

Západočeská univerzita v Plzni
Fakulta aplikovaných věd
Katedra kybernetiky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Plzeň, 2016

Bc. Pavel Volkovinský

Západočeská univerzita v Plzni
Fakulta aplikovaných věd
Katedra kybernetiky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Vývoj detektoru epileptických
záchvatů založeného na výkonném
mobilním telefonu

Plzeň, 2016

Bc. Pavel Volkovinský

Prohlášení

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě diplomovou práci zpracovanou na závěr studia na Fakultě aplikovaných věd Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a výhradně s použitím odborné literatury a pramenů, jejichž úplný seznam je její součástí.

V Plzni dne

.....

Bc. Pavel Volkovinský

Anotace

Práce se zabývá přípravou a analýzou technického řešení pro měření, detekci a upozornění na epileptický záchvat nositele nainstalovaného v chytrém mobilním telefonu. První část práce se věnuje seznámení s epilepsií a mobilními telefony. Druhá část práce se týká implementace řešení, návrhu programového vybavení, analýzy hardwaru a výčtu problémů při implementaci a jejich řešení. V závěrečné části se nachází analýza reálně naměřených dat a výčet návrhů pro budoucí vývoj tohoto projektu.

Klíčová slova:

epilepsie, detektor epileptických záchvatů, senzory, akcelerometr, filtrování signálů, Android, mobilní telefon, smartphone

Summary

This work deals with preparation and analysis of technical solution for measuring, detection and notification in case of epileptic seizure of the wearer installed in smart mobile phone. The first part is devoted to familiarization with epilepsy and mobile phones. The second part deals with implementation of the solution, program architecture, analysis of hardware and problems during implementation and their solution. The final part analyses real measured data and gives proposals for a future development of this project.

Key words:

epilepsy, seizures detector, sensors, accelerometer, signal filtering, Android, mobile phone, smartphone

Obsah

1	Úvod do problematiky projektu	1
1.1	Epilepsie	3
1.2	Mobilní telefon a Android	6
2	Implementace	8
2.1	Software a hardware	9
2.2	Návrh programové architektury	12
2.2.1	Detektor epileptických záchvatů	13
2.2.2	Zpracování vstupních signálů	14
2.2.3	Operace s daty	15
2.2.4	Měření a caching dat	16
2.2.5	Filtrace dat	17
2.2.6	Analýza a zpracování dat	18
2.2.7	Komunikace s OS	20
2.2.8	Udržení procesu a snímačů v běhu	21
2.2.9	Rozhraní pro komunikaci přes Bluetooth	23
2.2.10	Aktivace kontaktu	25
2.2.11	Ukládání dat do telefonu	26
2.3	Vlastní implementace řešení	27
2.4	Problémy a jejich řešení	31
2.5	Rozšíření projektu	34
2.5.1	Chytrý náramek Myo	35
3	Výsledky	37
3.1	Naměřená data	38
3.2	Rozbor dat	41
3.2.1	Rozbor dat 1	41
3.2.2	Rozbor dat 2	48
3.2.3	Rozbor dat 3	55
3.2.4	Rozbor dat 4	62

4 Závěr	66
5 Použitá literatura	68

Seznam obrázků

1	Možná elektrická aktivita při epileptickém záchvatu [6]	3
2	Senzory a jejich velikost [7]	7
3	Funkční struktura detektoru epileptických záchvatů	13
4	Informační tok zpracování vstupních signálů	14
5	Funkční struktura operace s daty	15
6	Funkční struktura měření a caching dat	16
7	Funkční struktura filtrace dat	17
8	Informační tok filtrace dat	17
9	Funkční struktura analýzy a zpracování dat	18
10	Informační tok analýzy a zpracování dat	19
11	Funkční struktura operačního systému	20
12	Funkční struktura udržení procesu a snímačů v běhu	21
13	Informační tok udržení procesu a snímačů v běhu	22
14	Funkční struktura rozhraní pro komunikaci přes Bluetooth	23
15	Informační tok rozhraní pro komunikaci přes Bluetooth	24
16	Funkční struktura aktivace kontaktu	25
17	Informační tok aktivace kontaktu	25
18	Funkční struktura ukládání dat do telefonu	26
19	Informační tok ukládání dat do telefonu	26
20	Základní struktura implementace	27
21	Filtr FIR highpass least squares	29
22	Amplitudová frekvenční charakteristika filtru horní propust	30
23	Náramek Myo [8]	35
24	Myo EMG - pěst - člověk 1 [9]	36
25	Myo EMG - pěst - člověk 2 [10]	36
26	Průběh dat 1, 2, 3 a 4 v časové oblasti	39
27	Informace o průběhu měření od rodičů dítěte	40
28	Průběh dat 1 13/4/2016 v časové oblasti	42
29	Data 1 v časové oblasti 13/4/2016 02:00:00-02:00:05	42
30	Data 1 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 02:00:00-02:00:05	43

31	Data 1 v časové oblasti 13/4/2016 02:09:50-02:10:00	43
32	Data 1 v časové oblasti 13/4/2016 02:13:25-02:13:35	44
33	Data 1 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 02:09:50-02:10:00	44
34	Data 1 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 02:13:25-02:13:35	45
35	Data 1 v časové oblasti 13/4/2016 02:13:55-02:14:05	45
36	Data 1 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 02:13:55-02:14:05	46
37	Data 1 v časové oblasti 13/4/2016 02:14:15-02:14:25	46
38	Data 1 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 02:14:15-02:14:25	47
39	Data 1 v časové oblasti 13/4/2016 02:54:45-02:55:02	47
40	Data 1 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 02:54:45-02:55:02	48
41	Průběh dat 2 13/4/2016 v časové oblasti	49
42	Data 2 ve časové oblasti 13/4/2016 08:37:37.75-08:37:39.5	50
43	Data 2 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 08:37:37.75-08:37:39.5	50
44	Data 2 v časové oblasti 13/4/2016 08:37:54-08:37:56.5	51
45	Data 2 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 08:37:54-08:37:56.5	52
46	Data 2 v časové oblasti 13/4/2016 08:47:44-08:47:46	52
47	Data 2 v časové oblasti 13/4/2016 08:48:32-08:48:35	53
48	Data 2 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 08:47:44-08:47:46	54
49	Data 2 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 08:48:32-08:48:35	54
50	Průběh dat 3 14/04/2016 v časové oblasti	55
51	Data 3 v časové oblasti 14/04/2016 08:31:40-08:31:43	56
52	Data 3 ve frekvenční oblasti 14/04/2016 08:31:40-08:31:43	56
53	Data 3 v časové oblasti 14/04/2016 08:31:48-08:31:51	57
54	Data 3 ve frekvenční oblasti 14/04/2016 08:31:48-08:31:51	57
55	Data 3 v časové oblasti 14/04/2016 08:31:56-08:32:05	58
56	Data 3 ve frekvenční oblasti 14/04/2016 08:31:56-08:32:05	58
57	Data 3 v časové oblasti 14/04/2016 08:32:05-08:32:08	59
58	Data 3 ve frekvenční oblasti 14/04/2016 08:32:05-08:32:08	59
59	Data 3 v časové oblasti 14/04/2016 08:32:09-08:32:18	60
60	Data 3 ve frekvenční oblasti 14/04/2016 08:32:09-08:32:18	60
61	Data 3 v časové oblasti 14/04/2016 08:33:24-08:33:30	61

62	Data 3 ve frekvenční oblasti 14/04/2016 08:33:24-08:33:30 . . .	61
63	Průběh dat 4 16/04/2016 v časové oblasti	62
64	Data 4 v časové oblasti 16/04/2016 09:19:51-09:19:53	63
65	Data 4 ve frekvenční oblasti 16/04/2016 09:19:51-09:19:53 . . .	63
66	Data 4 v časové oblasti 16/04/2016 09:33:21-09:33:24	64
67	Data 4 ve frekvenční oblasti 16/04/2016 09:33:21-09:33:24 . . .	64

1 Úvod do problematiky projektu

Tématem tohoto projektu je vývoj detektoru epileptických záchvatů založeného na výkonném mobilním telefonu. V současné době mají již mobilní telefony (smartphony) takové výpočetní a sensorové vybavení, že je možné na nich spouštět, zaznamenávat a analyzovat výpočetně náročné úlohy.

Cíle této diplomové práce jsou následující:

- seznámit se s technickými prostředky výkonných mobilních telefonů pro měření pohybu - vestavěné akcelerometry, externí měřicí náramky,
- seznámit se s možnostmi detekce epileptických záchvatů pomocí pohybových senzorů,
- navrhnout vhodnou architekturu programového vybavení realizujícího měření pohybových signálů, jejich filtraci, detekci záchvatu, vyhodnocení průběhu záchvatu a zaslání informace o jeho výskytu do nadřazeného systému,
- implementovat algoritmy pro realizaci navržené architektury,
- výsledky pokud možno ověřit na reálných datech záchvatu.

Nejdříve bylo nutné se seznámit s problémem epilepsie (kapitola [1.1](#)), jejím oborem epileptologií a metodami měření a zaznamenávání epileptických záchvatů.

Dále bylo třeba se seznámit s dostupnými senzory v mobilních telefonech (kapitola 1.2), filtrů a operačního systému Android kvůli realizaci měření, zaznamenávání a analýzy záchvatů.

Projekt bylo nutné implementovat (kapitola 2) z hlediska hardwaru a softwaru (kapitola 2.1). Pro účely projektu bylo nalezeno a otestováno více než deset mobilních telefonů, vybrán nejvhodnější z hlediska funkčnosti (kapitola 2.4), ceny, hardwarového vybavení a s tímto zařízením dále pracovat.

Na závěr byl mobilní telefon s výsledným programovým vybavením použit pro snímání několikátýdenní aktivity člověka trpícího epilepsií. Naměřená data uvádím v kapitole 3.1 **Naměřená data**. Během této doby byla aplikace plně otestována a dále byla analyzována naměřená reálná data kvůli možnému výskytu epileptického záchvatu (kapitola 3.2 **Rozbor dat**).

1.1 Epilepsie

Dle [1] je **epilepsie** skupinou chorob projevujících se opakovaným výskytem epileptických záchvatů. Jde o skupinu nejčastějších vážných neurologických onemocnění, kterou trpí až 1 % populace.

Epileptický záchvat je jevem, kterým může reagovat mozek kteréhokoliv člověka na extrémní situaci (např. elektrické dráždění mozku).

Podstatou vzniku epileptického záchvatu je **epileptický výboj**, což je záchvatový a relativně rychle nastupující složitý chemický a elektrický proces. Tyto procesy se projevují ve velkém množství vzájemně propojených buněk různě velkých oblastí mozku (obrázek 1).

Obrázek 1: Možná elektrická aktivita při epileptickém záchvatu [6]



Epilepsie není vzácná nemoc a jedná se o nemoc tělesnou, nikoliv duševní.

Z hlediska léčby a předpovědi průběhu je důležité dělení epilepsií.

Epilepsie se dělí na:

- **parciální,**
- **generalizované.**

U **parciální epilepsie** výboj postihuje ohraničenou oblast mozkové kůry a záchvaty se omezují jen na tyto oblasti. Záchvaty tohoto druhu epilepsie se dělí na:

- **jednoduché,**
- **komplexní.**

Jestliže při parciálních záchvatech není narušeno vědomí, tak se záchvaty nazývají **jednoduché parciální**.

Jednoduché parciální záchvaty se mohou projevovat křečemi nebo nepříjemnými pocity, které jsou omezené na určitou část nebo až polovinu těla, dále pocity čichovými, chuťovými, zrakovými či psychickými (vzpomínkové vjemy, iluze atd.).

Parciální záchvaty s poruchou vědomí jsou způsobeny epileptickým výbojem, který zasáhne větší oblast ve spánkovém nebo čelním laloku. Takové záchvaty se nazývají **komplexní parciální**.

Při komplexních parciálních záchvatech bývá vědomí narušeno v různém stupni závažnosti. Záchvat se projevuje automatickými nekontrolovatelnými pohyby různého rozsahu od jednoduchých a ohraničených jako pomrkávání a pomlaskávání až po složité pohyby.

V případech, kdy záchvat postihne současně obě mozkové polokoule, mluvíme o záchvatech **generalizovaných**. Ty se z hlediska křečí dělí na záchvaty:

- **bez křečí,**
- **s křečemi.**

Generalizované záchvaty bez křečí (tzv. **absence**) jsou charakteristické náhlou a několik sekund trvající poruchou vědomí se strnulým výrazem v obličeji a přerušením prováděné činnosti, bez pádu a okamžitým návratem plného vědomí po samotném záchvatu.

Nejdramatičtějším projevem epilepsií je **generalizovaný záchvat s křečemi**. Pacient při takovém záchvatu ztrácí vědomí, padá k zemi a je postižen symetrickými křečemi obličeje a všech končetin, které jsou nejprve spínavé (tonické) a později rytmické (klonické). Při záchvatu také často dochází k vážnému pokousání jazyka nebo pomočení. Je zde velké riziko, že si pacient při takovém záchvatu může ublížit. Při nabytí vědomí je postižený ještě dlouhou dobu zmaten.

Léčba epilepsie je závislá na jejím druhu a závažnosti. Mezi přípustné vyšetřovací metody patří elektroencefalografie a magnetická rezonance. Chronická léčba po spolehlivém stanovení diagnózy epilepsie zahrnuje:

- režimová opatření,
- užívání léků (antiepileptika),
- operativní řešení (epileptochirurgie).

1.2 Mobilní telefon a Android

Android je jedním z nejrozšířenějších operačních systémů na celém světě. Nalézá uplatnění především ze strany konzumentů, kteří vyžadují spolehlivý, rychlý a všestranný operační systém, se kterým budou denně pracovat.

Android a jeho varianta pro chytré mobilní telefony je navržena tak, aby přilákala na své grafické zpracování a množství podporovaných a ověřovaných aplikací (z hlediska škodlivých programů).

Chytré mobilní telefony nebo-li smartphony jsou dnes již běžnou záležitostí.

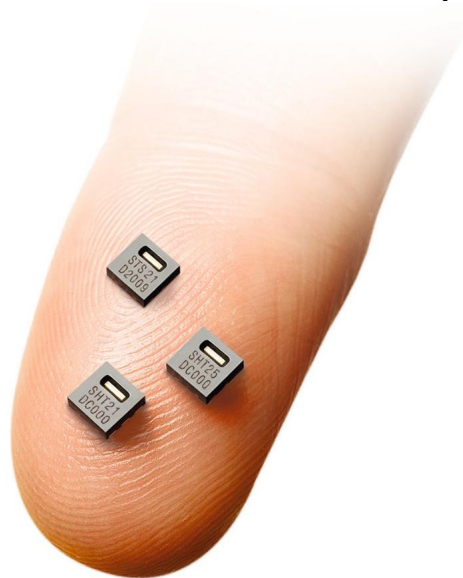
V dnešní době patří **senzory** mezi základní výbavu chytrých mobilních telefonů. Tyto senzory slouží k určování polohy a orientaci v prostoru, sběru statistických dat, zajištění zabezpečovacích funkcí a k dalším jiným funkcím.

Uživatelé mobilních telefonů používají jejich funkce denně, například:

- k focení,
- k telefonování,
- ke hraní her,
- k automatickému zamykání a odemykání obrazovky,
- k zabránění interakce s mobilem, pokud je schován (v kapse, v kabelce),
- využití automatického nastavení jasu,
- k určení polohy a k použití navigace
- nebo k prosté kontrole teploty zařízení.

Na obrázku 2 je možné vidět příklad senzorů a jejich reálné velikosti.

Obrázek 2: Senzory a jejich velikost [7]



Mezi senzory, které zajišťují takové funkce, patří:

- senzory pro příjem signálů 2G/3G/4G,
- senzory pro focení, zaznamenání hlasu,
- akcelerometr, gyroskop, magnetický senzor, krokoměr a GPS,
- senzor přiblížení,
- fotosenzitivní senzor, senzor UV záření,
- snímač otisku prstů,
- senzor srdečního tepu a okysličení krve,
- Hallův senzor (detekce pouzdra),
- teploměr, vlhkoměr, barometr
- a také senzor radiace (součást mobilního telefonu Sharp Pantone 5 určeného pouze pro Japonsko).

2 Implementace

Implementaci nebo také uskutečnění projektu rozdělíme do několika základních částí:

- software - co použijeme pro implementaci softwarové podoby projektu,
- hardware - na jakém zařízení bude projekt spuštěn,
- návrh architektury programového vybavení - samotný systém a jeho logika,
- přiblížení vlastní implementace softwaru (třídy a interakce),
- seznámení čtenáře s problémy při implementaci projektu a s jejich řešením.

2.1 Software a hardware

Jako základní platformu, na které bude projekt vyvíjen, jsem zvolil operační systém Android. Existuje pro to několik jednoduchých důvodů (viz kapitola 1.2), které ještě jednou shrneme:

- nejrozšířenější operační systém na chytrých telefonech,
- otevřená platforma pro vývoj aplikací,
- jednoduchost programového jazyka Java,
- užitečné integrované vývojové prostředí (IDE) **Android Studio**.

Za **nadřazený synchronizační systém** jsem zvolil **BitTorrent Sync**, který je velice spolehlivým nástrojem pro šifrovanou synchronizaci jakéhokoliv druhu souborů.

Pro realizaci projektu jsem vybral chytrý telefon z následujících důvodů:

- je nutné zajistit mobilní a lehce přenositelné médium pro záznam naměřených hodnot,
- všechny podmínky (certifikáty a směrnice) pro používání zařízení při každodenním životě jsou již vyřešeny a jsou platné,
- obsahuje veškeré potřebné části hardwaru (baterie, akcelerometr, gyroskop, bluetooth, wifi) a možné alarmové funkce v případě záchvatu (SMS a volání).

Výběr mobilního telefonu bohužel nebyl snadný. Bylo nutné objednat ihned několik různých mobilních telefonů a na nich projekt otestovat. Více o problémech při implementaci řešení projektu v kapitole 2.4.

Celým výběrem funkčních a vzorových mobilních telefonů prošel telefon **Xiaomi Mi3**, který při snímání vydrží pracovat 24 hodin na 1 nabití. Frekvence snímání dat z akcelerometru je 120 Hz.

Parametr	Hodnota
Brand	Xiaomi
Model	Mi3
Orientační cena	6 000 Kč až 7 000 Kč

Základní parametry pořízeného smartphonu jsou dostatečné. Vnitřní paměť 16 GB postačí na 1 měsíc nepřetržitého snímání dat bez jakékoliv synchronizace s nadřazeným systémem a výdrž baterie se pohybuje okolo 24 hodin při snímání všech hodnot a bez optimalizací.

Parametr	Hodnota
Interní paměť	16 GB
Operační paměť	2 GB
Rozlišení	1920x1080 bodů
Úhlopříčka	5" fullHD
Kapacita baterie	3 050 mAh
WLAN	Wi-Fi : IEEE 802.11 b/g/n
Bluetooth	EDR, A2DP
MicroUSB	v2.0
Navigation	GPS, A-GPS, Glonass

Pro implementaci projektu a možnost jeho spuštění jsou důležité tyto parametry telefonu (před změnou verze části OS je nutné nahlédnout do dokumentace a zjistit veškeré možné negativní dopady na projekt):

Parametr	Hodnota
OS	Android
OS - verze	4.4.4
OS SDK	19
OS code	Kitkat
OS nadstavba	MiUI
OS nadstavba - verze	v5.12.11

Z finančních důvodů nebylo testováno, zda funkci projektu ovlivní

i výkon CPU. Frekvence snímání dat z akcelerometru je 120 Hz a to je pro naše potřeby postačující. Následují informace o CPU a GPU postačí k případnému porovnání výkonnosti zařízení:

Parametr	Hodnota
CPU	Qualcomm Snapdragon 800
CPU.name	ARM v7 Processor rev 1 (v72)
CPU.cores	4
CPU.speed	2.3 Ghz
CPU instruction set	armeabi-v7a
GPU	Adreno 330

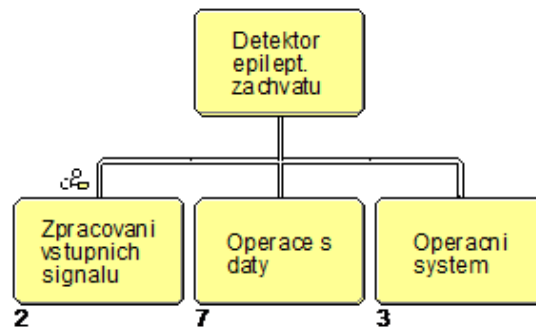
2.2 Návrh programové architektury

Pro potřeby projektu jsem použil strukturované analýzy jako metody návrhu systému k vypracování **funkčních diagramů** a **informačních toků** v programu **case40 v6.2**. Program jsem pomocí strukturované analýzy rozdělil do několika bloků.

Mezi základní funkce patří získání vstupních dat (zpracování vstupních signálů), práce s daty a komunikace s OS Android. Mezi práci s daty patří jejich získávání, filtrace, analýza a ukládání. Tyto činnosti ve většině případů fungují jako samostatná programová vlákna (paralelní), která mezi sebou sdílejí data v podobě fronty. Program komunikuje s OS kvůli obstarání dat z interních a externích snímačů, udržení programového procesu v běhu, základní práci s adresářem kontaktů a základní práci se souborovým systémem.

2.2.1 Detektor epileptických záchvatů

Obrázek 3: Funkční struktura detektoru epileptických záchvatů

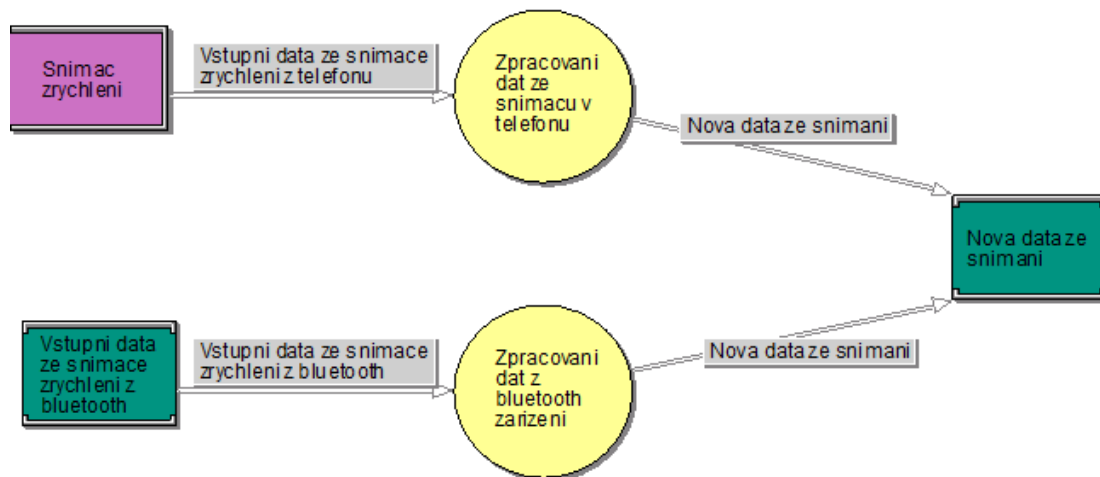


Software je primárně rozdělen na 3 základní funkční části:

- **zpracování vstupních signálů** – získání dat ze senzorů (konkrétně akcelerometrů),
- **operace s daty** – obsahuje filtraci, analýzy a akce na základě analýz,
- **operační systém** – obsahuje funkce, které určitým způsobem komunikují s funkcemi implementovanými v OS.

2.2.2 Zpracování vstupních signálů

Obrázek 4: Informační tok zpracování vstupních signálů

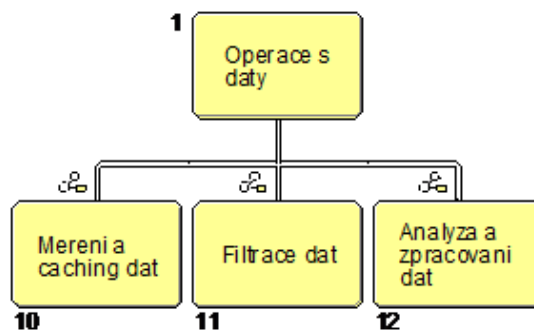


Zpracování dat může probíhat ze samotných snímačů z telefonu a také z externích (remote) snímačů připojených přes Bluetooth.

Metody opatření dat se liší, protože pro interní snímače je obecně jiné API pro získání dat než pro externí zařízení.

2.2.3 Operace s daty

Obrázek 5: Funkční struktura operace s daty



Operace s daty se dělí na:

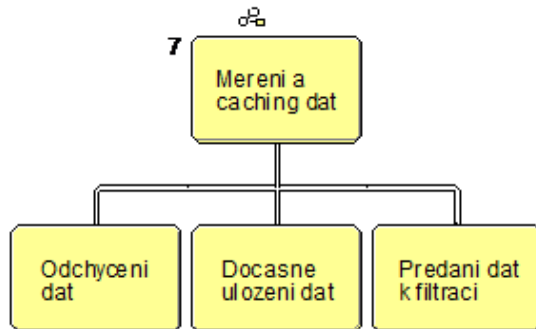
- měření a caching dat,
- filtraci dat,
- analýzu a zpracování dat,
- uložení dat,
- upload dat do nadřazeného systému.

Každý z uvedených bloků je v běžícím procesu softwaru představován jako samostatné vlákno a mezi vlákny fungují tyto implementace front:

- předání všech nashromážděných informací při splnění daných podmínek,
- předání informace ihned po jejím zpracování.

2.2.4 Měření a caching dat

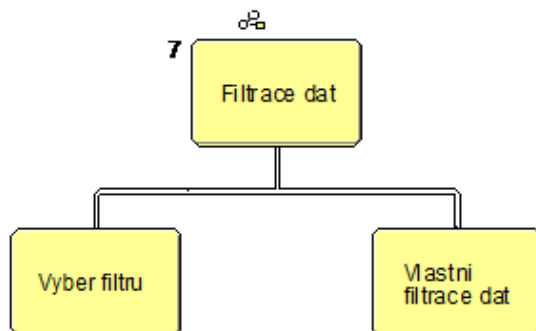
Obrázek 6: Funkční struktura měření a caching dat



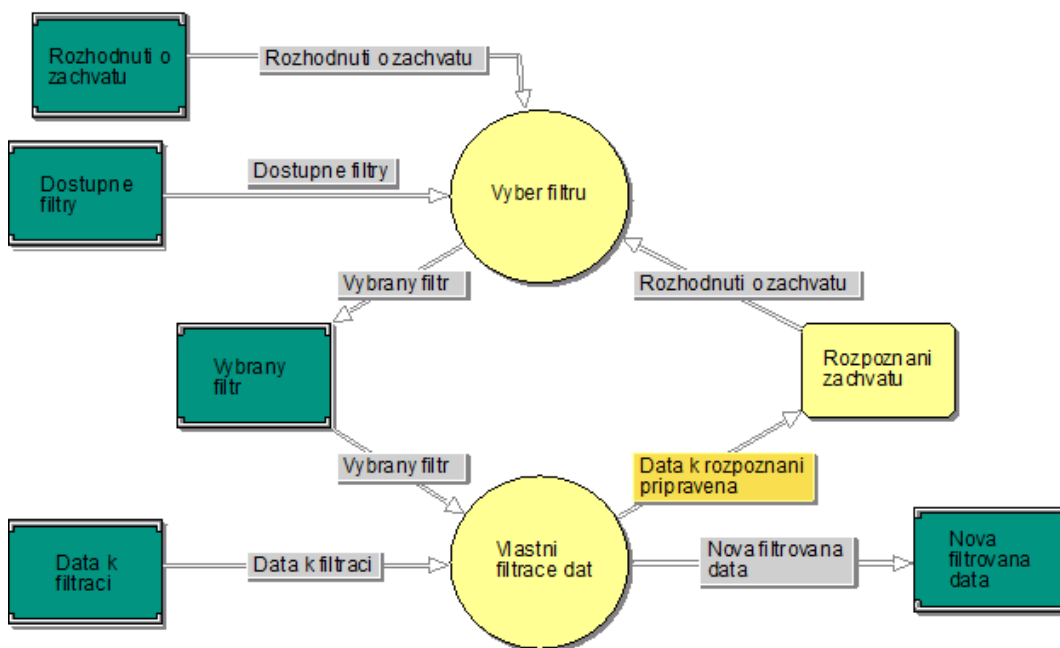
Měření a caching dat implementuje výše uvedenou strukturu fronty, kdy dochází k odchyce nových dat z různých metod, které slouží jako callbacky, a následně se data dočasně ukládají v RAM paměti. Po splnění podmínky, která je zde implementována jako podmínka počtu, jsou data předána do fronty filtrace.

2.2.5 Filtrace dat

Obrázek 7: Funkční struktura filtrace dat



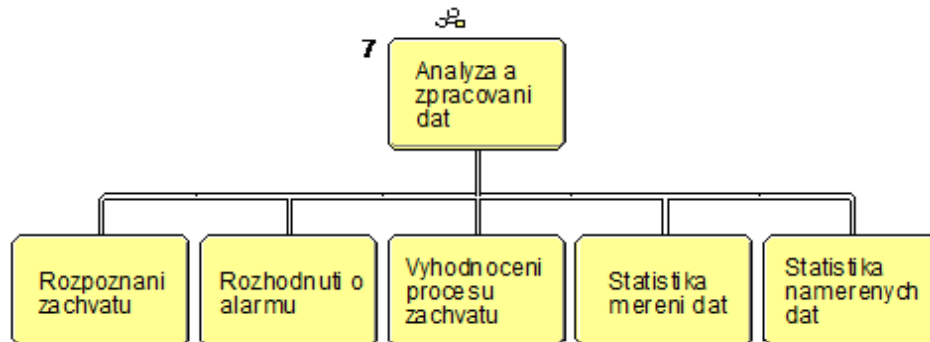
Obrázek 8: Informační tok filtrace dat



Filtrace dat proběhne pomocí vybraného filtru po převzetí dat k filtraci. Filtr se vybírá při spuštění programu z konfiguračních souborů. Hlavním cílem filtrace dat z akcelerometru je odfiltrování gravitačního zrychlení. Filtrovaná data jsou dále předána do fronty dat k jejich analýze.

2.2.6 Analýza a zpracování dat

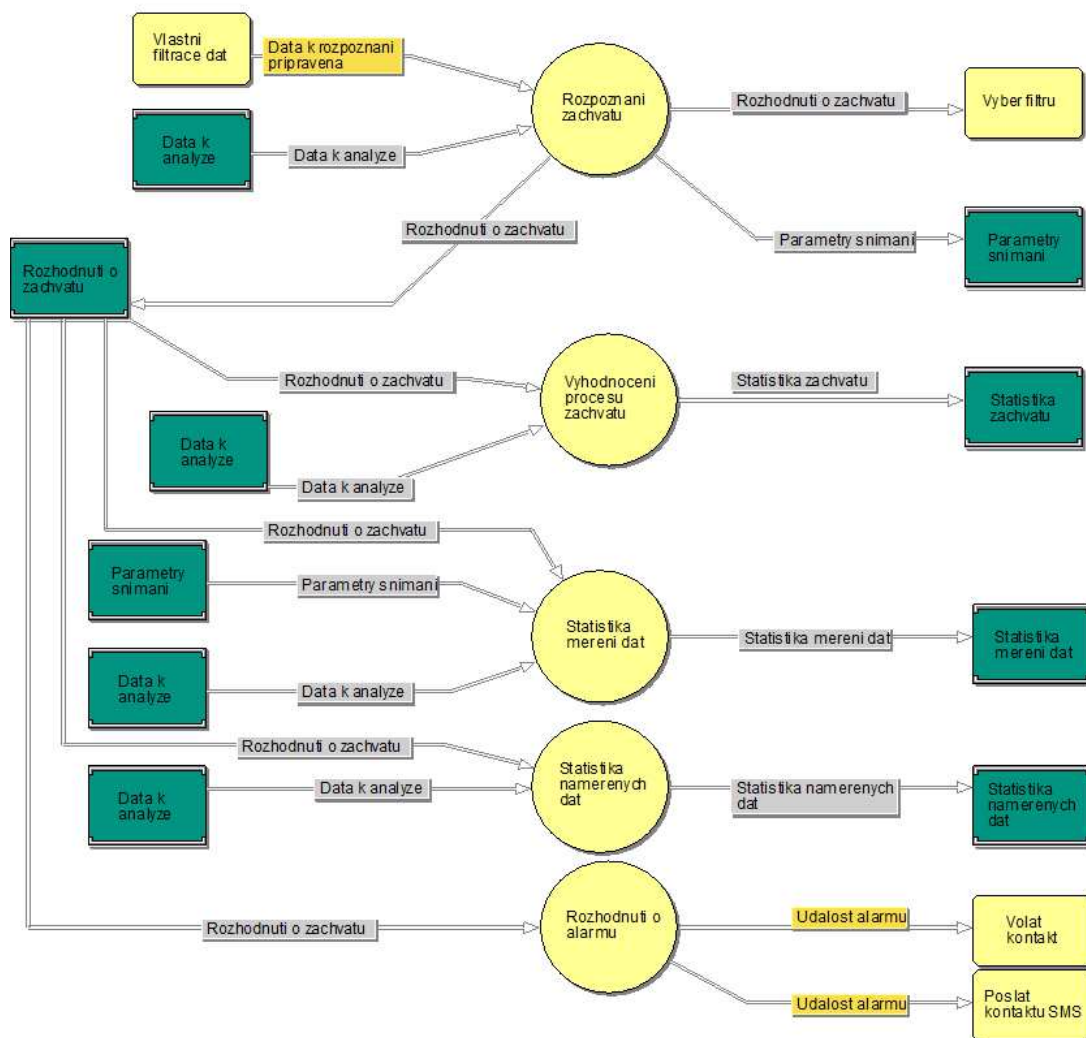
Obrázek 9: Funkční struktura analýzy a zpracování dat



Hlavní myšlenkou analýzy dat je vyhodnocení, zda u pacienta probíhá záchvat. Pokud záchvat probíhá, tak se v softwaru provedou následující kroky:

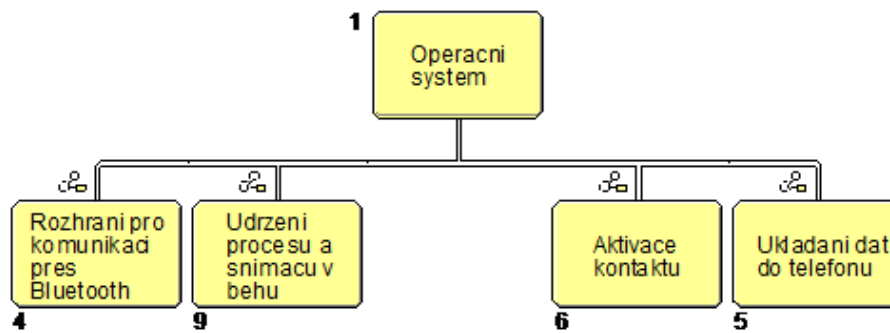
- upraví se parametry snímání,
- uloží se historie snímání (zachycení náběhu záchvatu – zachování dat v délce například 1 minuty),
- odešle se upozornění o záchvatu (volání a SMS – ve funkční struktuře operačního systému),
- aktualizuje se statistika měření dat (např. frekvence) a statistika naměřených dat (filtrovaných – například průběh a závažnost záchvatu).

Obrázek 10: Informační tok analýzy a zpracování dat



2.2.7 Komunikace s OS

Obrázek 11: Funkční struktura operačního systému



Tato funkční struktura představuje funkce, které software používá pro komunikaci s OS.

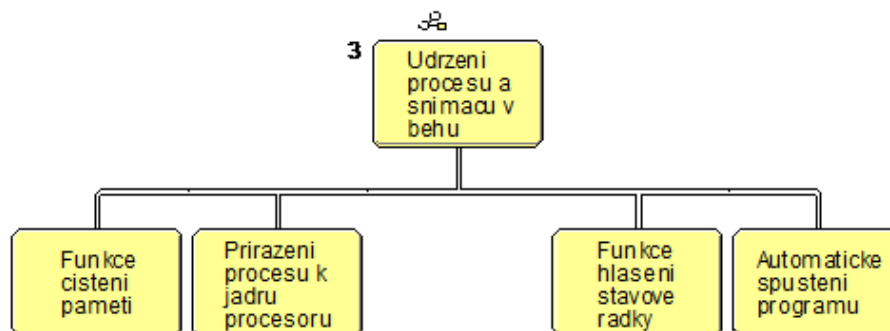
Mezi ně patří:

- rozhraní pro komunikaci přes Bluetooth – nalezení zařízení, použití specifického API pro volání metod a obdržení callbacků,
- funkce pro udržení procesu a snímačů v běhu – nesmí dojít k vypnutí nebo pozastavení jakýchkoliv kritických procesů,
- aktivace kontaktu – volání a poslání SMS zadaným kontaktům,
- ukládání dat do telefonu – vytvoření nového souboru.

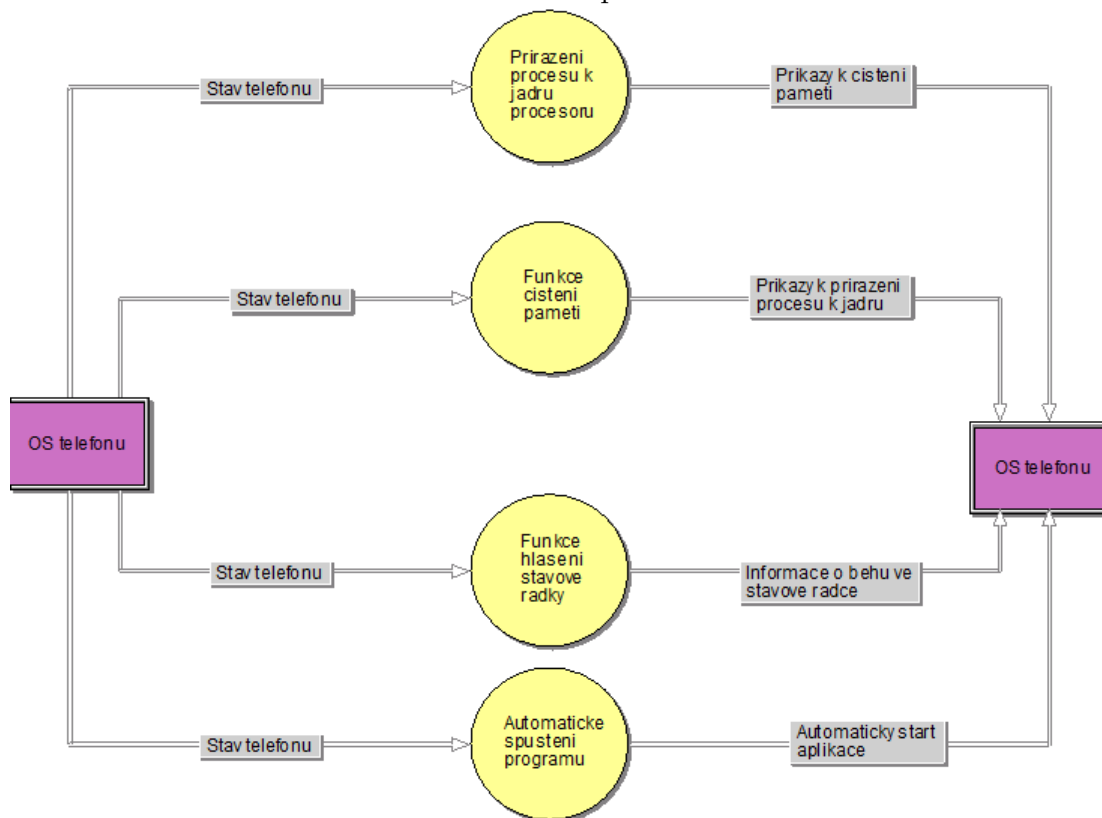
2.2.8 Udržení procesu a snímačů v běhu

Android je optimalizovaný OS, který průběžně čistí RAM paměť, uspává nebo vypíná běžící procesy, které vybijí baterii, a provádí i jiné optimalizace (více v kapitole 2.4).

Obrázek 12: Funkční struktura udržení procesu a snímačů v běhu

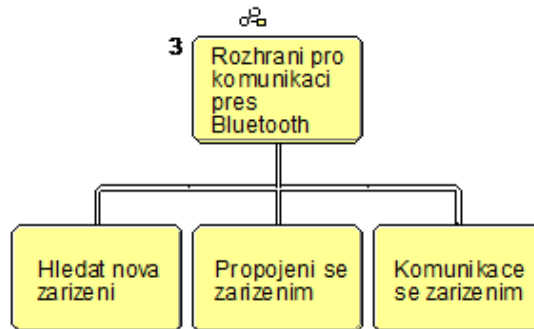


Obrázek 13: Informační tok udržení procesu a snímačů v běhu



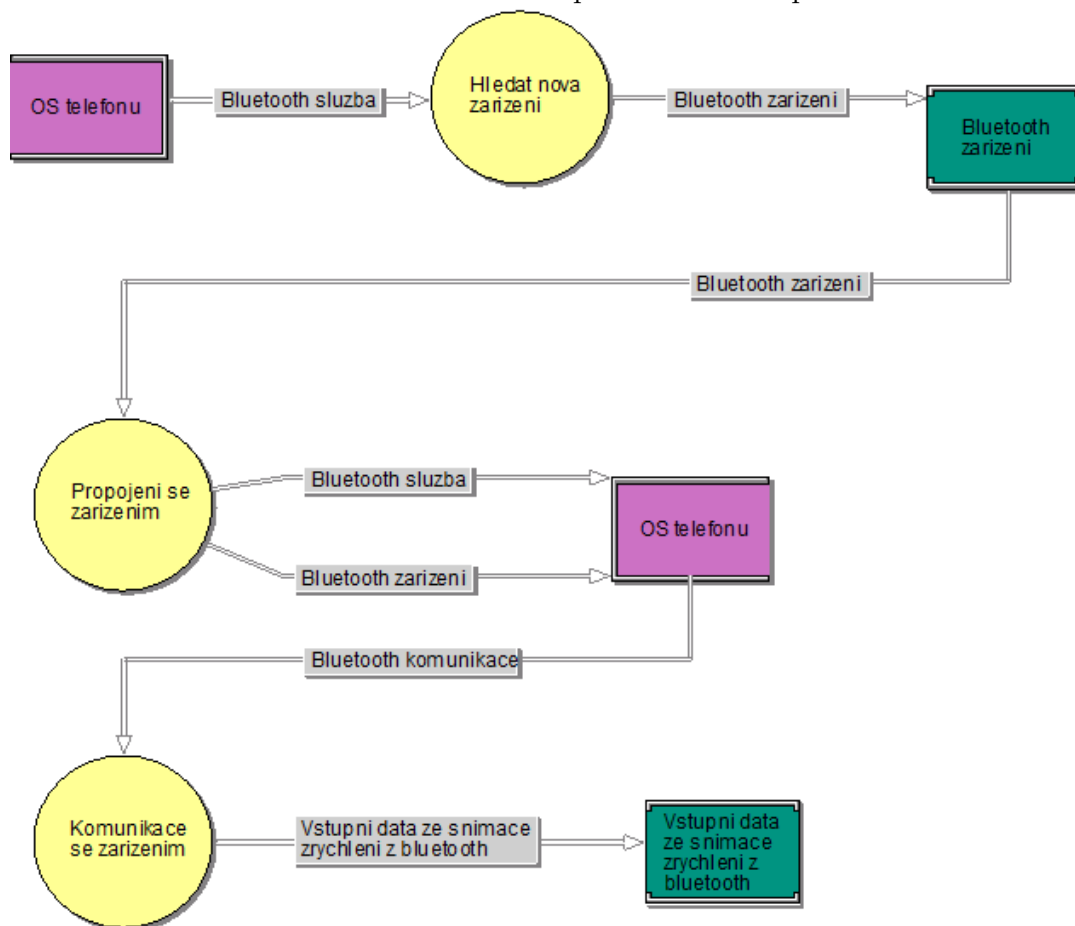
2.2.9 Rozhraní pro komunikaci přes Bluetooth

Obrázek 14: Funkční struktura rozhraní pro komunikaci přes Bluetooth



Výše uvedená funkční struktura popisuje komunikaci s Bluetooth zařízením – jeho hledání, propojení s telefonem a následná komunikace za účelem získání dat z akcelerometru Bluetooth zařízení.

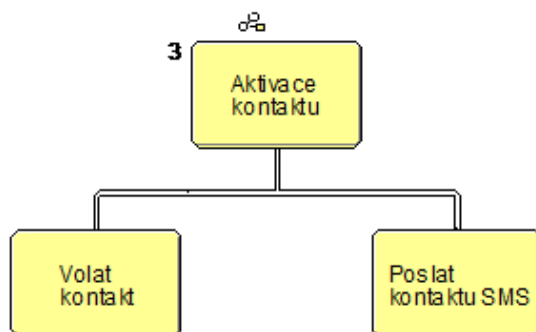
Obrázek 15: Informační tok rozhraní pro komunikaci přes Bluetooth



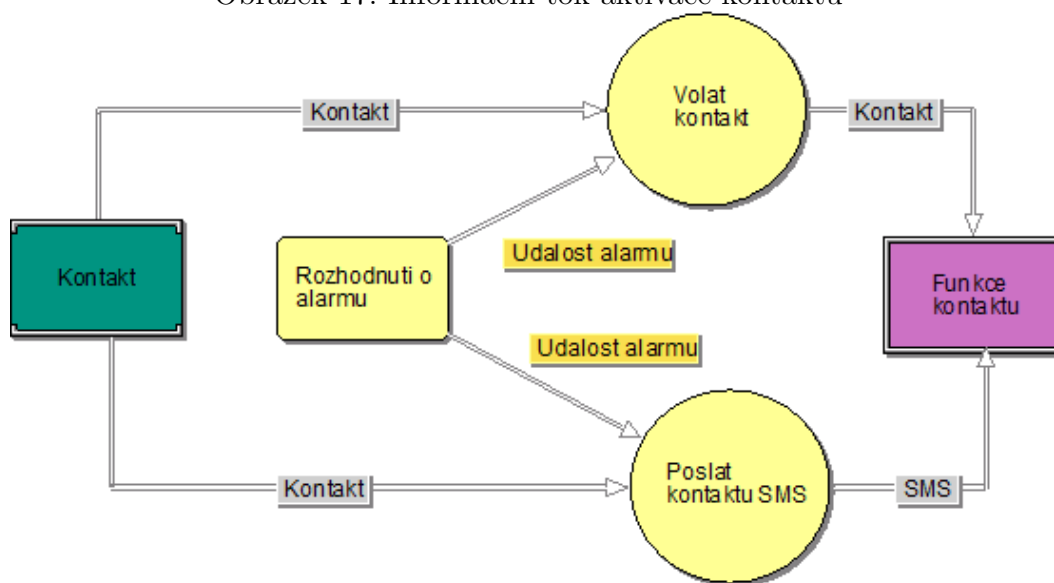
2.2.10 Aktivace kontaktu

Struktura aktivace kontaktu jednoduše popisuje proces odeslání SMS nebo volání kontaktu v případě, že nastala událost alarmu na záchvat.

Obrázek 16: Funkční struktura aktivace kontaktu



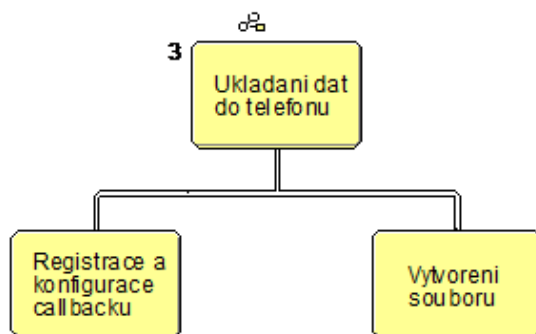
Obrázek 17: Informační tok aktivace kontaktu



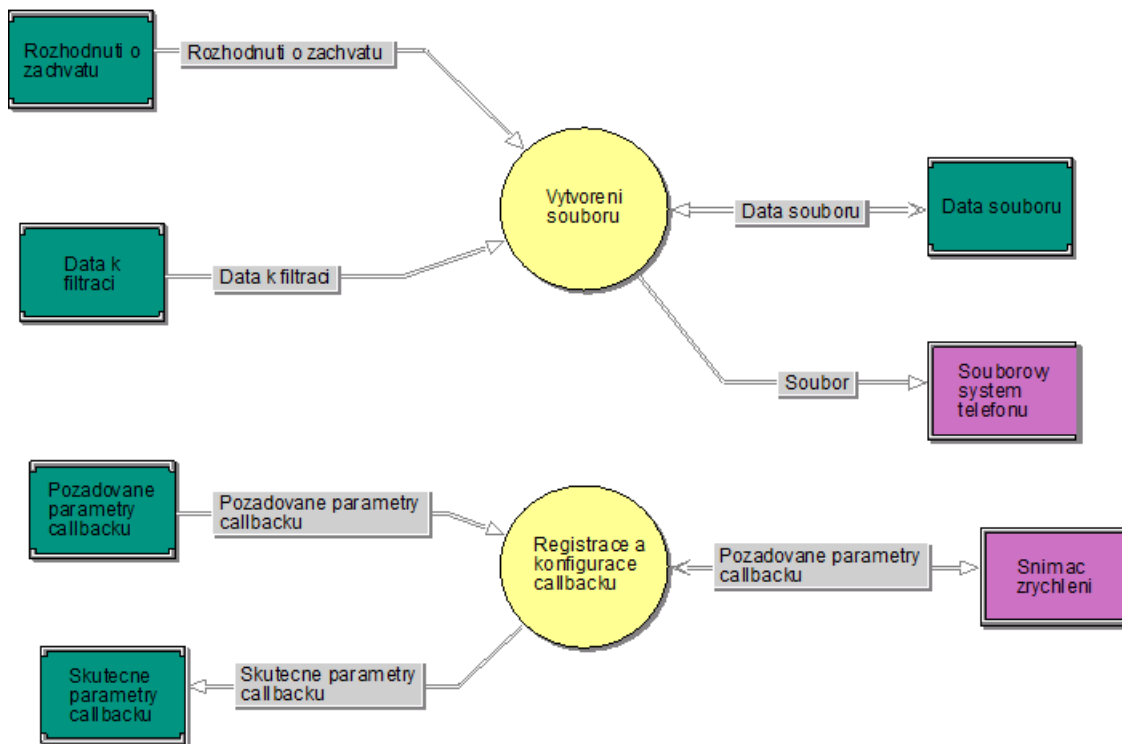
2.2.11 Ukládání dat do telefonu

Struktura ukládání dat do telefonu obsahuje funkce pro vytvoření nového souboru z dat k filtraci a uložení dat o registraci callbacku k datům z akcelerometru telefonu.

Obrázek 18: Funkční struktura ukládání dat do telefonu



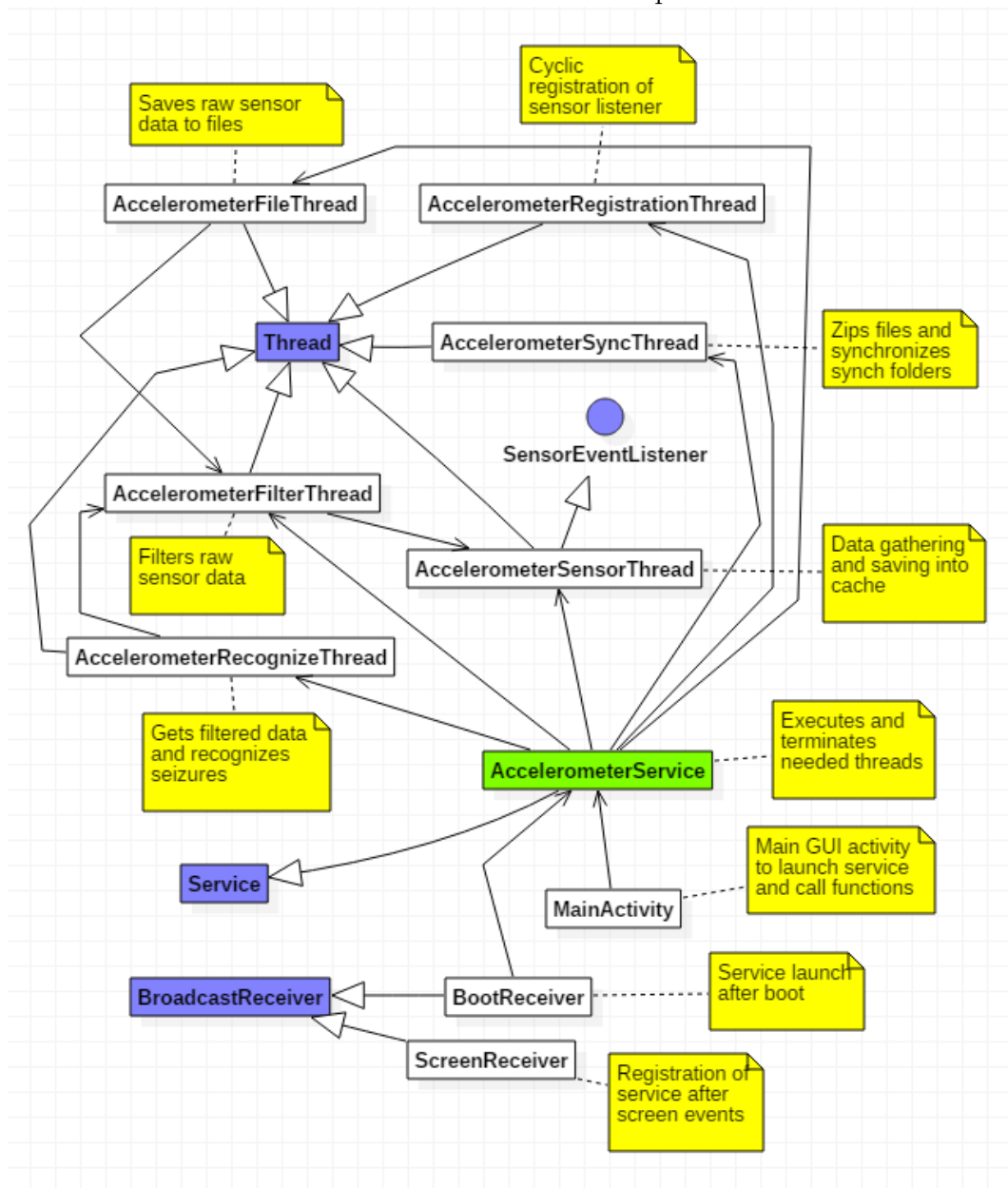
Obrázek 19: Informační tok ukládání dat do telefonu



2.3 Vlastní implementace řešení

Na základě navržených struktur v kapitole 2.2 jsem provedl implementaci programu v jazyce Java v prostředí Android Studio. Pro stručný popis implementace poslouží následující zjednodušený diagram.

Obrázek 20: Základní struktura implementace



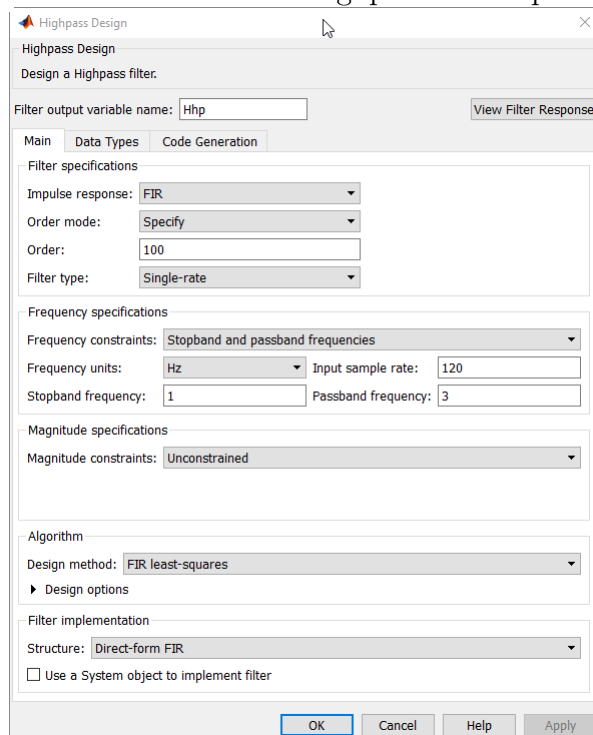
Pro zajištění funkčnosti a efektivního paralelního běhu programu byly navrženy a použity následující třídy:

- **MainActivity** - spouští základní grafické uživatelské rozhraní (GUI), které podává informace o probíhajícím měření, dává možnost jej prostřednictvím tlačítek vypnout a zapnout,
- **AccelerometerService** - centrální služba, která je spuštěna z MainActivity a která vytváří a spravuje všechny ostatní běžící vlákna,
- **BootReceiver** - obsluhuje asynchronní událost při zapnutí telefonu a dokončení spuštění operačního systému - výsledkem je automatické spuštění centrální služby,
- **ScreenReceiver** - obsluhuje asynchronní událost při zapnutí a vypnutí obrazovky telefonu (je nutné provést opakované registrace pro odchycení naměřených dat),
- **AccelerometerRegistrationThread** - vlákno provádějící cyklickou registraci, aby nedošlo k rozpojení komunikace mezi akcelerometrem a programem,
- **AccelerometerSensorThread** - vlákno s nejvyšší prioritou, které implementuje 2 metody rozhraní pro snímání dat ze sensorů; měření dat probíhá do 1 ze 2 schránek, kdy vždy jedna je k dispozici k odebrání dat za předpokladu, že druhá je použita pro ukládání dat,
- **AccelerometerFilterThread** - vlákno, které si odebírá data ze snímání, aplikuje vhodný filtr pro odfiltrování vlivu gravitačního zrychlení a předá data dál,
- **AccelerometerRecognizeThread** - vlákno, které přebírá filtrovaná data a snaží se najít shodu mezi vzorky záchvatů, a pokud najde určitou shodu, spustí alarmové události a sesynchronizuje výskyt potenciálního záchvatu,

- **AccelerometerFileThread** - vlákno ukládající naměřená data (nefiltrovaná) do souborů,
- **AccelerometerSyncThread** - vlákno, které archivuje naměřená data v souborech a přesunuje tyto archívy do synchronizační složky pro přenos pomocí programu BitTorrent Sync.

Filtr, který byl použit pro snímání dat (kapitola 3.1), jsem navrhl v programu Matlab pomocí vestavěné aplikace Filter Builder (obrázek 21).

Obrázek 21: Filtr FIR highpass least squares



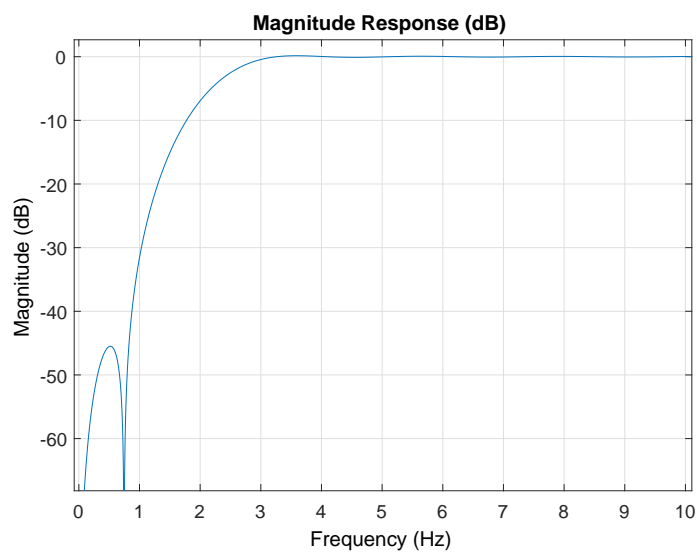
Filtr jsem navrhl typu horní propust (highpass) FIR least squares s parametry:

$$\begin{aligned}
 n &= 100 \\
 F_s &= 120Hz \\
 F_c &= 1Hz \\
 F_p &= 3Hz
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

kde n je řád filtru, F_s je vzorkovací frekvence, F_c je náběhová frekvence a F_p je propouštěcí frekvence.

Na obrázku 22 je možné vidět výslednou amplitudovou frekvenční charakteristiku navrženého filtru.

Obrázek 22: Amplitudová frekvenční charakteristika filtru horní propust



2.4 Problémy a jejich řešení

Systém Android s postupným zvyšováním verze OS byl vylepšován ze strany výdrže baterie. To znamená, že systém Android zavádí několik úrovní hlídání spotřeby, optimalizace běžících procesů a paměti RAM.

Pro správnou funkčnost programového vybavení je nutné **zapnout vývojářský mód telefonu** a deaktivovat jakékoliv optimalizace RAM paměti, zakázat její čištění a zapnout možnost standardního limitu aplikací na pozadí.

Android zařízení má implementovanu **funkci spánku**, ta se projeví vypnutím displeje. Další stupeň spánku není podmíněn vypnutou obrazovkou ani jejím zamčením, ale nastává v případě, pokud všechny aplikace uvolní určité typy wakelock zámků.

Existuje několik typů **Wakelock** zámků. Pro naše potřeby je nutné znát dva typy. První je **full wakelock** (plný). Ten se projevuje rozsvícenou obrazovkou a plným přiřazením výpočtového výkonu procesoru. Druhý zámek je **partial wakelock** (částečný). Ten se projevuje vypnutou obrazovkou a stejně jako první plným přiřazením výpočtového výkonu procesoru. Partial wakelock dokáže vyřešit problémy deaktivace vláken v programu a pro správnou funkčnost programu jsem tento zámek musel použít v každém samostatném vlákně.

Kvůli verzi OS Android mohou mimo optimalizace RAM nastat další nečekané problémy jako třeba **spuštění programu po startu OS** nebo **práva při zápisu a čtení ze zařízení a externích úložišť**. Ze zmíněných důvodů je třeba pro potřeby projektu využívat pouze vnitřní úložiště telefonu a mít ošetřena práva přístupu k souborům.

Při **frekvenci ukládání naměřených dat do souborů** vyvstal problém. Ukládání jednou za minutu (zde 7 200 řádků) způsobí vypnutí snímání dat. Není známo ani plně otestováno, zda je příčinou RAM paměť nebo dlouhé zápisy, ale řešením je zapisovat data do souboru častěji. K odstranění problému jsem zvolil **ukládání dat do souboru jednou za sekundu** (zde 120 řádků). Pro redukci zabraného místa v úložišti telefonu

jsem implementoval archivaci souborů, která se provede, je-li počet souborů větší nebo roven 600 (zde odpovídá archivaci jednou za 10 až 11 minut).

Dalším nutným opatřením bylo implementovat **stavové hlášení** (volitelného znění). Toto hlášení je vázáno na běžící aplikaci, která se nemá automaticky ukončit. Pro určité mobilní telefony lze na internetových fórech najít, že toto opatření je jediné, které je třeba, aby aplikace zůstala běžet na pozadí.

Na funkčnost aplikací může mít dopad implementace specifických Kernel funkcí a přístupů k hardwaru ze strany výrobce mobilního telefonu. To se v rámci tohoto projektu týká interfacu **SensorEventListener** pro získávání hodnot ze senzorů - v našem případě z akcelerometru.

Konkrétní implementace interfacu **SensorEventListener** se mezi výrobci liší, ale jejím základem je šetření baterie. Proto existuje časové zpoždění, po jehož uplynutí se ze strany senzoru přes interface **SensorEventListener** přestanou posílat nově naměřená data. Toto časové zpoždění je různé a **závisí na výrobci**. Podle provedených statistik v rámci projektu se tato doba pohybuje od 1 minuty do 30 minut. Pro vyřešení uvedeného problému nepomohlo zavedení ani jednoho ze všech výše zmíněných opatření, a proto **je nutné zvolit správný typ telefonu**. Bohužel potřebné informace není možné se od výrobců mobilního telefonu jednoduše dozvědět a je třeba **hledat pomoc na programátorských internetových fórech**.

Část řešení problému se senzor-interfacem spočívá v odregistrování a **znovu-zaregistrování callback interface funkcí** po zamčení a odemčení displeje. Doporučená hodnota zpoždění před registrací po akci displeje je 1 sekunda. Toto opatření jsem do programu také implementoval.

Pro existenci problémů a jejich řešení zůstává nejdůležitější fakt, že softwarové řešení tohoto projektu je optimalizováno pro mobilní telefon Xiaomi Mi3 16GB s OS Android 4.4.4, SDK 19 a nadstavby MIUI 5.12.11.

Pokud by programové vybavení mělo být úspěšně spustitelné na jiném zařízení nebo jiné verzi Android, je zapotřebí udělat

sérii testů z hlediska funkčnosti a stability, protože každá verze OS Android používá jinou sadu optimalizací, stejně jako je tomu v případě výrobce telefonu ze strany přístupu k hardwaru nebo nadstavby OS.

Mezi další teoretické komplikace patří informační ztráta při přenosu elektrických vzruchů z neuronů (měřitelné EEG) do svalových vláken (měřitelné EMG) a jejich snímání mimo povrch pacienta. Tento problém se dá vyřešit porízením chytrých náramků, které jsou schopny měřit zrychlení a tato data posílat na sběrné zařízení. Uvedené náramky v současnosti bohužel nemají tak velkou výdrž baterie nebo vůbec neposkytují přístup k vnitřním naměřeným hodnotám z akcelerometru. Náramky pouze jednou za několik minut podávají informace o spánku uživatele, jeho pohybu, udělaných krocích a další jiné pro náš projekt neužitečné informace.

Z hlediska výzkumu by bylo vhodné použít vysokofrekvenční snímání (od 500 Hz a více) k zachycení možných vysokofrekvenčních dat při průběhu záchvatu. O této možnosti se hovoří v článku "High-frequency EEG activity at the start of seizures" (Journal of Clinical Neurophysiology) ([2]). Během experimentů popisovaných v článku bylo použito EEG snímání s frekvencí 2 000 Hz a byly nalezeny obvyklé anomálie v oblasti 0.5 až 40 Hz, ale i v pásmu 80 až 120 Hz, ve kterém došlo k pětinasobnému nárůstu amplitudy vln. Autoři poznamenávají, že by bylo dobré prozkoumat data v těchto vysokých frekvencích a jejich souvislost s epileptickými záchvaty.

2.5 Rozšíření projektu

První rozšíření projektu by se mělo provést v oblasti hardwaru - a to **použít vlastní řešení v podobě náramku**, který bude nosit pacient, a sběrného zařízení, mobilního telefonu, který bude v blízkosti pacienta a bude vykonávat veškerou činnost ohledně rozpoznávání.

Při použití vlastního hardware řešení se okamžitě nabízí **použití embedded řešení v jazycích C nebo C++**. Z hlediska efektivity a možné rychlosti zpracování informací jsou tyto dva programovací jazyky značně před všemi ostatními.

Stále existuje rozšíření přístupu v rozpoznávání epileptických záchvatů. Z oblasti strojového učení jej popisuje [3], kde autoři hovoří o technikách a přístupech k učení a detekci epileptických záchvatů. V díle se ale jedná o EEG data. Další přístup spočívá nejen v rozpoznávání záchvatu při jeho samotném průběhu, ale i před jeho průběhem. V tomto případě hovoříme o **predikci záchvatu**, což z hlediska EEG detailně popisuje zdroj [4]. Autoři hovoří o specifických stupňujících se projevech v EEG vlnách před samotným záchvatem. Nevýhodou samozřejmě zůstává fakt využití EEG.

Tímto se dostáváme k zásadní otázce: je vhodné jako základ pro rozpoznání záchvatu použít znalosti z EEG a **najít relaci mezi EEG mozku a EMG svalů**, nebo začít **zcela nový výzkum pouze na základě EMG**?

Z hlediska výzkumu by bylo vhodné také **použít vysokofrekvenční snímání (od 500 Hz a více)** k zachycení možných vysokofrekvenčních dat při průběhu záchvatu. O této možnosti se hovoří v článku "High-frequency EEG activity at the start of seizures" (Journal of Clinical Neurophysiology) ([2]). Během experimentů popisovaných v článku bylo použito EEG snímání s frekvencí 2000 Hz a byly nalezeny obvyklé anomálie v oblasti 0.5 až 40 Hz, ale i v pásmu 80 až 120 Hz, ve kterém došlo k pětinasobnému nárůstu amplitudy vln. Autoři poznamenávají, že by bylo dobré prozkoumat data v těchto vysokých frekvencích a jejich souvislost s epileptickými záchvaty a následně nalézt relaci s EMG.

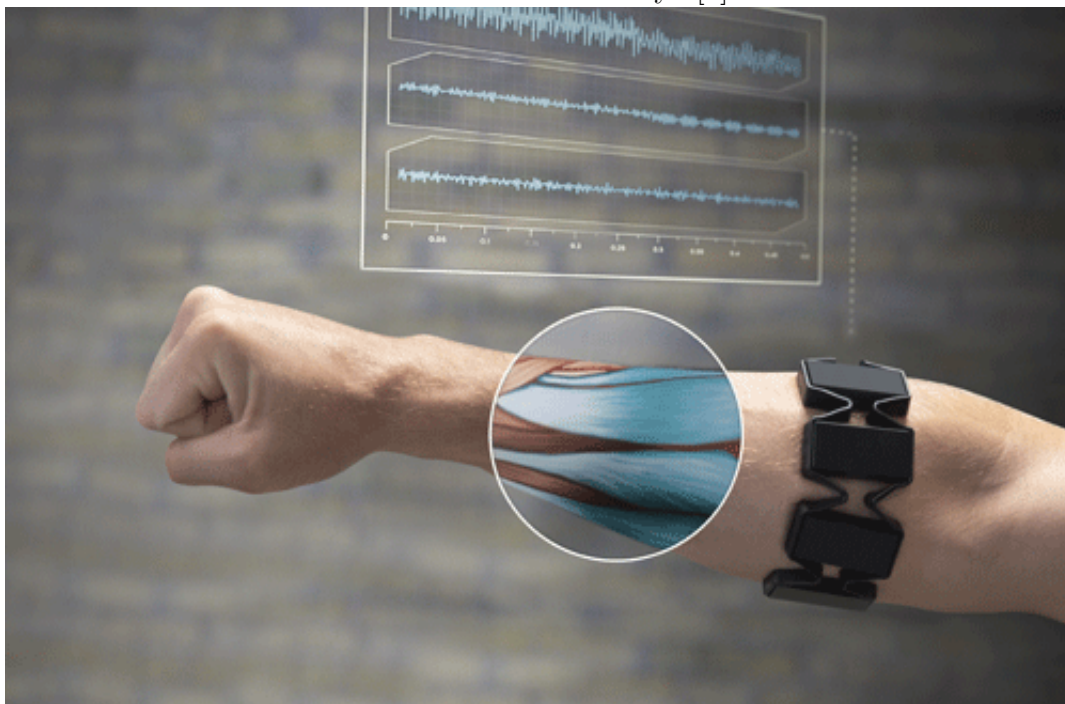
Při vysokofrekvenčním snímání bude nutné zcela implementovat vlastní

řešení, protože běžně dostupná zařízení nenabízí vyhovující parametry (jak z hlediska výdrže - baterie, tak množství informací - rychlost snímání).

2.5.1 Chytrý náramek Myo

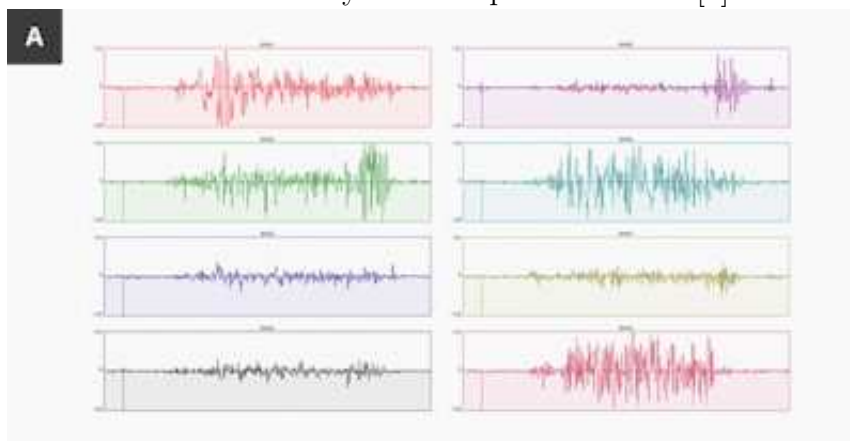
Zajímavá možnost k prozkoumání v oblasti detekce epileptických záchvatů se nabízí při **použití chytrého náramku MYO** od společnosti **Thalmic Labs**. Tento náramek má mimo standardní pohybové senzory (akcelerometr a gyroskop) k dispozici **8 profesionálních EMG senzorů**. Vlastní náramek Myo je možné vidět na obrázku 23.

Obrázek 23: Náramek Myo [8]

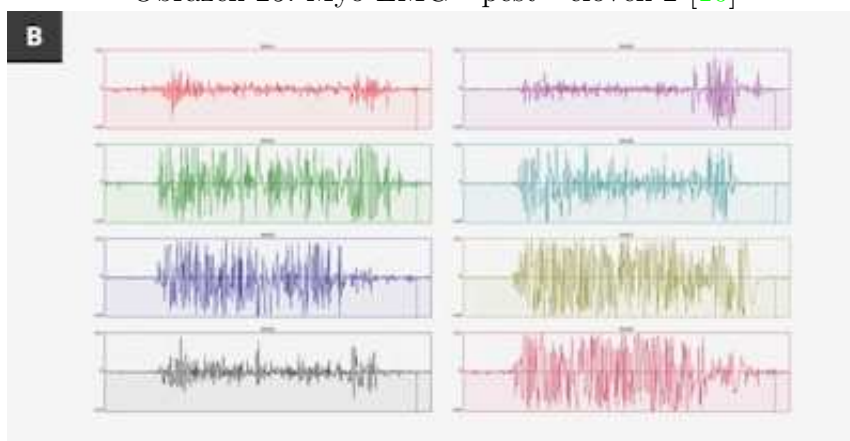


S EMG přístupem se objeví problémy při klasifikaci dat, protože každý člověk má svůj **jedinečný otisk (footprint)**, a to ať už se jedná o mozkové vlny nebo akce svalových vláken. Následující 2 obrázky demonstrují rozdílné EMG vlny z 8 snímačů u 2 lidí při držení ruky v pěst.

Obrázek 24: Myo EMG - pěst - člověk 1 [9]



Obrázek 25: Myo EMG - pěst - člověk 2 [10]



3 Výsledky

Mobilní telefon byl na několik dnů poskytnut na snímání dat v instituci **Centrum Hájek**. Snímání probíhalo od 12.4.2016 do 20.4.2016 u pacienta trpícího častými epileptickými záchvaty. S ošetřovateli a rodiči bylo domluveno, aby, pokud to bude možné, zaznamenali umístění telefonu při snímání a přibližné datum a čas podezřelých událostí (záchvatů). O naměřených datech více v kapitole [3.1 Naměřená data](#).

Naměřená data jsem přenesl a analyzoval offline. K analýze dat jsem použil výpočetní program Matlab kvůli rozsahu nabízených funkcí, přehlednosti, rychlosti a efektivnosti výpočtů. Informace o rozboru dat je možné najít v kapitole [3.2 Rozbor dat](#).

3.1 Naměřená data

Od rodičů dítěte, které trpí epilepsií, mi byl dodán seznam, ve kterém rodiče detailně s datem a časem popsali činnost, umístění telefonu a případné záchvaty. Seznam je možné vidět na obrázku 27. Naměřená data jsou z časového období od 12.4.2016 večer do 20.4.2016 ráno.

Při předběžném výběru dat jsem se soustředil na data, kdy dle dostupných informací došlo k záchvatům. Stanovil jsem čtyři datové balíčky.

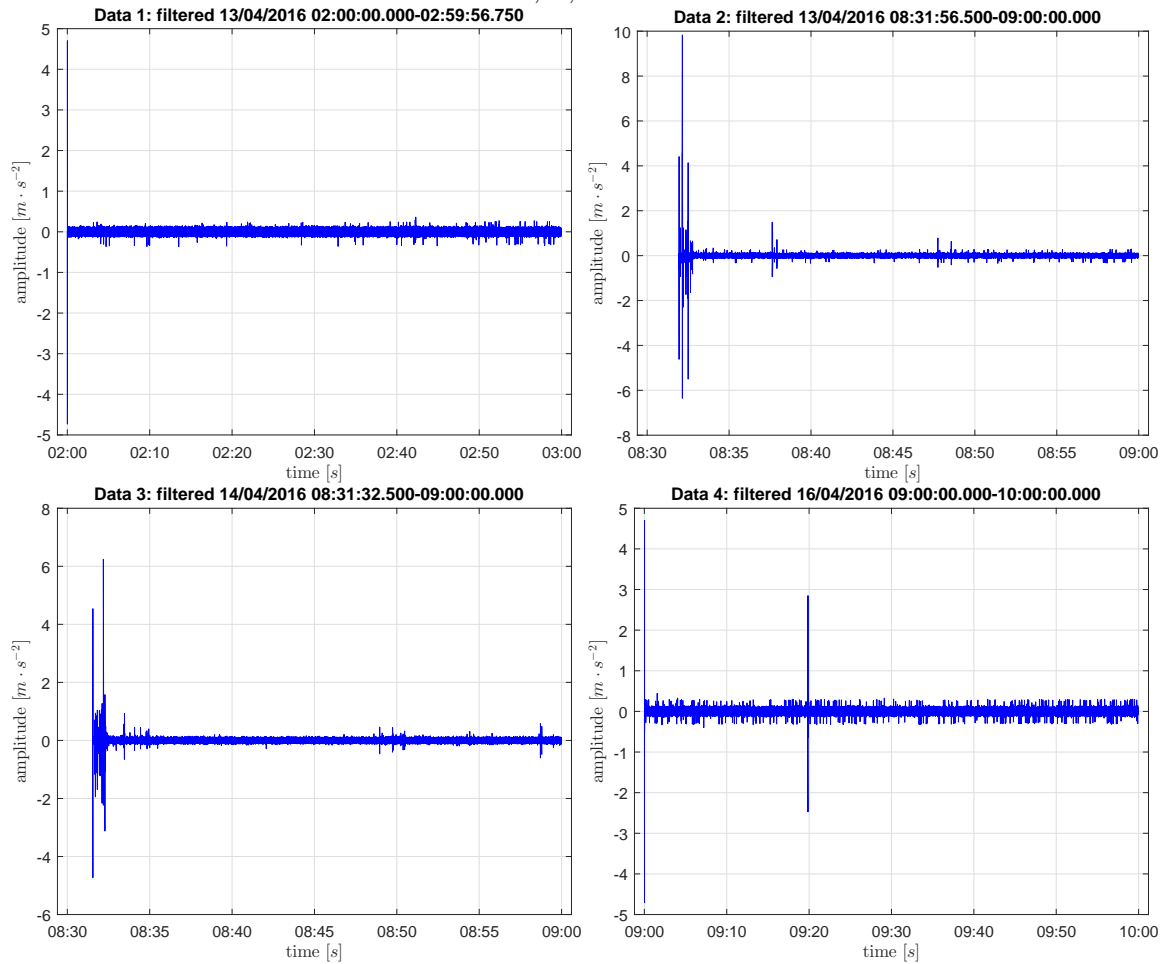
- Data 1: 13.4.2016 od 2am do 3am, snímáno při spánku se snímacím zařízením pod polštářem.
- Data 2: 13.4.2016 od 8:30pm do 9pm, snímáno při spánku se snímacím zařízením u nohou.
- Data 3: 14.4.2016 od 8:30pm do 9pm, snímáno při spánku se snímacím zařízením pod polštářem.
- Data 4: 16.4.2016 od 9pm do 10pm, snímáno při spánku se snímacím zařízením pod polštářem.

Data 1-4 mají obsahovat epileptické úkazy dle následujícího popisu.

- Data 1: 13.4.2016 okolo 02:14am.
- Data 2: 13.4.2016 od 8:37pm do 8:38pm.
- Data 3: 14.4.2016 okolo 8:33pm.
- Data 4: 16.4.2016 od 9:30pm do 9:40pm.

Průběhy dat v časové oblasti je možné vidět na následujícím obrázku 26. V obrázku jsou čtyři grafy, které po řadě přísluší datům 1, 2, 3 a 4.

Obrázek 26: Průběh dat 1, 2, 3 a 4 v časové oblasti



Detailní analýzu dat ve frekvenční oblasti je možné najít v kapitole 3.2.

Obrázek 27: Informace o průběhu měření od rodičů dítěte

12.4. 20⁻³⁰ SPÁNEK - pod polštářem
13.4. 2⁻¹⁴ ani začvat
6⁻¹⁵ Vstáváme
11⁻³⁰ SPÁNEK - 12¹⁰ - pod polštářem
20⁻³⁰ SPÁNEK - u nohou
20⁻³⁴⁻³⁸ Začvaty
14.4. 6⁻¹⁰ Vstáváme
20⁻³⁰ SPÁNEK - pod polštářem
20⁻³³ začvaty
15.4. 5⁻⁵⁵ Vstáváme
21⁻⁰⁸ SPÁNEK - u nohou
16.4. 5⁻³⁶ Vstáváme
11⁻³⁰ SPÁNEK - u nohou
12³³ - Vstáváme
21⁻³⁰ SPÁNEK - pod polštářem
21⁻³⁰ - 21⁻⁴⁰ - začvaty
17.4. 6⁻¹⁵ Vstáváme
20⁻³⁴ SPÁNEK - u nohou
18.4. 6⁻⁵⁰ Vstáváme
20^{.50} Spánek - pod polštářem
19.4. 4⁰⁰ Vstáváme
20⁻³⁰ SPÁNEK - u nohou
20.4. 6⁻⁰⁵ Vstáváme

3.2 Rozbor dat

Rozbor dat se týká souborů naměřených dat 1-4 (balíčky dat) z kapitoly [3.1 Naměřená data](#).

K offline rozboru dat jsem použil program Matlab. Jedná se o výkonný výpočetní software, který má mimo jiné k dispozici potřebné funkce pro filtraci, transformaci a vizualizaci dat. Všechny funkce jsou v programu Matlab plně dokumentované.

K výpočtu a zpracování frekvenčních spekter jsem použil funkce *fft* (optimalizovaný algoritmus pro výpočet Fourierova obrazu signálu [11]), *nextpow2* (vrátí koeficient další mocniny čísla 2 proti zadanému číslu), *linspace* (generuje lineárně rozmístěné hodnoty), *numel* (vrátí počet prvků v poli), *abs* (absolutní hodnota proměnné) a *fftshift* (přesune frekvenci 0 Hz do centra spektra).

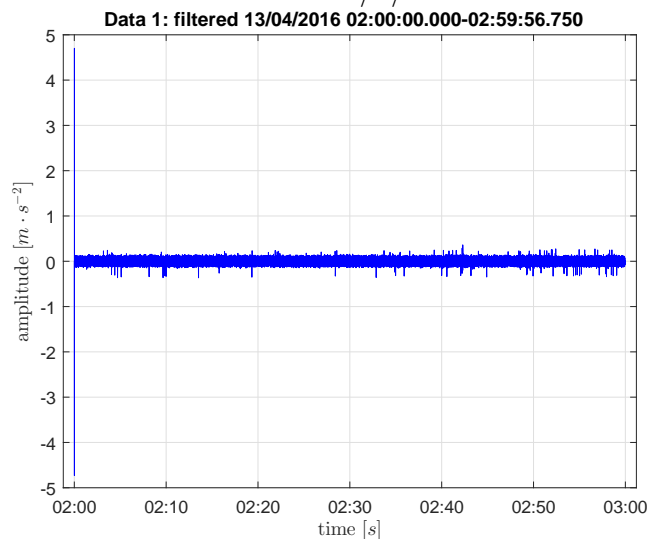
Jako vstupní parametry funkce *fft* jsem použil daná data ke zpracování a počet bodů, ze kterých se má algoritmus počítat. Počet bodů je vždy další mocninou čísla 2 od délky dat.

Poznámka ke grafům: červené hvězdičky v grafech frekvenčních spekter vždy označují několik největších amplitud.

3.2.1 Rozbor dat 1

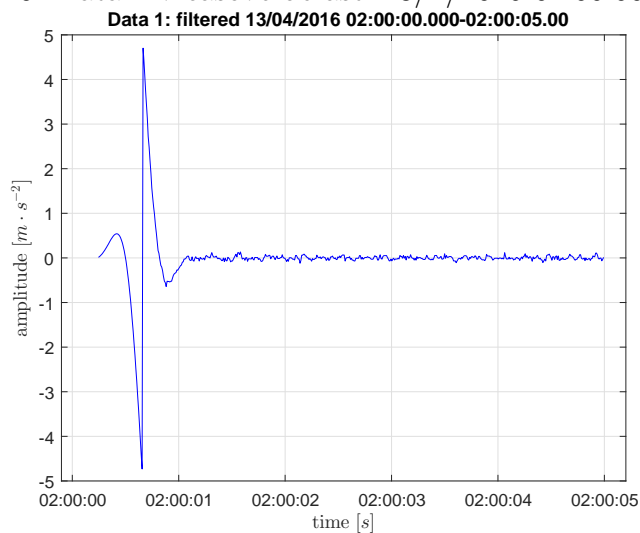
Celý průběh dat 1 v časové oblasti je možné vidět na obrázku [28](#).

Obrázek 28: Průběh dat 1 13/4/2016 v časové oblasti

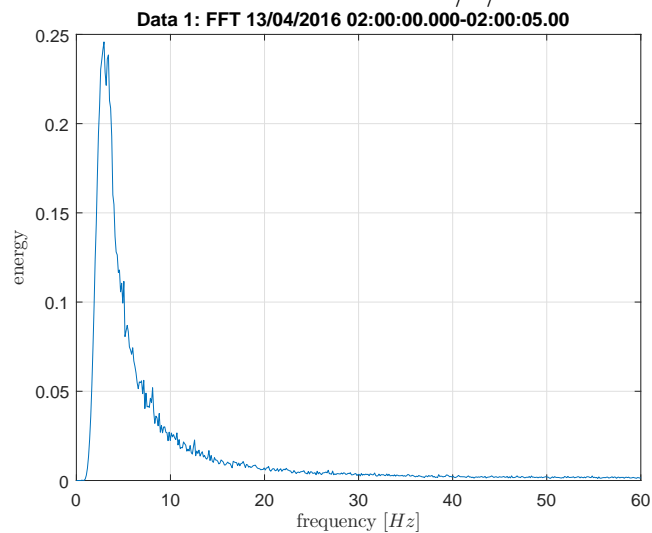


Data 1 jsou z velké části pouze šum. V údajné době záchvatu se v časové ani frekvenční oblasti nevyskytují podezřelé úkazy. Z počátku dat je na obrázku 29 poznat manipulace s telefonem a jeho sunutí. Dominantní frekvence se dle frekvenčního spektra na obrázku 30 soustředí pod hladinou 10 Hz.

Obrázek 29: Data 1 v časové oblasti 13/4/2016 02:00:00-02:00:05

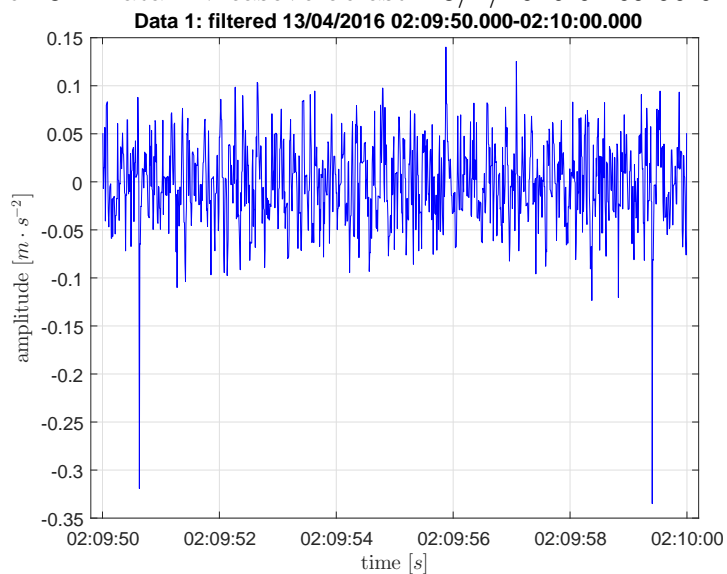


Obrázek 30: Data 1 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 02:00:00-02:00:05

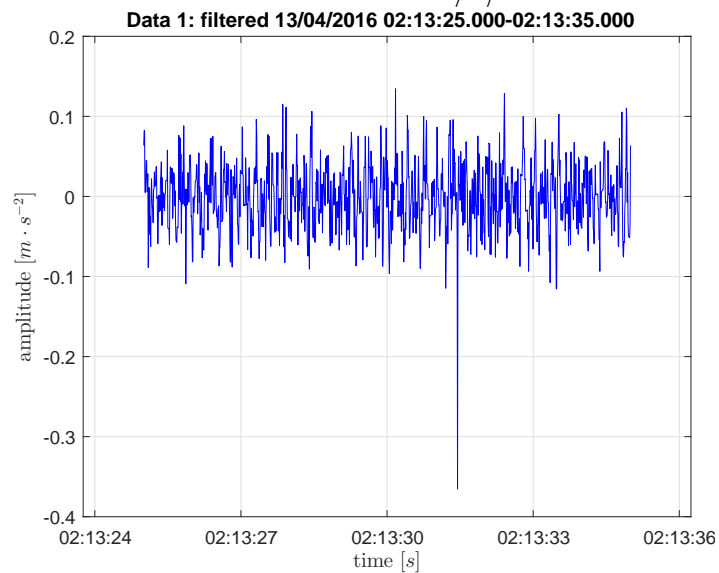


V datech se před zadanou dobou záchvatu vyskytuje několik malých výchylek, které můžeme označit za šum. Jejich průběh v časové oblasti na obrázcích 31 a 32 neobsahuje velké zrychlení a dominantní frekvence se ve frekvenčních oblastech na obrázcích 33 a 34 vyskytují v intervalech 3 až 10 Hz a 10 až 15 Hz.

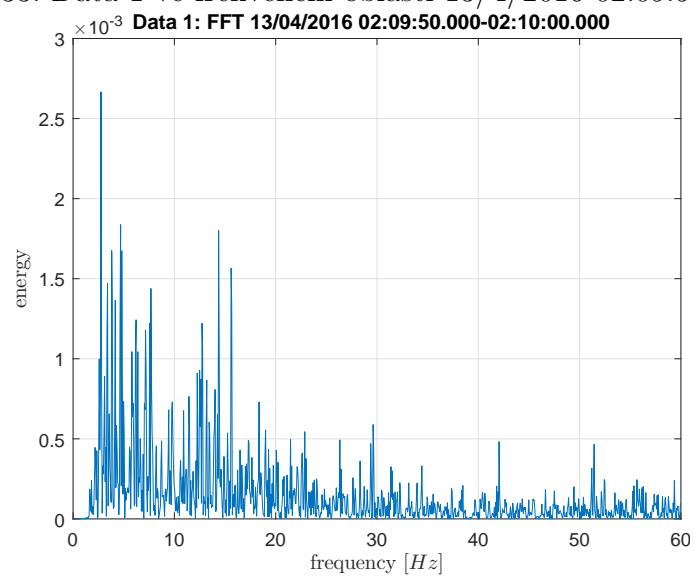
Obrázek 31: Data 1 v časové oblasti 13/4/2016 02:09:50-02:10:00



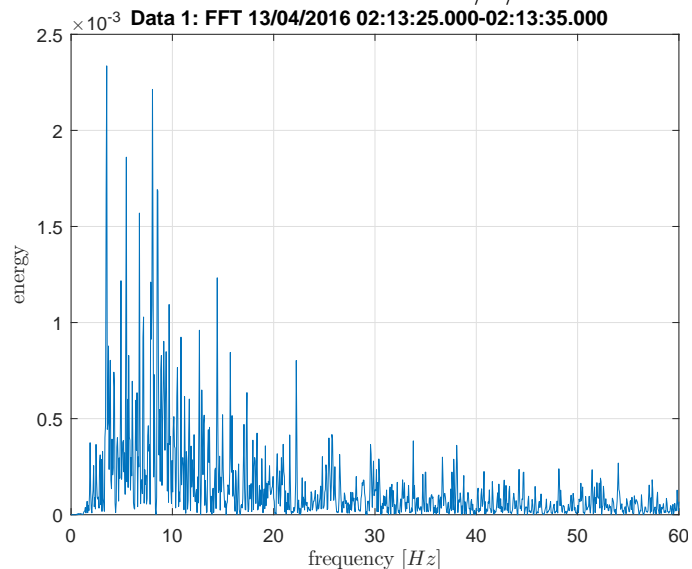
Obrázek 32: Data 1 v časové oblasti 13/4/2016 02:13:25-02:13:35



Obrázek 33: Data 1 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 02:09:50-02:10:00

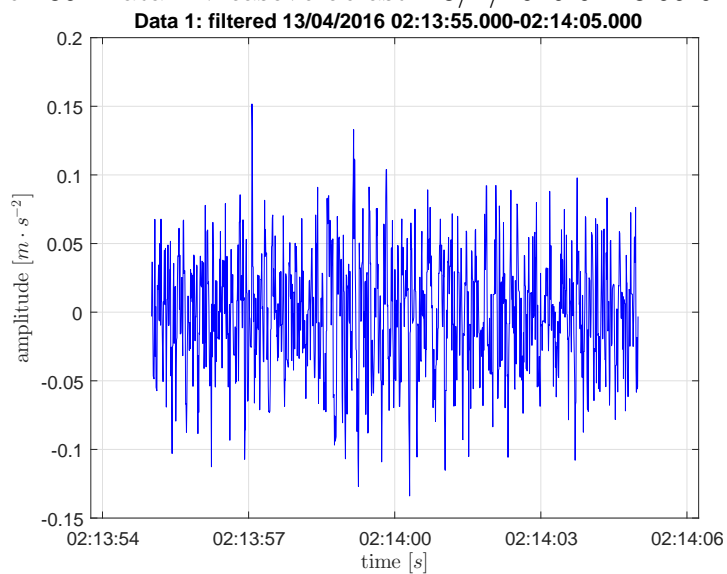


Obrázek 34: Data 1 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 02:13:25-02:13:35

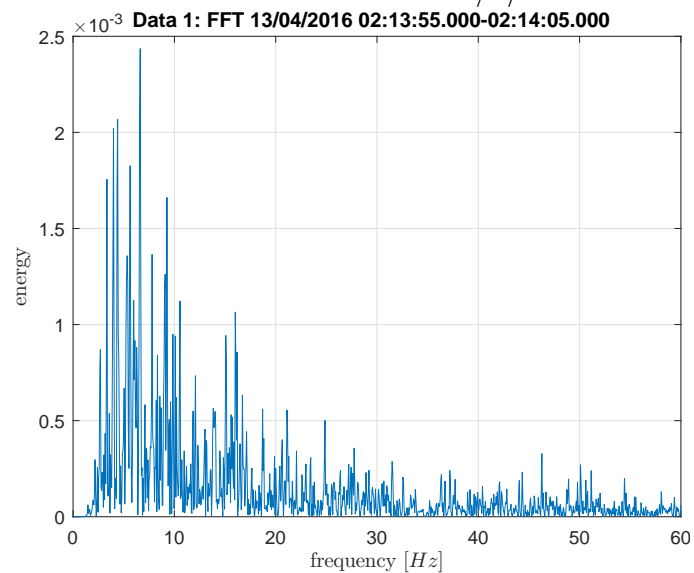


Záchvat měl dle dodaného seznamu pravděpodobně nastat okolo 2:14 ráno. V časové oblasti ale není možné vidět jakékoliv větší výkyvy ve zrychlení. Pokud pro jistotu prozkoumáme dva průběhy okolo 2:14:00 a 2:14:20, tak zjistíme, že se v časové (obrázky 35 a 37) a frekvenční (obrázky 36 a 38) rovině jeví jako šum.

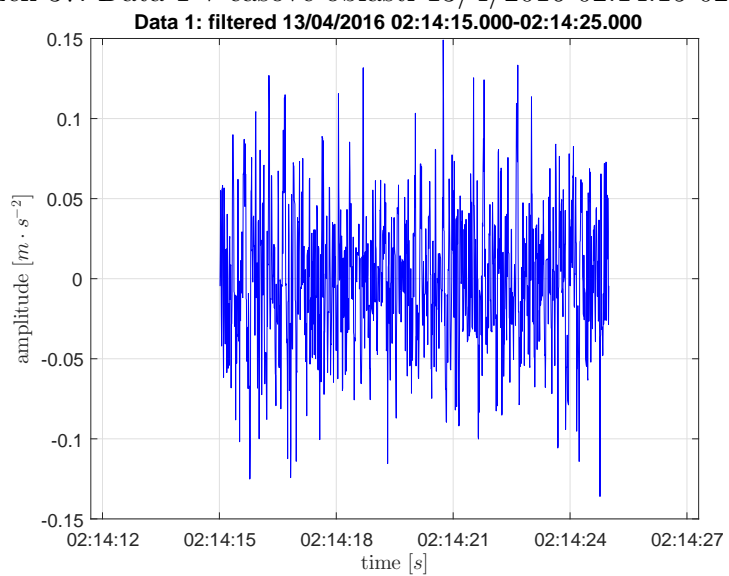
Obrázek 35: Data 1 v časové oblasti 13/4/2016 02:13:55-02:14:05



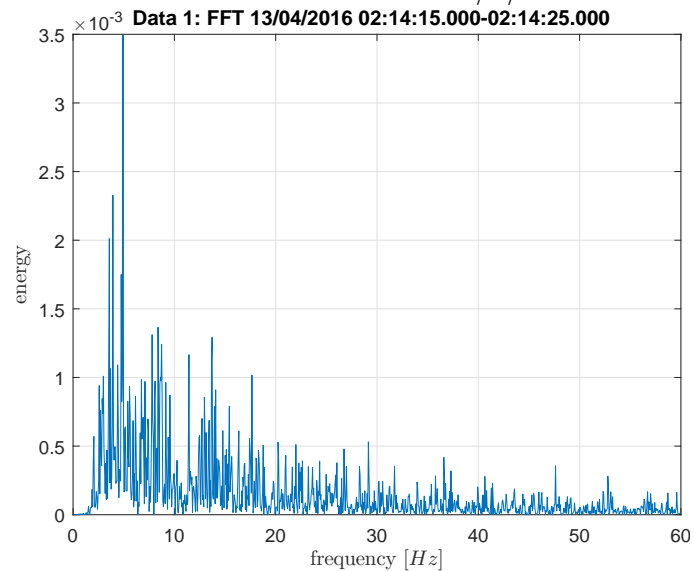
Obrázek 36: Data 1 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 02:13:55-02:14:05



Obrázek 37: Data 1 v časové oblasti 13/4/2016 02:14:15-02:14:25

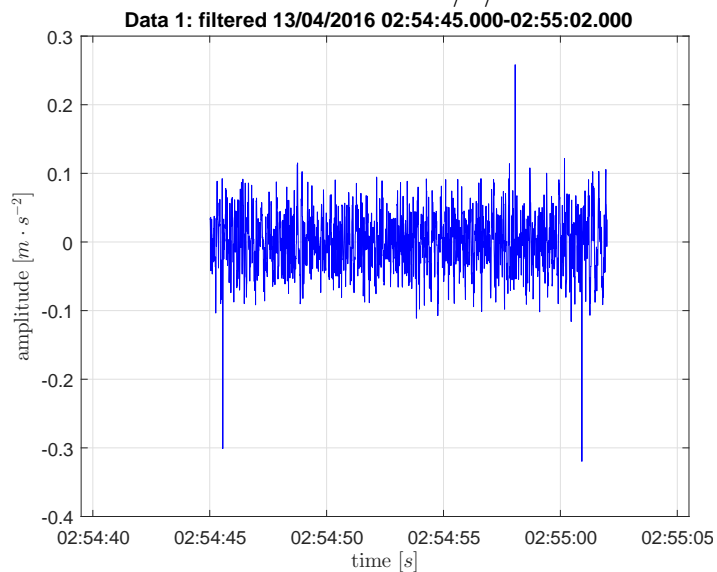


Obrázek 38: Data 1 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 02:14:15-02:14:25

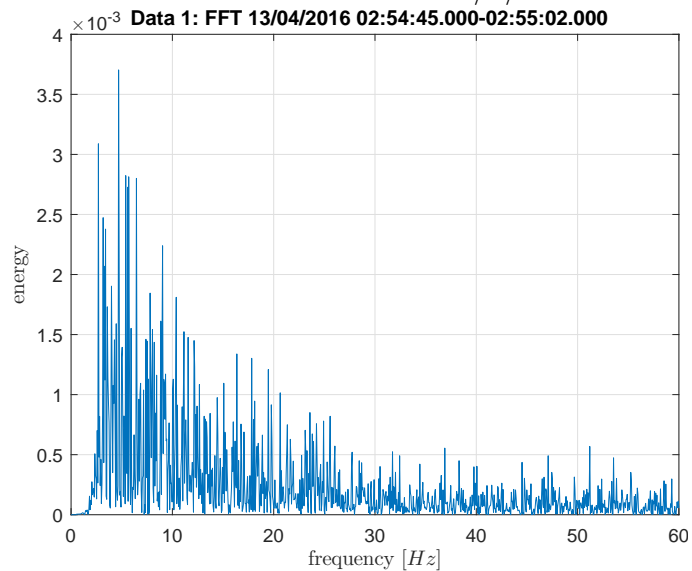


Na závěr datového balíčku je v časové oblasti na obrázku 39 série malých výchylek, které jsou pravděpodobně spojeny se šumem nebo malými rázy. Frekvenční oblast (obrázek 40) neobsahuje žádné zajímavé nebo podezřelé úkazy.

Obrázek 39: Data 1 v časové oblasti 13/4/2016 02:54:45-02:55:02



Obrázek 40: Data 1 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 02:54:45-02:55:02

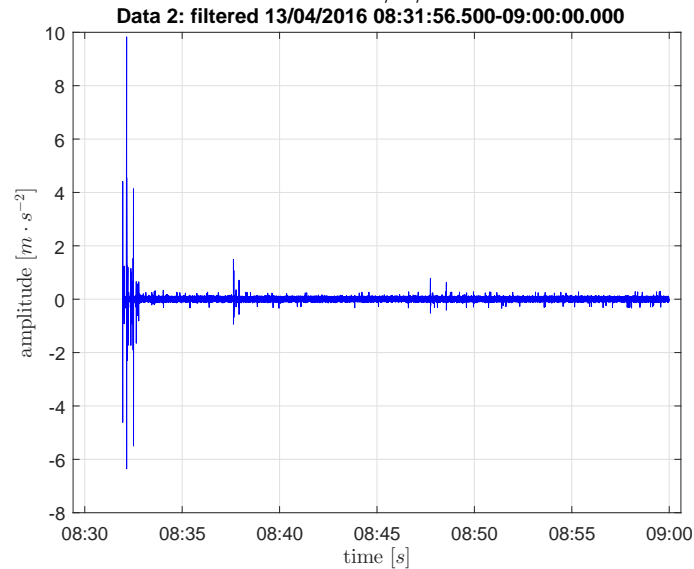


Datový balíček 1 je z doby, kdy pravděpodobně došlo k záchvatu. V datech jsem nenašel žádné podezřelé intervaly, které by bylo nutné dále prozkoumat.

3.2.2 Rozbor dat 2

Celý průběh dat 2 v časové oblasti je možné vidět na obrázku [41](#).

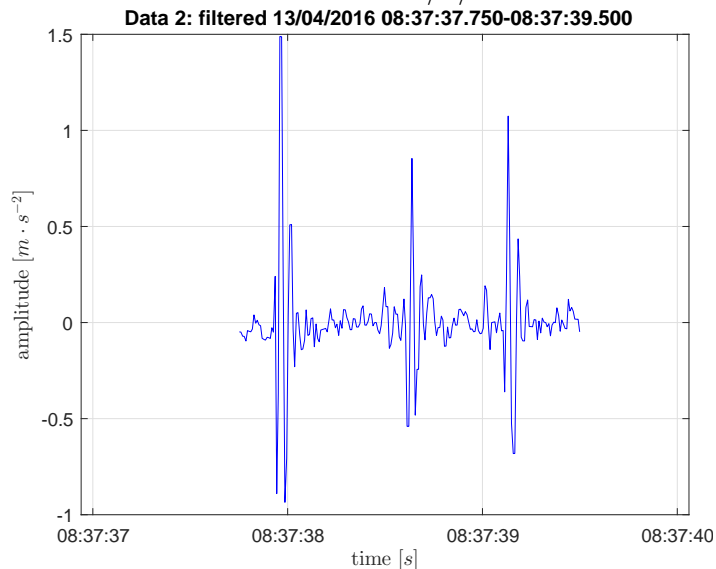
Obrázek 41: Průběh dat 2 13/4/2016 v časové oblasti



Začátek naměřených dat 2 je zároveň začátkem snímání večer 13.4.2016 před spánkem. Původ počátečních vibrací můžeme tedy považovat za manipulaci se zařízením. Zajímavé oblasti z hlediska proměnného zrychlení jsou dle obrázku mezi 8:35pm a 8:40pm (doba záchvatu) a před 8:50pm.

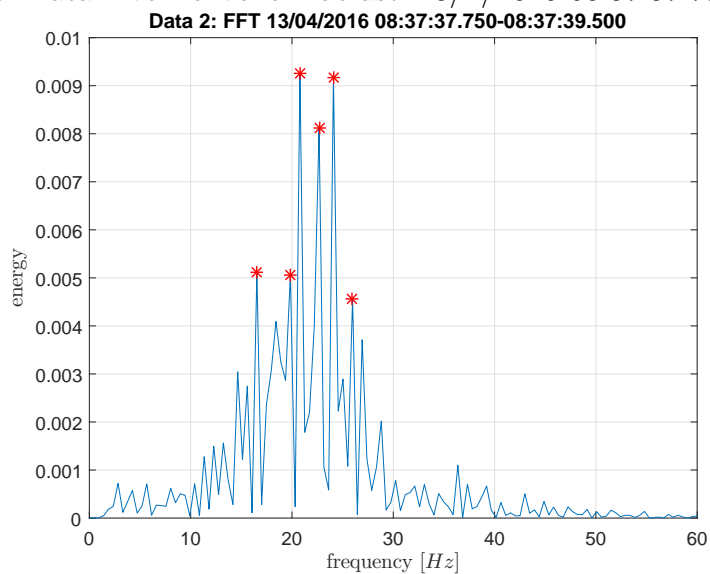
První zajímavá oblast okolo 8:37pm čítá tři izolované, podezřelé a opakující se otřesy. Jejich průběh v časové oblasti je možné vidět na obrázku 42. Tento časový úsek je zároveň úsekem, který je v obdrženém seznamu událostí označen jako ten, během kterého došlo k záchvatu (od 8:37pm do 8:38pm).

Obrázek 42: Data 2 ve časové oblasti 13/4/2016 08:37:37.75-08:37:39.5



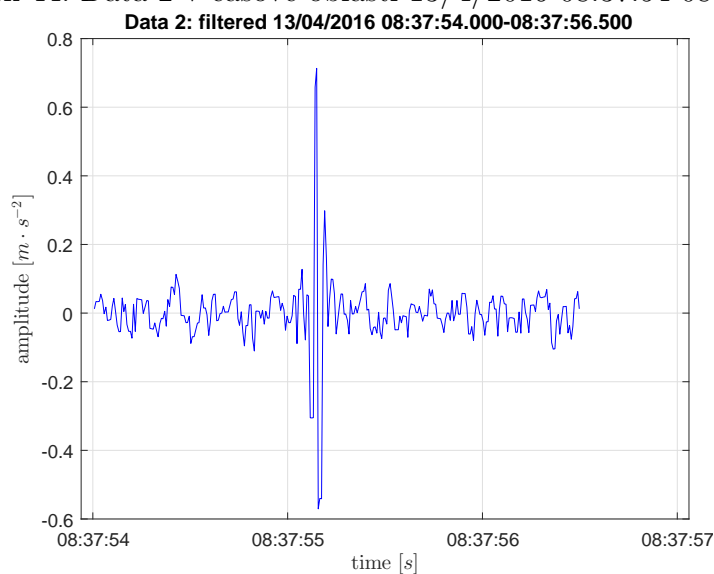
Samotný vypovídající průběh ve frekvenční oblasti je možné vidět na obrázku 43. Z průběhu je možné s jistotou říci, že podezřelé otřesy mají dominantní frekvence od 20 do 25 Hz, konkrétně 20.79, 22.68, 24.09 a 25.98 Hz. V intervalu 15 až 20 Hz jsou dominantní frekvence 16.54 a 19.84 Hz. Proto bude vhodné se u dalších analýz soustředit na tyto podezřelé intervaly.

Obrázek 43: Data 2 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 08:37:37.75-08:37:39.5



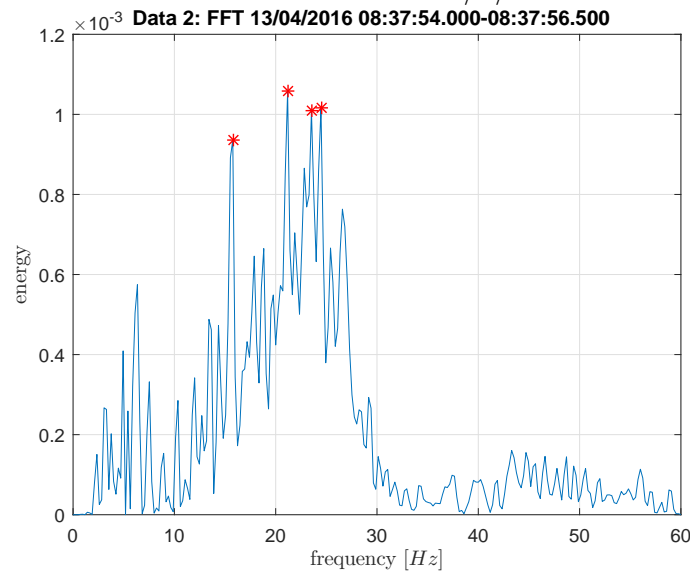
Před koncem označeného času záchvatu jsem v časové oblasti nalezl ještě jeden izolovaný otřes (obrázek 44), jehož průběh ve frekvenční oblasti odpovídá datům na obrázku 45. V časovém okně oproti obrázku 42, kde jsou tři podezřelé úkazy, je zde jeden podezřelý úkaz.

Obrázek 44: Data 2 v časové oblasti 13/4/2016 08:37:54-08:37:56.5



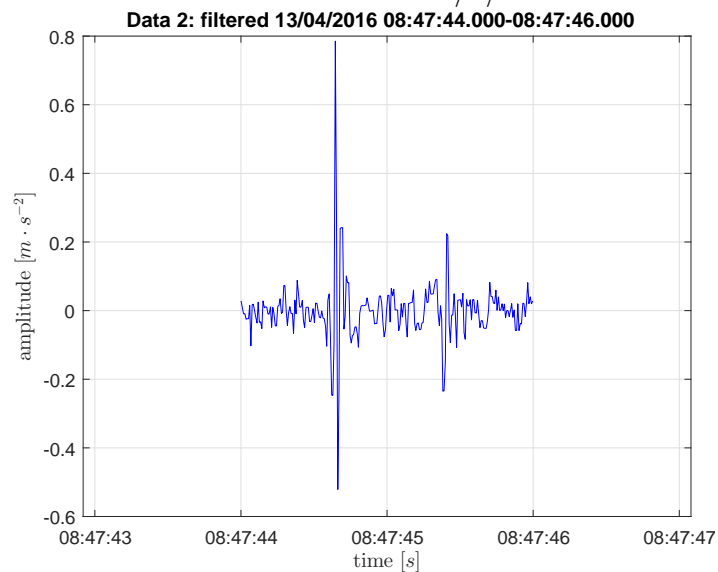
Z průběhu frekvenční charakteristiky na obrázku 45 je možné vidět, že signál obsahuje více dominantních frekvencí - a to 15.76, 21.18, 23.53, 24.47 a 26.59 Hz. Opět jsou dominantní frekvence v pásmech 15 až 20 Hz a 20 až 25 Hz jako na obrázku 43.

Obrázek 45: Data 2 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 08:37:54-08:37:56.5

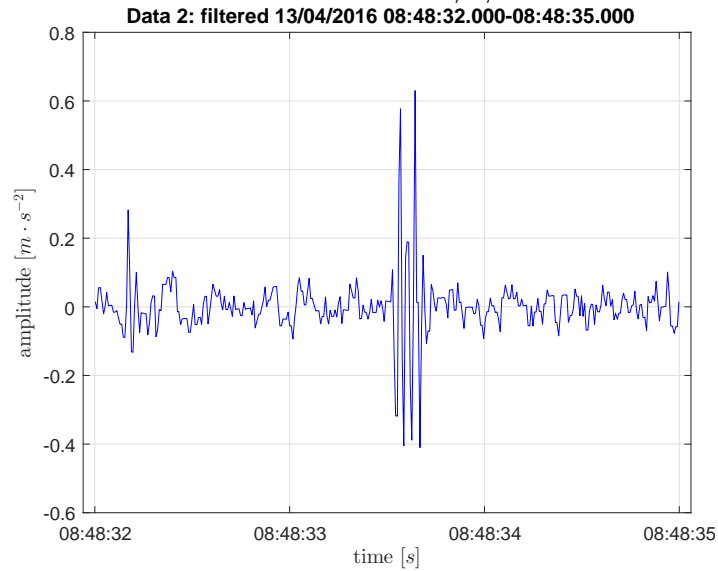


Po intervalu, kdy došlo k epileptickému záchvatu, jsem v datech našel další dvě zajímavé oblasti. Izoloval jsem otřesy v intervalech 8:47:44-8:47:46 (obrázek 46) a 8:48:32-8:48:35 (obrázek 47). První interval obsahuje dva otřesy a druhý interval jeden velký a jeden malý otřes.

Obrázek 46: Data 2 v časové oblasti 13/4/2016 08:47:44-08:47:46

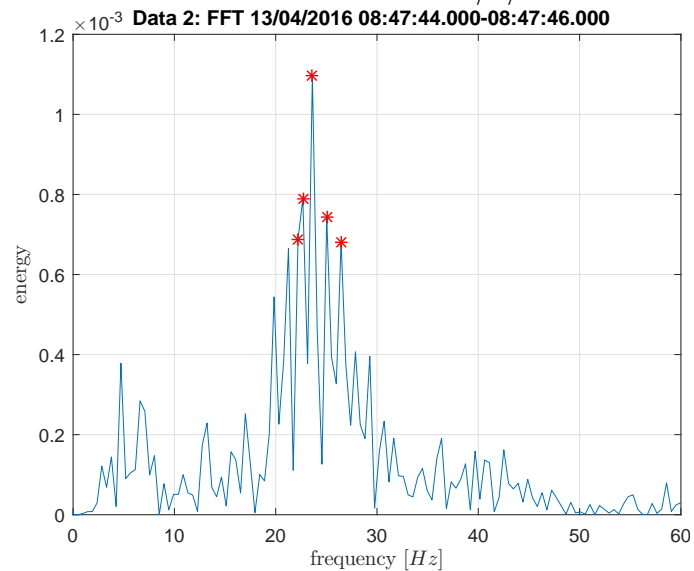


Obrázek 47: Data 2 v časové oblasti 13/4/2016 08:48:32-08:48:35

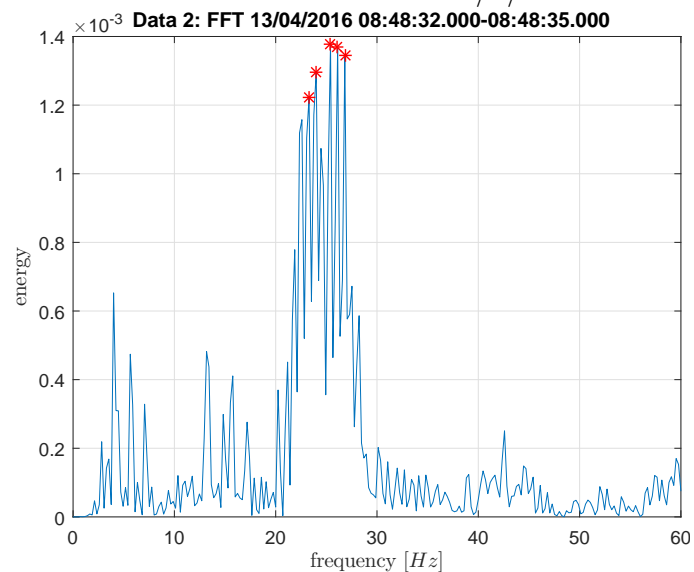


Intervaly jsou přibližně 10 minut po nahlášeném záchvatu. Frekvenční oblasti je možné vidět na obrázcích 48 a 49. Oba intervaly vykazují dominantní frekvence v okolí intervalu 20 až 25 Hz, pro první interval 19.84, 21.26, 22.68, 23.62, 25.04 a 26.46 Hz. Dominantní frekvence pro druhý interval jsou 22.59, 23.29, 24, 25.41, 26.12 a 26.82 Hz. Existuje tedy podezření, že došlo k dalšímu záchvatu.

Obrázek 48: Data 2 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 08:47:44-08:47:46



Obrázek 49: Data 2 ve frekvenční oblasti 13/4/2016 08:48:32-08:48:35

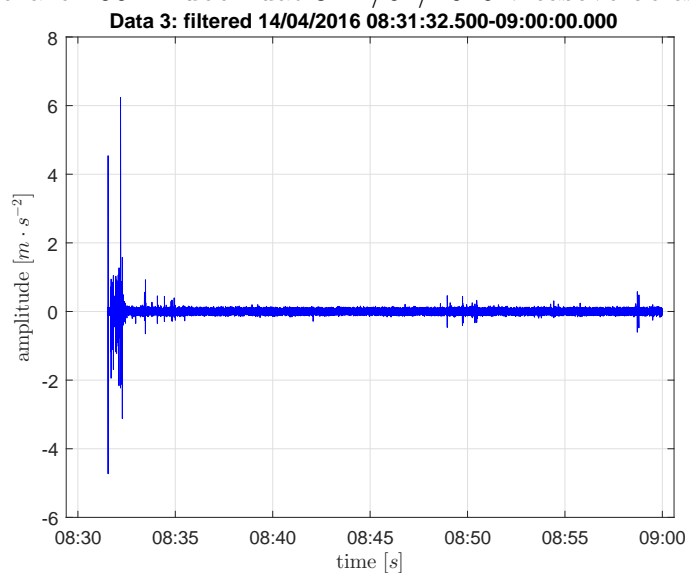


Data 2 jsou z informačního hlediska bohatá a ve frekvenční oblasti, která odpovídá intervalům od 15 do 20 Hz a od 20 do 25 Hz, jsem našel několik podezřelých úkazů, které časově souhlasí s dodanými informacemi (došlo k záchvatu) o průběhu měření (dodaný seznam aktivit).

3.2.3 Rozbor dat 3

Celý průběh v časové oblasti je možné vidět na obrázku 50.

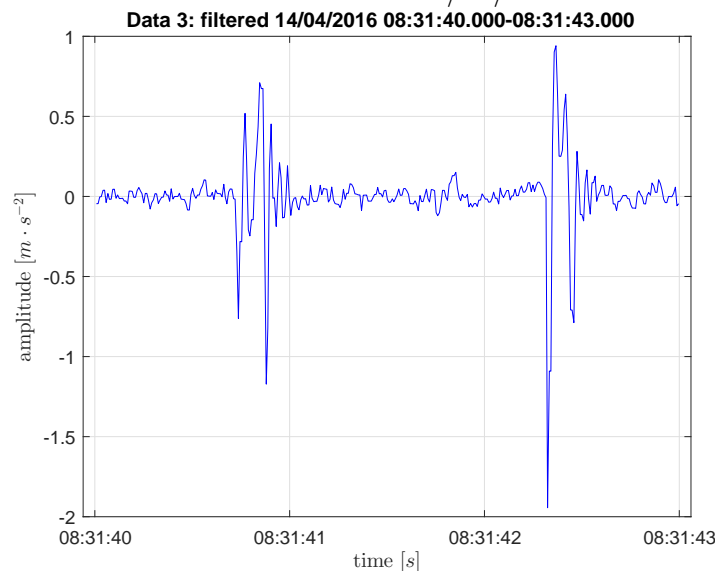
Obrázek 50: Průběh dat 3 14/04/2016 v časové oblasti



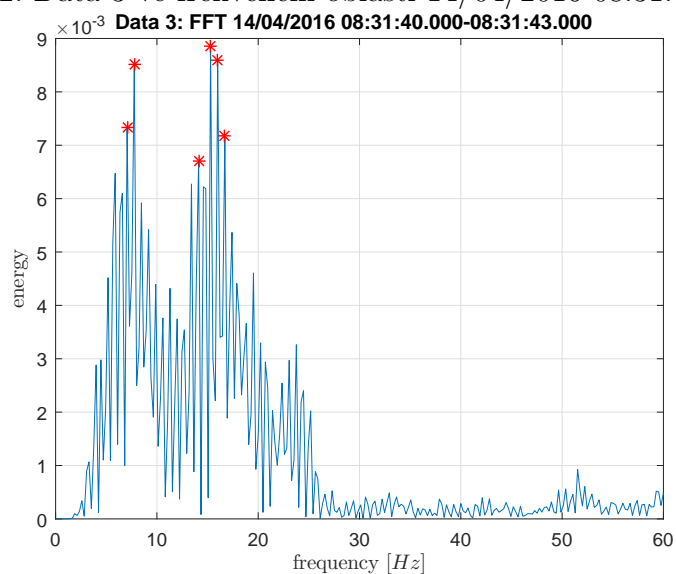
Datový balíček 3 začíná 2 minuty před časem záchvatu (8:33pm) a minutu po nahlášeném spánku.

První podezřelá oblast s větším zrychlením (obrázek 51) obsahuje několik dominantních frekvencí v několika pásmech (obrázek 52). Jedná se o necelé dvě minuty po hlášeném spánku. Pokud pásmo pod 10 Hz označíme jako šum, tak zbývají dvě zajímavá pásma frekvencí. Pásmo 10 až 20 Hz, ve kterém jsou dominantní frekvence 14.12, 15.29, 16 a 16.71 Hz, a pásmo 20 až 25 Hz, ve kterém je dominantní frekvence 23.76 Hz a její okolí.

Obrázek 51: Data 3 v časové oblasti 14/04/2016 08:31:40-08:31:43



Obrázek 52: Data 3 ve frekvenční oblasti 14/04/2016 08:31:40-08:31:43

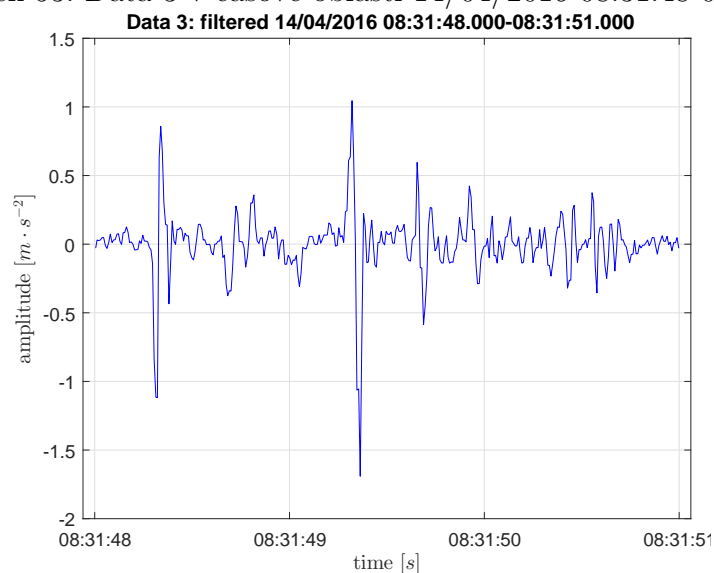


Další podezřelá oblast (obrázek 53) obsahuje, stejně jako předešlá oblast, zajímavé intervaly frekvencí 10 až 20 Hz a 20 až 25 Hz (obrázek 54). V časové oblasti je zřejmé opakování otřesů.

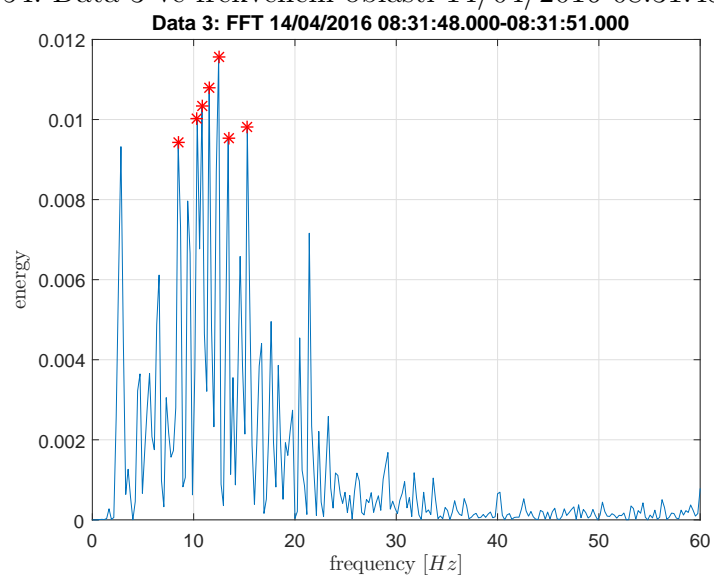
Ve frekvenční oblasti lze najít podezřelé dominantní frekvence 12.47 Hz

s okolím, 15.29 Hz a 21.41 Hz.

Obrázek 53: Data 3 v časové oblasti 14/04/2016 08:31:48-08:31:51



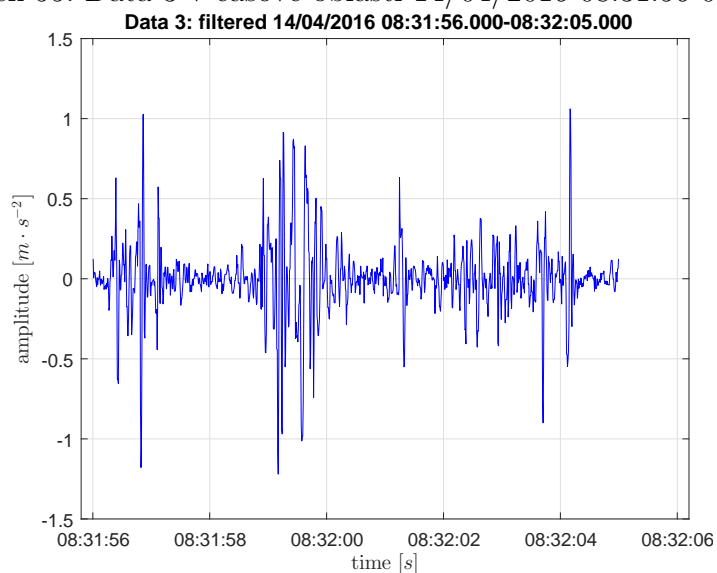
Obrázek 54: Data 3 ve frekvenční oblasti 14/04/2016 08:31:48-08:31:51



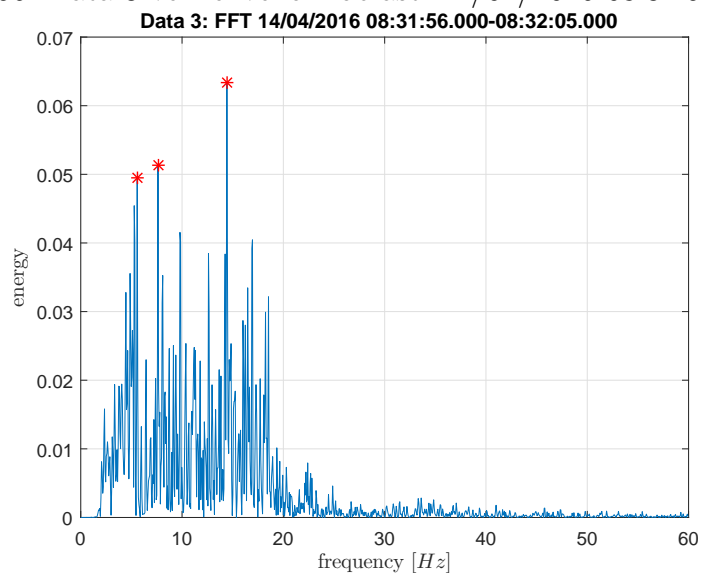
Další podezřelá oblast se v časové oblasti na obrázku 55 vyznačuje opakujícími se otřesy. Ve frekvenční oblasti na obrázku 56 v intervalu 10 až 20 Hz

vystupuje několik frekvencí a to 12.61, 14.43, 16.95 a 18.53 Hz. Tentokrát se v intervalu 20 až 25 nevyskytuje žádná frekvence s velkou amplitudou.

Obrázek 55: Data 3 v časové oblasti 14/04/2016 08:31:56-08:32:05



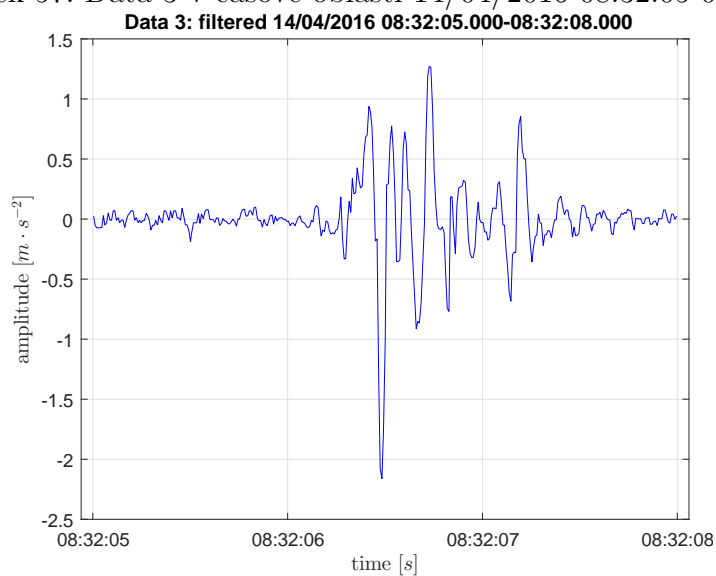
Obrázek 56: Data 3 ve frekvenční oblasti 14/04/2016 08:31:56-08:32:05



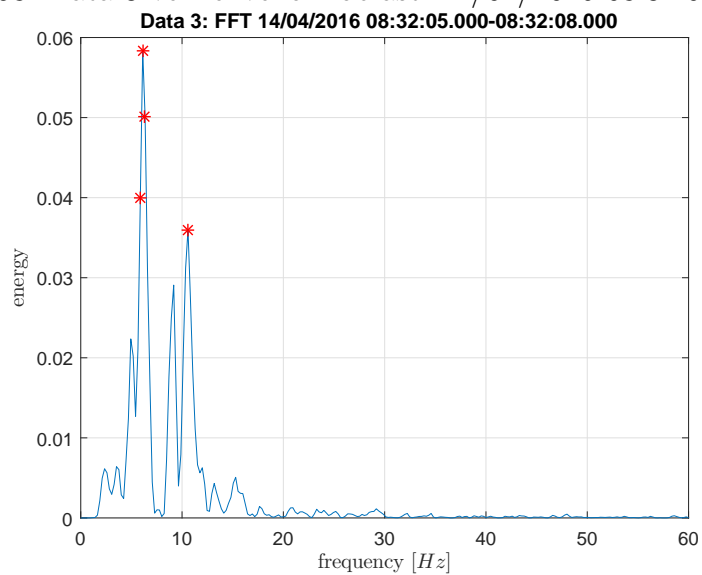
Další série opakujících se otřesů v časové oblasti na obrázku 57 vykazuje již větší zrychlení, zatímco ve frekvenční oblasti na obrázku 58 se nachází

pouze jedna dominantní frekvence nad 10 Hz a to 10.59 Hz. Pod 10 Hz jsou dominantní frekvence 6.118 a 9.176 Hz.

Obrázek 57: Data 3 v časové oblasti 14/04/2016 08:32:05-08:32:08



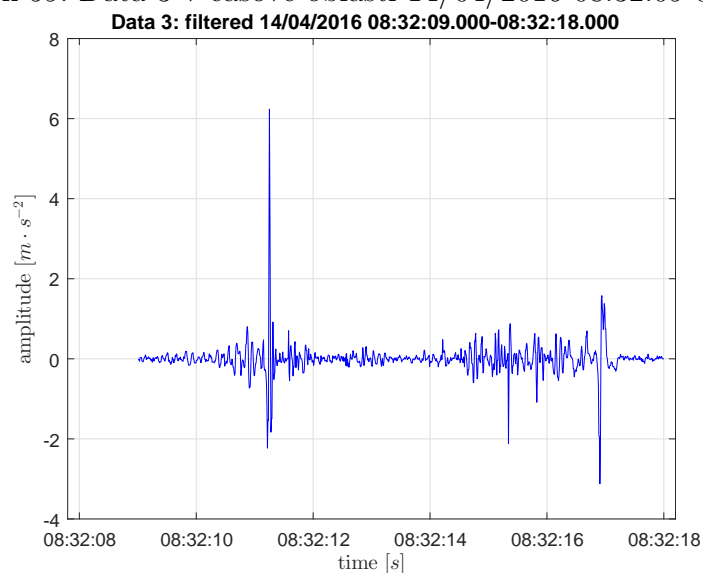
Obrázek 58: Data 3 ve frekvenční oblasti 14/04/2016 08:32:05-08:32:08



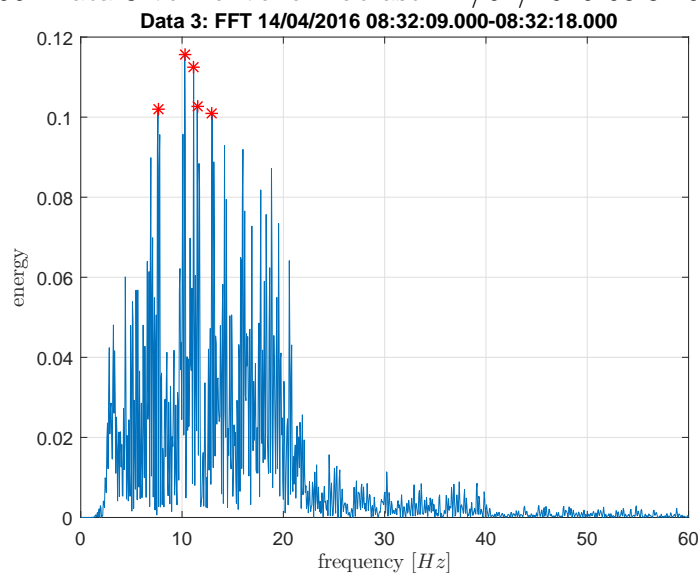
Data s největší amplitudou v souboru dat 3 v časové oblasti lze vidět na obrázku 59 a ve frekvenční oblasti na obrázku 60. Frekvenční oblast se

vyznačuje několika dominantními frekvencemi, mezi ně patří 10.26, 11.14, 12.96, 14.19, 16.01, 18.83 a 20.59 Hz.

Obrázek 59: Data 3 v časové oblasti 14/04/2016 08:32:09-08:32:18



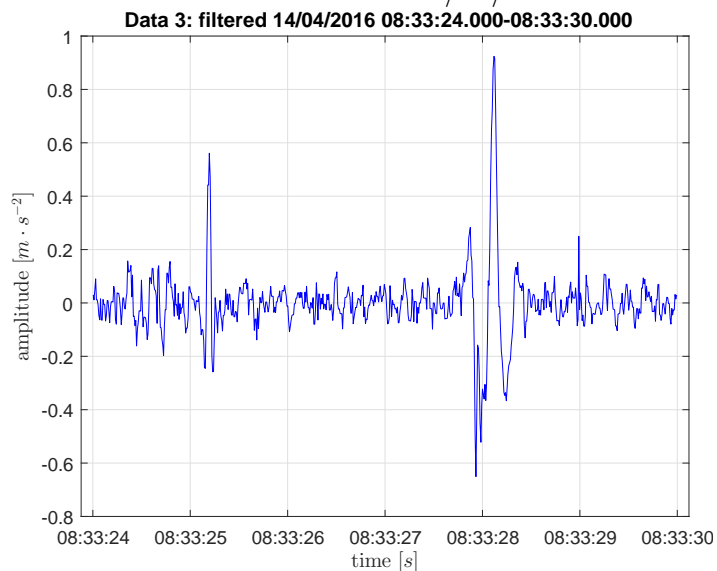
Obrázek 60: Data 3 ve frekvenční oblasti 14/04/2016 08:32:09-08:32:18



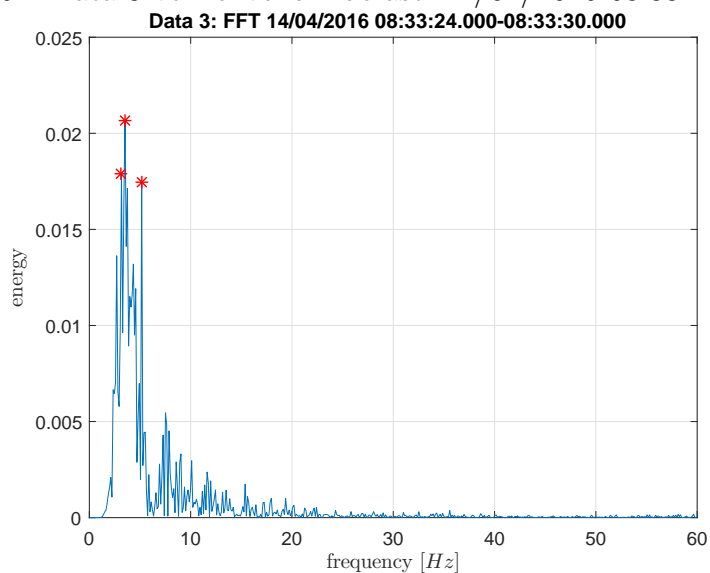
Poslední oblast v okolí odhadované doby záchvatu (časová oblast na obrázku 61) se vykazuje dominantními frekvencemi (frekvenční oblast

na obrázku 62) pouze pod 10 Hz a to 3.523 a 5.166 Hz.

Obrázek 61: Data 3 v časové oblasti 14/04/2016 08:33:24-08:33:30



Obrázek 62: Data 3 ve frekvenční oblasti 14/04/2016 08:33:24-08:33:30



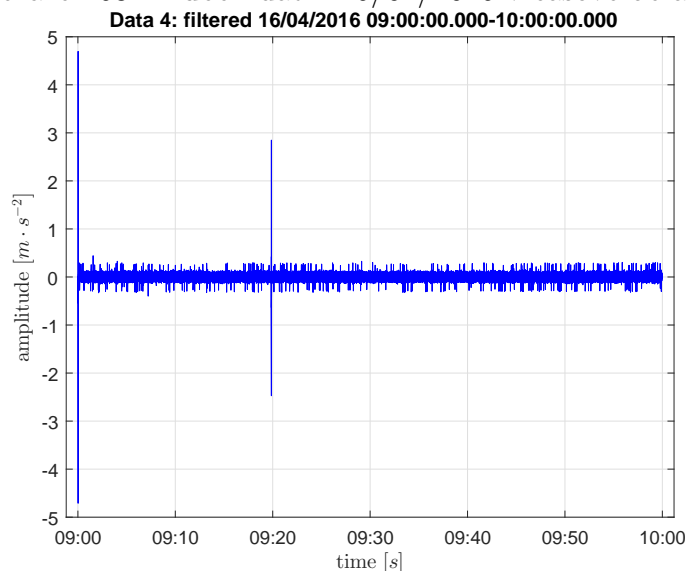
Data 3 u několika oblastí ve frekvenční oblasti se opakují dominantní frekvence v intervalech od 10 do 20 Hz a od 20 do 25 Hz. Tyto intervaly

můžeme označit jako podezřelé, protože mimo jiné souvisí s přibližným časem záchvatu. Interval od 20 do 25 Hz je podezřelý také v datech 2.

3.2.4 Rozbor dat 4

Data 4 z 16.4.2016 jsou z velké části šum a v intervalu od 21:30 do 21:40, kdy mělo dojít k záchvatu, je na první pohled průběh v časové oblasti (obrázek 63) neprůkazný.

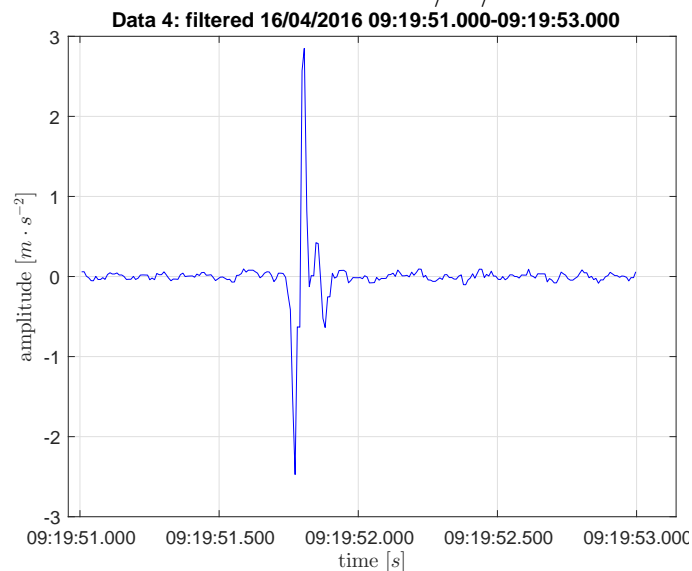
Obrázek 63: Průběh dat 4 16/04/2016 v časové oblasti



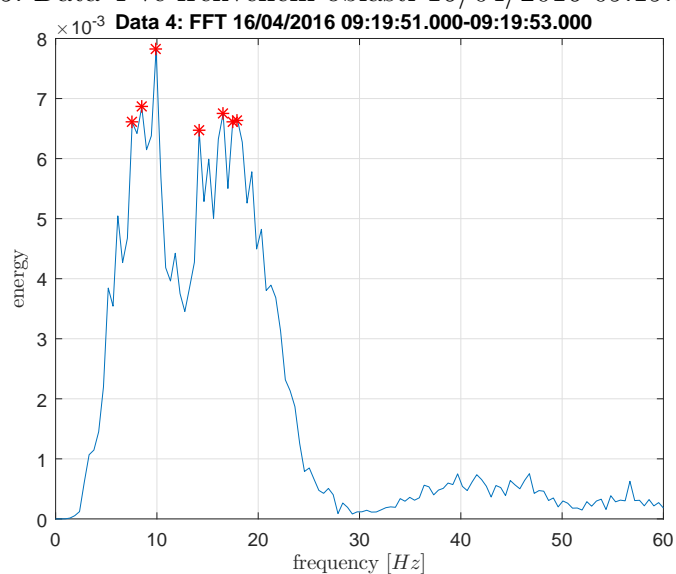
V tomto případě budeme ignorovat začátek dat, protože se jedná o samotný začátek měření daný večer. Před 09:20 se v datech nachází silný otřes a provedu jeho analýzu stejně jako u náhodného intervalu záchvatu.

V časové oblasti izolovaný úkaz (obrázek 64) vypadá podobně jako jiné podezřelé úkazy. Ve frekvenční oblasti (obrázek 65) zajímavé dominantní frekvence spadají do okolí intervalu 10 až 20 Hz, konkrétně se jedná o frekvence 9.921, 14.17, 16.54 a 17.95 Hz.

Obrázek 64: Data 4 v časové oblasti 16/04/2016 09:19:51-09:19:53



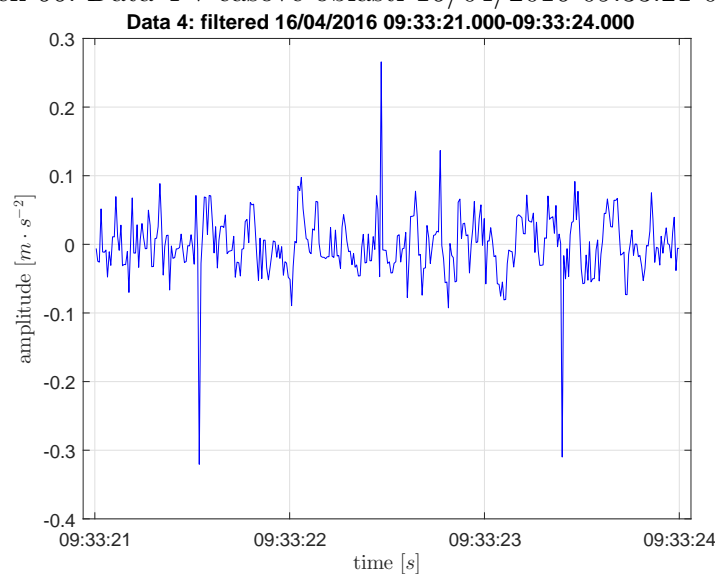
Obrázek 65: Data 4 ve frekvenční oblasti 16/04/2016 09:19:51-09:19:53



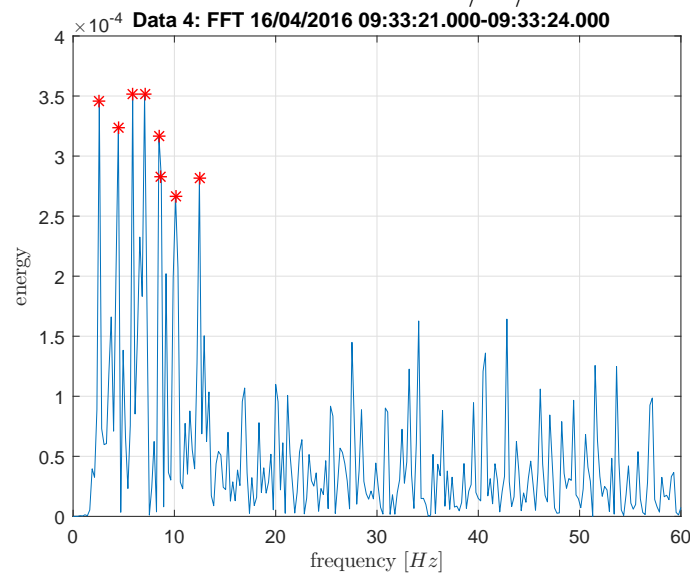
Náhodný interval v době záchvatu jsem zvolil od 09:33:21 do 09:33:24. Průběh v časové oblasti je možné vidět na obrázku 66. V datech se nachází několik výchylek, které by mohly odpovídat podezřelým otřesům, ale na první pohled mají malé zrychlení. Pro ověření je třeba frekvenční oblast. Průběh

ve frekvenční oblasti na obrázku 67 by mohl odpovídat šumu.

Obrázek 66: Data 4 v časové oblasti 16/04/2016 09:33:21-09:33:24



Obrázek 67: Data 4 ve frekvenční oblasti 16/04/2016 09:33:21-09:33:24



V datech 4 jsem našel jednu izolovanou anomálii 10 minut před samotným záchvatem. Po celý zbytek dat se jedná pouze šum a v době záchvatu se nevyskytují žádné zajímavé nebo podezřelé úkazy.

Je možné, že mobilní telefon mohl být při měření špatně umístěn nebo k záchvatům v nahlášené době nedošlo.

4 Závěr

Účelem projektu je zachránit lidský život v případě epileptického záchvatu. Denně nastávají životu nebezpečné situace, o kterých je nejbližší okolí pacienta mnohdy informováno až po jejich odeznění. Cílem projektu je implementace takového systému, který dokáže změřit a rozpoznat průběh záchvatu, upozornit na něj a zjištěné informace odeslat do nadřazeného systému, který by měl mít za úkol učení a konfiguraci podřazených zařízení.

Z oblasti technických prostředků mobilních telefonů pro měření pohybu jsem se zaměřil na akcelerometr a následnou implementaci filtru typu horní propusti pro odfiltrování vlivu gravitačního zrychlení na naměřená data.

Detekce záchvatu z externího zařízení, které není přímo na těle dotyčného pacienta, není v současné době zcela prozkoumána. Tato technika měření obsahuje velké informační ztráty, a proto by bylo vhodné v rámci projektu vylepšit část týkající se hardwaru a techniky umístění. Nejlepší varianta je samozřejmě stálý přístup na EEG data, ale to není možné. Reálné řešení by mělo být v podobě náramku, který se upevní na končetinu (nebo více náramků na více končetin), bude sbírat data a bude je odesílat prostředníkovi (mobilní telefon), který zajistí rozpoznání záchvatu a synchronizaci dat s nadřazeným systémem.

Cílem diplomové práce bylo seznámit se s technickými prostředky výkonných mobilních telefonů pro měření pohybu a prozkoumat možnost detekce epileptických záchvatů pomocí pohybových senzorů. Dalším cílem bylo navrhnout vhodnou architekturu programového vybavení realizujícího měření pohybových signálů, jejich filtraci, vyhodnocení průběhu záchvatu a odeslání dat do nadřazeného systému. A dále implementovat algoritmy pro realizaci navržené architektury a výsledky pokud možno ověřit na reálných datech záchvatu.

Aktuální stav projektu spočívá v kompletním softwaru pro měření dat z akcelerometru z interního snímače, filtraci dat, jejich komprimaci a synchronizaci do nadřazeného systému. K učení a rozpoznávání jsou implementovány základy tříd a metod. Samotné učení a rozpoznávání implementováno není,

protože není jednoznačně určeno, jakým způsobem a na základě jakých informací se mají záchvaty rozpoznávat. Funkce poslání SMS a volání, které by se volaly v případě alarmu na záchvat, jsou implementovány a plně otestovány. Stále je nutné shromažďovat data z průběhu epileptických záchvatů, aby vůbec mohlo dojít ke správné implementaci rozpoznávání záchvatu a následnému učení programu.

Při implementaci softwarového řešení jsem narazil na mnoho problémů (kapitola 2.4) a ty jsem úspěšně vyřešil. Mezi řešené problémy patří například udržení programového procesu v běhu a udržení aktivního spojení v případě callbacku s novými daty z akcelerometru.

Z výsledků naměřených dat (kapitola 3.1) a jejich analýzy ve frekvenční oblasti (kapitola 3.2) jsem vybral čtyři datové balíčky, které jsem analyzoval. Datový balíček 2 obsahuje několik podezřelých oblastí stejně jako balíček 3, zatímco data 1 obsahují dominantní frekvence pod 10 Hz, ale s nízkou amplitudou a data 4 obsahují pouze šum s jednou anomálií 10 minut před údajným záchvatem. Z dat 2 několikrát vyplynul fakt, že interval 20 až 25 Hz může obsahovat informace o probíhajícím záchvatu. Další podezřelé dominantní frekvence byly v několika případech v intervalu od 15 do 20 Hz. V datech 3 se jako podezřelé intervaly frekvencí jeví intervaly od 10 do 20 Hz a v několika případech od 20 do 25 Hz. Dané časy podezřelých intervalů v datech 2 a 3 odpovídají dodanému seznamu aktivit o měření (kdy měl probíhat záchvat). Dalším zajímavým úkazem, který vyplynul z dodaného seznamu aktivit z daného období, je, že pacient trpěl záchvaty krátce po započítí spánku. Záchvaty obvykle nastávaly do 5 nebo 10 minut. Výsledná analýza dat by se ideálně měla paralelně ověřit s EEG pacienta, to ale možné není. Proto je třeba výsledná data co nejdříve konzultovat s příslušným odborníkem.

Daná problematika mé diplomové práce by v budoucnosti mohla významně ovlivnit život mnoha pacientů, proto si myslím, že další vývoj v rámci tohoto projektu má svůj smysl a opodstatnění.

Velkou motivací mi při zpracování této práce bylo, že výsledný program bude používán v praxi a lidem postiženým epilepsií může zachránit život.

5 Použitá literatura

Reference

- [1] BUŠEK, Petr; BAJAČEK, Michal. *Epilepsie: Základní informace*. Praha: Společnost „E“ / Czech Epilepsy Association, z. s., 2016. 40 s.
- [2] ARROYO, SANTIAGO, UEMATSU Sumio. "High-frequency EEG activity at the start of seizures." *Journal of Clinical Neurophysiology* 9.3 (1992): 441-448.
- [3] SHOEB, ALI H., GUTTAG John. "Application of machine learning to epileptic seizure detection." *Proceedings of the 27th International Conference on Machine Learning (ICML-10)*. 2010.
- [4] Bandarabadi, Mojtaba, et al. "Epileptic seizure prediction using relative spectral power features." *Clinical Neurophysiology* 126.2 (2015): 237-248.
- [5] FABER, Josef. *Mozek v utajení*. Praha: Ioannes Marcus Marci, 2013, ISBN 978-80-260-4418-5.
- [6] AUTOR NEUVEDEN. beobachter.ch [online]. [cit. 1.2.2016]. Dostupný na WWW: http://www.beobachter.ch/fileadmin/dateien/Online_Only_Bilder/2012/epilepsie.jpg
- [7] AUTOR NEUVEDEN. beryko.cz [online]. [cit. 23.2.2016]. Dostupný na WWW: <http://www.beryko.cz/blog/data/fotogalerie/senzory/foto9.jpg>
- [8] AUTOR NEUVEDEN. cdn.traceparts.com [online]. [cit. 2.3.2016]. Dostupný na WWW: <http://cdn.traceparts.com/wp-content/uploads/2014/09/revolutionary-gesture-control-armband-my.png>

- [9] STEVE; MATT; AARON. developerblog.myo.com [online]. [cit. 2.3.2016]. Dostupný na WWW: <https://s3.amazonaws.com/wordpressprod/blog/wp-content/uploads/2014/11/Signals.gif>
- [10] STEVE; MATT; AARON. developerblog.myo.com [online]. [cit. 2.3.2016]. Dostupný na WWW: <https://s3.amazonaws.com/wordpressprod/blog/wp-content/uploads/2014/11/Signals2.gif>
- [11] BALDA, Miroslav. *Úvod do statistické mechaniky*. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2001, ISBN 80-7082-820-X.