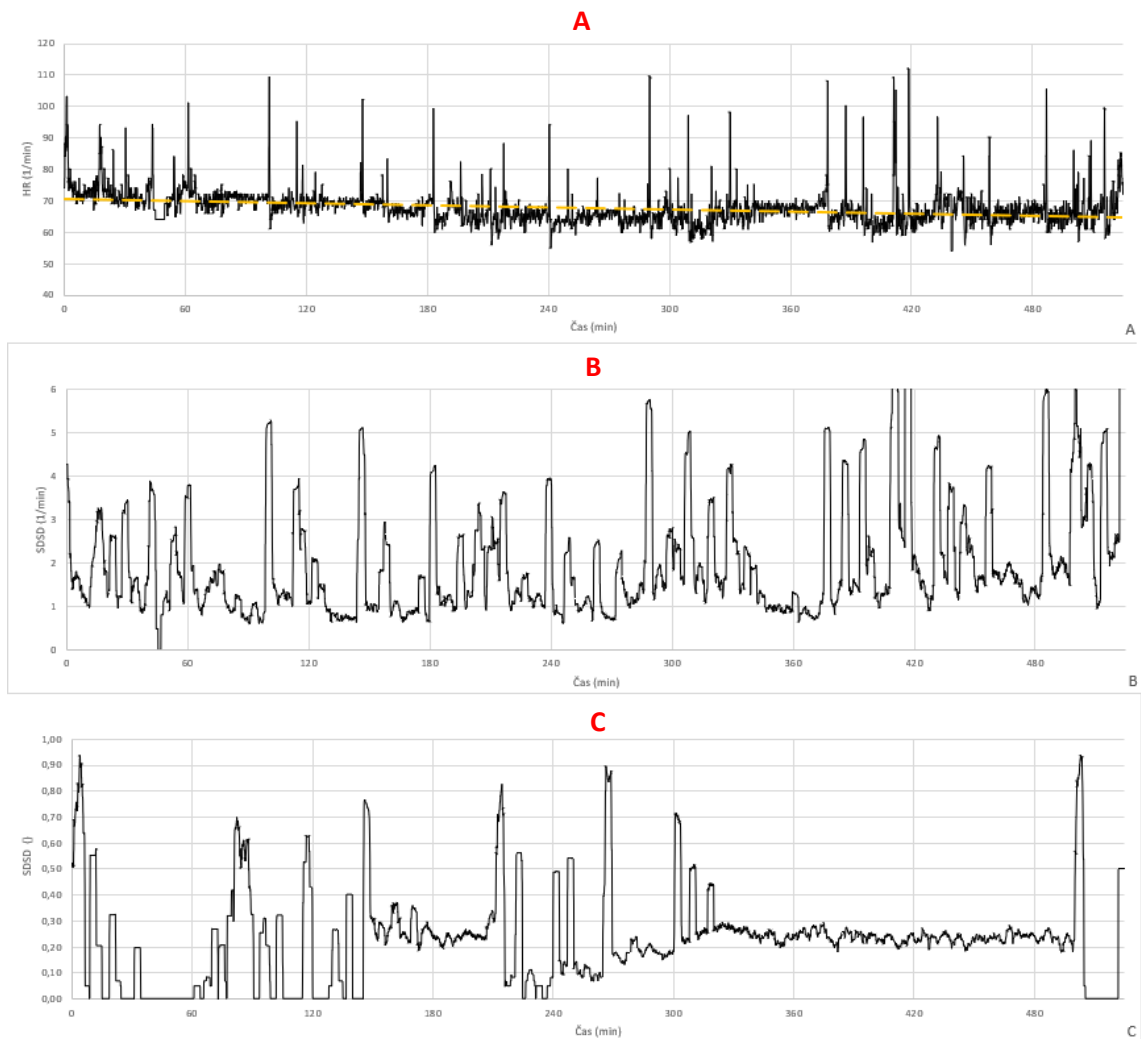


Graf 4 2. proband

Zdroj: vlastní

U druhého probanda lze z grafu **A** vyčíst, že hodnoty srdeční frekvence byly v průběhu celého měření velmi proměnlivé. Klesající trend vyjádřen žlutou přímkou vyjadřuje určitý pokles hodnot srdeční frekvence během měření. Při porovnání grafů **A**, **B** a **C** jsou viditelné některé společné oblasti s ustálením hodnot spíše u srdeční frekvence a její variability. Pohybovou aktivitu lze z grafu **C** charakterizovat jako velmi proměnlivou a nestálou. Z grafů **A**, **B** a **C** je také zřejmé, že u měření druhého probanda se vyskytují určité oblasti srdeční a pohybové aktivity během spánku, které mezi sebou vzájemně korelují. Konkrétní hodnotou korelační závislosti je 38% podobnost mezi oběma ději (viz Souhrnné výsledky měření).

Příloha E 3. proband

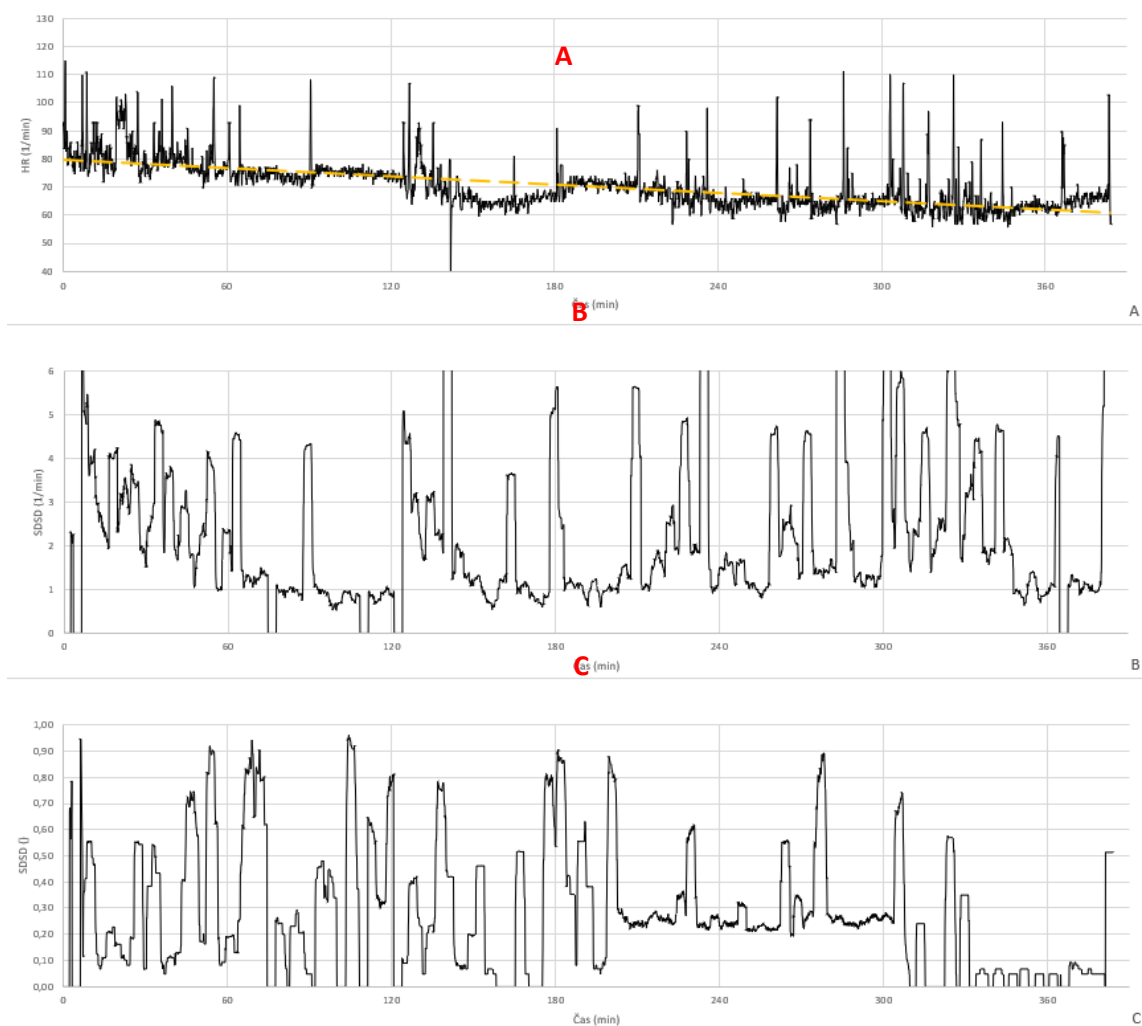


Graf 5 3. proband

Zdroj: vlastní

V případě třetího probanda lze z grafu **A** vyčíst, že hodnoty srdeční frekvence byly v průběhu celého měření velmi proměnlivé podobně jako u probanda druhého. Klesající trend vyjádřen žlutou přímkou vyjadřuje mírný pokles hodnot srdeční frekvence během měření. Pohybovou aktivitu lze z grafu **C** charakterizovat jako velmi proměnlivou a nestálou. Z grafů **A**, **B** a **C** je zřejmé, že u měření třetího probanda existuje určitá korelační závislost. Konkrétní hodnotou této závislosti je 38% podobnost (viz Souhrnné výsledky měření).

Příloha F 4. proband

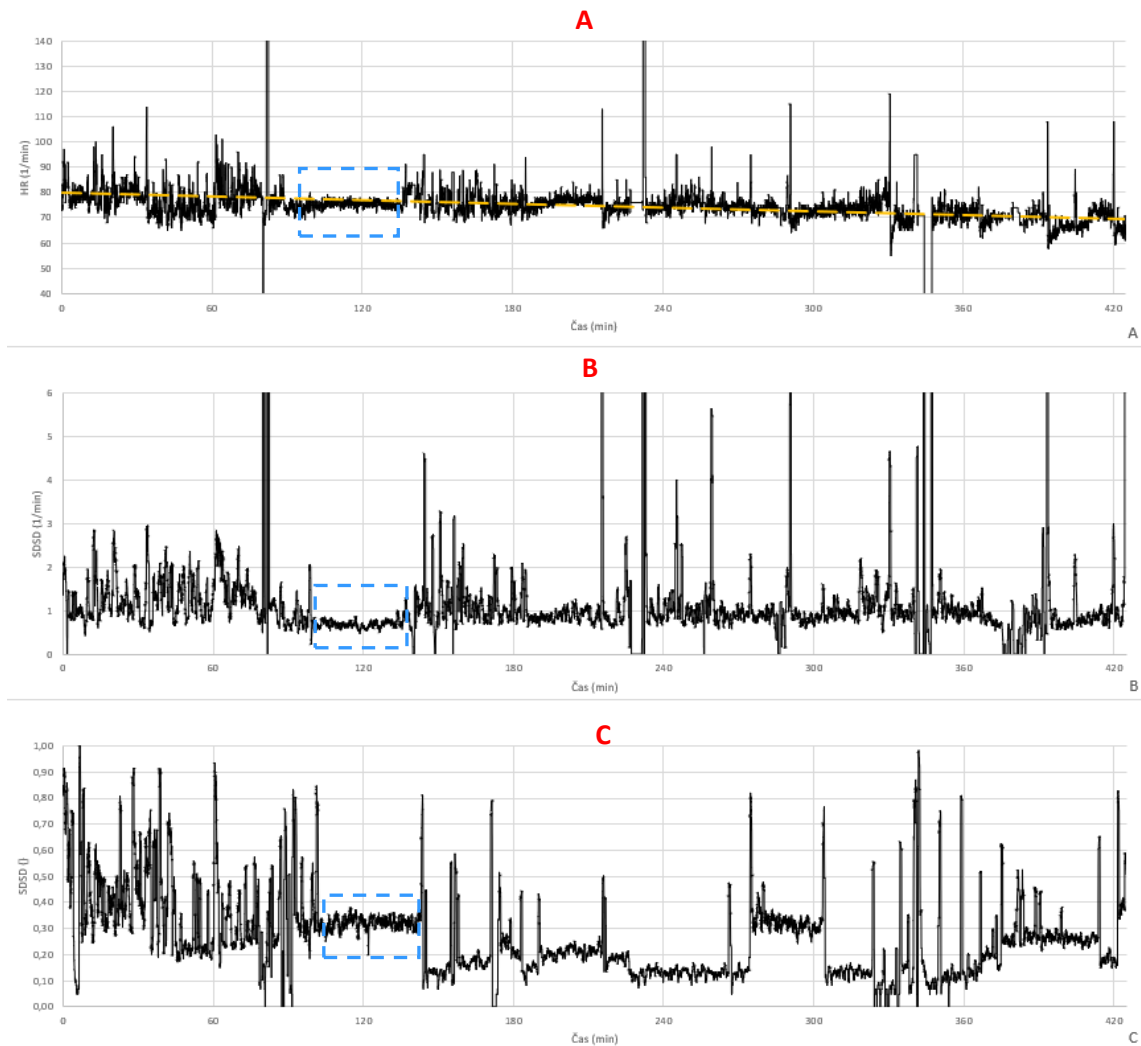


Graf 6 4. proband

Zdroj: vlastní

Graf **A** znázorňuje záznam srdeční frekvence u čtvrtého probanda v průběhu noci včetně přímky klesajícího trendu, jehož spád je značný. Graf **B** ukazuje ustálení HRV přibližně mezi první a druhou hodinou měření. Graf **C** představuje změnu senzoru pohybu (SDSD), která je stejně jako HRV vyjádřena v absolutní hodnotě. Z grafů **A**, **B** a **C** je zřejmé, že jsou určité oblasti srdeční a pohybové aktivity během spánku, které mezi sebou vzájemně korelují. Tato korelační závislost se pohybuje přibližně ve 40% podobnosti (viz Souhrnné výsledky měření).

Příloha G 5. proband

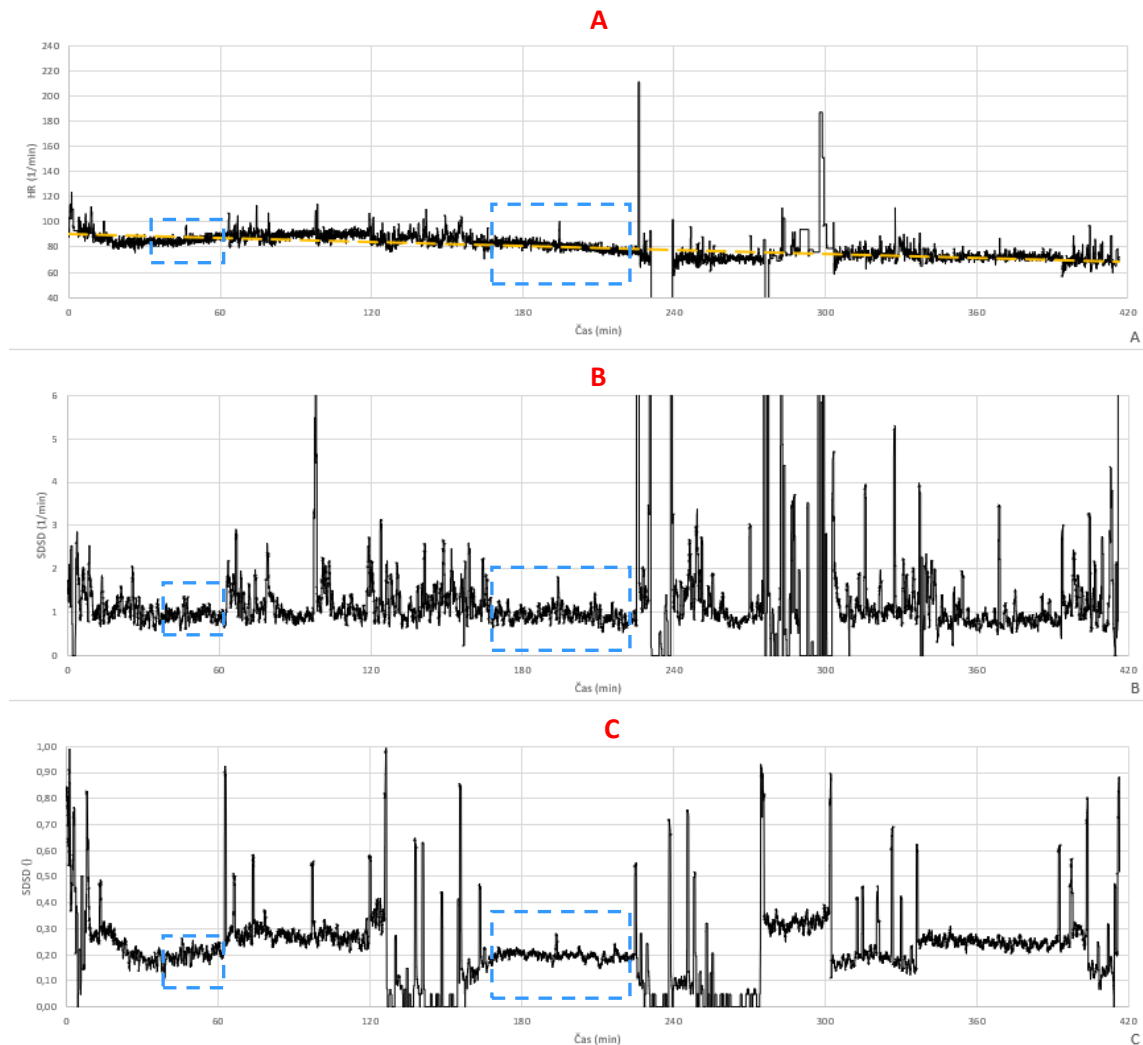


Graf 7 5. proband

Zdroj: vlastní

Graf **A** znázorňuje záznam srdeční frekvence v průběhu noci u pátého probanda. Lineární přímka klesajícího trendu vykazuje značnou kadenci. V grafu **A** a **B** je možné vidět určitá ustálení srdeční frekvence, její variability a pohybu přibližně okolo druhé hodiny měření. Z hlediska variability srdeční frekvence se v tomto grafu vyskytují oblasti s nižší i vyšší variabilitou. Graf **C** představuje opět změnu senzoru pohybu (SDSD), která je stejně jako HRV vyjádřena v absolutní hodnotě. Z grafů **A**, **B** a **C** je zřejmé, že jsou určité oblasti srdeční a pohybové aktivity během spánku, které mezi sebou vzájemně korelují, konkrétně ve 40% podobnosti (viz Souhrnné výsledky měření).

Příloha H 7. proband

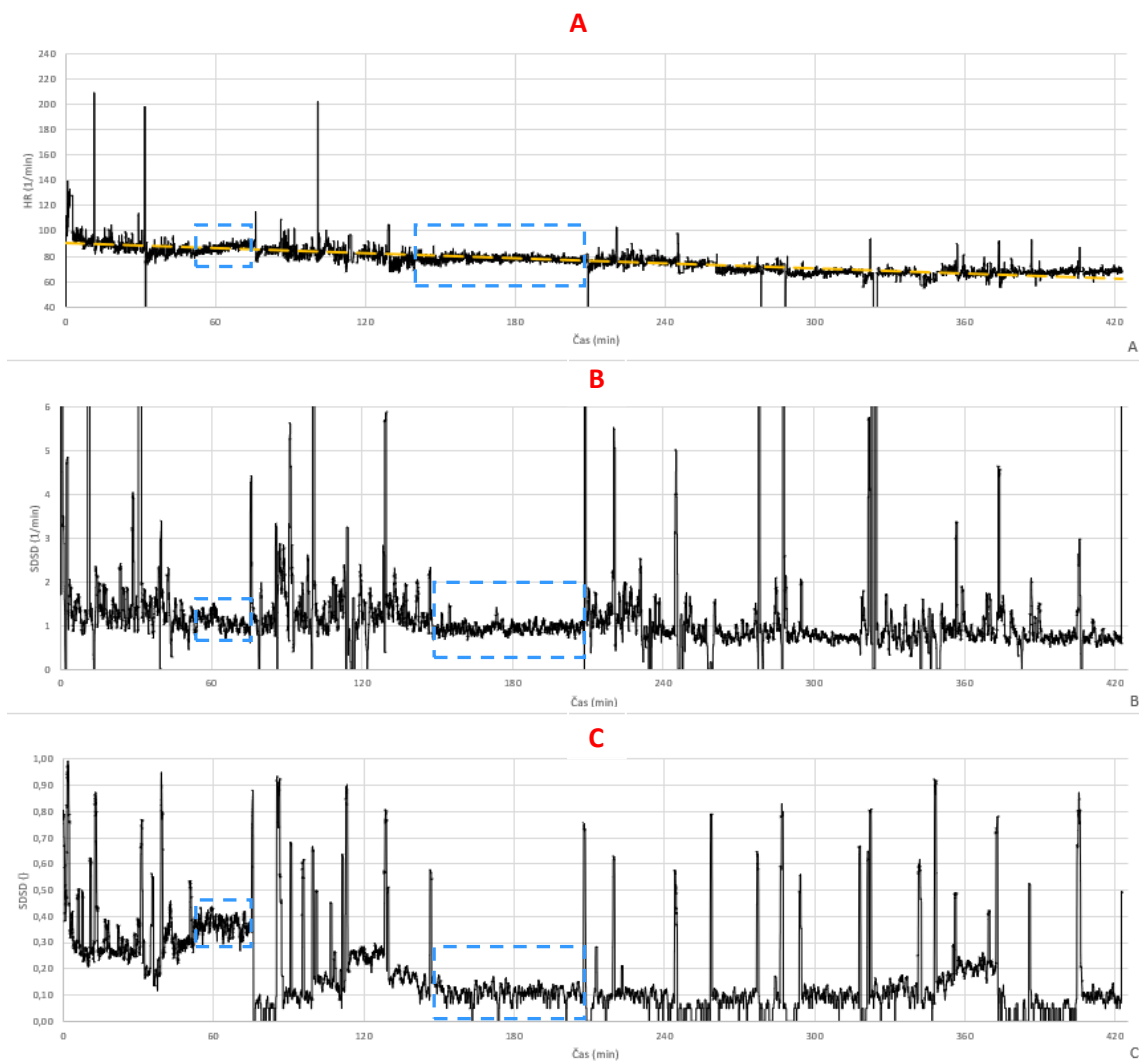


Graf 8 7. proband

Zdroj: vlastní

Graf A znázorňuje záznam srdeční frekvence v průběhu noci s velmi mírným spádem lineární přímky klesajícího trendu. Graf A, B a C ukazuje pomocí modrých obdélníků oblasti s ustálením srdeční frekvence a její variability. Graf C představuje změnu senzoru pohybu (SDSD), která je stejně jako HRV vyjádřena v absolutní hodnotě. Z grafů A, B a C je zřejmá určitá korelační závislost mezi srdeční a pohybovou aktivitou během spánku. Tato závislost má cca 49% podobnost (viz Souhrnné výsledky měření).

Příloha I 8. proband



Graf 9 8. proband

Zdroj: vlastní

V grafu **A** je klesající trend znatelný. Současně lze z grafu **A**, **B** a **C** v oblastech modrých obdélníků zjistit, že přibližně půl hodiny a cca 2 hodiny po začátku měření došlo na určitou dobu k ustálení srdeční frekvence a její variability. Tyto děje mohou být způsobeny například odlišnými fázemi spánku. Graf **C** představuje změnu senzoru pohybu (SDSD) znázorněnou v absolutní hodnotě. Z grafů **A**, **B** a **C** je zřejmé, že existují určité oblasti srdeční a pohybové aktivity během spánku, které mezi sebou vzájemně korelují, u tohoto případu konkrétně ve 47% podobnosti (viz Souhrnné výsledky měření).

Příloha J Dodatek k protokolu o provádění výzkumu

Dodatek k protokolu o provádění výzkumu

Svým podpisem souhlasím s účastí na výzkumu pro potřeby kvalifikační práce pod názvem Srdeční a pohybová aktivita lidského těla během spánkové činnosti studentky Pavly Muškové (Biomedicínská technika, Fakulta zdravotnických studií TUL) za použití monitorovacího systému NiTi sestaveného na CxI v rámci projektu FR - T13/751 MPO BIOS a sporttesteru. Byl/a jsem poučen/a o tom, že se jedná o neinvazivní metodu měření.

PŘÍJMENÍ	JMÉNO	DATUM NAROZENÍ	DATUM MĚŘENÍ	PODPIS
Mušková	Pavla	12.4.1996	21.2.2018	Mušková
VIEDVEGHOVA	KRISTÝNA	22.1.1996	25.2.2018	Viedvegova
DUSEK	DOMINIK	9.10.1995	26.2.18	Dusek
KURKA	DAVID	30.12.1994	26.2.18	Kurka
PAVEL	HORNÍČEK	18.1.1996	13.3.2018	Horníček
BLAŽEK	MARTIN	29.11.1995	15.3.2018	Blázek
ŠEVČÍKOVÁ	BARBORA	20.1.1996	19.3.2018	Ševčíková
BULÍŘOVÁ	NIKOLA	23.9.1996	25.3.2018	Bulířová

V Liberci dne 23.4.2018.....

Podpis studentky.....
Mušková

Podpis vedoucího práce.....