

Západočeská univerzita v Plzni
Fakulta aplikovaných věd
Katedra informatiky a výpočetní techniky

Bakalářská práce

Detekce vybraných aktivit diabetického pacienta z běžně dostupných dat

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta aplikovaných věd
Akademický rok: 2020/2021

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE (projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Tomáš OTT**
Osobní číslo: **A17B0314P**
Studijní program: **B3902 Inženýrská informatika**
Studijní obor: **Informatika**
Téma práce: **Detekce vybraných aktivit diabetického pacienta z běžně dostupných dat**
Zadávající katedra: **Katedra informatiky a výpočetní techniky**

Zásady pro vypracování

1. Seznamte se s nemocí diabetes mellitus a s programátorským rozhraním systému SmartCGMS (diabetes.zcu.cz/smartcgms).
2. Analyzujte možnost sběru dat z běžně dostupných zdrojů (např. mobilní telefon a „fitness“ náramky).
3. Analyzujte možnosti detekce běžné a zvýšené fyzické aktivity a detekce zvýšené pravděpodobnosti příjmu potravy.
4. Navrhněte a implementujte modul do systému SmartCGMS, který bude sbírat data a vybrané aktivity z nich detekovat. Systém SmartCGMS s tímto modulem integrujte do podoby mobilní aplikace.
5. Otestujte implementované řešení a zhodnoťte dosažené výsledky.

Rozsah bakalářské práce: **doporuč. 30 s. původního textu**
Rozsah grafických prací: **dle potřeby**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná**

Seznam doporučené literatury:

Dodá vedoucí bakalářské práce.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Úbl**
Katedra informatiky a výpočetní techniky

Datum zadání bakalářské práce: **5. října 2020**
Termín odevzdání bakalářské práce: **6. května 2021**

L.S.

Doc. Dr. Ing. Vlasta Radová
děkanka

Doc. Ing. Přemysl Brada, MSc., Ph.D.
vedoucí katedry

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a výhradně s použitím citovaných pramenů.

V Plzni dne 24. června 2021

Tomáš Ott

Abstract

This bachelor thesis is mainly focused on data collection of the patient with diabetes mellitus disease and detection of possible activities from it. This collection is limited only to data from commonly available devices. To which we can classify devices like fitness bands or simple smart phone. Data collection is integrated into mobile application and the activity detector is inside new module for the system SmartCGMS, which is developed at the Department of Computer Science and Engineering.

Abstrakt

Tato bakalářská práce je převážně zaměřena na sběr dat pacienta s onemocněním diabetes mellitus a následnou detekci aktivit z těchto dat. Tento sběr je však pouze omezen na data z běžně dostupných zařízení. Mezi takovéto zařazujeme zařízení jako jsou například chytré hodinky a nebo také obyčejný chytrý telefon. Sběr dat je pak integrován do podoby mobilní aplikace a následný detektor aktivit je součástí modulu v systému SmartCGMS, který je již zaměřen na problematiku onemocnění diabetes mellitus. Tento systém je vyvíjen na Katedře informatiky a výpočetní techniky.

Poděkování

Děkuji panu Ing. Martinovi Úblovi za odborné vedení bakalářské práce a za velmi cenné rady při jejím vypracování.

Obsah

1	Úvod	1
2	Diabetes mellitus	2
2.1	Inzulin	2
2.2	Typy diabetes mellitus	3
2.2.1	Diabetes mellitus 1. typu	3
2.2.2	Diabetes mellitus 2. typu	4
2.2.3	Monogenní diabetes mellitus	4
2.2.4	Gestační diabetes mellitus	4
2.3	Komplikace diabetu	5
2.3.1	Diabetická ketoacidóza	5
2.3.2	Hypoglykémie	5
3	SmartCGMS	7
3.1	Architektura systému	7
3.2	Prvky systému SmartCGMS	8
4	Metabolické funkce člověka	10
4.1	Bazální metabolismus	10
4.1.1	Veličiny ovlivňující bazální metabolismus	10
4.2	Pracovní metabolismus	12
4.2.1	Odpověď těla na fyzickou aktivitu	12
4.2.2	Pásma aktivity	13
4.2.3	Měření energetického výdeje při aktivitě	14
5	Běžně dostupné zdroje dat	17
5.1	Multimediální senzory	17
5.2	Senzory pohybu	18
5.3	Senzor přiblížení	19
5.4	Senzor okolního osvětlení	19
5.5	Senzor měření tepu	20
5.6	GPS	21
6	Detekce aktivit	23
6.1	Detekce běžné a zvýšené aktivity	25
6.1.1	Obecná charakterizace pohybu	25

6.1.2	Metody detekce běžné a zvýšené aktivity	25
6.2	Detekce příjmu potravy	27
6.2.1	Obecná charakterizace příjmu potravy	28
6.2.2	Metody detekce příjmu potravy	28
7	Návrh řešení	31
7.1	Mobilní aplikace	31
7.1.1	Sběr dat	32
7.1.2	Předzpracování	34
7.2	Metody detekce	35
7.2.1	Detekce aktivit založená na srdečním tepu	35
7.2.2	Detekce aktivit založená na akceleraci	36
7.2.3	Detekce aktivit založená na geografických datech	37
7.2.4	Detekce příjmu potravy	38
7.3	Integrace do SmartCGMS	41
8	Implementace	42
8.1	Detekční filtry	42
8.1.1	Filtr srdečního tepu	42
8.1.2	Filtr GPS	42
8.1.3	Filtr akcelerace	43
8.1.4	Filtr příjmu potravy	43
8.2	Mobilní aplikace	43
8.2.1	Komunikace s nositelným zařízením	44
8.2.2	GPS služba	46
9	Testování implementovaných metod	49
9.1	Metoda detekce aktivit ze srdeční frekvence	49
9.2	Metoda detekce aktivit z akcelerometru	50
9.3	Metoda detekce aktivit z geografických dat	51
9.4	Metoda detekce příjmu potravy	52
10	Závěr	53
	Literatura	
	Příloha A Obsah DVD	
	Příloha B Uživatelská příručka	
	Příloha C Nejčastější příznaky příjmu potravy	

Příloha D Sestavení a instalace aplikace

A	Mobilní aplikace
B	Detekční filtry
B.1	Překlad pro Windows
B.2	Překlad pro Android
C	Přidání detekčních filtrů do SmartCGMS

1 Úvod

Nacházíme se v době, kdy se na volně dostupném trhu nachází stále více zařízení schopných zaznamenávat lidské funkce a nebo detekovat jednoduchý pohyb lidského těla. Kromě chytrých telefonů do nich patří skupina, kterou nazýváme *Wearables*. Jedná se o zařízení jako jsou třeba hodinky, náramky, sluchátka a nebo třeba brýle. Právě rostoucí trend využívání těchto zařízení můžeme sledovat například u sportovců, kteří tyto chytré hodinky využívají nejen jako stopky, ale také jako nástroj pro zaznamenávání intenzity a objemu svého tréninku. Využití však můžeme nalézt například i v medicínském prostředí. Pomocí speciálních zařízení jsme schopni sledovat průběh EKG signálu, či měřit plicní ventilace pro určení energetického výdeje. Dále takovéto senzory jsou schopné ovládat u některých zdravotnických systémů přísun léků při infuzní léčbě. Medicínské využití ale nalezneme i u protetických končetin, které jsou ovládány díky elektrickým pulzům vycházejících z existující končetiny.

Cílem této práce je však pracovat s běžně dostupnými zařízeními, které sice neobsahují tak široký arzenál senzorů, ale dokážou nám poskytnout dostatečně obsáhlou datovou sadu pro přibližné určení aktivity uživatele. Naší cílovou skupinou jsou osoby postižené onemocněním diabetes mellitus, pro které je kritické monitorování hladiny cukru v krvi a náš výsledný subsystém jim může posloužit jako cenný pomocník. V budoucnu, se spojením nějakého sofistikovanějšího zařízení, by mohl být také rozšířen o komunikaci s inzulinovou pumpou. Naše aplikace by tak mohla řídit funkce připojené pumpy a v momentě, kdyby při fyzické aktivitě došlo ke spotřebě většího množství energie, může poskytnout regulátoru několik dalších informací pro omezení dávkovaného inzulínu.

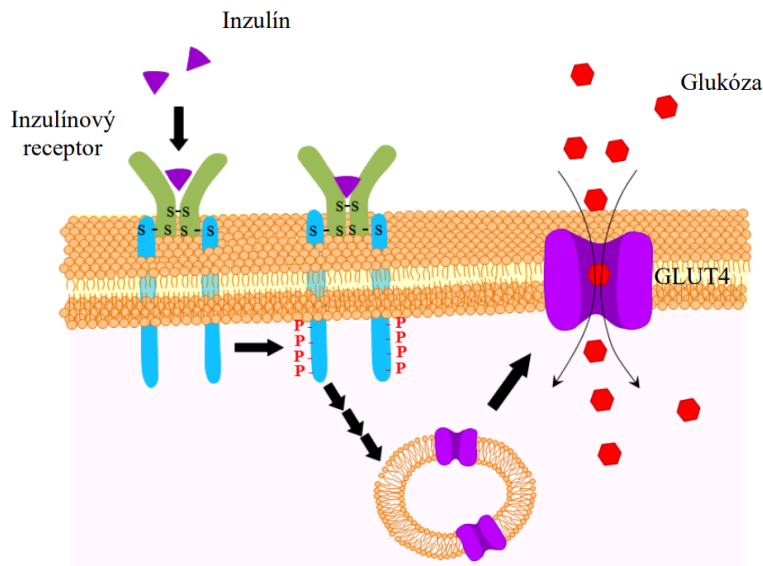
Před implementací samotného detektoru aktivit je potřeba se seznámit s dostupnou množinou senzorů, které se nachází na běžně dostupných zařízeních (viz. kapitola č.5). Pro určení senzorů, které jsou pro naši práci relevantní a které naopak nejsou, je nutné proniknout do základní fyziologie člověka (kapitola č.4) a také poznat samotné onemocnění diabetes mellitus i s jeho komplikacemi (kapitola č.2).

2 Diabetes mellitus

Diabetes mellitus, v češtině známé také pod názvem *cukrovka*, je heterogenní skupina onemocnění, která nastává z důvodu relativního či absolutního nedostatku inzulínu. Při částečné absenci tohoto hormonu glukóza v krvi není optimálně přenášena do potřebných buněk a přetrvává v mimobuněčné tekutině. Tento stav způsobuje, že se v krvi hromadí velké množství cukru, což je hlavním důvodem dalších komplikací (sekce 2.3).

2.1 Inzulin

Inzulin je hormon vytvářený v β -buňkách Langerhansových ostrůvků slinivky břišní. Nejdůležitější vlastností inzulínu, dále znázorněno na obrázku č. 2.1, je zpřístupnění glukózového kanálu svalových a tukových buněk pro vstup glukózy z krve. Oba tyto typy jsou jako jediné na jeho funkci plně závislé. Ostatní buňky si totiž pro sebe dokáží obstarat glukózu bez přítomnosti tohoto hormonu. Inzulin ale také působí jiným způsobem na jaterní buňky, jejichž funkci syntetizace glukózy během hladovění omezuje tak, aby nedošlo k jejímž přehlcením v krevním oběhu. Dále kvůli podobnému problému blokuje přebytečné odbourávání tuku uloženého ve formě zásob v tukové tkáni. Zabraňuje tím uvolňování nadměrného množství volných mastných kyselin. Mimo jiné také umožňuje draslíku i některým aminokyselinám vstup do buňky. Inzulín je tedy nedílnou součástí zdravého lidského metabolismu.



Obrázek 2.1: Zobrazení funkce inzulínu před a při vstupu glukózy přes glukózový kanál (GLUT4) do svalové či tukové buňky [39]

2.2 Typy diabetes mellitus

Diabetes mellitus rozdělujeme podle toho, jakým způsobem se postižený člověk dostane do stavu, kdy se v jeho krevním oběhu nachází nezdravé množství glukózy. Ten nazýváme chronická **hyperglykémie** a její příčiny můžeme klasifikovat do několika základních tříd.

2.2.1 Diabetes mellitus 1. typu

Tento typ se vyznačuje zničenými β -buňkami Langerhansových ostrůvků slinivky břišní, které za normálních okolností stojí za tvorbou inzulínu. Ke zničení dochází ve většině případů díky autoimunitním zánětům, jenž jsou spouštěny virovými infekcemi. K tomu může dojít kdykoliv v životě postižené osoby, ale nejčastěji se to týká dětí a dospívajících. Absence inzulínu v těle kromě chronické **hyperglykémie** způsobuje také, že se ve zvýšené míře do těla uvolňují volné mastné kyseliny, které dále směřují do jater, kde zapříčiňují **Diabetickou ketoacidózu** (viz sekce č. 2.3.1). Léčba diabetes mellitus 1. typu je závislá na aplikaci inzulínu pomocí technických prostředků, jako jsou inzulínové stříkačky, pumpy, pera a další. V dnešní době však existují experimentální výzkumy [4], které se zabývají transplantací Langerhansových ostrůvků [39, 40].

2.2.2 Diabetes mellitus 2. typu

Diabetes mellitus 2. typu je převážně způsobena špatným stravováním, která se tak rozvíjí u geneticky predisponovaných jedinců. Týká se tedy lidí s nadváhou či obezitou, jejichž tkáně jsou natolik rezistentní na přichodí inzulín tak, že glukóza přetrvává ve větším měřítku v krvi a postihuje jedince chronickou **hyperglykémii**. Dobrým indikátorem přicházející nemoci však není rostoucí index **BMI**, ale akumulující se tuk v oblasti pasu a boků. Jedná se hlavně o tuk vnitřní, který se kvůli zvýšenému množství glukózy v krvi zanáší na vnitřní strany cév, jenž můžou vyvrcholit k jejímu ucpání. Dále jsou kladeny vyšší nároky na tvorbu inzulínu v β -buňkách Langerhansových ostrůvků, čímž při takové zátěži dochází k jejich postupnému odumírání. Proto tedy pacient s tímto typem onemocnění bývá diagnostikován i na diabetes mellitus 1. typu [39, 40].

2.2.3 Monogenní diabetes mellitus

Diabetes tohoto typu je vyvolána mutací nebo jiným postižením periferních tkání či β -buněk Langerhansových ostrůvků, které tak nějakým způsobem mění jejich funkce. Jedná se typicky o genetickou odchylku, jenž nevyžaduje žádnou léčbu a případné komplikace většinou nenastávají [40].

2.2.4 Gestační diabetes mellitus

Gestační diabetes, také známý jako těhotenská cukrovka, je onemocnění, při kterém má matka lehce zvýšenou hladinu krevního cukru. Dochází díky tomu k vývoji velkých plodů, kterým hrozí v dospělosti kromě vyššího rizika vývoje diabetu i jiné komplikace. Gestační diabetes mellitus u těchto žen ve většině případech spontánně odezní po porodu dítěte [40].

2.3 Komplikace diabetu

Absence inzulínu nebo vybudovaná buněčná rezistence na něj je hlavní příčinou chronické **hyperglykémie**, tj. stav kdy se podíl glukózy v krvi pohybuje nad hranicí 5,6 mmol/l na lačno [41]. Tento stav způsobuje několik dalších komplikací, které dále rozdělujeme podle toho jakým způsobem ohrožují život postiženého. V rámci dlouhodobé a nedostatečné kompenzace hyperglykémie může dojít u pacienta s cukrovkou k selhání ledvin, kardiaskulárního systému, cévním mozkovým příhodám, slepotě a nebo také k amputaci dolní končetiny. Naopak akutní komplikací cukrovky může být náhlé narušení stability metabolismu vedoucí ke kómatu pacienta nebo k následnému úmrtí.

2.3.1 Diabetická ketoacidóza

Jedná se o akutní komplikaci při které se vylučované mastné kyseliny abnormálně hromadí v játrech, kde jsou následně rozkládány na **ketolátky**. Ty jsou sice důležité jako dočasný zdroj energie pro mimo-jaterní tkáně a přebytečné množství se vyloučí močí či potem, ale při vyšší koncentraci v krvi svojí kyselostí narušují acidobazickou rovnováhu organismu. Jinak řečeno, je v těle narušena rovnováha mezi tvorbou a vylučováním kyselých a zásaditých látek. Tento stav ve prospěch kyselin se také nazývá **ketoacidóza**, která společně s osmotickou diurézou (vyšší extrakce vody vedoucí k dehydrataci pacienta) může způsobit kóma. Postižená osoba dále často trpí Kussmaulovo acetonovým dýcháním, při kterém se organismus snaží kompenzovat tuto komplikaci pomocí zrychleného hlubokého dýchání.

2.3.2 Hypoglykémie

Hypoglykémie je akutní stav ve kterém se hladina glukózy v krvi pohybuje pod hodnotou 3,3 mmol/l [41]. Jedná se o velice nebezpečný stav, který nejvíce ohrožuje mozek pacienta tím, že omezuje jeho kognitivní schopnosti a může vést k bezvědomí až ke smrti. Ohrozit však nemusí pouze nemocného diabetes mellitus, ale i zdravého člověka, který se dlouhodobě vystavuje vysoké fyzické zátěži. U zdravého jedince však fungují mechanismy uvolňování glukózy z rezervních zdrojů a nestává se, že by tak byl akutně v ohrožení života. Do hypoglykemického stavu je možné se dostat několika způsoby:

- **Zavedení inzulínu** - Pacient si způsobí hypoglykémii píchnutím větší dávky inzulínu než jakou doopravdy potřeboval. K tomu můžu dojít

například z důvodu nižšího příjmu potravy, či naopak vyšším výdejem energie.

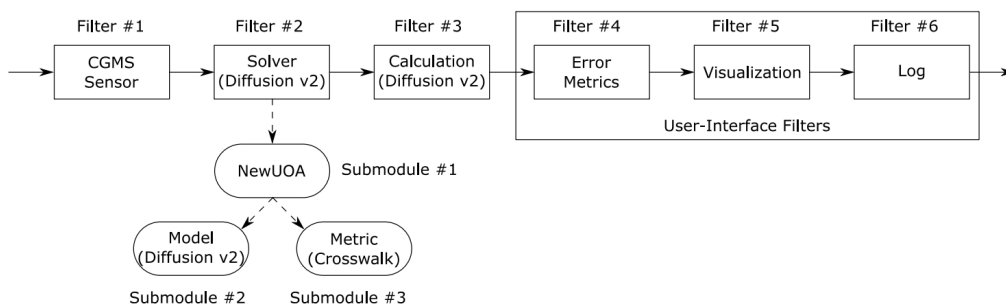
- **Nedostatečný příjem potravy** - Nejčastěji nastává v případě, že došlo k nadhodnocení výživové hodnoty pokrmu, či dokonce jeho vynecháním. Hypoglykémii je možné si také navodit vyzvracením přijatého jídla, jenž se zatím nestihlo přetvořit do potřebných živin. Zanedbáním příjmu potravy a při nedostatečných zásobách (v případě diabetu i špatné funkce metabolismu) může jedinec tento stav prožít i ve spánku.
- **Nezvyklé množství fyzické aktivity** - Pohyb urychluje chemické spalování glukózy, jejichž energii potřebují naše svaly ke správnému fungování. Dochází tak k postupnému vyčerpání její zásoby a s kombinací rychlejší svalové absorpce inzulínu, způsobená díky většímu prokrvení svalů i podkožní vrstvy, se může osoba snadno dostat do hypoglykemického stavu. Tato bakalářská práce je zaměřena převážně na detekci takovýchto aktivit a může posloužit jako pomocník pro předcházení těchto stavů.
- **Požívání alkoholu** - Alkohol je látka, kterou játra prioritizují při zpracovávání. Během jeho detoxikace je sice uvolněno velké množství energie, ale je také pozastavena výroba potřebné glukózy. Při konzumaci alkoholu tak může dojít k hypoglykémii a při požití většího množství může být i obtížné tento stav rozeznat od klasické opilosti. Existují ovšem alkoholické nápoje s příměsí cukru, které mohou mít opačný dopad.

3 SmartCGMS

SmartCGMS je softwarová architektura pro monitorování, regulaci a studii hladiny glukózy v krvi v reálném čase. Tento systém je složen z několika za sebou jdoucích modulů, které mohou představovat reálné nebo simulované zařízení. Tyto zařízení je možné později pomocí jednoduché rekonfigurace vzájemně proměnit a i tak zůstane funkčnost zbylého systému stejná. SmartCGMS podporuje tvorbu vlastního filtru, modelu, metriky nebo aproximátoru, což je algoritmus pro hledání parametrů modelu.

3.1 Architektura systému

Architektura tohoto systému je výrazně ovlivněna verzí HLA standardu. V základu je standard HLA vhodný pro větší projekty obsluhující několikero simulací běžících na lokálním či vzdáleném zařízení. Tyto uzly v síti si mezi sebou zasílají zprávy pomocí *send-receive* komunikačního modelu, jenž dovoluje, že každý takovýto uzel nepotřebuje nést informace o ostatních zařízeních. Ke komunikaci jim tak stačí pouze znalost předem určených datových proudů. Standard HLA je však nejen pro nízkopříkonové zařízení příliš náročný a proto je SmartCGMS spíše *fall-through* architekturou (obrázek č.3.1), která ale zachovává všechny klíčové výhody standardu [7].



Obrázek 3.1: Zjednodušeně znázorněná *fall-through* architektura systému SmartCGMS [7]

Data ze vstupního senzoru postupně propadávají jednotlivými filtry, ve kterých jsou nějakým určeným způsobem zpracovány a dále spolu s dalšími parametry posílány ve formě zprávy dalšímu filtru. Ve většině případů se tak děje asynchronně, kde tedy každý filtr má své vlastní vlákno a obslu-

huje své moduly. Od druhé verze architektury [8] je však možné definovat filtry synchronní, jejichž činnost je tak vykonávána ve vláknech předešlého filtru. Takovéto vlastnosti je využito mimo jiné při ovládání regulátoru inzulínové pumpy, od něhož je po inzerci inzulínu do krve očekávána odpověď (**feedback**), kterou považujeme za důležitou pro určení aktuálního stavu inzulínu v krvi.

3.2 Prvky systému SmartCGMS

Všechny komponenty systému SmartCGMS jsou postaveny na konceptu **Component Object Model (COM)**, jenž není závislý na platformě či programovacím jazyku a je schopný v binární podobě snadného přenosu mezi zařízeními. Standardním jazykem tohoto systému je však C++, který nabízí spoustu výhod v oblasti optimalizace, jenž je pro nízkonapěťové zařízení esenciální a hlavně je možné programy napsané v tomto jazyce bez změny, či s menší úpravou přenést ve formě knihoven na téměř každé zařízení. Existuje několik obecných prvků systému SmartCGMS, které budou v následujících sekcích popsány. [8]

Filtr

Filtr je základní stavební jednotkou architektury SmartCGMS. Minimální implementace filtru dědící od rozhraní `refcnt::IReferenced` obsahuje pouze dvě důležité metody: `Configure` a `Execute`. První metoda obstarává libovolně vypadající sekvenci konfiguračních možností a hodnot. Druhá naopak pracuje s událostí poslanou z předešlého filtru. Pokud nemá stanoveno jinak, tak má povinnost zaslat tuto událost dál a v případě potřeby z ní vytvořit jednu či více nových událostí podle vlastních výpočtů. Filtr může a většinou využívá několik dalších entit systému SmartCGMS.

Signální model

Kromě funkcí z rodičovského filtru má tento model také definovaný přístup k měřeným hodnotám a jejich interpolaci pomocí libovolného aproximátoru. Mimo jiné implementuje rozhraní časového segmentu, jenž očíslovuje jednotlivé signály z jednoho časového rozmezí a zpřístupní je ostatním signálům ze zbylých segmentů. Programátor musí definovat metodu `Get_Continuous_Levels`, která poskytuje z předaných parametrů číselnou hodnotu signálu v libovolném čase. V případě, že jí není schopen dále předat, tak navrátí termín *NaN*, který označuje nečíselnou hodnotu.

Diskrétní model

Tento model je oproti signálnímu zaměřen na inkrementálním poskytování signálu. To znamená, že jsme schopni přistoupit pouze k aktuálnímu stavu a k předešlým již nemáme přístup. Model tak zasílá odpovídající signály formou zpráv, jen pokud jsou inkrementální. Při implementování tohoto modelu je možné si zvolit mezi synchronní, kde se simulace posouvá v závislosti na vnějším podnětu a asynchronní implementací, která provádí celou simulaci po vlastní ose. Využití tedy nalezneme především pokud potřebujeme simulovat metabolismus pacienta.

Metrika

Pro hodnocení výsledků několika různých modelů je využito různých metrik. Díky ní jsme schopni určit skalárně reprezentované skóre jako je absolutní chyba, nebo například plocha pod křivkou. Metrika *SCGMS* pracuje s časy a hodnotami přijatých signálů podle kterých stanovuje požadovanou hodnotu. Tu pak může dále generovat ve formě signálu a zasílat hlouběji do systému.

Solver

Jedná se o takový modul, který obstarává optimalizaci parametrů. Ten může nabývat podoby například genetického algoritmu, který hledá parametry modelu. K vyhodnocení, které signály jsou lepší a které horší využívá metriky.

Aproximátor

Aproximátor je takový modul, který aproximuje z hodnot předaných pomocí metody `Update_Levels` z diskretní podoby na spojitý signál. Toho je možné dosáhnout pomocí takzvaných interpolačních křivek jako je například *Akima spline*, *Hermite spline* nebo podle prosté úsečky. V systému **Smart-CGMS** je však k aktuálnímu datumu využito pouze *Akima spline*.

4 Metabolické funkce člověka

Energie v lidském těle je vytvářena pomocí neustálých chemických reakcí. Živá hmota člověka tak není stálá, je neustále spotřebovávána a poté doplňována jako reakce na změny. Tento jev můžeme nazvat *energetická bilance*. Udává se většinou v potřebných joulech či kaloriích na den. Jak joule tak i kalorie patří mezi fyzikální jednotky energie a práce, které se používají například v oblasti potravin, ale i náročnosti aktivity. Základní myšlenkou je udržovat energetický výdej a příjem na podobné úrovni. Výdej energie zařazujeme do dvou důležitých skupin.

4.1 Bazální metabolismus

Tento typ metabolismu stanovuje hodnotu energického výdeje jedince pro udržení všech vitálních funkcí. Existuje několik vzorců, které je možné použít pro výpočet bazálního metabolismu. Mezi nejznámější patří rovnice podle Harrise a Benedicta [5]. Ta počítá pouze s váhou, výškou a věkem pacienta. Pro běžnou osobu tento výpočet bude zhruba odpovídat skutečnosti, ale pro fyzicky aktivní jedince může být velice nepřesný. Naopak rovnice podle Katch-McArdle [44] zohledňuje podíl tukové a svalové tkáně, který hraje vysokou roli v bazálním metabolismu. Tyto rovnice však počítají s tím, že je člověk v klidovém stavu, v teplotně neutrálním prostředí a je zároveň po dobu dvanácti hodin na lačno. Bazální metabolismus ale reaguje na vnější podněty a často se od normy liší. Tyto vzorce můžou tedy sloužit pouze jako hrubý odhad, se kterým musíme počítat při zavádění dávky bazálního inzulínu. Existuje několik známých veličin, které přímo ovlivňují metabolickou spotřebu a můžeme je rozdělit do několika skupin.

4.1.1 Veličiny ovlivňující bazální metabolismus

- **Tělesné parametry** - Bazální metabolismus se zvyšuje společně s narůstajícím objemem osoby. Hlavním faktorem je tedy výška a hmotnost.
- **Podílové zastoupení tkání na stavbě těla** - Tukové tkáně vytváří oproti svalovým nižší metabolickou zátěž, tudíž čím větší podíl svalové tkáně osoba má, tím je její bazální metabolismus rychlejší.

- **Pohlaví** - Rozdílnost způsobená přítomností odlišného podílu hormonů v těle. Muži mívají oproti ženám díky vyššímu množství testosteronu větší procento svalové tkáně. U žen pak naopak nalezneme více tukové tkáně a mimo jiné také zadržuje v tkáních více vody.
- **Věk** - S přibývajícím věkem často ubývá svalová hmota jedince, která má vysoký vliv na bazální metabolismus. Úbytek však nebývá tak drastický u fyzicky aktivních jedinců a nemůžeme tuto veličinu považovat jako příliš relevantní.
- **Potrava** - Trávení potravy je jedním z podstatných faktorů bazálního metabolismu. Například potraviny bohaté na bílkoviny, složitější cukry a jiné vyžadují na zpracování více energie než ostatní [43]. Zároveň minerální látky jako je například železo, zinek, či selen jsou důležité pro správný chod štítné žlázy, která velkým měřítkem ovlivňuje bazální metabolismus.
- **Okolní teplota** - Teplota okolního prostředí má vliv jak na lidský organismus, tak i na organismy všech teplokrevných živočichů. Tělo při nízkých okolních teplotách se snaží zamezit odvodu tepla. Cévy v končetinách jsou tak zúženy, aby uchoval teplotu života důležitých orgánů. To způsobuje, že je metabolismus dočasně zrychlen, ale po delším vystavení chladu, kdy dochází k prochlazení, je zpomalen, aby v podchlazeném stavu osoba přežila co nejdéle. V potaz však musíme vzít, že většinu času odvodu tepla také zamezuje izolace jako je oblečení a do určité míry i tuková tkáň. Naopak ve vysokých teplotách musí metabolismus tělo chladit, což způsobuje jeho zrychlení. Okolní teplota je jedna z veličin, kterou zvládneme lehce měřit, ale je třeba počítat s nějakou izolací, kterou bude mít pacient na sobě.
- **Zdravotní stav jedince** - Některé onemocnění mají přímý vliv na spotřebu energie bazálního metabolismu. Obecně do nich patří infekce, záněty, či autoimunitní onemocnění. Opominout však nesmíme dysfunkci štítné žlázy, jejichž produkované hormony mají velký vliv na bazální metabolismus. Vyšší koncentrace hormonů v těle ho zrychluje a nižší naopak zpomaluje. Dále platí, že pacient s diabetem, v jehož těle je obsažen v abnormálním měřítku glykovaný hemaoglobin, má bazální metabolismus také zvýšený [3].

4.2 Pracovní metabolismus

Jedná se o výdej energie během běžných či fyzicky náročných aktivitách. Svalová činnost při nich spotřebovává energii, která je pouze z malé části využita na její vykonání a zbylá větší část je přetvořena na teplo. Můžeme tedy tyto aktivity definovat jako jakoukoliv formu lidského pohybu, při které dochází k navýšení metabolické zátěže. Oproti běžné aktivitě má zvýšená fyzická aktivita významný dopad na koncentraci cukru v krvi a to zásadně pro lidi s nemocí diabetes mellitus 1. typu. Je udáváno, že aerobní činnost zvyšuje energetickou spotřebu o polovinou až deseti násobek klidové spotřeby, kde tedy převážně záleží na její intenzitě vykonávání [12]. Tento dramatický nárůst je u zdravého jedince kompenzován extrakcí glukózy z jater (sekce č.2.1), jenž nemusí u nemocných diabetes mellitus kompletně fungovat. Pacient se tak snadno dostává do stavu hypoglykémie. (sekce č.2.3.2) Naopak při velmi intenzivní aerobní a anaerobní aktivitě může dojít k převýšení extrakce glukózy přes skutečnou spotřebu a dojde tak v extrémních případech k opačnému efektu [12]. V následujících sekcích bude rozebráno jakým způsobem se zvýšená fyzická aktivita rozlišuje, co způsobuje a následně se seznámíme s možnostmi měření jejího energetického výdeje.

4.2.1 Odpověď těla na fyzickou aktivitu

Pohyb jako takový ke svému provedení vyžaduje zapojení šlach, kostí a svalů, avšak pro udržení v pohybu po delší dobu vyžaduje reakci kardiovaskulárního a respiračního systému. Primární funkcí těchto systémů je zásobování těla kyslíkem a živinami. Také zbavuje tělo oxidu uhličitého a dalších odpadních látek, za účelem udržení stálé tělesné teploty a acidobazické rovnováhy.

Kardiovaskulární systém, který je složen ze srdce, cév a krve, reaguje na zvyšující se nároky pohybového aparátu ve většině případů proporcionálně ke svalové spotřebě kyslíku. Srdce podle intenzity prováděné aktivity navyšuje svoji tepovou frekvenci a také množství krve, které za minutu zvládne přečerpávat. K navyšování srdeční zátěže však nemůže docházet donekonečna a ani delší dobu nemůže setrvat při maximální zátěži. (dále sekce č.4.2.1). Během zátěže také dochází k většímu prokrvení svalů a kůže, jenž se může vyznačovat jejich částečným zbarvením.

Respirační systém podobně jako ten kardiovaskulární se přizpůsobuje požadavkům pohybového aparátu. Jedná se tedy převážně o zvýšení plicní ventilace, díky získanému signálu z receptorům svalových vláken a kloubů aktivních končetin. Během dlouho trvající, nebo velmi intenzivní aktivity

dochází k navýšení množství produkovaného oxidu uhličitého, vodíkových iontů, zvýšení teploty těla a krve, jenž zmíněné receptory úměrně stimulují a přidávají na plicní ventilaci.

Tyto reakce se můžeme pokusit vypořádat pomocí dostupných senzorů. Musíme ale počítat s tím, že u fyzicky aktivních jedinců dochází k adaptaci na častou zátěž těchto systémů a může se jejich reakce od těch málo aktivních významně lišit.

Maximální tepová frekvence

Maximální srdeční frekvence je často používaná hodnota ve sportovní fyziologii. Využití nalezne především při stanovení optimální trénovacích plánů, odhad aerobních a anaerobních pásem a nebo pro stanovení maximální srdeční kapacity. Jedná se o hodnotu, která se může u každého jedince významně lišit, největší roli hrají genetické predispozice a věk. Určení maximální tepové frekvence je optimálně dosaženo pomocí zátěžových testů, ale pro naše účely však může postačit tato obecná rovnice [13]:

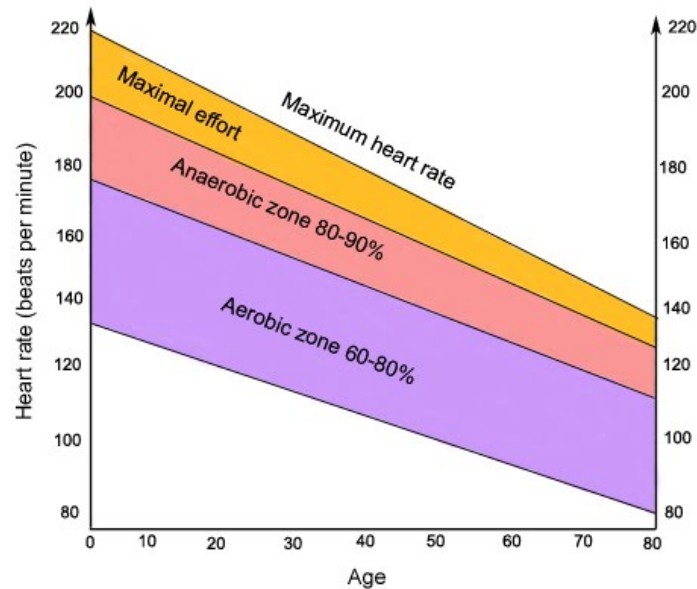
$$HR_{max} = 220 - věk \quad (4.1)$$

4.2.2 Pásma aktivity

Pohybové aktivity můžeme klasifikovat do několika pásem. (obrázek č.4.1) Jedná se hlavně o aerobní, anaerobní a submaximální aktivity. Ty se liší především tím, jakým způsobem dochází k vytváření energie pro nároky lidského těla.

První a nejčastější třídou je aktivita aerobní. Při těchto aktivitách dochází k tvorbě energie za přítomnosti kyslíku, jenž je poměrně pomalý proces. Tudíž aktivity, které do této kategorie spadají, nebývají přehnaně náročné a pohybují se okolo běžné až střední srdeční intenzity. Takovéto aktivity se dají vykonávat poměrně dlouhou dobu. Další skupinou jsou aktivity anaerobní, u kterých naopak dochází k tvorbě energie ze sacharidů bez přítomnosti kyslíku. Ty už se svou intenzitou pohybují od střední až vysoké zátěže a mohou být prováděny pouze kratší časové intervaly. Posledním pásmem je pásmo submaximální, které zahrnuje pouze aktivity spotřebovávající velké množství energie v krátkém čase. Toho je dosaženo využitím zásob, jenž jsou uloženy uvnitř tkání. Tyto zásoby však vydrží během velmi intenzivní aktivity pouze velmi krátkou dobu. Způsoby, jakým se energie vytváří a spotřebovává se prolínají a málo kdy se stane, že dochází k využívání pouze jednoho zdroje energie. V případě, že budeme mít k dispozici srdeční tep, je

možné tyto pásma přibližně stanovit a poslouží nám jako indikátor, jakým způsobem se může během a po aktivitě vyvíjet glykemická křivka[6, 42].



Obrázek 4.1: Aerobické, anaerobické a submaximální srdeční pásma znázorněné se závislostí na věku [32].

4.2.3 Měření energetického výdeje při aktivitě

Existuje spousta metod stanovení celkového energetického výdeje jedince. Liší se především svým fyzikálním principem nebo přesností výpočtu.

Přímá kalorimetrie

Přímá kalorimetrie vychází z měření vytvořeného tepla organismem v teplu nepropustné komoře (kalorimetr). V té se podle naměřeného tepla, vlhkosti vzduchu a vykonané práce na předem určeném zařízení stanoví celkový energetický výdej jedince. Měření však musí trvat delší dobu, protože se teplo z jedince dostane do okolního vzduchu až po určité době. Tato metoda je sice velmi přesná, ale nelze provést mimo kalorimetr, který ani není běžně dostupným zařízením.

Nepřímá kalorimetrie

Energetický výdej podle této metody je stanoven na základě spotřeby kyslíku jedince. Vztah mezi energetickým výdejem a spotřebou kyslíku je

lineární. Můžeme ho definovat jako množství energie nejdříve uvolněné z potravy a později spotřebované v poměru na litr kyslíku [43]. Měření je prováděno pomocí kyslíkové masky a nepřímého kalorimetru. Diabetický pacient, který hyperventiluje (sekce č.2.3.1) však může mít spotřebu kyslíku vyšší a tak porušovat tento lineární vztah. Spolu se svojí technickou náročností není tato metoda pro naše účely vhodná.

Flex-HR metoda

Jedna z několika metod pro měření energetického výdeje pacienta je založená na vysoké linearitě mezi tepovou frekvencí a spotřebou kyslíku při středních a vyšších zátěžích. Pro tuto metodu se převážně využívají malé a přenosné senzory měření tepu, které jsou tak oproti přístrojům nepřímé kalometrie mnohem flexibilnější. Nejdřív je však potřeba určit takzvaný **Flex Point** jenž je empiricky stanoven jako průměr nejnižší možné hodnoty tepu při lehké fyzické aktivitě a nejvyšší v klidovém stavu. Tím je oddělen rozsah, kdy je pacient v klidu a dochází tak k porušení zmíněného lineárního vztahu. Pod tímto bodem je tak předpokládáno, že bude stačit pokud ji aproximujeme s předem naměřenou energetickou spotřebou v klidu. Naopak pokud se hodnoty pohybují nad zmíněný **Flex Point**, je použita rovnice vytvořená pomocí lineární regrese z předem získaných dat naměřených pomocí přímé kalometrie. Pro naše účely můžeme využít jednu z rovnic ze studie zabývající se tímto problémem, avšak pro přesnější výpočty je vhodné provést individuální kalibraci. Lineární rovnice pak vypadá následovně [10, 11]:

$$EE(t) = 0.296 * X - 15.392 \quad (4.2)$$

kde:

$EE(t)$ = energetický výdej v kJ/min

X = srdeční frekvence za minutu

Na výsledku tedy získáme hodnotu spotřeby energie aktivity, která může být následně použita pro automatickou regulaci pacientovo dávky inzulínu. Tato metoda však nepočítá s tím, že naměřená tepová frekvence je ovlivněná okolními faktory, jako je například psychický stres, či konzumace kofeinu. Výpočet takovou metodou může být pak nepřesný.

Tabulky metabolického ekvivalentu

Množství vynaložené energie v určitém časovém okně je také možné stanovit pomocí metabolického ekvivalentu aktivity. V případě, že se nám po-

daří získat informaci o aktuálně prováděné aktivitě, může tato metoda posloužit pro hrubý nástřel pravděpodobné spotřeby energie. Tato energie pak může být například použita při regulaci bazálního inzulínu. Jednotka metabolického ekvivalentu (**MET**), se kterým tato metoda pracuje, je definována jako metabolická rychlost, při které tělo spotřebuje 3,5 ml kyslíku na kilogram váhy a to za minutu času. Využívaný vzorec vypadá následovně:

$$EE(t) = MET * 3,5 * \frac{w}{200} * t \quad (4.3)$$

kde:

$EE(t)$ = množství vynaložené energie za jednotku času v kcal

MET = metabolický ekvivalent (tabulka č. 4.1)

w = hmotnost v kilogramech

t = celkový čas prováděné aktivity v minutách

Aktivita	Kód aktivity	MET
Ležení	07010	1.0
Spánek	07030	0.95
Vaření	05050	2.0
Cyklistika	01015	7.5
Rekreační cyklistika	01018	3.5
Běh	12020	7.0
Sprint	12135	23.0
Tenis	15675	7.3
Rekreační plavání	18265	5.3
Rychlé plavání	18230	9.8

Tabulka 4.1: Několik vybraných metabolických ekvivalentů fyzických aktivit [23].

5 Běžně dostupné zdroje dat

Jelikož si můžeme senzor vyložit jako jakýkoliv zdroj dat, omezíme tuto množinu na senzory fungující jako převodníky. To znamená, že nějakým způsobem průběžně měří nějakou fyzikální veličinu a získanou informaci převádí na elektrický signál. Ze zadání jsme však omezeni na senzory z běžně dostupného zařízení. Mezi běžně dostupné řadíme hlavně chytré telefony, hodinky a náramky, které můžeme pořídit v obchodě.

Dnešní chytré telefony obsahují spoustu senzorů, bez kterých bychom si práci na telefonu už nedokázali představit. Nachází se však na nich i spousta dalších, které sice nejsou úplně nezbytné, ale mohou nám poskytnout potřebná data pro detektor aktivit. Telefon se však během většiny fyzických aktivit nachází schovaný v kapse, tašce, nebo odložený daleko od uživatele. To způsobuje, že většina mobilních senzorů pro nás již není tak relevantní.

Co se týče chytrých hodinek a náramků, tak se jejich množina senzorů podobá té z chytrého telefonu. Hlavním rozdílem je však to, že se tato zařízení nachází připevněná na ruce uživatele a získaná data z nich pro nás nabývají vyšší významnosti. Například ze senzorů pohybu (sekce č. 5.2) umístěných na horní končetině jsme schopni zaregistrovat jednoduché pohyby rukou. Pokud se tento pohyb po nějaké periodě opakuje, tak se pravděpodobně jedná o nějaký druh aktivity a s dopomocí dalších senzorů nebo tabulky aktivit (sekce č. 4.2.3) jsme schopni určit její intenzitu.

5.1 Multimediální senzory

Mezi nejznámější a často využívané multimediální senzory mobilních telefonů patří obrazový snímač, mikrofón a čtečka otisku prstu. Kromě posledního senzoru, který najde uplatnění spíše v oblasti bezpečnosti, mohou být zbylé dva senzory užitečné pro potřeby této práce.

Prvním senzorem je obrazový snímač, který je součástí mobilních fotoaparátů, slouží k přeměně optického obrazu na elektrický signál. Využívá se tak pro vytváření fotografií a videoklipů, které jsou standardně ukládány do paměti telefonu. Je však možné tyto data pomocí určitých rozhraní využívat v reálném čase vlastní mobilní aplikací a pomocí libovolných technik dále zpracovávat. Můžeme se tak z obrazu pokusit o detekci různých objektů v okolí a odhadnout z nich například v jakém prostředí se uživatel nachází. Nesmíme však opomenout, že neustálé nahrávání, či získávání fotografií jsou velmi náročné operace, které mohou během chvíle kompletně vyčerpat baterii

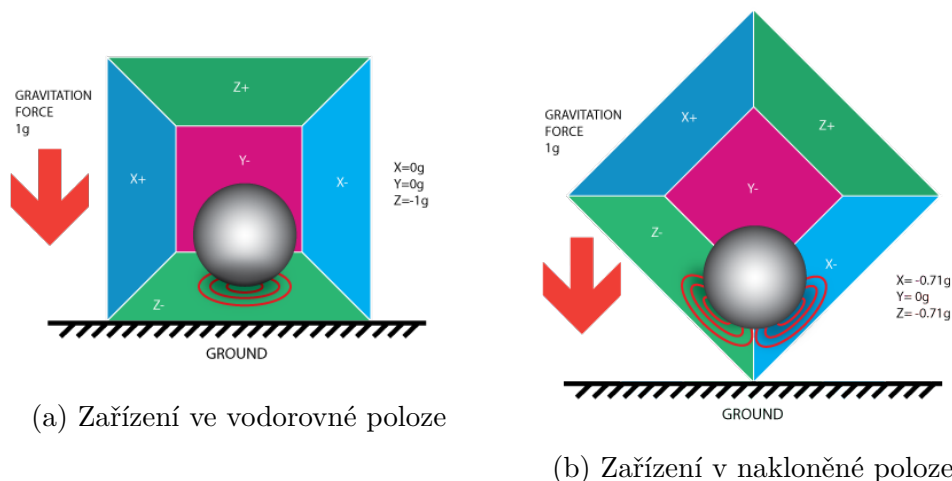
telefonu. Jednou z možností jak jsme tento senzor schopni efektivně využít je snížením kvality a rozdělením nahrávacího úseku do několika menších. Nedostatečná kvalita však může způsobit nepřesnosti při následné detekci.

Druhým je mikrofón, který oproti předešlému senzoru převádí na elektrický signál zvukové signály. Existuje několik typů mikrofónů, avšak drtivá většina je založená na vibracích úzkého kusu materiálu, jenž jsou způsobeny zvukovým vlněním. Pro mobilní telefony je zpravidla využit buď elektretový kondenzátor, nebo takzvaný *MEMS* [26]. Ty jsou v telefonech využívány především z důvodu nízké ceny, relativně vysoké efektivnosti a malé velikosti. To může způsobovat, že kromě zaznamenání důležitých zvukových frekvencí jako je lidská řeč, nedojde pro některé případy k dostatečně kvalitnímu záznamu. Mikrofón však není pouze záležitostí pro mobilní telefony. Některé modernější hodinky mají v sobě zabudovanou nějakou formu mikrofónu, který je tak využit například při detekci spánku.

Senzory tohoto typu však mohou představovat vysoký zásah do soukromí uživatele. Během sběru dat může dojít k nahrání citlivých konverzací, nebo získání fotografií či videí z osobních prostorů. Není tedy vhodné využívat tyto data bez vědomí a souhlasu uživatele.

5.2 Senzory pohybu

Chytré telefony i některé hodinky obsahují senzory pohybu, které jsou využívány například pro rotaci obsahu na displeji, měření rychlosti uživatele, nebo pro detekci prostého pohybu ruky. **Akcelerometr** je jedním z těchto senzorů, který měří vibrace nebo zrychlení při pohybu zařízení. To je realizováno pomocí takzvaného piezoelektrického jevu, který se vyznačuje schopností krystalu generovat elektrické napětí při jeho deformaci. Tyto náboje jsou pak úměrné síle, která je vygenerovala. Vzniklý vektor má většinou tři složky (x , y , z), ale existují i dvou složkové akcelerometry, kde pozitivní hodnoty značí nárůst v akceleraci a negativní pokles. Nesmíme opomenout, že neustále dochází ke gravitačnímu zrychlení, jenž může hodnoty trochu zkreslovat. (obrázky č.5.1) Druhým senzorem je **gyroskop**, jenž měří naklonění přístroje a úhlovou rychlost otáčení. Vypomáhá tak **akcelerometru** při registraci pohybu v třetí ose.



Obrázek 5.1: Působení gravitačního zrychlení na akcelerometr [33].

5.3 Senzor přiblížení

Senzor přiblížení nebo známý spíše pod anglickým názvem **proximity sensor** je nástrojem, jenž detekuje přítomnost blízkých objektů, aniž by s nimi byl ve fyzickém kontaktu. Existuje řady technologií pro bezkontaktní snímání, na telefonu je však využito optických senzorů, které jsou oproti ostatním druhům levné a nejméně vyrušující. Jsou limitovány na detekci vzdálenosti zhruba pěti centimetrů od vzdáleného objektu, což stačí pro jejich zamýšlený účel. Tento senzor se využívá především při telefonování, kdy má uživatel přiložené ucho k telefonu a zabraňuje se tím nechtěnému zavěšení telefonátu. Nám může sloužit jako indikátor lokace telefonu. Když bude vzdálenost od nejbližšího objektu nulová, může to znamenat, že je telefon v kapse uživatele a podle ostatních faktorů si tuto skutečnost můžeme ověřit. V opačném případě zůstal pravděpodobně telefon ležet někde na stole, což znamená, že by bylo vhodnější využívat data spíše z chytrých hodinek, které má uživatel připevněné na ruce.

5.4 Senzor okolního osvětlení

Jedná se o takový senzor, jehož úkolem je analyzovat úroveň světla okolí. Jeho standardní využití je tedy především pro automatické zlepšení čitelnosti displeje, či případné šetření energie. Stejně jako senzor přiblížení (sekce č.5.3) využívá ke své činnosti fotorezistor [27]. Kromě působnosti i na jiných zařízeních může tento senzor najít své uplatnění i v oblasti detekce. Pokud je okolní osvětlení delší dobu na nízké úrovni, může to například znamenat, že

se uživatel uložil ke spánku [22].

5.5 Senzor měření tepu

Senzory měření tepu na běžně dostupných zařízeních využívají převážně optického snímače, jenž se vyskytuje na většině chytrých hodinek a fitness náramků. Nalezneme ho však i na některých mobilních telefonech. Tyto optické senzory fungují na principu snímání odraženého světla od kůže, kterou prosvěcuje dioda určité barvy. Kůže se prokrvuje v závislosti na srdeční aktivitě a tak se i mění barva prosvícené kůže. Podle výsledné barvy pak senzor stanoví tepovou frekvenci. Výsledek však nemusí být vždy úplně přesný. Data získané z optického senzoru srdečního tepu mohou být ovlivněny jedním, či více z následujících důvodů[34]:

1. Optický šum - Největším problémem optických senzorů při zpracování je rozlišení požadovaného biometrického signálu od šumu. Při osvětlení kůže je pouze segment vyslaného paprsku odražen zpátky a z celkově přijatého světla tvoří náš požadovaný signál pouze malou část. Proto se lehce může stát, že dojde k nějaké odchylce od skutečného srdečního tepu.
2. Odstín pleti - Lidská kůže může nabývat několika odstínů. Tmavší odstíny a pleť s tetováním absorbují větší množství zeleného světla, které velká skupina optických senzorů využívá a tím je omezena jejich přesnost.
3. Umístění optického senzoru - Samotné umístění senzoru hraje velkou roli v získávání biometrického signálu. I když se nejčastěji můžeme setkat se senzorem v podobě hodinek umístěných právě kolem zápěstí, tak tato oblast nemusí být úplně ideální. Důvodem je, že se zde nachází velké množství svalů, šlach a kostí, které vytváří přebytečný optický šum.
4. Prokrvení kůže - Kůže se může prokrvovat u každého jedince odlišně. Roli však kromě umístění senzoru hrají také zdravotní komplikace jako jsou obezita, diabetes, srdeční a tepenní problémy.

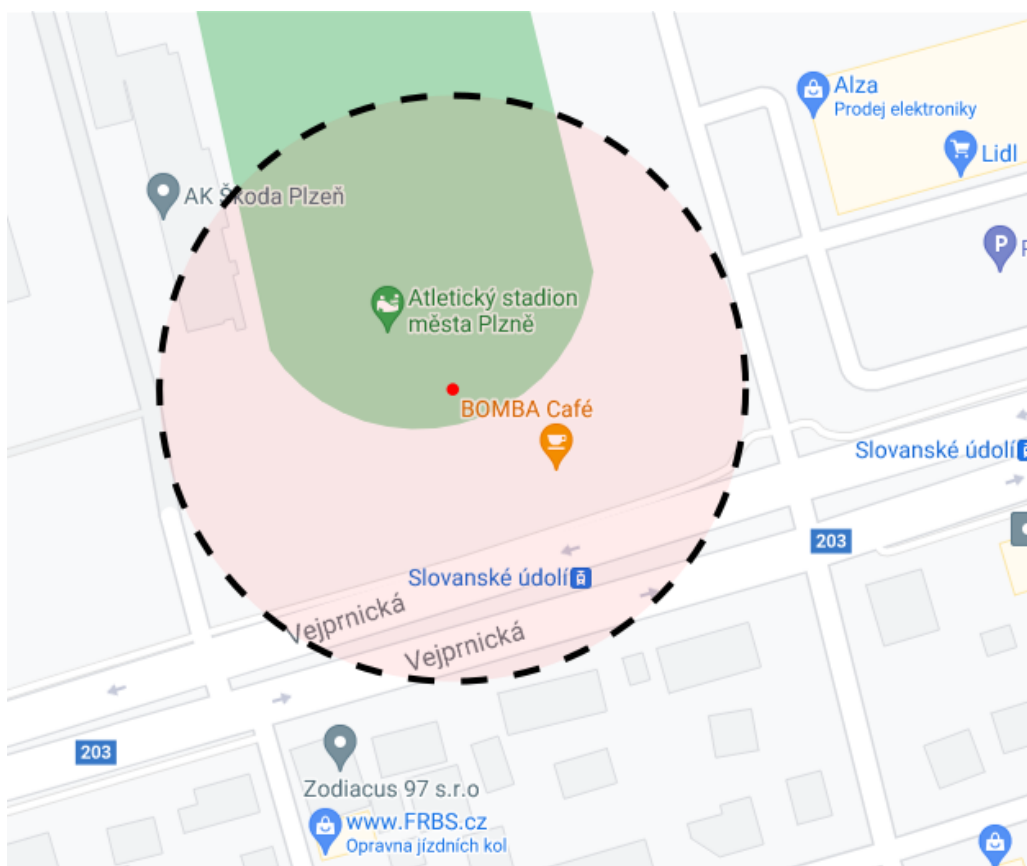
Senzor měření tepu se dá využít nejen při sportovních aktivitách, ale také pro analýzu spánku, stresu a odhadu spotřebované energie.

5.6 GPS

GPS je globální systém založený na určování polohy pomocí družic na oběžné dráze. Družice vysílají elektromagnetický signál, který zařízení s adekvátním přijímačem zpracují a určí relativně přesnou vzdálenost od těchto družic. Díky tomu je pak schopné určit svojí polohu s přesností na několik metrů. Jelikož družice vysílají vždy v přesný čas, slouží tento systém také pro určení aktuálního času. Aktuální poloha je popsána zeměpisnými souřadnicemi, jenž využívají především údaje o zeměpisné šířce a délce.

Podle těchto souřadnic jsme schopni zjistit vzdálenost dvou bodů. Běžné přijímače aktualizují pozici jednou za vteřinu, ale existují i takové, které jsou schopné i několika aktualizací za vteřinu a to nám také umožňuje vypočítat průměrnou rychlost uživatele z několika záznamů. Problém s přijímáním GPS signálu může však nastat v uzavřené budově, tunelu, či v lese, kde může být elektromagnetický signál utlumen, poškozen okolním šumem a tak měření rychlosti uživatele v těchto prostorech může selhávat. Problém s příjmem může také nastat v autech s vyhřívanými skly.

Dalším využitím GPS souřadnic je spolu s rozsáhlým systémem **Google Maps**. Tato služba obsahuje nepřeborné množství speciálních lokací, které si sebou nesou například její název, adresu, odkaz na webové stránky a spoustu dalších. Pro nás je však důležité o jaký druh lokace se jedná. Tato služba nám tohle poskytuje a může navracet jednoduché hodnoty jako jsou *škola*, *restaurace*, *stadion*, *posilovna* a mnohé další [24]. Na zařízení s připojením k Internetu jsme tak schopni tyto lokace získat a může nám to posloužit jako indikátor aktivity pacienta. Potíž s určováním korektní lokace může ale nastat například v obchodních centrech či areálech, kde jsou pro nás významná místa od sebe vzdálené pouze několik metrů (viz. obrázek č.5.2) a nebo naopak u rozsáhlých prostorů, které svým rozměrem značně přesahují stanovené okolí uživatele.



Obrázek 5.2: Příklad možné kolize dvou významných lokací v okolí 75 metrů od uživatele. (Atletický stadion: pravděpodobná aktivita, BOMBA Café: pravděpodobný příjem potravy).

6 Detekce aktivit

Detekce aktivit je problém, jenž se zabývá analýzou různých signálů, v našem případě získaných z běžně dostupných senzorů, za účelem zjištění typu aktivity a jejich dalších parametrů. Sensory jako takové se po většinu času nachází v blízkém okolí dané osoby, jako je například mobilní telefon uložený v kapse od kalhot, či chytré hodinky umístěné na pravé nebo levé ruce. Pro popis samotných aktivit se vytvářejí matematické modely, jenž jsou založeny na datech z těchto senzorů. Existují dva obecné postupy jakým se vytvářejí.

Model založený na datech

První způsob využívá obrovského množství dat, která byla získána sběrem ze senzorů a následně využívá technik strojového učení. Na výsledku tak vznikají pravděpodobnostní, nebo statistické modely, které jsou kromě počáteční konfigurace trénovány bez zásahů člověka. Výhodou může být, že znalosti dané pohybové problematiky nejsou tak nezbytné. Naopak mezi největší nevýhody tohoto postupu patří závislost na velkém množství dat. Malé datové množiny tak nemusí poskytovat uspokojivé výsledky detekce, ale takovýto případ může nastat například i u nerovnoměrně vyvážené datové sady. Bereme-li ale v potaz optimálně natrénovaný model, problematická může být v kontextu detekce aktivit i změna uživatele, který se od primárního může lišit například délkou paže, úrovně trénovanosti a nebo prostě jeho zařízení poskytuje data ze senzoru s určitou odchylkou od trénovacích dat. [20, 21]

Implementace technik strojového učení po vlastní ose může být složitý proces a proto je vhodné využít jednu z již vytvořených knihoven. Mezi nejznámější patří například **TensorFlow**, **OpenCV**, **Keras**, které obsahují nepřeberné množství technik a funkcí. Avšak na mobilním zařízení, které nemusí disponovat velkým množstvím volného místa, mohou tyto knihovny představovat příliš velkou zátěž. Kvůli těmto problémům byly vytvořeny knihovny jako jsou **TensorFlow Lite**, **Keras Frugally** a **PyTorch Mobile**, které nabízí nižší binární velikost a dokáží obsloužit přenesený model, jenž byl vytvořen pomocí své komplexnější alternativy.

Model založený na rozhodovacích pravidlech

Druhou metodou je tvorba modelů pomocí formálních rozhodovacích pravidel, dedukce, logické indukce a abdukce. Jedná se o poměrně složitý proces, jenž vyžaduje intenzivní rozbor vybraných aktivit a podrobnou znalost vztahů mezi získanými daty ze senzorů a lidským tělem. Po implementační stránce bývá zpravidla jednodušší oproti předešlé metodě, ale snadno se může stát, že z určitých důvodů dojde k opomenutí nějakého vztahu [20, 21].

Pro přiblížení, jak může takový model vypadat, si můžeme uvést následující příklad. V tabulce č.6.1 naleznete úzkou datovou sadu aktivit, spolu s několika naměřenými hodnotami.

Název aktivity	Osvětlení	Srdeční Tep	Lokace
Běh	Vysoké	135	Stadion
Chůze (v noci)	Nízké	89	Neznámá
Plavání	Střední	132	Bazén
Spánek	Nízké	56	Neznámá
Příjem potravy	Střední	76	Restaurace
Ležení u televize	Nízké	64	Neznámá

Tabulka 6.1: Příklad možné datové sady lidských aktivit.

Podle získané datové sady můžeme vytvořit několik jednoduchých a logických pravidel (rovnice č.6.1).

$$\begin{aligned} R1 : (\text{Lokace} = \text{Restaurace}) & \rightarrow \text{Příjem potravy} \\ R2 : (\text{Srdeční tep} < 60) \ \& \ (\text{Osvětlení} = \text{Nízké}) & \rightarrow \text{Spánek} \\ R3 : (\text{Srdeční tep} > 120) & \rightarrow \text{Běh} \quad (6.1) \\ R4 : (\text{Lokace} = \text{Bazén}) & \rightarrow \text{Plavání} \\ R5 : (\text{Srdeční tep} > 80) \ \& \ (\text{Srdeční tep} < 110) & \rightarrow \text{Chůze} \end{aligned}$$

Takže pokud nám při klasifikaci přijde nový záznam, který má jako parametry střední osvětlení, 90 srdečních tepů a neznámou lokaci klasifikuje ho jako chůzi. Pro většinu záznamů mohou tato pravidla stačit, ale mohou existovat jiné velice podobné aktivity, pro které nemusí zafungovat. Poslední záznam z tabulky č.6.1 je jedním z možných záznamů, pro které naše pravidla nezafungují. Podle našich pravidel se totiž jedná o spánek, ve skutečnosti však leží uživatel u televize. Metabolicky se však od sebe zmíněné aktivity nemusí tolik lišit.

6.1 Detekce běžné a zvýšené aktivity

Člověk během celého dne spotřebovává energii a činí tak buď za klidu, nebo při nějaké aktivitě. Pokud je delší dobu v klidu, blíží se svou spotřebou bazálnímu metabolismu (sekce č.4.1). Celý den však v tomto stavu ve většině případů nezůstává a dochází tak alespoň k nějaké lehké aktivitě. Aktivita jako taková však nezpůsobuje pouze nárůst spotřeby energie, ale i například hormonální změny. (viz. sekce č.4.2) Z pohledu diabetika se tak může jednat o život ohrožující změny.

6.1.1 Obecná charakterizace pohybu

Pohyb jako takový lze charakterizovat podle několika parametrů[6, 39]:

1. **Druh pohybu** - Pohyby můžeme dělit na dynamické, kdy je lidské tělo uváděno či setrváno v pohybu a statické, při které je tělo udržováno v jedné stabilní pozici. Nesmíme však opomenout, že se některé komplexnější pohyby skládají jak z dynamických, tak i statických částí.
2. **Intenzita** - Jedná se množství úsilí, které jedinec dané aktivitě věnuje. S narůstající intenzitou lineárně narůstá srdeční frekvence (sekce č.4.2.1).
3. **Doba** - Časový úsek během kterého je vyvíjena daná činnost. Intenzivnější pohyby zvládne uživatel provádět pouze kratší dobu a může být jejich detekce obtížnější.
4. **Opakování** - Počet provedení kompletní sekvence pohybů za daný časový úsek.
5. **Frekvence** - Perioda mezi jednotlivými sekvencemi pohybu.

6.1.2 Metody detekce běžné a zvýšené aktivity

Detekce aktivit ze zvuku

Lidské tělo reaguje na zvyšující se nároky pohybového aparátu. Jednou z těchto reakcí je zatížení respiračního systému, jenž se projevuje zvýšenou dechovou frekvencí a dechového objemu. Obecně platí, že čím je aktivita náročnější, tím dochází k většímu navýšení. Avšak čím menší je zmíněná plicní ventilace, tím je menší šance, že budeme schopni z běžně dostupného zařízení zaregistrovat takovýto jev.

Dalšími zvuky, které se můžeme snažit zachytit jsou zvuky okolí. Člověk při aktivitě může interagovat s objekty v okolí, které tak můžou vydat nějaký zvuk. Tento přístup by však mohl být příliš konkrétní pro testované místo a pravděpodobně by se nedal použít pro běžné venkovní používání, kde je přítomný vyšší okolní hluk.

Detekce aktivit ze srdečního tepu

Srdeční tepová frekvence lineárně narůstá s přibývajícím intenzitou aktivity. (sekce č.4.2.1) Z této hodnoty sice nedokážeme zjistit, jakou přesně aktivitu pacient provádí, ale můžeme stanovit, že to, co aktuálně dělá, je natolik náročné, aby došlo k navýšení srdečního tepu. Pro oddělení běžné a zvýšené aktivity můžeme využít empiricky stanoveného bodu *Flex point* (viz. sekce č.4.2.3). Pokud nějakou dobu uživatel přesahuje svojí srdeční aktivitou tento bod, bude se pravděpodobně jednat o nějakou formu zvýšené fyzické aktivity. Čím je vyšší přesah, tím je daná aktivita intenzivnější.

Ze srdečního tepu dokážeme také odhadnout pásmo, ve kterém uživatel danou aktivity vykonává (sekce č.4.2.2) a může posloužit jako indikátor, jakým způsobem se může vyvíjet jeho glykemická křivka. Také lze vypočítat přibližnou kalorickou spotřebu (sekce č.4.2.3), jenž se u většiny sportovních aplikací uvádí. Největším problémem u této metody je však přesnost běžně dostupných optických senzorů pro měření srdeční frekvence.

Detekce aktivit z obrazu

Pokud by měl uživatel někde po těle připevněnou nějakou formu kamery nebo fotoaparátu, můžeme stanovit jeho fyzickou aktivitu pozorováním blízkého okolí. V tomto okolí se s velkou pravděpodobností nachází několik rozeznatelných objektů. Pohyb v prostoru bude mít za následek přesun těchto objektů na jinou pozici na obrazu, či při rychlejším pohybu jeho částečnou deformaci. Tyhle změny se pak můžeme snažit detekovat a podle aktuálního kontextu stanovit uživatelovu aktivitu. Zpracovávání takovýchto dat však může být pro zařízení jako je chytrý telefon příliš náročné.

Detekce aktivit z dat senzorů pohybu

Data, která sbíráme ze senzorů pohybu, jsou poměrně obsáhlá. Čím vyšší máme u těchto zařízení vzorkovací frekvenci, tím jsme schopni za jednotku času naměřit větší množství hodnot. To nám umožní zaznamenání i jemnějších pohybů lidského těla. Několik vybraných a několikrát opakovaných pohybů si zapíšeme a pomocí metod strojového učení se je díky velkému množ-

ství dat můžeme pokusit detekovat. U tohoto přístupu je obecně vhodné, aby bylo po těle rozmístěno více takovýchto senzorů. To je hlavně z důvodu jednoznačného rozeznání pohybů.

Dalším způsobem jakým můžeme ze senzorů pohybu detekovat pohyb je vypočtením celkového rozptylu senzoru zrychlení. Pokud se uživatel nehýbe, pohybuje se celkový rozptyl okolo nuly. Čím ale dynamičtější aktivitu provádí, tím dochází k většímu zrychlení a navýšení rozptylu. Tento rozptyl můžeme rozřadit do několika tříd podle intenzity pohybu. Jak doopravdy intenzivní je pro uživatele daný pohyb již ale nezjistíme.

Získaná akcelerace ze senzorů se však může významně lišit u rozdílných druhů aktivit. Problém tedy nastane u méně dynamických cviků, které mohou být sice intenzivní, ale nedochází k dostatečnému zrychlení. Například jízda na kole ponechává horní část těla po většinu času ve statické poloze a naměřené hodnoty se tak mohou podobat klidovým. Naopak dolní část vykonává veškerou práci. Proto se může využít více senzorů pohybů rozmístěných různě po těle. Větší množství senzorů po těle však nemusí být pro běžné fungování uživatele příjemné.

Detekce aktivit z geografických dat

Pokud nedojde ke ztrátě signálu nebo jinému výpadku, tak nám jsou data z GPS pravidelně poskytována a ze dvou posledních geografických bodů získáme přibližnou rychlost uživatele. Mezi aktivity které můžeme takto detekovat patří obecně chůze, běh, cyklistika, ale i například jízda na koloběžce. Pokud však rychlost značně přesahuje lidské meze, tak se jedná o jiný dopravní prostředek. Konkrétní hodnoty, jež budeme využívat, můžeme buď stanovit po vlastní ose empiricky a nebo použít nějaké veřejně dostupné [31].

Aktivitu však může uživatel provádět i když je jeho rychlost pohybu poslední dobu nulová. Proto jsme schopni určit z geografických dat i jiný parametr, jež nám řekne, na jakém typu lokality se uživatel nachází. Pro možnou aktivitu se jedná hlavně o lokality typu posilovna, stadion a nebo také klub. V těchto oblastech pravděpodobně uživatel vykonává aktivitu, avšak jak intenzivně, nebo dokonce jestli ji doopravdy vykonává, už z těchto dat nezjistíme.

6.2 Detekce příjmu potravy

Velká část diabetických pacientů si vede seznam věcí, které během dne zkonsumovali, nebo má alespoň o svém celkové příjmu nějaké povědomí. Může se však snadno stát, že na některou položku zapomenou, či si dokonce

takovýto seznam vést nechtějí. Proto by pro lepší automatickou léčbu bylo vhodné detekovat, že se daný diabetický pacient stravuje. V případě, že bychom měli k dispozici kontinuální monitor koncentrace glukózy v krvi a daná osoba setrvala nějakou dobu v klidu, mohli bychom při většině drastických nárůstů glukózy v krvi konstatovat, že došlo k příjmu potravy a dokonce i přibližně stanovit v jakém množství. K nárůstům glukózy však může dojít i například z důvodu intenzivního cvičení nebo jiného stresu a je tak potřeba najít způsob, pomocí kterého budeme s jistotou schopni stanovit, že důvodem náhlého vzrůstu je doopravdy konzumace. Na výsledku bychom měli získat časové okno, kdy k této činnosti došlo. Také by bylo vhodné odhadnout spotřebované množství, nutriční a energetické hodnoty potravy bez jakéhokoliv vnějšího zásahu uživatele.

6.2.1 Obecná charakterizace příjmu potravy

Existuje nepřeberné množství různých druhů potravin, které může pacient konzumovat. Každá takováto potravina má stanovené energetické hodnoty a ve většině případů je konzumována v libovolné kombinaci utvářející pokrm. Výsledné pokrmy se tak mohou významně lišit ve svém složení. Ty se také dále od sebe mohou lišit skupenstvím a to tak, že se nachází buď v pevné, tekuté, či polo-tekuté formě, která sice nemá přímý vliv na jejich energetickou hodnotu, ale může se významně lišit způsobem, jenž bude konzumována. Ke konzumaci může být využito lžiček, vidliček, čínských hůlek, rukou a nebo může být jídlo v podobě tekutiny jednoduše vypito. Někteří jedinci jí rychleji, jiní zase dbají na důkladné rozžvýkání každého sousta. K příjmu potravy může také docházet několikrát za den, v sedě, za chůze, či dokonce v leže. Všechno tohle jsou možné proměnné, jenž je potřeba při výsledné detekci vzít v potaz.

6.2.2 Metody detekce příjmu potravy

Existuje několik metod ne-invasivního způsobu detekce příjmu potravy [14].

Detekce příjmu potravy z obrazu

Jedním ze způsobů možné detekce je analýza fotografie pravděpodobně přijímané potravy získané z fotoaparátu, který je již běžným doplňkem moderních telefonů. V reálném světě se však nemůžeme spoléhat na to, že bude kamera z běžně dostupných zařízení bez jakéhokoliv uživatelského zásahu mířit na v budoucnu konzumovanou potravinu. Zajímavou alternativou by

mohla být kamera chytrých brýlí jako jsou například **Google Glass**, nebo **Microsoft HoloLens**, která míří po celou dobu před uživatele. Problém by však mohl často nastávat u lidí pracujících v gastronomickém a potravinářském průmyslu.

Detekce příjmu potravy ze zvuku

V případě, že pracujeme s potravou v pevném skupenství, můžeme její konzumování detekovat podle zvuků vzniklých během žvýkání [16]. Žvýkání je jedním z prvních procesů trávení, při níž je potravina opakovanými pohyby čelistí rozmělněna. Tento proces se přerušovaně opakuje po celou dobu konzumace celého pokrmu, jehož přerušování vyplňuje občasně polykání. Polykání je dalším možným ukazatelem, jakým je možné detekovat příjem potravy a může se zároveň oproti detekci ze žvýkání využít i na potraviny v tekuté podobě. K polykání však oproti předešlé metodě dochází sporadicky a nevědomě během celého dne. Kvůli tomu je potřeba zavést rozřazení na spontánní a polknutí relevantní k příjmu potravy[17]. Avšak bez speciálního zařízení, které by bylo připevněné mezi zuby, za uchem, nebo v případě polykání na krku se nemůžeme spoléhat na to, že naše zařízení daný zvuk zachytí.

Detekce příjmu potravy z pohybů ruky

Pokud se potrava dostane do úst, tak je velmi pravděpodobné, že se tam dostala právě pomocí několika základních pohybů ruky. Tyto pohyby se od sebe můžou lišit podle charakteru potravy a způsobu jakým se daná potrava konzumuje. Řekneme-li, že dochází ke konzumaci v sedě a u stolu, můžeme pohyby související s konzumací jako takové rozřadit do několika skupin:

- **Uchopení potravy** - Ruka manipuluje s nástrojem tak, že dochází k nabrání potravy.
- **Pohyb nahoru** - Ruka se pohybuje nahoru směrem k ústům.
- **Pohyb dolů** - Ruka se pohybuje dolů od úst.
- **Vložení potravy** - Ruka vkládá používaným nástrojem potravu do úst.
- **Bez pohybu** - Rukou není vykonáván pohyb. Z hlediska stravování to může například znamenat, že uživatel čeká než dojde ke zpracování potravy.
- **Neznámý pohyb** - Dochází k pohybům ruky, které nejsme schopni rozeznat, či nepatří ke konzumování.

V ideálním světě se tak při konzumaci opakuje sekvence těchto dílčích pohybů, kde po uchopení potravy následuje pohyb k ústům a dochází k jejímu vložení do úst. Pak by měla být ruka pohybem dolů položena zpět na stůl, kde nějakou dobu setrvává a po chvíli je celý tento proces opakován. Konec tohoto procesu tak nastane v případě, že se na stole již nenachází potrava ke konzumování. V reálném světě však může během tohoto procesu docházet i k jiným pohybům, nebo se může uživatel nacházet v jiné poloze, pro kterou nebudeme schopni rozeznat zmíněné dílčí pohyby.

Pro detekci těchto pohybů jsou využívána data z akcelerometru a gyroskopu (sekce č.5.2) získaných z nositelných zařízení, jako jsou například chytré hodinky.

Detekce příjmu potravy z geografických dat

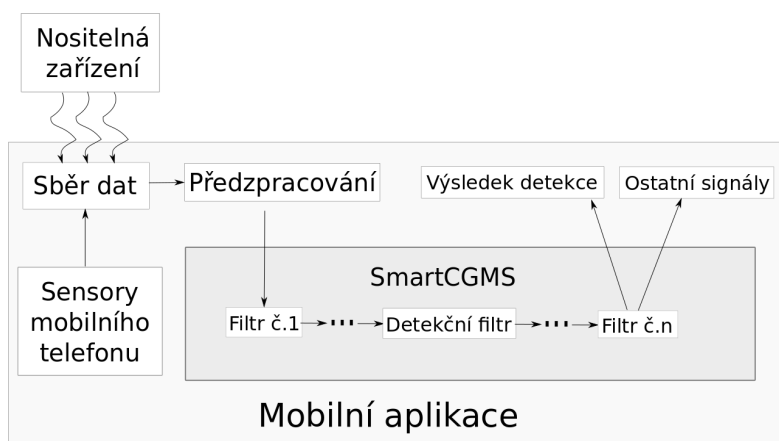
Dalším možným způsobem je využití dat získaných pomocí GPS. Kromě zeměpisných souřadnic máme tak k dispozici rychlost pohybu uživatele a jeho možnou aktuální lokaci. Pokud uživatel konzumuje nějakou potravinu, tak k tomu ve většině případů dochází za klidu, tedy v moment, kdy se jeho zeměpisná poloha nemění. Výjimkou však může být konzumace za pochodu, nebo také během cesty nějakým dopravním prostředkem. Zůstává-li uživatel v klidu dochází nejpravděpodobněji ke konzumaci v domácím prostoru, stravovacím zařízení a nebo například ve svém pracovním prostředí. Existuje však několik zaměstnání pro které se tyto místa můžou každý den lišit. Ve svém volném čase může také uživatel navštívit některé z veřejných zařízení jako jsou restaurace, klub a nebo kavárna. V těch může docházet k příjmu jídla, ale i například alkoholu. Avšak aktuální pandemická situace mohla omezit pohyb uživatele natolik, že se může odehrávat jeho běžný den pouze v domácím prostředí. Geografické data tak po většinu času nemusí poskytovat dostatečné množství informací k jednoznačnému určení příjmu potravy a tak se jejich uplatnění najde spíše s kombinací jiných dat a způsobů detekce.

7 Návrh řešení

V této kapitole bude navržena mobilní aplikace pro sběr dat z běžně dostupných zdrojů, metody detekce běžné a zvýšené fyzické aktivity a neposlední řadě i samotné zakomponování do systému SmartCGMS.

7.1 Mobilní aplikace

Detekce aktivit z běžně dostupných zdrojů je složitý proces, který je vhodný rozdělit do několika významných skupin. (obrázek č.7.1) Na samém počátku je potřeba získat veškerá pro nás významná data. Ty získáme buď z mobilního telefonu, nebo z nějakého nositelného zařízení. Jelikož v reálném světě nejsou získaná data perfektní, mělo by následovat jejich předzpracování. Po všech těchto krocích je teprve můžeme ve formě postupných signálů zasílat do systému SmartCGMS. Tam se data vyhodnotí a ve formě výsledku spolu s ostatními signály navrátí.



Obrázek 7.1: Schéma mobilní aplikace pro detekci aktivit.

Aby byla výsledná aplikace dostupná pro nejširší veřejnost, měla by být nenáročná, multiplatformní a snadná na použití. Hlavní platformy **Android** a **iOS** jsou však od sebe natolik odlišné, že se vývoj mobilních aplikací často specializuje pouze na jednu z uvedených platform. Kvůli tomuto problému vzniklo několik rozhraní pro multiplatformní vývoj. Patří mezi ně **Xamarin Forms**, **React Native** a nebo například **Flutter**.

Xamarin Forms je open-source framework založený na jádru **.NET**. Jelikož je vyvíjeno především pro platformu Windows, je pro chod aplikace

na unixovém jádru využíváno multiplatformní knihovny *Mono*. *Mono* poskytuje překladače pro C# aplikace, tudíž je veškerá logika psána v jazyce C#. **React Native** je stejně jako předešlý framework open-source, který je založený na JavaScript knihovně React. Ta se využívá standardně při vývoji webových aplikací. Pro interpretaci JavaScript kódu na platformě Android je použito virtuálního stroje *V8* a pro iOS takzvaný *JavaScriptCore*. Poslední zmíněný open-source framework je **Flutter**. Ten umožňuje sdílení kódu mezi každou platformou a to nejen pro platformy mobilních telefonů. Hlavním programovacím jazykem je Dart.

Pro vývoj této aplikace bude zvolen framework **Xamarin Forms** hlavně kvůli jeho výkonosti a spolehlivosti na nativních platformách i možnosti dynamického vývoje uživatelského rozhraní.

7.1.1 Sběr dat

První sekcí této aplikace je sběr dat, jenž získáme z vybraných senzorů. Tyto senzory můžeme rozdělit na taková data, které získáme z telefonu na kterém poběží naše aplikace a z externích zdrojů jako jsou nositelná zařízení.

Senzory mobilního telefonu

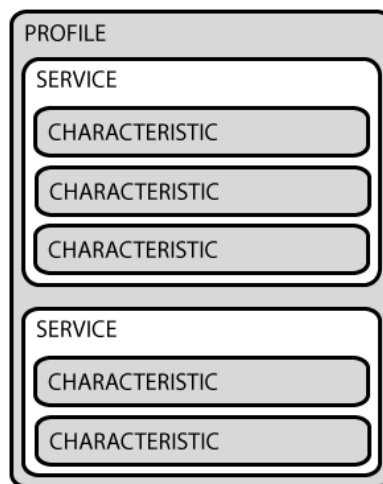
Většina mobilních telefonů obsahuje zabudované senzory pro měření různých fyzikálních vlastností. K nezpracovaným datům z těchto senzorů se dostaneme pomocí standardního rozhraní pro využitou platformu, které se však může u jiné platformy lišit. Téměř každý moderní mobilní telefon je vybaven řadou senzorů jako je akcelerometr, gyroskop, senzor přiblížení, optickým senzorem, GPS a nebo například mikrofonom. U telefonů značky *Samsung* nalezneme i optický snímač tepové frekvence.

Nositelná zařízení

Nositelná zařízení nabývají několika podob. Jedná se hlavně o chytré hodinky, náramky, brýle a nebo například hrudní pás. Jelikož většina nositelných zařízení není propojená pomocí fyzického média, je potřeba k samotnému připojení využít jednu z bezdrátových sítí. Umístění takovýchto zařízení je očekáváno, že bude někde na lidském těle a vzdálenost od mobilního telefonu, jenž dané data bude sbírat, nebude většinu času přesahovat několika metrů. Proto se nabízí a často využívá technologie **Bluetooth**. Jedná se o otevřený standard pro bezdrátovou komunikaci založený na radiových vlnách, jenž zvládne propojit dvě či více elektronických zařízení. Součástí

novějších standardů je i **BLE** (Bluetooth Low Energy), jenž se oproti klasickému **Bluetooth** liší především nízkou spotřebou. Toho je dosaženo tak, že je zařízení po většinu času ve spánkovém režimu. V případě, že přijde nějaká žádost, tak je na ní v co nejkratší podobě odpovězeno, aby nedocházelo k přebytečné energetické spotřebě. Přenos multimediálních dat přes tento standard proto nemusí být vhodný, ale pro občasný přenos menších dat jako je například naměřený srdeční tep je výhodný.

Pro komunikaci dvou **BLE** zařízení je využito sady profilů **Generic Attribute Profile** (GATT). Přenášená data pomocí této sady jsou rozřazena na služby, jenž dále rozdělujeme na charakteristiky (viz obrázek č.7.2). Služba je tedy množina spolu souvisejících charakteristik a charakteristika je jednoznačně identifikovaný (UUID) datový proud.



Obrázek 7.2: BLE Objekty pro GATT transakce [25].

Pro zahájení připojení dvou zařízení je využito profilu **Generic Access Profile**(GAP). Ten převážně určuje které služby a charakteristiky jsou momentálně dostupné a definuje BLE zařízením role. Jedná se hlavně o rozdělení na centrální a periferní. Centrální zahajuje spojení s jedním či více periferními zařízeními tak, že jim zašle požadavek o zahájení spojení. Ten periferní zařízení může vyhovět a pokud se tak stane, přestane komunikovat s jinými centrálními zařízeními.

Pro zasílání jednotlivých dat existuje pod **GATT** protokol **Attribute Protocol** (ATT). Data pod tímto protokolem jsou identifikována univerzálním identifikátorem (**UUID**), což je unikátní číslo o velikosti 128 bitů. Nad jednotlivými charakteristikami můžeme provádět stanovené operace jako jsou *Read*, *Write*, *Notify* a *Indicate*. Jaké konkrétní operace může zařízení nad danou charakteristikou provést a jiné vlastnosti jsou popsány v

obsažených atributech.

7.1.2 Předzpracování

Data jenž jsme z vybraných zdrojů získali můžou být znehodnocena z několika důvodů. Patří mezi ně hlavně šum, který může být způsoben několika jevy. Z těchto důvodů se zavádí několik metod předzpracování, abychom se všeho nechtěného co nejlépe zbavili a získali tak co nejčistější datovou sadu. Metody předzpracování zahrnují i převádění obrazu, zvuku, textu či jiných pro počítač nečitelných dat do podoby čitelné.

Srdeční tep

Data srdečního tepu získané z optického senzoru můžou být ovlivněna několika faktory, jenž jsou popsány v sekci č.5.5. Proto je potřeba před samotnou detekcí využít některou z metod pro odstranění vysoké chybovosti dat. Nabízí se nám například jednoduchá metoda **klouzavý průměr**. Ta počítá nevážený průměr z posledních k hodnot, které jsme v minulosti naměřili. Čím větší budeme mít klouzavé okénko, tím méně se projeví občasné odlehlé hodnoty.

Akcelerometr

Každý akcelerometr se může od ostatních nějakým způsobem lišit. Liší se hlavně vzorkovací frekvenci a středovou hodnotou, která může být trochu odchýlena. Počítá s tím, že zařízení, jenž se nachází v klidové poloze by mělo ovlivňovat pouze gravitační zrychlení. (viz. obrázek č.5.1) Tohoto faktu se využívá při následné kalibraci. Jedním ze způsobů jakým je možné akcelerometr kalibrovat, je naměřením hodnot ze šesti pólů souřadného systému akcelerometru v klidu, vypočtením odchylky od středu pro každý směr a následnou normalizací vůči gravitačnímu přetížení pomocí škálovacího faktoru.

Normalizovaná data ze třech získaných os se můžou dále používat v podobě délky vektoru zrychlení, jenž se dá vypočítat pomocí vzorečku č.7.1.

$$A_t = \sqrt{a_{x_t}^2 + a_{y_t}^2 + a_{z_t}^2} \quad (7.1)$$

kde:

A_j = délka vektoru zrychlení v čase t

$a_{x_t}, a_{y_t}, a_{z_t}$ = získaná data z akcelerometru podél os X, Y, Z v čase t

Lokační data

Lokaci zařízení můžeme získat z několika zdrojů. Jde hlavně o určování pomocí GPS signálu, mobilních dat, nebo například Wi-Fi. Přesnost určené horizontální polohy se udává ve velikosti okruhu bodu v metrech, kde se počítá s tím, že se v daném okolí se 68% pravděpodobností zařízení doopravdy nachází [36]. Jelikož chceme získat co nejpřesnější rychlost pohybu uživatele, budeme využívat pouze body s velkou přesností. Udává se, že nejpřesnějších výsledků dosahuje určování podle GPS signálu.

Kompletní množina pro nás významných lokací získaných z Google Maps je poměrně malá, proto získané lokace rozdělíme do čtyř tříd (viz. tabulka č.7.1). Pokud nalezené místo spadá jak do skupiny 1, tak i 2, bude klasifikováno jako 3. skupina.

ID činnosti	Typ činnosti	Typy lokací
1	Aktivita	stadium, gym
2	Příjem potravy	bar, meal_takeaway, movie_theater, cafe, restaurant
3	Aktivita + příjem	night_club
4	Ostatní	bank, park, cemetery, storage, univerzity,

Tabulka 7.1: Tabulka nejpravděpodobnějších činností z pro nás nejvýznamnějších lokací [24].

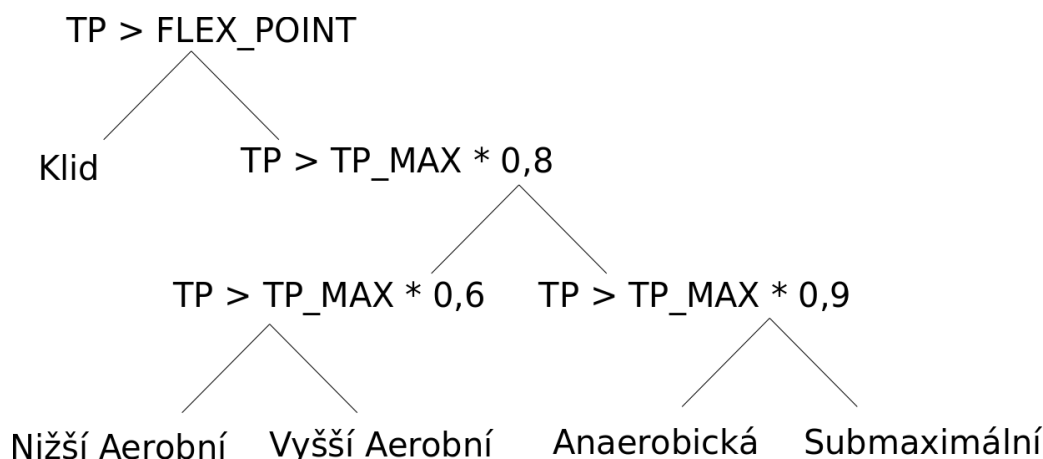
7.2 Metody detekce

Součástí této práce je návrh a implementace několika metod detekce běžných, zvýšených aktivit a příjmu potravy.

7.2.1 Detekce aktivit založená na srdečním tepu

Tato detekce bude založená na kardiovaskulární reakci lidského těla během aktivity. Nejdříve bude stanoven takzvaný **FLEX point** (viz. sekce č.4.2.3), jenž nám rozdělí běžnou aktivitu od té zvýšené. Pokud bude srdeční frekvence přesahovat tento bod, můžeme prováděnou aktivitu zařadit do několika srdečních pásem (viz. sekce č.4.1). Nejdříve dojde k rozdělení na aerobní a anaerobní a následně se už stanoví konkrétní pásmo. Pokud se ale uživateli zklidní tepová frekvence pod tento bod dojde k ukončení aktivity. Celý tento rozhodovací strom je zobrazen na obrázku č.7.3.

Pokud však bude srdeční frekvence oscilovat v blízkém okolí stanovené hladiny bude docházet k neustálému přepínání. Pro tento jev je využito takzvané spínací diference. Jakmile srdeční frekvence překročí stanovenou



Obrázek 7.3: Rozhodovací strom pro klasifikaci pohybu do jedné ze srdečních pásem. TP - poslední srdeční frekvence, TP_MAX - maximální srdeční frekvence (sekce č.4.2.1).

hladinu, dojde k posunutí této hladiny o spínací diferenci, tudíž aby došlo k dalšímu přepnutí, musí dojít k většímu poklesu. Pokud dojde k překročení spodní hranice, navrátí se tato hladina do normálu.

7.2.2 Detekce aktivit založená na akceleraci

Jelikož starší a levnější modely nositelných zařízení nemusí vždy obsahovat gyroskop, který měří orientaci a úhlové zrychlení, je možné k detekci využít pouze akcelerometr. Ten nám měří zrychlení ve třech osách X, Y, Z . Celkové zrychlení A_t v čase t pak můžeme vypočítat pomocí vzorce č.7.1. Během dynamické aktivity dochází k opětovnému navyšování a snižování celkového zrychlení. Tudíž čím k většímu rozptylu tohoto zrychlení dochází, tím je aktivita dynamičtější. Rozptyl σ můžeme vypočítat pomocí vzorce č.7.2.

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (A_j - \mu)^2} \quad (7.2)$$

kde:

σ = výsledný rozptyl hodnot z akcelerometru

μ = průměr všech naměřených hodnot z akcelerometru.

N = celkový počet naměřených hodnot z akcelerometru

Jelikož je ale rozptyl během časového okénka často velice malý, zavedeme

takzvaný *Index aktivity* (IA). Ten vypočteme na konci každé minuty pomocí vzorce č.7.3.

$$IA(t) = \sum_{k=1}^M \sigma_k \quad (7.3)$$

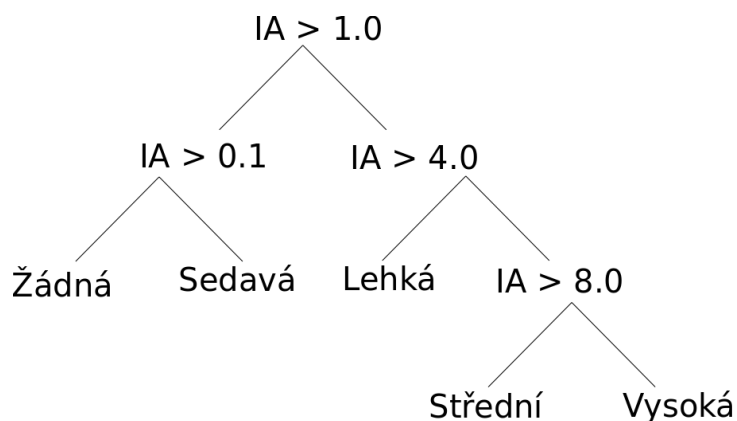
kde:

$IA(t)$ = celkový index aktivity za jednotku času.

M = celkový počet vypočtených rozptylů hodnot akcelerometru

σ = rozptyl hodnot z akcelerometru

Index aktivity pak můžeme rozřadit do několika tříd, jenž je zobrazeno na obrázku č.7.4. Takže čím vyšší bude celkový rozptyl za minutu, tím bude aktivita náročnější. Hlavní slabinou této metody mohou být statické pohyby.

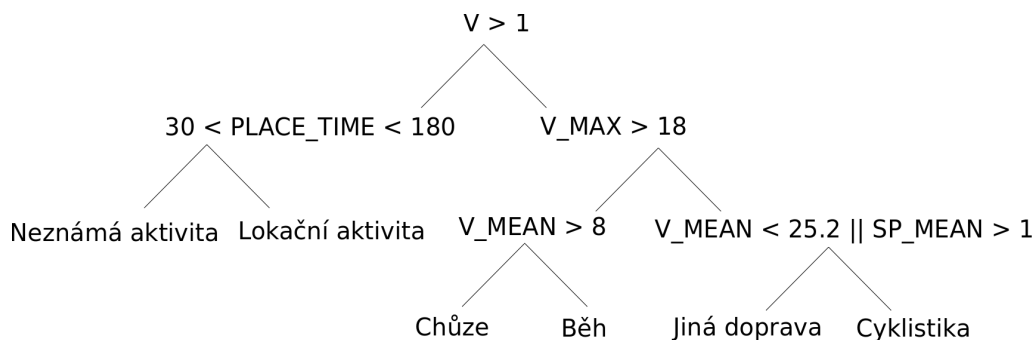


Obrázek 7.4: Rozhodovací strom použitý při klasifikování dynamičnosti pohybu.

7.2.3 Detekce aktivit založená na geografických datech

Tato metoda bude využívat pro detekci geografické data. Jedná se o rychlost pohybu a možnou lokaci na jednom z pro nás významných míst. V případě, že se uživateli nějakou dobu významně nezměnila rychlost pohybu a v jeho okolí se nachází významná lokace, ve které se dá cvičit, můžeme prohlásit, že dochází k provádění aktivity. Dobu, kterou na daném místě musí strávit stanovíme od 30 minut až po 3 hodiny, která odpovídá standardní době cvičení.

Pokud ale z geografických dat zjistíme, že se uživatel pohybuje, můžeme tento pohyb zařadit do čtyř tříd. První třídou je chůze. O této aktivitě se



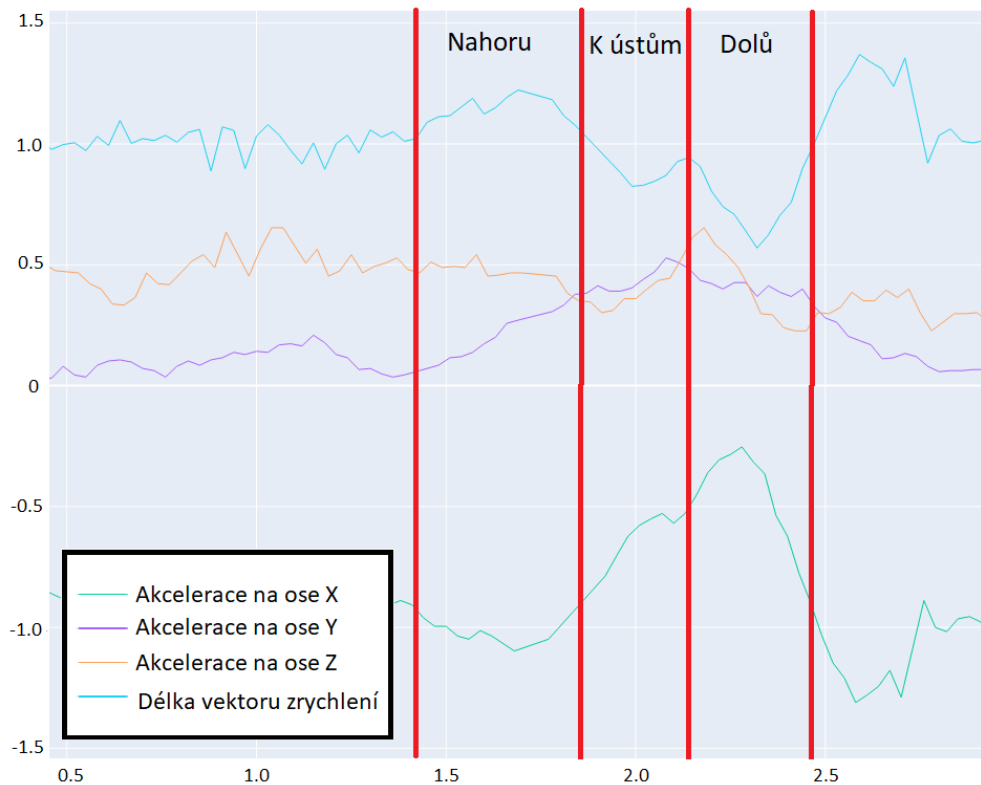
Obrázek 7.5: Rozhodovací strom použitý při klasifikování pohybu podle geografických dat. V - poslední naměřená rychlost, V_MAX - maximální naměřená rychlost, V_MEAN - průměrná rychlost, SP_MEAN - průměrné srdeční pásmo, $PLACE_TIME$ - doba strávená ve významné lokaci bez pohybu měřicího zařízení.

uvádí, že se její průměrná rychlost zdravého jedince pohybuje okolo čtyřmi až osmi kilometry za hodinu. Poté následuje běh, který se však může svou průměrnou rychlostí překrývat s cyklistikou. Pro rozdělení těchto dvou aktivit využijeme skutečnosti, že maximální dosažitelná rychlost je u běhu mnohem menší. Uvádí se, že průměrná rychlost běhu je 18 km/h, to je však rychlost profesionálních běžců, tudíž můžeme předpokládat, že diabetický pacient takové rychlosti pravděpodobně nedosáhne. Následně je také ale potřeba rozdělit jízdu na kole od motorových prostředků. Zde můžeme využít srdečních pásem detekovaných pomocí metody popsané v sekci č.7.2.1. Pokud jede uživatel dopravním prostředkem je jeho srdce v relativním klidu. To však neplatí pro rychlou jízdu na kole. Tato informace však nemusí být vždy dostupná a proto budeme počítat s tím, že se na kole dosahuje až průměrné rychlosti 25,2 km/h [31]. Výsledný rozhodovací strom je možné vidět na obrázku č.7.5

7.2.4 Detekce příjmu potravy

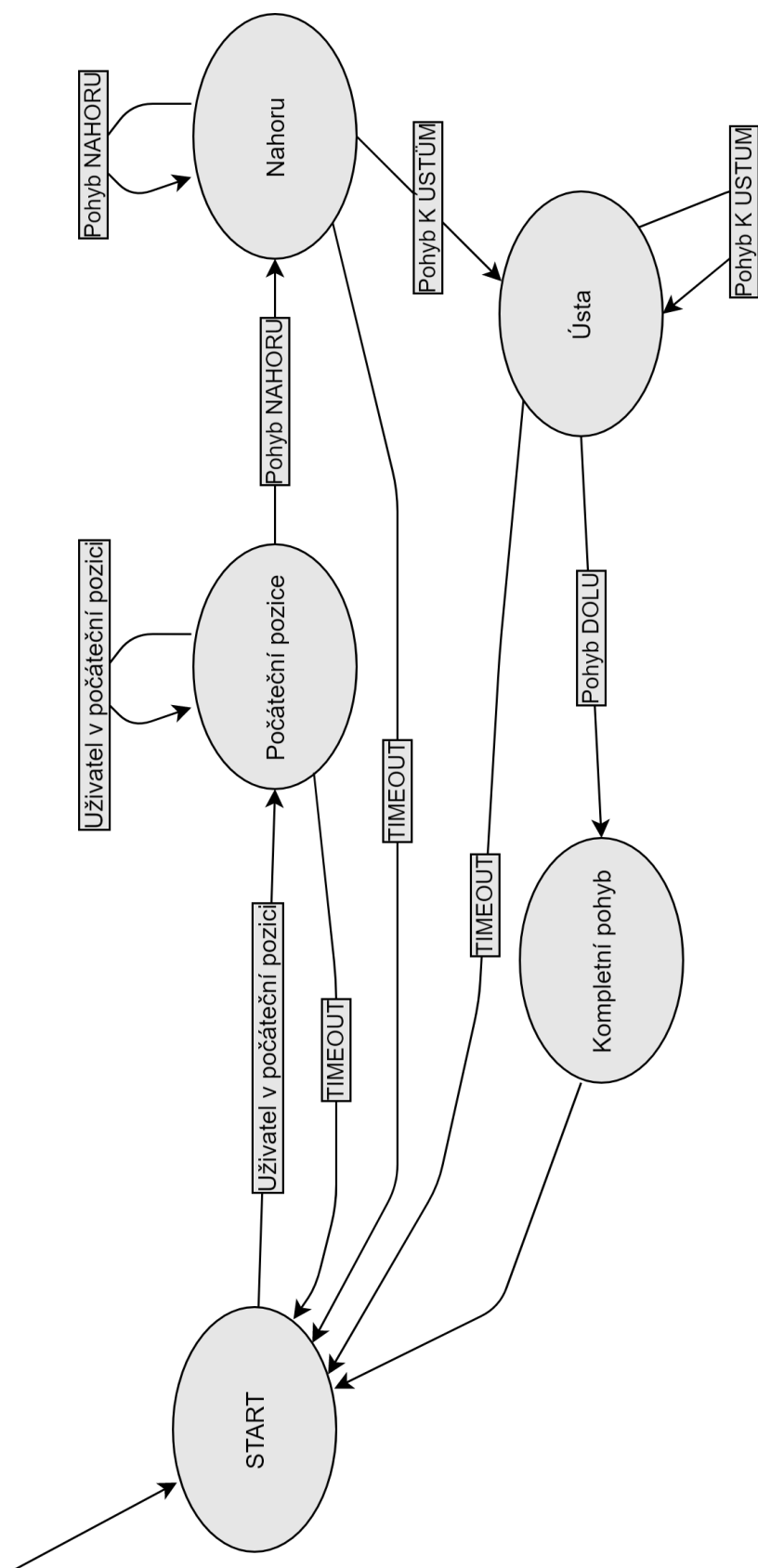
Během příjmu potravy provádí uživatel několik klíčových pohybů. Před zahájením takovéto sekvence pohybů bývá ruka často položená ve stále pozici vedle nádoby obsahující potravu. To znamená, že celkové získané zrychlení z akcelerometru (vzorec č.7.1) bude rovna gravitačnímu zrychlení. Zaregistrujeme-li tuto pozici, můžeme předpokládat, že dojde k nabrání potravy a k následnému pohybu nahoru, jenž se vyznačuje navýšením celkového zrychlení. V oblasti úst pak dojde k lehkému zpomalení a natočení. Po vložení potravy bude následovat další snížení celkového zrychlení pohybem dolů

(obrázek č.7.6) a můžeme pak tuto sekvenci pohybů prohlásit jako přijaté sousto. Ne vždy se však může jednat o zmíněné klíčové pohyby, proto pokud do empiricky stanoveného času nebude detekován požadovaný pohyb, budeme opět očekávat počáteční pozici. Výsledný stavový diagram příjmu potravy je možné vidět na obrázku č.7.7.



Obrázek 7.6: Rozdělení kompletního pohybu do tří klíčových pod-pohybů ve tří sekundovém úseku.

Pro detekci o jaký konkrétní pohyb se jedná, zvolím sadu, která bude složena z několika nejčastěji naměřených příznaků. Pokud se pohyb podobá jedné z očekávaných hodnot z této sady, bude se jednat o požadovaný pohyb. Jelikož bude tato detekce bez přítomnosti úhlové rychlosti a pozice v prostoru, jenž se dá získat pomocí gyroskopu, můžou být klíčové pohyby zaměněné za jiné jim podobné. Mezi omezení detekce bude také patřit příjem potravy při cestě dopravním prostředkem, který může významně ovlivnit získanou akceleraci a daný pohyb tak nebude možné touto metodou detekovat.



Obrázek 7.7: Stavový diagram detekce klíčových pohybů při příjmu potravy.

7.3 Integrace do SmartCGMS

Metody detekce budou implementovány do podoby filtrů systému SmartCGMS (kapitola č.3). Díky *fall-through* architektuře, kterou tento systém implementuje budou implementované filtry seřazeny za sebe. Seřadíme je podle významnosti následovně: Filtr Srdečního tepu (sekce č.7.2.1), Filtr akcelerace (sekce č.7.2.2, filtr GPS (sekce č.7.2.3) a filtr příjmu potravy (sekce č.7.2.4). Tyto filtry budou průběžně zasílat události, které můžou ty následující podle potřeby zachytit.

Výsledné filtry se systémem SmartCGMS budou exportovány do podoby nativní knihovny, která se přiloží k mobilní aplikaci a pomocí obalovací třídy v prostředí *Xamarin Forms* obsažena v balíčku SDK systému SmartCGMS, budeme moct zasílat a přijímat potřebné události. Aby bylo jasné, kdy má dojít v detekčních filtrech k vyhodnocování výsledků, zavedeme takzvané *Start* a *Stop* signály. Po zaslání *Start* signálu začnou jednotlivé filtry sběr datových signálů, které budou nárazově zasílány. Po dokončení zasílání všech datových signálů, bude zaslán *Stop* signál po kterém dojde k vyhodnocení výsledků. Filtr pak do dalšího *Start* signálu bude vyčkávat a nebude přijímat žádné signály.

8 Implementace

V této kapitole dojde k popsání výsledné implementace detekční filtrů systému SmartCGMS a mobilní aplikace pro sběr dat.

8.1 Detekční filtry

Metody detekce byly integrovány do podoby filtrů systému SmartCGMS, kde hlavním programovacím jazykem je C++. Detekční filtry implementují rozhraní *CBase_Filter*. Pro každý implementovaný filtr platí následující pravidla. První přetížená konfigurační metoda *Do_Configure* načítá parametr *mTime_Window*, který značí časové okénko mezi signály *Stop* a *Start*. Tyto signály jsou typu *Information*, tudíž je jejich předávanou hodnotou řetězec. Všechny filtry jsou implementovány podle návrhu ze sekce č.7.3. Druhá přetížená metoda *Do_Execute* obsahuje rozcestník. Pokud dorazí *Start* signál dochází v metodě *checkDataSignals* k ukládání stanovených hodnot. Po přijetí *Stop* signálu dojde v metodě *sendResult* k vyhodnocení. Poté podle stavu vyhodnocovací metody zasílá v metodě *sendResult* nově vytvořené události v podobě *Level* signálů, tudíž jejich předávanou hodnotou je reálné číslo. Mezi datové signály patří akcelerace ve třech osách (x,y,z), uživatelská lokace (tabulka č.7.1), rychlost pohybu a srdeční tep.

8.1.1 Filtr srdečního tepu

V tomto filtru je implementována detekční metoda založená na srdečním tepu (sekce č.7.2.1). V metodě *Do_Configure* se vypočte maximální tepová frekvence (sekce č.4.2.1) z předané konfigurační hodnoty *age* a také se uloží předaný *FlexPoint*.

Během přijímacího okénka přijímá pouze srdeční frekvenci, kterou na jejím konci vyhodnotí a ve třech nových událostech zašle výsledek. Dojde k zaslání vypočtené srdeční intenzity, pásma a aktuální hodnoty *FlexPoint*.

8.1.2 Filtr GPS

V tomto filtru je implementována detekční metoda založená na geografických datech (sekce č.7.2.3). Během přijímacího okénka přijímá rychlost zařízení, aktuální významnou lokaci a informaci o aktuálním srdečním pásmu z filtru popsaného v sekci č.8.1.1. Z těchto hodnot vyhodnocuje průměrnou

rychlost, maximální rychlost a průměrné srdeční pásmo od posledního zastavení. Průběžně se zasílají události o aktuálně detekované aktivitě. Pokud se jedná o aktivity typu chůze, běh, či cyklistika, tak se stanoví jejich intenzita podle toho jak moc jsou vzdálené od své maximální hodnoty.

8.1.3 Filtr akcelerace

V tomto filtru je implementována detekční metoda založená na akceleraci (sekce č.7.2.2). Během přijímacího okénka přijímá zrychlení v osách x,y,z, jež pomocí vzorců uvedených v sekci č.7.2.2 přepočítá na rozptyl a po dvanácti epochách i na index aktivity. Ty se pak společně se stanovenou úrovní aktivity zašlou v podobě událostí.

8.1.4 Filtr příjmu potravy

V tomto filtru je implementována detekční metoda příjmu potravy, která byla navržena v sekci č.7.2.2. V přetížené metodě *Do_Configure* se inicializuje několik příznaků pro každý dílčí pohyb příjmu potravy. Tyto hodnoty se vyskytovaly při měření nejčastěji a jsou vypsány ve výpisu v příloze C.

Během přijímacího okénka přijímá zrychlení v osách x,y,z, které si ukládá do kontejnerů. Ty se při vyhodnocování porovnávají s množinou příznaků podle toho v jakém se filtr nachází stavu (stavový diagram na obrázku č.7.7). Při úspěšné identifikaci dílčího pohybu dojde ke změně aktuálního stavu a zaslání ve formě události. Při detekci kompletního pohybu je zvýšen čítač o 1 a je také zaslána patřičná událost. Poslední generovanou událostí je informace o tom zda uživatel momentálně konzumuje, nebo ne.

8.2 Mobilní aplikace

Pro tvorbu mobilní aplikace je využit framework **Xamarin.Forms**, kde hlavním programovacím jazykem je **C#**. Podle návrhu na obrázku č.7.1 bylo vytvořeno několik důležitých tříd. První třídou je *AndroidResource*, která obstarává sběr dat a podle potřeby poskytování ostatním třídám. K příjmu dat od služeb dochází pomocí takzvaných *Intent* zpráv, které jsou rozděleny na nositelné zařízení (dále sekce č.8.2.1) a data z GPS služby mobilního telefonu (dále sekce č.8.2.2). Získaná data jsou zobrazována ve vyskakovacích okénkách *MobileInfoPopup* a *WearableInfoPopup*.

Při spuštění detekce ze získaných dat, dochází ve třídě *Injektor* k jejich zpracování a ve formě dávek jsou zasílány do systému SmartCGMS. To se provádí jednou za čtyři vteřiny. Pro propojení se systémem SmartCGMS jsou

v projektu ve složce *scgms* veškeré třídy poskytnuté z dostupného SDK. Je v ní však zahrnuta i zmíněná třída *Injektor*, která spolu s *CallbackReceiver* již mezi standardní SDK nepatří. Informace o zasílaných signálech se zobrazují ve vyskakovacím okénku *DetectionPopupPage*. Události z detekčních filtrů jsou přijímány ve třídě *CallbackReceiver*, která tato data zpracuje a ukládá. Ty se poté zobrazují v patřičných vyskakovacích okénkách. Patří mezi ně okénka *AclPopupPage*, *FIPopupPage*, *GPSPopupPage* a *HRPopupPage*. Pokud při zasílání událostí a dat, či z jiných důvodů dojde k pádu systému SmartCGMS, dojde k jeho restartování.

8.2.1 Komunikace s nositelným zařízením

Jako běžně dostupné zařízení jsem si zvolil **Xiaomi Mi Band 2**, které využívá pro komunikaci standard **BLE**. Zařízení i přes levnou cenu obsahuje několik podstatných senzorů. Patří mezi ně hlavně senzor tepu a akcelerometr.

Existuje nepřeberné množství služeb a charakteristik, které toto zařízení poskytuje [35]. Pro nás jsou však podstatné pouze ty, jenž jsou vypsané v tabulce č.8.1.

Význam charakteristiky	UUID	Vlastnosti	UUID služby
Autentizace	0x0009	Read, Write, Notify	0xfee1
Srdeční tep	0x2a37	Notify	0x180d
Srdeční tep (Řídící bod)	0x2a39	Read, Write	0x180d
Akcelerometr	0x0002	Notify	0xfee0
Akcelerometr (Řídící bod)	0x0001	Write, Notify	0xfee0

Tabulka 8.1: Použité charakteristiky hodinek **Xiaomi Mi Band 2** s UUID, vlastnostmi a UUID rodičovské služby

Autentizace

Předtím než může vůbec probíhat komunikace se zařízením, musí dojít při každém připojení k autentizačnímu procesu. Ten funguje na principu *challenge-response* [28] a probíhá na autentizační charakteristice. Při prvním připojení se zasílá klíč (**AUTH_KEY**) délky 30 bytů v následující podobě:

0x01, 0x00, AUTH_KEY

Zařízení odpovídá na autentizační požadavky následující sekvencí:

0x10, STATUS, 0x01

Kde STATUS nabývá několika hodnot:

- 0x01 - Zasláný klíč byl přijat.
- 0x02 - Zařízení zaslalo náhodné číslo k zašifrování.
- 0x03 - Autentizace proběhla v pořádku.
- 0x04 - Autentizace neproběhla v pořádku.

Po přijetí nového klíče, či při každém následujícím připojení zažádáme zařízení o náhodné číslo pomocí této sekvencí:

0x02, 0x00

Toto číslo zašifrujeme pomocí standardu pokročilého šifrování (AES) [30] dříve zasláným klíčem (AUTH_KEY). Tuto hodnotu CIPH_VAL pak zašleme spolu s určenou hlavičkou následovně:

0x03, 0x00, CIPH_VAL

Optický senzor tepové frekvence

Pro zapnutí optického senzoru zašleme na kontrolní bod srdeční charakteristiky následující sekvenci:

0x15, 0x02, 0x01

V případě, že máme na srdeční charakteristice zapnuté notifikace, začnou nám hodinky zasílat data v následující podobě:

0x00, HEART_RATE

kde HEART_RATE je naměřený srdečný tep. Pokud je ale naměřená hodnota nulová, jedná se o nepodařené měření.

Akcelerometr

Pokud potřebujeme data z akcelerometru je potřeba zaslat následující pakety. Tato data se dají získat pouze v jejich nezpracované formě a to zapsáním následující sekvence na kontrolní bod akcelerometrové charakteristiky:

0x01, 0x01, 0x19

Poté na stejnou charakteristiku po chvílce zapíšeme:

0x02

V případě, že máme na akcelerometrové charakteristice zapnuté notifikace, začnou nám hodinky zasílat data v následující podobě:

ttssvvvvvvvvvvvvvv

Kde každý znak značí jeden bit a nabývají následujících hodnot:

- **tt** - První dva bity značí o jaké data se jedná. 00 pro zrychlení na ose x, 01 pro y a 10 pro z.
- **ss** - 2 bity značící znaménko získané hodnoty.
- **vvvvvvvvvvvvvv** - 12 bitů nezpracovaná hodnota jedné z os akcelerometru.

Jelikož se jedná o data nezpracovaná musíme jednotlivé osy vycentrovat a následně normalizovat vůči gravitačnímu přetížení. Pro naše zařízení vychází pro jednotlivé osy následující odchylky:

X_OFFSET = -55;
Y_OFFSET = -25;
Z_OFFSET = -45;

Posunuté osy pak vydělíme škálovacím faktorem o velikosti 225, který byl stanoven při kalibraci a získáme tím normalizované hodnoty.

8.2.2 GPS služba

Pro pravidelné aktualizace lokace na zařízení platformy Android využívám jak poskytovatele `NETWORK_PROVIDER`, tak i `GPS_PROVIDER`. První poskytoval však většinu času nedodává dostatečně přesné lokace a tak k aktualizacím dochází především z GPS poskytovatele. Jako minimální přesnost lokace pro určení rychlost pohybu, jsem zvolil okruh pěti metrů, protože tak poskytuje dostatečně přesné informace o zařízení a nedochází tak k nevyžádaným odchylkám.

Významné lokace se po aktualizaci pozice zařízení určují pomocí webové žádosti. Ta vypadá následovně:

```
https://maps.googleapis.com/maps/api/place/nearbysearch/json?
location=LATLNG&radius=RADIUS&key=API_KEY
```

Kde `LATLNG` značí pár zeměpisné šířky a délky oddělený čárkou. `RADIUS` znamená poloměr kolem stanoveného bodu v metrech a `API_KEY` je klíč vygenerovaný poskytovatelskou službou Google Console[29].

Poloměr, který se při určování významné využívá jsem stanovil na 75 metrů, protože je vhodné zachytávat i lokace, jenž mají rozsáhlejší areál. Dochází však k jistému omezení v místech velké koncentrace lokací. Aby se službě neposílalo několik žádostí za minutu, dochází k aktualizaci této lokace pouze tehdy, když se uživatel nachází mimo předchozí okruh.

Výsledkem webové žádosti je při úspěchu text v formátu JSON. V kořenu získaného objektu se nachází atribut `status`, jenž značí úspěšnost žádosti. Pokud vše proběhlo v pořádku, tak se ve stejné vrstvě nachází i pole `results`, kde už jsou uloženy jednotlivé lokace. Tyto lokace nabízí informace jako jsou hodnocení, šířka objektu a mnohé další. Pro nás je však důležité pouze pole `types`. Zde se již nachází typ lokace, který pokud odpovídá našim požadavkům přetvoříme podle tabulky č.7.1 do užitečnější podoby. Jakým způsobem vypadá odpověď webové žádosti je znázorněno ve výpisu č.8.1.

Výpis 8.1: Zjednodušený příklad výsledku webové žádosti Google API.

```
{
html_attributions : [],
results : [
  {
    geometry : {
      location : {
        lat : 49.7384314,
        lng : 13.3736371
      },
      southwest : {
        lat : 49.67760841170616,
        lng : 13.26800009107684
      }
    },
    name : Plzen,
    width : 2268,
    place_id : ChIJtxE9E-XxCkcRgwwBP25AuTE,
    reference : ChIJtxE9E-XxCkcRgwwBP25AuTE,
    scope : GOOGLE,
    types : [ locality, political ],
    vicinity : Plzen
  }
],
status : OK
}
```

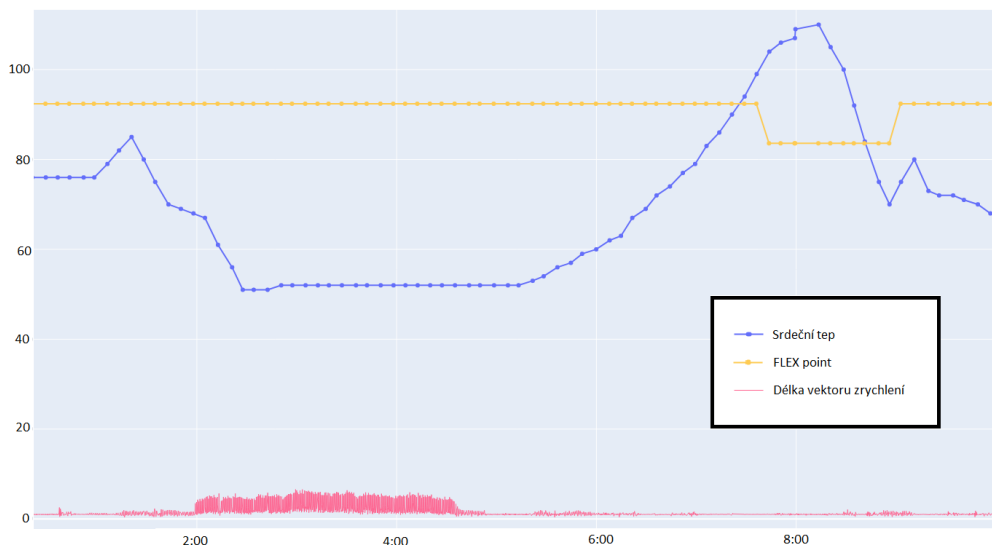
9 Testování implementovaných metod

V kapitole testování budou představeny výsledky implementovaných metod a na závěr dojde k celkovému vyhodnocení. Při testování bylo použito mobilní zařízení **Cubot Note 7** procesor architektury **armeabi-v7a**, spolu s chytrými hodinkami **MiBand2**. Pro účely testování bylo naměřeno 5 dvou až tří hodinových tréninkových okének, 7 klidových a 14 příjmů potravy různými způsoby.

9.1 Metoda detekce aktivit ze srdeční frekvence

Během tréninkových okének bylo naměřeno tři ze čtyř srdečních pásem. Nezahrnutého submaximálního pásma bylo sice během velmi intenzivního cvičení dosaženo, tato srdeční frekvence však nebyla zařízením **MiBand2** zachycena. Získaný srdeční tep byl porovnávám manuální metodou měření přiložením prstu ke krční tepně. Během celého aktivního okénka docházelo ze 48% k celkové úspěšné detekci zvýšené aktivity, z toho 75,1% tvořila nízká aerobická aktivita, 23,7% vyšší aerobní a zbylé 1,2% byla zařazena do anaerobního pásma. Nejhůře klasifikované pásmo bylo anaerobního, hlavně z důvodu nepřesně naměřených hodnot z optického senzoru. Také se naměřily časové úseky, kdy bylo tělo v relativním klidu. Při nich docházelo průměrně z 92% ke správnému určení.

Metoda dosahovala při detekci aktivity nejlepších výsledků při pomalé chůzi a pomalé až středně rychlé jízdě na kole, tedy tam, kde téměř nedocházelo k pohybu ruky. Zařízení, které bylo umístěno na ruce, tak bylo schopné naměřit srdeční frekvenci s 10% odchylkou. Také si vedla při krátkých intenzivních úsecích, které byly prokládány půl minutovými pauzami. Nejhůře si však vedla při běhu a sprintu, kdy optický snímač, pravděpodobně z důvodu velkého šumu vytvořeného v oblasti zápěstí, nebyl schopen určit přesnou tepovou frekvenci (obrázek č.9.1). Optický senzor tepu sportovního náramku **MiBand2** se tedy během aktivity ukázal jako velmi nepřesný. Lepších výsledků by metoda mohla dosahovat s kombinací přesnějšího zařízení.



Obrázek 9.1: Ukázka chybného měření optického senzoru MiBand2 při dvouminutovém běhu o průměrné rychlosti 15km/h znázorněného v časovém úseku deseti minut.

9.2 Metoda detekce aktivit z akcelerometru

Pro testování této metody se využily naměřená tréninková okénka i s těmi klidovými. Tato metoda může dosahovat celkově pěti úrovní, které byly rozřazeny podle minutové hodnoty IA (sekce č.7.2.2). Do první klidové podle očekávání spadala jakákoliv forma ležení, či sezení, kdy nedochází k pohybu ruky. Spadala do ní z 52% i práce na počítači. Do sedavé aktivity spadala zmíněná práce u počítače, ale i konzumování potravy, při kterém docházelo během minuty ke čtyřem až osmi lehkým pohybům. Mezi lehké aktivity bylo zařazeno vaření a pomalá chůze rychlostí 4 km/h. Do středně těžké aktivity pak spadala rychlejší chůze, která se pohybovala do rychlosti 8km/h. Zde již docházelo k znehodnocení v momentě, kdy byla ruka držena v jedné poloze, například z důvodu držení telefonu. Z této příčiny tak došlo k zařazení do lehké aktivity. Mezi intenzivní pak byl zařazen především běh. Ten při průměrné rychlosti 15km/h dosahoval hodnot až 18 IA, které značně přesahují spodní hranici. Ke špatné detekci náročné aktivity docházelo při krátkých úsecích kratších než deset vteřin. Pokud však byla aktivita dostatečně dynamická, jako je například sprint, tak dosahovala k hodnotě 10 IA, která již spadá do intenzivní aktivity.

Velkou limitací této metody je však detekce statických pohybů ruky jako je jízda na kole. Proto je vhodné využití několika dalších senzorů různě

umístěných po těle. Uživatel však může také nesmyslně máchat rukama a tím znehodnotit výsledky této metody.

9.3 Metoda detekce aktivit z geografických dat

V naměřených tréninkových okénkách byly zachyceny aktivity jako je chůze, běh i jízda na kole. Tyto aktivity trvaly v rozmezí dvou až dvaceti minut. Naším požadavkem tedy bylo tyto aktivity co nejpřesněji zachytit. Mezi nejúspěšnější klasifikaci docházelo při chůzi s 90% úspěšností. Drobné výpadky byly způsobeny buď ztrátou signálu, či špatného určení rychlosti pohybu, ke kterému docházelo především při pomalé chůzi rychlostí 2km/h. Další možnou aktivitou je běh. Ten byl klasifikován z celkového množství osmi záznamů s úspěšností 87,5%. V jednom z naměřených případů došlo při přeběhu pod korunami stromů ke špatnému určení rychlosti pohybu a byl zařazen mezi jízdu na kole.

Poměrně špatných výsledků dosahovala jízda na kole s pravděpodobností 54%. Docházelo především k záměně s ostatními detekovatelnými třídami. Ke špatné detekci docházelo při krátké a pomalé jízdě na kole, která byla buď záměrná, nebo způsobena vyšším převýšením. Poslední detekovatelnou třídou je pohyb motorovým vozidlem. Ta byla z naměřené cesty autem a veřejnou dopravou detekována se 66% úspěšností. Ke špatné detekci docházelo při zácpách, kdy se auto pohybovalo průměrnou rychlostí 6 km/h.

Během požadovaných aktivit prováděných ve vnitřních prostorech, jako je atletická hala, nedocházelo z důvodu špatného signálu k aktualizaci. Občasně však došlo k chybné aktualizaci polohy a rychlosti pohybu zařízení, kdy bylo zařízení uloženo v oblasti okna a nepohybovalo se s ním. Velkým omezením této metody je tedy dosah a přesnost získaného GPS signálu.

Ukázalo se, že velká část významných lokací v Plzni není službou Google Maps označena jednou z požadovaných značek. V jedné z pěti odlišných lokací nedocházelo k detekci podle místa možné aktivity, což činí pouze 20% úspěšnost. Jelikož se ale jedná o službu, která je z většiny aktualizována komunitou, můžeme předpokládat, že se bude přesnost této metody v budoucnu zlepšovat. Metoda detekce z geografických dat může být také dále rozšířena o klasifikaci podle momentálně zdolávaného převýšení.

9.4 Metoda detekce příjmu potravy

Pro otestování detekce příjmu potravy se naměřilo 14 scénářů, v sedmi z nich se konzumovalo lžící, ve čtyřech bylo využito vidličky, u dalších dvou došlo ke konzumaci rukama a poslední byl za pomoci hůlek. Zařízení MiBand2 se nacházelo celou dobu na pravé ruce uživatele. Při konzumaci lžící se metoda trefila z 80,8%. Horších výsledků dosahovala u vidličky, kde se trefovala ze 61%. Konzumace rukama, kdy docházelo úplně jinému natočení ruky, pak už jen 42%. Nejhůře si vedla u konzumace nudlí pomocí hůlek s přesností pouze 4,2%. To hlavně proto protože obsahuje velké množství pohybů navíc, které by tato metoda byla schopná rozeznat až při jejím přetrénování.

Metoda tedy nedokázala zaznamenat především pohyby delší než 3,5 vteřiny a ani rychlejší pohyby kratší než 1,5 sekund. Také dle předpokladu docházelo k záměně podobných pohybů. Patří mezi ně hlavně pohyby v oblasti obličeje jako je narovnání brýlí, rychlé poškrábání, ale také například navlékání trika. Metoda by se tudíž dala vylepšit o příznaky jako je pozice v prostoru a úhlová rychlost, které je možné získat pomocí gyroskopu. Také by bylo možné využít pro klasifikaci pohybů jedné z metod strojového učení, jež byla popsána v sekci č.6.

10 Závěr

Tato bakalářská práce zahrnuje seznámení s nemocí diabetes mellitus a se systémem SmartCGMS vyvíjeného na Katedře informatiky, který se touto problematikou zabývá. Také obsahuje seznámení se základními metabolickými funkcemi člověka, které reagují na vnější okolí. Byla provedena analýza běžně dostupných senzorů a s metodami detekce, které je možné s kombinací těchto senzorů použít.

Zvolené metody detekce byly implementovány jako filtry systému SmartCGMS, jenž byl poté přenesen do podoby nativní knihovny. Ta byla zakomponována k mobilní aplikaci, která byla vytvořena pomocí frameworku Xamarin Forms pro operační systém Android. V té dochází ke sběru geografických dat a k propojení s hodinkami MiBand2. Z těchto hodinek jsou průběžně poskytovány hodnoty srdečního tepu a tří os z akcelerometru.

Metoda založená na srdečním tepu dosahovala dobrých výsledků při detekci klidové aktivity, při zvýšené aktivitě však docházelo u použitého optického senzoru hodinek MiBand2 k velmi nepřesnému měření hodnot. Naopak akcelerometr z tohoto zařízení poskytoval díky metodě založené na akceleraci očekávané výsledky. Třetí metoda využívající geografické data fungovala především u detekce chůze a běhu. Problémy však nastaly v momentě, kdy byla GPS službou stanovena chybná rychlost pohybu. Metoda příjmu potravy funguje nejlépe při konzumaci lžící a vidličkou. Z důvodu vlastnictví jednoho senzoru byla však omezena pouze na pravou ruku.

Výsledná aplikace může být dále rozšířena o několik dalších metod detekce pohybů, které můžou být kvantifikovány a pomocí zmíněných metod může být spočtena přibližná metabolická spotřeba. Ta pak může být využita s kombinací inzulínové pumpy pro regulaci bazálního inzulínu.

Přehled použitých zkratk

- **BMI** - Body Mass Index - popisuje vztah mezi tělesnou hmotností a tělesnou výškou.
- **HLA** - High Level Architecture - standart pro distribuované systémy.
- **COM** - Component Object Model - platformově nezávislý, distribuovaný systém v binární podobě.
- **NaN** - Not a Number - termín pro hodnotu, které nereprezentuje číslo.
- **MET** - Metabolický ekvivalent - jednotka stanovující klidovou hodnotu metabolismu.
- **EE** - Energy Expenditure - energetický výdej jedince.
- **GPS** - Globální družicový polohový systém sloužící pro určení přesné polohy na povrchu země.
- **BLE** - Bluetooth Low Energy - bezdrátová komunikační technologie s velmi malou spotřebou energie.
- **GATT** - Generic Attribute Profile - sada profilů definující způsob jakým spolu dvě BLE zařízení komunikují.
- **GAP** - Generic Access Profile - profil určující, které služby a charakteristiky BLE zařízení jsou dostupné.
- **UUID** - Universally Unique Identifier - unikátní číslo o velikosti 128bitů používané k identifikaci informací.
- **IA** - Index Aktivity - hodnota sloužící ke stanovení náročnosti aktivity.
- **SDK** - Software Development Kit - balíček nástrojů umožňující vytváření aplikací.

Literatura

- [1] W. Cui, H. Wang, T. Wu, Q. Ouyang, S. Hu, Y. Zhu. *The influence of a low air pressure environment on human metabolic rate during short-term (< 2 h) exposures* [online]. John Wiley & Sons Ltd 2016. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/ina.12305>
- [2] A. Clarke, K. P. P. Fraser. *Why does metabolism scale with temperature?* [online]. *Functional Ecology*, (2014) 18: 243-251. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.0269-8463.2004.00841.x>
- [3] A. O. Alawad, T. H. Merghani, M. A. Ballal. *Resting metabolic rate in obese diabetic and obese non-diabetic subjects and its relation to glycaemic control* [online]. *BMC Res Notes* (2013). Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3850714/>
- [4] Helmholtz Zentrum München - German Research Center for Environmental Health. *Beta cells from stem cells: Potential for cell replacement therapy*. ScienceDaily. ScienceDaily, 27 April 2020. Dostupné z: www.sciencedaily.com/releases/2020/04/2020427125132.htm.
- [5] Harris JA, Benedict FG. *A Biometric Study of Human Basal Metabolism*. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1918;4(12):370-373. Dostupné z: <https://doi.org/10.1073/pnas.4.12.370>
- [6] Andrea Lukács, László Barkai. *Effect of aerobic and anaerobic exercises on glycemic control in type 1 diabetic youths*. *World J Diabetes*. 2015;6(3):534-542. Dostupné z: <https://doi.org/10.4239/wjd.v6.i3.534>
- [7] T. Koutný, M. Úbl. *Parallel software architecture for the next generation of glucose monitoring* [online]. *Procedia Computer Science* 141 (2018) 279–286. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.10.197>
- [8] M. Úbl, T. Koutný. *SmartCGMS as an Environment for an Insulin-Pump Development with FDA-Accepted In-Silico Pre-Clinical Trials* [online]. *Procedia Computer Science* 160 (2019) 322–329. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2019.11.084>

- [9] T. Koutný, M. Úbl. *SmartCGMS as a Testbed for a Blood-Glucose Level Prediction and/or Control Challenge with (an FDA-Accepted) Diabetic Patient Simulation* [online]. *Procedia Computer Science* 177 (2020) 354–362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2020.10.048>
- [10] Rennie KL, Hennings SJ, Mitchell J, Wareham NJ. *Estimating energy expenditure by heart-rate monitoring without individual calibration*. *Med Sci Sports Exerc* (2001). Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/00005768-200106000-00013>
- [11] Hiilloskorpi HK, Pasanen ME, Fogelholm MG, Laukkanen RM, Mänttari AT. *Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels*. *Int J Sports Med* (2003). Dostupné z: <https://doi.org/10.1055/s-2003-40701>
- [12] Turksoy K, Paulino TM, Zaharieva DP, Yavelberg L, Jamnik V, Riddell MC, Cinar A. *Classification of Physical Activity: Information to Artificial Pancreas Control Systems in Real Time*. *J Diabetes Sci Technol* (2015). Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1932296815609369>
- [13] Sarzynski, M. A., Rankinen, T., Earnest, C. P., Leon, A. S., Rao, D. C., Skinner, J. S. a Bouchard, C. *Measured maximal heart rates compared to commonly used age-based prediction equations in the Heritage Family Study*. Human Biology Council (2013). Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/ajhb.22431>
- [14] Fontana, Juan a Sazonov, Edward. *Detection and Characterization of Food Intake by Wearable Sensors*. (2014) <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-418662-0.00010-6>
- [15] Seon-Joo Park, Akmaljon Palvanov, Chang-Ho Lee, Nanoom Jeong, Young-Im Cho a Hae-Jeung Lee. *The development of food image detection and recognition model of Korean food for mobile dietary management*. (2019) <https://doi.org/10.4162/nrp.2019.13.6.5216>
- [16] Edward S. Sazonov, Juan M. Fontana. *A Sensor System for Automatic Detection of Food Intake Through Non-Invasive Monitoring of Chewing*. *IEEE Sens J*. 2012;12(5):1340-1348. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2011.2172411>

- [17] Makeyev O, Lopez-Meyer P, Schuckers S, Besio W, Sazonov E. *Automatic food intake detection based on swallowing sounds*. *Biomed Signal Process Control*. 2012;7(6):649-656. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2012.03.005>
- [18] Konstantinos Kyritsis, Christos Diou, Anastasios Delopoulos. *Food Intake Detection from Inertial Sensors using LSTM Networks*. ICIAP (2017). Dostupné z: https://doi.org/10.1007/978-3-319-70742-6_39
- [19] Konstantinos Kyritsis, Christos Diou, Anastasios Delopoulos. *Modeling Wrist Micromovements to Measure In-Meal Eating Behavior From Inertial Sensor Data*. ICIAP (2019). Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/JBHI.2019.2892011>
- [20] Hussain Zawar, Sheng Quan a Zhang Wei Emma. *Different Approaches for Human Activity Recognition: A Survey*. IEEE (2019). Dostupné z: <https://arxiv.org/pdf/1906.05074.pdf>
- [21] Chen Liming, Hoey Jesse, Nugent Chris, Cook Diane a Yu Zhiwen. *Sensor-Based Activity Recognition*. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)* (2012). Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/TSMCC.2012.2198883>
- [22] Lun-De Liao, Yuhling Wang, Yung-Chung Tsao, I-Jan Wang, De-Fu Jhang, Chiung-Cheng Chuang, Sheng-Fu Chen1 *Design and Implementation of a Multifunction Wearable Device to Monitor Sleep Physiological Signals*. *Micromachines* (Basel). 2020;11(7):672. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/mi11070672>
- [23] *Compendium of Physical Activities tables* [online]. Arizona State University (2011). Dostupné z: <https://sites.google.com/site/compendiumofphysicalactivities/Activity-Categories>
- [24] *Google Maps Platform, Place Types* [online]. Google (2021). Dostupné z: https://developers.google.com/places/android-sdk/supported_types
- [25] *Introduction to Bluetooth Low Energy*. [online]. Dostupné z: <https://learn.adafruit.com/introduction-to-bluetooth-low-energy/gatt/>

- [26] *What Kind Of Microphones Are Used In Cell Phones?* [online]. Dostupné z: <https://mynewmicrophone.com/what-kind-of-microphones-are-used-in-cell-phones/>
- [27] *Ambient Light Sensor Working and Applications* [online]. EL-PRO-CUS. Dostupné z: <https://www.elprocus.com/ambient-light-sensor-working-and-applications/>
- [28] van Tilborg H.C.A., Jajodia S. *Encyclopedia of Cryptography and Security*. Springer, Boston, MA. Dostupné z: https://doi.org/10.1007/978-1-4419-5906-5_1268
- [29] *Google Console* [online]. Google, 2021. Dostupné z: <https://console.cloud.google.com/apis/dashboard>
- [30] *Advanced encryption standard* [online]. Processing Standards Publication 197, 2001. Dostupné z: <https://nvlpubs.nist.gov/nistpubs/FIPS/NIST.FIPS.197.pdf>
- [31] *Everyday motion* [online]. BBC. Dostupné z: <https://www.bbc.co.uk/bitesize/guides/zq4mfcw/revision/1>
- [32] *Heartrate Graph* [online]. A Graph A Day. Dostupné z: <https://graphaday.blogspot.com/2010/03/heart-rate-graph.html>
- [33] *A Guide To using IMU (Accelerometer and Gyroscope Devices) in Embedded Applications*. [online]. Starlino Electronics. Dostupné z: http://www.starlino.com/imu_guide.html
- [34] *Optical Heart Rate Monitoring: What You Need to Know*. [online]. Trio. Dostupné z: http://www.starlino.com/imu_guide.html
- [35] *Xiao Mi band protocol analyze*. [online]. Process. Dostupné z: <http://changy-.github.io/articles/xiao-mi-band-protocol-analyze.html>
- [36] *Location*. [online]. Android Developers. Dostupné z: <https://developer.android.com/reference/android/location/Location.html>
- [37] Kyritsis, Konstantinos a Tatli, Christina Lefkothea and Diou, Christos a Delopoulos, Anastasios. *Automated Analysis of in Meal Eating Behavior using a Commercial Wristband IMU Sensor* [online].

2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)(2017). Dostupné z: <https://mug.ee.auth.gr/intake-cycle-detection-old/>

- [38] M. Čedíková, J. Koželuhová. *Fyziologie endokrinního systému* Lékařská fakulta v Plzni, Univerzita Karlova (2018) ISBN 978-80-88120-12-4
- [39] Stanislav Trojan a kolektiv. *Lékařská Fyziologie*. Grada Publishing, a.s. (2003) ISBN 80-247-0512-5
- [40] Josef Zámečník. *Patologie (svazek č.3)*. LD, s.r.o. - PRAGER PUBLISHING (2019) ISBN 978-80-270-6457-1
- [41] Jitka Mlíková Seidlerová a kol. *Úvod do vnitřního lékařství*. TRITON (2019) ISBN 978-80-7553-724-9
- [42] M. Máček, J. Radvanský. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Galén (2011) ISBN 80-247-0512-5
- [43] D.A. Schoeller, A. Raman. *Encyclopedia of Human Nutrition*. Elsevier Ltd (2013) ISBN 978-0-12-384885-7
- [44] McArdle W. *Essentials of exercise physiology*. Lippincott Williams & Wilkins. p. 266. (2006) ISBN 9780495014836.
- [45] American College of Sports Medicine. *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription. 9th ed. Baltimore*. Lippincott Williams & Wilkins; (2013). ISBN 9781609139551

Seznam obrázků

2.1	Zobrazení funkce inzulínu před a při vstupu glukózy přes glukózový kanál (GLUT4) do svalové či tukové buňky [39] .	3
3.1	Zjednodušeně znázorněná <i>fall-through</i> architektura systému SmartCGMS [7]	7
4.1	Aerobické, anaerobické a submaximální srdeční pásma znázorněné se závislostí na věku [32].	14
5.1	Působení gravitačního zrychlení na akcelerometr [33].	19
5.2	Příklad možné kolize dvou významných lokací v okolí 75 metrů od uživatele. (Atletický stadion: pravděpodobná aktivita, BOMBA Café: pravděpodobný příjem potravy).	22
7.1	Schéma mobilní aplikace pro detekci aktivit.	31
7.2	BLE Objekty pro GATT transakce [25].	33
7.3	Rozhodovací strom pro klasifikaci pohybu do jedné ze srdečních pásem. TP - poslední srdeční frekvence, TP_MAX - maximální srdeční frekvence (sekce č.4.2.1).	36
7.4	Rozhodovací strom použitý při klasifikování dynamičnosti pohybu.	37
7.5	Rozhodovací strom použitý při klasifikování pohybu podle geografických dat. V - poslední naměřená rychlost, V_MAX - maximální naměřená rychlost, V_MEAN - průměrná rychlost, SP_MEAN - průměrné srdeční pásmo, $PLACE_TIME$ - doba strávená ve významné lokaci bez pohybu měřícího zařízení.	38
7.6	Rozdělení kompletního pohybu do tří klíčových pod-pohybů ve tří sekundovém úseku.	39
7.7	Stavový diagram detekce klíčových pohybů při příjmu potravy.	40
9.1	Ukázka chybného měření optického senzoru MiBand2 při dvou minutovém běhu o průměrné rychlosti 15km/h znázorněného v časovém úseku deseti minut.	50

Seznam tabulek

4.1	Několik vybraných metabolických ekvivalentů fyzických aktivit [23].	16
6.1	Příklad možné datové sady lidských aktivit.	24
7.1	Tabulka nejpravděpodobnějších činností z pro nás nejvýznamnějších lokací [24].	35
8.1	Použité charakteristiky hodinek Xiaomi Mi Band 2 s UUID, vlastnostmi a UUID rodičovské služby	44

A Obsah DVD

K bakalářské práci je přiloženo i DVD s elektronickou verzí textu, spustitelným balíčkem mobilní aplikace, zdrojovými kódy a se sadou testovacích souborů pro otestování funkčnosti metod.

Obsah DVD je následující:

1. bin

Složka obsahující balíček APK mobilní aplikace a detekční filtry v podobě dynamické knihovny přeložené jak pro Android, tak i Windows. Ty se nachází v následujících podsložkách:

- (a) `app` - APK balíček mobilní aplikace.
- (b) `filtr` - Dynamické knihovny detekčních filtrů systému SmartCGMS pro platformu Android a Windows.

2. testData

Složka obsahující SmartCGMS logy, které byli použity při testování metod detekce.

3. src

Složka obsahuje zdrojové kódy v podsložkách:

- (a) `app` - zdrojové kódy mobilní aplikace.
- (b) `filtr` - zdrojové kódy detekčních filtrů.

4. Tomas_OTT_BP_2021.pdf

Text práce v elektronické podobě.

B Uživatelská příručka

Aplikace potřebuje ke svému fungování oprávnění k přístupu k poloze a zapnuté Bluetooth. Pro aktualizaci významných lokací získaných z Google Maps je nutné nechat telefon připojený k Internetu. Po úspěšném spuštění aplikace je možné spatřit úvodní stránku (obrázek B.1), která obsahuje dvě podstatné sekce.

B.1 Data collection

Sekce určená pro sběr dat. Obsahuje tři zaškrťovací políčka a dvě tlačítka pro vyskakovací okénka. První zaškrťovací políčko *Connect to wearable* provede pomocí standardu **BLE** spojení s hodinkami **MiBand2**. Druhé, které se aktivuje až po stlačení prvního, slouží pro zaslání inicializační sekvence pro sběr srdečního tepu a akcelerometru. Napravo od nich se nachází tlačítko s otazníkem, které vypíše veškeré podstatné informace ohledně sběru dat z hodinek (obrázek B.2). Patří mezi ně čas připojení, aktuální stav spojení, poslední získaný srdeční tep a hodnoty ze tříd os akcelerometru. Poslední zaškrťovací políčko slouží pro zapnutí GPS služby. Stejně jako u předešlých políček, má i toto napravo tlačítko s otazníkem pro zobrazení vyskakovacího okénka s informacemi o sběru geografických dat (obrázek B.3). Patří mezi poslední aktualizace významného místa a poslední vypočtená rychlost pohybu zařízení.

B.2 Detection

Sekce určená pro detekci aktivit ze získaných dat. Obsahuje jedno zaškrťovací políčko a 5 tlačítek pro vyskakovací okénka. Po sepnutí políčka dojde k dávkovému zasílání dat do systému SmartCGMS, ve kterém se nachází 4 detekční filtry. Informace o zaslaných datech jsou k nalezení pomocí tlačítka napravo. To otevře vyskakovací okénko (obrázek B.4), které obsahuje čas poslední dávky, vyfiltrovaný srdeční tep, zpracovanou lokaci, poslední rychlost pohybu a počet zaslaných hodnot z akcelerometru pro každou osu. Pod zaškrťovacím políčkem se nachází několik tlačítek. Každé zobrazuje signály získané ze svého detekčního filtru.

HR filter

Toto vyskakovací okénko (obrázek B.5) obsahuje výpis posledních získaných signálů z detekčního filtru založeného na srdečním tepu. Patří mezi ně srdeční intenzita v procentech, poslední srdeční zóna a aktuální hodnota *FLEX point*. Signál *Exercise zone* může nabývat následujících hodnot:

- *NoActivity* - Uživatel je v klidu.
- *LowAerobic* - Uživatel se nachází v nízkém aerobickém pásmu.
- *HighAerobic* - Uživatel se nachází ve vysokém aerobickém pásmu.
- *Anaerobic* - Uživatel se nachází v anaerobickém pásmu.
- *SubMaximal* - Uživatel se nachází v submaximálním pásmu pásmu.

GPS filter

Toto vyskakovací okénko (obrázek B.6) obsahuje výpis posledních získaných signálů z detekčního filtru založeného na geografických datech. Patří mezi ně poslední detekovaná aktivita a intenzita prováděné aktivity. Signál *Last estimated activity* může nabývat následujících hodnot:

- *NoActivity* - Uživatel je v klidu.
- *Walking* - Uživatel cestuje rychlostí chůze.
- *Running* - Uživatel běží.
- *Cycling* - Uživatel jede na kole.
- *Transport* - Uživatel cestuje motorovým prostředkem.
- *PlaceActivity* - Uživatel se už nějakou dobu nachází na veřejném místě sloužící pro pohyb.

Acceleration filter

Toto vyskakovací okénko (obrázek B.7) obsahuje výpis posledních získaných signálů z detekčního filtru založeného na datech z akcelerometru. Jde hlavně o úroveň aktivity, poslední rozptyl a index aktivity. *Last activity* může nabývat následujících hodnot:

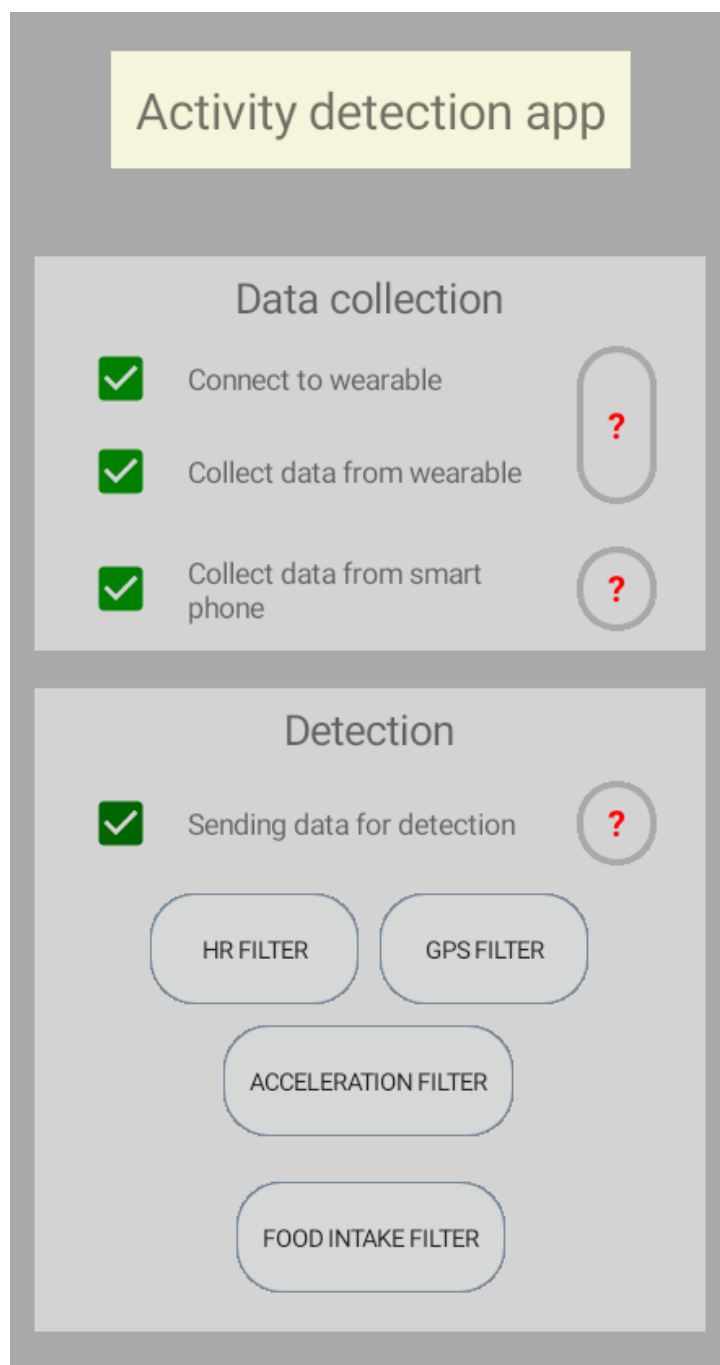
- *Rest* - Uživatel je v klidu.

- *Sedentary* - Uživatel se zřídka pohybuje.
- *Light* - Uživatel provádí lehkou aktivitu.
- *Moderate* - Uživatel provádí středně těžkou aktivitu.
- *Vigorous* - Uživatel provádí náročnou aktivitu.

Food intake filter

Toto vyskakovací okénko (obrázek B.8) obsahuje výpis posledních získaných signálů z detekčního filtru pro příjem potravy. Patří mezi ně celkový počet detekovaných pohybů za poslední dobu, informaci zda uživatel momentálně jí a příští očekávaný pohyb. *Hand movement expected* může nabývat několika hodnot:

- *Ready* - Očekává se počáteční pozice.
- *Up* - Je očekáván pohyb nahoru.
- *Mouth* - Je očekáván pohyb k ústům.
- *Down* - Je očekáván pohyb dolů.
- *Complete* - Byl detekován kompletní pohyb a čeká se na přičtení.



Obrázek B.1: Úvodní obrazovka aplikace.

Last update time

18:55:01

MiBand 2 connection status

Connected (OK)

Last HR time

21:24:28

Last HR

74

Last acceleration time

21:24:31

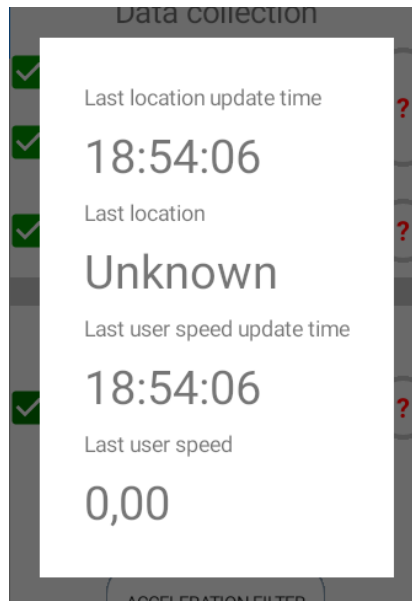
Last Acceleration (X, Y, Z)

-1,02

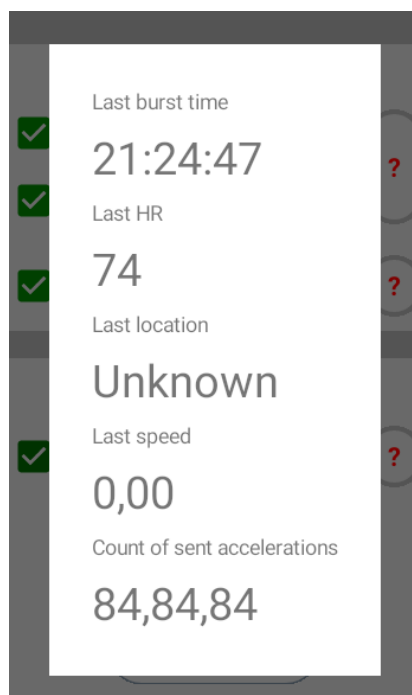
0,06

0,12

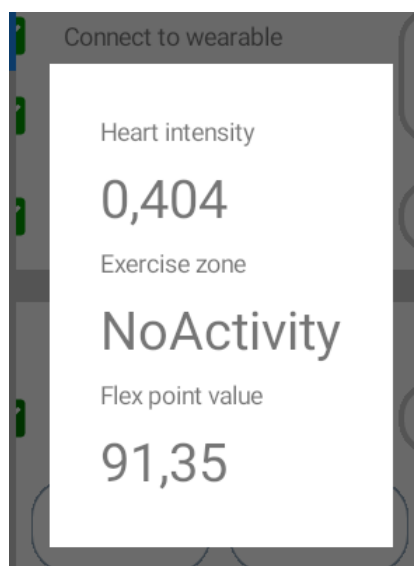
Obrázek B.2: Vyskakovací okénko s informacemi ohledně sběru dat z chytrých hodinek.



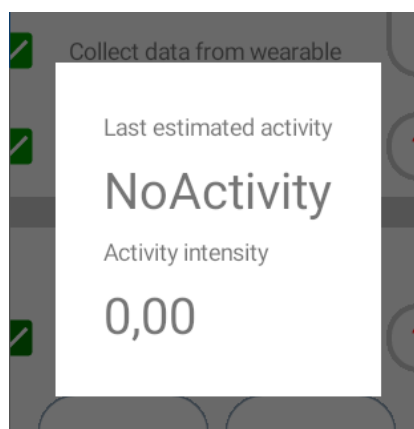
Obrázek B.3: Vyskakovací okénko s informacemi ohledně sběru dat z mobilního telefonu.



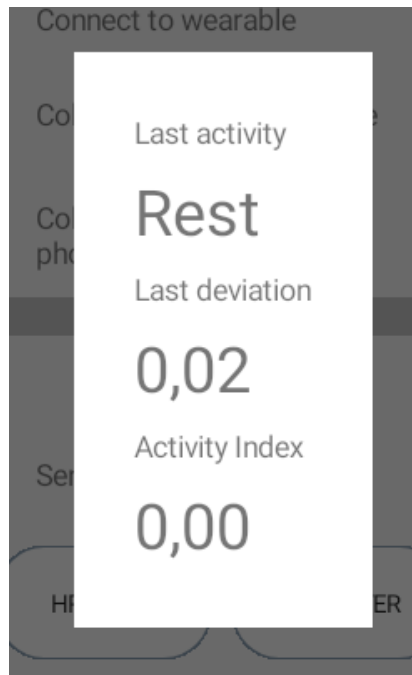
Obrázek B.4: Vyskakovací okénko s informacemi ohledně zaslaných dat do systému SmartCGMS.



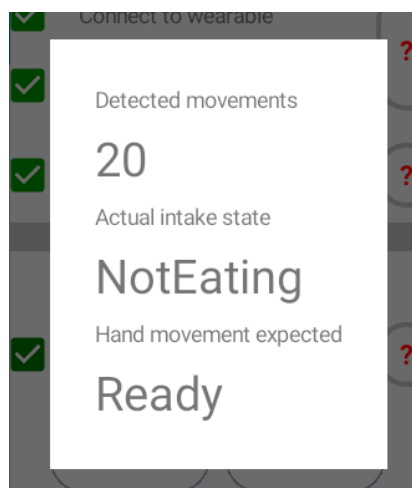
Obrázek B.5: Vyskakovací okénko s informacemi z detekčního filtru založeného na srdečním tepu.



Obrázek B.6: Vyskakovací okénko s informacemi z detekčního filtru založeného na geografických datech.



Obrázek B.7: Vyskakovací okénko s informacemi z detekčního filtru založeného na datech z akcelerometru.



Obrázek B.8: Vyskakovací okénko s informacemi z detekčního filtru příjmu potravy.

C Nejčastější příznaky příjmu potravy

Výpis : Kompletní vypis všech použitých příznaků při detekci příjmu potravy.

Ready

(-0.78, 0.10, 0.63),
(-0.73, 0.09, 0.68),
(-0.87, 0.03, 0.51),
(-1.00, 0.04, 0.08),
(-0.98, 0.09, 0.30)

Up

(-1.17, 0.23, 0.44),
(-1.20, 0.20, 0.18),
(-1.12, 0.31, 0.11),
(-1.13, 0.21, 0.08),
(-0.55, 0.36, 0.17)

Mouth

(-0.49, 0.52, 0.37),
(-0.68, 0.50, 0.16),
(-0.68, 0.50, 0.16),
(-0.64, 0.56, 0.24),
(-0.65, 0.53, 0.33),
(-0.73, 0.35, 0.24),
(-0.47, 0.33, 0.51)

Down

(-0.37, 0.38, 0.25),
(0.19, 0.43, 0.52),
(0.44, 0.42, 0.21),
(-0.43, 0.41, 0.04),
(-0.20, 0.28, 0.32),
(-0.36, 0.34, 0.21),
(-0.61, 0.32, 0.01),
(-0.38, 0.45, 0.19)

D Sestavení a instalace aplikace

A Mobilní aplikace

K sestavení instalačního balíčku APK, pomocí kterého dochází k instalaci aplikace pro platformu Android, je třeba nainstalovat Android SDK verze 9 (API level 28). Do něj patří i NDK, které je potřebné pro tvorbu mobilních aplikace. Pro překlad zdrojových kódů je využito *.NET* standardu verze 2.0 a *.NET* Framework 3.0. Balíček APK je možné nainstalovat na fyzickém zařízení dvěma způsoby:

- Přesunutí APK na fyzické zařízení s operačním systémem Android a následnou instalací pomocí běžného prohlížeče souborů nebo libovolného instalátoru balíčku APK.
- Připojení fyzického zařízení k počítači pomocí kabelu USB a následného použití softwaru *adb*, který je také součástí Android SDK. V příkazovém řádku stačí spustit příkaz *adb install release.apk*, který při jeho úspěšném dokončení provede instalaci na fyzické zařízení.

B Detekční filtry

B.1 Překlad pro Windows

K překladu zdrojových kódů je potřebný software *cmake* verze alespoň 3.20. Společně se souborem *CMakeLists.txt*, který je přiložen k této bakalářské práci, je možné přeložit zdrojové kódy konkrétního detekčního filtru. Výsledná knihovna *.dll* se pak nachází ve složce *build/Debug/*.

B.2 Překlad pro Android

Pro překlad filtrů do podoby dynamických knihoven pro platformu Android je využito NDK verze r22. Pro rychlejší překlad je pak využito build softwaru Ninja <https://github.com/ninja-build/ninja/releases>. Také je potřebné mít nainstalovaný software *cmake* verze alespoň 3.20. Součástí práce je i vzorový build script, který se nazývá *build.cmd*. Ke zdrojovým kódům přiložte statickou knihovnu *common*, která lze získat ze systému systému SmartCGMS. Výsledná dynamická knihovna *.so* se vytvoří v kořenovém adresáři.

C Přidání detekčních filtrů do SmartCGMS

System SmartCGMS je možné stáhnout ze stránky: <https://diabetes.zcu.cz/smartcgms>. Po stažení a instalaci otevřeme výsledný adresář aplikace a zkompilevané detekční filtry vložíme do podadresáře s názvem *filters*. Po spuštění aplikace by se měly zobrazit v pravém okénku. Ty pak dle libosti můžete přidávat k použitým filtrům, či využít konfigurační soubor *ActivityTest.ini*, který je k práci přiložen. Zde pak vyberete filtr *CSV File Log Replay* a stiskem tlačítka *Configure* změňte cestu na Váš požadovaný soubor. Po spuštění se zobrazí graf se všemi zaslánými signály.