

UNIVERZITA PARDUBICE
Fakulta elektrotechniky a informatiky

**CHYTRÝ NÁRAMEK PRO SNÍMÁNÍ FYZIOLOGICKÝCH A
ENVIRONMENTÁLNÍCH DAT**

Ondřej Polanský

Bakalářská práce

2021

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Ondřej Polanský**
Osobní číslo: **I18086**
Studijní program: **B2612 Elektrotechnika a informatika**
Studijní obor: **Řízení procesů**
Téma práce: **Chytrý náramek pro snímání fyziologických a environmentálních dat**
Zadávací katedra: **Katedra řízení procesů**

Zásady pro vypracování

Cílem práce je návrh a realizace záznamového elektronického systému fyziologických a environmentálních dat, tzv. Chytrého náramku. Činnost elektronické jednotky bude řízena vybraným typem jednočipového mikroprocesoru. Zpracované a naměřené informace z elektronické jednotky budou k dispozici například ve formě textového souboru uloženého na vestavěnou paměťovou SD kartu. Monitorovanými veličinami budou například okolní teplota, tlak, tepová frekvence, počet ušlých kroků, monitoring průběhu spánku atp. Ze zaznamenaných dat bude proveden výpočet např. uběhnuté (ušlé) vzdálenosti, energetický výdej atp. Komunikace mezi záznamovou jednotkou a nadřazeným systémem, osobním počítačem, bude realizována ve formě obslužného programu. Obslužný program osobního počítače bude realizován ve zvoleném programovacím jazyce (např. C#). K realizaci hardware jednotky lze použít standardní vývojové moduly s mikroprocesorem (např. modul Arduino, vývojový kit EVB 5.1, vývojový kit ESP atp.). Součástí práce bude řešení na zadané téma, podrobná výrobní dokumentace, uživatelský manuál realizované konstrukce a zdrojové kódy firmware mikroprocesoru a řídicího software osobního počítače.

Rozsah pracovní zprávy: **50**
Rozsah grafických prací:
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

MATOUŠEK, D., Práce s mikrokontroléry ATMEL AVR-3.díl, edice uP a praxe, 2. vydání, BEN – technická literatura, 2006, ISBN 80-7300-209-4

ZÁHLAVA, V., Návrh a konstrukce DPS, BEN-technická literatura, 2010, ISBN 978-80-7300-266-4

MAIXNER, L. a kol., Mechatronika, Brno, Computer Press, 2006, ISBN 80-251-1299-3

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Libor Havlíček, Ph.D.**
Katedra řízení procesů

Datum zadání bakalářské práce: **27. listopadu 2020**

Termín odevzdání bakalářské práce: **14. května 2021**

L.S.

Ing. Zdeněk Němec, Ph.D.
děkan

Ing. Daniel Honc, Ph.D.
vedoucí katedry

Prohlášení

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 9/2012, bude práce zveřejněna v Univerzitní knihovně a prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 14. 5. 2021

Ondřej Polanský

ANOTACE

Bakalářská práce je věnována návrhu fitness náramku pro snímání fyziologických a environmentálních dat. Teoretická část je věnována vysvětlení termínu nositelná elektronika, jejím nevýhodám, výběru senzorů a popisu jejich funkcí. Praktická část popisuje vytvořený fitness náramek, program vyhodnocující snímaná data a obslužný program pro mobilní telefon.

KLÍČOVÁ SLOVA

Nositelná elektronika, pulsní oxymetrie, krokoměr, barometr, ESP32

TITLE

SMART BRACELET FOR PHYSIOLOGICAL AND ENVIRONMENTAL DATA SENSING

ANNOTATION

Bachelor thesis is devoted to the designing fitness wristband for physiological and environmental data sensing. The theoretical part is dedicated to the explanation of term wearables, its downsides, sensor selection and describing their function. The practical part describes created fitness wristband, program evaluating the scanned data and developer smartphone utility.

KEYWORDS

Wearable electronics, pulse oximetry, pedometer, barometer, ESP32

OBSAH

Seznam zkratk a značek	8
Seznam symbolů proměnných veličin a funkcí	10
Seznam ilustrací	11
Seznam tabulek	12
ÚVOD	13
1 NOSITELNÁ ELEKTRONIKA	14
1.1 Fitness náramky	14
1.1.1 iBeat	15
1.1.2 Xiaomi Mi Smart Band 6	17
1.1.3 Fitbit Charge 4	18
1.2 Důvody k využívání fitness náramků	19
1.3 Problémy nositelné elektroniky	19
2 VÝBĚR TECHNOLOGIÍ A HARDWARU	21
2.1 Technologie Bluetooth Low Energy	21
2.1.1 Generic Access Profile	23
2.1.2 Generic Attribute Profile	26
2.1.3 Hierarchy dat a atributů	28
2.1.4 Attribute Protocol	29
2.1.5 Zbylé protokoly	30
2.2 Mikroprocesor ESP 32	31
2.3 Technologie MEMS	33
2.4 Výběr senzorů	35
2.4.1 Barometr BMP280	35
2.4.2 Pulzní oxymetr a snímač tepové frekvence MAX30102	37
2.4.3 Akcelerometr ADXL335	41
2.5 Komunikace	42
2.5.1 Rozhraní SPI	44
2.5.2 Rozhraní I2C	46
2.5.3 Rozhraní UART	47
3 REALIZACE FITNESS NÁRAMKU	49
3.1 Využití akcelerometrických dat	49
3.2 Využití oxymetrických dat	52

3.3	Využití barometrických dat	54
3.4	Ukládání dat	54
3.5	Konstrukce zařízení	55
3.6	Program pro ESP32	55
3.6.1	Zpracování ostatních dat	57
3.7	Program pro chytrý telefon	60
4	ZHODNOCENÍ	61
5	ZÁVĚR	63
	POUŽITÁ LITERATURA	64

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

AES	pokročilý šifrovací standard
AMOLED	druh displeje
BLE	bezdrátová technologie s nízkou spotřebou
BMR	bazální metabolický výdej
C	programovací jazyk
C++	programovací jazyk
COHb	karboxyhemoglobin
DPS	deska plošných spojů
ESP32	mikroprocesor
EV	energetický výdej
GPS	globální polohový systém
HbO ₂	oxyhemoglobin
I2C	dvoudrátové komunikační rozhraní
I2S	sériová sběrnice pro přenos zvuku
IoT	internet věcí
LCD	displej z tekutých krystalů
LTE	vysokorychlostní bezdrátová technologie
MEMS	mikroelektromechanická součástka
MET	metabolický ekvivalent
MetHb	methemoglobin
NFC	technologie rádiové bezdrátové komunikace
PC	osobní počítač
PPI	pixely na palec
QNH	tlak na daném letišti přepočítaný na hladinu moře
RHb	deoxyhomoglobin
RMR	klidový energetický výdej
SD	druh paměťové karty
SIG	druh organizace
SMD	povrchově montovaná součástka
SoC	systém na čipu
SPI	sériové periferní rozhraní
SpO ₂	saturace krve kyslíkem

TWI	dvouvodičové rozhraní
UART	univerzální asynchronní sběrnice
USB	univerzální sériová sběrnice
WHO	světová zdravotnická organizace
Wi-Fi	rodina komunikačních bezdrátových protokolů

SEZNAM SYMBOLŮ PROMĚNNÝCH VELIČIN A FUNKCÍ

h	výšky, cm
m	hmotnost, kg
t	čas, h

SEZNAM ILUSTRACÍ

Obr. 1.1 – Chytré hodinky iBeat (Kilián, 2018)	16
Obr. 1.2 – Chytrý náramek Xiaomi Mi Smart Band 6 (Mi Band 6, 2021)	17
Obr. 1.3 – Chytrý náramek Fitbit Charge 4 (Gregor, 2020)	18
Obr. 2.1 – Protokolový zásobník technologie BLE (Bhargava, 2017)	23
Obr. 2.2 – Topologie rolí broadcaster a observer (Townsend et al., 2014)	24
Obr. 2.3 – Topologie rolí central a peripheral (Townsend et al., 2014)	25
Obr. 2.4 – Hierarchie dat v protokolu GATT (Bluetooth SIG, 2014)	27
Obr. 2.5 – Vnitřní struktura mikrokontroléru ESP32 (Espressif Systems, 2021a)	33
Obr. 2.6 – Princip funkce kapacitního akcelerometru (Ilik, 2018)	35
Obr. 2.7 – Barometr BMP280 (I2C senzor tlaku a teploty GY-BMP280, 2021)	36
Obr. 2.8 – Pulzní oxymetr MAX30102 (MAX30102 Heart Rate Sensor, 2021)	37
Obr. 2.9 – Absorpční spektra hemoglobinů (Schnapp, 1990)	39
Obr. 2.10 – Princip funkce oxymetrických senzorů (Tamura et al., 2014)	40
Obr. 2.11 – Akcelerometr ADXL335 (Modul tříosého akcelerometru, 2021)	42
Obr. 2.12 – Komunikace po sběrnici SPI (Dudáček, 2002)	45
Obr. 2.13 – Komunikace po sběrnici I2C (Dudáček, 2002)	46
Obr. 2.14 – Komunikace po sběrnici UART (Peña, 2020)	48
Obr. 3.1 – Filtrace získaných dat	49
Obr. 3.2 – Výsledky přemapování získaných dat	50
Obr. 3.3 – Konečná úprava dat akcelerometru	51
Obr. 3.4 – Výsledky měření oxymetrických dat	52
Obr. 3.5 – Výsledky měření tepové frekvence	53
Obr. 3.6 – Schéma zapojení senzorů a mikrokontroléru	56
Obr. 3.7 – Vývojový diagram programu	58
Obr. 3.8 – Ukázka mobilní aplikace	61

SEZNAM TABULEK

Tab. 2.1 – Porovnání technologií Bluetooth a BLE	22
Tab. 2.2 – Porovnání mikroprocesorů	32

ÚVOD

Nositelná elektronika je v dnešní době na vzestupu a těší se stále větší oblíbenosti. Podobné oblíbenosti se těší i zvýšená snaha obyvatelstva zvýšit kvalitu svého života, na kterou má nezanedbatelný dopad zdraví jedince. Dnešní společnost, ve které převažují sedavá zaměstnání, ve kterých nedochází k vykonávání potřebné fyzické aktivity, si postupně uvědomuje její důležitost. Nedostatek fyzického pohybu je jedním z faktorů přispívajících k šíření civilizačních nemocí. Ve vyspělých zemích se stále zvyšuje míra obezity obyvatelstva, která jako důsledek snížené fyzické aktivity je dalším faktorem působícím na vzestup civilizačních chorob. Fitness náramky mohou být odpovědí na všechny tyto problémy. Tyto náramky snímají uživatelskou aktivitu a podávají mu o ní zpětnou vazbu, která může být využita ke stanovení cílů, kterých chce uživatel náramku dosáhnout. Fitness náramky mají i motivační funkci a mohou uživateli připomenout, že jeho denní aktivita nenaplnila stanovený limit. Proto se bakalářská práce zaměří i na objasnění, co vlastně fitness náramky jsou a co nabízejí.

Cílem práce je tedy sestavení fitness náramku pro snímání fyziologických a environmentálních dat. Tato data bude možné ukládat v zařízení, aby mohlo později dojít k jejich zhodnocení. Náramek bude schopný komunikace s mobilním telefonem, ze kterého získá data pro některé algoritmy a následně mu odešle zvolená data.

1 NOSITELNÁ ELEKTRONIKA

Světová zdravotnická organizace (WHO) doporučuje dospělým jedincům alespoň 150 minut lehké nebo 75 minut střední fyzické aktivity týdně. Pro dospívající a děti je doporučováno alespoň 60 minut týdně. Těchto hodnot ovšem dosáhne méně než 20 % dospívajících a 75 % dospělých jedinců. Nízká fyzická aktivita je na čtvrtém místě z hlediska rizikových faktorů vedoucích k předčasné smrti (Henriksen et al.,2018).

Mobilní elektronika se vyvinula ze zařízení, které bylo možné nosit s sebou až po zařízení, které lze nosit přímo umístěné na těle, známé jako nositelná elektronika. Nositelná zařízení obvykle nepracují samostatně a propojují se s dalšími zařízeními. Těmto zařízením předává získaná data, mezi která patří například počet ušlých kroků, monitor tepové frekvence, počet spálených kalorií atd. Data poskytovaná nositelnou elektronikou jsou obvykle přesnější než data získaná například pomocí chytrých telefonů. Takto získaná data jsou obvykle pouze aproximací vzhledem k nspecifikovanému umístění telefonu. Nositelná elektronika dosahuje větší přesnosti díky jejímu designu. Zařízení jsou konstruována tak, aby byla nošena na specifickém místě, díky čemuž lze vytvořit lépe optimalizované algoritmy. Zároveň je bráno v potaz, aby zařízení uživateli co nejméně bránila v jakýchkoliv činnostech a takzvaně s ním splynula (Henriksen et al.,2018).

Nositelná elektronika se stává populární hlavně v oblastech, kde vykonává specifický účel. Pro představu do této kategorie spadají například nově zaváděné policejní kamery, jejichž záznam společně s údaji GPS lze využít jako důkazní materiál. Zatímco ve fitness sféře se jedná třeba o zaznamenávání spánkové aktivity.

Obecně lze nositelnou elektroniku dělit do dvou základních kategorií. Do první kategorie spadají nositelné počítače, které jsou obvykle vyráběny v podobě módních doplňků. Jedná se zároveň i o nejrozšířenější kategorii, do které spadají fitness náramky, prsteny, chytré hodinky atd. Druhou kategorií jsou chytré textilie, do nichž je všitá elektronika. Tuto technologii využívá například společnost SpaceX. Konkrétně senzory umístěné v oblečení nošeném pod skafandrem předávají informace o hodnotách fyziologických funkcí astronautů pozemnímu středisku (Cadmus-Bertram, 2017).

1.1 FITNESS NÁRAMKY

Fitness náramky jsou zařízení vycházející ze starší technologie fitness trackerů. Oproti této technologii jsou fitness náramky pohodlnější, menší a pohlednější. Pokrok v technologii umožnil využití dostatečně výkonných procesorů, pamětí a bezdrátových komunikací pro

použití v zařízeních malých rozměrů, jako jsou fitness náramky. Tato zařízení jsou značně populární a jejich popularita stále roste. Náramky jsou určeny pro nošení na zápěstí a díky jejich dlouhodobé výdrži či dokonce voděodolnosti je není třeba často sundávat. Z tohoto důvodu dochází k získávání přesnějších dat o aktivitách uživatele.

Fitness náramky lze dělit do dvou základních kategorií, a to s displejem nebo bez. Verze s displejem jsou obvykle vnímány jako módní doplněk, proto je brán zřetel na vzhled takového náramku. Výrobci se tedy snaží vyrábět co nejatraktivnější zařízení. Aktivnější uživatelé obvykle dávají přednost druhé variantě, která je zaměřená na funkčnost, robustnost, nižší váhu a výdrž baterie, která není snižována využíváním energie pro napájení displeje.

Účelem fitness náramků je monitorování pohybových aktivit uživatele. Novější modely zahrnují i možnost sledování spánkové aktivity. Data získaná touto technologií jsou uživateli využívána k vlastní motivaci, dosažení stanovených cílů a zlepšení životního stylu. Mezi získaná data patří například ušlá vzdálenost, spálené kalorie, informace o poloze aj. Některé modely jsou zaměřené přímo na specifické aktivity, pro něž jsou vytvořeny konkrétní algoritmy. Novinkou je například schopnost rozpoznávání vzorů. Zařízení je tak schopné rozpoznat, jestli uživatel zrovna běží nebo jde normální chůzí. Dřívější zařízení tuto schopnost neměla, a právě neschopnost rozpoznání aktivity, např. zmíněná pomalá chůze značně ovlivňovala přesnost získaných dat (Henriksen, 2018; Coorevits, 2016).

1.1.1 iBeat

Jako první jsou zde uvedené chytré hodinky iBeat na obr. 1.1. Ačkoliv se jedná o chytré hodinky lze je stále považovat za fitness náramek. Hranice mezi těmito zařízeními není přesně definována a obvykle dochází i k záměně termínů. Chytrým hodinkám jsou obvykle přisuzovány větší schopnosti v porovnání s fitness náramky. Podle tohoto dělení by tedy měl výrobek iBeat spadat spíše do kategorie fitness náramků.

Obvyklou součástí chytrých hodinek a fitness náramků je senzor tepové frekvence. Tento senzor je ale využíván pouze ve stanovených intervalech, nebo při manuálním požadavku na změření tepové frekvence. Hlavním rozdíl mezi normálními fitness náramky a iBeat je tedy v kontinuální měření tepové frekvence, síly pulsu, průtoku a okysličení krve. Pokud dojde k události, kterou náramek vyhodnotí jako srdeční selhání nebo jinak neobvyklý stav, dojde k zobrazení zprávy na displeji hodinek. Tato zpráva ověří, zda je uživatel v pořádku. Pokud uživatel vybere možnost vyjadřující potřebu pomoci, nebo do deseti sekund neodpoví na zprávu, dojde k odeslání informací na dispečink společnosti iBeat. Následně dojde k předání

dat záchraným složkám případně i nouzovému kontaktu, pokud jej uživatel specifikoval. Součástí předávaných dat jsou i informace o poloze, užívaných lécích, alergiích atd. Díky integraci GPS dat je využito i odeslání informací dobrovolníkům v okolí, kteří jsou proškolení v resuscitaci a jsou součástí projektu *Hearth Hero Network* (Kilián, 2018).

Součástí hodinek je i nouzové tlačítko. Po stisku nouzového tlačítka je opět uživatel dotázán, jestli je v pořádku a nedošlo pouze k náhodnému stisknutí. Z výběru může uživatel vybrat specifické odpovědi, podle kterých je odeslána zpráva a data příslušným záchraným složkám společně s dispečinkem společnosti *iBeat* (Kilián, 2018).

Výhodou oproti klasickým zařízením je také přenosný nabíjecí blok. Tento blok lze připojit k zařízení i při nošení a dobít tak hodinky. Dochází tak k prodloužení výdrže hodinek bez nutnosti jejich sundání a snížení šance na srdeční příhodu ve chvíli, kdy uživatel nemá hodinky na svém zápěstí (Kilián, 2018).

Ačkoliv pro základní nastavení hodinek je třeba propojení s chytrým telefonem pomocí Bluetooth nebo Wi-Fi, tak pro další funkci hodinek už není toto připojení nezbytně nutné. Hodinky disponují vlastním LTE připojením, které je v případě chybějícího Wi-Fi signálu využito pro přivolání pomoci (Kilián, 2018).

Problémem těchto hodinek může být pořizovací cena, která se pohybuje okolo 5 250 Kč. Dalším výdajem je paušální platba 360 Kč měsíčně, která je nutná pro připojení k dispečinku *iBeat* (Kilián, 2018).



Obr. 1.1 – Chytré hodinky *iBeat* (Kilián, 2018)

1.1.2 Xiaomi Mi Smart Band 6

Na obr. 1.2 je fitness náramek od společnosti Xiaomi, který je šestou generací celosvětově nejpobulárnějšího fitness náramku. S rozměry $47,4 \times 18,6 \times 12,7$ mm se hodí i pro uživatele s drobným zápěstím a díky váze 12,7 g ani nevnímají, že náramek nosí. Pro uchycení náramku je zvolen pohodlný polyuretanový náramek, které je možné vyměnit. Náramek je ovládán pomocí dotykového displeje založeného na technologii AMOLED s rozlišením 326 PPI. Displej je pro zvýšení odolnosti chráněn tvrzeným sklíčkem. Náramek se zaměřuje i na designovou stránku a obsahuje více než 80 ciferníků. Z toho tři základní ciferníky s možností změny umístění dat. Uživatel si tak může přizpůsobit, jaká data mu budou zobrazena (Hlas, 2021).

Náramek zaznamenává uživatelské kroky, rychlost, ušlou vzdálenost, spálené kalorie a hodnotí celkové množství uživatelské aktivity na základě pohlaví a věku. Uživateli je umožněno sledovat data i při provádění aktivit, ale detailní analýza je dostupná pouze po ukončení aktivity. Jelikož náramek neobsahuje vlastní GPS senzor, tak nelze zaznamenávat data o poloze bez připojení k chytrému telefonu. Oproti předchozí verzi náramek získal dalších 19 sportovních režimů, díky čemuž obsahuje celkem 30 režimů. Zvýšené odolnosti je dosaženo nejen použitím tvrzeného sklíčka, ale také pomocí uzavření těsněním, které umožňuje využívání i při plavání nebo sprchování (Hlas, 2021).

Firmware náramku dokáže rozpoznat chůzi, běh, cyklistiku, různé plavecké styly atd. Zařízení se stará o celodenní sledování srdečního tepu a dokáže z jeho kolísání upozornit na zvýšené hladiny stresu. Mezi monitorované aktivity spadá i sledování spánku. Zařízení



Obr. 1.2 – Chytrý náramek Xiaomi Mi Smart Band 6 (Mi Band 6, 2021)

následně vyhodnocuje získané parametry, mezi které patří pravidelnost, trvání a fáze spánku. Poslední novinkou je pak schopnost náramku snímat nasycení krve kyslíkem. Problémem může být prostředí náramku, pro které neexistuje oficiální česká lokalizace. Ovšem mobilní aplikace pro zařízení je dostupná češtině. S cenou 1 190 Kč se jedná o ideální první fitness náramek (Hlas, 2021).

1.1.3 Fitbit Charge 4

Na obr 1.3 je fitness náramek Fitbit Charge 4, který je nejpokročilejším fitness náramkem od společnosti Fitbit, která patří mezi průkopníky v segmentu nositelné elektroniky.

Jedná se o kompaktnější náramek než Xiaomi Mi Band 6, ale jeho váha je více jak dvojnásobná. Mezi sledované parametry patří počet kroků, ušlá vzdálenost, vystoupaná patra, spálené kalorie, doba spánku a trvání různých aktivit. Zmíněné měření aktivit je novou vlastností. Jedná se o algoritmus schopný rozdělit aktivity podle jejich náročnosti do kategorií. Výsledná data se porovnávají s doporučenými limity organizace WHO a případně uživatele informují o nedosažení doporučených limitů (Gregor, 2020).

Odolnost proti vodě je stejná jako u náramku od společnosti Xiaomi. Na rozdíl od konkurenčního náramku Xiaomi obsahuje zabudovanou GPS technologii NFC a českou lokalizaci. Pro prodloužení výdrže zařízení lze využít nastavení zvané dynamická GPS. Při tomto nastavení využívá náramek zabudovanou GPS jen pokud není připojen k chytrému telefonu s aktivní GPS. Při propojení s chytrým telefonem lze využívat náramek k jeho ovládání, jako je například výběr hudby (Moscaritolo, 2020).



Obr. 1.3 – Chytrý náramek Fitbit Charge 4

(Gregor, 2020)

Zařízení obsahuje databázi 27 sportovních aktivit, mezi kterými lze volit. Informace o uživatelsky poloze využívá pouze 7 z těchto aktivit. Stejně jako chytrý náramek od společnosti Xiaomi zařízení obsahuje algoritmus pro rozpoznání aktivit, při jejichž detekci spustí záznam. Pokud dojde k přerušení aktivity, náramek pozastaví záznam a přispívá tak k prodloužení výdrže baterie. Cena náramku je 2 990 Kč, takže se jedná o dražší variantu ze sféry fitness náramků (Moscaritolo, 2020; Gregor, 2020).

1.2 DŮVODY K VYUŽÍVÁNÍ FITNESS NÁRAMKŮ

Fitness náramky nepatří k nejpřesnějším zařízením pro měření pohybové aktivity, ale i přesto jsou získaná data užitečná. V oblasti fitness není třeba získat naprosto přesná data. Cílem je získat zpětnou vazbu, která uživateli předá data potřebná k případné úpravě návyků. Nejpřesnější a nejkonzistentnější údaje podávají snímače umístěné na opasku. Chytré telefony mohou dosáhnout stejných výsledků jako senzory umístěné na opasku, ale podmínkou je jejich neustálé umístění v zadní kapse kalhot. Vzhledem k tomuto umístění mohou zabraňovat určitým aktivitám, nebo jejich využívání může být nepohodlné. Z tohoto důvodu se uživatelé přiklání k využívání fitness náramků. Je nutné pochopit, že jeden senzor není schopný sledovat aktivitu celého těla. Žádné nositelné zařízení sledující aktivitu na jedné části těla tedy není schopné poskytnout naprosto přesná data o vykonané aktivitě (Cadmus-Bertram, 2017).

Fitness náramky mají velký potenciál i v lékařské sféře. Ačkoliv je tato myšlenka stále nová, tak již provedené studie potvrzují dostatečnou přesnost těchto zařízení pro účely jako je sledování tělesné aktivity uživatele. Data následně slouží k úpravě životního stylu případně konzultacím s lékařem, který může díky poskytnutým datům lépe cílit své rady (Cadmus-Bertram, 2017).

1.3 PROBLÉMY NOSITELNÉ ELEKTRONIKY

Trh s nositelnou elektronikou má silný potenciál k růstu. Stále se ovšem jedná o nové a rychle vyvíjející odvětví, ve kterém chybí data k vytvoření potřebných závěrů. Z momentálně dostupných dat stále nelze rozhodnout, jestli opravdu nositelná elektronika dokáže přispět ke zvýšení životní úrovně z hlediska zdravotního stavu. To však nebrání v jejím prodeji, který v roce 2018 dosáhl 82 milionů prodaných zařízení a o rok později dokonce 102 milionů.

Ovšem problémem je vztah uživatelů k nositelné elektronice, na který poukázala nedávná studie. Podle této studie přestala polovina uživatelů nositelnou elektroniku zcela využívat, a zhruba 30 % uživatelů tak učinilo do půl roku od jejího zakoupení. Tento problém

je značně způsoben prodejci elektroniky, kteří přeceňují její schopnosti. Krajním případem může být například i situace, která vznikla okolo náramku LVL. Tento náramek měl být prvním náramkem svého druhu. Inovací tohoto chytrého náramku byla schopnost měřit hydrataci uživatele a předcházet tak dehydrataci. Bohužel ani o čtyři roky později nebyl tento náramek uveden na trh (Coorevits, 2016).

Pokud uživatelé vnímají data jako náhodná nebo nespolehlivá, mohou ztratit důvěru v zařízení. V tomto případě dochází ke ztrátě zájmu o poskytovaná data a později i ukončení využívání zařízení. Uživatelé mohou získat tento pocit, pokud používají více zařízení pro snímání stejných dat. Jako příklad lze uvést chytré hodinky a chytrý telefon. Každé zařízení využívá rozdílného způsobu sběru dat a k dalším rozdílům může docházet jejich zpracováním rozdílnými algoritmy. Snímání dat může uživateli odhalit tzv. nechtěná data. Jedná se například o nedodržování denních limitů fyzické aktivity, díky kterým se může uživatel cítit provinile. V případě, kdy je zvolená politika zařízení značně agresivní a nepřímo odsuzuje uživatele za nedodržování stanovených limitů, obvykle dochází ke ztracení ambicí k dosažení stanoveného cíle a opět následuje ukončení využívání zařízení (Coorevits, 2016).

Jedním z dalších důvodů pro ukončení využívání zařízení je přechod na novější model, případně model, který vyhovuje více uživatelským požadavkům. U uživatelů není neobvyklé obměnit prvotně zakoupené zařízení za jiné, na které kladou požadavky, které si vybudovali na základě zkušeností s původním zařízením (Coorevits, 2016).

Značná část zmíněných problémů se dá řešit zvýšenou personalizací zařízení. Určitého typu personalizace lze dosáhnout, pokud je uživateli umožněno rozsáhlejší nastavení. Ovšem rozsáhlost nastavení musí být také omezována vzhledem k méně technicky zaměřeným typům uživatelů, které by naopak mohla tato vlastnost zařízení odradit. Východiskem je tedy kompromis mezi intuitivním, komfortním a rozsáhlým nastavením (Coorevits, 2016).

2 VÝBĚR TECHNOLOGIÍ A HARDWARU

Výběr technologií a hardwaru ovlivňuje celé zařízení. Proto je nutné stanovit kritéria, podle kterých budou vybrány zmíněné technologie a hardware. Jako jeden z cílů byla stanovena snaha zjistit, zdali se dá pomocí veřejně dostupných a široce rozšířených senzorů realizovat fitness náramek. Hlavním důvodem pro rozmach nositelné elektroniky je i její relativně nízká cena. Proto bylo v souladu s tímto trendem rozhodnuto o snaze vytvořit levný kus nositelné elektroniky.

Hlavní faktor při výrobě nositelné elektroniky je velikost. Jak již z předchozího textu vyplynulo, je pro uživatelské pohodlí třeba co nejvíce miniaturizovat zařízení a snížit tak i jeho váhu. Pokud je třeba zařízení miniaturizovat, tak obvykle dojde k přechodu na součástky, jejichž montáž je provedená na povrchu desky plošných spojů. Původním záměrem bylo vytvořit kompletně originální desku plošných spojů s SMD součástkami. Bohužel nedostatek potřebného technologického zázemí tomuto řešení nepřál, hlavně z hlediska nemožnosti kvalitního testování plošných spojů. Využití senzorů vyráběných pouze ve verzích, které neumožňují pájení klasickými metodami, se ukázalo jako značně problematické a došlo k opuštění tohoto záměru. Z tohoto důvodu bylo zařízení postaveno ze senzorů integrovaných v modulech.

2.1 TECHNOLOGIE BLUETOOTH LOW ENERGY

V roce 2001 výzkumníci ze společnosti Nokia započali vývoj nové technologie vycházející ze stávajícího standardu Bluetooth, který byl designován jako náhrada za fyzické propojení pro bezdrátovou komunikaci na krátkou vzdálenost. Postupem času rostly požadavky na přenosovou rychlost, na které standard odpověděl novými verzemi. Výsledkem evoluce tohoto standardu byla technologie zaměřená na rychlý přenos velkého objemu dat, jako je například streamování stereofonní hudby, bezdrátový tisk či přenos složek (Heydon, 2014).

Na rozdíl od Bluetooth si nově vyvíjená technologie kladla za cíl co největší snížení nároků na spotřebu energie a snadné propojení rozličných zařízení. Výsledkem tohoto vývoje byl vznik Bluetooth Low End Extension, které bylo zveřejněno v roce 2004 (Honkanen et al., 2004). Po dalším vývoji se spřátelenými společnostmi byla technologie představena veřejnosti pod značkou Wibree. Oproti běžnému Bluetooth byla spotřeba snížena až desetinásobně (Heydon, 2014).

Po rozhodnutí organizace Bluetooth Special Interest Group (Bluetooth SIG) bylo v roce 2007 Wibree zahrnuto do specifikací pro budoucí verzi Bluetooth pod názvem Bluetooth Ultra

Low Power (Bluetooth ULP). Technologie byla implementována do standardu Bluetooth verze 4.0 pod názvem Bluetooth Smart. Výrobci započali prodávat zařízení s podporou zmíněného protokolu v roce 2012. V roce 2016 došlo ke zveřejnění nástupce Bluetooth 4.0 s názvem Bluetooth 5. Tento nový standard zčtyřnásobil dosah a zdvojnásobil rychlost přenosu dat. Pro dosažení větší vysílací vzdálenosti je nutné snížit přenosovou rychlost a toho aspektu lze využít díky nově představené konfigurovatelnosti standardu, která umožňuje volbu rychlosti datového přenosu ve čtyřech krocích. Pomocí těchto úprav lze dosáhnout propojení zařízení až na vzdálenost 750 m (Bluetooth 5, 2016; Bluetooth 1.0, 2018).

Minimální spotřeby elektrické energie je dosaženo tím, že připojená zařízení pracující s Bluetooth Low Energy jsou udržována v režimu spánku. Probudí se, jen pokud je zahájena aktivní komunikace, po jejímž skončení dojde k opětovnému uvedení do režimu spánku. Oproti klasickému Bluetooth tak lze dosáhnout až stonásobně nižší spotřeby. Porovnání technologií je znázorněno v tab 2.1. Změny vůči technologii Bluetooth se netýkaly frekvenčního pásma, které je pro obě technologie stejné a to 2,4 GHz. Pro obě technologie tedy lze využít stejnou anténu (Bestwireless, 2020).

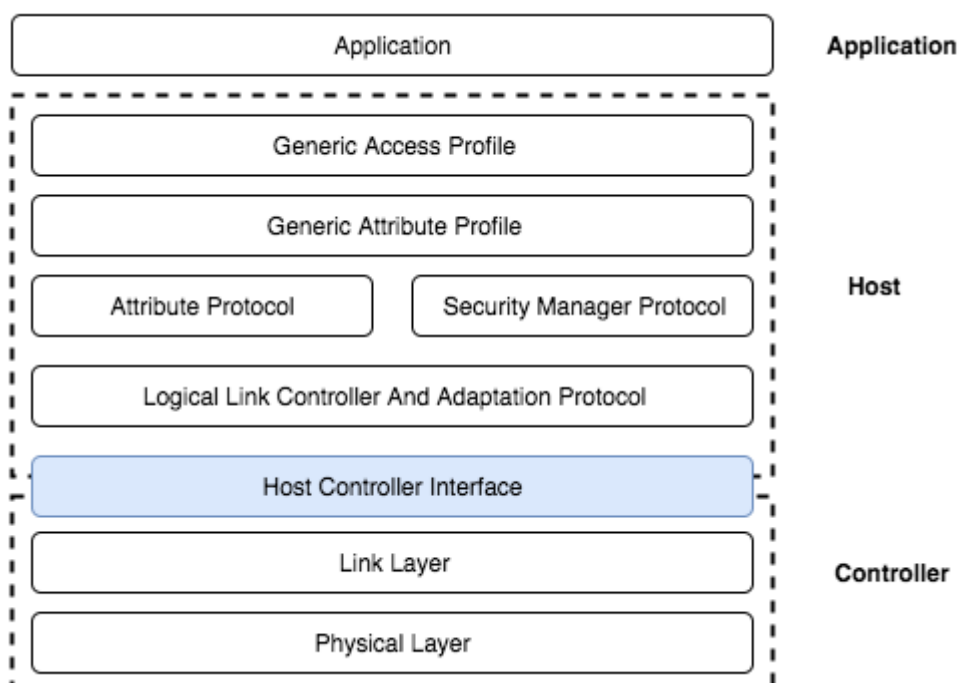
Tab. 2.1 – Porovnání technologií Bluetooth a BLE

Technologie	Bluetooth	Bluetooth Low energy
Dosah	100 m	více jak 100 m
Přenosová rychlost	1-3 Mb/s	125 kb/s, 500 kb/s, 1 Mb/s, 2 Mb/s
Frekvence	2,4 GHz	2,4 GHz
Zabezpečení	56/128-bit	128-bit AES
Latence	100 ms	10 ms
Síťová topologie	Point-to-point	Point-to-point, Broadcast, Mesh
Optimalizace	kontinuální datový přenos	přenos v režimu dávka (burst)
Spotřeba energie	1 W	0,01 – 0,5 W

Architekturu technologie BLE lze rozdělit na tři základní vrstvy. Tyto vrstvy se dále dělí, jak je vidět na obr. 2.1. V této bakalářské práci je věnována větší pozornost pouze vrstvám host a controller. Aplikační vrstva (application) je jako u ostatních typů systémů nejvyšší vrstvou, která je zodpovědná za zahrnutí programové logiky, uživatelského rozhraní a zpracování všech dat pro funkci aplikace. Architektura této vrstvy je vysoce závislá na konkrétní aplikaci, proto ji nelze více specifikovat (Heydon, 2012).

Hostitelská vrstva (host) je součástí BLE protokolového zásobníku, který definuje tři základní bloky nutné pro funkci BLE. Těmito bloky jsou profily (profiles), služby (services) a charakteristiky (characteristics). Bez nich by zařízení nebyla schopná se vzájemně nalézt, identifikovat a komunikovat mezi sebou (Heydon, 2012).

Vrstva ovladačů (controller) je nejnižší vrstvou BLE protokolového zásobníku, do které spadá i rádiový vysílač / přijímač. Zjednodušeně řečeno se jedná přímo o mikropočítač či jiný hardware, starající se o vysílání a příjem Bluetooth signálů (Heydon, 2012).



Obr. 2.1 – Protokolový zásobník technologie BLE
(Bhargava, 2017)

2.1.1 Generic Access Profile

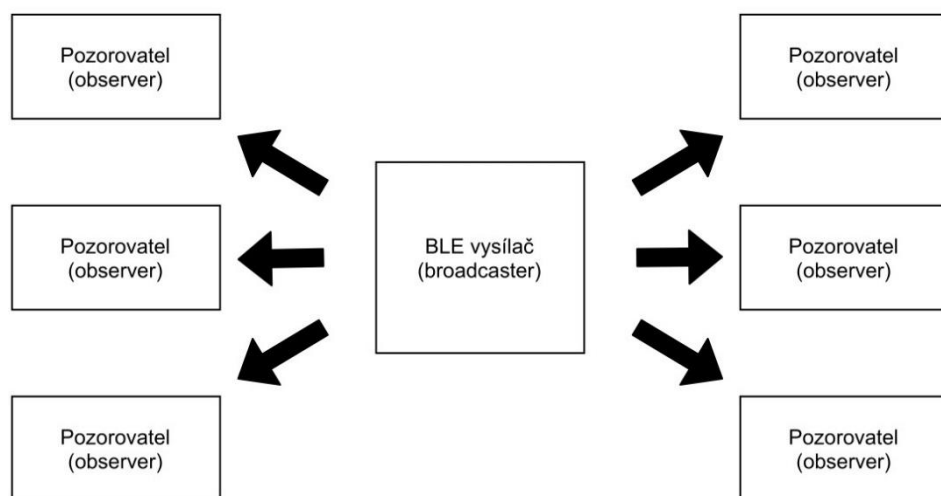
Generic access profile (GAP) je nezbytnou součástí BLE zařízení. Jedná se o nejdůležitější součást protokolového zásobníku, umožňující vzájemnou komunikaci mezi BLE zařízeními. Aby zařízení od různých výrobců byla mezi sebou kompatibilní, je nutné striktně dodržovat GAP, který diktuje, jakým způsobem se zařízení mají chovat při navazování spojení, odesílání dat, vyhledávání dalších zařízení apod. Zařízení mohou podle specifikací GAP protokolu pracovat ve čtyřech tzv. rolích (roles) (Afaneh, 2018).

Broadcaster

Zařízení pracující v roli broadcaster vysílá / inzeruje (broadcasts / advertise) advertising pakety, aby mohlo být nalezeno tzv. observery. V tomto nastavení zařízení mohou pouze vysílat advertising pakety a nemůžou se připojit k jiným zařízením. Nastavení se využívá například pro pravidelné odeslání malého množství dat několika zařízením. Tohoto režimu nelze využít v případech, kdy požadujeme bezpečnost například pro odesílání citlivých dat, jelikož v tomto režimu každý observer obdrží data. Takto nastavené zařízení se obvykle nazývá beacon.

Observer

Pokud je zařízení nastaveno na tuto roli, tak monitoruje své okolí a případně čte data odeslané ze zařízení v roli broadcast, která dále předává aplikaci. Pro lepší vizualizaci připojení je přiložen obr. 2.2. Zařízení v této roli pouze vyhledává další zařízení a nemůže si vyžádat připojení k žádnému zařízení. Pro takto pracující zařízení se používá označení gateway (Afaneh, 2018).



Obr. 2.2 – Topologie rolí broadcaster a observer

(Townsend et al., 2014)

Central

V roli central zařízení může vyhledávat další zařízení pracující v roli peripheral. Základní princip komunikace je pochopitelný z obr. 2.3. Pokud takové zařízení nalezne, a to vyhoví požadavkům hledaného zařízení, tak dojde k připojení, které je dále udržováno. V této

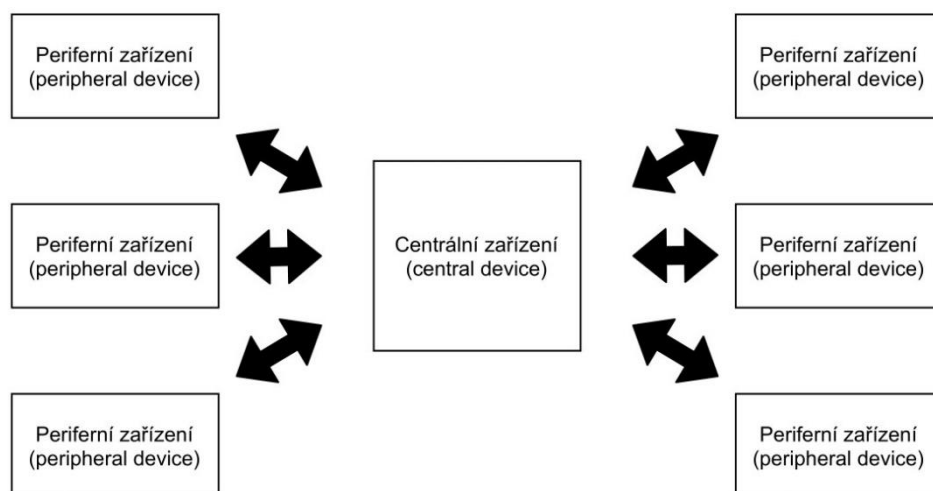
roli není zařízení omezeno na připojení pouze k jednomu zařízení s rolí peripheral a může tak být připojeno k více takovým zařízením. Po připojení se stává zařízení z hlediska počítačové komunikace master. Zařízení pracující v roli central mají obvykle velký výpočetní výkon. Ve sféře chytré elektroniky se obvykle jedná o chytrý telefon nebo tablet (Afaneh, 2018).

Zařízení pracující v rolích peripheral a central mezi sebou navážou spojení. Toto spojení umožňuje odeslat více dat, zabezpečit jejich přenos šifrováním a zvýšit jejich přehlednost díky možnostem strukturalizace dat. Zařízení zároveň nemusí periodicky odesílat data, jako tomu bylo v ostatních rolích. K odeslání dat dojde až v případě jejichž změny, čímž lze dosáhnout nižší spotřeby energie. Z toho tedy vyplývá, že role peripheral a central patří k nejdůležitějším rolím. Zařízení mohou pracovat jako peripheral i central zároveň (Bhargava, 2017; Townsend et al., 2014).

Peripheral

Tato role je využívána zařízeními s nízkou spotřebou, která předávají data jiným zařízením v roli central pomocí Connectable Advertising Packets. Dříve nebylo možné se připojit k více jak jednomu zařízení v roli central. Po navázání spojení jsou tato zařízení považována z hlediska počítačové komunikace za slave.

Pokud chce zařízení v roli peripheral navázat spojení, tak vyšle advertising pakety. Pokud zařízení v roli central vyhledává a zachytí advertising pakety, tak odešle požadavek o připojení k peripheral. Následně dojde k vytvoření spojení. Na to peripheral reaguje ukončením



Obr. 2.3 – Topologie rolí central a peripheral

(Townsend et al., 2014)

vysílání advertising paketů a ostatní centrální zařízení tak ztratí schopnost takové zařízení nalézt. Po navázání spojení pomocí protokolu GAP je odesílání a přijímání dat umožněno pomocí protokolu GATT (Bhargava, 2017; Townsend et al., 2014).

2.1.2 Generic Attribute Profile

Generic Attribute Profile (GATT) je jednou z nejdůležitějších součástí v BLE, jelikož specifikuje, jakým způsobem jsou mezi zařízeními přijímána a odesílána data. Z tohoto důvodu jsou všechny standardní profily BLE komunikace založené na GATT. Všechna relevantní data tedy musí být formátována, zabalena a odeslána podle pravidel tohoto profilu. Tím je dosažena kompatibilita mezi zařízeními různých výrobců. Podobně jako v protokolu GAP i zde existují role, které jsou přiděleny zařízením (Heydon, 2012).

Client

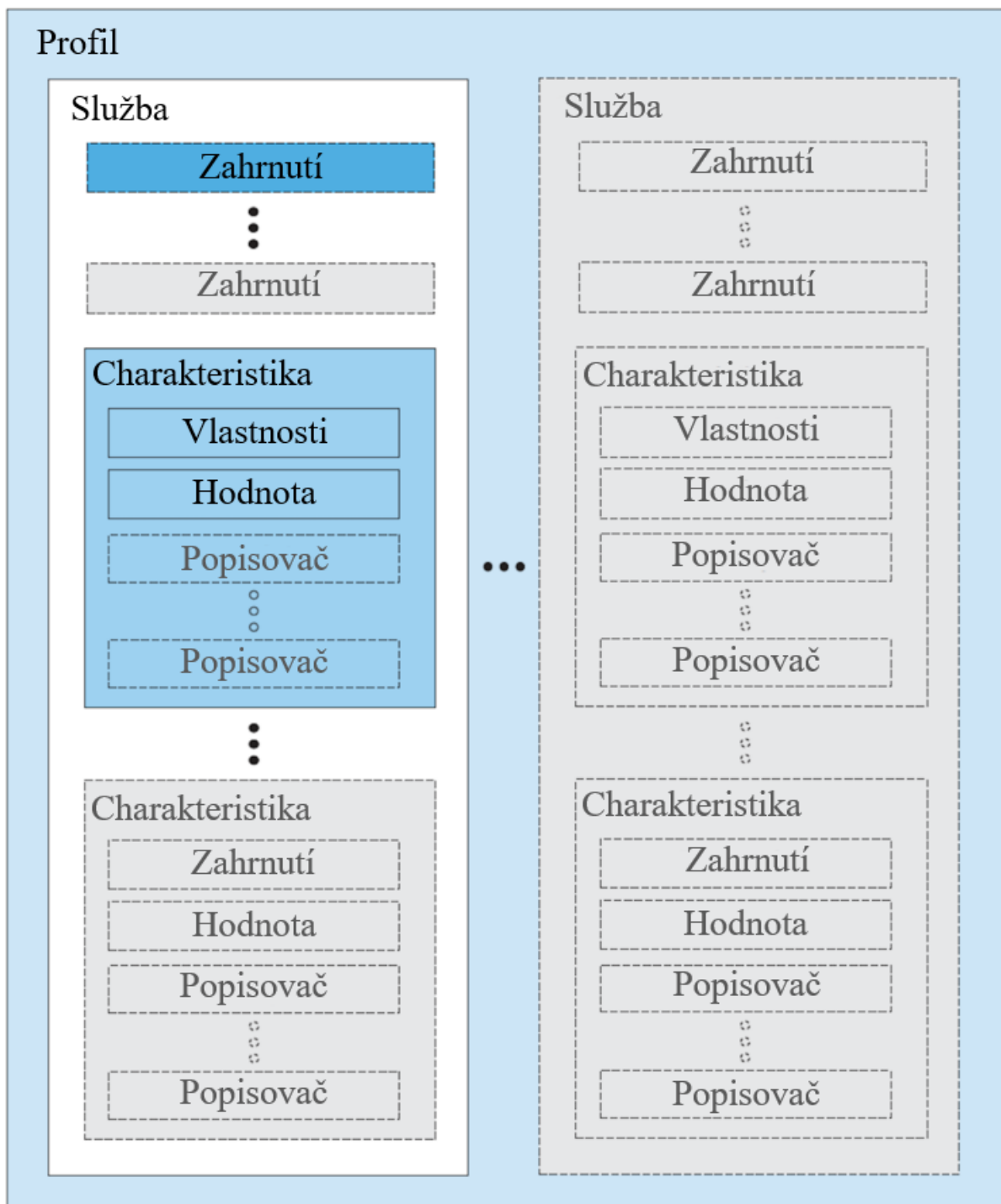
Zařízení nastavené jako client zasílá požadavky GATT serveru a očekává na odpověď či serverem zahájené aktualizace. Klient před zahájením jakékoliv komunikace musí nejprve provést vyhledání služeb poskytovaných serverem. Následně je klientu umožněn zápis a čtení atributů nalezených na serveru. Praktickým příkladem je mobilní telefon (Heydon, 2012).

Server

Jedná se o zařízení obsahující Attribute Protocol, které ve vytvořené síti ukládá data do atributů. Po přijmutí požadavku od klienta musí server umožnit přístup k těmto atributům. Zařízení pracující v této roli také po příslušném nastavení může odesílat informace o změně dat. Všechna BLE zařízení musí obsahovat alespoň základní GATT server, který je schopný odpovědět klientovi alespoň chybovou hláškou. Praktickým příkladem je fitness náramek (Bhargava, 2017; Townsend et al., 2014).

Atributy

Atributy jsou obecným názvem pro typ dat obsahující informace o struktuře, seskupení a výsledcích měření uložených na serveru. Každý atribut obsahuje informace sám o sobě a datech, která obsahuje. Atributy jsou vždy umístěny na serveru a jsou jediným formátem dat, se kterým může GATT a ATT pracovat. Pro zajištění úspěšné komunikace mezi serverem a klientem je tedy zásadní využívat data ve formě atributů (Townsend et al., 2014).



Obr. 2.4 – Hierarchie dat v protokolu GATT
(Bluetooth SIG, 2014)

Univerzálně unikátní identifikátor

Univerzálně unikátní identifikátor (UUID) je 128bitové číslo využívané pro identifikaci informací v mnoha protokolech a aplikacích. Organizací Bluetooth SIG jsou specifikované

zkrácené 16bitové a 32bitové verze pro různé druhy profilů, služeb a charakteristik. Pokud aplikace nespadá do žádné z těchto specifikovaných kategorií, musí být využita nezkrácená verze identifikátoru (Afaneh, 18).

2.1.3 Hierarchie dat a atributů

Služby, profily a charakteristiky jsou organizovány ve speciální hierarchii, která se stará o správnou interpretaci dat a jejich jednodušší skládání do bloků, které jsou výhodnější pro vývoj aplikací. Tato hierarchie je znázorněna na obr. 2.4.

Profily

Profily (profiles) jsou služby předdefinované organizací Bluetooth SIG nebo externími vývojáři. Jedná se v podstatě o šablony obsahující skupiny služeb. Jak příklad můžeme uvést profil sledování tepové frekvence. Ten v sobě obsahuje informace o výsledcích měření tepové frekvence, ale i informace o zařízení (Townsend et al., 2014).

Služby

Služby (services) seskupují datové položky nazývané charakteristiky a můžeme si je představit jako jejich majitele zajišťující jejich zapouzdření. Každá služba má unikátní 16bitové nebo 128bitové UUID a musí obsahovat alespoň jednu charakteristiku. Mohou být definované uživatelem nebo vycházet ze specifikací Bluetooth SIG. Obvykle služba reprezentuje konkrétní vlastnosti. Příkladem služby definované organizací Bluetooth SIG jsou informace o zařízení. Zmíněná služba, jak je z názvu očividné, obsahuje informace o zařízení jako je sériové číslo a název výrobce (Townsend et al., 2014).

Charakteristiky

Charakteristiky (characteristics) jsou data zapouzdřená v příslušné službě, která se vztahují ke konkrétnímu vnitřnímu stavu zařízení, nebo určitému stavu prostředí, který může zařízení změřit pomocí senzoru. Vždy musejí být vlastněny servisem. Momentální úroveň nabití baterie je příkladem vnitřního stavu zařízení, na rozdíl od okolní teploty, kterou lze změřit senzorem a představuje tak zmíněný stav prostředí. Pokud navážeme na předchozí příklad, kde jsme využili službu poskytující informace o zařízení, tak můžeme označit sériové číslo jako první a název výrobce jako druhou charakteristiku této služby. Charakteristiky mohou

reprezentovat konfigurační data, jako například frekvence, při které chceme provést určitou akci. Všechny formy těchto dat jsou dále předávány dalším zařízením v síti jako parametry charakteristiky. Charakteristiku lze dále dělit na atributy (Townsend et al., 2014).

Mezi tyto atributy patří hodnota (value). Název jako takový mluví sám za sebe. Obsahuje hodnotu, která je předávána charakteristikou. Tento atribut obsahuje uživatelská data, která může klient číst nebo do nich zapisovat. Obsahem tohoto atributu může být jakýkoliv datový typ, který nepřesahuje maximální velikost přenášeného bloku dat.

Dalším atributem je prohlášení (declaration). Prohlášení je důležitou součástí charakteristiky obsahující její UUID a vlastnosti charakteristiky. Deklarace charakteristiky určuje způsob přístupu a využití její hodnoty. Způsobem přístupu jsou operace read, write, indicate a notify (Townsend et al., 2014).

Posledním atributem je popisovač (descriptor). Jedná se o volitelnou součást charakteristiky obsahující metadata, která nám sdělují podrobnosti o příslušné charakteristice a její hodnotě ve formátu řetězce ASCII znaků. Každá charakteristika může obsahovat jeden či více popisovačů. Pomocí deskriptoru můžeme také upravovat chování příslušné charakteristiky. Konkrétním případem je speciální deskriptor, který povoluje aktualizace iniciované serverem. V kontextu BLE protokolu se jedná o indikace a notifikace (Heydon, 2012).

2.1.4 Attribute Protocol

Attribute Protocol (AAT) definuje pravidla pro přístup k atributům ze zařízení. Ačkoliv role client a server jsou zahrnuty v protokolu GATT, tak ke skutečné definici dochází v AAT. Tento protokol také zodpovídá uložení data na serveru ve formě atributů. Protokol definuje operace čtení a zápisu pro atributy v kontextu BLE nazývané jen jako AAT operace.

Operace read

Klient přečte hodnotu ze serveru a interpretuje ji na základě protokolu, který byl dříve stanoven. Příkladem může být chytrý termostat, jehož charakteristika reprezentuje aktuální cílovou teplotu.

Operace write

Výsledkem operace je zápis dat bez očekávání odpovědi. Klient zapíše atributy do charakteristiky umístěné na serveru. Server data zpracuje pomocí svého softwaru a provede

náležitě operace. Příkladem může být chytrý termostat obsahující charakteristiku, která změní cílovou teplotu, pokud dojde k zapsání jiné hodnoty do této charakteristiky (Bhargava, 2017).

Další operací pro zápis dat je Write Request with Response. Principiálně se jedná o stejnou operaci, jako je operace write jen s tím rozdílem, že po zápisu atributu klient očekává na odpověď od serveru.

Poslední operací zápisu dat je Signed Write. Jedná se o operaci write rozšířenou o podpis, který je využíván pro ověření dat (Bhargava, 2017).

Operace indication

Jedná se o asynchronní komunikaci zahájenou serverem, směřovanou na klienta. Klient musí požádat o příjem aktualizací v případě změny hodnoty charakteristiky. Po změně hodnoty charakteristiky dojde k zaslání upozornění klientovi. Server požaduje potvrzení doručení datového paketu od klienta před odesláním dalších dat. Tím je zajištěno doručení paketu, ale dochází tak ke snížení propustnosti. V praxi se může jednat o chytrý termostat, který odešle informace o změně okolní teploty (Bhargava, 2017).

Operace notification

Operace je značně podobná s indication operací, ale na rozdíl od nich server nevyžaduje potvrzení od klienta o obdržení datového paketu (Bhargava, 2017; Townsend et al., 2014).

2.1.5 Zbylé protokoly

Security Manager Protocol

Security Manager Protocol (SMP) je protokol obstarávající párování, šifrování, a ověřování dat mezi zařízeními. Definuje bezpečnostní funkce využívané i jinými částmi protokolového zásobníku (Afaneh, 2018).

Logical Link Control and Application Protocol

Logical Link Control and Application Protocol (L2CAP) je protokol starající se o multiplexování dat z vyšších vrstev, které vloží do standardních BLE paketů, které předá nižším vrstvám pomocí Host Controller Interface nebo Link Manageru. Také se stará o spojování a rozpojování dlouhých paketů (Afaneh, 2018).

Physical Layer

Physical Layer (PHY) se sestává z analogových obvodů, které se starají o odesílání, příjem, modulaci a demodulaci dat. Fyzická vrstva je nejnižší vrstvou v BLE protokolovém zásobníku a spolupracuje přímo s Link Layer (Afaneh, 2018).

Link Layer

Link Layer (LL) přímo ovládá rádiový vysílač, určuje stav, ve kterém se nachází, dohlíží na časově závislé operace a stará se o vytváření a udržování připojení. Vrstva musí pracovat v reálném čase, a proto je jednou z nejkompexnějších vrstev v protokolovém zásobníku. Zařízení díky ní může pracovat v pěti režimech a to standby, scanning, advertising, initiating a connection (Afaneh, 2018).

Host Controller Interface

Host Controller Interface (HCI) je standardizované komunikační rozhraní, které umožňuje komunikaci mezi vrstvou host a controller. Propojuje tak vyšší vrstvy protokolového zásobníku s nižšími. Formát dat podléhá standardizaci, ale volba fyzické podoby rozhraní není definována. Obvykle jsou data přenášena pomocí sériových protokolů jako UART a USB. Vrstvy tedy nemusí být realizovány na jednom čipu (Afaneh, 2018).

2.2 MIKROPROCESOR ESP 32

Pod názvem ESP32 si nelze představit konkrétní mikroprocesor. Jedná se o celou sérii mikroprocesorů s rozdílnými specifikacemi. Tyto mikroprocesory jsou nejčastěji integrovány do modulů pro povrchovou montáž, které jsou dále využívány pro konstrukci vlastních aplikací nebo vývojových modulů. Samotné mikroprocesory jsou typu SoC, neboli systém na čipu. Systém na čipu (system on chip) je integrovaný obvod, který obsahuje všechny komponenty elektronického systému nebo počítače na jednom čipu. Nejčastěji se s ním díky nízké spotřebě energie setkáme v oblasti mobilních a vestavěných systémů. Jeho výbavou mohou být obvody pro práci s analogovými, digitálními, smíšenými, nebo v tomto případě rádiovými signály. Vnitřní struktura mikroprocesoru je znázorněna na obr. 2.5.

V bakalářské práci je využit jeden z nejpoužívanějších modulů, kterým je ESP-32WROOM-32 obsahující mikroprocesor ESP32-D0WDQ6. Pro zjednodušení označení modulu bude v této bakalářské práci dále využívána pouze zkratka ESP32.

Modul ESP32 se vyznačuje cenovou dostupností, nízkou spotřebou a podporou technologií Wi-Fi a Bluetooth ve frekvenčním pásku 2,4 GHz. Technologie Bluetooth je podporována v duálním módu a ESP32 tedy pracuje s klasickým Bluetooth i BLE. Přesněji se jedná o standard Bluetooth v4.2 BR/EDR a BLE specifikace. Modul obsahuje dvoujádrový mikroprocesor s individuálním přístupem pro každé jádro pracující na nastavitelné frekvenci v rozsahu 80–240 MHz (Espressif Systems, 2021a).

Primárním určením ESP32 je nositelná elektronika a IoT. Zaměření na tento segment elektronických zařízení si vyžaduje funkcionality spojené s nízkými nároky na spotřebu. Mezi ty patří například dynamické škálování výkonu, nastavitelné režimy spotřeby nebo speciální koprocessor, který je napájen i v režimu hlubokého spánku jako součást bloku reálného času. Tento koprocessor s nízkou spotřebou je využíván i v případech, kdy nejsou na mikroprocesor kladeny velké nároky na výpočetní výkon (Espressif Systems, 2021a; Espressif Systems, 2021b).

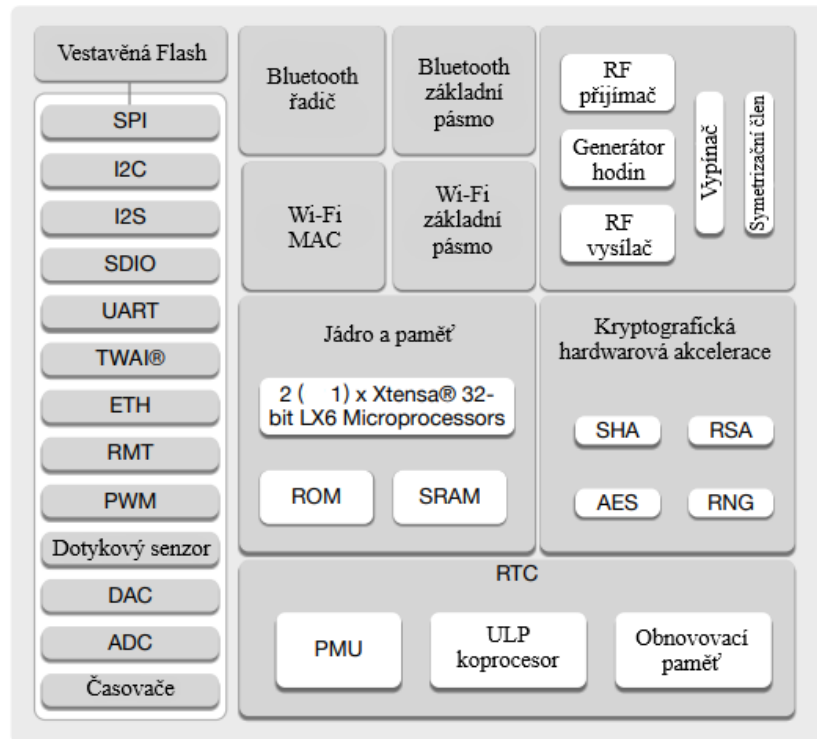
Tab. 2.2 – Porovnání mikroprocesorů

Mikroprocesor	Arduino Uno	ESP8266	ESP32
Wi-Fi 802.11 b/g/n	Ne	HT20	HT40
Bluetooth	Ne	Ne	Bluetooth v4.2 a BLE
Obvyklá pracovní frekvence	16 MHz	80 MHz	160 MHz
Paměť RAM	2 KB	160 KB	512 KB
Paměť Flash	32 KB	SPI flash až 16 MB	SPI flash až 16 MB
Rozhraní	UART, SPI, I2C	UART, SPI, I2C, I2S	UART, SPI, I2C, I2S, CAN
V/V piny	14	17	36
ADC piny	6	1	18
DAC piny	0	0	2

Mezi některé periferie zakomponované v modulu patří například dotykové senzory, teplotní senzor, Ethernet, vysokorychlostní SPI, UART, I2S a I2C rozhraní. Existuje i verze zmíněného modulu ESP32, na kterém lze nalézt miniaturní koaxiální konektor U.FL, který umožňuje připojení externí antény a rozšiřuje tak pole působnosti (Espressif Systems, 2021b).

Mikroprocesor ESP32 je nástupcem staršího mikroprocesoru ESP8266, který byl původně zamýšlen pouze jako převodník Wi-Fi k existujícím mikroprocesorům. Přesto mikroprocesor ESP8266 zažil široké rozšíření hlavně v IoT aplikacích. Jeho nástupce přináší

nové možnosti díky dalšímu jádru, rychlejší Wi-Fi, standardu Bluetooth atd. Všechny tyto změny jsou viditelné v tab. 2.2, která zahrnuje i dobře známou vývojovou desku Arduino Uno pro porovnání (Espressif Systems, 2021b).



Obr. 2.5 – Vnitřní struktura mikrokontroléru ESP32
(Espressif Systems, 2021a)

2.3 TECHNOLOGIE MEMS

Mikroelektromechanická součástka (MEMS) je zmenšená mechanická a elektromechanická součástka vyrobená pomocí leptání nebo mikroobrábění. Tyto výrobní procesy jsou modifikacemi procesů k výrobě integrovaných obvodů. Rozměry takové součástky se pohybují od jednoho mikrometru až po jednotky milimetrů. Součástky vyrobené technologií MEMS se také liší svou komplexností. Mohou být tvořené pouze jednoduchými nepohyblivými částmi, nebo se může jednat o extrémně komplexní elektromechanické systémy s mnoha pohyblivými elementy, které jsou kontrolovány pomocí integrované mikroelektroniky. Tyto součástky se obecně skládají z mechanické a elektrické části. Mechanickou částí zařízení je obvykle senzor a elektrickou je zařízení pro zpracování signálu získaného měřením (Husák, 2007; What is MEMS, 2005).

Snímače tlaku

Snímač tlaku je tvořen z tenké flexibilní deformovatelné membrány, která překrývá referenční dutinu. Tato dutina je obvykle uzavřena v prostředí s tlakem nižším než tlak atmosférický. Pokud je okolní tlak vyšší, tak dojde k protažení a deformaci membrány do referenční dutiny. Membrána je připojena k pevnému rámu, aby docházelo k deformacím pouze v membráně. Pro některé průmyslové aplikace se také využívá konstrukce, kdy není referenční dutina uzavřena za nízkého tlaku, ale je připojena ke zdroji referenčního tlaku.

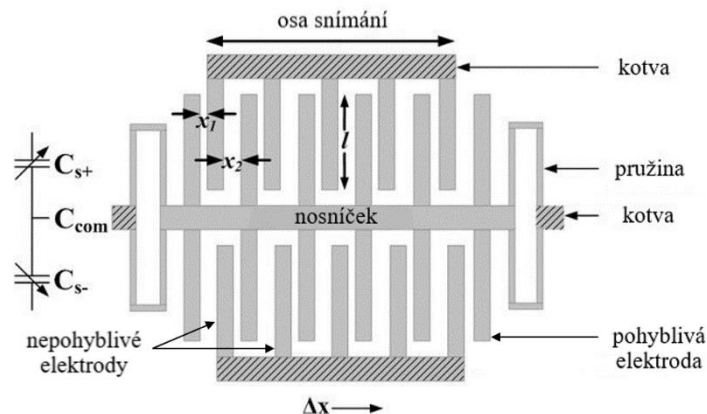
Deformací membrány dochází k jejímu pohybu relativně ke dnu a toho lze využít k měření tlaku. Pohyb membrány lze měřit jako změnu kapacity kondenzátoru s proměnnou kapacitou, kde dno senzoru a samotná membrána slouží jako paralelní elektrody kondenzátoru.

Pro měření tlaku lze také využít piezorezistivní jev. Sensory založené na tomto jevu patří k nejpoužívanějším. Při mechanickém namáhání membrány dochází ke změně měrného odporu. Tyto senzory dosahují přibližně 30× větší citlivosti než kovové fóliové tenzometry. Zvýšení citlivosti je dosaženo použitím monokrystalického křemíku, který je modifikován příměsí stopových prvků. Na membráně jsou obvykle umístěny čtyři senzory zapojené do Wheatsonova můstku (Bejček, 2011). Tato technologie je využita v senzoru BPM280, který byl vybrán pro realizaci bakalářské práce.

Snímače zrychlení

Jednoduchý snímač zrychlení (akcelerometr) je založený na principu měření změny kapacity tříelektrodového vzduchového kondenzátoru. Modelový akcelerometr je zobrazen na obr. 2.6. Takovýto kondenzátor je tvořen dvěma nepohyblivými a jednou pohyblivou elektrodou. Pohyblivá elektroda je připojena k tzv. nosníčku. Jedná se o pohyblivou součást akcelerometru, která je připojena pružinami k nepohyblivé části pomocí kotev. Pružiny umožňují nosníčku pohyb a přímo určují citlivost a dynamický rozsah snímače zrychlení. Kotvy jsou využité i pro pevné připojení nepohyblivých elektrod k základně senzoru.

Při pohybu zařízení dojde k mírnému vychýlení nosníčku a s ním spojené pohyblivé elektrody. Dochází tak ke změně poměru kapacit kondenzátorů. Tato změna je snadno změřitelná a lze ji následně využít pro výpočet velikosti zrychlení. Takto konstruovaný akcelerometr je schopný spolehlivě měřit zrychlení pouze v jedné ose, proto nejpoužívanější tříosé akcelerometry obsahují tři samostatné akcelerometry, každý pro jednu osu snímání (Bao, 2005).



Obr. 2.6 – Princip funkce kapacitního akcelerometru (Ilik, 2018)

2.4 VÝBĚR SENZORŮ

Senzory jsou nejdůležitější částí celého zařízení. Bez nich by nebylo možné získávat jakákoliv data a jsou tedy nezbytně nutnou součástí každého chytrého náramku. Ačkoliv by se dalo argumentovat, že alespoň stejně podstatnou součástí fitness náramku je i firmware, tak je třeba si uvědomit, že bez senzorů by firmware neměl žádná data, se kterými by mohl pracovat. Pokud se ovšem budeme o fitness náramek zajímat i o jako vzdálený ovladač chytrého telefonu například pro výběr hudby nebo zobrazení notifikací, předchozí tvrzení již není platné.

2.4.1 Barometr BMP280

Na obr. 2.7 je barometr BMP280, který je senzorem absolutního barometrického tlaku a teploty od společnosti Bosch. Tento senzor je vytvořený pomocí technologie MEMS se zaměřením na vysokou přesnost měření a dlouhodobou stabilitu. Malé rozměry a nízká spotřeba energie předurčuje tento senzor k využití v bateriově napájených zařízeních, jako jsou mobilní telefony, GPS moduly nebo chytré hodinky (Bosch Sensortec, 2015).

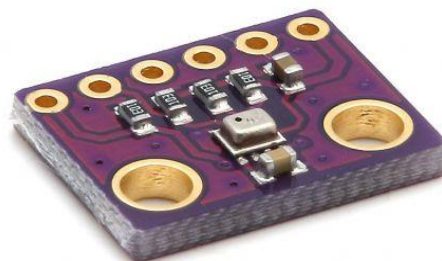
Čidlo pracuje v rozsahu hodnot tlaku vzduchu 300–1100 hPa. Ekvivalentem toho rozsahu je nadmořská výška 9000 m nad hladinou moře a 500 m pod hladinou moře. Senzor lze využít i jen jako snímač okolní teploty v rozsahu -40 až 85 °C s rozlišením 0,01 °C. V kombinovaném režimu je využíváno měření teploty pro kompenzaci chyb vznikajících kolísáním okolní teploty. Vzhledem k relativní chybě měření, která je ekvivalentem rozdílu nadmořské výšky ± 1 m, nachází senzor uplatnění i ve vnitřní navigaci nebo zdravotnictví (Bosch Sensortec, 2015).

Vzhledem k flexibilitě nastavení senzoru lze rozhodnout o přesnosti, spotřebě a vzorkovací frekvenci senzoru. Pro nastavení množství vzorků, které budou vyžity pro zprůměrování hodnot, využíváme kolekci předem definovaných nastavení pro měření teploty a tlaku. Toto nastavení přímo ovlivňuje spotřebu zařízení. Pomocí definovaných nastavení lze provozovat zařízení v následujících režimech:

- pouze měření teploty,
- velice nízká spotřeba,
- nízká spotřeba,
- standardní rozlišení,
- vysoké rozlišení,
- velmi vysoké rozlišení.

Součástí senzoru je také zabudovaný filtr s nekonečnou impulzní odezvou starající se o minimalizaci rušení, které je způsobené krátkodobými jevy jako zavření dveří. Pro zjednodušení nastavení všech parametrů tohoto senzoru lze využít sadu doporučených nastavení vycházejících z funkce senzoru v konkrétním zařízení. Zmíněný senzor je konstruovaný pro funkci s rozhraními SPI a I2C (Bosch Sensortec, 2015). Pro účely této bakalářské práce bylo zvoleno rozhraní I2C.

Na první pohled by se mohlo zdát, že využívat senzor BMP280 k měření nadmořské výšky nemá smysl vzhledem k existenci GPS. Ovšem výrobci udávaná přesnost GPS je ± 10 m, a to je hodnota udávaná pro horizontální určení polohy. Vertikální určení polohy je obvykle méně přesné vzhledem ke konfiguraci satelitů. Oproti horizontálnímu určení polohy je chyba obvykle $1,5\times$ až $3\times$ větší. U mobilních telefonů může být přesnost ještě nižší. K dalšímu snížení



Obr. 2.7 – Barometr BMP280
(I2C senzor tlaku a teploty GY-
BMP280, 2021)

přesnosti může dojít, pokud je výhled na oblohu zastřen například stromy v lese (Zandbergen, 2011).

V těchto případech je lepší využití barometru, který pomocí matematického modelu standardní atmosféry přepočítává naměřený tlak na jednotky výšky. V této konfiguraci je o barometru referováno jako o tlakovém výškoměru. Bohužel atmosférický tlak není konstantní a je závislý na počasí, takže je třeba jej kompenzovat. Ke kompenzaci je třeba, aby zařízení bylo na místě se známou nadmořskou výškou. Pokud tedy barometru předáme na takovém místě hodnotu nadmořské výšky, tak dojde k přepočtu atmosférického tlaku příslušného místa na hladinu moře. Z této hodnoty je následně počítána nadmořská výška. Stejné nastavení se využívá také v letectví a je známé pod názvem QNH. Vzhledem k proměnlivé povaze atmosférického tlaku je třeba tyto kalibrace provádět co nejčastěji (Zandbergen, 2011).

2.4.2 Pulzní oxymetr a snímač tepové frekvence MAX30102

Senzor MAX30102 je snímačem tepové frekvence a kyslíkové saturace v jednom pouzdře. Senzor je na obr. 2.8. Obsahem tohoto pouzdra je fotodetektor, optický systém, dvě LED, teplotní senzor a ovládací elektronika. Zmíněná elektronika se stará nejen o zesílení a zpracování signálů, ale také o potlačení šumu a omezení negativních dopadů okolního osvětlení na měření. O další zpřesnění měření se stará zabudovaný teplotní senzor, který kompenzuje změny okolní teploty, které by jinak ovlivňovaly měření. Obě LED obsažené v pouzdru mají rozdílné parametry. První LED v pouzdře je infračervená LED s vlnovou délkou 880 nm, která je využívána pro měření tepové frekvence. V kombinaci s druhou, červenou LED o vlnové délce 660 nm se využívá pro měření SpO2 neboli kyslíkové saturace (Maxim Integrated, 2018).



Obr. 2.8 – Pulzní oxymetr MAX30102
(MAX30102 Heart Rate Sensor, 2021)

Vzhledem k určení senzoru pro integraci do nositelné elektroniky, fitness náramků, chytrých telefonů nebo tabletů, je cíleno na nízkou spotřebu. Pomocí softwaru lze ovlivnit vzorkovací frekvenci, proud do LED a mód senzoru, čímž je přímo ovlivněna spotřeba. Softwarově lze také uvést senzor do režimu spánku s nulovou spotřebou pro co největší úsporu energie (Maxim Integrated, 2018). Komunikace s mikro počítačem je zajištěna pomocí rozhraní I2C.

Oxymetrie

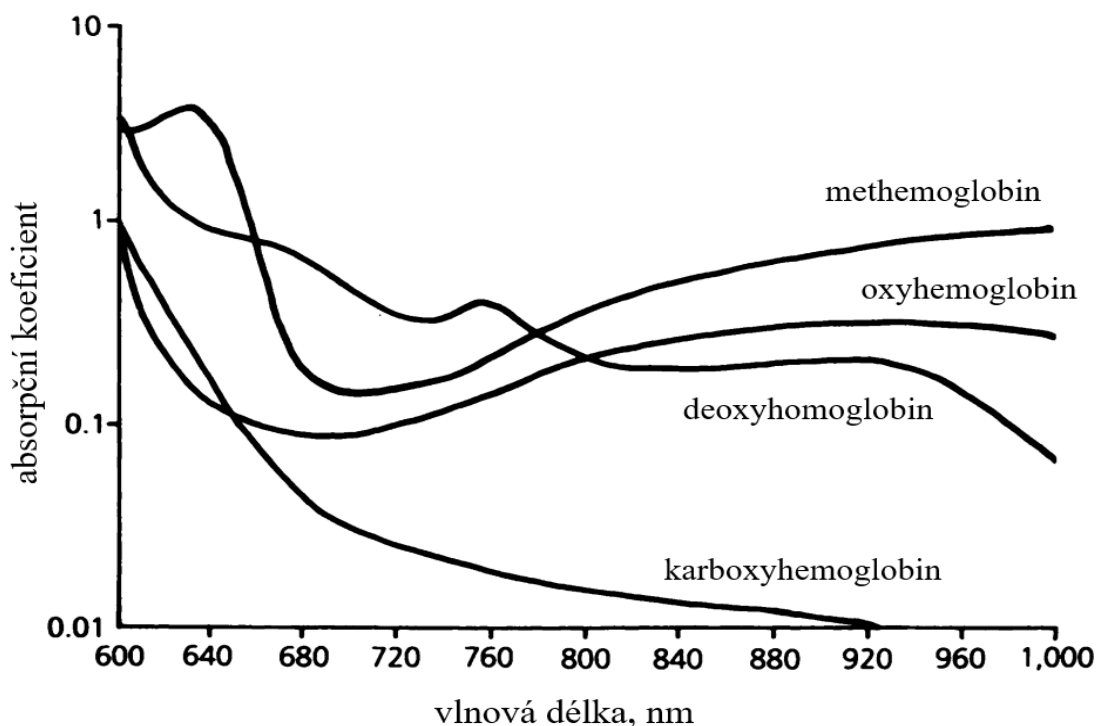
Přítomnost kyslíku v krvi je nutnou podmínkou pro správnou funkci orgánů a tkání. Již po krátké absenci kyslíku dochází k poškození orgánů a jejich funkcí. Při dlouhodobém nedostatku kyslíků může dojít až ke smrti.

K transportu kyslíku po těle je využíváno krve. Krev je z 95 % tvořena červenými krvinkami, které obsahují bílkovinné krevní barvivo hemoglobin. Hlavní funkcí hemoglobinu je přenos kyslíku z plic do jednotlivých arterií, kde je předáván do tkání. Poté, co hemoglobin uvolní molekuly kyslíku ve tkáních, tak na sebe naváže oxid uhličitý, který je zpátky zanesen do plic a vydechnut. Hemoglobin lze dále dělit na oxyhemoglobin (HbO₂), deoxyhemoglobin (RHb), karboxyhemoglobin (COHb) a methemoglobin (MetHb). Oxyhemoglobin a deoxyhemoglobin spadají do kategorie tzv. funkčních hemoglobinů, které jsou schopné navázat molekuly kyslíku, zatímco karboxyhemoglobin a methemoglobin patří mezi disfunkční hemoglobiny. Při vdechování oxidu uhelnatého dochází k jeho navázání na hemoglobin a vzniká karboxyhemoglobin. Oxidací železa v hemoglobinu vzniká methemoglobin. Podle množství kyslíku v krvi lze určovat zdravotní stav uživatele (Schnapp, 1990). Pro lepší představu toho, co získané hodnoty SpO₂ znamenají, je přiložen seznam:

- 98 - 95 % jsou obvyklé hodnoty,
- 95 - 85 % většinou žádné viditelné příznaky, tělo kompenzuje nedostatek zvýšením tepové, dechové frekvence a krevního tlaku;
- 85 - 75 % příznakem je zlepšení nálady, zvýšené sebevědomím, hovornost, zvýšená odvaha, euforie případně pocity lehké opilosti;
- 75 - 60 % mezi příznaky patří obtížné dýchání, úzkost, slabost, nevěle, pocit na zvracení, bolest hlavy, zhoršení koncentrace, návaly horka a chladu, mravenčení, neostré vidění;
- 60 % a níže hrozící hypoxické křeče a bezvědomí (Pulzní oxymetr, 2012).

Saturace krve kyslíkem je měřena metodou zvanou oxymetrie. Oxymetrie využívá měření absorpce záření kůží, tkání, kostí, ale hlavně žilní a kapilární krví. Konkrétně je měřena absorpce různých druhů hemoglobinů primárně HbO₂ a RHb. Hemoglobin mění svou barvu v závislosti na navázaných molekulách. Tato barva určuje absorpční koeficient daného typu hemoglobinu vzhledem k vlnové délce záření. Rozdíly v absorpci lze pozorovat na obr. 2.9, kde je jasně vidět, že absorpční koeficient pro RHb je při vlnové délce 660 nm mnohem větší než pro HbO₂. V případě vlnové délky 940 nm se jedná o opačný případ.

Množství kapilární krve se mění v závislosti na tepové frekvenci, tudíž dochází k pravidelným změnám absorpce záření. Takto vzniklé pulzy umožňují rozlišení mezi absorpcí vlastní krví a tkáněmi. Pro úspěšné měření je vhodné umístit senzor na tělesné části s hustou sítí kapilár. Mezi tyto části patří nejčastěji prsty nebo ušní lalůčky. Oxymetrii lze dělit do dvou kategorií. První je intervaskulární oxymetrie a druhou pulzní oxymetrie (Synek, 2010).



Obr. 2.9 – Absorpční spektra hemoglobinů
(Schnapp, 1990)

Intervaskulární oxymetrie je invazivní metoda měření saturace krve pomocí speciálního katétru vybaveného optickými vlákny. Jedno z vláken emituje do krve záření vytvořené pomocí

LED. Druhé optické vlákno přivádí odražené záření na fotodiodu pro vyhodnocení. Výsledná hodnota měření je poté označována jako SaO₂.

Pulzní oxymetrie je naopak neinvazivní metoda, spočívající na absorpci světla krví a její závislosti na vlnové délce. Měření je konkrétně poměr oxyhemoglobinu k totálnímu množství hemoglobinu. Výsledná hodnota měření je poté označována jako SpO₂.

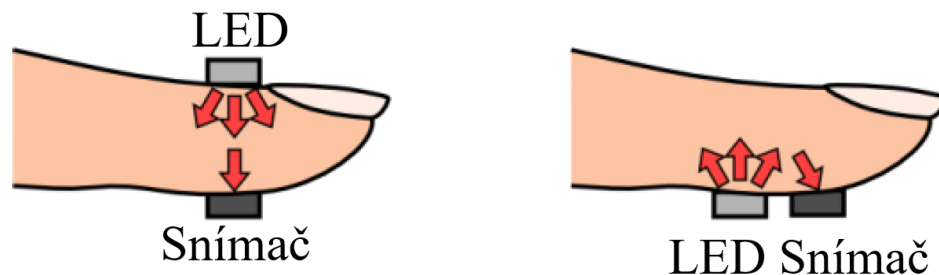
V závislosti na definici rozeznáváme frakční a funkční saturaci krve kyslíkem. Frakční saturace kyslíkem je podílem koncentrace HbO₂ k součtu koncentrací všech druhů hemoglobinu. Pro získání hodnoty v procentech je výsledek vynásoben stem. Funkční saturace je zjednodušená definice, která je obvykle postačující. V tomto případě se jedná o podíl koncentrace HbO₂ k součtu koncentrací HbO₂ a RHb (Synek, 2010).

Princip pulzní oxymetrie

Senzor se obvykle skládá ze dvou LED. Tyto LED jsou zdrojem záření, jehož pohlcování je měřeno pomocí detektoru. Detektorem je nejčastěji fotodioda nebo fototranzistor. Sondy využívané pro pulzní oxymetrii se dělí na transmisivní a reflexní. Vyobrazení jejich funkce je viditelné na obr. 2. 10.

Transmisivní sondy jsou nejčastěji využívané oxymetrické senzory v praxi. Obvykle je sonda zabudována do klipu, který je připevněn na ušní lalůček nebo prst. Zdroj záření a detektor je umístěn naproti sobě, aby bylo záření k detektoru emitováno kolmo a urazilo tak co nejkratší dráhu. Metoda měření je tedy založena na průchodu světelného záření tkání (Tamura et al., 2014).

Reflexní sondy jsou využívány hlavně v případech, kdy by nebylo možné využít transmisivní sondu kvůli množství tkáně mezi vysílačem a přijímačem. Zdroj záření i detektor jsou umístěny na stejné straně měřené tkáně vedle sebe. Měřeno je tedy množství odraženého světla od červených krvinek v tkáni. Z principu funkce senzoru tedy teoreticky nedochází



Obr. 2.10 – Princip funkce oxymetrických senzorů

(Tamura et al., 2014)

k omezení aplikace senzoru na konkrétní část těla. Prakticky je ovšem nejčastěji využíváno umístění na čelo, nebo hrudní kost, protože některá místa nemusí být dostatečně prokrvena pro správnou funkci senzoru. Jedná se o technologii využívanou v chytrých hodinkách a fitness náramcích (Tamura et al., 2014).

Přesnost pulzní oxymetrie

Přesnost pulzní oxymetrie se při hodnotách saturace krve nad 90 % pohybuje přibližně okolo 2 %. Při poklesu saturace pod 90 % klesá přesnost na 5-10 %.

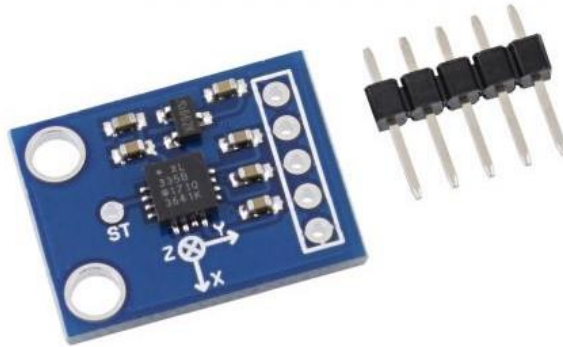
Přesnost výsledků měření je u pulzní oxymetrie dále ovlivnitelná rušením a artefakty. Artefakty jsou nepřesnosti vznikající například špatným umístěním senzoru. Z hlediska nositelné elektroniky je třeba brát v potaz hlavně parazitní světelné zdroje a pohybové artefakty. Parazitní světelné zdroje mohou ovlivňovat přesnost měření. Jejich odstranění je dosaženo umístěním sondy tak, aby byla přímo v kontaktu s měřenou tkání a překrytím neprůhledným materiálem, aby na senzor nedopadalo vnější světlo. Pohybové artefakty jsou největším problémem pro nositelnou elektroniku. Vznikají pohybem senzoru a změnou tlaku na tkáň. Tyto změny jsou senzorem nerozeznatelné od pulzace krve a jejich odstranění může být obtížné.

Využití zdroje záření v infračerveném spektru je nutné při využití v transmisivní oxymetrii, kdy je třeba, aby záření proniklo tkání. Reflektivní oxymetrie ovšem nepotřebuje záření, které je schopno pronikat hluboko tkání. Záření v infračerveném spektru se také vyznačuje mnohem větší náchylností na pohybové artefakty a rušení. Z těchto důvodů je v nositelné elektronice převážně využíváno zdrojů záření s nižší vlnovou délkou. Konkrétně se jedná o zdroje záření s modrou nebo zelenou barvou. Výsledkem využití těchto vlnových délek je signál s větší amplitudou, zvýšenou přesností měření při zvýšených teplotách pokožky a menším podílem rušivých signálů oproti infračerveným zdrojům. Nevýhodou je ovšem mnohem větší pohlcování záření kůží. Obzvláště se zvyšujícím se množstvím melaninu dochází k nárůstu absorpce záření kůží (Maeda et al., 2011).

2.4.3 Akcelerometr ADXL335

Akcelerometr ADXL335 je tříosý kapacitní MEMS akcelerometr s nízkou spotřebou, dynamickým rozsahem $\pm 3 g$ a kompaktními rozměry. Modul akcelerometru je na obr. 2. 11. Inovativní technologie využitá ke konstrukci akcelerometru vyřazuje potřebu teplotní kompenzace, a proto je v rozsahu teplot $-25\text{ }^{\circ}\text{C}$ až $+70\text{ }^{\circ}\text{C}$ chyba měření menší jak 3 mg .

Dynamický rozsah je nejdůležitějším parametrem senzoru, udávající maximální velikost zrychlení, které může na snímač působit, aby nedošlo ke zkreslení výsledku měření. Hodnota dynamického rozsahu je označovaná jako g . Obvykle je udávána jako násobek



Obr. 2.11 – Akcelerometr ADXL335
(Modul tříosého akcelerometru, 2021)

přetížení či tíhového zrychlení. Zmíněný akcelerometr lze využít pro měření statické akcelerace při náklonu zařízení či dynamické akcelerace vzniklé pohybem, vibracemi nebo nárazem. Všechny tyto změny jsou měřeny na všech třech osách zároveň a pro každou osu senzor obsahuje jeden výstup. Výstupními signály jsou analogová napětí, jejichž amplituda je úměrná zrychlení (Analog Devices, 2009).

2.5 KOMUNIKACE

Způsobů, jak dělit komunikace v elektrotechnice, je hned několik. Komunikace mohou být děleny podle druhu spojení na simplexní, poloviční duplex či plně duplexní. Dalším způsobem je dělení podle způsobu přenosu dat na sériovou a paralelní komunikaci. Tyto komunikace lze dále dělit na synchronní a asynchronní komunikaci. Jako poslední způsob dělení lze zmínit rozdělení na drátovou a bezdrátovou komunikaci.

Simplexní je takové spojení, které umožňuje komunikaci mezi zařízeními pouze v jednom směru. Mezi tyto komunikace se řadí například vysílání televize, rozhlasu či GPS signálu. Opakem simplexního spojení je duplexní spojení. Duplexní spojení umožňuje komunikaci mezi zařízeními v obou směrech současně. Takovou komunikaci reprezentuje klasický telefonický hovor či připojení na síť Internet. Poloviční duplex umožňuje zařízením vysílat i přijímat data, ovšem ne současně, jak tomu bylo u duplexního spojení. Pokud tedy

zařízení vysílá data, tak nemůže přijímat jiná data. Tuto komunikaci velice dobře reprezentují vysílačky využívané například armádou (Peterka, 1996).

Sériová komunikace je proces přenosu dat, kdy jsou jednotlivé bity odesílány postupně pomocí komunikační sběrnice. Sériová komunikace je využívána ve většině datových sítí hlavně pokud dochází k přenosům dat na větší vzdálenosti a je možné tak ušetřit náklady snížením počtu potřebných vodičů pro přenos dat. Pro přenosy na krátkou vzdálenost se začíná sériová komunikace také využívat vzhledem k jejím pokrokům. Zvýšení přenosových rychlostí a snížení výrobní ceny integrovaných obvodů umožnilo rozmach sériové komunikace.

Paralelní komunikace je proces přenosu dat, kdy je několik bitů odesláno najednou pomocí komunikační sběrnice. Paralelní komunikace byla hojně využívána v minulosti, kdy byla rychlejší než komunikace sériová. Ovšem problémy spojené se synchronizací, parazitními kapacitami mezi vodiči, omezením délky vedení a samotným ekonomickým hlediskem potřeby více vodičů pro přenos vedly k postupnému opouštění technologie. I přesto je paralelní přenos stále využíván k rádiovému přenosu, kde je jeho využití stále výhodnější (Peterka, 1996).

Komunikace mezi zařízeními může být synchronní nebo asynchronní. Při asynchronní komunikaci mezi zařízeními neexistuje žádná stálá synchronizace. K synchronizaci dochází při každém odeslání slova. Data jsou zasílána jako skupinky přesně definované velikosti. První znak v takovéto skupině je start bit a poslední stop bit. V synchronní komunikaci jsou mezi sebou zařízení synchronizovaná pomocí synchronizačního signálu. Je několik způsobů, jak dosáhnout této synchronizace. Nejjednodušším řešením je využít jedno zařízení jako zdroj synchronizačního signálu, který pak bude poskytovat ostatním zařízením. Dochází tak ale k potřebě přidání dalšího vodiče pro samotný synchronizační signál. Přidáním synchronizačního signálu do odesílaných dat lze taky zajistit synchronizaci mezi zařízeními. Při využití této metody sice dojde k využití klasických datových vodičů, díky čemuž lze použít standardní vodiče a snížit tak náklady. Dochází ovšem k tomu, že jsou kladeny větší nároky na zařízení vysílající signál, které pro udržení stejné přenosové rychlosti musí zdvojnásobit modulační frekvenci. Poslední metodou synchronizace je synchronizace zařízení pomocí vlastních odesílaných dat. Přijímající zařízení v přijímaných datech hledá předem definované charakteristiky, jako jsou například hrany a podle nich je synchronizováno (Peterka, 1996).

Konečným dělením je rozdělení komunikace podle využitého média. Bezdrátová komunikace, jak již název napovídá, nepoužívá k propojení zařízení fyzické spojení pomocí vodičů. Nejčastěji jsou tato data přenášena pomocí světla nebo rádiových vln. V tomto smyslu světlem není myšlen přenos pomocí optického vlákna, které fyzicky propojuje zařízení. Jedná se o technologii, jako je infračervený dálkový ovladač. Drátová komunikace je klasický druh

komunikace, při které jsou zařízení fyzicky propojena a data přenášena pomocí média, kterým je metalický vodič nebo optické vlákno. Tento druh komunikace je obvykle odolnější proti rušení na rozdíl od bezdrátové komunikace (Dudáček, 2002).

V mikropočítačové technice jsou sériová komunikační rozhraní využívána hlavně pro komunikaci mezi jednotlivými mikropočítačovými bloky či přímo mezi integrovanými obvody. Propojení mezi mikropočítačovými bloky je obvykle provozováno na delší vzdálenosti v jednotkách až stovkách metrů a je tedy třeba řešit i problematiku rušení přenášených dat. Proto se pro tyto aplikace využívají rozhraní jako RS232, RS485, CAN a pokud aplikace vyžaduje větší datovou propustnost, může být využito i rozhraní Ethernet. Propojení mezi integrovanými obvody je převážně uskutečňováno na krátké vzdálenosti v jednotkách metrů. V tomto případě přichází na řadu využití sériových rozhraní SPI, I2C, I2S nebo Microwire. Sběrnice I2S je sériová sběrnice speciálně vyvinutá pro dat přenos mezi digitálními audio zařízeními a patří mezi sběrnice podporované mikroprocesorem ESP32. Rozhraní Microwire je zjednodušeně řečeno předchůdcem rozhraní SPI a nedosahuje takových přenosových rychlostí, jako moderní verze SPI (Dudáček, 2002).

Sériové komunikace je primárně v mikroprocesorové technice využíváno pro zmenšení počtu vývodů využívaných pro komunikaci. Díky tomu je možné využívat mikrokontroléry s menšími pouzdry, získat dodatečné vývody, zmenšit velikost plošných spojů díky redukci vodičů nutných pro komunikaci, a tak i miniaturizovat vytvářené zařízení (Dudáček, 2002).

2.5.1 Rozhraní SPI

Rozhraní SPI je sériová synchronní plně duplexní single master sběrnice vyvinutá společností Motorola. Využíváno je obvykle pro komunikace mezi mikrokontrolérem a vnějšími paměťmi, převodníky, LCD displeji a ostatními periferiemi, jak je znázorněno na obr. 2. 12. Využívána je pouze na krátké vzdálenosti obvykle jen v rámci DPS.

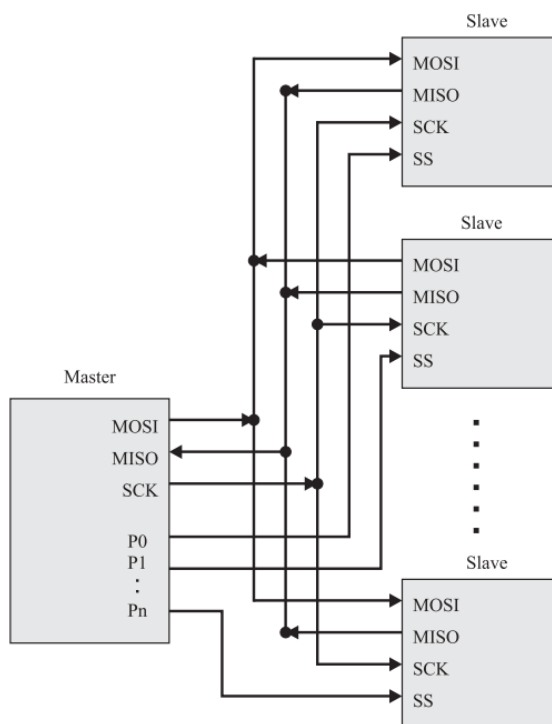
V topologii rozhraní SPI mohou být zapojena dvě a více zařízení, z nichž pouze jedno může pracovat jako master. Ostatní zařízení jsou tedy vždy slave. Zařízení zastávající roli master generuje hodinový signál, kterým řídí chod celé sběrnice. Připojení mezi nejčastěji mikrokontrolérem a periferiemi je provedeno čtyřmi vodiči, z nichž jsou tři vždy stejné, a čtvrtý je pro každou periférii samostatný. Tyto vodiče jsou známy pod názvy:

- SCK – hodinový signál,
- MOSI – master out/slave in,
- MISO – master in/slave out,

- SS – slave select.

Vodič připojený na svorku s názvem SCK přenáší hodinový signál, který je generován masterem. Někdy je místo SCK využíváno označení CLK. Výstup dat z master mikrokontroléru najdeme na vodiči MOSI, který je připojen na vstup všech slave zařízení. Pro tento datový výstup je využíváno i označení SDO (serial data out). Naopak datovým vstupem pro master zařízení je vodič MISO, který je připojen na výstupy slave zařízení. Označení MISO je někdy zaměňováno za SDI (serial data in). Posledním vodičem je SS, který je pro každou periferii samostatný.

Pomocí těchto vodičů master zařízení určí, se kterou periferií zahájí komunikaci. Pokud není na SS přivedeno napětí, tak je periferie neaktivní a její výstup ve vysokoimpedančním stavu. Naopak pokud je na SS vodič přivedeno napětí, tak dojde k zahájení komunikace



Obr. 2.12 – Komunikace po sběrnici SPI
(Dudáček, 2002)

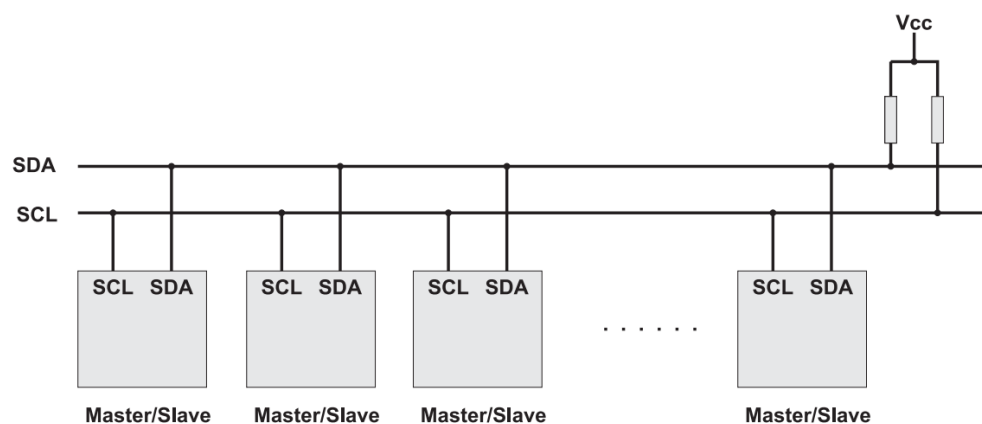
s příslušným zařízením. Pro vodič SS je někdy využíváno označení CS (chip select). Jelikož pro každé slave zařízení je třeba vyhradit na master zařízení jeden pin, tak tato komunikace není vhodná pro aplikace s mnoho připojenými zařízeními. Rychlost tohoto rozhraní se

pohybuje v řádu desítek MHz (Dudáček, 2002). V bakalářské práci je SPI rozhraní využíváno pro připojení SD karty k mikrokontroléru ESP32, na kterou jsou ukládána získaná data.

2.5.2 Rozhraní I2C

Rozhraní I2C je poloduplexní synchronní sériová komunikace. Na rozdíl od sběrnice SPI je I2C multimaster sběrnici, jejíž koncepce je na obr. 2.13. Pro připojení zařízení stačí pouze dva vodiče SDA a SCL, proto je někdy rozhraní označováno jako dvou vodičové (TWI). Hodinový signál je vyveden na vodiči SCL a vodič SDA je využíván pro přenos dat. Díky absenci jednoho datového vodiče oproti SPI je rozhraní poloduplexní. Tato úprava má za následek zmenšení vlastního zařízení díky snížení počtu vodičů, ale také zvýšení složitosti vnitřní struktury všech zařízení, která musí být schopná přepínat mezi vstupním a výstupním režimem. Hlavní určení této sběrnice je stejně jako u SPI pro komunikaci na krátkou vzdálenost, primárně jen na desce DPS. Ovšem někdy je uváděno, že délka vedení může být až v řádu metrů a jediný faktor limitující jeho délku je jeho vlastní kapacita, která nesmí překročit 400 pF. Bohužel při realizaci bakalářské práce bylo zjištěno, že i vzdálenosti nestíněného vedení pod 10 cm nejsou vhodné pro využití této sběrnice v prostředí se silnějším rušením, které může vytvářet například špatně stíněný spínaný zdroj. Výsledkem takové komunikace jsou naprosto nesmyslná data nebo i kompletní přerušení komunikace (Dudáček, 2002).

Dalším rozdílem oproti SPI je využívání adres. Jednotlivá zařízení propojená pomocí I2C mají přidělenou 7bitovou nebo v novějších verzích i 10bitovou adresu, která je využívána pro jejich adresaci a arbitráž. Zařízení mohou získat adresy dvěma způsoby. Adresa může být pevně přednastavena od výrobce, nebo může být nastavena konstruktérem. Teoreticky je tedy



Obr. 2.13 – Komunikace po sběrnici I2C
(Dudáček, 2002)

možné na sběrnici připojit až 128 nebo 1024 zařízení. V praxi je ale množství připojitelných zařízení mnohem menší, což je z části způsobeno rezervací konkrétních adres pro speciální účely.

Každé zařízení může vystupovat jako master nebo slave. Pokud master potřebuje zahájit komunikaci se slave zařízením, tak vyšle jeho adresu po SDA vodiči a zároveň synchronně spustí hodinový signál. Pouze jedno zařízení může v jeden moment kontrolovat celou sběrnici. Nezáleží na tom, jestli se jedná o master zahajující komunikaci, nebo slave na ni odpovídající. Ostatní zařízení musí při této komunikaci mlčet. Toho je dosaženo pomocí tzv. arbitráže, která se stará o detekci kolizí. Původní standard dovoval přenosovou rychlost 100 KHz, která byla později navýšena na 400 KHz. V posledních verzích protokolu došlo k navýšení rychlosti až na 1 MHz (Dudáček, 2002).

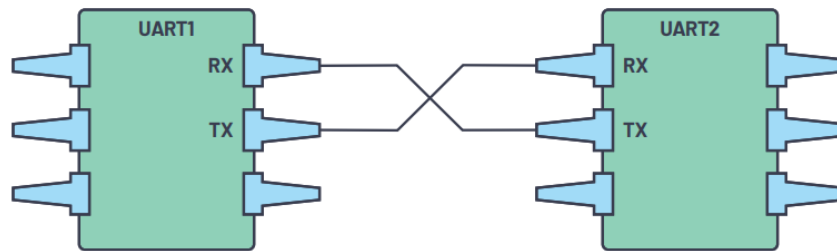
Rozhraní I2C je v bakalářské využito pro komunikaci mezi mikrokontrolérem a senzory. Konkrétně se jedná o barometrický a oxymetrický senzor.

2.5.3 Rozhraní UART

Rozhraní UART je univerzální počítačová sběrnice využívaná pro asynchronní sériový přenos dat, jejichž formát a rychlost přenosu lze nastavit. Jedná se o nejvyužívanější komunikační protokol pro komunikaci mezi zařízeními. V moderních mikrokontrolérech je již jejich součástí, kde slouží jako univerzální sériový port. Vysílající zařízení s rozhraním UART převede paralelní data z mikrokontroléru na data sériová, které jsou odeslána přijímajícímu zařízení, s rozhraním UART které převede data zpátky do paralelní formy. Tento popis je obecným popisem, který využívá starší konfigurace, kdy UART nebyl součástí mikrokontrolérů. Jak bylo řečeno výše, tak všechny tyto operace jsou prováděny už ve vlastních mikrokontrolérech. Pro přenos dat jsou využívány dva datové piny Tx a Rx (Dudáček, 2002). Vysílající zařízení předává data na Tx pin, který je zapojen na Rx pin přijímajícího zařízení, jak je vidět na obr. 2.14.

Vzhledem k tomu, že je UART asynchronním komunikačním protokolem, tak do odesílaných dat přidává tzv. start a stop bity, které definují začátek a konec přenášených datových paketů. Ve chvíli, kdy přijímající zařízení rozezná start bit, tak začne číst příchozí bity s určitou frekvencí, která je nazývána jako baud rate. Jedná se o jednotku přenosové rychlosti, vyjadřující počet přenesených bitů za sekundu (bit/s). Obě zařízení musí pracovat se stejným nastavením přenosové rychlosti. Respektive přenosová rychlost se nesmí lišit mezi zařízeními o více jak 10 % (Peňa, 2020).

Jedna z forem komunikací, kterou využívá sestrojený fitness náramek, je i UART. Lze tedy náramek přímo připojit pomocí USB kabelu k PC. Výstupem mikrokontroléru je rozhraní UART a data jsou tedy vysílána pomocí definic tohoto protokolu. Aby bylo možné data vyslat po USB, je nutné je převést. O převod dat pro standard USB se stará USB–UART převodník CP2102.



Obr. 2.14 – Komunikace po sběrnici UART

(Peňa, 2020)

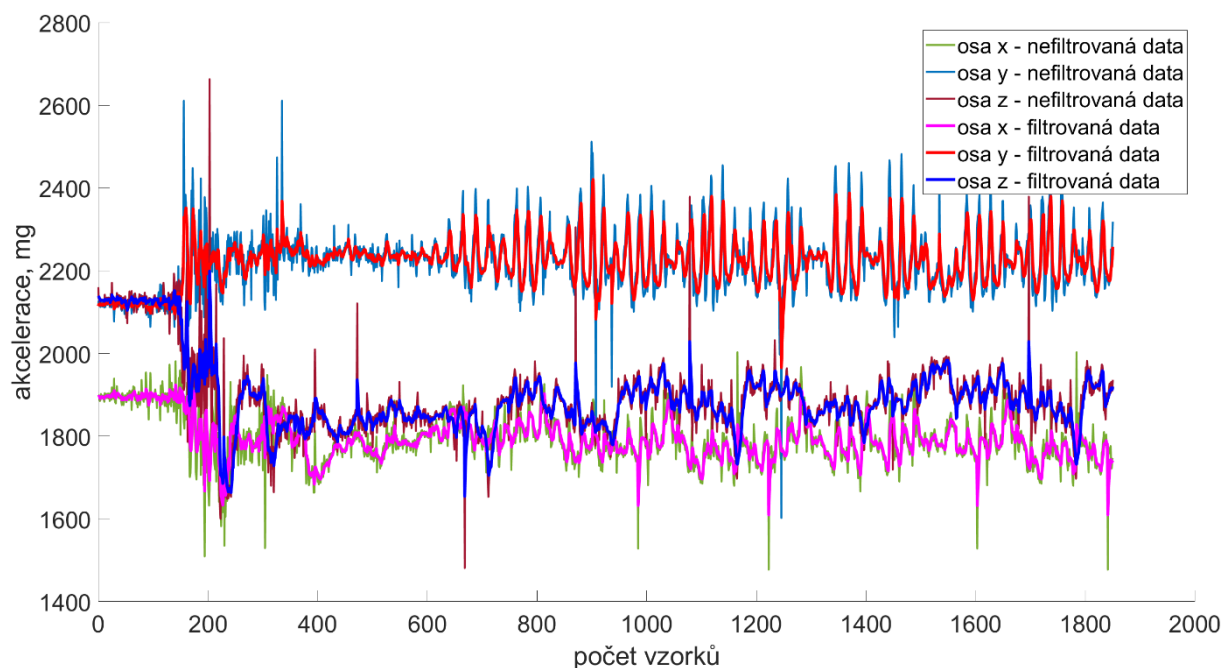
3 REALIZACE FITNESS NÁRAMKU

Již zde byly popsány technologie a konkrétní hardware, který byl využit pro vytvoření vlastního fitness náramku. Tato kapitola se zabývá popisem vytvoření tohoto náramku jak z hlediska firmwaru, softwaru či jeho fyzické kompozice.

Softwarem se rozumí program nainstalovaný v mobilním telefonu se systémem Android pro zobrazení získaných dat, ale i jejich odesílání chytrému náramku. Firmware je program nahraný do mikropočítače fitness náramku a není určen pro přímou interakci s uživatelem, tak jako software umístěný v mobilním telefonu. Přímá interakce uživatele s fitness náramkem je omezena jen na zajištění energie, nošení a případnou práci s SD kartou.

3.1 VYUŽITÍ AKCELEROMETRICKÝCH DAT

Akcelerometrická data patří k nejdůležitějším datům získávaným fitness náramkem. Jedná se vlastně o stavební blok fitness náramků, které jsou v podstatě nástupcem starší technologie, kterou byly klasické krokoměry. Na základě akcelerometrických dat staví mnoho technologií. Pomocí těchto dat lze monitorovat mostní konstrukce, ovládat zařízení, detekovat pád uživatele nebo kolize.

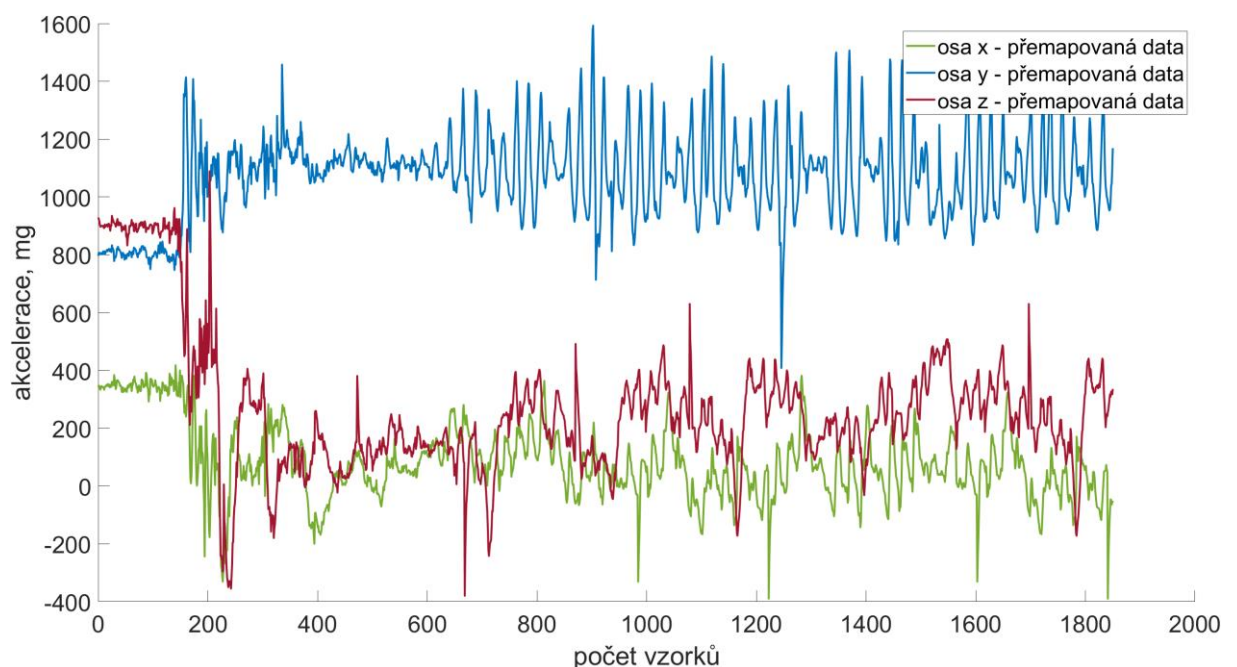


Obr. 3.1 – Filtrace získaných dat

Jakkoliv užitečná mohou získaná data být, tak je nutné, aby tyto data byly i pravdivá, a proto musí být zpracována. Jako první na řadu přichází filtrace dat. V datech se mohou vyskytovat frekvence, které nejsou pro naši aplikaci relevantní, a proto je třeba je eliminovat. Jelikož v naší aplikaci se zabýváme detekcí kroků, tak jsou pro nás relativní pouze data s frekvencemi nižšími jak 5 Hz.

Konkrétně frekvence chůze nad 2,4 Hz není obvykle pozorována (Pachi, 2005). Na základě těchto informací jsou data filtrována digitálním filtrem typu dolní propust s mezní frekvencí nastavenou podle popsaných informací. Funkce tohoto filtru je viditelná na obr. 3.1, kde jsou vykresleny data před a po jejich filtraci.

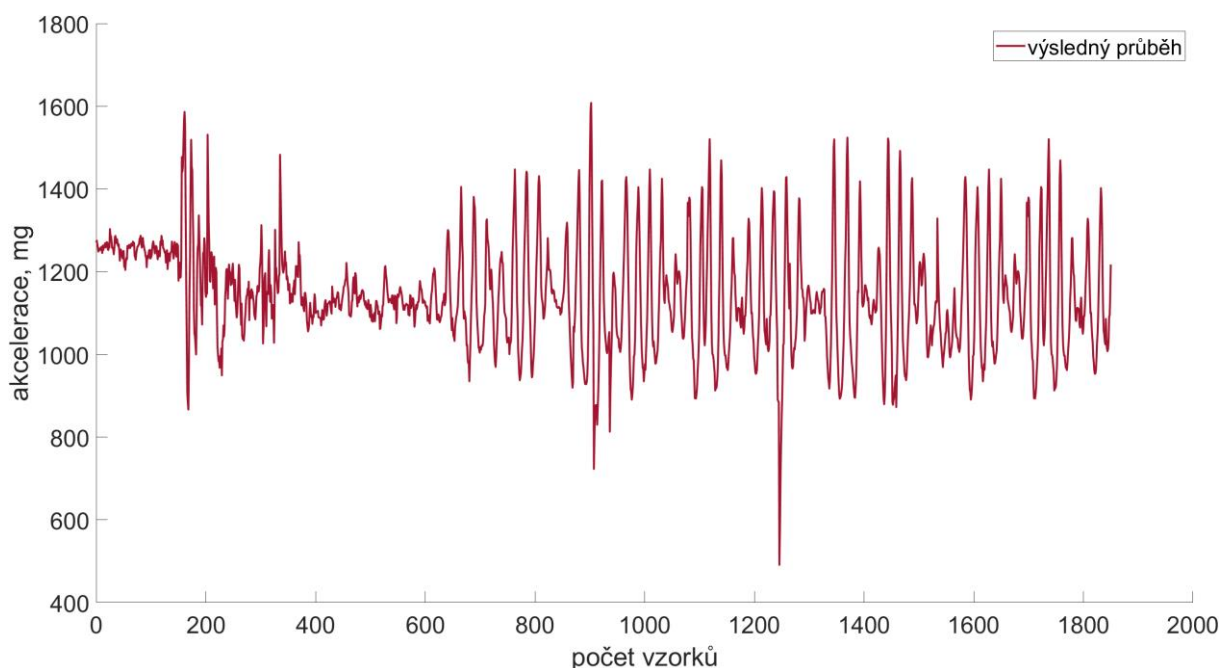
Další operací prováděnou s daty je jejich tzv. přemapování. Snímač je schopný udávat hodnoty měřených dat na každé ose v určitém rozsahu. Obvykle je tento rozsah stejný pro všechny osy snímání a je stanoven výrobcem. Tyto hodnoty ovšem obvykle nejsou platné a liší se mezi každou osou. Aby bylo možné objektivně hodnotit výstup všech os, je třeba, aby si jejich výstupy byly rovné. Proto je nutné zkalibrovat senzor. Data jsou poté využita pro tzv. přemapování změřených dat tak, aby stejné zrychlení ve směru osy snímání konkrétní osy poskytovalo stejné výsledky měření na všech osách. Zjednodušeně lze říci, že se jedná vlastně o kalibraci snímače. Pro ilustraci jsou výsledky přemapování získaných dat znázorněna na obr. 3.2.



Obr. 3.2 – Výsledky přemapování získaných dat

Poté co byla data filtrována a přemapována, je třeba je dále upravit pro naši aplikaci. Aby bylo možné využívat získaná data, je třeba je nějakým způsobem zkombinovat. Toho dosáhneme pomocí vyjádření všech tří os jako velikost vektoru v prostoru (Howe et al., 2009). Takto zpracovaná data jsou viditelná na obr. 3.3. Výsledkem výpočtu velikosti vektoru v prostoru je absolutní hodnota, k jejímuž výpočtu je využíván vztah

$$|a| = \sqrt{a_1^2 + a_2^2 + a_3^2}. \quad (3.1)$$



Obr. 3.3 – Konečná úprava dat akcelerometru

Výpočet kroků

Způsobů, jak detekovat kroky pomocí akcelerometrických dat, je několik. U moderních zařízení se o detekci kroků obvykle stará umělá inteligence, která je přesnější než klasické metody. V bakalářské práci bylo využito metody detekce špiček. Pokud tedy snímaná hodnota překročí určitou definovanou hladinu, tak dojde k navýšení čítače kroků. Přesnost této metody je až překvapující. Na vzorku 500 kroků byla zjištěna chyba pouze 3 %.

Součástí je i kód zabezpečující falešnou detekci kroků. Při chůzi může totiž docházet z hlediska snímaných dat vytvoření sekundární špičky po provedení kroku, která by mohla být falešně registrovaná jako další krok. Proto kód obsahuje řešení snižující falešnou detekci. Toho je dosaženo tím, že pokud je další krok zaznamenán v stanoveném časovém úseku po prvním, tak je ignorován.

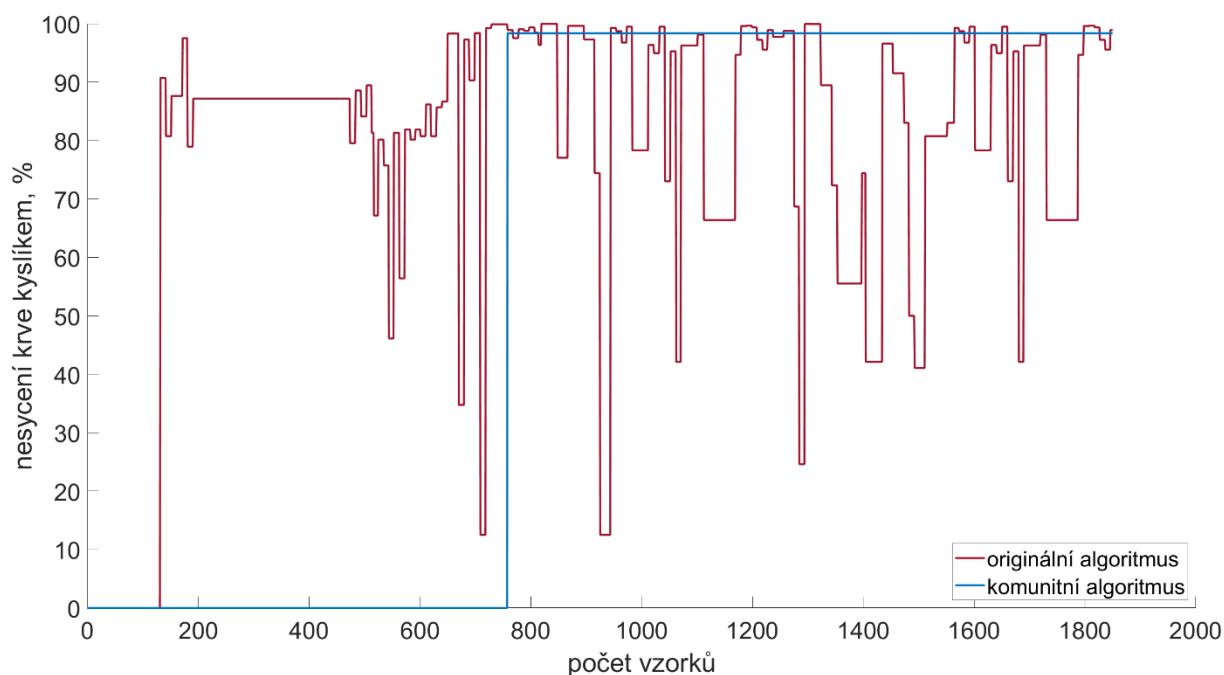
Výpočet ušlé vzdálenosti

Výpočet ušlé vzdálenosti je složitou součástí krokoměrů. Délku kroku ovlivňuje nespočetně faktorů a při využití pevně nastavených hodnot jde vždy jen o aproximaci. Proto jsou v profesionálních moderních zařízeních využívány komplikované algoritmy vytvořené na základě velkého množství dat. Postupně ovšem i tato technologie začíná být zastaralá a data jsou hodnocena pomocí umělé inteligence.

Z tohoto důvodu bylo po zvážení všech možností rozhodnuto využít standardizovaných hodnot. Jedná se konkrétně o hodnotu průměrné délky kroku muže a ženy. Z těchto hodnot je na základě počtu ušlých kroků a dat uživatelem zadaných v mobilní aplikaci stanovována uražená vzdálenost.

3.2 VYUŽITÍ OXYMETRICKÝCH DAT

Záměrem měření oxymetrických dat bylo primárně periodické získávání hodnot nasycení krve kyslíkem a sekundárně získávání hodnot tepové frekvence. Tepová frekvence by pak mohla být využitelná pro kalkulace energetického výdeje. Původní záměr počítal s umístěním senzoru na zápěstí. K tomu ovšem nemohlo dojít, jelikož senzor při tomto umístění není schopný podat žádná validní data. Bohužel ani výsledky měření přímo na prstu, který je obecně využíván pro oxymetrii, nebyly uspokojivé, jak je viditelné z obr. 3.4.

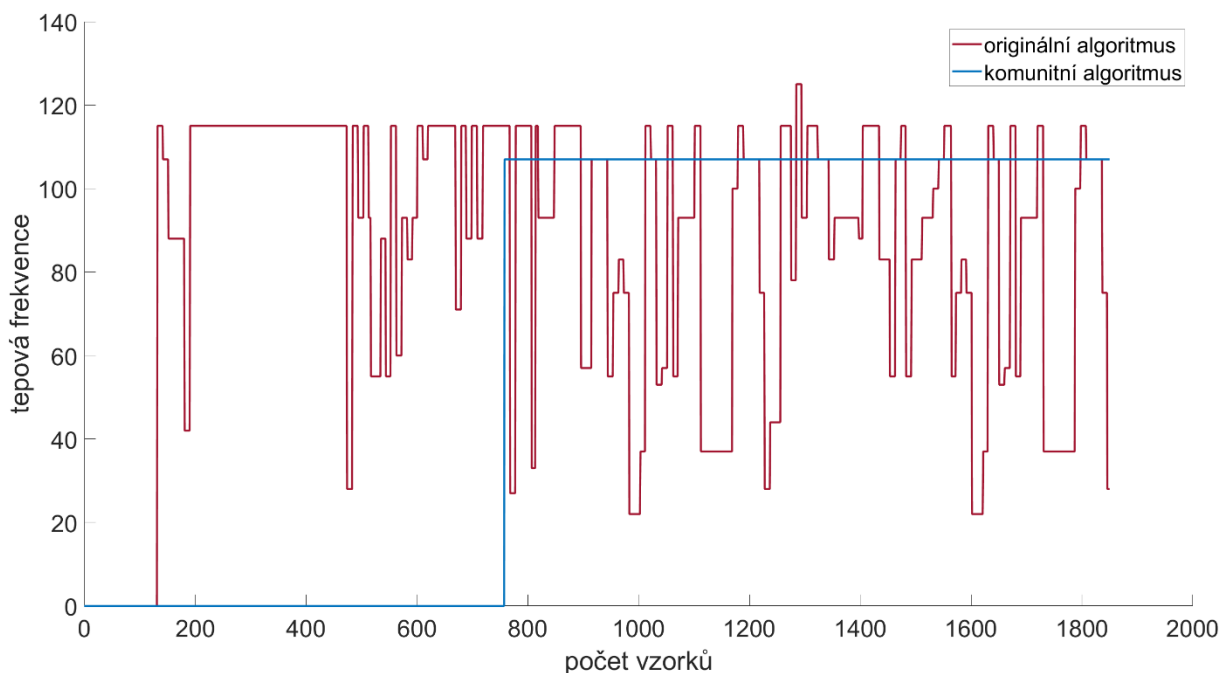


Obr. 3.4 – Výsledky měření oxymetrických dat

Nekvalitní výsledky měření jsou dokonce viditelné i přímo na propagačním videu výrobce senzoru. Při měření v naprostém klidu dokáže data znehodnotit nejmenší změna tlaku či sebemenší pohyb. Pohybem vzniklé chyby se označují jako pohybové artefakty. Pohybové artefakty u tohoto konkrétního senzoru způsobují, že výsledky měření nejsou spolehlivé ani při nepřetržitém snímání a nelze tak v podstatě senzor jakkoliv smysluplně využít.

Po delším hledání bylo zjištěno, že senzor, a hlavně moduly jej obsahující, mají několik závažných problémů. Prvním takový je způsoben přímo výrobcí modulů. Výrobci modulů se senzorem MAX30102 vydali kompletní sérii desek plošných spojů s chybou, díky které je část senzoru napájena větším než povoleným napětím, které sice nezpůsobí poškození senzoru, alespoň tedy ne v krátkodobém měřítku, ale výsledné hodnoty měření jsou velice nepřesné.

Dalším problémem je i existence senzorů, které jsou očividně kopií jejich originálních protějšků od společnosti Maxim Integrated. U těchto senzorů došlo k záměně zapojení infračervené a červené LED. Výsledkem jsou opět špatné hodnoty. Tento konkrétní problém je naštěstí řešitelný pomocí softwaru mikropočítače.



Obr. 3.5 – Výsledky měření tepové frekvence

Samotná knihovna obstarávající zpracování dat také tyto data nezpracovává nejlépe. Tak tedy došlo ke snaze ze strany komunity konstruktérů vytvořit lepší algoritmus pro zpracování dat. Takový algoritmus byl zahrnut v této bakalářské práci také. Tento algoritmus se jeví, že pracuje lépe, ale také není ideálním řešením, jak je vidět na obr. 3.5. Algoritmus

rozezná invalidní data, a pokud mu není poskytnut dostatek kvalitních dat, tak je výsledek měřených hodnot roven nule. Proto je možné, že i při mírném pohybu, který vytvoří pohybové artefakty, nedojde k žádnému poskytnutí výsledků měření, jelikož tento algoritmus blokuje invalidní data. Mezi další nevýhody patří i velké množství vzorků potřebné pro funkci tohoto algoritmu, které způsobí přehlížení krátkodobých jevů (MAX30102_by_RF).

3.3 VYUŽITÍ BAROMETRICKÝCH DAT

V bakalářské práci je využito ke kalibraci barometru GPS dat chytrého telefonu. Pomocí GPS je získána hodnota nadmořské výšky, která je následně předána ESP32. Z této hodnoty a hodnoty tlaku získané barometrem je vypočten atmosférický tlak na hladině moře. Atmosférický tlak na hladině moře je poté využíván pro výpočet nadmořské výšky z následně získaných dat barometru. V moderních zařízeních je takto barometr využíván pro zpřesnění vertikálního určení výšky.

Program počítá převýšení ze získaných hodnot barometru každých pět sekund. Součástí je kód ošetřující prvotní chybné hodnoty měření výšky, vzniklé nedostatkem vzorků pro použitý filtr. Počítaný rozdíl výšek je relativní. Měřené převýšení je takzvané kumulativní převýšení, tedy součet rozdílů mezi lokálními minimy a lokálními maximy.

Ani tento senzor nepracoval bez problémů. Pro tento senzor jsou vytvořeny dvě široce známé knihovny. První z knihoven je zároveň i nejpoužívanější knihovnou, ale její možnosti jsou značně omezené. Proto byla zvolena druhá nejpoužívanější knihovna, která umožňuje využití funkcí, které by v první knihovně nebyly dostupné. Bohužel autor knihovny nedodržel ani základní pravidla pro tvorbu programů v C++ a očividně si toho byl vědom vzhledem k poznámkám v kódu. Díky tomu nastala situace, kdy v obsáhlejšímu programu nebylo tuto knihovnu možné použít beze změny, a proto musela být celá knihovna přepsána tak, aby dodržovala základní pravidla jazyka C++.

3.4 UKLÁDÁNÍ DAT

Naměřená data jsou primárně ukládána na SD kartu po rozhraní SPI. Z těchto dat byly vykresleny například grafy přítomné v této bakalářské práci. Data jsou ukládána tak, že se dají jednoduše rozlišit. Díky tomu by bylo možné vytvořit program pro počítač, který tyto změřená data mohl vykreslit.

Program po startu zařízení kontroluje, zda existuje složka využívaná pro ukládání dat. Pokud tato složka není vytvořena, tak ji sám vytvoří a přidá jednoduchý popis, který by se dal

nazvat záhlavím, které říká, čeho jsou konkrétní data výsledkem. Pokud tato složka již existuje, tak je jen programem otevřena. Po otevření následuje zápis dat a poté uzavření složky. Pokud program obsahuje nová data k zapsání, tak je složka opět otevřena, data zapsána a následně zavřena. Složka je uzavírána hlavně kvůli možnosti korupce souboru, která by mohla vzniknout, pokud by došlo k odstranění napájení a složka byla otevřená.

3.5 KONSTRUKCE ZAŘÍZENÍ

Jádrem celého zařízení je mikrokontrolér ESP32, přesněji řečeno tedy vývojový kit tvořený mikropočítačem ESP32. Tento mikrokontrolér je schopný komunikovat pomocí standardů Wi-Fi, Bluetooth a Bluetooth Low Energy. Tato vlastnost společně s možností běhu programu na dvou jádrech předurčuje zmíněný mikropočítač pro práci v IoT sféře a byla tedy i důvodem, proč byl využit pro konstrukci fitness náramku.

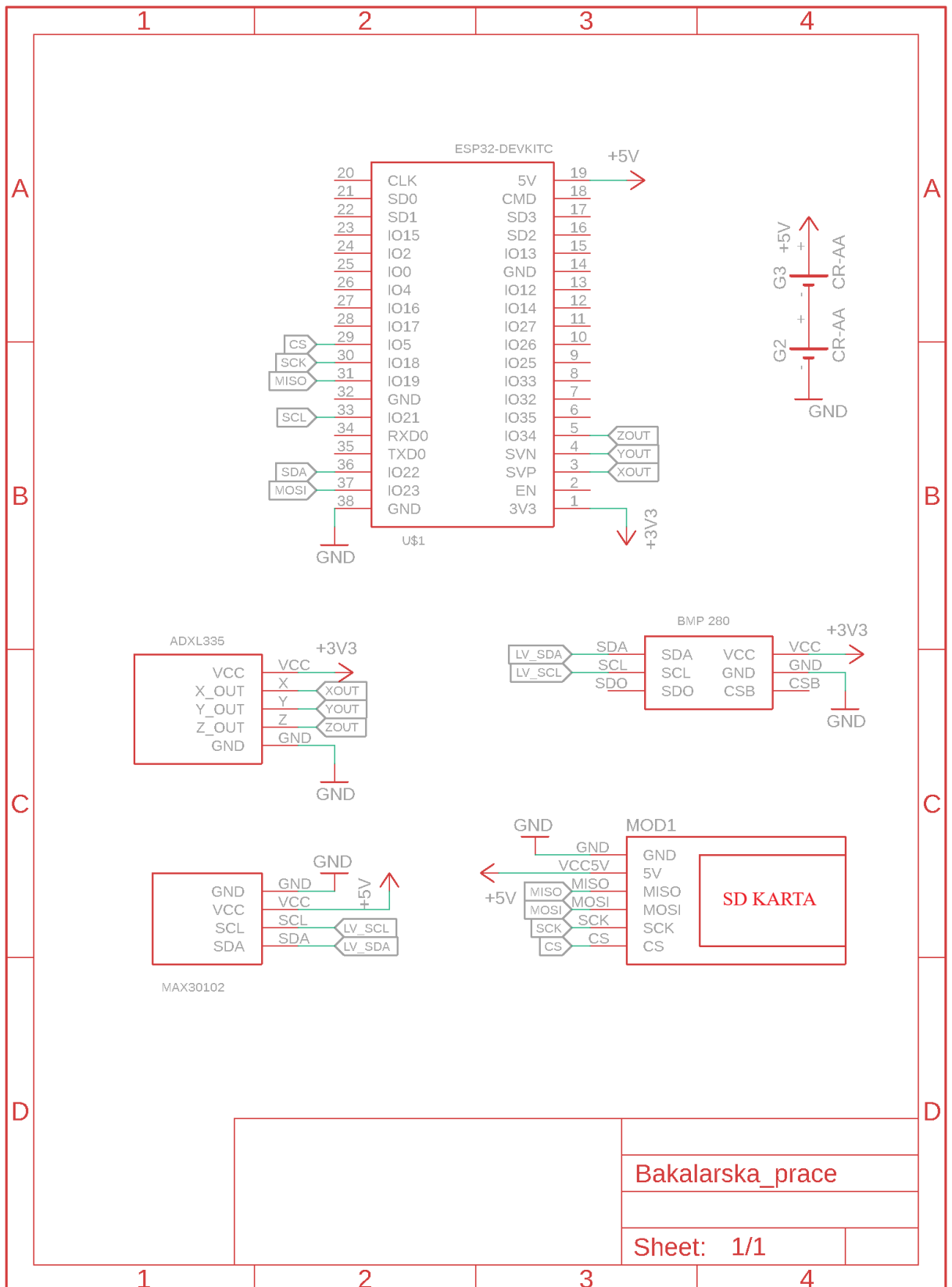
Senzory byly zvoleny ve formě modulů kvůli usnadnění práce, ale hlavně z důvodů vyloučení problémů vzniklých díky chybám pájení. Většina těchto modulů je vyráběna pouze ve verzích, které nemají přístupné pájecí plošky a nelze je tak připájet klasickými metodami. Jediným způsobem, jak tyto součástky připájet, je využití přetavovací pece. Vzhledem tedy k absenci tohoto specifického kusu vybavení a testovacích zařízení pro kontrolu vytvořených plošných spojů, bylo tedy přistoupeno na využití modulů.

Samotná konstrukce zařízení je koncipována tak, aby byla umožněna bezproblémová komunikace mezi senzory a mikrokontrolérem. Schéma zapojení zařízení je na obr. 3.6. Zařízení je přichyceno na zápěstí uživatele pomocí silikonového pásku, který snižuje omezení pohybu a zvyšuje komfort nošení náramku. Přímo pod náramkem měl být umístěn i oxymetrický senzor. Bohužel k tomu nedošlo vzhledem k již popsaným problémům.

3.6 PROGRAM PRO ESP32

Program nahraný v mikrokontroléru ESP32 se stará o zpracování všech získaných dat, a to jak z mobilního telefonu, tak i ze senzorů. Mikrokontrolér a jeho program je tedy nejdůležitější součástí celého zařízení, jelikož se stará o komunikaci mezi senzory, mobilním telefonem a vlastní zpracování dat. Tento program je viditelný na obr. 3.7.

V programu je využito skutečnosti, že ESP32 obsahuje dvě jádra, mezi které lze rozdělit vytvořený program pomocí tzv. tasků. Ty se starají o přidělení programu konkrétnímu jádru s definovanou prioritou. Lze tedy programy dělit mezi konkrétní jádra a dále jim přiřadit prioritu, podle které je rozhodnuto, kdy se vykonají. Kdyby takto zmíněný mikropočítač



Obr. 3.6 – Schéma zapojení senzorů a mikrokontroléru

nepracoval, tak by bylo třeba provést další změny v knihovnách senzorů. Některé tyto knihovny totiž při vlastním vzorkování dat ze senzoru blokují program. Proto by bylo nemožné dodržet vzorkovací frekvence jiných senzorů na takové úrovni, aby docházelo ke spolehlivému získávání dat. Této skutečnosti by se dalo vyhnout, pokud by nebyla získávána data ze všech senzorů naráz a například snímání oxymetrických dat bylo prováděno pouze ve stanovených intervalech. Bohužel snímání oxymetrických dat musí být nepřetržité vzhledem k výše uvedeným důvodům. Ale i pokud by bylo využito této metody, tak by vznikl celkem velký časový úsek, ve kterém by nebylo možné získávat jiná data ze senzorů.

Z praktických měření vyplývá, že pokud by nebylo využito obou jader současně, tak by se vzorkovací frekvence akcelerometru snížila zhruba na 3 Hz. Taková vzorkovací frekvence je pro snímání akcelerometrických dat, využívaných pro rozpoznání chůze naprosto nepřijatelná.

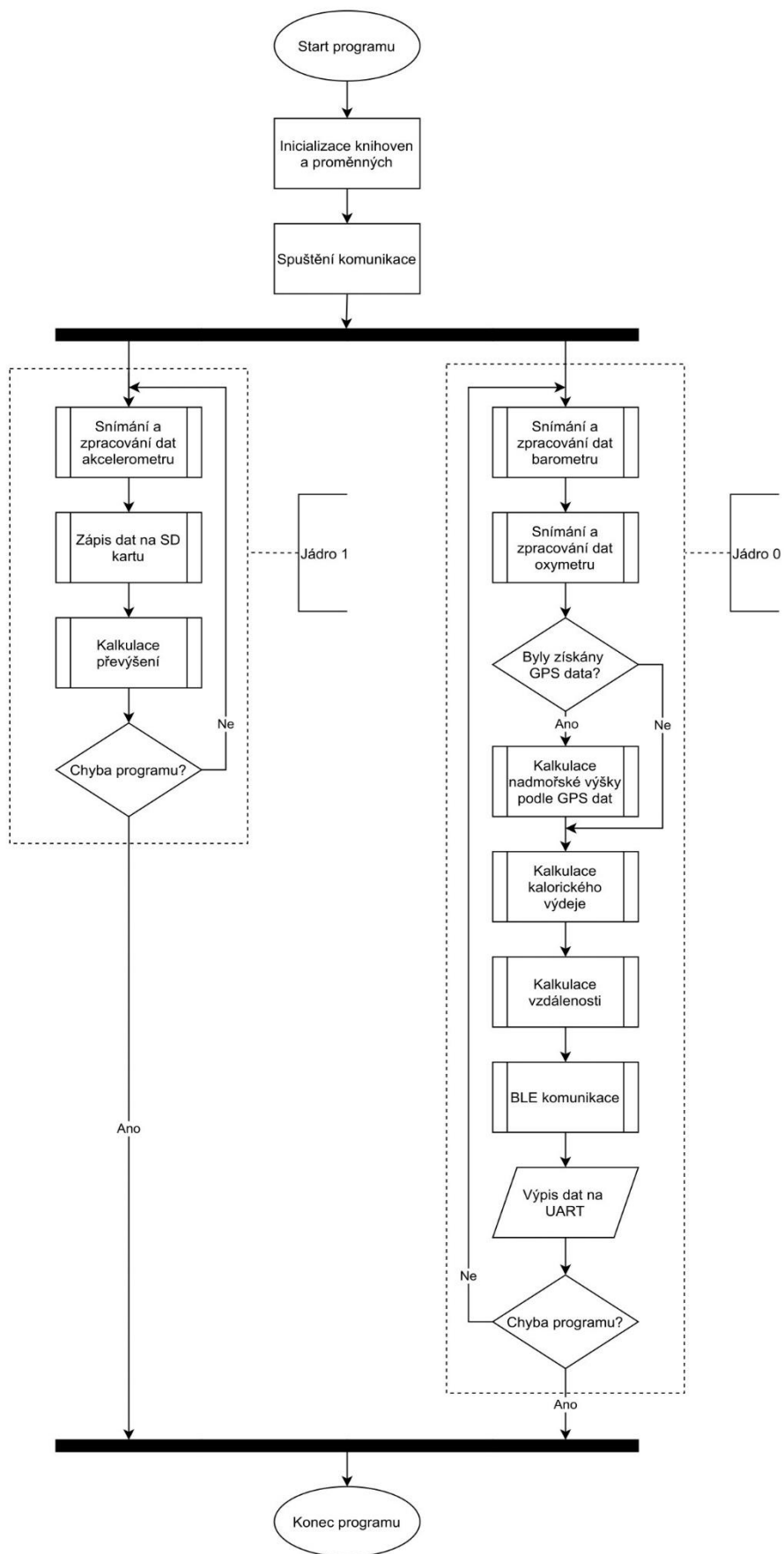
3.6.1 Zpracování ostatních dat

Data získaná ze senzorů jsou obvykle zpracována přímo v segmentech kódů, které se starají o vlastní získávání informací ze senzorů. Takovým segmentem kódu je například kód pro snímání akcelerometrických dat. V tomto kódu dochází ke snímání dat a jejich vyhodnocení, které udává počet kroků. Z hlediska přehlednosti kódu jsou tedy další výpočty zahrnující například kalkulaci převýšení umístěné v segmentu kódu obstarávajícím výpočty dat jiného, než základního charakteru, jako byl počet kroků.

Klidový energetický výdej

Klidový energetický výdej (RMR) je definovaný jako energie potřebná pro udržení základních životních funkcí a tělesné teploty organismu v klidovém stavu. Klidový stav není pevně definován, proto se různé metodiky měření mohou lišit. Obvykle se jedná o největší složku denního energetického výdeje. Hodnota RMR je často nesprávně zaměňována za bazální metabolický výdej (BMR). Při měření BMR se postupuje podle striktně stanovených podmínek a výsledkem takového měření je minimální množství energie potřebné k funkci organismu. Obecně lze tedy označit RMR za hodnotu lépe popisující denní energetický výdej (McMurray et al., 2014).

Pro výpočet RMR jsou využívány čtyři predikční rovnice Harris-Benedict, Owen, Mifflin-St Jeor a World Health Organization/Food and Agriculture Organization/United Nations University (WHO/FAO/UNU).



Obr. 3.7 – Vývojový diagram programu

Z těchto predikčních rovnic byla vybrána Mifflinova-St Jeorova rovnice, jelikož vypočtené hodnoty jsou nejbližší výsledkům reálného měření (Frankenfield, 2005). Tato rovnice je vyjádřena vztahem

$$RMR = 9,99 \cdot m + 6,25 \cdot h - 4,92 \cdot věk + 5 \quad (3.2)$$

pro muže a pro ženy vztahem

$$RMR = 9,99 \cdot m + 6,25 \cdot h - 4,92 \cdot věk - 161, \quad (3.3)$$

kde m je hmotnost jedince, kg,

h – výška jedince, cm,

$věk$ – věk jedince.

Metabolický ekvivalent

Metabolický ekvivalent (MET) je pojem označující množství energie nebo kyslíku, které tělo spotřebuje během fyzické aktivity. Konkrétně tedy vyjadřuje poměr rychlosti metabolismu průměrného jedince při konání práce vůči rychlosti metabolismu průměrného jedince v klidu. Jeden MET je vyjádřen jako 1 kcal/kg/h a je zhruba roven energii spotřebované při klidném sezení. Pro klasifikaci různých fyzických aktivit byly vytvořeny tabulky odrážející MET při konkrétní aktivitě. V realizaci bakalářské práce byla využita hodnota MET = 4,3, která je ekvivalentem svižnější chůze (5,6 km/h) (Sai et al., 2016).

Výpočet energetického výdeje

Po získání hodnot RMR a MET lze vypočítat energetický výdej. Výsledkem je hodnota udávaná v kaloriích. Kalorie (cal) je jednotka energie v praxi hlavně využívaná pro vyjádření energetické hodnoty potravin (Sai et al., 2016). Výpočet energetického výdeje je vyjádřen vztahem

$$EV = ((RMR \div 24) \cdot MET) \cdot t, \quad (3.4)$$

kde EV je vypočtený energetický výdej,

RMR – klidový energetický výdej,

MET – metabolický ekvivalent,

t – čas, h.

3.7 PROGRAM PRO CHYTRÝ TELEFON

V posledních desítkách let zažily mobilní telefony obrovský vývoj. Posledním největším milníkem v technologii mobilních telefonů byl vznik tzv. chytrých telefonů. Tato technologie zažila takový rozmach, že už není rozlišována od klasických mobilních telefonů a pokud je mluveno o mobilním telefonu, tak se tím obvykle myslí zmíněný chytrý telefon.

Mobilní telefony se staly běžnou součástí každodenního života většiny lidí. Rozsah využití této technologie je tak obrovský, že se někdy o mobilních telefonech mluví jako o prodloužení mysli jejich uživatelů. Chytré telefony jsou důležitou součástí života mnoha jejich uživatelů. Proto je jen logické využít jejich schopností navázání komunikace s jinými zařízeními, ať už se jedná o připojení ke vzdálenému serveru, logickému automatu chytrého domu nebo nositelné elektronice.

Vzhledem k těmto skutečnostem byla vyvinuta po vzoru komerčně prodávaných fitness náramků mobilní aplikace sloužící pro vizualizaci získaných dat. Tato aplikace se stará o vlastní vytvoření, udržení případně i ukončení spojení mezi fitness náramkem a mobilním telefonem. Přenos dat je uskutečněn pomocí BLE a probíhá oběma směry.

Aplikace zasílá náramku data zadaná uživatelem jako pohlaví, věk, váha a výška, které jsou využity pro kalkulace v programu náramku. Jako další zasílá aplikace také informace o GPS poloze, která je náramkem využívána pro výpočet nadmořské výšky, která je dále programem fitness náramku využívána pro další kalkulace.

Naopak aplikaci jsou předávána data náramkem, jež jsou výsledkem práce algoritmů uvnitř něj pracujících. Ukázka vzhledu aplikace a zobrazení získaných dat je na obr. 3.8. Existencí tohoto propojení mobilního telefonu a fitness náramku odpadá potřeba přímého připojení náramku například ke stolnímu PC. Uživatel tak může sledovat data vypovídající o aktivitě přímo při jejím vykonávání na svém mobilním telefonu. Podrobnější popis ovládání aplikace je umístěn v přílohách bakalářské práce.



Obr. 3.8 – Ukázka mobilní aplikace

4 ZHODNOCENÍ

Cílem bakalářské práce bylo vytvoření fitness náramku pro snímání fyziologických a environmentálních dat. Tohoto cíle bylo úspěšně dosaženo. Některé veličiny nebyly nakonec ani snímány vzhledem k tomu, že by jejich snímání nebylo přesné. Mezi ně patří snímání teploty, které bylo možné využít díky barometrickému senzoru. Ale vzhledem k tomu, že fitness náramky jsou vystaveny velikým rozdílům teploty nesouvisejících s vlastní změnou okolní teploty, tak bylo od této myšlenky odpuštěno. Konkrétně se jedná o případ, kdy má uživatel jeden fitness náramek na jedné ruce, na kterou mu svítí slunce, ale druhou ruku s dalším náramkem má ve stínu. Výsledkem jsou zcela rozdílná data, a to i přesto, že oba náramky byly ve stejném prostředí.

Překvapením byly získaná data z akcelerometru, jejichž přesnost byla překvapivě velká. Ačkoliv toto posuzování přesnosti je silně subjektivní a zcela závislé na preferencích uživatele. Přesto je třeba počítat s tím, že chyba měření by se postupem času akumulovala a výsledky by poté nebyly tak působivé. Naopak zklamáním byl oxymetrický senzor, který na rozdíl od ostatních senzorů nedokázal ani vzdáleně pracovat tak, jako stejné senzory v komerčně dostupných zařízeních.

Při realizaci této práce bylo nalezeno mnoho problémů, a to větších či menších. Největší problémy vznikly z hlediska využitého firmwaru ve tvaru knihoven, který někdy nebyl zcela optimalizován pro práci s mikrokontrolérem ESP32 nebo nebyl psán podle základních pravidel využitého programovacího jazyku. Proto musely být tyto problémy vyřešeny.

Dalším problémem bylo seznámení s technologií Bluetooth Low Energy, která je do hloubky obecně špatně dokumentována a velice často dochází k zaměňování termínů, které vede ke zmatení.

5 ZÁVĚR

Nositelná elektronika je neustále se vyvíjející a rostoucí odvětví, ve kterém jsou nějaké koncepty více a jiné méně prozkoumané. Proto je obtížné v jednom z nejméně prozkoumaných směrů vývoje nositelné elektroniky přijít s novým nápadem. Obvykle jsou fitness náramky koncipovány velice podobně a nevzniká tak mnoho inovací.

Proto ani téma této bakalářské práce není nějakým převratným tématem, ale spíše snahou zahrnutí základních technologií využívaných v komerčně dostupných produktech do jednoho zařízení. Většina podobných bakalářských prací obvykle pracuje primárně pouze s jedním senzorem, a proto vznikla snaha o vytvoření práce, která by využila celou skupinu těchto senzorů.

Cílem bakalářské práce bylo sestavení fitness náramku s funkčním firmwarem a softwarem, což se úspěšně zdařilo. Ačkoliv nějaké aspekty funkce zařízení byly omezeny využitím pouze senzorů v modulové formě, a tak i nedostupností přesnějších přístrojů, tak je vypracované řešení považováno za úspěch.

Zmíněnou problematikou by bylo možné strávit mnoho času a provést ještě hlubší průzkum, ale to je již mimo rozsah této bakalářské práce. Doporučením pro případné zájemce o další průzkum v problematice by bylo využití jiného programovacího jazyku než je Wiring, který byl zvolen pro rychlost vývoje. Nakonec se ale ukázaly jeho slabé stránky při práci s ESP32 a obtížnějšími úkony. Bylo tak potvrzeno, že tento jazyk nepatří mezi zcela vyspělé jazyky, jako je C nebo C++.

Mezi další vylepšení lze zařadit komplexnější metody zpracování dat. Pro tato vylepšení by v nějakých případech bylo třeba vytvoření kompletně nových knihoven. Bohužel vzhledem k nutnosti opravy určitých knihoven do funkčního stavu nezbyl čas na složitější metody filtrace a klasifikace dat hlavně z akcelerometru.

Metod filtrování dat z akcelerometru je nesčetně mnoho a jen jejich porovnání by byl námět na samotnou bakalářskou práci. To samé platí i pro klasifikaci takto získaných dat. Data mohou být hodnocena pouze základními algoritmy, nebo mohou být využity pro trénování umělé inteligence schopné rozpoznávat i různé druhy aktivit. Stejně tak by bylo možné využít akcelerometrická data pro omezení pohybových artefaktů při získávání akcelerometrických dat, ale k tomu by bylo nutné využít lepší senzor.

POUŽITÁ LITERATURA

- Pulzní oxymetr* [online]. Mavisys, 2012 cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://aeroweb.cz/clanky/3436-pulzni-oxymetr>.
- AFANEH, M. 2018. *Intro to Bluetooth Low Energy: The Easiest Way to Learn BLE*. US: Amazon Digital Services. ISBN 978-1-7901-9815-3.
- BAO, M. 2005. *Analysis and Design Principles of MEMS Devices* [online], Elsevier [cit. 2021-5-17]. ISBN 9780444516169. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-444-51616-9.X5000-0.
- Atmel Corporation. *Data Sheet ATmega48PA/88PA/168PA/328P* [online]. U.S.A: Atmel Corporation 2009 [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: https://www.mouser.com/pdfdocs/gravitech_atmega328_datasheet.pdf.
- BEJČEK, L. *Snímače tlaku*. AUTOMA [online]. 2011, 1, [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: https://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/42719.pdf.
- BHARGAVA, M. 2017. *IoT Projects with Bluetooth Low Energy*. Birmingham: Packt Publishing. ISBN 978-1-78839-944-9.
- Bluetooth 1.0 vs 2.0 vs 3.0 vs 4.0 vs 5.0: How They Compare*, 2018. Symmetry Electronics [online]. [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://www.semiconductorstore.com/blog/2018/Bluetooth-1-0-vs-2-0-vs-3-0-vs-4-0-vs-5-0-How-They-Differ-Symmetry-Blog/3147/>.
- Bluetooth 5 to quadruple range, double speed, and increase data broadcasting capacity by 800%*, 2016. IoT Now News: How to run an IoT enabled business [online]. [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://www.iot-now.com/2016/06/20/48737-bluetooth-5-to-quadruple-range-double-speed-and-increase-data-broadcasting-capacity-by-800-says-sig/>.
- Bluetooth SIG: Core Version 4.2* [online]. 2014, [cit. 2021-5-13]. Dostupné z: https://www.bluetooth.org/DocMan/handlers/DownloadDoc.ashx?doc_id=286439.
- Bosch Sensortec. *Data Sheet BMP280* [online]. Germany: Bosch Sensortec 2015 [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/BST-BMP280-DS001-11.pdf>.
- CADMUS-BERTRAM, L., 2017. *Using Fitness Trackers in Clinical Research: What Nurse Practitioners Need to Know*. The Journal for Nurse Practitioners [online]. 13(1), 34-40 [cit. 2021-5-17]. ISSN 15554155. Dostupné z: doi:10.1016/j.nurpra.2016.10.012.
- COOREVITS, L.; COENEN, T. *The rise and fall of wearable fitness trackers*. In: *Academy of Management*. 2016 [online]. [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://biblio.ugent.be/publication/8055995>.
- Analog Devices. *Datasheet ADXL 335*. [online] 2009. [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL335.pdf>.
- DUDÁČEK, K. 2002. *Sériová rozhraní SPI, Microwire, I2C a CAN* [online]. [cit. 2021-5-9]. Dostupné z: http://home.zcu.cz/~dudacek/NMS/Seriova_rozhrani.pdf.
- Espressif Systems. *Data Sheet ESP32 Series* [online]. Shanghai: Espressif Systems 2021a [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf.
- Espressif Systems. *Data Sheet ESP32-WROOM-32* [online]. Shanghai: Espressif Systems 2021b [cit. 2021-5-17]. Dostupné z:

https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf.

- MOSCARITOLO, A. 2020. Fitbit Charge 4 Review. In: *PCMag.com* [online]. [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://www.pcmag.com/reviews/fitbit-charge-4>.
- FRANKENFIELD, D. et al. 2005. *Comparison of Predictive Equations for Resting Metabolic Rate in Healthy Nonobese and Obese Adults: A Systematic Review*. Journal of the American Dietetic Association [online]. 105(5), 775-789 [cit. 2021-5-17]. ISSN 00028223. Dostupné z: doi:10.1016/j.jada.2005.02.005.
- HENRIKSEN, A. et al. 2018. *Using Fitness Trackers and Smartwatches to Measure Physical Activity in Research: Analysis of Consumer Wrist-Worn Wearables*. Journal of Medical Internet Research [online]. 20(3) [cit. 2021-5-17]. ISSN 1438-8871. Dostupné z: doi:10.2196/jmir.9157.
- HEYDON, R. 2012. *Bluetooth Low Energy: The Developer's Handbook*. Crawfordsville (Indiana): Prentice Hall. ISBN 978-0-13-288836-3.
- HLAS, D. 2021. *Xiaomi Mi Smart Band 6 (RECENZE) – perfektní náramek s ještě větším displejem*. Alza.cz [online]. [cit. 2021-5-9]. Dostupné z: <https://www.alza.cz/xiaomi-mi-band-6-recenze>.
- HONKANEN, M. et al. 2004. *Low end extension for Bluetooth*. In: Proceedings. 2004 IEEE Radio and Wireless Conference (IEEE Cat. No.04TH8746) [online]. IEEE, s. 199-202 [cit. 2021-5-17]. ISBN 0-7803-8451-2. Dostupné z: doi:10.1109/RAWCON.2004.1389107.
- HOWE, C. A. et al. 2009. *Accelerometer Prediction of Energy Expenditure*. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 41(12), 2199-2206 [cit. 2021-5-17]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0b013e3181aa3a0e.
- HUSÁK, M. *MEMS a mikrosystémové technologie*. AUTOMA [online]. 2007, 11, [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <http://www.odbornecasopisy.cz/res/pdf/38122.pdf>.
- I2C senzor tlaku a teploty GY-BMP280*. In: GM electronic [online]. [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/i2c-senzor-tlaku-a-teploty-bmp280-3-3v>.
- ILIK, B. 2018. *A Fully-Implantable MEMS-Based Autonomous Cochlear Implant* [online]. Dostupné z: doi: 10.13140/RG.2.2.21141.58086.
- KILIÁN, K. 2018. *Hodinky iBeat Heart Watch přivolají pomoc v případě srdeční zástavy*. In: Živě.cz [online]. [cit. 2021-5-9]. Dostupné z: <https://www.zive.cz/clanky/hodinky-ibeat-heart-watch-privolaji-pomoc-v-pripade-srdecni-zastavy/sc-3-a-194096/default.aspx>.
- MAEDA, Y. et al. 2011. *The Advantages of Wearable Green Reflected Photoplethysmography*. Journal of Medical Systems [online]. 35(5), 829-834 [cit. 2021-5-17]. ISSN 0148-5598. Dostupné z: doi:10.1007/s10916-010-9506-z.
- MAX30102 Heart Rate Sensor*. In: Micro Robotics [online]. [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://www.robotics.org.za/MAX30102-MOD>.
- MAX30102_by_RF*. GitHub [online]. [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: https://github.com/aromring/MAX30102_by_RF
- Maxim Integrated. *Data Sheet MAX30102* [online]. U.S.A.: Maxim Integrated 2018 cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf>.

- MCMURRAY, R. G., et al. 2014. *Examining Variations of Resting Metabolic Rate of Adults*. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 46(7), 1352-1358 [cit. 2021-5-17]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0000000000000232.
- Mi Band 6. In: *eshop.xiaomicesko.cz* [online]. [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://eshop.xiaomicesko.cz/mi-band-6.html>
- Modul tříosého akcelerometru. In: *gme.cz* [online]. [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/modul-tri-oseho-akcelerometru-analogovy-vystup>.
- PACHI, A.; JI, T. *Frequency and velocity of people walking*. *Structural Engineer* [online], 2005, 84.3: 36-40 [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/291793625_Frequency_and_velocity_of_people_walking.
- PEÑA, E.,; LEGASPI, M. *UART: A Hardware Communication Protocol Understanding Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*. *Analog Dialogue* [online]. 4(54), 1-5 [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/analog-dialogue/volume-54/number-4/uart-a-hardware-communication-protocol.pdf>.
- PETERKA, J. 1996. *Synchronní, asynchronní a arytmičtý přenos* [online]. [cit. 2021-5-9]. Dostupné z: <http://www.earchiv.cz/a96/a650k150.php3>.
- GREGOR, L, 2020. Recenze Fitbit Charge 4: vydrží týden a donutí vás k pohybu. In: *SMARTmania.cz* [online]. [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://smartmania.cz/recenze-fitbit-charge-4-vydrzi-tyden-a-donuti-vas-k-pohybu/>.
- SAI, R P. et al. 2016. *Pedometer and calorie calculator for fitness tracking using MEMS digital accelerometer*. In: 2016 International Conference on Inventive Computation Technologies (ICICT) [online]. IEEE, 2016, s. 1-6 [cit. 2021-5-17]. ISBN 978-1-5090-1285-5. Dostupné z: doi:10.1109/INVENTIVE.2016.7823237.
- SCHNAPP, L.; COHEN, N. *Pulse oxymetry. Uses and abuses*. Department of Medicine, University of California, San Francisco [online]. 1990 [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: [https://journal.chestnet.org/article/S0012-3692\(16\)37926-0/pdf](https://journal.chestnet.org/article/S0012-3692(16)37926-0/pdf).
- SYNEK, J. *Pulsní oxymetrie v labview* [online]. Brno, 2010 [cit. 2021-5-17]. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Ústav biomedicínského inženýrství. Ing. Vratislav ČMIEL. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=30333.
- TAMURA, T. et al. 2014. *Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present*. *Electronics* [online]. 3(2), 282-302 [cit. 2021-5-17]. ISSN 2079-9292. Dostupné z: doi:10.3390/electronics3020282.
- TOWNSEND, K. et al., 2014. *Getting Started with Bluetooth Low Energy: Tools and Techniques for Low-Power Networking*. Sebastopol (CA): Shroff Publishers & Distributors Pvt. ISBN 978-1-491-94951-1.
- What is MEMS technology* [online]. 2005 [cit. 2021-5-17]. MEMSnet. Dostupné z: <http://www.memsnet.org/about/what-is.html>.
- Bestwireless. *What Is The Difference Between Bluetooth and Bluetooth Low Energy? How To Work*, 2020. Best Wireless Bluetooth Headphones [online]. [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: <https://bestwirelessbluetoothheadphones.com/wiki/bluetooth-low-energy>.

ZANDBERGEN, P. A. a BARBEAU S. J. 2011. *Positional Accuracy of Assisted GPS Data from High-Sensitivity GPS-enabled Mobile Phones*. Journal of Navigation [online]. 64(3), 381-399 [cit. 2021-5-17]. ISSN 0373-4633. Dostupné z: doi:10.1017/S0373463311000051.

PŘÍLOHY

A – CD

B – Uživatelská příručka programu

C – Výrobní dokumentace

Příloha k bakalářské práci

Chytrý náramek pro snímání fyziologických a environmentálních dat

Ondřej Polanský

CD

OBSAH

- 1 Text bakalářské práce ve formátu PDF.
- 2 Firmware fitness náramku
- 3 Software mobilní aplikace
- 4 Uživatelská příručka programu
- 5 Výrobní dokumentace

Příloha k bakalářské práci

Chytrý náramek pro snímání fyziologických a environmentálních dat

Ondřej Polanský

UŽIVATELSKÁ PŘÍRUČKA PROGRAMU

SOFTWARE PRO MOBILNÍ TELEFON

OBSAH

	Seznam ilustrací	B-2
	ÚVOD	B-3
1	PŘEDSTAVENÍ APLIKACE	B-4
1.1	Orientace v aplikaci	B-4
2	ZÁVĚR	B-10

SEZNAM ILUSTRACÍ

Obr. 1.1 – Vzhled aplikace po prvotním spuštění	B-5
Obr. 1.2 – Ukázka výběru zařízení	B-6
Obr. 1.3 - Ukázka aplikace po připojení k fitness náramku	B-7
Obr. 1.4 – Ukázka zadávaných dat	B-8
Obr. 1.5 - Ukázka zobrazení získaných dat z fitness náramku	B-9

ÚVOD

V současné době většina nositelné elektroniky nepracuje samostatně a je propojena s nadřazeným systémem. V tomto případě je nadřazeným systémem mobilní telefon.

Pro mobilní telefon byla vytvořena aplikace a tato dokumentace se zabývá jejím popisem. Dokumentace tady slouží k pochopení ovládání programu mobilní aplikace, která je využívána pro komunikaci mezi zařízením a mobilním telefonem, s jehož pomocí může uživatel sledovat výsledky své fyzické činnosti. Jsou zde postupně popsány parametry, které jsou aplikaci předávány a přesně definována jejich forma. Pro vývoj aplikace bylo využito prostředí MIT App Inventor. Do tohoto prostředí byly přidány další rozšiřující bloky, jelikož samotné prostředí v základním stavu není schopné komunikovat se zařízeními pracujícími s komunikačním standardem Bluetooth Low Energy.

1 PŘEDSTAVENÍ APLIKACE

Aplikace pro mobilní telefon byla vytvořena pro operační systém Android. Aplikace je momentálně v neveřejné formě, ale pokud by mělo dojít k jejímu zveřejnění, tak by ji stačilo umístit pouze na online distribuční službu Google Play. Poté by bylo možné veřejné rozšíření této aplikace.

Software této aplikace se stará o komunikaci mezi fitness náramkem a mobilním telefonem. Konkrétně mezi data, které odesílá mobilní telefon, patří věk, výška, pohlaví a poloha uživatele. Naopak příchozími daty je ušlá vzdálenost, počet kroků, kyslíková saturace uživatele, spálené kalorie, srdeční tep, nadmořská výška a kumulativní převýšení.

Pro funkci aplikace je nutné, aby uživatel povolil její přístup ke globálnímu polohovému systému a komunikaci Bluetooth.

1.1 ORIENTACE V APLIKACI

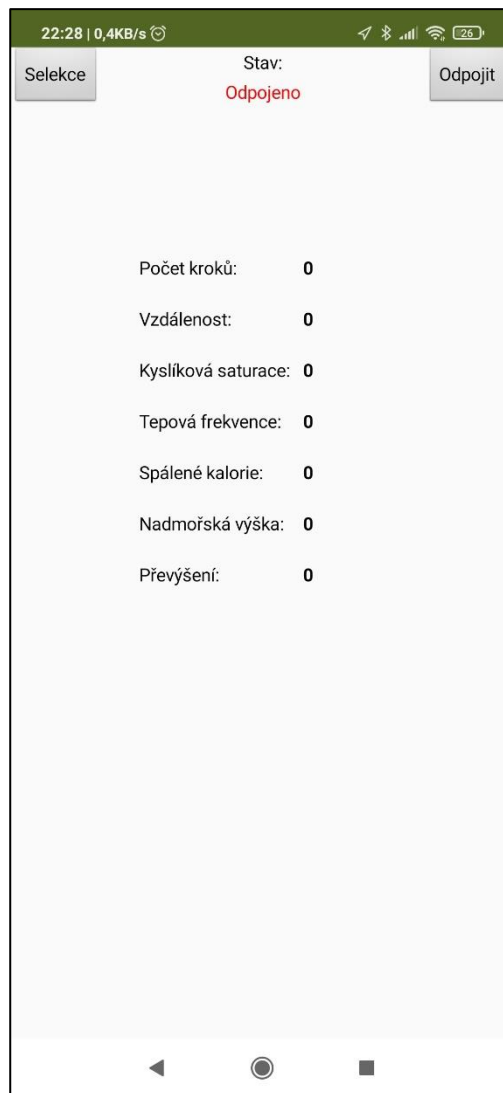
Po otevření aplikace uvidí uživatel na obrazovce svého mobilního telefonu aplikaci, jejíž podoba je viditelná na obr. 1.1.

Jak je vidět, tak jsou v horní části aplikace viditelná dvě tlačítka. První tlačítko s názvem selekce se stará o výběr zařízení, ke kterým se má aplikace připojit. Tlačítko s názvem odpojit, jak již název napovídá, se stará o přerušení propojení mezi fitness náramkem a mobilním telefonem. Mezi těmito tlačítky se nachází indikátor stavu připojení, který po prvním spuštění bude vždy uživateli sdělovat, že zařízení spolu nejsou propojena a je třeba je připojit.

Pro připojení k zařízení je tedy nutné kliknout na tlačítko selekce. Poté se uživateli zobrazí na obrazovce výběr podobný tomu, jako je na obr. 1.2. V tomto seznamu se mohou zobrazit i jiná zařízení pracující s Bluetooth Low Energy, proto nelze zaručit, že výpis zařízení bude naprosto totožný.

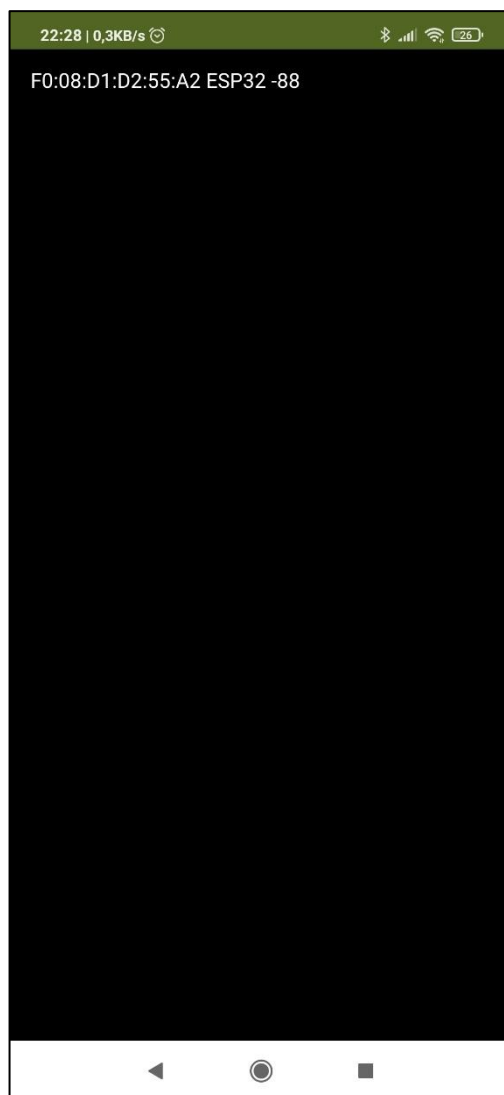
Po výběru zařízení je uživatel vrácen zpátky na původní obrazovku. Pokud bylo úspěšně navázáno propojení, tak dojde ke změně stavu zařízení, jak je zobrazeno na obr. 1.3. Lze tak tedy kontrolovat spojení mezi zařízeními. Pokud dojde k přerušení spojení, a to ať už jako požadavek uživatele po stisknutí tlačítka odpojit, nebo nějakou jinou událostí, tak je o tom uživatel informován a stav připojení se změní zpátky na odpojeno.

Po úspěšném navázání spojení může uživatel pokračovat ve vyplnění osobních údajů, které jsou využívány pro kalkulace fitness náramku. Tato data jsou zadávána pomocí vyplnitelných polí a zaškrťovacích políček, jak je vidět na obr. 1.4. Vyplnitelná pole jsou omezena pouze na zadávání číselných hodnot pro omezení chyb vzniklých zadáním neplatných



Obr. 1.1 – Vzhled aplikace po prvotním spuštění

hodnot. Zadávané hodnoty jsou zcela intuitivní a jediným místem, kde je třeba dbát zvýšené opatrnosti, je u pole výšky uživatele, kde musejí být data zadána v centimetrech. K těmto polím se uživatel dostane pouhým posunutím obrazovky směrem dolů. Zaškrťovací políčka jsou programově ošetřena, tak aby nebylo možné zaškrtnutí obou tlačítek naráz. Pokud dojde k zaškrtnutí jednoho pole, zatímco další již bylo zaškrtnuté, tak je zaškrtnuto aktuálně zvoleného pole a zrušeno předchozí zaškrtnutí. Poté, co jsou data zadána, tak je třeba je předat fitness náramku. O to se stará tlačítko umístěné ve spodní části obrazovky. Po jeho stisku jsou data odeslána fitness náramku a není třeba již dále nic v aplikaci nastavovat. Dále již uživatel pouze nahlíží do aplikace a sleduje získaná data, která jsou znázorněna na obr. 1.5.



Obr. 1.2 – Ukázka výběru zařízení



Obr. 1.3 - Ukázka aplikace po připojení k fitness náramku

The image shows a mobile application interface for entering user data. At the top, there is a status bar with the time 4:11, a data speed indicator of 0,2KB/s, and icons for Bluetooth, cellular signal, Wi-Fi, and a 90% battery level. The main content area contains five input fields arranged vertically:

- Váha:** A text input field containing the number 70.
- Výška:** A text input field containing the number 180.
- Věk:** A text input field containing the number 24.
- Muž:** A radio button that is checked, indicated by a green checkmark.
- Žena:** An unchecked radio button.

Below these fields is a grey button with the text "Odeslat uživatelská data". At the bottom of the screen, there is a standard Android navigation bar with back, home, and recent apps icons.

Obr. 1.4 – Ukázka zadávaných dat



Obr. 1.5 - Ukázka zobrazení získaných dat z fitness náramku

2 ZÁVĚR

Navržená aplikace je schopna zajistit komunikaci mezi fitness náramkem a mobilním telefonem. Bylo tak tedy dosaženo zadaného cíle. V této příloze byl podrobně popsán návod pro ovládání aplikace a s jeho pomocí je možné vysvětlit funkci aplikace každému uživateli.

Příloha k bakalářské práci

Chytrý náramek pro snímání fyziologických a environmentálních dat

Ondřej Polanský

VÝROBNÍ DOKUMENTACE

VÝROBNÍ DOKUMENTACE FITNESS NÁRAMKU

OBSAH

	Seznam ilustrací	C-2
	ÚVOD	C-3
1	KONSTRUKČNÍ MATERIÁLY	C-4
2	ZÁVĚR	C-6

SEZNAM ILUSTRACÍ

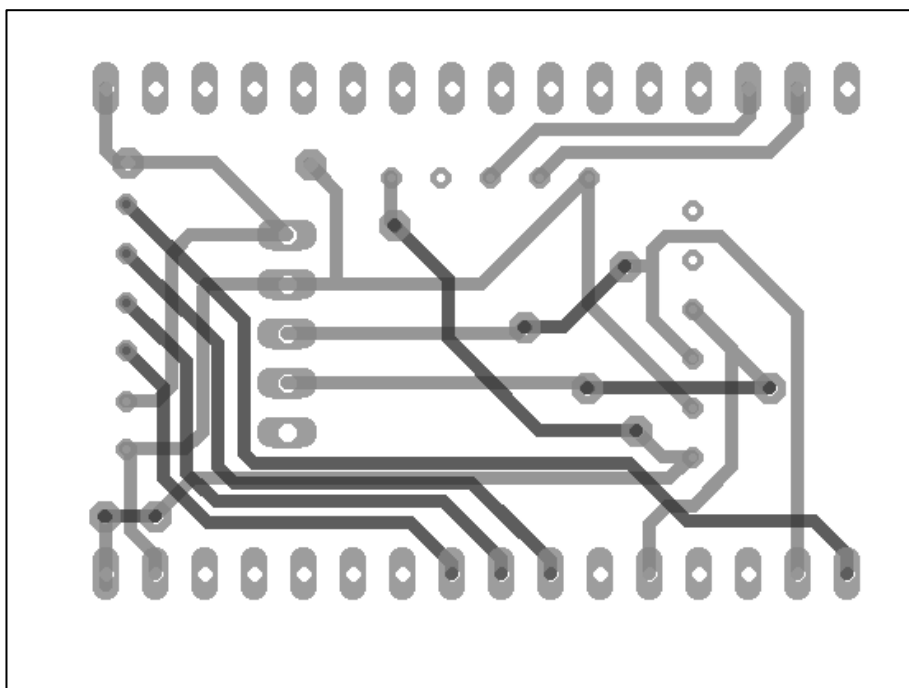
Obr. 1.1 - Plošný spoj	C-4
Obr. 1.2 – Osazovací plán	C-5
Obr. 1.3 – Finální podoba fitness náramku	C-5

ÚVOD

Součástí bakalářské práce bylo i sestrojení fitness náramku. Tento náramek byl sestrojen, aby z něj mohla být získána data, která byla dále hodnocena. Konstrukce fitness náramku byla provedena na tištěném spoji, který zajistil vodivé propojení všech modulů. V této příloze jsou tedy přiloženy materiály potřebné ke konstrukci takového zařízení. Schéma zapojení již bylo přiloženo v samotné bakalářské práci, a tak zde není uvedeno.

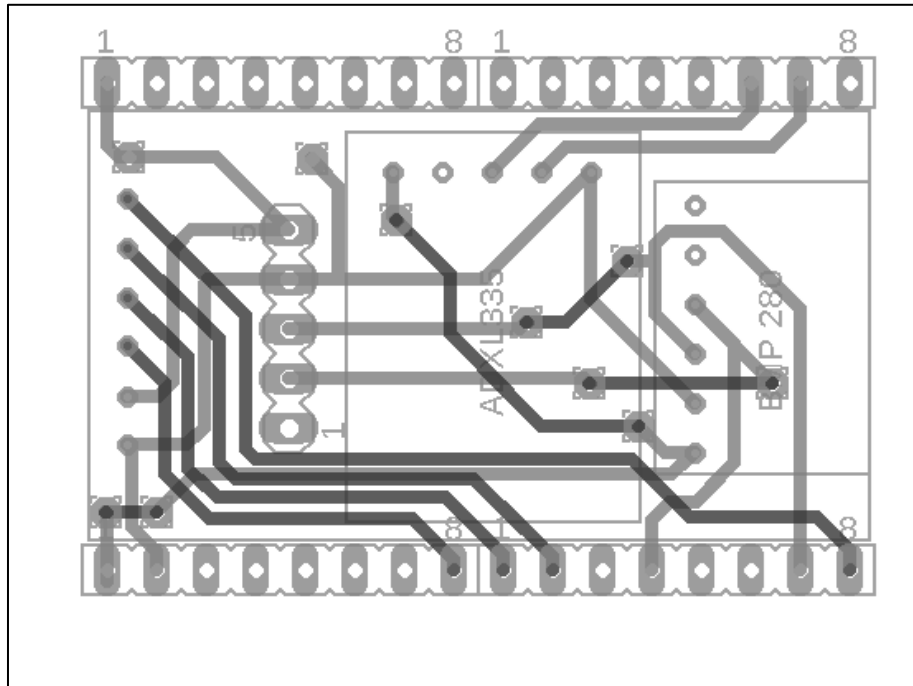
1 KONSTRUKČNÍ MATERIÁLY

Pro vývojový modul ESP32 DEVKIT V1 – DOIT byl vytvořen plošný spoj. Pro propojení plošného spoje s vývojovou deskou byly využity dutinkové lišty, které umožňují pohodlné vyjmutí vývojového kitu ze zařízení. Jak je z plošného spoje na obr. 1.1 viditelné, tak všechny senzory, a i modul paměťové karty je umístěn přímo pod vývojovým kitem mezi dutinkovými lištami. Výjimkou je tady oxymetrický senzor, který musel být připojen vodiči, které jsou vyvedené mimo zařízení. Důvody k tomuto řešení jsou již popsány v bakalářské práci. Deska plošného spoje je připevněna na silikonový náramek, který zajišťuje přichycení zařízení k uživatelskému zápěstí. Výsledný vzhled zařízení uchyceného na zápěstí uživatele je zachycen na obr. 1.3.

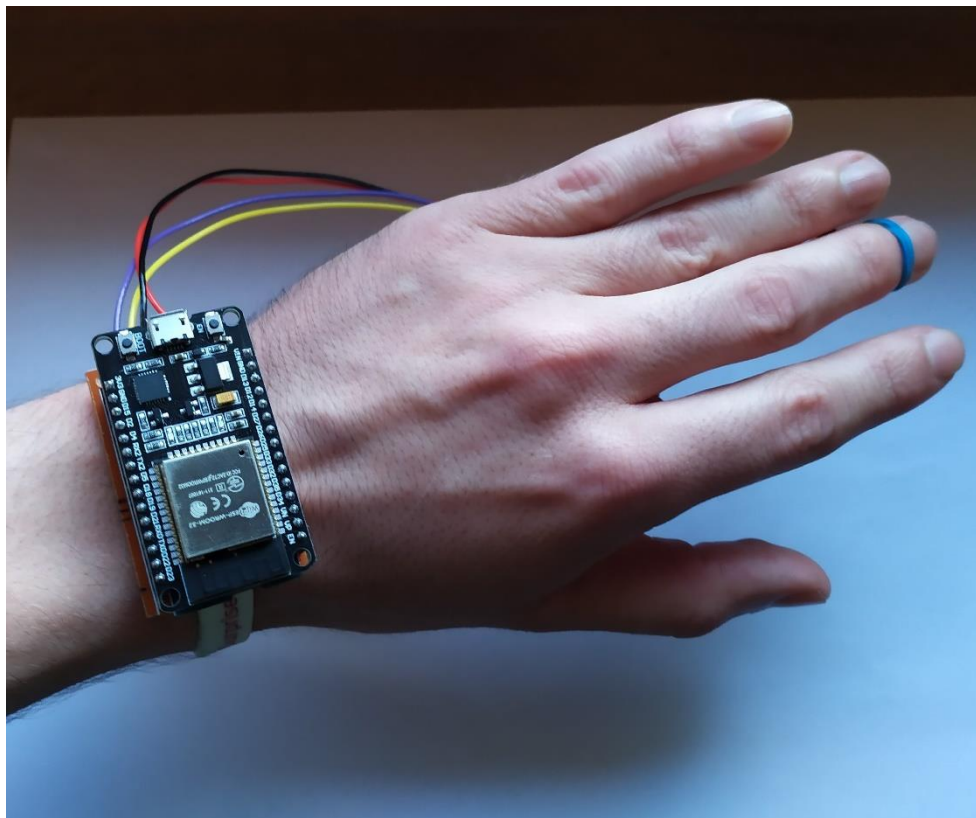


Obr. 1.1 - Plošný spoj

Z osazovacího plánu na obr. 1.2 možná nemusí být patrné umístění paměťové karty, což je způsobeno tím, že modul paměťové karty je těsně umístěn mezi dutinkové lišty. Při detailnějším pohledu jsou již hranice modulu viditelné. Kolíková lišta, umístěná mezi připojením paměťové karty a akcelerometru, je využita pro připojení oxymetrického senzoru, který je umístěn mimo desku plošného spoje.



Obr. 1.2 – Osazovací plán



Obr. 1.3 – Finální podoba fitness náramku

2 ZÁVĚR

V této příloze byly představeny materiály potřebné k sestrojení stejného zařízení, jaké bylo sestrojeno pro bakalářskou práci. Poskytnuté materiály a informace by tak měly být více než dostatečné k sestrojení stejného zařízení.