České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická
Katedra kybernetiky

Bakalářská práce

Sledování kvality spánku pomocí chytrého telefonu

David Slezák

Vedoucí práce: Ing. Daniel Novák, Ph.D.
Studijní program: Kybernetika a Robotika, bakalářský

Obor: Robotika
23. května 2012

Prohlášení autora práce

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

V Praze dne 21.5.2012

.....

Podpis autora práce

Poděkování

Na tomto místě bych chtěl poděkovat mé rodině a přítelkyni za umožnění studia na vysoké škole a za nesmírnou podporu a motivaci během celého období mého studia.

Poděkování patří také kolegům Jiřímu Mosingerovi a Václavu Burdovi za množství prospěšných nápadů, připomínek a pomoc při testování aplikace, Jakubu Španielovi za grafický návrh, MUDr. Martinu Brunovskému Ph.D. a MUDr. Filipu Španielovi Ph.D. za poskytnutí spánkových záznamů.

Dále bych rád poděkoval vedoucímu mé práce, panu Ing. Danielu Novákovi Ph.D., za výtečné vedení, pravidelné konzultační schůzky a nespočet cenných rad.

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

Katedra kybernetiky

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Student: David S l e z á k

Studijní program: Kybernetika a robotika (bakalářský)

Obor: Robotika

Název tématu: Sledování kvality spánku pomocí chytrého telefonu

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou měření pohybové aktivity a aktigrafické metody pro vyhodnocování kvality spánku.
2. Implementujte záznam pohybové aktivity na mobilním telefonu a proveďte analýzu aktigrafického záznamu.
3. Navrhněte a implementujte systém pro detekci spánkové apnoe.
4. Navrhněte experiment pro otestování funkčnosti aplikace na vzorku minimálně 10 osob + kontrolní skupiny (uživatelé mezi 20-30 lety).

Poznámka: Implementaci proveďte v jazyce Java pro systém Android 2.1

Seznam odborné literatury:

[1] Morgenthaler, T.; Alessi, C.; Friedman, L. et al.: Standards of Practice Committee; Americ Academy of Sleep Medicine. Practice parameters for the use of actigraphy in the assessment of sleep and sleep disorders: An update for 2007. Sleep. 2007;30(4):519-529
[2] American Sleep Disorders Association. Practice parameters for the use of actigraphy in th clinical assessment of sleep disorders. Sleep. 1995;18(4):285-287.
[3] Sadeh, A.; Acebo, C.: The role of actigraphy in sleep medicine. Sleep Med Rev. 2002;6(2):113-24.
[4] Sadeh, A.; Hauri, P. J.; Kripke, D. F. et al.: The role of actigraphy in the evaluation of sleep disorders. Sleep. 1995;18(4):288-302.
[5] Elbaz, M.; Roue, G. M.; Lofaso, F. et al.: Utility of actigraphy in the diagnosis of obstructive sleep apnea Sleep 2002;25,527-531.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Daniel Novák, Ph.D.

Platnost zadání: do konce zimního semestru 2012/2013

L.S.

prof. Ing. Vladimír Mařík, DrSc.
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 9. 1. 2012

Abstract

The topic of this thesis is the development of an application designated for monitoring sleep quality using smart mobile phone with operating system Anroid. The objective is to design and implement two main application components for evaluating patient's quality of sleep. The first one enables the acquisiton and analysis of actigraphic measurement using the phone's embedded accelerometer, whereas the second one makes use of embedded microphone to record sound whose following analysis reveals snoring and symptoms of obstructive sleep apnea (OSA). Analytical algorithm of the actigraphic record is capable of determining elementary parameters as sleep time, actual awake time, motionless time or number of phases without waking up. The snoring detection algorithm is based on fast Fourier transform (FFT), frequency spectrum analysis and detection of symptoms typical for simple snoring and eventually obstructive sleep apnea. This algorithm is able to detect simple snoring and potentially distinguish it from snoring caused by obstructive sleep apnea syndrome. Thus the outcome is an analyzed actigraphic record as well as information about snoring time, number of phases with snoring and potential detection of OSA.

Abstrakt

Tématem této práce je vývoj aplikace určené ke sledování kvality spánku pomocí chytrého mobilního telefonu s operačním systémem Android. Cílem je navrhnout a implementovat dvě hlavní součásti aplikace pro vyhodnocení kvality spánku pacienta. První umožní pořízení a analýzu aktigrafického záznamu za pomoci akcelerometru vestavěného v moblním telefonu, zatímco druhá využije vestavěného mikrofonu k pořízení záznamu zvuku, při jehož následné analýze bude detekováno chrápání a příznaky obstrukční spánkové apnoe (OSA). Analyzační algoritmus aktigrafického záznamu je schopen určit základní parametry jako dobu skutečného spánku, dobu probuzení, dobu bez pohybu nebo počet fází bez probuzení. Algoritmus pro detekci chrápání je založen na rychlé Fourierově transformaci (FFT), frekvenční analýze a následném vyhledání příznaků typických pro chrápání, eventuelně spánkovou apnoe. Tento algoritmus by měl být schopen rozpoznat obyčejné chrápání a případně ho odlišit od chrápání způsobeného syndromem spánkové apnoe. Výstupem je tedy analyzovaný aktigrafický záznam a informace o době chrápání, počtu fází chrápání a potenciální odhalení obstrukční spánkové apnoe.

Obsah

1. Úvod 1

1.1. Obecný úvod 1

1.2. Cíle práce 3

2. Aktigrafie 5

2.1. Princip aktigrafie 5

2.1.1. Aktigraf 5

2.1.2. Akcelerometr 6

2.2. Poruchy spánku detekovatelné pomocí aktigrafie 10

2.2.1. Insomnie 10

2.2.2. Poruchy cirkadiánní rytmicity 11

2.2.3. Periodické pohyby končetinami ve spánku 11

2.2.4. Apnoe 12

2.3. Přínos aktigrafie pro spánkovou medicínu 13

2.4. Analýza aktigrafického záznamu 13

2.4.1. Algoritmus Scripps Clinic 14

2.4.2. Coleův algoritmus 15

2.4.3. Sadehův algoritmus 15

3. Detekce chrápání a spánkové apnoe 17

3.1. Obyčejné chrápání 17

3.1.1. Definice, vznik a projevy obyčejného chrápání 17

3.1.2. Akustické vlastnosti obyčejného chrápání 19

3.2. Analýza zvukového signálu 21

3.2.1. Rychlá Fourierova transformace 21

3.2.2. Detekce chrápání 22

3.2.3. Rozlišení apnotického a obyčejného chrápání 23

4. Platforma Android 25
4.1.1. Aplikace v Androidu 26
4.1.2. Aplikační rámec 26
4.1.3. Knihovny 26
4.1.4. Android runtime 27
4.1.5. Jádro 27
4.2. Základní části aplikace Android 27
4.2.1. Activity 27
4.2.2. Service 29
4.2.3. Content provider 29
4.2.4. Broadcast receiver 29
5. Implementace aplikace Asleep 31
5.1. Struktura části „Spánek“ 32
5.1.1. Uživatelské rozhraní 32
5.1.2. Databáze 33
5.2. Implementace aktigrafického snímání 34
5.2.1. Sběr dat 34
5.2.2. Vyhodnocení dat 35
5.3. Implementace detekce chrápání 36
5.3.1. Sběr dat 36
5.3.2. Kombinované snímání 37
5.3.3. Vyhodnocení dat 37
6. Testování 43
6.1. Význam testování 43
6.2. Navržený způsob testování 43
6.2.1. Testování pohybové části 43
6.2.2. Testování zvukové části 44
6.3. Výsledky 45
7. Závěr 51
8. Literatura 53

Seznam obrázků

Obr. 1: Typický aktigraf ve tvaru hodinek 6
Obr. 2: Struktura kapacitního akcelerometru,převzeto z [4] 9
Obr. 3: Skutečné uspořádání integrovaného akcelerometru 9
Obr.4: Srovnání běžného dýchání a chrápání 18
Obr. 5: Spektrum prostého průběhu (vlevo) a komplexní průběho (vpravo) při prvním dechu chrápání, převzeto z [22] 20
Obr.6: Spektrum prostého průběhu (vlevo) a komplexní průběho (vpravo) při druhém dechu chrápání, převzeto z [22] 20
Obr.7: Frekvenční spektrum chrápání, převzeto z [21] 20
Obr. 8: Architektura Androida, převzato z [33] 25
Obr.9: Životní cyklus aktivity 28
Obr. 10: Hlavní menu aplikace Asleep a uživatelské rozhraní pro snímání 31
Obr. 11: Struktura balíku android.sleep 32
Obr. 12: Záložky budíku, dotazníku(dolní části) a statistik(horní části) 33
Obr. 13: Porovnání různých záznamů při stejném zvuku 38
Obr. 14: Typické spektrum získané ze záznamu chrápání 39
Obr. 15: Naměřené hodnoty participantů 1 a 4 47
Obr. 16: Naměřené hodnoty participantů 6 a 10 47
Obr. 17: Nasnímaná data participantů 11,12 a 14 49

Seznam tabulek

Tab.1:Rozdíly v hlavních parametrech u obyčejného chrápání a chrápání při OSA, převzeto z [22] 23
Tabulka 2: Parametry 4 vzorků obyčejného chrápání a 1 vzorku OSA chrápání v průběhu 8 měření. 2 vzorky jsou z Internetu, 2 vlastní nahrávky rodinného příslušníka a vzorek OSA chrápání pochází ze spánkové laboratoře Pražského Centra Psychiatrie v Bohnicích. 40
Tabulka 3: Navržené prahové hodnoty pro detekci chrápání a OSA 40
Tabulka 4: Odpovědi na otázky v dotazníku (participant 10 byl testován ve spánkové laboratoři a dotazník nevyplňoval) 46
Tabulka 5: Porovnání naměřených a subjektivně vnímaných hodnot jednotlivých participantů (participant 10 byl testován ve spánkové laboratoři a dotazník nevyplňoval) 46
Tabulka 6:Porovnání naměřené doby chrápání a OSA chrápání u jednotlivých participantů (participanti 10-13 byli měřeni nepřímo díky poskytnutým záznamům) 49

Kapitola 1

Úvod

1.1. Obecný úvod

Tématem této bakalářské práce je tvorba softwarové aplikace pro mobilní platformu Android, která bude mít za úkol monitorovat kvalitu spánku uživatele hned z několika hledisek. Prvně půjde o kontinuální noční snímání akcelerometrem, díky kterému bude pořízen aktigrafický záznam celého uživatelova spánku.

Aktigrafie je v současné době všeobecně uznávaná a velmi rozšířená neinvazivní metoda hledání spánkových vzorů, díky kterým je možné diagnostikovat rozličné spánkové poruchy, zejména insomnie, poruchy cirkadiánního rytmu, syndrom neklidných nohou, nadměrnou spavost, nebo dokonce spánkovou apnoe. Počet studií, které se zabývají právě aktigrafií rok od roku narůstá dokonce větším tempem, než počet publikací zabývajících se spolehlivější, zato zdrojově daleko náročnější polysomnografií [1], což svědčí o velkém potenciálu této metody. Své uplatnění najde aktigrafie zejména v případech, kdy je laboratorní snímání polysomnografem drahé, nedostupné, nebo z nějakého jiného důvodu nepřipadá v úvahu.

Přístroj nejčastěji používáný k získání aktigrafického záznamu samozřejmě není mobilní telefon, nýbrž tzv. aktigraf, což je zařízení většinou ve formě hodinek, které je připevněno k nedominantnímu zápěstí pacienta. Aktigrafy (např. Actiwatch) však podobně jako chytré mobilní telefony obsahují senzor pro snímání pohybu. Tato skutečnost zřejmě vedla k nápadu použít právě chytré mobilní telefony, místo profesionálních aktigrafů, jelikož jsou mezi lidmi již nyní hojně rozšířeny a počet lidí, kteří jsou jimi vybaveni i nadále roste.[2] Použití mobilního telefonu k účelu aktigrafie má však i některé stinné stránky. Například zde vyvstává otázka, kam mobilní telefon umístit, aby mohl funkci aktigrafu spolehlivě plnit,

jelikož jeho umístění na zápěstí ze zřejmých důvodů není možné. Dále je třeba brát v potaz omezenou životnost baterie v mobilním telefonu, ve starších modelech často dost nepřesný akcelerometr etc. Aby telefon tedy co nejlépe plnil požadovanou funkci je přes noc umístěn na matraci, na které uživatel spí. Pokud se uživatel pohne, tak se tento pohyb samozřejmě přenese i na jeho matraci, jejíž pohyby zaznamená právě akcelerometr v mobilním telefonu. Podobná metoda již byla dříve využita několika aplikacemi, které se však neorientovaly na pořízení aktigrafického záznamu, nýbrž fungovaly spíše jen jako „inteligentní budík“ (zde lze uvést například aplikaci Sleep as Android [31]).

Druhou důležitou částí softwaru je detekce chrápání a spánkové apnoe. K tomotu účelu je použit vestavěný mikrofon v telefonu. Stejně jako v případě získávání aktigrafického záznamu je telefon umístěn poblíž uživatele. Mikrofonem v telefonu je nahráván zvuk, který je v okolí pacienta, v určitých intervalech. Tento zvukový záznam se následně pomocí rychlé Fourierovy transformace převede do frekvenční oblasti a analyzuje algoritmem, který následně určí, zda v danou chvíli uživatel chrápal. Pokud je skutečně zjištěno chrápání, snaží se algoritmus rozlišit mezi obyčejným chrápáním a chrápáním způsobeným spánkovou apnoe. Toto rozlišení se dá provést na základě různých příznaků ve frekvenční oblasti.

V aplikaci je implementována i možnost pro společné snímání pohybu pomocí akcelerometru a zvuku pomocí mikrofonu. Nicméně tato varianta se kvůli velkému zatížení telefonu nejeví příliš dobře, a to zejména na starších, nebo méně výkonných telefonech. Jednotlivé záznamy se v telefonu ukládají po jednotlivých dnech, kdy byly nasnímány do databáze a jsou uživateli volně přístupné k prozkoumání výsledků. Dále má uživatel možnost využít dotazník, který může podpořit aktigrafické a zvukové záznamy také subjektivním pohledem pacienta na vlastní spánek. V dalším plánu rozvoje aplikace je také automatické odesílání dat na vzdálený server, kde budou data k dispozici např. ošetřujícímu lékaři, který může provést další analýzu, ohodnocení, konzultaci a stanovení konečné diagnózy, které vždy připadá až lékaři a nikoliv automatickému systému. Velkou výhodou použití vlastního telefonu ke sledování kvality spánku je výrazně vyšší pohodlí pacienta, který může být takto monitorován na dálku bez nutnosti přítomnosti lékaře. Nevýhodou naopak je větší přítomnost různých artefaktů a nižší přesnost měření v domácích podmínkách a neprofesionálním přístrojem oproti monitorování ve spánkové laboratoři.

Přestože existuje více operačních systémů pro mobilní zařízení, pro realizaci této aplikace byla zvolena mobilní platforma Android, a to zejména díky velkému počtu uživatelů a relativně nízkým cenám zařízení pracujících právě s tímto operačním systémem a tomu, že jde o systém velmi perspektivní, což umožňuje snadné rozšíření aplikace a lepší vyhlídky na její reálné využití, než kdyby byla psána pro jinou platformu jako např. Windows Mobile nebo iOS. Pro účely této aplikace byla zvolena implementace pro verzi systému Android 2.1 (Eclair), která obsahuje všechny potřebné knihovny a je stále dost rozšířena na rozdíl od verzí starších. Operační systém Android je open-source systém založený na operačním systému Linux a používá jazyk Java jako hlavního programovacího jazyku.

Tato bakalářská práce je rozdělena na čtyři hlavní oblasti. První se týká aktigrafie a jejího využití pro detekci spánkových poruch, samotných těchto poruch a algoritmu pro vyhodnocení aktigrafického záznamu. Druhá část se týká pořízení a analýzy zvukového záznamu za účelem detekce chrápání a spánkové apnoe. Další kapitola se věnuje systému Android a implementaci všech částí aplikace právě pro tuto platformu. Závěrečná část pojednává o navrženém testování, jeho výsledcích a námětech pro další výzkum.

1.2. Cíle práce

Cílem této práce je seznámit se s problematikou měření pohybové aktivity pro účely vyhodnocování kvality spánku a problematikou detekce spánkové apnoe ze zvukového záznamu spícího pacienta. Výstupem bude software pro mobilní telefon s operačním systémem Android, který bude umožňovat pořízení aktigrafického záznamu spánku, jeho uložení a analýzu. Dále by aplikace měla být schopna pořídit zvukový záznam a na jeho základě detekovat příznaky spánkové apnoe. Aplikace by neměla být pro uživatele složitá a její ovládání by mělo být intuitivní. Dalším výstupem bude návrh testování funkčnosti aplikace na vzorku alespoň deseti uživatelů.

Kapitola 2

Aktigrafie

2.1. Princip aktigrafie

Aktigrafie je neinvazivní, na rozdíl od polysomnografie levná a snadno dostupná metoda sledování aktivity pacienta. Jejím základem je sběr a ukládání dat, která jsou generována pohybem pacienta. Snímání se provádí v předem určených intervalech zařízením zvaným aktigraf a data jsou ukládána do paměti aktigrafu. Profesionální aktigrafy tímto způsobem shromažďují data po delší dobu, např. týdny, nebo měsíce. Po dokončení snímání jsou data analyzována většinou automaticky za pomoci hodnotícího algoritmu. Těchto algoritmů existuje celá řada, stejně tak, jako aktigrafů a neustále jsou vyvíjeny další a další [3]. Zpracování univerzálního algoritmu je velmi obtížné, jestli ne dokonce nemožné z toho důvodu, že existuje velké množství různých aktigrafů s různou citlivostí, vzorkovací frekvencí a dalšími parametry. Aktigrafie, pokud je používáná bez dalších metod sledování kvality spánku, nemůže být zcela přesnou metodou k určení, kdy pacient spal a kdy byl vzhůru, přesto může fungovat jako validní nástroj ke zkoumání aktivity pacienta [5]. Navíc k tomotu závěru autoři došli po výzkumu s profesionálním aktigrafem na těle pacienta a dá se tedy předpokládat, že výsledky získané pomocí metody, kdy aktigraf (mobilní telefon) je pouze umístěn na pacientově matraci budou ještě daleko nepřesnější.

2.1.1. Aktigraf

Aktigraf je přístroj určený k pořízení aktigrafického záznamu. Ve většině případů se jedná o malé zařízení ve tvaru hodinek, které se nosí většinou na nedominantním zápěstí, takže pro pacienta představuje jen nepatrnou zátěž. Existují jak studie, které naznačují, že rozdíl mezi aktigrafem na dominantním a nedominantním zápěstí není příliš velký [16], tak ty

které tvrdí, že zápěstí není nejvhodnějším místem pro aktigraf [17]. Některé aktigrafy mohou být programovatelné, např. s nastavitelnou citlovostí, vzorkovací frekvencí etc. Každý aktigraf obshuje senzor, který je schopen měřit pohyb a to nejlépe ve všech třech osách. K tomuto účelu je nejčastěji použit akcelerometr. Dále mohou aktigrafy obsahovat i další pomocné senzory jako např. fotodiodu k detekci intenzity osvětlení. Velmi také záleží na umístění aktigrafu vzhledem k pacientovi. Pokud je jako aktigraf použit mobilní telefon položený na matraci, dochází k výraznému snížení vypovídající hodnoty výsledného záznamu, jelikož pohyb pacienta je měřen jen nepřímo, zprostředkovaně pomocí pohybu matrace. Dalším problémem použití mobilního telefonu k tomuto účelu je velké množství telefonů, přičemž různá zařízení mají vestavěny odlišné akcelerometry s lišícími se specifikacemi.

Obr. 1: Typický aktigraf ve tvaru hodinek

2.1.2. Akcelerometr

Akcelerometr je senzor určený k měření zrychlení. Existuje více typů akcelerometrů. Mechanické akcelerometry pracují na principu hmoty na pružinách. Při změně rychlosti senzoru se hmota začne pohybovat a tento její pohyb je následně měřen. Další početnou

skupinou jsou akcelerometry piezoelektrické, které využívají tlaku hmoty na piezoelektrický krystal a tím vzniká napětí korespondující s danou silou, tedy i zrychlením. Existují také akcelerometry kapacitní, založené na změně kapacity při přibližování a oddalování desek kondenzátoru (rovnice 2.2), což bývá i případ akcelerometrů v chytrém mobilním telefonu, což je v nejčastěji tzv. MEMS (micro electromechanical systems) akcelerometr.

Typický MEMS akcelerometr ve své nejjednodušší podobě obsahuje destičku, připevněnou ke hmotě, která je přes tlumení spojena s referenčním rámcem tak, že tato destička a vnější desky tvoří diferenční kapacitor (viz Obr 2.), ve kterém je posuv hmoty určen následujícím způsobem:

Pro kapacitu deskového kapacitou platí:

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{S}{d} \tag{2.1}$$

,kde ε_0 je permitivita vakuu, ε_r relativní permitivita, S plocha desek a d vzdálenost mezi deskami.

Kapacita mezi nepohyblivými deskami a pohyblivou deskou při posuvech o x_1 a x_2 lze vyjádřit jako:

$$C_1 = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{1}{x_1} = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{1}{d + x} = C_0 + \Delta C$$

obdobně

$$C_2 = C_0 - \Delta C \tag{2.2}$$

Při nulovém zrychlení jsou si C_1 a C_2 rovny, při nenulovém platí:

$$C_2 - C_1 = 2\varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{x}{d^2 - x^2} \tag{2.3}$$

A konečně posuv x se dá zjistit řešením rovnice:

$$\Delta C x^2 + \varepsilon_0 \varepsilon_r x - \Delta C d^2 = 0 \tag{2.4}$$

Pro malé posuvy se dá zanedbat člen $\Delta C x^2$, takže platí [4]:

$$x \approx \frac{d^2}{\varepsilon_0 \varepsilon_r} \Delta C = d \frac{\Delta C}{C_0} \tag{2.5}$$

Výstupní napětí pro posuv *x*, U_x bude rovno [4]:

$$U_x = U_0 \frac{C_2 - C_1}{C_2 + C_1} = \frac{x}{d} U_0 \tag{2.6}$$

,kde U_0 *– referenční napětí*

Z Newtonova 2. pohybového zákona při zanedbání odporu vzduchu a Hookova zákona plyne:

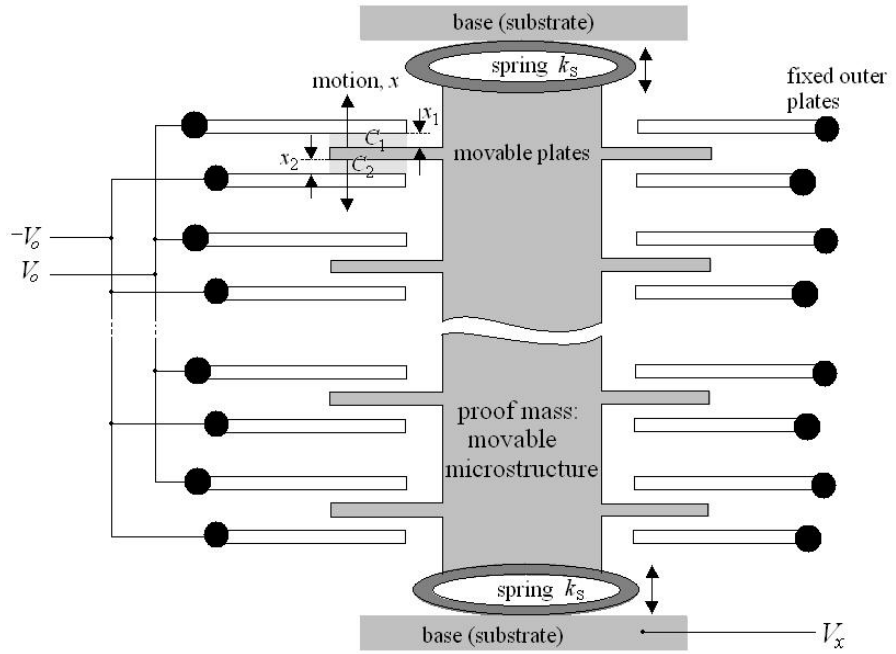
$$a_x = \frac{k_s d}{m U_0} U_x \tag{2.7}$$

,kde:

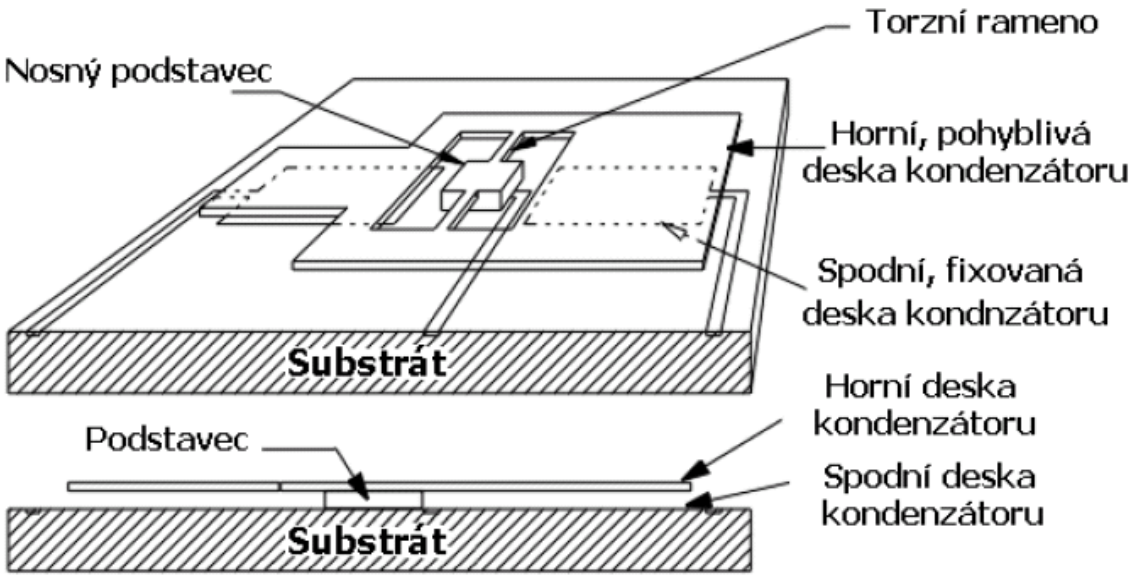
a_x *- zrychlení [ms-2]*
k_s *- tuhost pružiny [Nm-1]*
d - velikost výchylky hmotného bodu na pružině [m]
m - hmotnost závaží [kg]
U_0 *– referenční napětí*
U_x *– výstupní napětí*

Tímto způsobem se tedy dá získat díky akcelerometru zrychlení v jednom určitém směru.

Typicky bývá v senzoru větší množství těchto kapacitorů, jejichž příspěvky se sčítají a měří se výsledná změna kapacity, protože příspěvek jen od jednoho kapacitoru by byl příliš malý. Takto sestavený senzor však může zřejmě fungovat jen v jedné ose, proto je třeba použít více akcelerometrů v různých směrech tak, aby bylo možné měřit zrychlení ve všech třech osách. Velkou výhodou tohoto typu akcelerometru je snadná možnost integrace do elektroniky a právě díky tomu se jedná o nejběžnější typ akcelerometru v chytrých mobilních telefonech. Více o umístění, výběru a kalibraci akcelerometru pojednává studie [18].



Obr. 2: Struktura kapacitního akcelerometru,převzeto z [4]



Obr. 3: Skutečné uspořádání integrovaného akcelerometru

2.2. Poruchy spánku detekovatelné pomocí aktigrafie

V následující části jsou popsány základní poruchy spánku, při kterých se aktigrafie uplatňuje. Pozornost je věnována zejména popisu dané poruchy a přínosu aktigrafie pro její diagnózu, nebo průběh léčby.

2.2.1. Insomnie

Insomnie neboli nespavost, je nejběžnější spánkovou poruchou, tato porucha se vyznačuje tím, že postižený člověk nemůže usnout, nebo se během spánku velmi často probouzí. Insomnie bývá spojena s psychickými změnami, mezi typické důsledky patří ospalost, ztráta koncentrace, změny nálady, nebo další obtíže psychického rázu. Z aktigrafických záznamů lze insomnii identifikovat na základě příliš krátkých záznamů a velké pohybové aktivity v průběhu spánku. Právě insomnie je jedna z poruch, při kterých se aktigrafie hojně využívá z důvodu nutnosti opakovaného sledování, k čemuž se laboratorní vyšetření polysomnografem nehodí. Další výhodou aktigrafie při detekci insomnie je fakt, že pacient není nucen navyknout si na laboratorní podmínky, kde se nespavost často může i zhoršit z důvodu nepříjemného, nebo neznámého prostředí, a tím pádem je možné sledovat poruchu v pacientových běžných podmínkách.

Naopak nevýhodou použití aktigrafie v případě insomnie je fakt, že na aktigrafickém záznamu typicky nelze rozpoznat spánek od zcela klidného ležení, které se u insomniaků vyskytuje při pokusu usnout velmi často. Dalším záporným bodem může být to, že vinou častého probouzení postiženého se aktigrafický záznam může stát velmi nepřesným. Tento fakt ovšem velmi výrazně závisí na použitém algoritmu [7]. Algoritmy s nízkým prahem lépe detekují probuzení, zatímco algoritmy, které mají práh výše zase lépe rozlišují mezi spánkem a klidným ležením [8].

Insomnie se léčí hlavně nefarmakologicky a to zejména příjemným prostředím, vhodným načasováním spánku, omezením příjmu kofeinu, nebo vhodnou a správně načasovanou fyzickou aktivitou. Další možností je podávání hormonu melatoninu, které v některých případech může podpořit spánek, nicméně účinnost této možnosti léčby je

proměnná a funguje jen za specifických okolností [12]. Pokud všechny tyto metody selžou lze nespavost léčit i pomocí léků na spaní, které však musejí být podávány velmi opatrně a jen po dohodě s lékařem. Existuje také mnoho studií, které ukazují, že aktigrafie je užitečná při sledování efektu léčby na průběh choroby [9].

2.2.2. Poruchy cirkadiánní rytmicity

„ Poruchy cirkadiánní rytmicity vznikají odlišným „načasováním“ naší vlastní biologické rytmicity (určované suprachiazmatickými jádry uloženými v hypotalamu), případně její desynchronizací s biorytmicitou požadovanou zevním okolím (astronomickým střídáním dne a noci) “ [10] Tyto poruchy se často vyskytují u lidí, kteří pracují na směnný provoz v noci, ve formě tzv. Jet lagu, při časovém posunu u přesunů na velkou vzdálenost, nebo při nepravidelném 24 hodinovém rytmu.

V této oblasti je aktigrafie výbornou metodou jak při diagnóze, tak při sledování účinků léčby [3], jelikož hlavní „ konkurent” polysomnografie je samostatně prakticky nepoužitelná z důvodu nutnosti dlouhodobějšího monitorování. Nicméně souběžné použití aktigrafie a polysomnografie má ověřené příznivé výsledky, za předpokladu, že před laboratorním vyšetřením byl pořízen alespoň týden dlouhý kontinuální aktigrafický záznam a záznamy o spánku [9]. Při sledování účinků léčby se aktigrafické záznamy shodují se záznamy spánku, které si vedou samotní pacienti i s dalšími měřeními [9].

2.2.3. Periodické pohyby končetinami ve spánku

Jde o poruchu, kterou trpí 5-15% populace [11], při níž se v průběhu spánku vyskytují opakující se pohyby nohou, kvůli kterým bývá pacientův spánek narušován. Tyto pohyby se opakují většinou v intervalu 20-30 vteřin a častěji se hýbe pouze jedna z končetin.
Nejběžnějším pohybovým stereotypem je extenze palce s flexí v koleni, hleznu a kyčli (tzv. trojí flexe) [10]. Obtíže se vyskytují převážně při neaktivních fázích při přechodu mezi bděním a spánkem. Postižení se často snaží zbavit se problému tím, že se večer procházejí, dupou, dopřávají si teplou koupel a podobně, nicméně při ulehnutí a pokusu o spánek k pohybům končetin dochází znovu [12].

Periodické pohyby nohou ve spánku se nejčastěji vyšetřují pomocí EMG při polysomnografickém vyšetření. Nicméně i aktigrafie má v téhle oblasti svůj význam, jelikož je výrazně levnější a snáze se vyhodnocuje. Při aktigrafickém sledování periodických pohybů končetin se aktigraf přikládá k noze.

2.2.4. Apnoe

Apnoe (Spánkový apnoický syndrom - SAS) je spánková porucha, při které dochází k pravidelnému přerušování dýchání během spánku. Pokud tato přerušení trvají déle, než 10 vteřin jsou označována jako apnotické pauzy, na jejichž konci dochází k probouzení pacienta. Pokud nedojde k úplnému přerušení dýchání, ale pouze k jeho omezení jedná se o hypopnoe. Vážnost spánkové apnoe se určuje podle tzv. Apnea-Hypopnea indexu (AHI), což je počet apnotických pauz během jedné hodiny. Aby byla pacientovi diagnostikována spánková apnoe, musí se během jeho spánku vyskytovat alespoň 10 apnotických pauz za hodinu, čili AHI>=10. Apnoe se vyskytuje v několika podobách a to centrální a obstrukční [10].

Centrální SAS je daleko vzácnější. Vzniká v důsledku centrální poruchy respiračních mechanismů při vrozených nebo získaných kmenových lézích na úrovni prodloužené míchy. [10].

Daleko běžnější je obstrukční spánková apnoe (OSA), vyskytující se u 2-4% populace. [12] OSA vzniká při uzavření horních cest dýchacích, následkem čehož pacient přestává na určitou dobu dýchat. Toto uzavření horních dýchacích cest má za následek také, pro apnoe zcela typické, chrápání. Dalším symptomem obstrukční apnoe je také tvýšená ospalost během dne [20]. Mezi rizikové faktory patří např. obezita, nebo hypertenze. Důsledky obstrukční spánkové apnoe mohou být nevyspalost, hypertenze a v extrémních případech dokonce ischemická choroba srdeční. Konzervativní léčba spočívá v redukci nadváhy, změně polohy ve spánku (na boku, nikoliv zádech). Dále je možnost obstrukční apnoe léčit pomocí přípravků, které se vkládají do úst a fixují jazyk, nebo dolní čelist [19]. U těžších forem je indikována metoda trvalého přetlaku (CPAP). Pacient spí trvale s maskou, kterou je řízeným ventilátorem vháněn vzduch do horních cest dýchacích a optimální přetlak zabrání vzniku apnoických pauz [10].

Samotnou aktigrafii nelze použít k detekci spánkové apnoe ani ke zjištění její závažnosti, nicméně je vhodná jako doplněk zjednodušené verze polysomnografie, při které se monitorují pouze respiratorní funkce. Právě použití aktigrafie může zvýšit citlivost takto zjednodušené polysomnografie při detekci obstrukční spánkové apnoe až na dvojnásobek [13].

Detekci obstrukční apnoe, nikoliv však pomocí aktigrafie, ale analýzou zvukového záznamu pacientova chrápání je věnována následující kapitola této práce.

2.3. Přínos aktigrafie pro spánkovou medicínu

Jak již naznačila předchozí sekce, aktigrafie je validní metodou k získávání dat, týkajících se spánku a k jeho analýze. Její hlavní výhodou je nenáročnost a ekonomická dostupnost. Problémem ovšem je, že se téměř v žádných případech nedá využít zcela samostatně. Buďto plní pouze funkci jakéhosi podpůrného nástroje k polysomnografii, nebo je třeba důsledného vedení spánkových záznamů pacientem. Některé studie došly k závěru, že aktigrafie může dosahovat téměř stejných výsledků jako polysomnograf, nicméně je k tomu nezbytně nutná podpora vedení detailních záznamů o spánku samotným pacientem. [8]. Jiný výzkum tvrdí, že aktigrafie by neměla být použita jako jediný prostředek k diagnóze poruch spánku a je vhodná pouze jako doplňková metoda ke zkoumání insomnie, poruch rytmicity a syndromu neklidných nohou [3]. Zatímco studie [7] došla k závěru, že „Velmi nízká schopnost aktigrafie rozpoznat bdění vrhá pochybnosti na její validitu, co se týká měření kvality spánku ve skupinách s fragmentovaným spánkem, nebo v situacích, kdy se jedná o rytmicitu spánku“. Jak je tedy vidno ze zcela rozdílného názoru jednotlivých autorů na aktigrafii, je její přínos sice nepochybný, jen jeho velikost ještě stále není dost zřejmá.

2.4. Analýza aktigrafického záznamu

Analýza získaných dat je nedílnou součástí aktigrafie, jelikož ruční skórování záznamů sice může být důslednější, ale je náročnější na čas lékaře a navíc automatické skórování může brát v potaz spoustu proměnných, které lékař ze záznamu nemůže být schopen identifikovat. K analýze aktigrafických dat bylo vyvinuto již mnoho algoritmů,

z nichžněkteré jsou určeny pouze pro specifické podmínky a jiné by měly fungovat všeobecně. Nicméně co je vlastní všem těmto skórujícím algoritmům je fakt, že všechny předpokládají aktigraf nošený na zápěstí a nikoliv položený na matraci. Různé studie [13][14][15], dokládají vysokou spolehlivost různých algoritmů, nicméně zde je také vhodné podotknout, že veškeré tyto validační studie probíhaly v laboratorních podmínkách a nikoliv v domácím prostředí pacienta.

Základní myšlenka všech algoritmů k analýze aktigrafického záznamu je vždy velmi podobná. Jedná se o označení daného intervalu jako spánku, nebo bdění na základě vážené sumy pohybové aktivity a dalších proměnných v dané chvíli a několika intervalech předchozích a budoucích. Většina těchto algoritmů využívá vzorkování po minutě, nebo třiceti sekudnách. Dále pro lepší představu uvádím některé z možných algoritmů.

2.4.1. Algoritmus Scripps Clinic

Tento algoritmus byl vyvinut v roce 2010 jako vylepšená verze skórovacího algoritmu obsaženého v softwaru Actiware, který je součástí jednoho z nejrozšířenějších aktigrafů, konkrétně Actiwatch-L. Actiwatch-L je typický zápěstní aktigraf vyvinutý firmou Minimitter, nyní patřící pod korporaci Philips Electronics. Algoritmus Scripps Clinic vznikl, protože původní skórovací algoritmus měl tendenci podceňovat podíl bdění [6]. Autoři došli k závěru, že optimálním algoritmem pro použití Actiwatch-L je:

$$D = 0.3(0.0064x_{-10} + 0.0074x_{-9} + 0.0112x_{-8} + 0.0112x_{-7} + 0.0118x_{-6} + 0.0118x_{-5} + 0.0128x_{-4} + 0.0188x_{-3} + 0.0280x_{-2} + 0.0664x_{-1} + 0.0300x_0 + 0.0112x_1 + 0.0100x_2) \quad (2.8)$$

Kde epocha x je označena jako bdění, pokud D>1, jinak je epocha označena jako spánek a x_{-10}-x_2 reprezentují pohybové aktivity za 10 předchozích a 2 následující epochy [6]. Tento algoritmus počítá s jednou ucelené epochy snímání 30s. Celkově tento algoritmus dosahuje lepších výsledků, než jakýkoliv algoritmus implementovaný v softwaru Actiware [6].

2.4.2. Coleův algoritmus

Tento algoritmus byl vyvinut vědeckým týmem pod vedením Rogera Colea v roce 1992. Je založen na stejném principu jako Scripps Clinic s tím rozdílem, že bere v potaz pouze 4 předcházející epochy a nikoliv 10. Tento algoritmus byl jedním z prvních, který se dokázal přiblížit svou účinností polysomnografii. Na smíšeném vzorku pacientů měl účinnost přes 87 % [13], čímž ve své době dokázal odborné veřejnosti, že aktigrafie může být cenným nástrojem ve spánkové medicíně. Coleův algoritmus [14]:

$$D = 0.0033(1.06x_{-4} + 0.54x_{-3} + 0.58x_{-2} + 0.76x_{-1} + 2.3x_0 + 0.74x_1 + 0.67x_2) \tag{2.9}$$

Kde epocha *x* je označena jako bdění, pokud *D*>1, jinak je epocha označena jako spánek a x_{-4}-x_2 reprezentují pohybové aktivity za 4 předchozí a 2 následující epochy. Tento algoritmus počítá s dobou trvání jedné ucelené epochy snímání jedna minuta.

2.4.3. Sadehův algoritmus

Prakticky totožných výsledků jako algoritmus Coleův dosáhl dle studie [14] algoritmus Sadehův vyvinutý roku 1994. Tento algoritmus se od předchozích uvedených liší tím, že v potaz bere 5 předcházejích, ale také 5 následujících epoch, z nichž bere v potaz průměr aktivity. Sadehův algoritmus je vypočítáván následovně [15]:

$$PS = 7.601 - 0.065\text{MW5} - 1.08\text{NAT} - 0.056\text{SD6} - 0.073 \ln(\text{ACT}) \tag{2.10}$$

„ Kde *MW5* je průměr aktivit aktuální epochy a okna pěti předcházejích a pěti následujících epoch. *NAT* je počet epoch, ve kterých během 11 minutového okna pěti předcházejících a pěti následujících epoch je počet aktivit mezi 50-100. *SD6* je směrodatná odchylka počtu aktivit během dané epochy a pěti předcházejících a *ln (ACT)* je přirozený logaritmus 1+počtu aktivit

v právě skórované epoše. Pokud je *PS* čili pravděpodobnost spánku vyšší, než 0 je právě hodnocená epocha klasifikována jako spánek [14].“

Při použití tohoto algoritmu bylo dosaženo velmi odlišných výsledků pokud byl aktigraf na dominantním nebo nedominantním zápěstí. Tento rozdíl dle autorů vznikl z neznámých příčin [15]. Právě kvůli těmto rozdílům se dá předpokládat, že při pouhém umístění aktigrafu na matraci by tento algoritmus nebyl spolehlivý, a proto se k danému účelu vice hodí způsob, který je využíván některým ze dříve zmíněných algoritmů.

Kapitola 3

Detekce chrápání a spánkové apnoe

Po aktigrafickém snímání pohybů je další důležitou částí této práce detekce chrápání a spánkové apnoe. Jelikož se k tomuto účelu aktigrafie nehodí, rozhodl jsem se použít jinou metodu a to konkrétně frekvenční analýzu zvuku snímaného mikrofonem. Aby byla tato metoda úspěšná, bylo nutné se nejprve seznámit s akustickými vlastnostmi chrápání, apnotické pauzy a následně vyvinout algoritmus, který tyto dvě části od sebe dokáže rozpoznat. Posledním krokem byla implementace vzniklého algoritmu do mobilního telefonu. Přestože tato část práce není tak rozsáhlá jako kapitola věnující se aktigrafii, tak i zde se nacházejí mnohá úskalí.

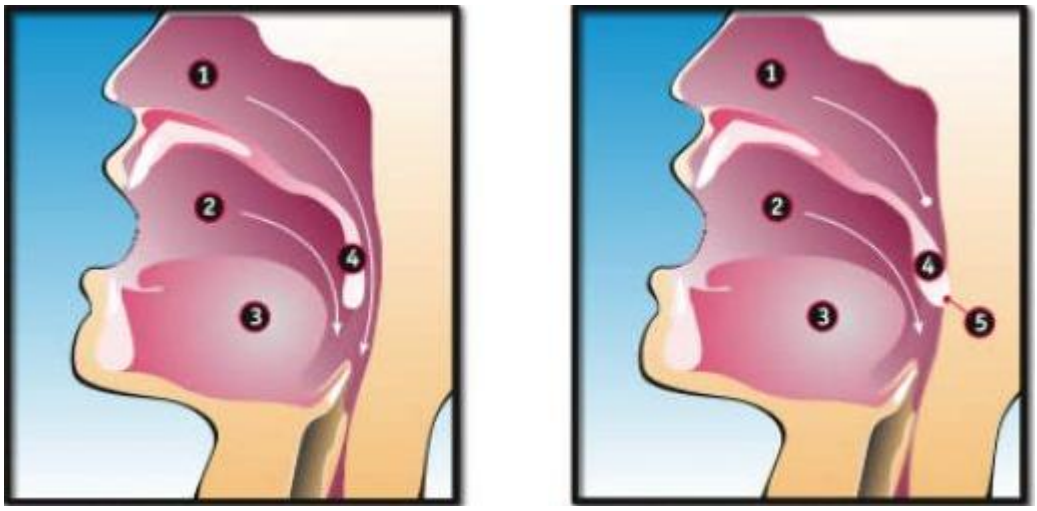
3.1. Obyčejné chrápání

3.1.1. Definice, vznik a projevy obyčejného chrápání

Chrápání je dle definice „Respirační zvuk vznikající během spánku, jenž může být jak noční, tak i denní“ [21]. Chrápání je pro člověka, který jím trpí velmi nepříjemné, jelikož může vážně narušovat jeho společenský a především rodinný život, kde samozřejmě závisí na tom, jak je partner schpen chrápání vnímat a snášet, jelikož jak naznačuje studie [23], různí lidé vnímají chrápání zcela odlišně. Dále je známo, že chrápání je rizikovým faktorem pro cerebrovaskulární onemocnění [25][26]. Statistiky ohledně procentuálního zastoupení lidí trpících chrápáním se pohybují mezi 40-60% [21][22][23] a zhoršují se se stoupajícím věkem, což indikuje, že jde o globální problém většiny populace.

Chrápání vzniká v hltanové části horních cest dýchacích tím, že při průchodu vzduchu touto oblastí příslušná tkáň vibruje. „Přesněji řečeno, chrápání je charakteristická oscilace

měkkého patra, faryngální (hltanové) stěny, hrtanové příklopky a jazyka“ [23]. Chrápání také rozhodně není homogenním po celou dobu spánku, právě naopak je to jev velmi různorodý, jeho vlastnosti podléhají mnoha vlivům jako např. fáze spánku (v této oblasti se výrazně liší pacienti s různě závažným stupněm chrápání [24]), poloha těla způsob dýchání (nosem, ústy, nebo obojím). Projevy chrápání se samozřejmě liší během jednotlivých nocí i u stejného pacienta. Mezi hlavní parametry, které jsou u chrápání sledovány patří jeho intenzita, načasování, členitost a délka v průběhu spánku. Pro tuto práci je taktéž důležité, že chrápání je prvním a nejčastějším příznakem dysfunkce horních cest dýchacích, která může vést právě až k syndromu spánkové apnoe.



Obr.4: Srovnání běžného dýchání a chrápání

1) dutina nosní
2) dutina ústní
3) jazyk
4) měkké patro
5) obstrukce nosní cesty

Na obrázku 4 je vidět rozdíl v postupu vzduchu horními cestami dýchacími při normální dýchání a při chrápání. Při běžném dýchání je otevřena jak nosní, tak ústní cesta, zatímco při chrápání se měkké patro a patrový čípek zhroutí na zadní stěnu a tím zablokují nosní cestu.

3.1.2. Akustické vlastnosti obyčejného chrápání

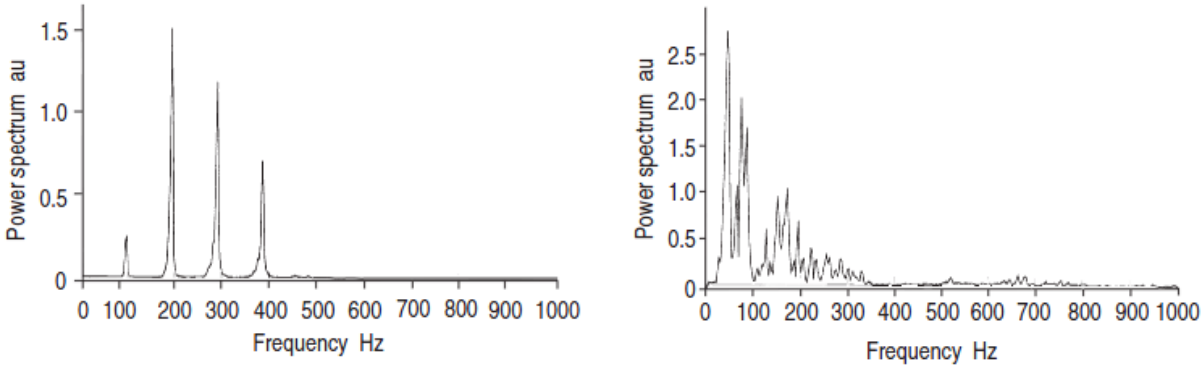
Drtivá většina pokusů o analýzu akustických vlastností chrápání byla proveda právě kvůli detekci syndromu spánkové apnoe a to zejména kvůli faktu, že zlatý standard, kterým vždy byla a nejspíše ještě dlouho bude polysomnografie je finančně nákladný a pro pacienta značně nepohodlný (zářným příkladem této motivace je výzkum [30]). Další motivací pro hledání těchto vlastností je snaha naleznout objektivní způsob vyhodnocení chrápání, protože jak již bylo řečeno dříve, jeho vnímání je silně subjektivní záležitostí.

Podle výsledků studií [22][23][27] se obyčejné chrápání dá rozdělit podle dvou hlavních vzorů, které se v něm vyskytují a jsou od sebe značně rozdílné. Jedná se o prostý průběh a komplexní průběh. Typicky se u každého pacienta vyskytují oba dva vzory, avšak v různé míře [27]. Celkově se většina výkonu nachází do 2000Hz a hlavní peak do 500Hz [28].

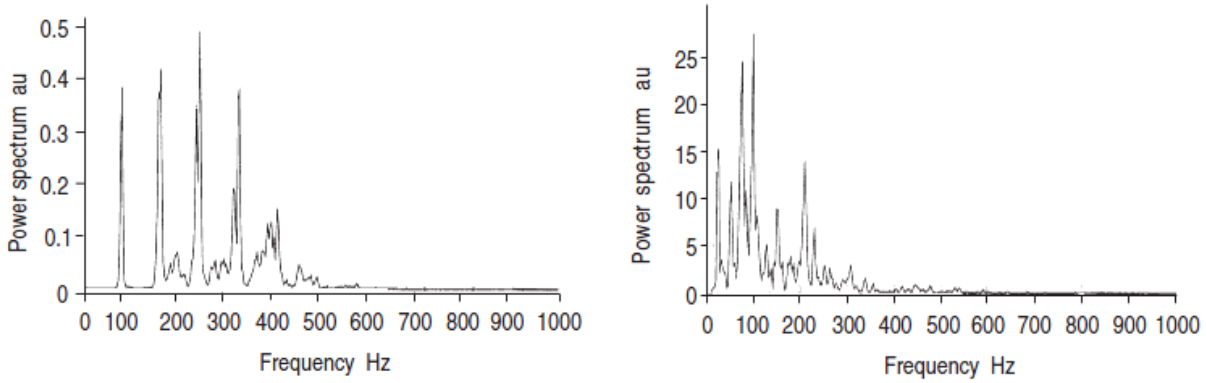
Komplexní průběh by měl mít ve frekvenční oblasti hlavní peak v rozmezí 62-136 Hz a dále by měl obsahovat 3-7 menších peaků v rozmezí 240-970 Hz. Střední frekvence[1] těchto vyšších frekvencí v komplexním průběhu by měla být přibližně 430-770 Hz [27]. Celkově se ve spektru tento průběh dá poznat podle několika peaků rozdílných amplitud, jenž jsou velmi blízko u sebe. Spektra komplexního průběhu v různých fázích chrápání jsou na obrázku 5 a 6 .

Prostý průběh lze podle spektra identifikovat podle jednoznačně určitelného hlavního peaku, nacházejícího se v oblasti 100-240 Hz a také, na rozdíl od komplexního průběhu, jasně rozlišitelných harmockých na vyšších frekvencích. Spektra prostého průběhu v různých fázích chrápání jsou na obrázcích 5 a 6. V porovnání se spektrem z [21] (obr.7) je patrná odlišnost.

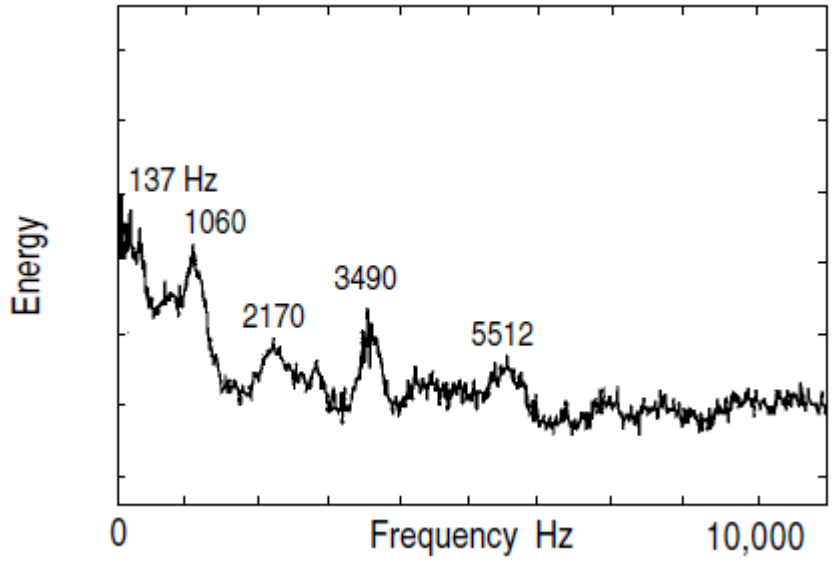
[1] Střední frekvence je taková frekvence, do které se vyskytuje polovina celkového výkonu spektra



Obr. 5: Spektrum prostého průběhu (vlevo) a komplexní průběho (vpravo) při prvním dechu chrápání, převzeto z [22]



Obr.6: Spektrum prostého průběhu (vlevo) a komplexní průběho (vpravo) při druhém dechu chrápání, převzeto z [22]



Obr.7: Frekvenční spektrum chrápání, převzeto z [21]

3.2. Analýza zvukového signálu

3.2.1. Rychlá Fourierova transformace

Jelikož chrápání je akustické vlnění neboli zvuk, používá se k jeho zachycení mikrofon, což je zařízení, které převádí tlak vzduchu na elektrický signál, k jehož analýze za účelem určení hlavních parametrů, které je žádoucí znát je nejprve třeba časový průběh záznamu převést do frekvenční oblasti, a to za použití rychlé Fourierovy transformace (FFT). Rychlá Fourierova transformace je algoritmus určený k efektivnímu vypočítání diskrétní Fourierovy transformace (DFT), která je definována následovně:

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i2\pi k \frac{n}{N}} \qquad k = 0,1,2,\dots,N-1 \tag{3.1}$$

kde $x_0, \dots, x_{N-1}$ jsou obecně komplexní čísla.

FFT se používá zejména kvůli její rychlosti, jak naznačuje samotné jméno, a efektivitě. Diskrétní Fourierova transformace má totiž asymptotickou složitost $O(N^2)$, zatímco nejpoužívanější algoritmus FFT (Cooleyho-Tukeyho algoritmus), který rekurzivně dělí původní DFT na mnoho menších DFT má složitost jen $O(N\ log_2 N)$, čímž pádem dochází k výraznému zrychlení celého výpočtu.

Další možností zjištění frekvence by byl algoritmus Zero Crossing, který by ovšem podal pouze informaci o celkové frekvenci signálu, ale nikoliv o jeho rozložení ve spektru, takže tento algoritmus je pro detekci chrápání nevhodný. Jakmile je známo frekvenční spektrum signálu je možné identifikovat nejdůležitější parametry nutné k detekci chrápání.

3.2.2. Detekce chrápání

Po provedení FFT je dále možné aplikovat různé druhy filtrů na odstranění šumu, jehož výskyt může být zdrojem problémů, nicméně ani těmito filtry se nedá odstranit úplně vše, jelikož ve zvukovém záznamu budou vždy přítomné i jiné zvuky než chrápání, které se vyskytují na podobných frekvencích, takže jejich odfiltrování není možné.

Nejdůležitějšími parametry pro detekci chrápání z frekvenčního spektra zvukového signálu jsou [27]:

f_{peak} - frekvence, na které se nachází nejvyšší špička ve spektru
f_{mean} - frekvence, do které se vyskytuje 50% celkového výkonu
f_{max} - frekvence, do které se vyskytuje 90% celkového výkonu

Pokud tyto hodnoty odpovídají hodnotám typickým pro chrápání, dá se daný záznam jako chrápání klasifikovat. Další možností, jak zvýšit spolehlivost detektoru je implementovat detektor špiček (klidně i v nejjednodušší podobě) a zkoumat vzdálenost špiček mezi sebou, jejich rozložení etc. Zajímavým parametrem je také rozložení výkonu kolem jednotlivých špiček, kde např u komplexního průběhu je většina výkonu „ nabalena“ kolem nejvyšší špičky [22]. Samozřejmě je také nutné posoudit, jestli průměrná amplituda zvukového záznamu překročila určitou mez, od které je možné nahraný zvuk považovat za validní signál a ne pouze ticho s šumem.

Celkově při detekci chrápání hraje velkou roli kvalita mikrofonu, která u spousty mobilních telefonů výrazně pokulhává (spoustu telefonů má mikrofon, který dokáže snímat s vzorkovací frekvencí pouze 8 kHz, což dle vzorkovacího teorému neumožňuje zachytit frekvence přesahující 4 kHz). V porovnání se studií [22], kde byl použit mikrofon s vzorkovací frekvencí přes 40 kHz se toto jeví jako dosti závažný handicap. Stejně tak problematické je správné nastavení algoritmu, pro různé telefony disponující operačním systémem Android právě kvůli tomu, že každý má jiný mikrofon s jinou vzorkovací frekvencí. Další nevýhodou použití telefonu k detekci chrápání může být velká závislost na jeho umístění, jelikož není možné, aby telefon byl po celou dobu spánku přímo proti ústům

uživatele a kvalita signálu (zejména množství šumu) velmi závisí na vzdálenosti, do které ho uživatel umístí. Nehledě na to, že studie [28] a [22] umístily mikrofon přímo na tělo pacienta (konkrétě na kost hrudní v prvním případě a nad hrtan v případě druhém). Všechna tato fakta velmi ztěžují detekci chrápání s mobilním telefonem jako jediným dostupným přístrojem.

Je samozřejmostí, že pokud se k takto provedené frekvenční analýze přidá také analýza v časové oblasti (zaměřená zejména na intenzitu viz.[23], nebo na délku trvání jednotlivých epizod [30]), je možné výsledky dále zpřesnit, nicméně frekvenční oblast zůstává stále v popředí zájmu většiny studií [21][22][27][28][29].

3.2.3. Rozlišení apnotického a obyčejného chrápání

Způsobů jak na základě výsledků frekvenční analýzy odlišit obyčejné chrápání od apnotické události existuje několik. Jednou z možností je porovnání nejdůležitějších naměřených parametrů f_{peak}, f_{mean} a f_{max} s výsledky, které získaly předchozí studie (např. [22], nebo [27]) při měření pacientů trpících obstrukční spánkovou apnoe a na základě tohoto porovnání určit jestli skutečně jde o apnoe. Např. pokud bychom se chtěli řídit studií [22], dalo by se postupovat dle následující tabulky:

	Obyčejné chrápání	Obstrukční spánková apnoe
$f_{peak}[Hz]$	264±107	157±136
$f_{mean}[Hz]$	325±58	223±147
$f_{max}[Hz]$	462±85	455±199

Tab.1:Rozdíly v hlavních parametrech u obyčejného chrápání a chrápání při OSA, převzeto z [22]

Jiné studie, jako třeba [27] zjistily tyto hodnoty mírně odlišně, a tudíž je třeba brát je s rezervou, což je také zřejmé z velmi vysokých nejistot. Studie [29] dokonce odhalila u pacientů s OSA velké peaky nad 1000Hz, zatímco analýza obyčejného chrápání přinesla

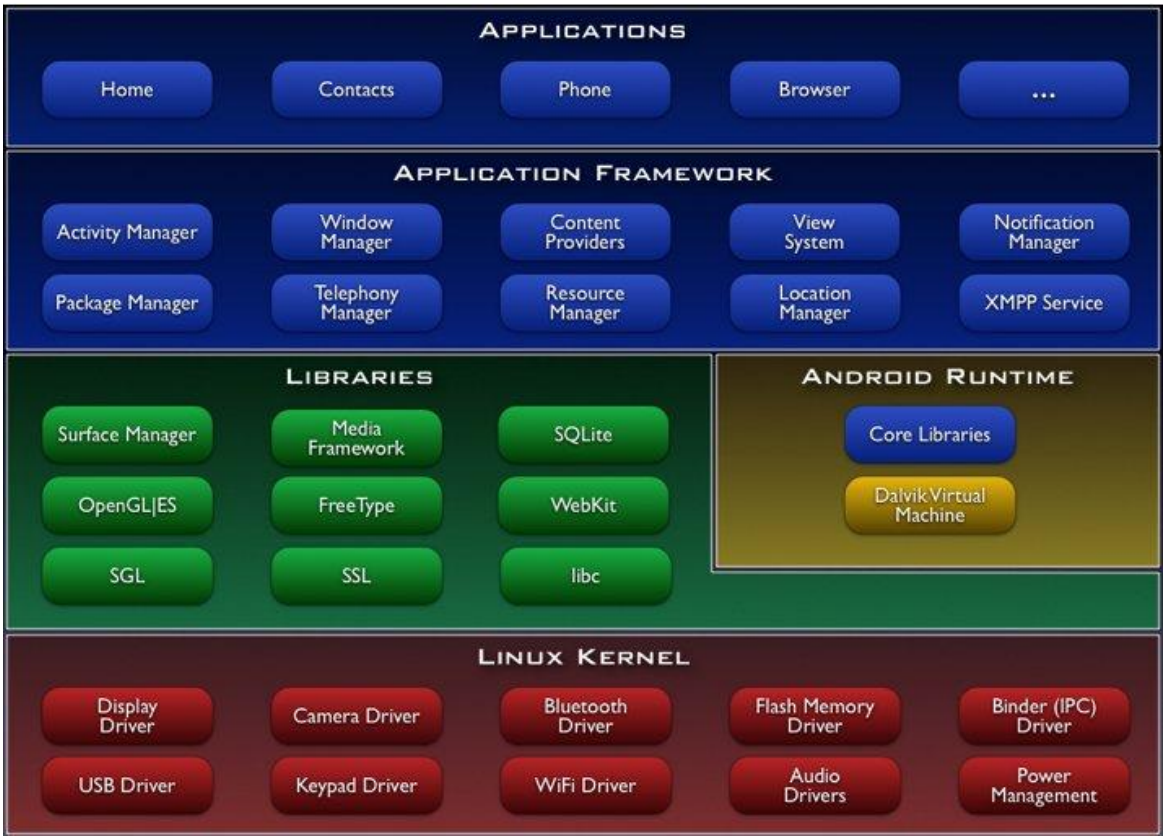
výsledky podobné těm ve dříve zmíněných studiích. Dalším negativním bodem tohoto srovnávání je, že jednotlivé studie (konkrétně [22] a [28]) vykazují velmi odlišné výsledky. Rozdíly jsou zejména v f_{peak}, která je v případě obyčejného chrápání u [28] nižší, zatímco v případě OSA vyšší. Dalším rozdílem mezi těmito studiemi je fakt, že [28] objevila v případě pacientů trpících spánkovou apnoe významné výkony v oblasti kolem 1 kHz, zatímco studie [22] tento nález nepotvrdila, což je dle autorů dáno odlišným typem mikrofonu a jeho odlišným umístěním.

Ještě jinou navrhovanou možností rozlišení mezi obyčejným chrápáním a apnotickým je podle [28] poměr celkového výkonu ve spektru, který se nachází na frekvencích vyšších, než 800 Hz ku výkonu na frekvencích pod 800 Hz. Obecně však lze říci, že žádná z metod není stoprocentně spolehlivá a porovnávání výsledků jednotlivých studií je právě kvůli rozličným typům mikrofonů a jejich umístění dosti ošemetná záležitost, jak také upozorňuje [21], která zároveň navrhuje jako možné řešení jakousi standardizaci postupů.

Kapitola 4

Platforma Android

Operační systém Android je open-source platforma, která se využívá zejména v mobilních zařízeních. Platforma Android zahrnuje na linuxu založené jádro, middleware (obsahující hlavně Dalvik Virtual Machine a knihovny), aplikační rámec a aplikace, kromě toho se ještě do Androidu dá zahrnout Software Development Kit (SDK), který umožňuje vývojářům tvorbu nových aplikací. Při vývoji systému byla brána v úvahu omezení, kterými disponují klasická mobilní zařízení, jako výdrž baterie, menší výkonnost a málo dostupné paměti. Zároveň bylo jádro Androidu navrženo pro běh na různém hardwaru. Systém tak může být použit bez ohledu na použitý chipset, velikost či rozlišení obrazovky [32].



Obr. 8: Architektura Androida, převzato z [33]

4.1.1. Aplikace v Androidu

Aplikace v Androidu je software, který je spustitelný v operačním systému Android. Tento software je tedy určený pro mobilní telefon, tablet, popřípadě obojí. Přestože každý vývojář může distribuovat svou aplikaci dle svého uvážení, převážná většina volí zřejmě nejjednodušší cestu, a tou je distribuce přes Google Play, což je online obchod pro tyto aplikace, zahrnující jak zpoplatněné, tak volně dostupné aplikace.

Aplikace pro Android jsou napsány v programovacím jazyku Java a používají Javě příslušící knihovny. Každá aplikace je nejprve zkompilována tak, aby mohla běžet v Dalvik Virtual Machine, což je viruální stroj určený pro mobilní zařízení.

4.1.2. Aplikační rámec

Tím, že poskytuje otevřenou platformu pro vývoj, Android nabízí vývojářům možnost vytvářet velmi bohaté a inovativní aplikace. Aplikační rámec umožňuje vývojářům v aplikacích využívat hardware zařízení, na němž aplikace běží. Tato vrstva tak umožňuje číst stav telefonu (nebo tabletu), zprostředkovává informace o službách běžících na pozadí a pro tuto práci velmi důležitých informacích o poloze etc.

Vývojáři mají plný přístup ke stejným rámcovým API, které používá i jádro systému. Aplikační architektura je navržena tak, aby zjednodušovala opakované použití komponent. Jakákoliv aplikace může nabízet své služby jakékoliv jiné aplikaci, která pak může tyto služby využít.

4.1.3. Knihovny

Android obsahuje také množství užitečných knihoven, zejména sadu C/C++ knihoven, které jsou využívány různými komponentami systému, k nimž uživatelé mohou přistupovat přes systémové rámce. Jde zejména o grafické knihovny, přehrávač médií, prohlížeč, nebo SQLite[34].

4.1.4. Android runtime

O veškeré spuštěné procesy se v Andoidu stará DVM (Dalvik Virtual Machine), jehož výhodou je, že může běžet několik virtuálních strojů najednou. Každý program se nejprve zkompiluje do byte kódu tak, aby DVM mohl tento kód spustit. DVM spoléhá na linuxové jádro na nižší úrovni zejména se správou vláken a paměti.

4.1.5. Jádro

Linuxové jádro je nejnižší a nejdůležitější vrstvou platformy Android. V Androidu verze 2.1, pro kterou je aplikace na sledování kvality spánku vyvíjena, je použito jádro verze 2.6.29. Tato vrstva spravuje zejména ovladače, paměť, výdrž baterie atd.

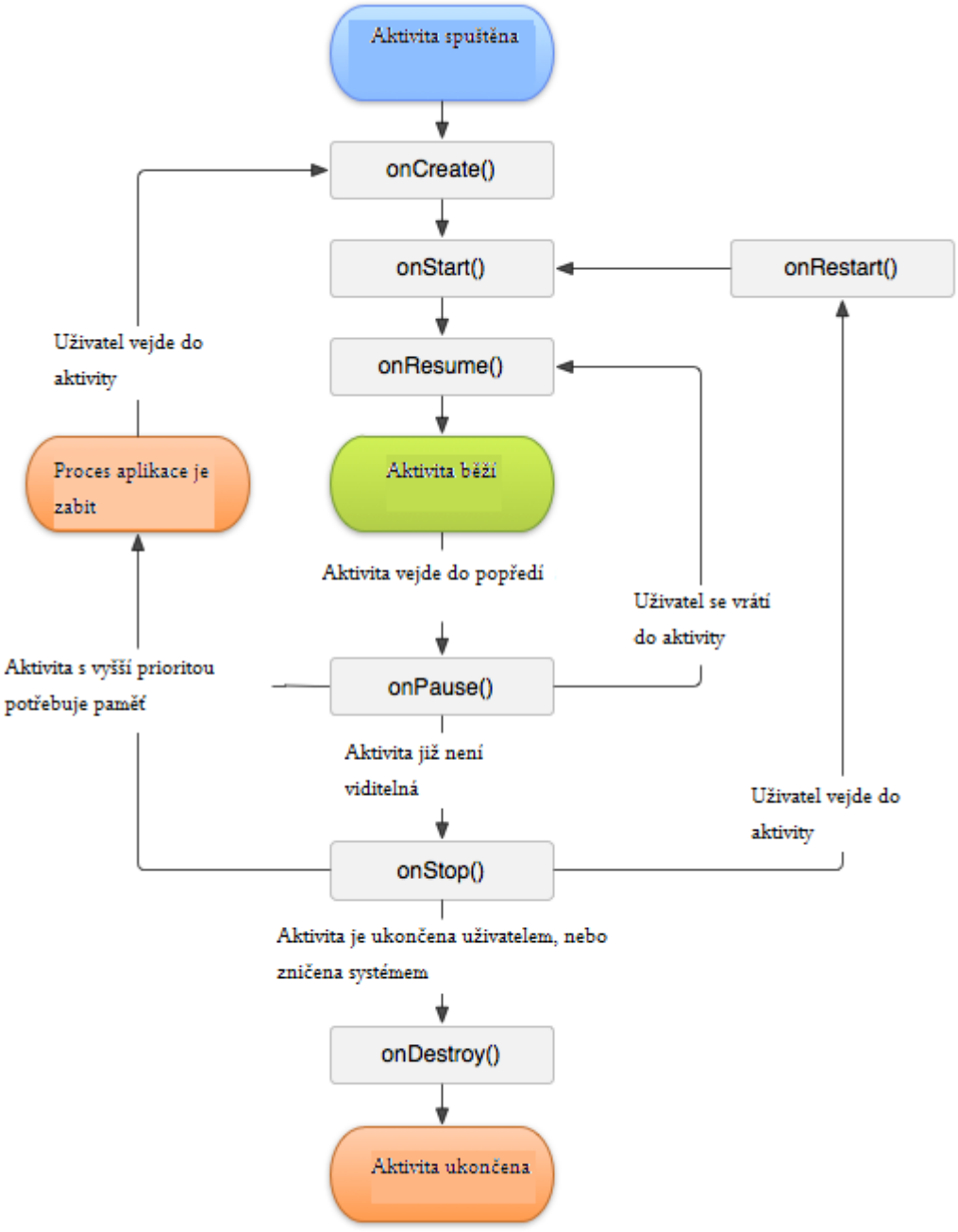
4.2. Základní části aplikace Android

Všechny aplikace pro platformu Android jsou složeny ze čtyř základních komponent, kterými jsou Activity, Service, Content provider a Broadcast Receiver. Až na Content provider mohou jednotlivé komponenty mezi sebou komunikovat pomocí tzv. intentů.

4.2.1. Activity

Aktivita je součást aplikace, která nabízí obrazovku, s níž mohou uživatelé komunikovat, aby mohli něco udělat, například volat, fotit, poslat e-mail, napsat SMS etc. Každá aktivita má přiděleno okno, ve kterém se vykresluje její uživatelské rozhraní. Okno obvykle vyplní celou obrazovku, nicméně může být i menší.
Aplikace se obvykle skládá z několika aktivit, které jsou provázané. Má typicky jednu „main“ activitu, která se aktivuje při spuštění aplikace. Každá aktivita pak může začít další aktivity s cílem provádět různé akce. Pokaždé, když začíná nová aktivita, je předchozí zastavena, ale systém ji zachovává v zásobníku (back stack). Když nová aktivita začíná, je vložena na back stack a prezentována uživateli. Back stack pracuje na mechanismu LIFO (last in, first out), takže když je uživatel stiskne tlačítko Zpět, poslední spuštěná aktivita se odebere z fronty a

pokračuje aktivita předchozí. Pokud je jedna aktivita zastavena, protože začíná jiná, dojde ke změně jejího stavu v životním cyklu aplikace[35].



Obr.9: Životní cyklus aktivity

4.2.2. Service

Service je komponenta aplikace, která může provádět dlouhotrvající operace na pozadí a neposkytuje uživatelské rozhraní. Může být spuštěna jinou komponentou a bude běžet na pozadí i v případě, že uživatel přepne do jiné aplikace. Jakákoliv komponenta se může vázat k service a komunikovat s ní. V rámci monitorování kvality spánku jsou Services ke snímání akcelerometrem a nahrávání mikrofonem velmi důležitými součástmi aplikace.

4.2.3. Content provider

Hlavním úkolem Content provideru (poskytovatele obsahu) je správa sdílených aplikačních dat. Poskytovatelé obsahu jsou standardním rozhraním, které spojuje data v jednom procesu s kódem běžícím v procesu jiném.Může získávat data z webu, SQLite databáze, nebo i jiných umístění.

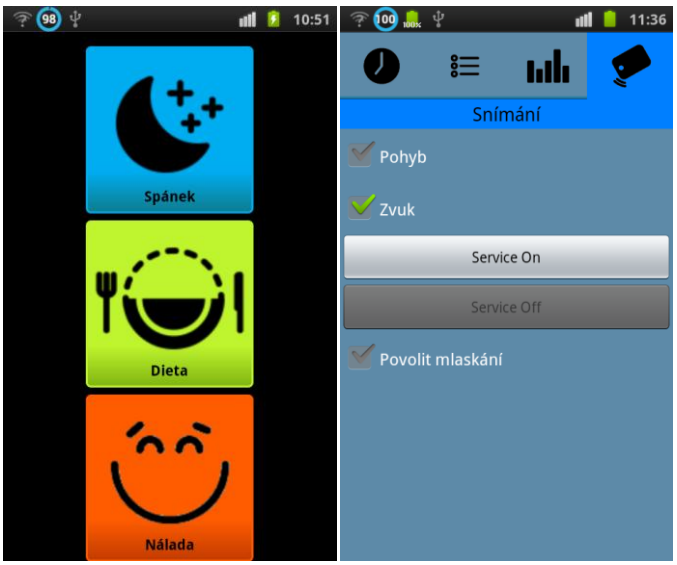
4.2.4. Broadcast receiver

Broadcast receiver je komponenta, která reaguje na celosystémový broadcast (vysílání pro všechny). Mnoho broadcastů pochází ze systému, například oznámení o vypnutí obrazovky, stavu baterie atp. Broadcast může být zahájen i aplikací, například oznámení ostatním aplikacím, že určité její součásti jsou připraveny k použití. I když broadcast receiver nezobrazí uživatelské rozhraní, může vytvořit oznámení na stavovém řádku upozorňující uživatele o dané události. Většinou je však využit jako komponenta, která hlídá, zdali došlo k nějaké události a pokud ano, tak patřičným způsobem reaguje[36].

Kapitola 5

Implementace aplikace Asleep

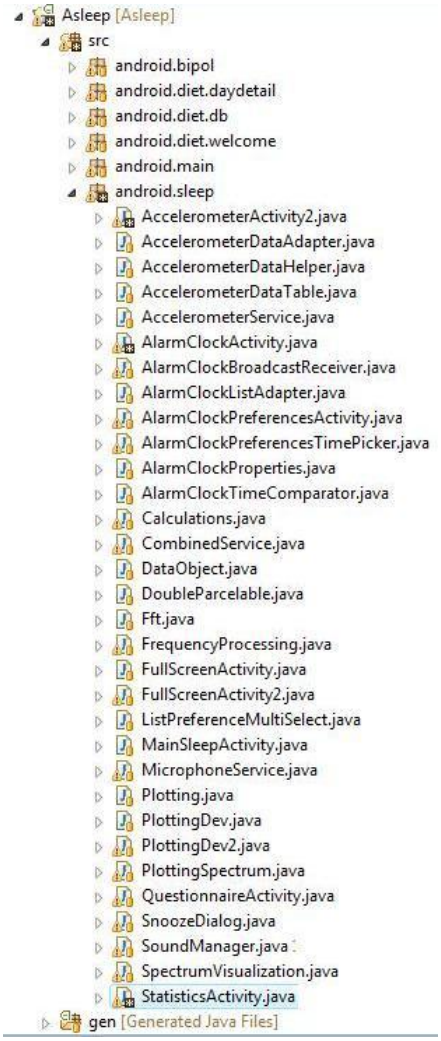
Cílem této práce bylo vytvoření aplikace ke sledování kvality spánku. Pro danou aplikaci je použit název Asleep (kde A označuje platformu Android). Aplikace je psána pro platformu Android verze 2.1 (Eclair) ve vývojovém prostředí Eclipse s pluginem umožňujícím vývoj softwaru pro Android, čili Android SDK. Verze 2.1 využívající API (programové rozhraní aplikace) úrovně 7 byla zvolena z toho důvodu, že API vyšší úrovně zaručuje zpětnou kompatibilitu a API nižší úrovně je nyní na trhu v naproste drtivé menšině. Aplikace je rozdělena do tří hlavních částí. Sledování kvality spánku se věnuje část „Spánek", dalšími dvěma částmi jsou „Nálada" a „Dieta", na kterých pracovali v rámci svých bakalářských prací kolegové J.Mosinger[39] a V.Burda[40].



Obr. 10: Hlavní menu aplikace Asleep a uživatelské rozhraní pro snímání

5.1. Struktura části „Spánek“

Z hlediska této práce je samozřejmě nejdůležitější část „Spánek“, která obsahuje další čtyři podčásti (viz *Obr.10*), kterými jsou „Snímání“, „Statistiky“, „Dotazník“ a „Budík“ . Veškerý kód pro tuto část se nachází v balíku *android.sleep* a v současné chvíli obsahuje 32 tříd. Vzhledem k takto velkému množství tříd budou v této práci popsány pouze ty nejzákladnější.



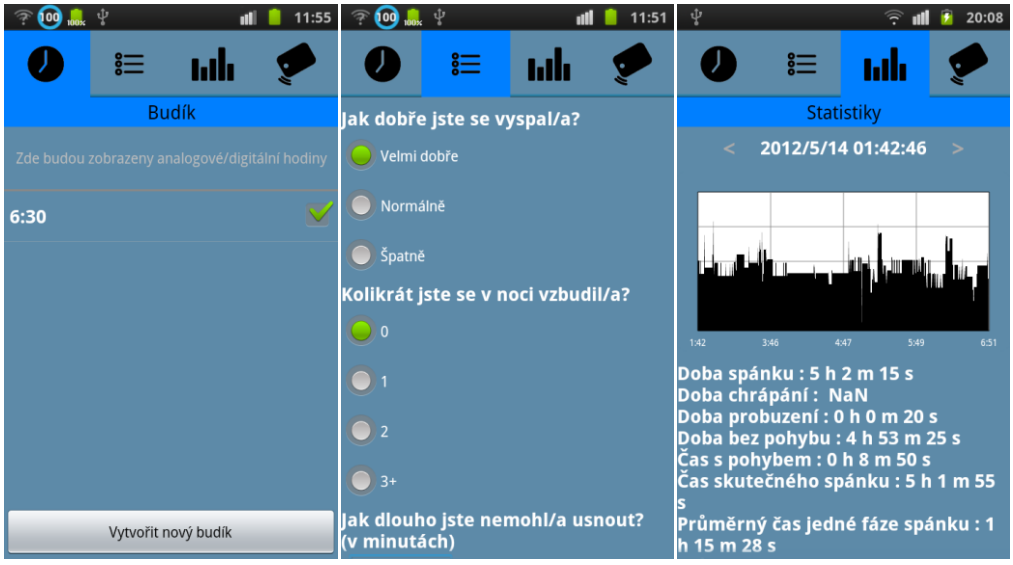
Obr. 11: Struktura balíku android.sleep

5.1.1. Uživatelské rozhraní

Uživatelské rozhraní je tvořeno čtyřmi aktivitami, mezi kterými může uživatel libovolně přepínat pomocí záložek v horní části obrazovky, přičemž každá z těchto aktivit reprezentuje jednu z dříve vyjmenovaných podskupin. Rozhraní pro snímání je reprezentovánou třídou *AccelerometerActivity2.java*. Toto rozhraní umožňuje uživateli vybrat, zdali bude snímat pohyb, zvuk, nebo obojí zároveň. Dále nabízí možnost zapnutí/vypnutí zvuku mlaskání v případě, že bylo detekováno chrápání. Hlavně však tato aktivita umožňuje snímání spustit a ukončit. (viz *Obr.10)*

Další záložka reprezentuje „Statistiky“, toto rozhraní je spravováno třídou *StatisticsActivity.java* a umožňuje uživateli prohlížet vyhodnocené záznamy dříve nasnímaných dat, seřazené dle data pořízení. K dispozici je uživateli graf, reprezentující pohybovou aktivitu (po dotyku se tento graf zobrazí na celou obrazovku) a textový přehled parametrů jeho spánku.

Poslední dvě záložky reprezentují „Dotazník“ a „Budík“. V aktivitě *QuestionnaireActivity.java* se uživateli stejně jako ve statistikách zobrazí možnost přepínat mezi jednotlivými dny a graf pohybové aktivy (za předpokladu, že byl snímán pohyb). Dále je uživateli prezentován jednoduchý dotazník, který vhodně doplňuje aktigrafický záznam a může tak zvýšit vypovídající hodnotu sledování. Otázky se týkají subjektivního dojmu pacienta z jeho spánku, počtu probuzení a odhadu trvání doby, po kterou nemohl usnout. Záložka „Budík“, jak již název napovídá umožňuje nastavit budík a vybrat mu melodii.



Obr. 12: Záložky budíku, dotazníku(dolní části) a statistik(horní části)

5.1.2. Databáze

Aplikace využívá k ukládání dat databázi, využívající relační systém SQLite, což je databázový systém obsažený v knihovně napsané v C, která je součástí platformy Android, jak již bylo řečeno dříve. Tato implementace databáze umožňuje uchovávat data až do velikosti 1MB na záznam, což je pro snímání pohybu při jeho momentální implementaci zcela dostačující, na snímání zvuku to však klade velká omezení, jelikož není možné uložit zvukový záznam za celou noc a je tedy nutné ho vyhodnocovat průběžně. Každý záznam v databázi obsahuje ID, čas pořízení záznamu a objekt s daty.

5.2. Implementace aktigrafického snímání

5.2.1. Sběr dat

Samotný sběr dat z vestavěného akcelerometru je realizován dvěma třídami, které však nikdy nejsou spuštěny současně. Jedná se o *AccelerometerService.java* a *CombinedService.java.* O tom, která bude využita rozhoduje to, jestli je snímán pouze pohyb (první varianta), nebo pohyb současně se zvukem (druhá varianta). Přičemž kombinované snímání pohybu a zvuku na většině telefonů není schopné běžet současně zcela bez chyb, což bude podrobněji zmíněno dále.

Jelikož třídy realizující snímání jsou implementovány jako services, mohou běžet na pozadí od začátku snímání až do doby, než je uživatel ukončí. Snímaní začíná 30 sekund po stisknutí tlačítka „Service On“ a to z toho důvodu, aby měl uživatel dost času telefon umístit do vhodné polohy na matraci a telefon měl dost času provést počáteční kalibraci. Během snímání je možné telefon používat zcela standardním způsobem aniž by sběr dat byl přerušen, nicméně se to vzhledem ke snímání během noci příliš nepředpokládá. Snímání tedy probíhá nonstop a jelikož jsem se na rozdíl od algoritmů dříve popsaných v této práci a prezentovaných ve studiích [13][14] a [15] rozhodl, s ohledem na možnosti mobilních telefonů, použít jako jednu ucelenou epochu 5 sekund, tak k uložení dat dojde právě jednou za 5 sekund a to tím způsobem, že se zaznamená vždy největší pohyb v každé ose a podle nich se vypočítá celková velikost pohybu jako :

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \tag{5.1}$$

a tento údaj se následně uloží do dočasného seznamu. Při ukončení snímání se celý tento seznam společně s údaji o vzorkovací frekvenci a informaci o času začátku a konce uloží do datového objektu, který je následně vložen do databáze.

5.2.2. Vyhodnocení dat

O vyhodnocení nasnímaných dat se stará třída *Calculations.java*, ve které je implementován skórovací algoritmus, který zjišťuje parametry daného spánku.

Jako první se zde ke slovu dostává určení největšího pohybu v rámci daného snímání. Je vytvořen podzáznam několika největších pohybů (jejich počet se rovná dvěma tisícinám celkového počtu záznamů). Jelikož algoritmus nevyužívá absolutních hodnot záznamu, nýbrž relativního přístupu k datům (což je nezbytně nutné vzhledem k rozdílným akcelerometrům a jiným parametrům jednotlivých telefonů, na kterých může aplikace fungovat), tak právě tyto velké a často nežádoucí pohyby jeho funkci velmi negativně ovlivňují. Dokonce do takové míry, že algoritmus je pak zcela nefunkční. Z takto vytvořeného podseznamu je potom určen medián a výsledek označen jako největší pohyb obsažený v záznamu, ze kterého potom následný algoritmus čerpá. Je lepší tímto způsobem ztratit několik validních dat s velkým pohybem, než se orientovat podle největší hodnoty z původního záznamu, která bude pravděpodobně způsobena nežádoucím jevem, jako např. velmi velkým nasnímaným pohyb na konci záznamu, kdy uživatel telefon zvedne, aby vypnul snímání etc.

Poté přichází řada na samotný skórovací algoritmus, který je dost podobný Coleovu algoritmu a algoritmu Scripps Clinic, které jsou popsány ve kapitole 2 a studiích [6] a [14]. Bere v potaz určitý počet předchozích vzorků závislý na vzorkovací frekvenci snímání, v tomto případě pro jeden záznam za 5s se považuje za relevatní 10 předchozích vzorků. V matematickém zápise tento algoritmus vypadá takto:

$$D = 0.04x_{-10} + 0.04x_{-9} + 0.04x_{-8} + 0.04x_{-7} + 0.04x_{-6} + 0.24x_{-5} + 0.24x_{-4} + 0.24x_{-3} + 0.24x_{-2} + 0.24x_{-1} + x_0 \tag{5.2}$$

přičemž každý vzorek je oklasifikován jako spánek s pohybem, spánek bez pohybu, nebo bdění v závislosti na velikosti D. Během implementace se jako nejvhodnější jevily prahy 80% největšího pohybu jako limit pro spánek a 30% největšího pohybu pro pohyb, nicméně pokud by bylo provedeno dlouhodobější testování, mohlo by vyjít najevo, že drobnou úpravou těchto prahů se dá docílit ještě přesnější klasifikace. Pokud tedy budeme největší pohyb považovat

za jednotkový, pak vzorek, který nabyde hodnoty $D \in (0{,}8; 1 >$ bude klasifikován jako bdění, vzorek s hodnotou $D \in (0{,}3; 0{,}8 >$ bude označen jako spánek s pohybem a všechny vzorky s $D \in < 0; 0{,}3 >$ jako spánek bez pohybu.

Algoritmus je také schopen počítat počet probuzení jako počet vzorků klasifikovaných jako bdění, jimž předcházel vzorek označený jako spánek. Z tohoto údaje se dá samozřejmě zjistit celkový čas probuzení. Dále se za pomoci tohoto algoritmu dají určit čas skutečného spánku, průměrný čas jedné fáze spánku, probuzení a průměrný čas fáze bez pohybu. Je také možné určit počet fází bez pohybu kratších než 1 minuta a procentuální zastoupení všech těchto jevů v celém spánku. Všechny algoritmem určené parametry má poté uživatel k dispozici v záložce „Statistiky“ ve spánkové části aplikace Asleep.

5.3. Implementace detekce chrápání

5.3.1. Sběr dat

K získání dat potřebných k detekci chrápání je použit vestavěný mikrofon, jehož obsluhu vykonávají třídy *MicrophoneService.java* a *CombinedService.java.* O tom, která bude využita rozhoduje to, jestli je snímán pouze zvuk (první varianta), nebo pohyb současně se zvukem (druhá varianta).

Aby bylo možné použít k výpočtu FFT velmi efektivní Cooleyho-Tukeyho algoritmus je potřeba, aby počet vzorků v záznamu byl mocninou dvou. Z tohotu důvodu je vhodné volit takovou délku nahrávání, aby výsledný záznam měl vhodný počet vzorků, při vzorkovací frekvenci 8000 Hz, kterou umožňují všechny telefony s Androidem je vhodné použít délku nahrávání 8,192 s. V takovém případě bude k dispozici 2^{16} vzorků. Při použití dvojnásobně dlouhého záznamu je již algoritmus pro slabší telefony příliš výpočetně náročný, zatímco použití kratšího záznamu také není příliš vhodné, jelikož je žádoucí mít co nejvíce vzorků. Rozhodl jsem se tedy pro 8,192 sekundové snímání následované 15 sekundovou pauzou, která by měla být dostatečně dlouhá na to, aby proběhl výpočet FFT a analýza získaného záznamu.

Stejně jako snímání akcelerometrem i toto snímání je implementováno jako service a teoreticky je tedy možné normálně telefon během snímání používat. To se však

nepředpokládá a většina telefonů by to stejně nezvládala, takže hlavní výhodou takovéto implementace je to, že nahrávání a analýza zvuku běží na pozadí, bez nutnosti zapnuté obrazovky.

5.3.2. Kombinované snímání

Kombinované snímání pohybů a zvuku je implementováno pomocí samostatného vlákna pro akcelerometr a samostaného vlákna pro zvuk realizovaného pomocí AsyncTasku (viz. [37]).

O kombinovaném snímání pohybu a zvuku však platí to, co již bylo zmíněno v předchozí části a to, že pokud je spuštěno mohou zejména u slabších telefonů nastat potíže, protože algoritmus detekce chrápání je výpočetně dost náročný. Během výpočtu rychlé Fourierovy transformace (FFT) a zpracování jejích výsledků je telefon natolik zatížen, že již ani při použití AsyncTasku nestíhá snímat pohyb, což vede k nepřesným záznamům.

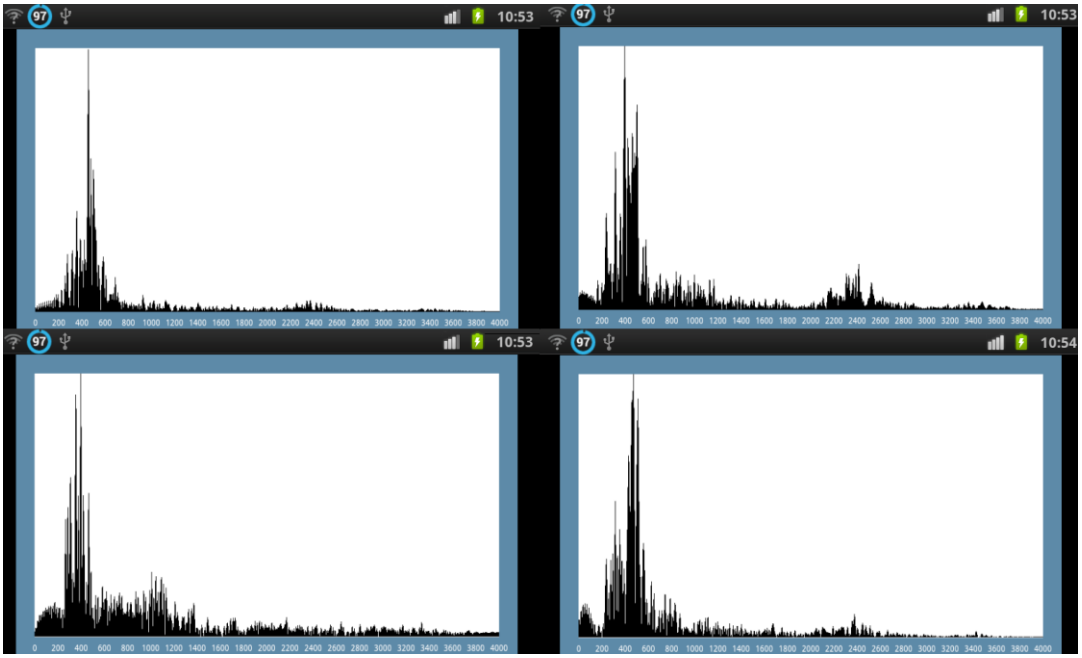
5.3.3. Vyhodnocení dat

Okamžitě po ukončení nahrávání je zvukový záznam předán třídě *Fft.java,* která obsahuje volně dostupnou implementaci rychlé Fourierovy transformace z [38]. Výsledkem této transformace je převedení záznamu z časové do frekvenční oblasti. Frekvenční spektrum původního záznamu se dále zpracovává třídou *FrequencyProcessing.java.* Nejprve se v záznamu oříznou všechny frekvence nižší, než 60 Hz, jelikož na takto nízkých frekvencích se chrápání nevyskytuje a je na nich dosti velký šum.

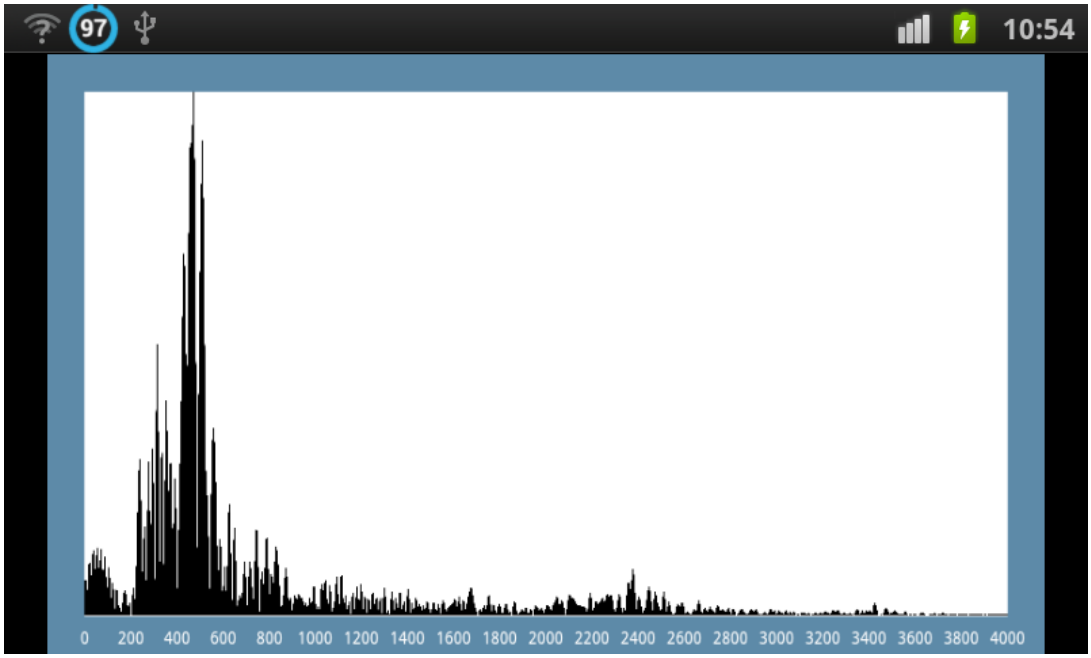
Dalším bodem je v souladu se studií [27] nalezení kritických frekvencí, kterými jsou f_{peak}, f_{mean} a f_{max} . Nejprve se sečte celkový výkon spektra a poté se cyklicky prochází celé spektrum, než se narazí na 50%, respektive 90% této hodnoty, frekvence odpovídající těmto záznamům jsou f_{mean} a f_{max}. Během předchozího procházení se taktéž nalezne frekvence s nejvyšším výkonem, čili f_{peak}.

Následuje vyhledání poměru celkového výkonu ve spektru, který se nachází na frekvencích vyšších, než 800 Hz ku výkonu na frekvencích pod 800 Hz, jak navrhuje studie [28]. Provedení je zde téměř totožné se způsobem hledání kritických frekvencí.

Detekce chrápání se děje právě podle těchto parametrů. Během implementace jsem se pokoušel využít teoretických základů, které poskytují studie [22][27][28][29]. Nicméně zřejmě kvůli velmi nízké kvalitě mikrofonu jsem často dostával záznamy, které teoretickým předpokladům neodpovídaly (viz *Obr. 14*) a často dokonce docházelo k tomu, že stejný zvuk přehrávaný ve smyčce vyprodukoval mírně odlišné záznamy (viz *Obr. 13*). Zde je vhodné podotknout, že jako zvuky chrápání, na kterých jsem aplikaci ladil jsem použil 7 zvukových záznamů stažených z internetu, dvě vlastnoručně pořízené nahrávky chrápajícího rodinného příslušníka a 4 zvukové záznamy pacientů ze spánkové laboratoře Pražského Centra Psychiatrie v Bohnicích, které mi zprostředkoval vedoucí mé práce. Přesné vlastnosti, které by odpovídaly dřívějším studiím však neměly ani záznamy obyčejného chrápání ani záznamy pacientů trpících obstrukční spánkovou apnoe, nicméně všechny záznamy vykazovaly jisté vlastnosti, které byly velmi podobné vlastnostem zjištěným danými studiemi (většinou šlo o posun k vyšším frekvencím viz. *Tabulka 2*) , takže bylo možné algoritmus detekce upravit tak, aby i přes tyto odlišnosti fungoval s dostatečnou přesností.



Obr. 13: Porovnání různých záznamů při stejném zvuku



Obr. 14: Typické spektrum získané ze záznamu chrápání

Chrápání č.1	1	2	3	4	5	6	7	8
$f_{peak}\,[Hz]$	1000	1100	60	500	400	1160	450	500
$f_{max}\,[Hz]$	1300	1350	1250	1200	1160	1250	1260	1250
f_{mean}	1000	1100	480	680	800	950	890	620
Záznam č.2	1	2	3	4	5	6	7	8
$f_{peak}\,[Hz]$	540	1200	1220	1200	1140	1150	1140	1200
$f_{max}[Hz]$	970	1250	1250	1300	1150	1360	1180	1200
$f_{mean}[Hz]$	810	1050	1120	1200	1050	1150	1100	1180
Chrápání č.3	1	2	3	4	5	6	7	8
$f_{peak}[Hz]$	850	880	950	1050	1000	920	850	900
$f_{max}[Hz]$	1300	1040	1210	1430	1390	1400	1300	1250
$f_{mean}[Hz]$	890	970	1070	1120	1020	1080	1170	950
Chrápání č.4	1	2	3	4	5	6	7	8
$f_{peak}[Hz]$	850	1280	1230	1250	1040	1340	1200	1340
$f_{max}[Hz]$	1380	1400	1380	1080	1220	1450	1240	1150

$f_{mean}[Hz]$	830	970	880	890	890	950	1000	990
OSA Chrápání č.1	1	2	3	4	5	6	7	8
$f_{peak}[Hz]$	1000	1200	150	1090	1700	400	1900	1850
$f_{mean}[Hz]$	1200	1500	1140	1160	1270	1500	1300	1250
$f_{max}[Hz]$	2540	3000	2700	2500	2830	2800	2560	3140

Tabulka 2: Parametry 4 vzorků obyčejného chrápání a 1 vzorku OSA chrápání v průběhu 8 měření. 2 vzorky jsou z Internetu, 2 vlastní nahrávky rodinného příslušníka a vzorek OSA chrápání pochází ze spánkové laboratoře Pražského Centra Psychiatrie v Bohnicích.

Po porovnání všech mě dostupných vzorků jsem experimentálně vyvodil rozmezí hodnoty f_{mean}, f_{max} a f_{peak}, kam spadala valná většina všech naměřených hodnot a tím stanovil následující podmínky pro detekci chrápání a spánkové apnoe (stojí za porovnání s *Tabulkou 1*) :

	Obyčejné chrápání	Obstrukční spánková apnoe
$f_{peak}[Hz]$	450±100, nebo 1200±100	1450±550
$f_{mean}[Hz]$	Větší než 500	Větší než 1150
$f_{max}[Hz]$	2400±400	2850±350

Tabulka 3: Navržené prahové hodnoty pro detekci chrápání a OSA

Jednou z podmínek pro klasifikaci záznamu jako chrápání, respektive chrápání zapříčiněné obstrukční spánkovou apnoe je, že parametry záznamu splňují hodnoty obsažených ve výše uvedené tabulce. Další podmínkou je poměr celkového výkonu ve spektru, který se nachází na frekvencích vyšších, než 800 Hz ku výkonu na frekvencích pod

800 Hz, pro chrápání musí být vyšší než 1,25 a pro OSA chrápání vyšší než 3,00. Pokud došlo ke splnění alespoň tří ze čtyř předchozích podmínek, byl záznam prohlášen za chrápání, respektive chrápání zapříčiněné obstrukční spánkovou apnoí.

Kapitola 6

Testování

6.1. Význam testování

Testování aplikace je rozděleno na dvě hlavní části, a to testování snímání pohybu a snímání zvuku. Tyto dvě části je nutno testovat odděleně, jelikož vyžadují rozdílný přístup uživatele a nejlépe i odlišné umístění telefonu. Význam testování pro snímání pohybu spánkovou částí aplikace Asleep je zejména, jak již bylo řečeno dříve, v tom, že výsledky testování jsou velmi nápomocné při zpřesnění prahových hodnot použitých v algoritmu pro analýzu aktigrafického záznamu. Dalším přínosným kritériem je porovnání výsledků algoritmu se subjektivním dojmem uživatelů. Co se týče testování detekce chrápání, je význam zcela jednoznačně v ověření funkčnosti, případně přenastavení prahových hodnot. Subjektivní názor uživatele je v tomto případě méně významný.

6.2. Navržený způsob testování

6.2.1. Testování pohybové části

Navržený způsob testování je následující : Deset participantů si dle dodaného návodu nainstaluje Aplikaci a minimálně jednou vyzkouší na noc zapnout snímání pohybu, přičemž se budou řídit pokyny na přesné umístění telefonu vzhledem k tělu. Každý z účastníků dostal na začátku testování email s dotazníkem a podrobnými instrukcemi, jak aplikaci nainstalovat,spustit a testovat (znění tohoto emailu se nachází v příloze A). Dále všichni obdrželi také instalační soubor, jelikož standarní distribuce přes GooglePlay ještě není vhodná. Každý tester má samozřejmě možnost vyzkoušet aplikaci i vícekrát, k čemuž je

samozřejmě v rámci instrukcí také nabádán. Všichni participanti po absolvování testování (předpoklad 16.5.2012) vyplní dotazník, tážící se zejména na shodu nasnímaných údajů se subjektivním názorem na daný spánek. Kromě tabulky k porovnání nasnímaných a domnělých údajů dotazník obsahuje následující otázky:

1) Je Váš věk mezi 20-30 lety ?
2) Chtěli byste se dozvědět více o svém spánku ?
3) Souhlasíte s anonymním zveřejněním údajů z průběhu testování ?
4) Víte co je syndrom spánkové apnoe ?
5) Zaznamenali jste během testování u aplikace nějakou chybu ? Pokud ano, pokuste se popsat, co jí předcházelo.
6) Měli jste pocit, že údaje, které aplikace naměřila jsou pravdivé ?
7) Umístili jste vždy telefon dle návodu ?
8) Jaká je verze vašeho systému Android ?

Participanti byli navíc požádáni, aby udělali snímek obrazovky „Statistiky“. Bohužel většina telefonů s Androidem přímu možnost tohoto snímku nepodporuje a je nutné použít externí program, což běžnému uživateli může činit značné potíže, proto tyto snímky dodali pouze někteří účastníci, jejichž znalosti a technické možnosti to umožňují.

Další nezanedbatelnou součástí tohoto testování je také testování jednoho participanta přímo ve spánkové laboratoři, kde bude zároveň testován tamním polysomnografem. Následně dojde k porovnání výsledků aplikace s výsledky naměřenými laboratorním polysomnografem, který je považován za „zlatý standard“ . Toto porovnání by mělo umožnit nastavit prahové hodnoty pro spánek a pohyb ještě o něco přesněji, než jak byly nastaveny původním odhadem v průběhu implementace.

6.2.2. Testování zvukové části

První část testování detekce chrápání probíhá analogicky jako zkoušení části pohybové. Opět se účastní deset participantů, kteří si nainstalují aplikaci a minimálně jednou snímání v příslušném režimu vyzkouší. Výsledky opět zaznamenávají do dotazníku, který je shodný s dotazníkem pro pohybovou část až na tabulku, která se místo na čas v pohybu a dobu probuzení táže na dobu chrápání, resp. dobu OSA chrápání, což je velmi těžké

odhadnout a většina respondentů tuto kolonku nevyplnila. Po dokončení testování (předpoklad 16.5.2012) vyplněný dotazník odešlou zpět ke zpracování. Stejně jako při testování v režimu snímání pohybu jsou účastníci, kteří mají tu možnost, požádáni o zaznamenání snímku obrazovky, který pošlou zpět spolu s vyplněným dotazníkem.

Vzhledem k tomu, že se jen velmi těžko dá subjektivně posoudit kolik času člověk za noc „ prochrápal“ je nejdůležitější součástí testování detekce chrápání porovnání s výsledky polysomnografu, které je možné díky záznamům pacientů, které mi byly poskytnuty ze spánkové laboratoře Pražského Centra Psychiatrie v Bohnicích. Jedná se celkem o 4 záznamy v délce 6 h:52 min – 9 h:44 min. Kromě těchto záznamů mi byly taktéž poskytnuty zprávy, ve kterých jsou jednotlivé záznamy oskórované a lze z nich vyčíst pro testování velmi důležité informace o celkovém trvání chrápání souvisejícího s obstrukční spánkovou apnoe. Právě tyto záznamy by měly umožnit ověření funkčnosti navrženého algoritmu.

6.3. Výsledky

V této části jsou nejprve uvedeny odpovědi jednotlivých participantů na otázky v dotazníku (viz. minulá podkapitola) a následně tabulky, které udávají naměřené hodnoty a odchylky od subjektivního názoru účastníka testování.

Odpovědi na otázky z dotazníku:

	Otázka 1	Otázka 2	Otázka 3	Otázka 4	Otázka 5	Otázka 6	Otázka 7	Otázka 8
Participant 1	ano	ano	ano	ano	ne	ano	ano	2.3.3
Participant 2	ano	ano	ano	ano	ne	ano	ano	2.3.3
Participant 3	ano	ano	ano	ano	ano	ano	ano	4.0
Participant 4	ano	ano	ano	ne	ano	ano	ne	2.2.1
Participant 5	ano	ano	ano	ne	ne	ano	ano	2.3.3
Participant 6	ano	ano	ano	ne	ano	ne	ano	4.0
Participant 7	ano	ne	ano	ne	ano	ne	ne	2.2.1

Participant 8	ano	ano	ano	ne	ne	ne	ano	2.1
Participant 9	ano	ano	ano	ne	ano	ano	ano	2.3.3
Participant 10	?	?	?	?	?	?	?	2.3.3

Tabulka 4: Odpovědi na otázky v dotazníku (participant 10 byl testován ve spánkové laboratoři a dotazník nevyplňoval)

	Změřená doba skutečného spánku	Subjektivní doba skutečného spánku	Změřená doba probuzení	Subjektivní doba probuzení	Odchylka doby skutečného spánku [min]	Odchylka doby probuzení [min]
Participant 1	5:01:55	5:00:00	0:00:20	0:00:00	+2	0
Participant 2	6:50:50	7:00:00	0:53:00	0:45:00	-9	+8
Participant 3	7:19:30	7:30:00	0:10:00	0:15:00	-10	-5
Participant 4	8:28:20	8:00:00	0:00:20	0:20:00	+28	-20
Participant 5	6:45:35	6:45:00	0:12:20	0:10:00	0	+2
Participant 6	7:28:25	7:00:00	0:30:35	0:40:00	+28	-10
Participant 7	4:59:20	6:00:00	2:15:15	1:00:00	-60	+75
Participant 8	5:53:20	6:00:00	0:34:25	0:20:00	-7	+14
Participant 9	9:45:15	9:30:00	0:03:40	0:15:00	+15	-12
Participant 10	6:35:00	?	0:52:25	?	?	?

Tabulka 5: Porovnání naměřených a subjektivně vnímaných hodnot jednotlivých participantů (participant 10 byl testován ve spánkové laboratoři a dotazník nevyplňoval)

Obr. 15: Naměřené hodnoty participantů 1 a 4

Obr. 16: Naměřené hodnoty participantů 6 a 10

Z výsledků uvedených v tabulce 5 lze určit, že průměrná hodnota odchylky doby skutečného spánku je -1,44 minut a odchylka doby probuzení +5,8 minut což signalizuje, že o něco lepších výsledků v porovnání se subjektivními pocity by algoritmus dosáhl, pokud by práh pro probuzení byl malinko zvýšen, čímž pádem by se snížila změřená doba probuzení a naopak zvýšila doba skutečného spánku. Zde je ovšem třeba také podotknout, že participanti,

u kterých byly zjištěny největší velikosti odchylek (participanti 4 a 7) zároveň uvedli, že neuložili telefon přesně podle dodaného návodu.

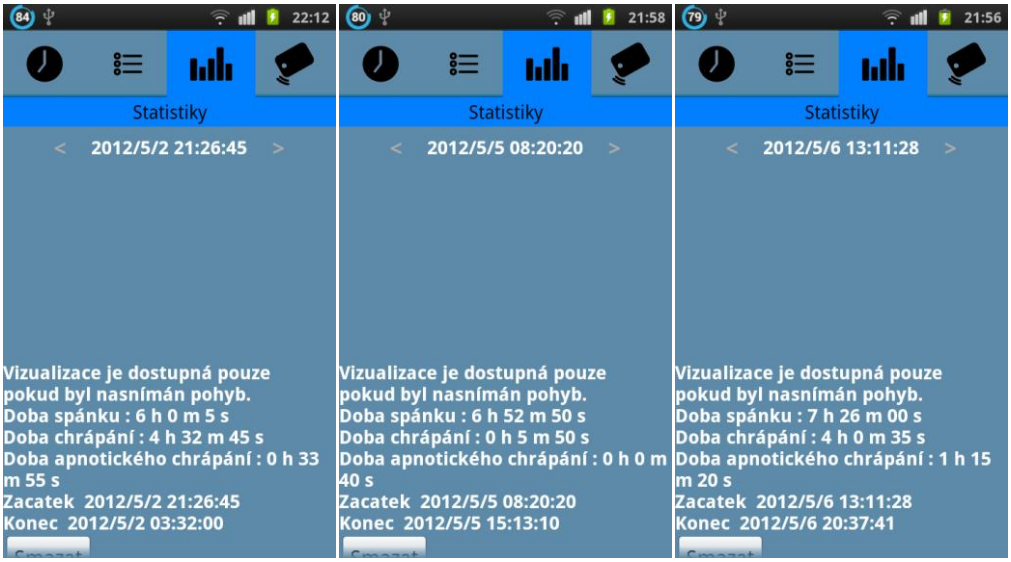
Porovnání výsledků participanta 10 získaných pomocí telefonu a pomocí polysomnografu vykazuje odlišnost v řádu několika minut. Konkrétně polysomnografem byla změřena doba probuzení 1:00:00, zatímco měřením pomocí mobilního telefonu jsem určil tento údaj jako 0:52:25. Doba probuzení je tedy dle zlatého standardu mírně nižší, zatímco u ostatních testovaných, kde byla porovnávána se subjektivním dojmem byla většinou vyšší. Tento rozpor může být dán tím, že celková délka záznamu polysomnografu je o něco málo delší, než záznam na telefonu (snímání na telefonu bylo zapnuto o několik minut později než polysomnografické měření), konkrétně tento rozdíl činí 0:10:53. K dalšímu zpřesnění prahových hodnot by tedy bylo zapotřebí ještě více měření.

Testování v režimu snímání zvuku bohužel odhalilo závažnější nedostatky, než byly zjištěny u snímání pohybu, kde 5 z 9 dotazovaných uvedlo, že během snímání nastala chyba. Tato chyba se projevovala vypnutím snímání po určité době bez vědomí uživatele. Z tohoto důvodu je většina zjištěných výsledků nic neříkající. Jednou z možných příčin této chyby je ukončení spuštěné service (viz 4.2.2) systémem při malých rezervách paměti. Tato příčina je velmi pravděpodobná, jelikož k service, která sbírá data neběží paralelně žádná aktivita a tudíž má tato service pro systém naprosto minimální prioritu a je v případě jakéhokoliv problému první, co bude ukončeno. Taktéž není známa souvislost této chyby s verzí Androida, pod kterou aplikace běží, jelikož se např. na jednom telefonu s Androidem 2.3.3 vyskytla a na jiném ne.

	Změřená doba chrápání (mobil)	Změřená doba OSA chrápání (mobil)	Chyba	Změřená doba OSA chrápání (PSG)
Participant 1	0:25:40	0:01:15	ne	NaN
Participant 2	0:00:05	0:00:00	ne	NaN
Participant 3	0:01:00	0:00:00	ano	NaN
Participant 4	0:00:00	0:00:00	ano	NaN
Participant 5	1:14:10	0:02:55	ne	NaN

Participant 6	0:00:20	0:00:00	ano	NaN
Participant 7	0:12:55	0:00:00	ano	NaN
Participant 8	0:44:20	0:00:00	ne	NaN
Participant 9	0:00:00	0:00:00	ano	NaN
Participant 10	0:10:05	0:00:25	ne	0:00:00
Participant 11	4:32:45	0:33:55	ne	0:43:59
Participant 12	0:05:50	0:00:40	ne	0:00:00
Participant 13	4:00:35	1:15:20	ne	1:01:05

Tabulka 6:Porovnání naměřené doby chrápání a OSA chrápání u jednotlivých participantů (participanti 10-13 byli měřeni nepřímo díky poskytnutým záznamům)



Obr. 17: Nasnímaná data participantů 11,12 a 13

Z tabulky 6 je jasně zřejmé, že výpovědní hodnota tohoto testování je velmi snížena právě chybou, která se vyskytla u pěti aktivních testerů, nicméně velmi užitečné bylo nepřímé měření pacientů pomocí audiovizuálních záznamů ze spánkové laboratoře. V porovnání s PSG byla chyba dvakrát v řádu desítek sekund a dvakrát v řádu několika minut. Ve dvou případech však u pacienta polysomnograf nezjistil žádné chrápaní způsobené obstrukční apnoí, takže to k tomuto účelu nebyly vzorky zrovna nejvhodnější.Výsledky zbylých dvou

měření, která probíhala ze záznamů odpovídají polysomnografickému měření přibližně ze 78% a 81%. Domnívám se však, že tato čísla by mohla být ještě vyšší, pokud by měření bylo provedeno přímo v laboratoři a nikoliv jen přes záznamy, jejichž zvukové stopy byly mírně zašuměné.

Jak již bylo dříve řečeno, porovnání detekovaného chrápání se subjektivním pocitem není příliš užitečné, proto participanti danou informaci do dotazníku nezanášeli. Navíc u většiny z nich kvůli chybě bylo odměřeno pouze několik minut místo celé noci.

Kapitola 7

Závěr

Výsledkem bakalářské práce je softwarová aplikace umožňující monitorování kvality spánku a to za pomocí vestavěného akcelerometru použitého k pořízení aktigrafického záznamu a mikrofonu umožňující nahrávání zvuku pro detekci chrápání. Tato výsledná aplikace je implementována pro platformu Android verze 2.1 (Eclair) API level 7 a je součástí větší aplikace nazvané Asleep, která dále obsahuje náladovou a dietologickou část [39][40].
V aplikaci je na výběr snímání pohybu, zvuku a také kombinované snímání, které však může být problematické, protože nebylo řádně testováno. Veškeré snímání se děje pomocí komponent zvaných service, které umožňují sběr dat na pozadí při vypnuté obrazovce. U snímání pohybu je celý záznam uložen a následně analyzován, zatímco při snímání zvuku je záznam kvůli vysoké paměťové náročnosti vyhodnocován po částech. Analýza aktigrafického záznamu probíhá modifikovaným Coleovým algoritmem[13] a umožňuje určit velké množství parametrů. Mezi kterými je nejdůležitější čas skutečného spánku, čas probuzení a čas s pohybem.Ostatní parametry jsou od těchto odvozeny.

Analýza zvukového záznamu založená na algoritmu FFT umožňuje určit celkovou délku chrápání a chrápání způsobeného obstrukční spánkovou apnoe. Bohužel nevýhodou této implementace je velká náročnost výpočtu FFT a telefony během tohoto procesu již často nezvládají dělat jiné úkony. Během implementace této části jsem také narazil na skutečnost, že valná většina mnou získaných dat, neodpovídala mému předpokladu získanému studií článků [21][22][23] a [27]. Byl jsem tedy nucen vytvořit vlastní algoritmus s využitím dat, které jsem měl k dispozici.

Testováním aplikace jsem zjistil, že snímání pohybu je velmi závislé na správném umístění telefonu vůči tělu uživatele. Ve své současné podobě je algoritmus nastaven tak, aby fungoval co nejlépe pokud je telefon umístěn vedle uživatele zhruba v úrovni jeho hrudi. Při

testování části, která má na starosti snímání zvuku a detekci chrápání se objevil velmi závažný problém, který většině uživatelů způsoboval velké komplikace a jejich záznam ztrácel vypovídající hodnotu. Oprava této chyby je do budoucna jednoznačně prioritou číslo jedna. Dále je nezbytně nutné propojit aplikaci s webovým rozhraním, což umožní daleko jednodušší přístup k datům ze strany uživatele a jejich snadné sdílení s ošetřujícím lékařem, který by tak mohl mít záznamy o pacientově spánku kdykoliv k dispozici. Mezi další cíle patří implementace možnosti sledovat přesný čas, kdy došlo k jednotlivým apnotickým událostem nebo velkým pohybovým aktivitám, další zpřesnění algoritmů pro analýzu, důkladnější testování ve spánkové laboratoři, případně přesun na novější verzi Androida s využitím všech možností, které by tento upgrade nabízel.

Literatura

[1] Sadeh A. *The role and validity of actigraphy in sleep medicine: An update.* Sleep Medicine Reviews 15 (2011) 259e267

[2] Mazal J. *Počet smartphonů v Česku roste závratným tempem.* [online]. 1. 1. 2012. Dostupné z: http://smartworld.cz/smartphony/pocet-smartphonu-v-cesku-roste-zavratnym-tempem-2377

[3] Sadeh A.,Acebo C. *The role of actigraphy in sleep medicine.* Sleep Medicine Reviews, Vol. 6, No. 2, pp 113–124, 2002

[4] Andrejašič M. *MEMS Accelerometers.* University of Ljubljana, Faculty for mathematics and physics, Department of physics, 2008

[5] Pollak C, Tryon W, Nagaraja H, Dzwonczyk R. *How accurately does wrist actigraphy identify the states of sleep and wakefulness?* Sleep 2001 Dec 15;24(8):957-65.

[6] Kripke D, Hahn E,Grizas A,Wadiak K,Loving R,Poceta J,Shadan F, Cronin J,Kline L. *Wrist actigraphy scoring for sleep laboratoř patiens:algorithm development.* Journal of sleep research volume 19 612-619,Dec 2010

[7] Paquet J,Karwinska A,Carrier J. *Wake detection capacity of actigraphy during sleep.* Sleep. 2007 October 1; 30(10): 1362–1369.

[8] Kushida CA, Chang A, Gadkary C, Guilleminault C, Carrillo O, Dement WC. *Comparison of actigraphic, polysomnographic, and subjective assessment of sleep parameters in sleep-disordered patients.* Sleep Med 2001;2:389-96.

[9] Morgenthaler T, Alessi C, Friedman L, et al; Standards of Practice Committee; American Academy of Sleep Medicine. *Practice parameters for the use of actigraphy in the assessment of sleep and sleep disorders: An update for 2007.* Sleep. 2007;30(4):519-529

[10] Nevšímalová S. *Poruchy spánku* [online]. 4. 9. 2008 Dostupné z : http://www.zdn.cz/clanek/postgradualni-medicina/poruchy-spanku-383319

[11] Phillips B. et al. *Epidemiology of restless legs symptoms in adults.* Arch.Intern.Med. 2000; 2137-2141

[12] Mahowald M, Schenck C. *Insights from studying human sleep disorders* NATURE|,Vol 437,27, October 2005|doi:10.1038/nature04287.

[13] Cole R, Kripke D, Gruen W, Mullaney D, Gillin J. *Automatic Sleep/Wake Identification From Wrist Activity.* 1992;Sleep, 15(5):461-469

[14] de Souza L, Benedito-Silva A, Pires M, et al. *Further validation of actigraphy for sleep studies.* Sleep 2003;1:81-5.

[15] Sadeh A,Sharkey K,Carskadon M. *Activity-based sleep-wake identification: An empirical test of methodological issues* .1994; Sleep, 17(3):201-207

[16] Cook I, Lambert E. *Monitor placement, sources of variance and reliability of free-living physical aktivity: a pilot investigation*. South African Journal of Sports Medicine (2009). Volume: 21, Issue: 1

[17] Patterson S, Krantz D, Montgomery L, Deuster P, Hedges S, Nebel L. *Automated physical aktivity monitoring: Validation and comparison with physiological and self-report measures.*

[18] Ward D, Evenson K, Vaughn A, Brown Rodgers A, Troiano R. *Accelerometer use in physical aktivity:Best practice and research recommendations.* Medicine & Science in Sports & Exercise (2005) Volume: 37, Issue: Supplement, S582-S588

[19] Schmidt-Nowara W, Lowe A, Wiegand L, Cartwright R, Perez-Guerra F, Menn S. *Oral Appliances for the Treatment of Snoring and Obstructive Sleep Apnea*.1995; Sleep, 18(6):501-510

[20] Johns M. *Daytime sleepiness,snoring and obstructive sleep apnea.The Epworth Sleepiness Scale.* Chest 1993;103;30-36

[21] Dalmasso F, Prota R. *Snoring: analysis, measurement, clinical implications and aplications.* Eur Respir J, 1996, 9, 146–159

[22] Fiz J, Abad J, Jané R, Riera M, Mananas M, Caminal P, Rodenstein D, Morera J. *Acoustic analysis of snoring sound in patiens with simple snoring and obstructive sleep apnoea*. Eur Respir J, 1996, 9, 2365–2370

[23] Pevernagie D,Aarts R, De Meyer M. *The acoustics of snoring*. Sleep Medicine Reviews 14 (2010) 131–144

[24] Hoffstein V, Mateika JH, Mateika S.*Snoring and sleep architecture.* Am Rev Respir Dis 1991; 143: 92–96.

[25] Palomäki H, Partinen M, Erkinjuntti T, Kaste M. *Snoring,sleep apnea syndrome and stroke.* Nurology [1992, 42(7 Suppl 6):75-81; discussion 82]

[26] Palomäki H, Partinen M, Juvela S, Kaste M. *Snoring as a risk factor for sleep-related brain infarction.* Stroke. 1989;20:1311-1315

[27] Beck R,Odeh M, Oliven A, Gavriely N. *The acoustic properties of snores.* Eur Respir J, 1995, 8, 2120–2128

[28] Perez-Padilla JR, Slawinski E, Difrancesco LM, Feige RR, Remmers JE, Whitelaw WA. *Characteristics of the snoring noise in patiens with and without occlusive sleep apnea.* Am Rev Respir Dis 1993; 147: 635–644

[29] Herzog M, Schmidt A, Bremert T, Herzog B, Hosemann W, Kaftan H. *Analysed snoring sounds correlate to obstructive sleep disordered breathing.* Eur Arch Otorhinolaryngol 2008;265(1):105–13.

[30] Cavusoglu M, Ciloglu T, Serinagaoglu Y, Kamasak M, Erogul O, Akcam T. *Investigation of sequential properties of snoring episodes for obstructive sleep apnoea identification*. Physiol Meas. 2008 Aug;29(8):879-98. Epub 2008 Jul 4.

[31] Aplikace Sleep as Anroid dostupná na GooglePlay z : https://play.google.com/store/apps/details?id=com.urbandroid.sleep&feature=search_result#?t=W251bGwsMSwxLDEsImNvbS51cmJhbmRyb2lkLnNsZWVwIl0

[32] *Industry Leaders Announce Open Platform for Mobile Devices* [online]. Open Handset Alliance, 2007-11-05, [cit. 2011-05-02].Dostupné z: http://www.openhandsetalliance.com/press_110507.html

[33] *Dalvik Software* [online] Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Dalvik_%28software%29

[34] *What is Android ?* [online] Dostupné z: http://developer.android.com/guide/basics/what-is-android.html

[35] *Activities* [online] Dostupné z: http://developer.android.com/guide/topics/fundamentals/activities.html

[36] *Application fundamentals* [online] Dostupné z: http://developer.android.com/guide/topics/fundamentals.html

[37] *AsyncTask* [online] Dostupné z: http://developer.android.com/reference/android/os/AsyncTask.html

[38] Selenu O., *The Fast Fourier Transform in Java* [online] Dostupné z: http://www.wikijava.org/wiki/The_Fast_Fourier_Transform_in_Java_%28part_1%29

[39] Mosinger, Jiří. Vyhodnocování stavu maniodepresivních pacientů pomocí chytrého telefonu s operačním systémem Android. Praha, 2012. Bakalářská práce. ČVUT.

[40] Burda, Václav. Sledování příjmu potravy pomocí mobilní aplikace. Praha, 2012. Bakalářská práce. ČVUT.

Přílohy

A Email 61

B Obsah přiloženého CD 63

C Import projektu do vývojového prostředí Eclipse 65

Příloha A

Email

Tento email obdrželi všichni účastníci testování.

Zdravím Vás,

rád bych Vás poprosil o testování aplikace Asleep, konkrétně mojí části "Spánek"

Jedná se o 6 denní(noční) (budu však rád i za jednu noc) testování. Kdo bude mít čas a náladu, toho moc prosím, aby se zúčastnil. Po ukončení testování , nejpozději však do 15.5. Vás prosím o zaslání vyplněného dotazníku, který najdete v příloze. Dotazník každopádně pošlete zpět, i kdybyste vyplnili jen jediný záznam.

V příloze posílám soubor Asleep.apk, který si zkopírujte do telefonu a nainstalujte, je možné že budete muset v nastavení/aplikace povolit instalaci z neznámých zdrojů.

Postup testování je tedy následující:

- Instalace aplikace Asleep.- viz výše
- Registrace, klidně na nepoužívaný mail
- Ujistěte se, že máte alespoň 50% baterky
- Před spaním spustťe aplikaci > spánek>snímání zaškrtněte pohyb,stiskněte "Service on"> položte telefon na postel vedle vás zhruba do úrovně hrudníku.
- Ráno, když se vzbudíte stiskněte Service off.
- Záznam o vašem spánku naleznete v záložce "Statistiky"
- Zkuste takto testovat několik nocí.
- Stejným způsobem otestujte funkci, pokud nezaškrtnete pohyb, ale zvuk, opět "Service on", ale tentokrát umístěte telefon co nejblíže k hlavě(nemusí být na posteli)

- Ráno, když se vzbudíte stiskněte Service off. Záznam o vašem spánku opět naleznete v záložce "Statistiky"
- Také v tomto režimu zkuste aplikaci otestovat několik nocí
- Nezapomeňte vyplnit dotazník podle záložky "Statistiky" a vašeho subjektivního
- Odvážlivci mohou otestovat i kombinované snímání pohybu a zvuku najednou.
- !Dotazník pošlete zpět, i kdybyste zdaleka nevyplnili všechny kolonky!

V případě jakýchkoliv problémů neváhejte a pište, nebo volejte !

Díky moc za pomoc,
David

Příloha B

Obsah přiloženého CD

K této práci je přiloženo i CD, které obsahuje následující data:

- Adresář **pdf** – adresář obsahující tuto práci ve formátu .pdf
- Adresář **apk** – adresář obsahující soubor **Asleep.apk** vhodný pro nainstalování výsledné aplikace do mobilního telefonu
- Adresář **source** –adresář obsahující zdrojové kódy aplikace pro Android. Postup pro import zdrojových kódů do vývojového prostředí Eclipse je uveden v příloze C

Příloha C

Import projektu do vývojového prostředí Eclipse

Podadresář přiloženého CD **source** obsahuje zdrojové kódy výsledné mobilní aplikace, které mohou být importovány například do vývojového prostředí Eclipse. To se provede následujícím způsobem:

1. Stažení a instalace vývojového prostředí **Eclipse** z webových stránek http://www.eclipse.org/
2. Stažení a instalace **Android SDK** a **ADT pluginu** do vývojového prostředí Eclipse. Více informací na: http://developer.android.com/sdk/installing.html
3. Zvolení položky **File/Import**
4. Rozbalením položky **General** a následným zvolením položky **Existing Projects into Workspace**
5. Výběr adresáře obsahující zdrojové kódy (adresář **source/ source/Asleep**) mobilní aplikace, následný výběr požadovaného projektu a stisknutí tlačítka **Finish**