



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

MĚŘENÍ TEPU POMOCÍ PULZNÍ OXYMETRIE NA NESTANDARDNÍCH ČÁSTECH LIDSKÉHO TĚLA

HEART RATE MEASUREMENT USING PULSE OXIMETRY ON UNCONVENTIONAL PARTS OF
THE HUMAN BODY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Zdeňka Varmužová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Miroslav Cupal

BRNO 2022

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Elektronika a komunikační technologie**

Ústav radioelektroniky

Studentka: Zdeňka Varmužová

ID: 219104

Ročník: 3

Akademický rok: 2021/22

NÁZEV TÉMATU:

Měření tepu pomocí pulzní oxymetrie na nestandardních částech lidského těla

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s metodou měření tepové frekvence pomocí pulzní oxymetrie na prstu a na zápěstí. Navrhněte další možnosti umístění pulzního oxymetru na lidském těle a pomocí modulu MAX30101 ověřte vhodnost místa pro měření. Změřte a zhodnoťte stabilitu a zašumění signálu z fotodiod. Stabilitu a přesnost měření tepu porovnejte s komerčně dostupným náramkem. Navrhněte a vytvořte přípravek pro měření tepu pomocí pulzní oxymetrie za pomoci MAX30101 a připravte ho na umístění na lidském těle mimo prst nebo zápěstí. Přípravek bude schopný komunikovat s mobilním telefonem pomocí Bluetooth Low Energy a bude napájen baterií. Zaměřte se na minimalizaci rozměrů a maximalizaci doby provozu na baterii. Detekovanou tepovou frekvenci porovnejte s komerčně dostupnými senzory.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] PHILLIPS, Caleb, Daniyal LIAQAT, Moshe GABEL a Eyal DE LARA. WristO2: Reliable Peripheral Oxygen Saturation Readings from Wrist-Worn Pulse Oximeters. In: 2021 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops and other Affiliated Events (PerCom Workshops) [online]. IEEE, 2021, 2021-3-22, s. 623-629 [cit. 2021-6-3]. ISBN 978-1-6654-0424-2. Dostupné z: doi:10.1109/PerComWorkshops51409.2021.9430986

[2] LEE, Hooseok, Hoon KO a Jinseok LEE. Reflectance pulse oximetry: Practical issues and limitations. ICT Express [online]. 2016, 2(4), 195-198 [cit. 2021-6-3]. ISSN 24059595. Dostupné z: doi:10.1016/j.ict.2016.10.004

Termín zadání: 11.2.2022

Termín odevzdání: 1.6.2022

Vedoucí práce: Ing. Miroslav Cupal

doc. Ing. Lucie Hudcová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Práce se zabývá metodou měření srdečního tepu pomocí pulzní oxymetrie. Popisuje základní principy této metody pro určení jak tepu, tak okysličení krve. Zkoumá možnosti umístění senzoru na nestandardní místa na lidském těle. Dále rozebírá možné nedostatky metody a nepřesnosti měření na určitých místech na těle, možnosti upevnění senzoru a využití přípravku v běžném životě. Zabývá se také návrhem přípravku k měření tepu ze zvolené části těla, a to z čela. Porovnává naměřená data z navrženého přístroje s běžně dostupnými senzory.

Klíčová slova

Senzor, okysličení krve, pulzní oxymetrie, hemoglobin, srdeční tep, tepová frekvence, oxymetr

Abstract

This study deals with the method of measuring heart rate using pulse oximetry. It describes the basic principles of this method for determining both heart rate and blood oxygenation. It examines the possibilities of placing the sensor on non-standard places of the human body. It also discusses the possible shortcomings of the method as well as the inaccuracies of measurements in certain places on the body and the possibilities of mounting the sensor and the use of the product in ordinary life. Later it presents the design for the heart rate measuring device used on the selected body part, that is forehead, and compares it with commercially available products.

Keywords

Sensor, blood oxygenation, pulse oximetry, hemoglobin, heart beat, pulse, oximeter

Bibliografická citace

VARMUŽOVÁ, Zdeňka. *Měření tepu pomocí pulzní oxymetrie na nestandardních částech lidského těla*. Brno, 2022. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/141532>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav radioelektroniky. Vedoucí práce Miroslav Cupal.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení studenta:	<i>Zdeňka Varmužová</i>
VUT ID studenta:	<i>219104</i>
Typ práce:	<i>Bakalářská práce</i>
Akademický rok:	<i>2021/22</i>
Téma závěrečné práce:	<i>Měření tepu pomocí pulzní oxymetrie na nestandardních částech lidského těla</i>

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne: 31. května 2022

podpis autora

Poděkování

Za vedení práce, účinnou metodickou a odbornou pomoc, vstřícný přístup a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce bych ráda poděkovala panu Ing. Miroslavu Cupalovi, Ph.D. Dále bych ráda poděkovala svojí rodině za trpělivost a podporu při studiu.

V Brně dne: 31. května 2022

podpis autora

Obsah

SEZNAM OBRÁZKŮ.....	8
SEZNAM TABULEK	9
ÚVOD	10
1. PULZNÍ OXYMETRIE.....	11
1.1 OKYSLIČENÍ KRVE	11
1.2 ABSORPČNÍ VLASTNOSTI HEMOGLOBINU	13
1.3 VYUŽITÍ OXYMETRIE K URČENÍ TEPU	13
1.4 MOŽNÉ PŘÍČINY NESPRÁVNÉ HODNOTY SATURACE KRVE.....	15
2. SENZORY.....	16
2.1 TYPY SENZORŮ	17
2.1.1 Lékařský	17
2.1.2 Senzory používané v chytrých hodinkách.....	18
2.1.3 MAX 30101.....	19
2.2 MOŽNOSTI UMÍSTĚNÍ SENZORU.....	22
3. OVĚŘENÍ VHODNOSTI VYBRANÝCH MÍST PRO MĚŘENÍ.....	23
3.1 ZAPOJENÍ SENZORU PRO MĚŘENÍ	23
3.2 VYHODNOCENÍ DAT	25
3.2.1 Měření umístěním senzoru na prst.....	26
3.2.2 Měření umístěním senzoru na zápěstí	28
3.2.3 Měření umístěním senzoru na ušní lalůček	29
3.2.4 Měření umístěním senzoru na oblast za krkem.....	30
3.2.5 Měření umístěním na biceps.....	31
3.2.6 Měření umístěním senzoru nad kotník	32
3.2.7 Měření umístěním senzoru na čelo	33
3.2.8 Měření umístěním senzoru na spánkovou oblast	34
3.3 VÝBĚR UMÍSTĚNÍ SENZORU PRO DALŠÍ MĚŘENÍ	35
4. NÁVRH PŘÍPRAVKU PRO MĚŘENÍ TEPU	38
4.1 SCHÉMA ZAPOJENÍ	38
4.2 NÁVRH DESKY PLOŠNÝCH SPOJŮ	42
4.3 DOKONČENÍ PŘÍPRAVKU	43
4.4 ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU	45
4.4.1 Filtrace signálu a detekce špiček.....	45
4.4.2 Bluetooth komunikace.....	48
5. POROVNÁNÍ PŘÍPRAVKU S DALŠÍMI PŘÍSTROJI.....	49
6. ZÁVĚR.....	52
LITERATURA.....	53
SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK.....	55
SEZNAM PŘÍLOH.....	56

SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Množství absorbovaného světla pro různé formy hemoglobinu v závislosti na vlnové délce. [5] ...	13
1.2	Zastoupení konstantní a proměnné části absorpce světla (A), rozložení konstantní a proměnné části v krevním oběhu (B), změna amplitudy AC složky v závislosti na kyslíkové saturaci (C). [6].....	14
2.1	Možnosti umístění fotodetektoru v senzoru. [7].....	16
2.2	Prstový oxymetr. [8]	17
2.3	Typické hodnoty vlnové délky pro červenou diodu v senzoru MAX30101. [10]	19
2.4	Typické hodnoty vlnové délky pro infračervenou diodu v senzoru MAX30101. [10]	19
2.5	Typické hodnoty vlnové délky pro zelenou diodu v senzoru MAX30101. [10].....	20
2.6	Funkční schéma senzoru MAX30101. [10]	20
3.1	Schéma zapojení senzoru pro měření.	23
3.2	Průběhy dat ze senzoru při měření na prstu s proměnným tlakem.	25
3.3	Průběhy dat ze senzoru při měření na prstu.	26
3.4	Průběhy dat ze senzoru při měření na zápěstí.	28
3.5	Průběhy dat ze senzoru při měření na ušním lalůčku.	29
3.6	Průběhy dat ze senzoru při měření za krkem.	30
3.7	Průběhy dat ze senzoru při měření na bicepsu.	31
3.8	Průběhy dat ze senzoru při měření nad kotníkem.....	32
3.9	Průběhy dat ze senzoru při měření na čele.	33
3.10	Průběhy dat ze senzoru při měření na spánku.	34
3.11	Srovnání relativních změn v průběhu periody vzhledem k amplitudě signálu.	36
3.12	Srovnání směrodatných odchylek pro jednotlivé naměřené průběhy	36
4.1	Blokové schéma přípravku	38
4.2	Schéma zapojení nabíječky baterie.....	39
4.3	Schéma zapojení napěťových stabilizátorů. Stabilizátor na 3,3 V nahore a na 1,8 V dole.	40
4.4	Schéma zapojení Bluetooth modulu.	41
4.5	Schéma zapojení logické konverze.....	41
4.6	Schéma zapojení senzoru MAX30101.....	42
4.7	Rozložení součástek na přední části DPS.	42
4.8	Deska plošných spojů před osazením, horní (vlevo) a spodní (vpravo) strana.	43
4.9	Deska plošných spojů po osazení.	43
4.10	Návrh krytu přípravku pro 3D tisk.	44
4.11	Ukázka hotového přípravku připraveného k připevnění na čelo.....	44
4.12	Ukázka návrhu FIR filtru ve Filter designer v prostředí Matlab.	46
4.13	Ukázka signálu před a po filtraci.	47
4.14	Ukázka zobrazení tepu na obrazovce tabletu, aktuální hodnota 84 bpm.....	48
5.1	Srovnání průměrné a maximální relativní odchylky srovnávacích přístrojů vzhledem k navrženému přípravku.	51

SEZNAM TABULEK

3.1	Nastavení senzoru pro měření	24
3.2	Srovnání signálů z různých částí těla – hodnoty přímo z ADC převodníku.....	35
3.3	Kvalita přijatého signálu z fotodiody na měřených částech lidského těla	37
5.1	Použité přístroje k porovnání.	49
5.2	Srovnání měřicích přístrojů – naměřená data.....	50
5.3	Relativní srovnání měřicích přístrojů vzhledem k navrženému přístroji.....	50

ÚVOD

K měření některých životních funkcí se využívá stále více přístrojů pro domácí použití. Ty jsou pro tyto účely měření většinou dostačující, avšak nedosahují tak přesných výsledků jako přístroje lékařské. K měření tepu se často využívá přístrojů pracujících na principu pulzní oxymetrie. Hlavní využití této metody však není přímo v určení tepové frekvence, nýbrž v určení saturace kyslíku v krvi. Senzory využívají zpravidla dvou nebo tří LED diod a fotodiody. Konstrukce je vždy uzpůsobena požadovanému umístění na těle.

V dnešní době je tato neinvazivní, optická metoda využívána hojně v oblasti nositelné elektroniky, kde slouží k poměrně přesnému určení tepové frekvence a hodnoty okysličení krve. Podobný senzor, jako se používá právě pro tyto aplikace, je dále použit pro účely měření v této studii. Standardními místy k měření pomocí pulzních oxymetrů jsou zápěstí nebo koncový článek prstu. Na těchto místech dochází k dobrému prokrvení, což je jedním z hlavních požadavků pro výběr umístění.

Bakalářská práce se zabývá měřením na jiných místech na těle, které k tomuto účelu nejsou běžně využívány. Cílem je vybrat takové umístění, na které se senzor snadno připevní, a jeho přítomnost nebude způsobovat omezení při pohybu a bude v místě zároveň docházet k dostatečnému prokrvení. Pro každé z vybraných umístění bylo vyhodnoceno zašumění signálu z fotodiody a porovnáno se signálem naměřeným na koncovém článku prstu.

Bakalářská práce je členěna do pěti základních částí. První část se zabývá metodou pulzní oxymetrie a jejími základními principy. Druhá část obsahuje popis senzorů využívajících této metody, jejich základní rozdělení a také popis senzoru používaného pro účely měření v této práci. Samotné měření je pak popsáno ve třetí části, kde jsou jednotlivá místa na kterých bylo měření provedeno popsána, a je zde zhodnocena kvalita signálu. Poslední dvě části se zabývají návrhem vlastního zařízení a porovnáním naměřených údajů s dostupnými senzory.

1. PULZNÍ OXYMETRIE

Metoda měření tepu a saturace kyslíku pomocí pulzní oxymetrie je v současné době velmi rozšířená. Jedná se o neinvazivní, bezpečnou a levnou metodu zjišťování srdečního tepu.

Využívá poznatků o složení lidské krve, a to zejména hemoglobinu, na který se váže v krvi kyslík. Jednou z vlastností hemoglobinu je schopnost absorbovat světlo různých vlnových délek podle míry jeho okysličení. Podle množství absorbovaného světla dané vlnové délky je možné určit koncentraci okysličeného hemoglobinu v krvi a vypočítat hodnotu okysličení krve.

Světlo v tkáni je pohlcováno na různých místech. Velká část této absorpce je neměnná. Část světla se ale pohlcuje právě v krvi, která nemá v tkáni konstantní zastoupení. Její množství se periodicky mění v závislosti na tepové frekvenci, a tedy i množství absorbovaného světla se mění se stejnou periodou. Zaměříme-li se právě na tyto změny v absorpci světla, jsme schopni přímo určit hodnotu tepu.

V senzorech k měření pomocí pulzní oxymetrie se používají dvě až tři diody, každá vyzařující na jiné vlnové délce. První diodou je červená, které odpovídá vlnová délka okolo 660 nm a druhou je infračervená s vlnovou délkou okolo 940 nm. V některých senzorech se setkáme také se třetí diodou, kterou bývá zelená s hodnotou okolo 520 nm.

1.1 Okysličení krve

Krev se skládá z 54 % z plazmy a ze 46 % z krvinek. Ty dělíme na červené, bílé a na krevní destičky. Bílých krvinek a krevních destiček je v krvi objemově mnohem méně než červených krvinek (asi 1 % celkového objemu). Na červené krvinky tedy připadá přibližně 45 % objemu krve.

Červené krvinky se také nazývají erytrocyty a je v nich obsaženo červené krevní barvivo hemoglobin. Hem, barevná skupina hemoglobinu obsahuje železo, na které se váže kyslík. [1]

Kyslík navázaný na molekuly hemoglobinu se takto rozvádí z plic do tkání po celém těle. Deoxygenovaný hemoglobin Hb nebo také označovaný jako redukovaný RHb (v některých zdrojích označovaný také jako HHb) váže molekulu kyslíku O₂ a vzniká tak oxygenovaný hemoglobin O₂Hb. Tato vazba je vratná a ve vlásečnicích se oxyhemoglobin mění zpět na hemoglobin. Hemoglobin také může vázat oxid uhelnatý, tímto procesem vzniká tzv. karboxyhemoglobin COHb. Vazba s oxidem uhelnatým ale vzniká mnohem rychleji a oproti vazbě s kyslíkem je pevnější. Z tohoto důvodu je tento plyn pro lidský organismus velice nebezpečný, molekuly kyslíku se nemohou na hemoglobin navázat, a proto velmi rychle dochází k otravě. Poslední formou vyskytující se v krvi je methemoglobin MetHb.

Hodnotu nasycení krve kyslíkem, nebo také kyslíkové saturace, určíme jako podíl oxygenovaného hemoglobinu ke všem jeho formám podle vzorce [2]:

$$\text{Frakční } SaO_2 = \frac{O_2Hb}{O_2Hb + Hb + COHb + MetHb} \cdot 100 \%, \quad (1.1)$$

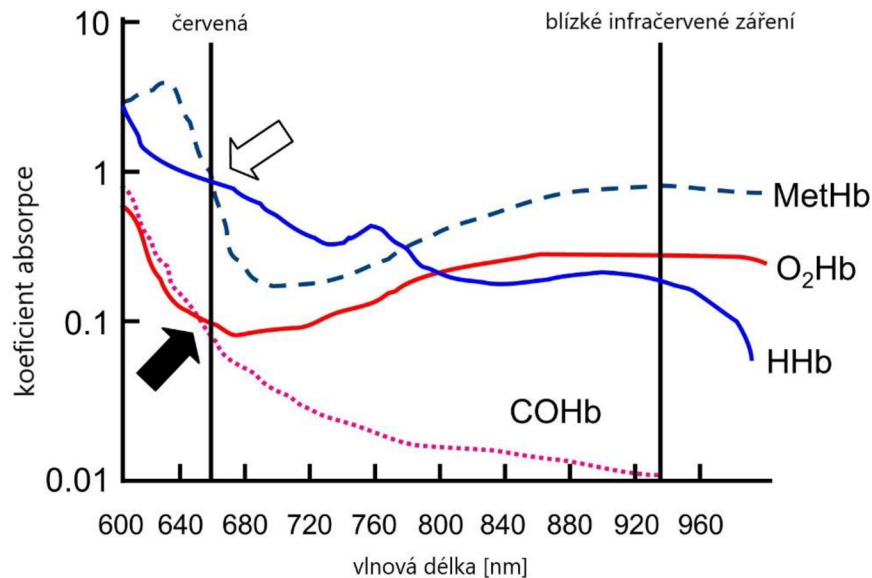
kde frakční SaO_2 je označována hodnota saturace kyslíku. Hodnota O_2Hb je množství oxyhemoglobinu, Hb je množství deoxyhemoglobinu, $COHb$ značí karboxyhemoglobin a $MetHb$ značí množství methemoglobinu v krvi. Hodnota SaO_2 může být uváděna jako bezrozměrná veličina nebo bývá uváděna v procentech. Hodnota udává, jaká část hemoglobinu je přeměněna na oxyhemoglobin. Při použití metody pulzní oxymetrie ale tento vztah často zjednodušujeme. Hodnoty $MetHb$ a $COHb$ se vyskytují pouze v minimální míře, můžeme je tedy zanedbat a výpočet provádět podle vztahu [2]

$$\text{funkční } SaO_2 = \frac{O_2Hb}{O_2Hb + Hb} \cdot 100 \%, \quad (1.2)$$

kde funkční SaO_2 označuje opět okysličení krve. Problém může nastat v případě, kdy je hodnota $COHb$ nebo $MetHb$ vyšší. Pulzní oxymetr pak bude ukazovat nesprávné vyšší hodnoty okysličení. [2], [3], [4]

1.2 Absorpční vlastnosti hemoglobinu

Každá z forem hemoglobinu má odlišné absorpční vlastnosti v závislosti na vlnové délce vyzařovaného světla. Tento poznatek je klíčový u zjišťování míry okysličení krve. Množství absorbovaného světla pro různé formy hemoglobinu v závislosti na vlnové délce je znázorněno na obrázku 1.1.



Obrázek 1.1 Množství absorbovaného světla pro různé formy hemoglobinu v závislosti na vlnové délce. [5]

Na obrázku jsou dále šipkami vyznačeny dvě oblasti důležité při vyhodnocování dat. Plná šipka ukazuje na míru absorpce červeného světla pomocí O₂Hb a COHb. Z průběhu je patrné, že na vlnové délce okolo 660 nm (červené světlo) absorbuje okysličený hemoglobin stejné množství záření jako karboxyhemoglobin. V oblasti blízké se infračervenému záření naopak vidíme, že COHb neabsorbuje téměř žádné záření. Z tohoto důvodu je velice obtížné rozeznat otravu oxidem uhelnatým pomocí senzoru využívajícím pouze tato dvě záření.

Na vlnové délce odpovídající červenému světlu je také stejná míra absorpce pro methemoglobin a redukovaný hemoglobin. Opět tedy platí, že pro rozlišení těchto dvou složek krve je nutné využít i měření míry absorpce na jiné vlnové délce, například blízké infračervenému záření.

1.3 Využití oxymetrie k určení tepu

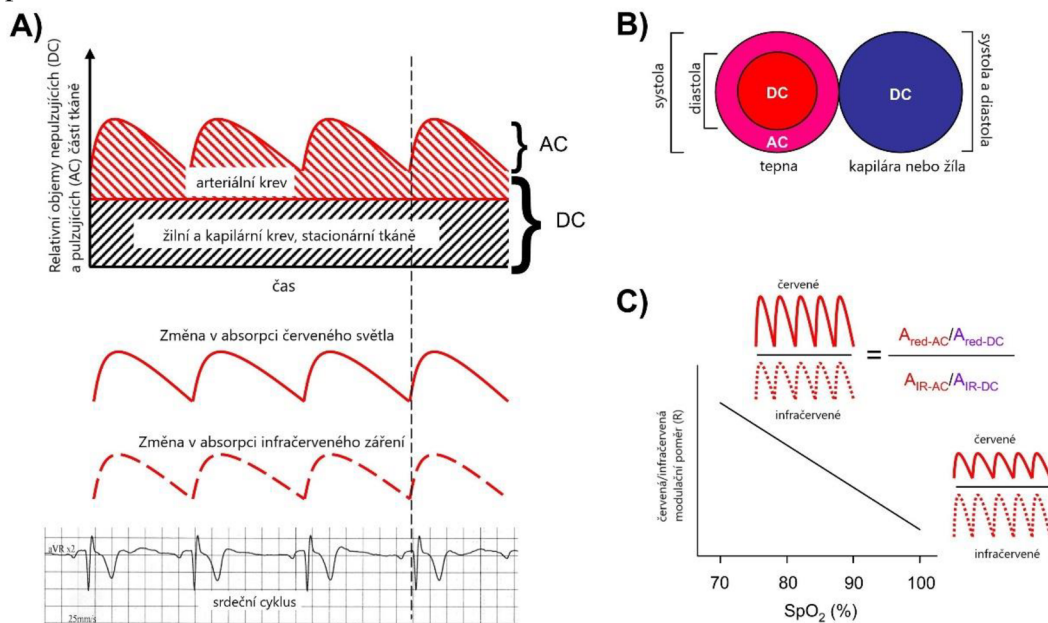
Množství odraženého světla se neustále mění v závislosti na míře pohlcení, která se mění s tepovou frekvencí. Naměřená hodnota pomocí fotodiody se tedy periodicky zvyšuje a snižuje. Hodnota v každém časovém okamžiku se skládá ze dvou složek, konstantní a proměnné.

První složka je neměnná a světlo v ní pohlcuje žilní a kapilární krev a tkáň. Druhou složku, v čase proměnnou, reprezentuje světlo, které se z části pohlcuje v arteriální krvi. Znárodnění průběhu zaznamenávaného oxymetrem lze vidět na obrázku 1.2 (A), kde konstantní (DC) složku tvoří právě tkáň a žilní krev a změny míry pohlcení světla (AC složku – proměnnou) způsobuje pouze krev arteriální neboli okysličená krev v tepnách.

Krev v kapilárách a žilách absorbuje světlo nezávisle na tepové frekvenci. V tepnách je část absorpce konstantní a část proměnná. AC složka v tomto případě závisí přímo na fázi srdečního cyklu (B).

Pro určení tepové frekvence pomocí pulzní oxymetrie je postačující záznam odraženého světla jakékoliv vlnové délky v čase. Zaznamenaný průběh bude mít vždy stejnou frekvenci. Průběhy by se teoreticky měly lišit pouze v amplitudě, jako je naznačeno v části C. Amplituda takového průběhu je přímo závislá na hodnotě okysličení krve (SpO_2).

Změna amplitudy je ale vždy podmíněna vlnovou délkou, na které se měří. Při záznamu pomocí červeného světla amplituda AC složky klesá se zvyšující se hodnotou kyslíkové saturace. Měřením pomocí infračerveného záření je to přesně naopak.



Obrázek 1.2 Zastoupení konstantní a proměnné části absorpce světla (A), rozložení konstantní a proměnné části v krevním oběhu (B), změna amplitudy AC složky v závislosti na kyslíkové saturaci (C). [6]

1.4 Možné příčiny nesprávné hodnoty saturace krve

Vyhodnocení saturace krve kyslíkem může být ovlivněno různými faktory. Chybovost může způsobovat jak samotný senzor (jeho konstrukce), tak vliv nepříznivých vnějších podmínek pro měření. První z příčin může být například použití nekvalitních LED diod, které při zapojení nevyzařují na dané vlnové délce, nebo se jejich vlnová délka či intenzita světla s časem mění. Nesprávné hodnoty se mohou objevit také při nesprávném umístění sondy.

Další příčinou mohou být prochládlé konečky prstů při měření nebo nalakované nehty. Odlišné hodnoty se také mohou objevit, pokud má kůže jiné zbarvení. Při tmavším zbarvení kůže je těžší sbírat spolehlivá data než u měření na světlé kůži. Problémy také mohou být způsobeny přítomností tetování v měřené oblasti. Jedním z největších problémů při vyhodnocování je častý pohyb v době samotného měření. Data jsou silně zkreslena a výsledek nemusí být věrohodný. Tyto okolnosti mají vliv jak na vyhodnocení okysličení krve tak i na hodnotu tepové frekvence, kterou přístroj zaznamená.

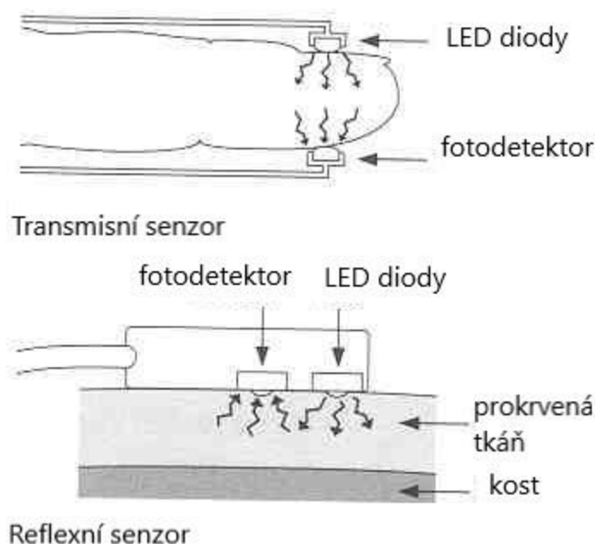
Další okolnosti ovlivňují zejména hodnotu saturace. Mezi ty patří různé formy poruch spojené s abnormálním množstvím některé ze složek v krvi, jsou to například methemoglobinémie nebo sulfhemoglobinémie. [5]

2. SENZORY

Senzory pracující na principu pulzní oxymetrie se často využívají v lékařství pro určení míry okysličení krve u pacientů. V posledních letech se také velice rozšířil trend v oblasti nositelné elektroniky. V chytrých hodinkách a náramcích se pro zjištění, jak tepu, tak i kyslíkové saturace, využívají především právě senzory pracující na principu pulzní oxymetrie. Výhodou obou těchto způsobů použití senzoru je snadné připevnění na měřenou část těla a malá chybovost způsobená šumem, který vzniká při pohybu senzoru na těle.

Tyto senzory používané k určení tepu a okysličení krve se liší jak v umístění na těle, tak i v konstrukci. Zatímco u lékařských oxymetrů se setkáváme s dvojicí diod, a to červenou a infračervenou, v chytrých hodinkách se využívá navíc dioda zelená. Konstrukce samotného senzoru je poměrně kompaktní, využívá zapojení dvou nebo tří LED diod, fotodiody a zbytek zapojení už tvoří jen prvky pro zpracování a přenos dat. U obou typů pak na zařízení nalezneme displej pro zobrazení naměřených hodnot. Některé senzory také obsahují paměť pro dlouhodobý záznam hodnot a disponují možností přenosu dat pomocí USB do počítače, či přes Bluetooth do mobilního zařízení. V následujících kapitolách budou detailněji popsány různé typy senzorů.

U pulzních oxymetrů se využívají dva základní způsoby konstrukce. Pokud fotodetektor (fotodioda nebo fototranzistor) snímá světlo procházející danou částí těla, jedná se o transmisní senzor (obrázek 2.1 nahoře). Jestliže je fotodetektor umístěn vedle zdroje záření a snímá tak světlo odražené, pak se jedná o senzor reflexní (obrázek 2.1 dole). Výběr způsobu snímání většinou závisí přímo na požadovaném umístění senzoru. Transmisní senzor lze využít pouze na místech, která lze snadno prosvítit.



Obrázek 2.1 Možnosti umístění fotodetektoru v senzoru. [7]

2.1 Typy senzorů

Pulzní oxymetry nachází své uplatnění zejména ve zdravotnictví. Lékařské přístroje dosahují vysoké přesnosti a měření probíhá v řádu sekund. Další využití senzorů je pro osobní použití, zde přesnost není tak vysoká. U obou typů přístrojů je ale hlavním kritériem cena. V zásadě platí, že při vyšší pořizovací ceně senzoru jsou použity kvalitnější komponenty a vyhodnocení bývá přesnější. V zásadě ale k určení teploty dostačuje i méně kvalitní senzor, větší odchylky se objevují jen při měření saturace kyslíku v krvi.

2.1.1 Lékařský

Oxymetry používané v lékařství jsou nejčastěji uzpůsobeny k připevnění na prst, tzv. prstové oxymetry, nebo na ušní lalůček. Jejich výhodou je snadné použití. Jeho konstrukce umožňuje snadné umístění na koncový článek prstu, ze kterého dále měří data.



Obrázek 2.2 Prstový oxymetr. [8]

Při konstrukci takových zařízení je užíváno zejména transmisních senzorů. Znamená to, že fotodetektor je umístěn z jedné strany prstu a zdroj záření je umístěn na druhé straně (viz obrázek 2.1 nahoře). Zaznamenává se množství světla, které prstem projde. Výsledek může být znehodnocen, pokud má uživatel výrazně nalakované nehty a průchod světla je tak ovlivněn nebo i pokud například uživatel vloží prst do přístroje opačně. Správné nasazení je vždy polštářkem prstu dolů a nehtem nahoru.

Senzory tohoto typu se pohybují řádově od několika set korun až po jednotky tisíc. Levnější modely ale mohou mít výrazně vyšší chybovost, kterou způsobuje nedostatečně přesné vyhodnocení dat. Senzor nerozpozná karboxyhemoglobin a methemoglobin a nesprávně jejich hodnoty přičte k oxygenovanému hemoglobinu. Při otravě plynem oxidem uhelnatým tak ukazuje stále vysoké hodnoty okysličení. Tyto přístroje však většinou nejsou přímo lékařskými přístroji a jejich použití je doporučeno spíše pro domácí účely.

U dražších senzorů by problém s nepřesností neměl nastávat, jelikož dokáže snímat i disfunkční hemoglobiny. Zařízení je konstruováno s využitím kvalitních LED diod,

kteře mohou také způsobovat značnou chybovost. Některé senzory přímo využívají i jiných funkcí a zobrazují tak například i frekvenci dechu.

I když vyhodnocení saturace krve kyslíkem se může u levnějších modelů od skutečné hodnoty značně lišit, v této práci je metoda pulzní oxymetrie použita k vyhodnocení srdečního tepu. Tepovou frekvenci můžeme měřit dostatečně přesně i s levnějšími přístroji, odchylka zde není výrazná.

2.1.2 Senzory používané v chytrých hodinkách

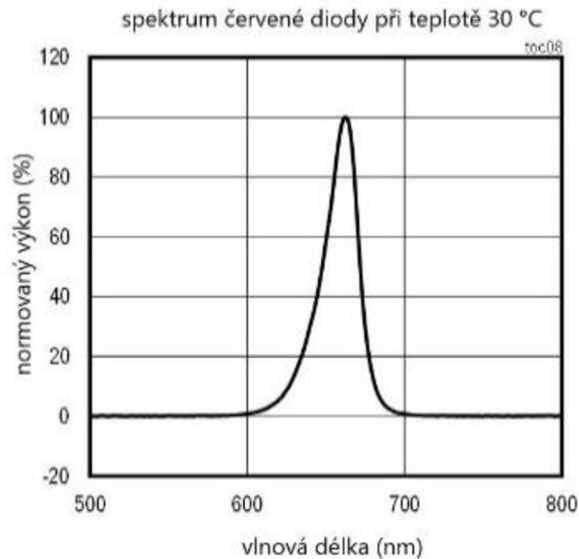
Na rozdíl od lékařských přístrojů se v chytrých hodinkách využívá zejména zeleného světla. Senzor je umístěn na spodní straně hodinek (případně náramku) a snímá tep přímo na zápěstí. Výhodou oproti senzorům připevněným na prst je zejména možnost měření tepu nepřetržitě po celý den, bez většího omezení v pohybu.

Další možností měření tepu u chytrých zařízení je také pomocí hrudního pásu. Ten snímá elektrické signály probíhající tělem při stahu srdce. Tato metoda je odlišná od pulzní oxymetrie a její využití je zejména při sportovních aktivitách.

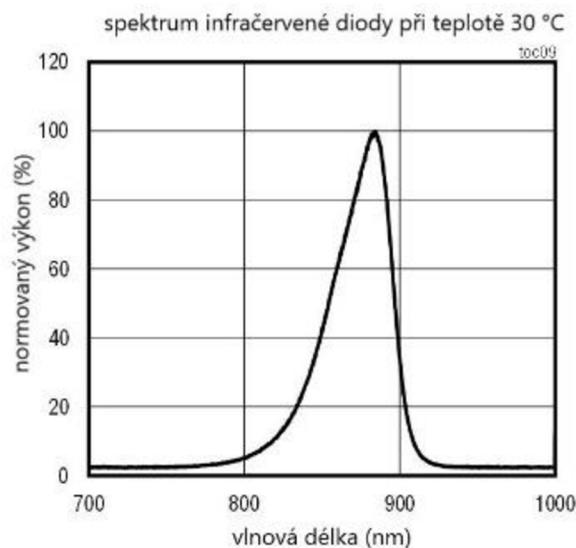
Senzorů v chytrých hodinkách se používá větší množství. Kromě sledování srdečního tepu a okysličení krve měří například úroveň stresu, frekvenci dýchání nebo kvalitu a délku spánku. U všech jsou ale naměřené údaje spíše orientační a nelze je zaměňovat s údaji naměřenými pomocí lékařských přístrojů. [9]

2.1.3 MAX 30101

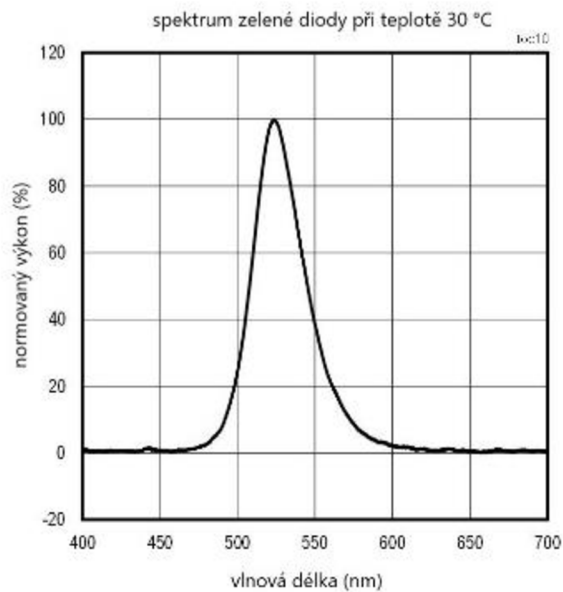
Senzor použitý pro další měření nese označení MAX30101. Jedná se o senzor od firmy Maxim Integrated a obsahuje tři LED diody a jednu snímací diodu (fotodiodu). Diody použité k měření jsou červená, infračervená a zelená, kterým odpovídají vlnové délky podle obrázků 2.3 až 2.5. Špičková vlnová délka červené diody je 660 nm, infračervené 880 nm a zelené 527 nm.



Obrázek 2.3 Typické hodnoty vlnové délky pro červenou diodu v senzoru MAX30101. [10]

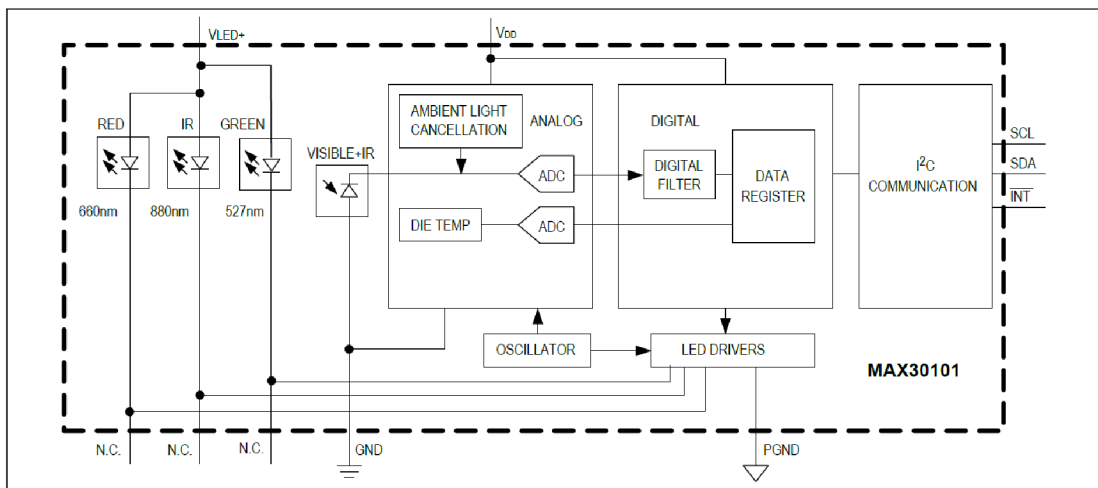


Obrázek 2.4 Typické hodnoty vlnové délky pro infračervenou diodu v senzoru MAX30101. [10]



Obrázek 2.5 Typické hodnoty vlnové délky pro zelenou diodu v senzoru MAX30101. [10]

Velikost senzoru je velmi malá ($5,6 \times 3,3 \times 1,55$ mm), proto jej lze využít pro mnohé aplikace. Z modulu je vyvedeno 14 pinů pro následné připojení. Provozní teplotu výrobce udává od -40 °C až do $+80$ °C. Kromě tří LED diod a jedné fotodiody obsahuje senzor další komponenty jako ADC převodníky, oscilátor nebo modul pro I2C komunikaci.



Obrázek 2.6 Funkční schéma senzoru MAX30101. [10]

Napájení senzoru se skládá ze dvou částí. Napětí V_{DD} , které zajišťuje chod částí pro zpracování signálu a napětí V_{LED+} , které zajišťuje napájení LED diod. Pro provoz se spuštěnou červenou a infračervenou diodou je požadována hodnota $V_{LED+} +3,3$ V, pokud pracujeme i s diodou zelenou, je nutné přivést napětí o velikosti $+5$ V.

Jak již bylo zmíněno v předchozím odstavci, se senzorem lze pracovat v různých nastaveních. Těmi lze ovlivnit jak zapnutí jednotlivých LED diod a proud jimi procházející, tak například i množství vyčítaných vzorků za sekundu, rozsah ADC převodníku nebo počet průměrovaných vzorků.

Data lze vyčítat ve třech módech, první mód pracuje pouze s červenou LED diodou, druhý mód zpracovává data za použití červené a infračervené diody a poslední mód zaznamenává údaje ze všech tří LED diod senzoru. Proud procházející diodami lze nastavit pomocí dalšího z parametrů od 0 do 51 mA. Další parametry ovlivňují způsob vyčítání dat.

Rychlost vyčítání lze nastavit od 50 až do 3200 vzorků za sekundu. K tomuto parametru se váže počet průměrovaných vzorků. V případě průměrování se z daného počtu po sobě jdoucích vzorků vytvoří vzorek jeden a ten se poté vypíše na výstupu. Vzorkovací frekvence se tedy sníží podle toho, kolik vzorků se průměruje. Nastavit tento parametr lze v rozmezí 1 (bez průměrování) až do 32. Změnou šířky pulzu se ovlivní bitový rozsah vzorkovaného signálu. Rozsah ADC převodníku se mění v rozmezí 15 až 18 bitů. Změnou rozsahu ADC převodníku se mění hodnota proudového rozsahu odpovídající danému bitovému rozsahu. Při nastavení nižší hodnoty je signál na výstupu vzorkován jemněji, ale maximální rozsah je nižší.

2.2 Možnosti umístění senzoru

Standardní měření pomocí senzoru využívajícího principu pulzní oxymetrie se provádí z prstu nebo z ušního lalůčku. V tomto případě se jedná většinou o lékařský typ oxymetru, který se připevní na jedno z míst jako kolík. Výhodou tohoto oxymetru je, že působí na místo stálým tlakem a nezpůsobují se tak výchyly v měření. Dalším obvyklým umístěním je na zápěstí. V tomto případě senzor využívá většinou zelené světlo místo červeného a tento typ měření se nejčastěji používá u chytrých náramků a hodinek.

Teoretické umístění senzoru omezuje pouze fantazie uživatele. Tep se měří na základě změn proudění krve přímo pod kůží. Měřit tedy teoreticky lze všude tam, kde lze kůži dostatečně prosvítit a prostor po ní je dobře prokrven.

Důležitým faktorem pro umístění senzoru je ale i možnost uchycení. Jelikož data mohou být výrazně zkreslena měnícím se tlakem na senzor, je velmi důležité, aby byl senzor dobře přichycen.

Pokud měříme tep z prstu a ten pouze přiložíme na snímací diodu senzoru, pak naměřené hodnoty budou kolísat. Lidské tělo nedokáže vyvíjet konstantní tlak na senzor, proto je u každého místa k měření důležité, aby se dal senzor dobře připevnit. Důležitou roli při výběru místa také hraje svalová hmota. Například při upevnění senzoru pomocí náramku kolem oblasti bicepsu a následném namáhání tohoto svalu můžeme očekávat, že senzor nebude pod neměnným tlakem. Zvětšujícím se objemem svalové hmoty působí uživatel na senzor větším tlakem a data pak budou tímto jevem částečně znehodnocena.

Prvním vybraným místem k měření je právě biceps. Výhodou umístění senzoru na ruku je možnost snadného upevnění například pomocí náramku, jako se využívá u chytrých hodinek. Dále lze stejné upevnění použít i na noze, jako možnost se jeví měření nad kotníkem a na stehně, tak aby senzor uživatele neomezoval ve volném pohybu. Jako další umístění byla zvolena oblast za krkem, kde dochází k velmi dobrému prokrvení.

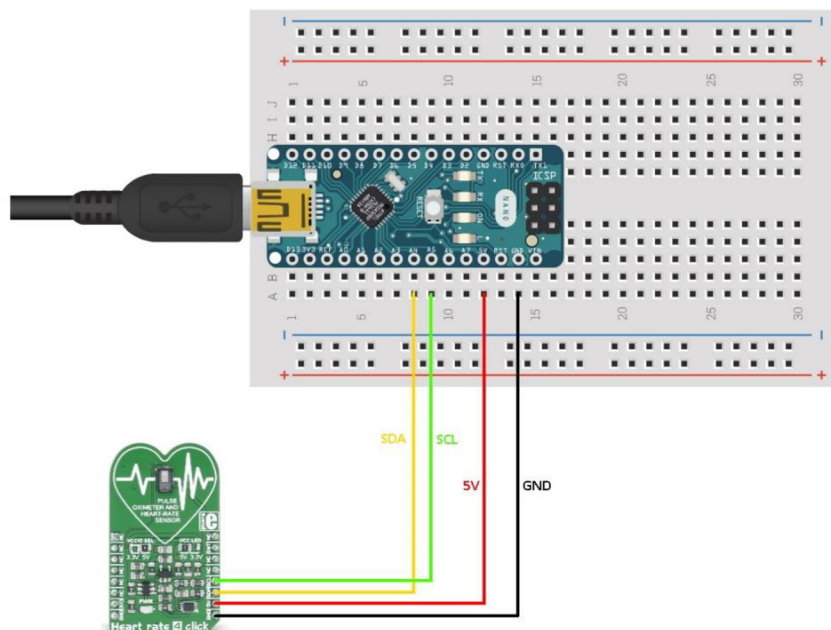
Jelikož cílem výběru umístění je právě taková část těla, kde dochází k co možná největšímu prokrvení a zároveň nejmenšímu pohybu, byla k měření využita také obličejová část. K umístění senzoru byla zvolena oblast spánku a čelo.

3. OVĚŘENÍ VHODNOSTI VYBRANÝCH MÍST PRO MĚŘENÍ

3.1 Zapojení senzoru pro měření

Měření bylo prováděno se senzorem připojeným k desce „Heart rate 4 click“. Jedná se o komponent umožňující snadné připojení senzoru k jinému zařízení, v tomto případě k vývojové desce Arduino Nano obsahující mikrokontrolér ATmega328. Heart rate 4 click obsahuje jako hlavní část senzor MAX30101. Umožňuje snadnou komunikaci se senzorem pomocí běžně používaných vývojových desek. Napájecí napětí si uživatel volí mezi 3,3 V a 5 V.

Propojení k řídicí jednotce je zde čtyřvodičové. Senzor napájíme 5 V napájecím napětím, dále je připojen na nulové napětí (GND), data jsou odesílána a přijímána pomocí dvou vodičů označovaných jako SDA a SCL. SDA neboli datový kanál, přenáší informace z jednoho zařízení do druhého. Přenos dat je synchronizován pomocí hodinového signálu (vodiče označeného SCL). Komunikace pomocí dvou obousměrných vodičů obsahující jedno zařízení, které zahajuje a ukončuje komunikaci po sběrnici, a jedním nebo více podřízenými zařízeními je označována jako I2C komunikace.



Obrázek 3.1 Schéma zapojení senzoru pro měření.

Nastavení senzoru pro měření bylo provedeno připojením pomocí USB konektoru přímo přes PC.

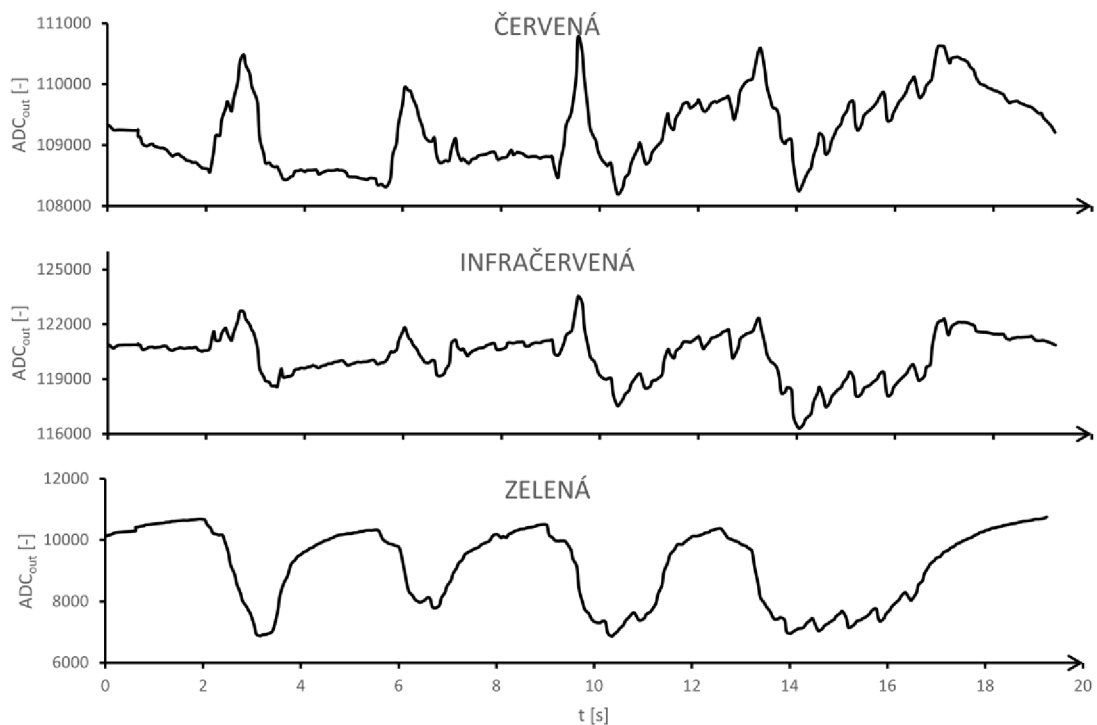
Tabulka 3.1 Nastavení senzoru pro měření.

		poznámka
Symbolová rychlost (Bd)	9 600	
Vzorkovací frekvence (Hz)	50	Počet vzorků za sekundu
Počet průměrovaných vzorků	4	Lze nastavit 1, 2, 4, 8, 16 nebo 32
Režim	Multi-LED	Použití všech tří LED diod, další možnosti jsou jen červená, nebo červená a infračervená
Šířka pulzu (μs)	69	Lze nastavit 69, 188, 215 nebo 411
Rozsah ADC převodníku	16 384	Lze nastavit 2048, 4096, 8192 nebo 16384
Proud LED diodou (mA)	6,4	Od 0 do 50 mA

3.2 Vyhodnocení dat

Data získaná měřením budou pro potřeby této studie získávány z tzv. standardních míst k měření, tedy z těch, která jsou pro měření užívána hojně například ve zdravotnictví, a dále z míst nestandardních, která mohou nabídnout zajímavou alternativu k měření či možnost porovnání získaných dat. Byly vyhodnoceny průběhy o delším časovém úseku a pro názornost byl vždy vybrán dvacetisekundový interval s nejnižším zašuměním. Měření bylo provedeno v klidu, bez pohybu části těla měřené senzorem.

Nejprve byl měřením ověřen předpoklad, že proměnný tlak, kterým uživatel působí na senzor, ovlivňuje výsledky měření. Na senzor byl přiložen ukazováček pravé ruky a tlak, kterým uživatel na senzor působil, byl neustále měněn. Pro názornost a konkrétní vykreslení toho efektu byly změny tlaku záměrně citelnější. Výsledky jsou zřejmé z obrázku 3.2, kde nelze vidět pravidelně se opakující kolísání hodnot znázorňující srdeční tep. Kolísající hodnoty ukazují pouze měnící se tlak na senzor.



Obrázek 3.2 Průběhy dat ze senzoru při měření na prstu s proměnným tlakem.

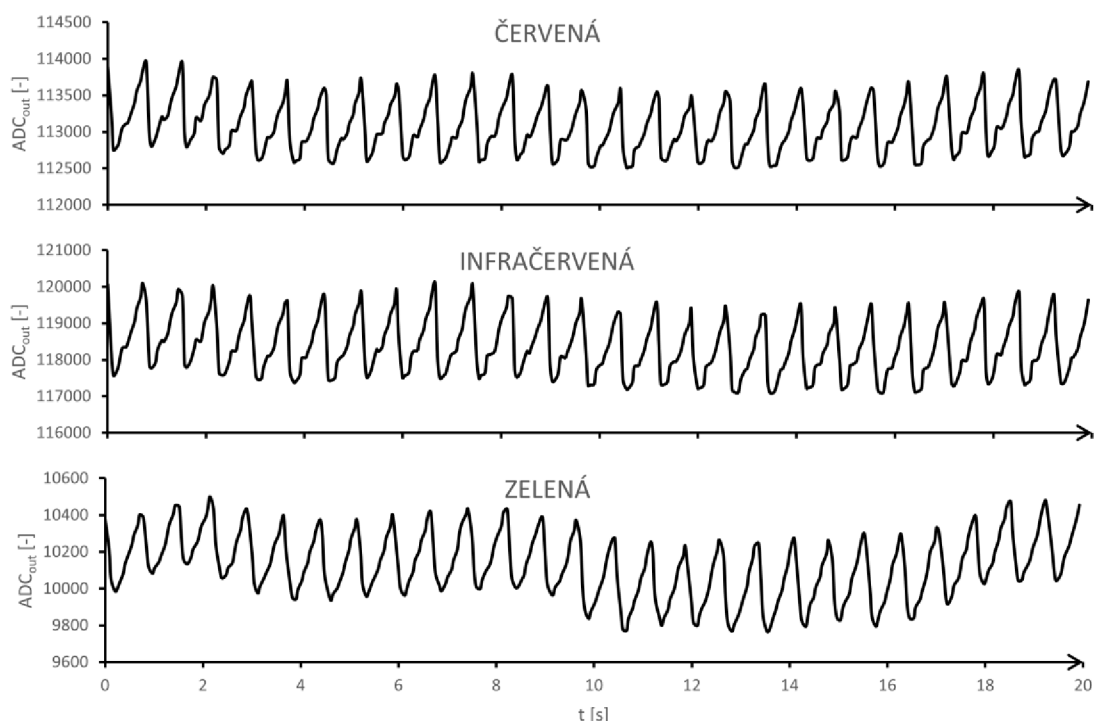
V grafu na obrázku a také ve všech dalších grafech z měření je vždy zobrazen průběh naměřený pro každou diodu zvlášť. Jedná se o závislosti výstupních dat z ADC převodníku senzoru na čase. Jako první je v horní části vždy zobrazen průběh naměřený s použitím červené led diody, uprostřed pak průběh infračerveného záření a jako poslední jsou ve spodní části data naměřená s využitím zelené diody.

Standardní místa k měření

Kapitola obsahuje data z měření na místech, která obvykle k měření pomocí pulzní oxymetrie užívají. V lékařství je to nejčastěji měření na bříšku prstu nebo na ušním lalůčku. Nositelná elektronika využívá měření ze zápěstí. Naměřená data jsou uvažována jako referenční a v dalších měřeních se k nim snažíme co nejvíc přiblížit.

3.2.1 Měření umístěním senzoru na prst

První měření bylo provedeno na nejčastějším místě obecně užívaném k měření pomocí metody pulzní oxymetrie. Při měření byl senzor upevněn tak, aby snímal data z posledního článku prstu (tzv. bříška prstu). Naměřená data v intervalu dvaceti sekund jsou patrná z grafu na obrázku 3.3.



Obrázek 3.3 Průběhy dat ze senzoru při měření na prstu.

V grafu jsou průběhy dat snímané fotodiodou. Každý z průběhů reprezentuje právě jednu z diod senzoru. Rozdíly mezi maximální a minimální hodnotou reprezentují momenty, kdy je v tkáni nejméně nebo naopak nejvíce krve. Minimum reprezentuje okamžik, kdy je ve tkáni nejvíce krve. Světlo z diody je z větší části pohlceno a fotodioda ho proto zachytí méně. Úroveň signálu je tedy nejnižší. Maximum v průběhu potom reprezentuje okamžik, kdy z tkáně krev právě otekla a světlo není pohlcováno v tak velké míře. Fotodioda v tomto případě zachytí světla nejvíce.

Tepovou frekvenci určíme jednoduše jako frekvenci naměřeného signálu. Z grafů je také patrné, že při měření na prstu je signál ze všech diod velmi podobný. Průběhy mají

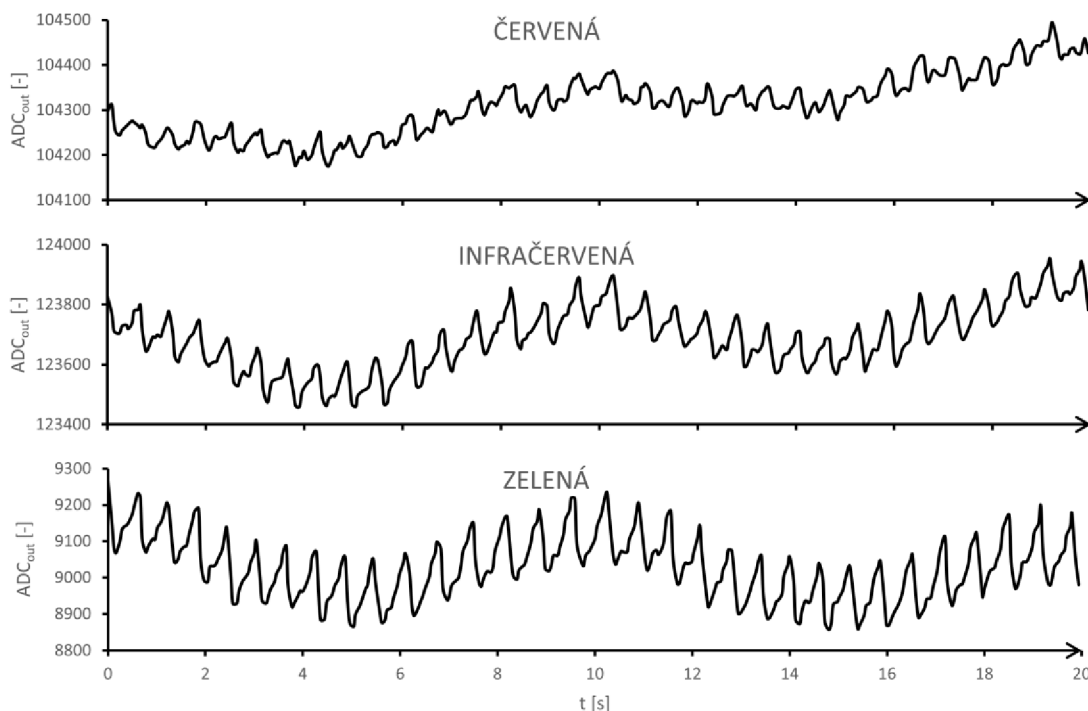
stejnou frekvenci a ta je ze všech jasně patrná. K měření se v praxi často využívá jen diody červené a infračervené. Měření s využitím zelené diody má však velice podobný průběh, takže vyhodnocení z něj by mělo stejné výsledky.

Na zobrazeném intervalu lze napočítat 26 period signálu. Jelikož se jedná o úsek dvaceti sekund, stačí tuto hodnotu vynásobit číslem tři a přímo tak určíme tepovou frekvenci. V tomto konkrétním případě bychom naměřili tep 78, což by odpovídalo klidovému stavu, při kterém bylo měření provedeno. Tento předpoklad ovšem platí pouze v případě, že po celou minutu, ze které data vyhodnocujeme, se tepová frekvence nemění.

Signál přijatý měřením na prstu je při dalším měření považovaný jako výchozí a cílem měření na částech těla, na kterých to není běžné, bude se takovému průběhu přiblížit. V zobrazených průbězích lze pozorovat podobný tvar při vyhodnocení pomocí z každé z diod.

3.2.2 Měření umístěním senzoru na zápěstí

Další z míst, kde je možné provádět měření teploty i okysličení krve, je zápěstí. V běžném prostředí se setkáme se senzorem jakožto součástí chytrých hodinek nebo náramku připraveného pomocí pásku na zápěstí. Měření se obvykle provádí na nedominantní ruce a senzor by měl být upevněn tak, aby neomezoval člověka v pohybu, sám se na ruce nepohyboval, ale zároveň nepůsobil příliš velkým tlakem, který by vedl k nedostatečnému prokrvení končetiny.



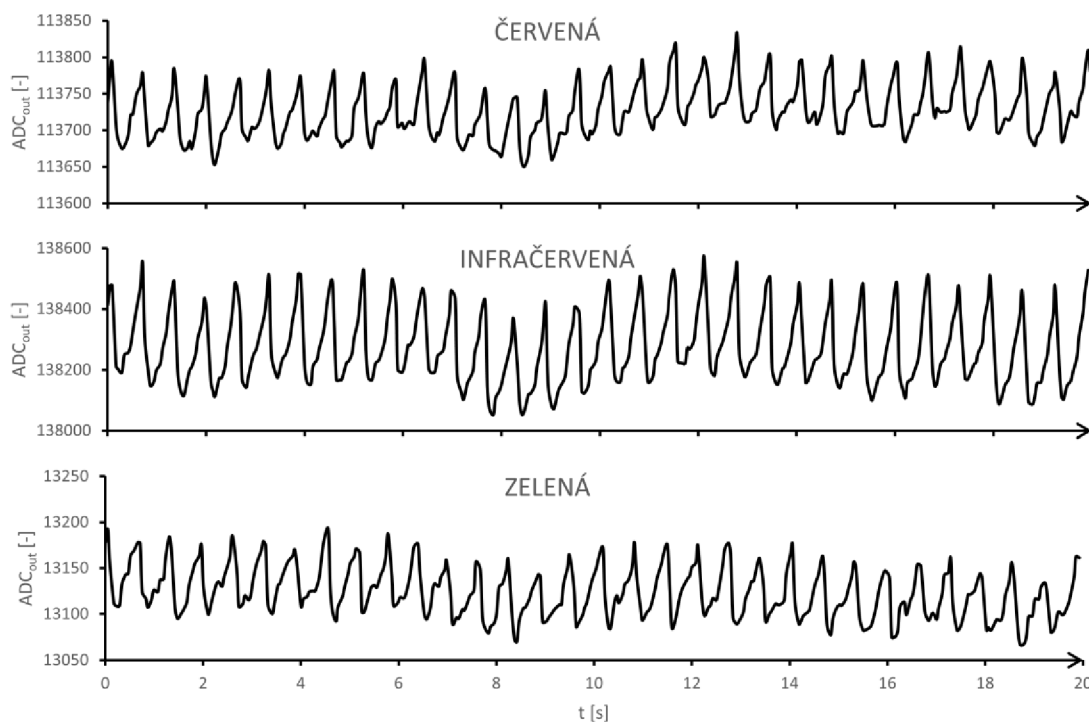
Obrázek 3.4 Průběhy dat ze senzoru při měření na zápěstí.

Z grafu na obrázku 3.4 je patrné, že signály nejsou tak jasné, jako v případě měření na prstu (obrázek 3.3). Průběh získaný pomocí červené diody (první shora) je silně zašuměný a nelze jednoznačně určit jeho frekvenci. To by mohl být významný problém při vyhodnocování a mohlo by to vést k nepřesným výsledkům. Průběhy z infračervené i zelené diody jsou jasné a lze z nich tepovou frekvenci jednoznačně určit.

Zatímco v pulzních oxymetrech používaných k měření z prstu se používá červená a infračervená dioda, v chytrých hodinkách se místo červené setkáme s diodou zelenou. Vidíme, že průběh signálu zachycený vysláním zeleného světla je mnohem zřetelnější a jeho vyhodnocení je proto mnohem snazší.

3.2.3 Měření umístěním senzoru na ušní lalůček

Umístěním senzoru na ušní lalůček bylo provedeno poslední z kontrolních měření. Průběhy jsou velice podobné těm, které byly naměřeny na prstu. Jasný signál, který je bez rušení, je dosažen hlavně tím, že obě tato místa jsou velmi dobře prokrvena a vrstva kůže zde není příliš tlustá. Výsledky také nejsou ovlivněny svalovou hmotou, popřípadě jinými pohyby, které by mohly měření rušit.



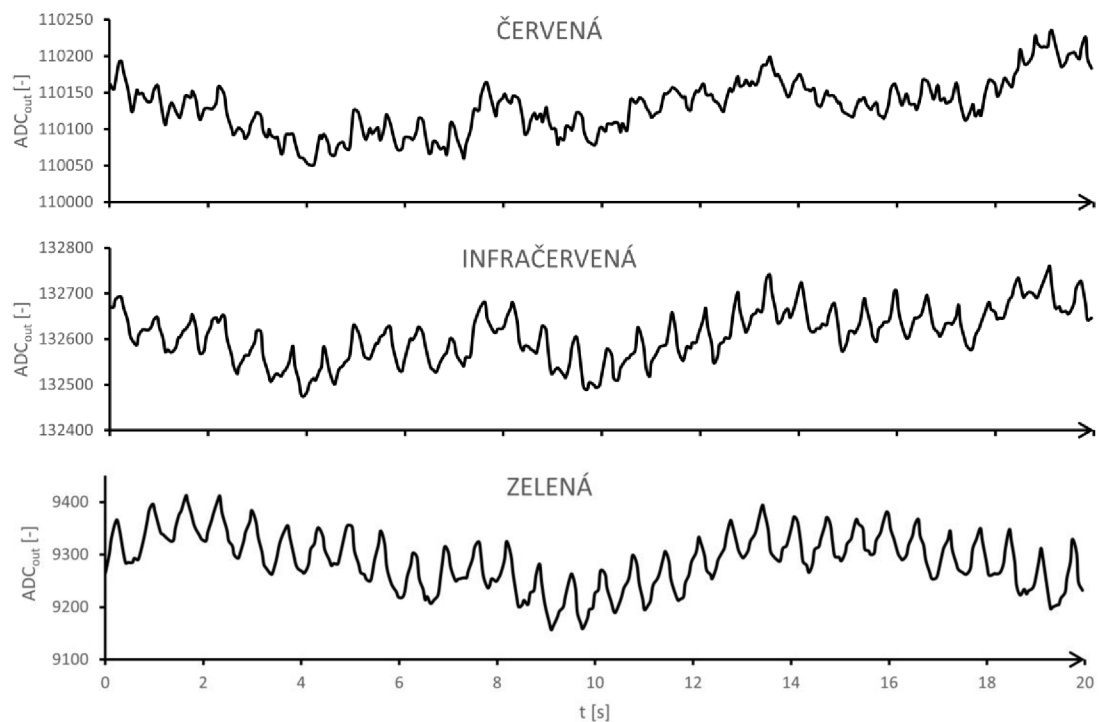
Obrázek 3.5 Průběhy dat ze senzoru při měření na ušním lalůčku.

K měření tepu z ucha by podle naměřených dat bylo nejvhodnější použít přímo prstový oxymetr, který využívá stejných led diod, a to červené a infračervené. Opět by ale vyhodnocení pomocí zelené diody mělo stejné výsledky.

Nestandardní místa k měření

3.2.4 Měření umístěním senzoru na oblast za krkem

Prvním místem, o kterém bude v rámci této studie uvažováno jako o nestandardním, je oblast za krkem. Senzor byl v tomto případě připevněn zezadu na krk a data zachycená senzorem lze vidět na obrázku 3.6.



Obrázek 3.6 Průběhy dat ze senzoru při měření za krkem.

Hned při prvním pohledu na graf lze vidět, že signály už obsahují vyšší úroveň šumu. Průběh dat zachycených měřením pomocí červené diody je téměř úplně znehodnocen a nelze určit periodu signálu. Infračervená dioda má na tomto místě výrazně lepší vlastnosti k vyhodnocení tepové frekvence. Šum je zde pořád patrný, ale pouze v omezené míře a při vyhodnocení není natolik významný. Nejméně zkreslený průběh byl naměřen zelenou diodou, podobně jako při měření na zápěstí.

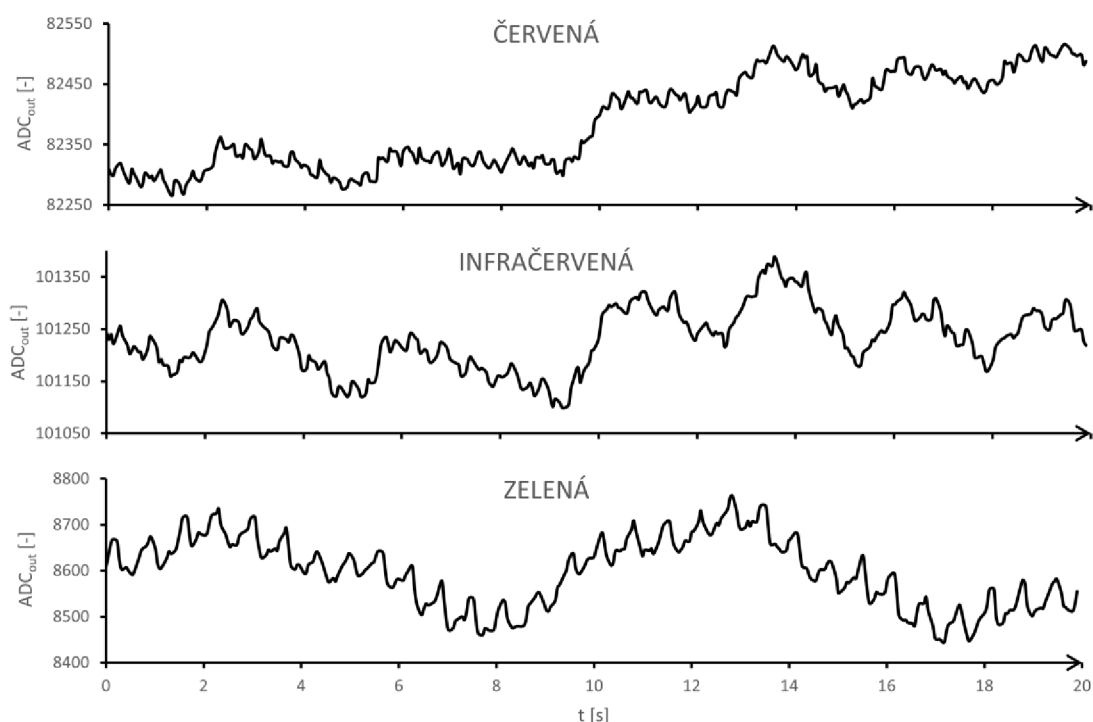
Při praktickém měření na krku by se jevilo jako vhodné použít senzor podobný těm, které se využívají v tzv. nositelné elektronice. Vyhodnocení by mělo být provedeno s využitím zelené a infračervené diody.

Problém při tomto umístění ale může nastat při upevnění senzoru. Nabízí se možnost upevnění senzoru na krku pomocí šátku či šály. Podstatné však je, aby se senzor na krku nepohyboval a nedošlo tak ke zkreslení naměřených dat. Pevné uchycení senzoru však s sebou může přinášet další zásadní problém a tím jsou možné obtíže při dýchání, kterými by měřený subjekt mohl trpět, což by bylo krajně nežádoucí. Další významnou

nevýhodou je omezení v pohybu. Uživateli by při záklonu senzor překážel a při otočení hlavy do strany by mohlo docházet k velkému zašumění signálu.

3.2.5 Měření umístěním na biceps

Umístění senzoru na paži se nabízí jako vhodné řešení, protože senzor připevněný pomocí náramku, jako u chytrých hodinek, neomezuje uživatele v pohybu. Při upevnění senzoru ale nastává problém se stabilitou. Připevníme-li jakýkoliv náramek nebo například šátek kolem bicepsu, pocítíme při každém pohybu měnící se tlak, který je způsobený pohybem svalstva. Při pohledu na naměřené průběhy (obrázek 3.73.6) je viditelná velká míra šumu u červené i infračervené diody.



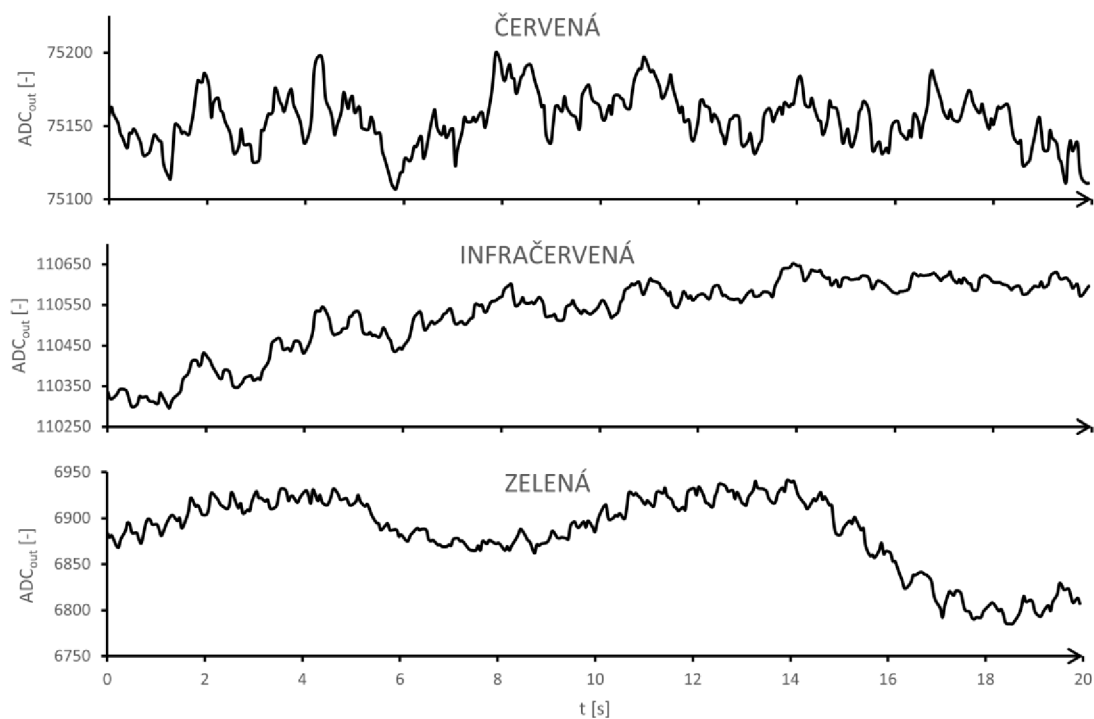
Obrázek 3.7 Průběhy dat ze senzoru při měření na bicepsu.

Při použití senzoru, který obsahuje pouze červenou a infračervenou diodu, by bylo nemožné správně určit tepovou frekvenci. Průběh získaný snímáním ze zelené diody má zřetelnější periodu a k vyhodnocení tepu by jej bylo možné využít.

Jelikož měření probíhalo v klidovém stavu a signály i za tohoto předpokladu nebylo možné správně vyhodnotit, jeví se umístění senzoru na oblast bicepsu jako málo vhodná. Na jiných místech s větším výskytem svalové hmoty tudíž měření dále neprobíhalo, jelikož se ukázalo, že svalová činnost přímo a negativně ovlivňuje měření, a data získaná tímto měřením by byla neprůkazná a významně zkreslená.

3.2.6 Měření umístěním senzoru nad kotník

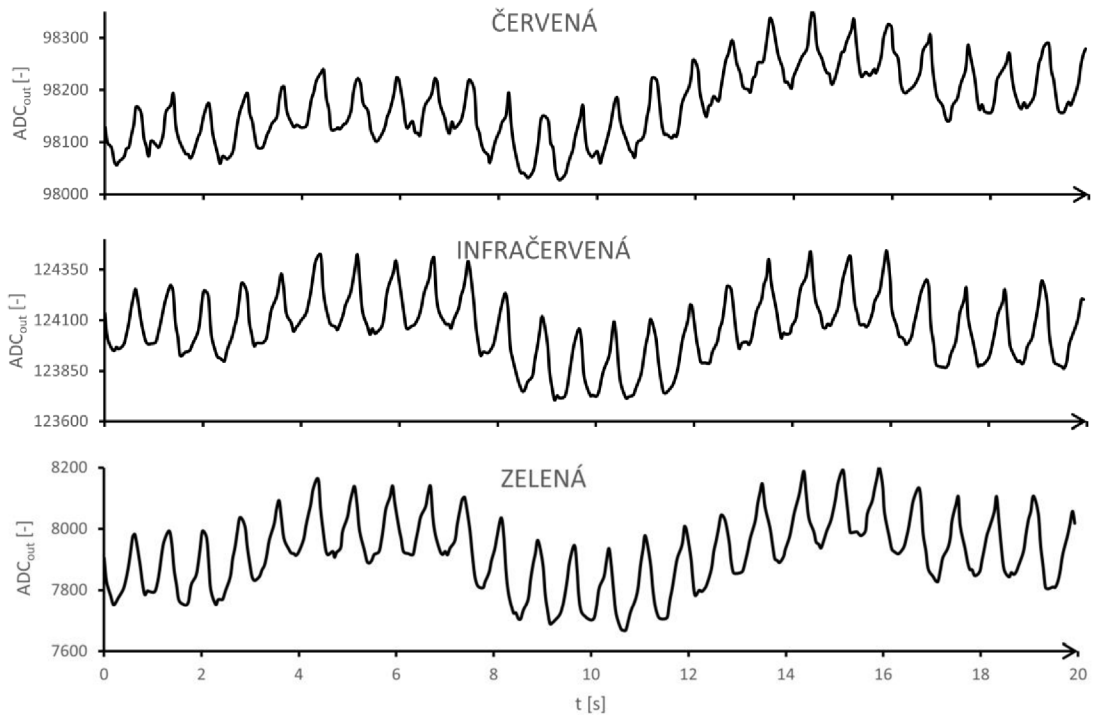
Jako v předchozím případě, se i při umístění senzoru nad kotník se nabízí jednoduchý systém upevnění senzoru, a to pomocí náramku. I když dolní končetiny jsou velmi dobře prokrveny, objevuje se při měření na tomto místě více šumu. Průběhy naměřených dat jsou silně zkreslené a jejich vyhodnocení pomocí programu by proto nebylo přesné.



Obrázek 3.8 Průběhy dat ze senzoru při měření nad kotníkem.

3.2.7 Měření umístěním senzoru na čelo

Obličejová část je velmi dobře prokrvena, což je jednou z hlavních podmínek pro výběr vhodného místa ke snímání tepové frekvence. Na čelo byl senzor umístěn pomocí šátku, který byl uvázan okolo hlavy. Kůže na obličejí je velmi tenká, a proto by mělo světlo z diod snadno pronikat. Obrázek 3.9 ukazuje naměřená data při umístění na čele. Jednotlivé průběhy mají zřejmou periodu a neobsahují nežádoucí zákmity.



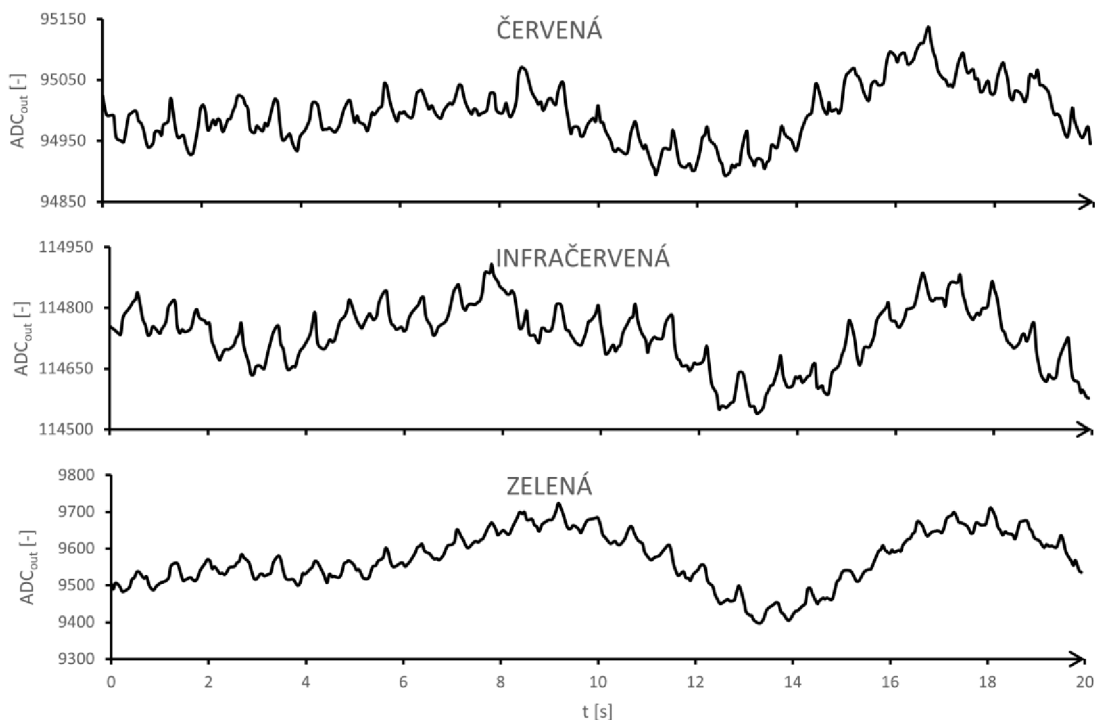
Obrázek 3.9 Průběhy dat ze senzoru při měření na čele.

Snímání dat z čela se jeví jako vhodné, jelikož případné pohyby hlavou do stran nezpůsobují pohyb senzoru a nedochází tak ke zkreslení měření. Výjimkou snad může být situace, kdy měřený subjekt pokrčí čelo. S přihlédnutím k tomuto faktu se jeví jako nejvýhodnějším umístěním senzoru do střední části čela, co nejvíce nahoře. V ideálním případě hned pod vlasy, kde na čele nedochází k téměř žádným pohybům.

Upevnění senzoru v tomto případě také není složité. Jednou z možností je, jak již bylo zmíněno, senzor například umístit pod šátek nebo čepici. Další možnost umístění, která může být vhodnou zejména pro sportovní aktivity, je umístění senzoru do helmy. Při praktickém použití by takto umístěný senzor neomezoval měřený subjekt v pohybu, nepřekážel mu a mohl by snímat tep po celou dobu sportovního výkonu.

3.2.8 Měření umístěním senzoru na spánkovou oblast

Po velmi dobrých výsledcích při měření na čele proběhlo následující měření z oblasti spánku. Opět se jedná o místo na obličeji, které je velmi dobře prokrveno. Zachycené průběhy se ale už více liší od těch požadovaných. Signály pro všechny tři diody jsou více zašuměné a nelze v některých intervalech jasně určit periodu.



Obrázek 3.10 Průběhy dat ze senzoru při měření na spánku.

Při měření také data silně ovlivňuje, když uživatel polyká nebo mluví. V oblasti spánku dochází k pohybům a průběhy více kolísají a obsahují více šumu.

Umístění by bylo řešeno opět pomocí helmy nebo šátku jako v předchozím případě. Vyhodnocení je spolehlivější pomocí červené a infračervené diody. V daných průbězích totiž amplituda v jedné periodě signálu dosahuje vyšších hodnot, budou proto přesnější k určení frekvence.

3.3 Výběr umístění senzoru pro další měření

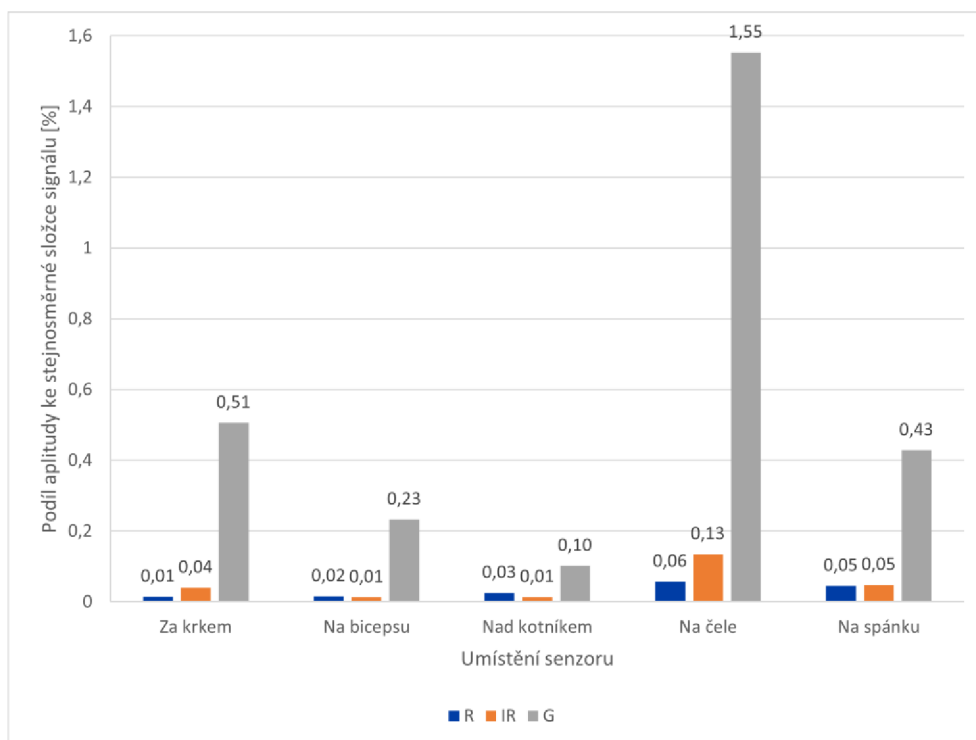
Porovnání jednotlivých signálů je možné provést více způsoby. Jak již bylo výše zmíněno, odlišují se tyto signály zejména hodnotou stejnosměrné složky a amplitudou. Pro přehlednost byly tyto parametry shrnuty do tabulky 3.2. Na samotné hodnotě jednotlivého z těchto parametrů nezáleží tolik, jako spíše na jejich poměru. Rozdíl vidíme například hned u prvního měření z prstu. Stejnosemřná hodnota je podobná pro červenou i infračervenou diodu, amplituda je ale u infračervené diody dvojnásobná.

Tabulka 3.2 Srovnání signálů z různých částí těla – hodnoty přímo z ADC převodníku

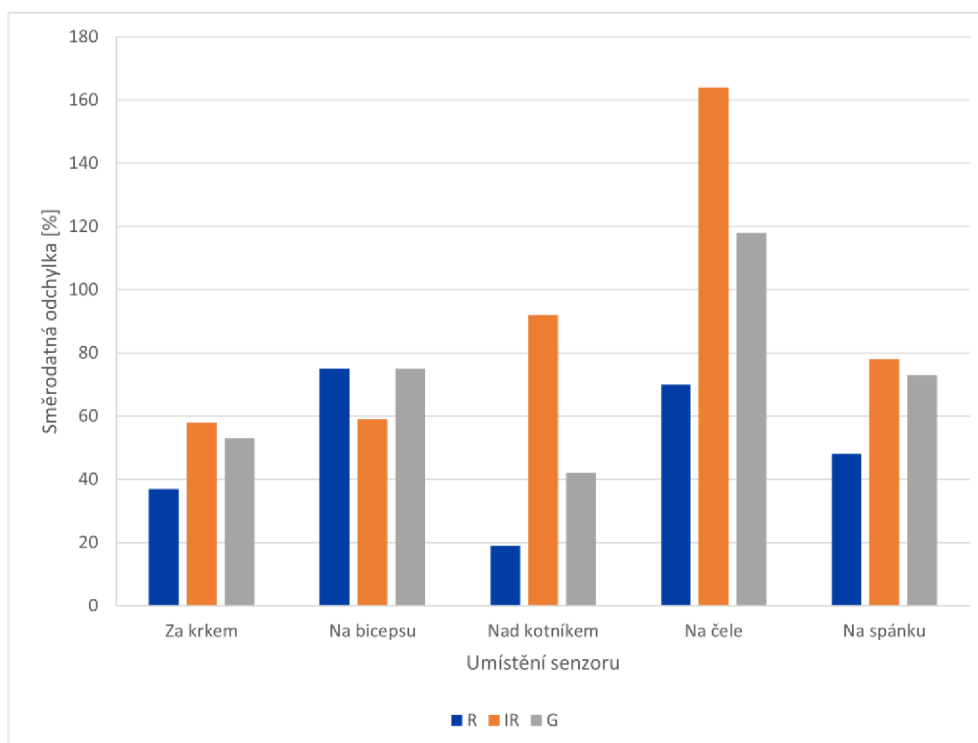
Umístění senzoru	Stejnosemřná složka			Amplituda		
	R	IR	G	R	IR	G
Na prstu	113 075	118 352	10 125	532	1 063	251
Na zápěstí	104 310	123 687	9 028	26	86	102
Na ušním lalůčku	113 727	138 275	13 124	58	187	43
Za krkem	110 131	132 609	9 289	16	53	47
Na bicepsu	82 387	101 232	8 597	13	13	20
Nad kotníkem	75 151	110 530	6 882	19	15	7
Na čele	98 170	124 060	7 921	56	167	123
Na spánku	94 994	114 731	9 572	43	55	41

Pro každý z naměřených průběhů byla vypočítána průměrná hodnota stejnosměrné složky signálu a jeho amplituda. Podílem těchto dvou hodnot a vyjádřením v procentech bylo zjištěno, jaká je relativní změna signálu v průběhu periody. Vypočítané hodnoty byly následně vyneseny do přehledného grafu (obrázek 3.11). Z vynesených dat lze pozorovat, že z vybraných míst k měření je největší zastoupení proměnné složky u měření z čela. Také je ve všech případech změna nejvíce pozorovatelná měřením zelenou diodou. K účelu porovnání byla vypočítána i hodnota směrodatné odchylky (vzorec podle [19]) a její porovnání také vyneseno do grafu. Z charakteru této veličiny bylo očekáváno podobných výsledků jako u posledního srovnání. Požadujeme co největší rozptyl hodnot, tedy i co možná největší hodnotu odchylky.

Porovnání stejnosměrné složky a amplitudy není jedinou možností srovnání. U některých signálů je také výrazně proměnná stejnosměrná složka. To nemusí být při zpracování signálů nutně problém, mění-li se ale tato složka více než je amplituda signálu, může docházet ke špatnému zpracování signálu filtrem a nesprávnému vyhodnocení tepové frekvence. Výrazně proměnnou stejnosměrnou složku obsahuje například signál z infračervené diody senzoru při měření na bicepsu.



Obrázek 3.11 Srovnání relativních změn v průběhu periody vzhledem k amplitudě signálu.



Obrázek 3.12 Srovnání směrodatných odchylek pro jednotlivé naměřené průběhy.

Rozptyl signálu ale nemusí nutně způsobovat jeho užitečná část, například u signálu z infračervené diody měřeného nad kotníkem by bylo velice obtížné určovat frekvenci. Subjektivním srovnáním naměřených průběhů na nestandardních místech na těle k těm naměřeným z prstu byla vyhodnocena kvalita přijatého signálu. Toto hodnocení je založeno spíše na podobnosti daného signálu se signálem naměřeným z prstu. Jeho výpovědní hodnota není podložena žádnými vědeckými metodami. I z některých ze signálů s vysokým podílem šumu by po následné filtraci bylo možné tepovou frekvenci vyhodnotit správně. Cílem tohoto porovnání ale bylo zaměřit se přímo na signál z fotodiod a ten porovnat. Při pouhém pohledu na některé ze signálů není možné jednoznačně určit jednotlivé periody.

Místem, u kterého bylo naměřeno nejmenší zkreslení signálu způsobené šumem a u kterého se průběhy nejvíce podobaly těm naměřeným z prstu, je jednoznačně čelo. Toto umístění vyšlo nejlépe i v rámci srovnání v grafech na obrázcích 3.11 a 3.12. Při předpokladu využití senzoru k měření i při pohybu je tato oblast nejméně náchylná k pohybu senzoru. Na čele, stejně jako na zbytku obličeje, je velmi dobré prokrvení.

3.3 Kvalita přijatého signálu z fotodiody na měřených částech lidského

Tabulka těla

Hodnocení signálu:			
1 – signál bez šumu, ze kterého lze snadno určit tepovou frekvenci,			
2 – signál obsahující šum, ale přesto dostačující k určení tepu,			
3 – signál velmi zašuměný, ze kterého nelze určit tep.			
Umístění senzoru	LED dioda		
	Červená	Infračervená	Zelená
Za krkem	3	2	1
Na bicepsu	3	3	2
Nad kotníkem	3	3	2
Na čele	1	1	1
Na spánkové oblasti	2	2	2

Pro další využití se předpokládá umístění senzoru v bezpečnostní přilbě např. pro cyklisty nebo pod šátkem při běžeckých aktivitách. Výhodou umístění v helmě je, že se uživatel nemusí soustředit na to, aby měl senzor správně upevněný. Stačí, pokud si správně připevní helmu a ta bude senzor držet náležitým tlakem přesně na jednom místě. Zásadní nevýhodou může být nadměrné pocení v oblasti čela. Při takové situaci mohou být data značně zkreslena a výsledek měření tak znehodnocen.

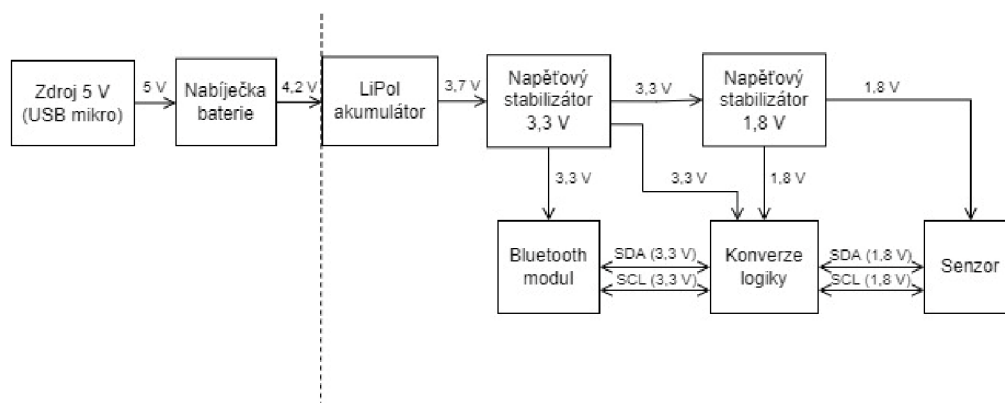
Při výběru místa je nutné počítat s větším zašuměním signálu než při měření v rámci této práce. Pro účely porovnání míst byla všechna měření prováděna v klidu a bez pohybu uživatele. Pro praktické využití se s pohybem počítá, proto i když je na většině míst na těle možné měřit tep, tak pro praktické použití to nemá velký význam.

4. NÁVRH PŘÍPRAVKU PRO MĚŘENÍ TĚPU

Podle výsledků z měření na různých částech těla bylo vybráno umístění senzoru na čele. Jak dále ukazují předchozí měření, je kvalita signálu velmi dobrá jak při vyhodnocování červenou nebo infračervenou, tak i zelenou diodou.

Jelikož měření pomocí zelené diody vyžaduje vstupní napětí 5 V a s využitím červené nebo infračervené diody stačí napájení přípravku 3,3 V, byly k vyhodnocení použity právě tyto LED diody senzoru. Jak lze pozorovat z měření v předchozí části práce, při využití těchto diod je měření velmi přesné. Nutnost přivést do senzoru i napětí 5 V, by v tomto případě znamenala složitější návrh obvodu a také zcela určitě zvětšení rozměrů, což je nežádoucí. Navíc by to nevedlo ke zvýšení přesnosti měření přípravku.

Samotný přípravek pro minimalizaci rozměrů obsahuje pouze nejdůležitější komponenty. Napětí zajišťuje 180 mAh baterie typu LiPol, na jejímž výstupu je napětí 3,7 V DC, za kterou v zapojení následují dva stabilizátory napětí, jeden na 3,3 V a druhý na 1,8 V. Dále je využito modulu pro Bluetooth komunikaci MDBT42Q a samotného senzoru MAX30101. Pro možnost dlouhodobého používání přípravku je zde také integrovaná nabíječka, která využívá 5 V vstupní napětí z konektoru USB mikro.



Obrázek 4.1 Blokové schéma přípravku.

4.1 Schéma zapojení

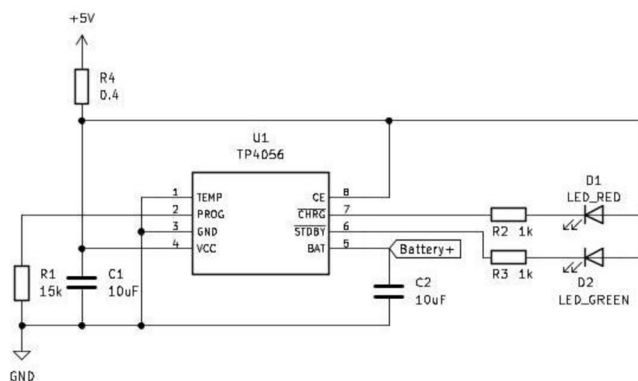
Při návrhu celého přípravku bylo postupováno od zdroje napětí postupně až ke koncovým komponentům. Schéma i následný návrh desky plošných spojů byl proveden v prostředí návrhového programu KiCad verze 6.0.

Zdrojem napětí při provozu je akumulátor, který využívá Lithno-iontovou technologii. Označení LiPol nebo také LiPo pak ukazuje na strukturu elektrolytu, který je v tomto případě ve formě polymeru (nikoli kapaliny jako u běžných Li-ion baterií). Nejčastější strukturou těchto článků je tzv. pouch, která je použita i u navrhovaného přípravku.

Využití těchto baterií je v oblasti nositelné elektroniky, chytrých telefonů a dalších mobilních zařízení běžné. Výhodou je vysoká kapacita a nízká hmotnost i při malých celkových rozměrech. Vyznačují se také možností četného cyklování. Životnost tohoto typu akumulátorů ovlivňuje spousta okolností, například okolní teplota nebo způsob cyklování. [12] V konstrukci je proto často přímo integrován ochranný obvod, který udržuje napětí v doporučeném rozmezí a předchází tak předčasné degradaci baterie. Články tohoto typu se nejvíce ničí, dojde-li k jejich úplnému vybití.

Použitá baterie v přípravku disponuje kapacitou 180 mAh při rozměrech $3 \times 12 \times 32 \text{ mm}$. Plně nabitý článek dosahuje na svém výstupu napětí až 4,2 V. Při normálním provozu se ale počítá s běžnou hodnotou 3,7 V.

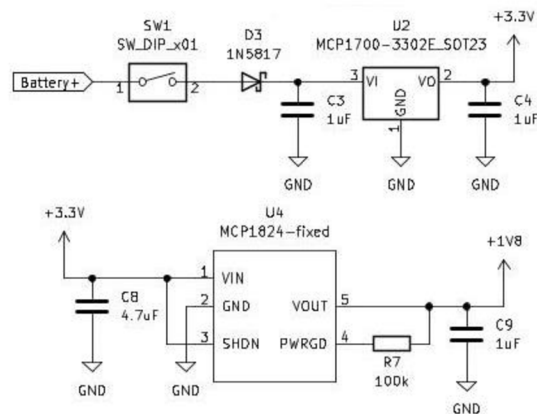
Aby bylo možné přístroj používat opakovaně, je potřeba při vybití baterie zajistit její opětovné nabití. K tomu slouží nabíječka integrovaná do přípravku. Nabíječka s označením TP4056 využívá 5 V napájení a umožňuje zobrazení stavu nabíjení pomocí dvou LED diod. Při použití baterie s jinou kapacitou je nutné změnit velikost rezistoru R1, která ovlivňuje velikost nabíjecího proudu. [13]



Obrázek 4.2 Schéma zapojení nabíječky baterie

Za akumulátorem následuje přepínač, který v případě připojení zařízení na baterii slouží pro vypnutí a zapnutí zařízení. Dále dioda (D3 na obrázku 4.3), která plní funkci ochrany proti přepólování zdroje napětí. Jelikož v návrhu je dioda umístěna přímo v cestě, kterou prochází napájecí napětí z baterie, je požadavek na diodu zejména v co nejmenším úbytku napětí v propustném směru. Byla proto zvolena rychlá Shottkyho dioda, u které napětí klesne přibližně o 0,3 V. Při nechtěném zapojení baterie opačnou polaritou prochází diodou jen velmi malý závěrný proud, a nedojde tak ke zničení zařízení.

Napětí z baterie je stabilizátorem MCP1700 usměrněno na 3,3 V DC a toto napětí je pak stabilizátorem MCP1824 přeměněno na 1,8 V DC. Zapojení obou stabilizátorů vychází z doporučení výrobce dostupného v dokumentaci. [14], [15]

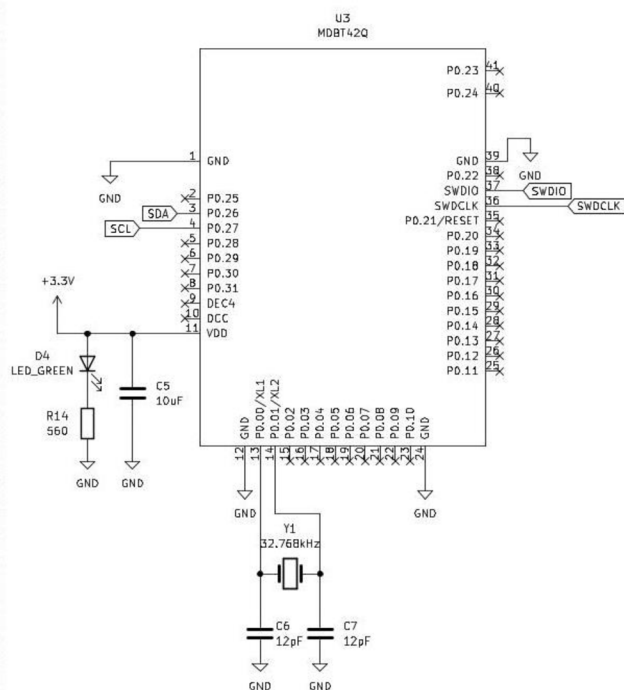


Obrázek 4.3 Schéma zapojení napěťových stabilizátorů. Stabilizátor na 3,3 V nahoře a na 1,8 V dole.

Všechny zatím popsané komponenty návrhu zajišťují požadované napájecí napětí. Použitý Bluetooth modul vyžaduje napájení +3,3 V DC. Senzor navíc vyžaduje pro napájení LED diod i napětí +1,8 V DC. Konverze logiky také vyžaduje obou těchto napětí.

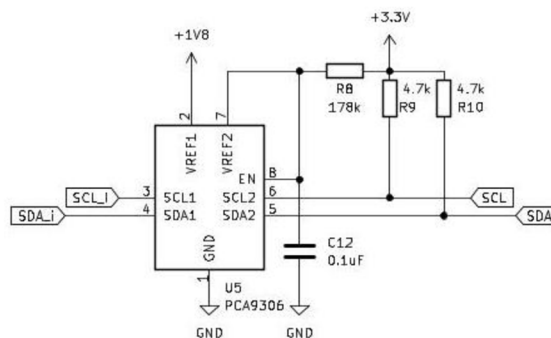
Komponent označený jako U3 (obrázek 4.4) zajišťuje celý chod přístroje. Jedná se o Bluetooth low energy (BLE) modul založený na čipu nRF52832 od firmy Nordic Semiconductor. Obsahuje CPU (central processing unit, neboli procesor), paměť typu RAM a flash, a kromě jiného také rozhraní pro komunikaci TWI (I2C) a UART. [16] [17]

Připojení v návrhu přístroje je pomocí pinů 26 a 27 přes konverzi logiky se senzorem. Komunikaci zajišťují dva vodiče označované jako serial data (SDA) a serial clock (SCL), ty přenáší samotná data obousměrně mezi senzorem a modulem a také synchronizační hodinový signál. Vyvedení pinů 36 (SWCLK) a 37 (SWDIO) je nutné pro nahrání programu do modulu. Samotný modul je napájen napětím + 3,3 V a na obrázku 4.4 lze také vidět zapojení kontrolní LED diody (D4), která reaguje na přítomnost napětí za usměrňovačem na 3,3 V. Svítí tedy po celou dobu chodu přístroje.



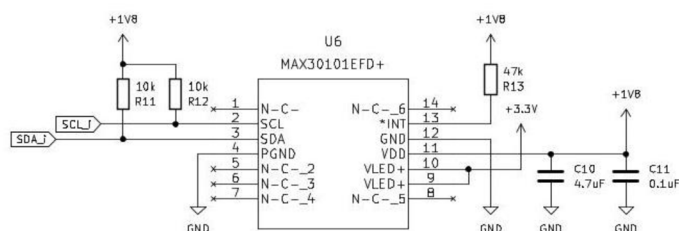
Obrázek 4.4 Schéma zapojení Bluetooth modulu.

Konverze logiky je komponent s názvem PCA9306 (v návrhu jako U5). Zajišťuje převod napětí mezi SDA a SCL porty modulu a senzoru. Pro svou funkci vyžaduje takové hodnoty napětí, jaké se používají na obou prvcích, které spojuje. V případě zapojení v této práci se jedná o spojení modulu MDBT42Q s napájením 3,3 V a senzoru MAX30101, který pracuje na napětí 1,8 V. [18]



Obrázek 4.5 Schéma zapojení logické konverze.

Samotný senzor s označením MAX30101 je napájen jak 3,3 V, tak i 1,8 V podobně jako předchozí modul. Komunikace s BLE modulem pomocí je pomocí I2C rozhraní. Více o tomto senzoru je uvedeno v kapitole 2.1.3.



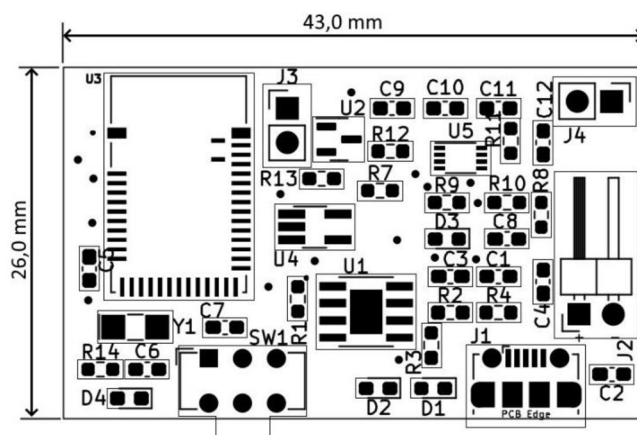
Obrázek 4.6 Schéma zapojení senzoru MAX30101.

Celé schéma zapojení je k dispozici v příloze A.1, kromě uvedených komponentů obsahuje také vývody pro zapojení baterie, pro programování a USB konektor pro zajištění napájení nabíječky baterie.

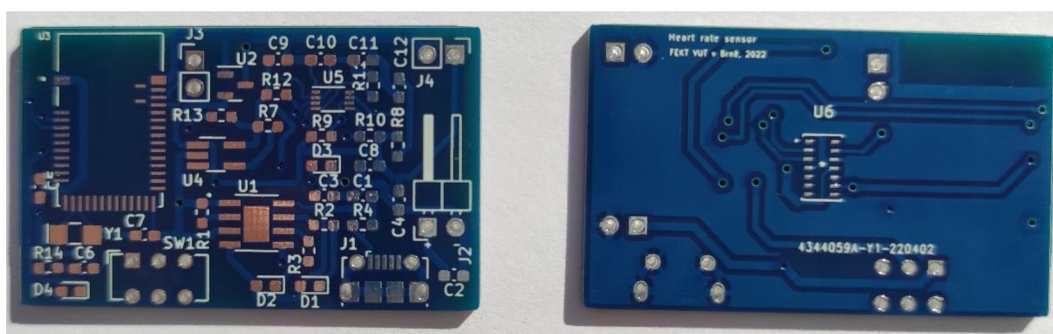
4.2 Návrh desky plošných spojů

Další krok návrhu se již věnuje samotné desce plošných spojů (DPS). Požadavky na návrh spočívají zejména v co nejmenší velikosti. Senzor navíc musí být v návrhu umístěn na takovém místě, aby po osazení desky měl co možná nejlepší možnost kontaktu s pokožkou. Z tohoto důvodu je umístění senzoru na desce na spodní části a všechny zbylé komponenty jsou umístěny na vrchní části desky.

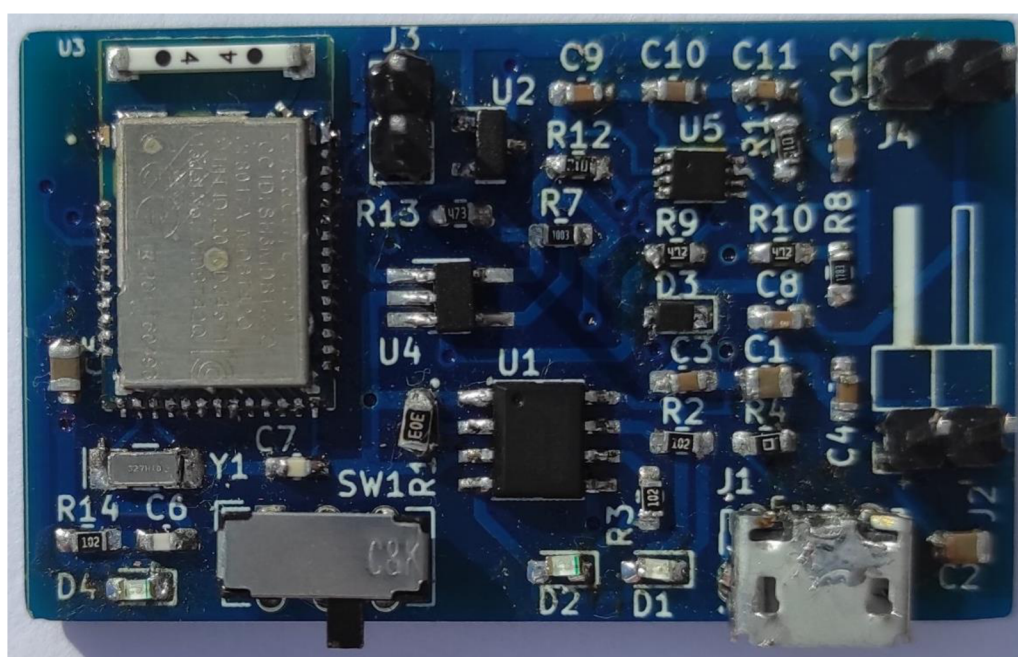
Rozměry DPS podle návrhu jsou 26×42 mm. Všechny LED diody včetně přepínače a USB konektoru jsou umístěny v přední části desky. Konektory J3 a J4 budou osazeny pouze pro potřeby programování, poté při samotném používání přípravku nebudou zapotřebí. Baterii v návrhu zastupuje konektor pro napájení s označením J2. Lze samozřejmě připojit i jiný zdroj, než je používán v této práci. Baterie bude připojena pomocí konektoru nepájivou cestou, aby bylo v případě potřeby snadné ji demontovat nebo vyměnit za jinou.



Obrázek 4.7 Rozložení součástek na přední části DPS.



Obrázek 4.8 Deska plošných spojů před osazením, horní (vlevo) a spodní (vpravo) strana.

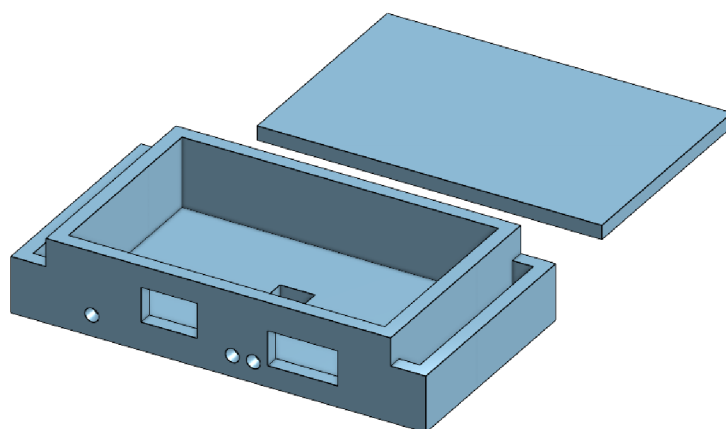


Obrázek 4.9 Deska plošných spojů po osazení.

4.3 Dokončení přípravku

Jako poslední část návrhu přípravku je nutné osazenou desku s baterií umístit do vhodného obalu. Pro tento účel byl navržen a pomocí 3D tisku zhotoven kryt. Jeho návrh je dostupný v příloze A.3. Na obrázku 4.10 je vidět návrh obalu provedený v online návrhovém studiu Onshape¹. Na víko krytu lze snadno upevnit suchý zip, kterým lze přípravek přichytit například do cyklistické přilby. Po stranách jsou také úchyty, kterými lze připevnit přípravek pomocí gumy přes hlavu. Celkové rozměry krytu jsou 32 × 59 × 14 mm.

¹ <https://cad.onshape.com/>



Obrázek 4.10 Návrh krytu přípravku pro 3D tisk.



Obrázek 4.11 Ukázka hotového přípravku připraveného k připevnění na čelo.

4.4 Zpracování signálu

4.4.1 Filtrace signálu a detekce špiček

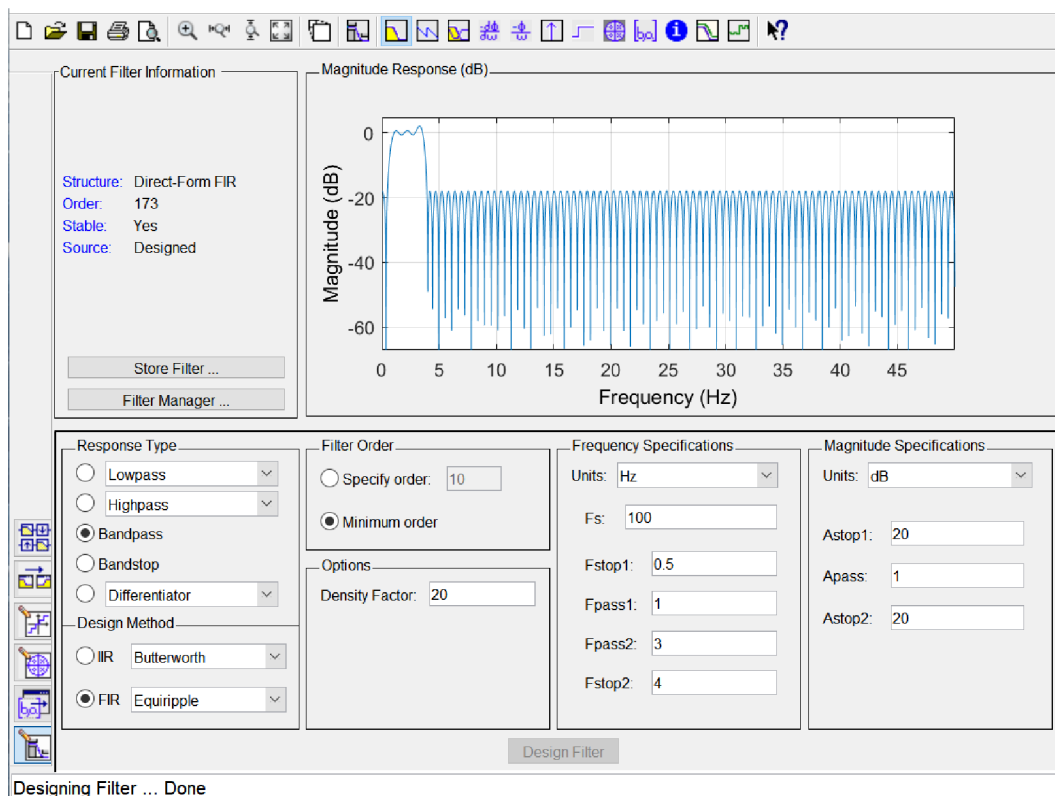
Pro zjištění tepu z přijatého signálu ze senzoru je potřeba zjistit periodu (frekvenci) daného signálu. Jak lze pozorovat z předchozích měření na různých částech těla, může být signál při měření značně ovlivněný šumem. Z tohoto důvodu je nutné přijatý signál filtrovat. Návrh filtru vychází z předpokladů pro přijatý signál. Lze předpokládat, že uživatel nemá srdeční tep vyšší než 180 a nižší než 30 úderů za minutu. Potlačení nežádoucích složek signálu je provedeno pásmovou propustí 0,5 až 3 Hz.

Filtrace signálu se dá řešit různými způsoby. V případě zpracování analogového signálu lze jako filtr použít v obvodovém zapojení kombinaci prvků R, L a C (rezistor, cívka a kondenzátor). Také lze vytvořit filtr s použitím aktivního prvku jako je operační zesilovač. Pokud signál na vstupu filtru není analogový ale digitální, filtrace se provádí zpracováním pomocí číslicových filtrů.

Původní analogový signál na vstupu zaznamenává senzor s fotodiodou a pomocí ADC převodníku jej mění na digitální. Vzorke signálu ze senzoru se vyčítají s nastavenou vzorkovací frekvencí, kterou lze volit v rozmezí 50 až 3200 vzorků za sekundu. Zpracovává se tedy signál digitální, proto filtraci provádíme pomocí vhodného algoritmu. Jako řešení se nabízí lineární filtry typu FIR nebo IIR. FIR filtry, tedy ty s konečnou impulsní charakteristikou, mají svou výhodu v tom, že jsou vždy stabilní. Při návrhu takového filtru je nutné znát vzorkovací frekvenci a požadavky na výstup, zejména tedy mezní frekvence a požadovaný útlum nežádoucích složek signálu. Pro návrh takového filtru lze použít například návrhář v prostředí Matlab s názvem Filter Designer, jako je ukázáno na obrázku 4.12.

Samotný FIR filtr je definován koeficienty, které se vypočítají při návrhu. Jejich množství je silně ovlivněno zvolenou vzorkovací frekvencí. Koeficienty poté slouží k výpočtu výstupních hodnot. Nejprve je naplněn buffer vstupními vzorky, poté probíhá výpočet výstupního signálu pro celý úsek hodnot a následuje opět vyčítání dalších hodnot.

Z důvodu nedostatku senzorů MAX30101 na trhu, byl senzor osazený v přípravku objednan z čínské distribuce. Tento senzor ale svými charakteristikami neodpovídá přesně senzoru MAX30101. Při nastavení senzoru se počet vyčítaných hodnot liší od předpokladů. Při průměrování hodnot se na výstupním signálu zobrazují ořezané části, což může být způsobeno například nižší velikostí paměti. Ani po delším zkoumání nebylo zjištěno, kde přesně se problém nachází.



Obrázek 4.12 Ukázka návrhu FIR filtru ve Filter designer v prostředí Matlab.

Jelikož bylo zjištěno, že nový senzor zapojený v přípravku nevyčítá data přesně podle nastavené vzorkovací frekvence, byl jako způsob filtrace pro účely této studie vyhodnocen jako lépe vyhovující filtr metodou klouzavého průměru, u kterého nezáleží na frekvenci vyčítání vzorků. Tento filtr byl zařazen také proto, že při konstrukci vlastního přístroje vznikla chyba při vyčítání hodnot ze senzoru. Také nastává problém při průměrování vyčtených dat. Na rozdíl od předchozích měření pomocí senzoru zabudovaném v přípravku s názvem Heart rate 4 click a použitím vývojové desky Arduino nano je potřeba pro správné vyčítání dat změnit parametry nastavení senzoru.

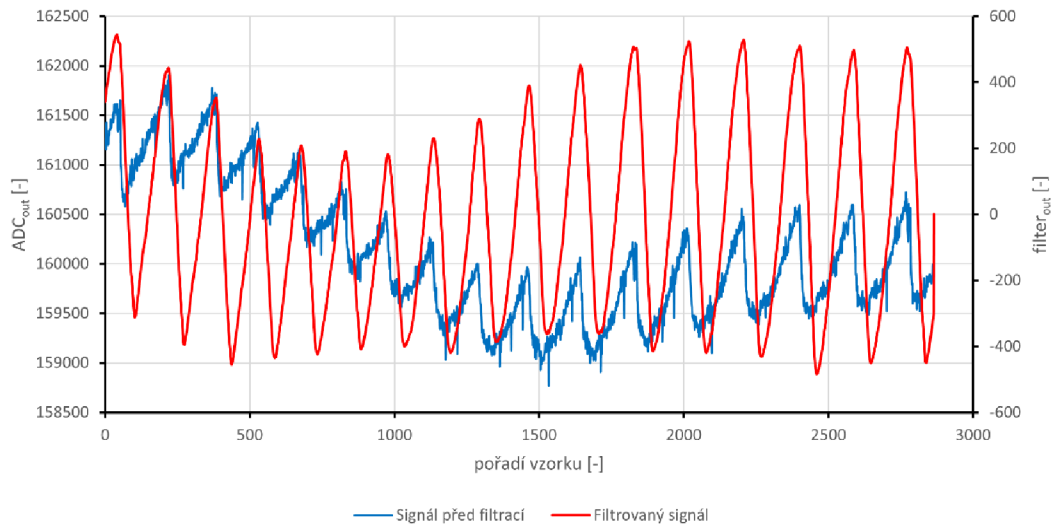
Při nízké vzorkovací frekvenci je signál na výstupu ořezaný a při vyšší vzorkovací frekvenci a vyšším průměrování také. Nastavení je tedy změněno na vzorkovací frekvenci 1600 s^{-1} a průměrování je sníženo na 1, senzor tedy neprůměruje žádné vzorky. Bylo zjištěno, že při jakémkoliv průměrování už při vyčítání je signál na výstupu více ovlivněn šumem. Jelikož je toto nežádoucí, je vyčítáno všech 1600 vzorků za sekundu a průměrování je provedeno až dále v programu.

Z původních 1600 vzorků za sekundu je průměrováno každých 8, tedy frekvence vyčítání by měla být 200 s^{-1} . Při experimentálním ověření rychlosti vyčítání hodnot bylo ale zjištěno, že jsou vzorky vyčítány jinou rychlostí, a to dvojnásobnou.

I při úpravě vzorkovací frekvence se vzorky vyčítají rychleji, proto nelze s touto hodnotou počítat jako s danou a využít tak filtr, který požaduje znalost vzorkovací frekvence. Dalším problémem při použití FIR filtru je, že při vyšší frekvenci vzorkování

obsahuje navržený filtr více hodnot koeficientů. Jelikož by filtr čekal na naplnění bufferu a poté došlo k výpočtu výstupu pomocí stovek hodnot koeficientů, mohlo by docházet k problémům a zpomalení celého vyčítání.

Na obrázku 4.13 je znázorněn průběh signálu před a po filtraci. Frekvence vyčítání vzorků je 250 hodnot za sekundu. Filtrace byla provedena s použitím původního senzoru a vývojové desky nrf52832 s nastavením senzoru na vzorkování 1000 s^{-1} a průměrování 4. Filtrace ze signálu odstraní nežádoucí složky o vyšší frekvenci a také stejnosměrnou složku.



Obrázek 4.13 Ukázka signálu před a po filtraci.

Původní signál obsahuje vysokou hodnotu stejnosměrné složky. Ta závisí jak na nastavení senzoru, tak i na umístění senzoru na těle. Pokud potřebujeme zjistit pouze tepovou frekvenci, je účinné tuto složku odstranit.

Při filtraci signálu ze senzoru je načítán jednotlivě každý vzorek signálu a ukládán do kruhového bufferu. Jakmile je načteno dostatečné množství vzorků aplikuje se na ně filtrace typu horní propust. Výstup z prvního filtru se ukládá do druhého bufferu a tvoří zároveň vstup druhého filtru, který je typu dolní propust. Na výstupu druhého filtru je konečný filtrovaný signál, který je použit jako vstupní signál při detekci špiček. (Signál po průchodu obou filtrů je ukázaný na obrázku 4.13.)

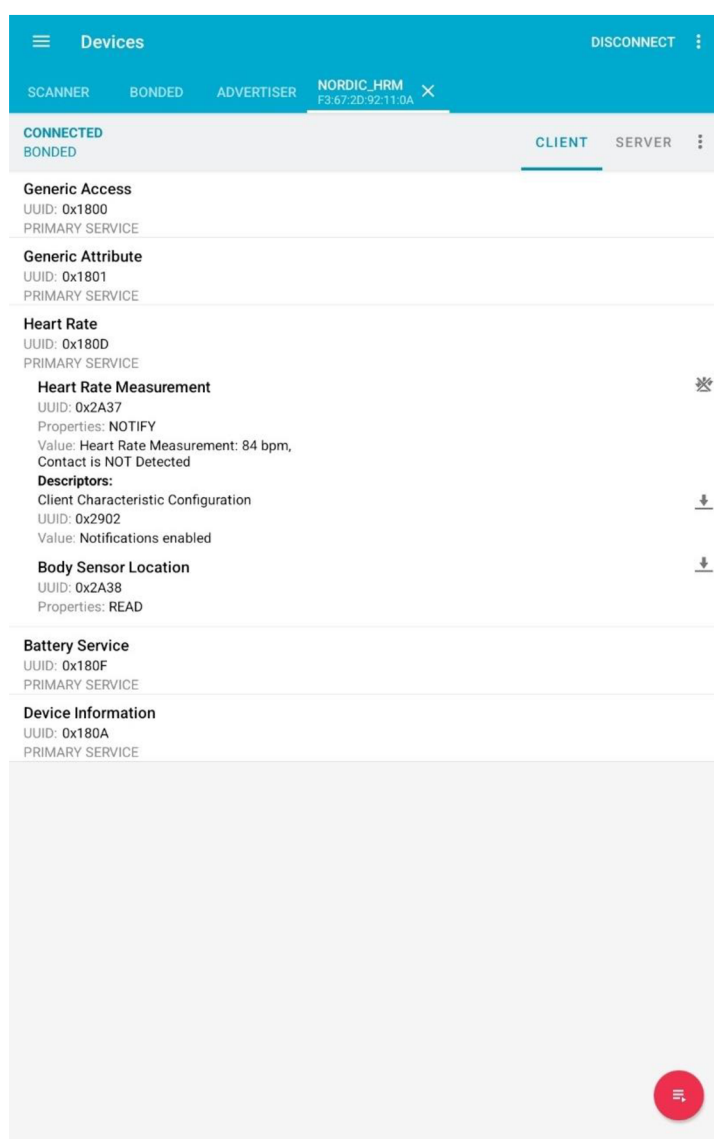
Při načtení nového vzorku se smaže nejstarší hodnota v bufferu a zároveň se uloží nová hodnota na místo za předchozí vzorek. Na výstupu filtru jsou stejnou rychlostí jako je signál přijímaný vyčítána i výstupní data. Filtruje se tedy signál v reálném čase a volá se při načtení každé nové hodnoty.

Výstupní data jsou zpracována algoritmem na detekci špiček, ze kterého získáváme požadovanou tepovou frekvenci. Detekují se lokální maxima i minima a výpočtem podle polohy těchto bodů a znalosti vzorkovací frekvence je vypočítán výsledek. Hodnota vzorkovací frekvence při počítání je nastavena podle výpočtu při běhu programu, a to na polovinu nastavené frekvence.

4.4.2 Bluetooth komunikace

Pro zobrazení naměřených dat ze senzoru je využito komunikace rozhraním Bluetooth. Veškeré výpočetní operace probíhají v samotném přípravku. Spárováním přípravku s mobilním telefonem pak dochází k přenosu naměřené hodnoty tepové frekvence.

Ke komunikaci bylo využito mobilní aplikace od firmy Nordic Semiconductors, která stojí i za vývojem samotného čipu, který je v přípravku použit. Na obrázku 4.14 je ukázka zobrazení naměřených dat na obrazovce tabletu. Pro zajištění Bluetooth komunikace bylo využito ukázkového programu, který simuluje i další hodnoty. Pro účely zobrazení našich dat postačuje měnit hodnotu tepové frekvence v sekci Heart Rate. Měřená hodnota se obnovuje jednou za 0,5 s. Ostatní údaje zobrazené v aplikaci jsou pouze simulací a nejsou skutečnými měřenými hodnotami.



Obrázek 4.14 Ukázka zobrazení tepu na obrazovce tabletu, aktuální hodnota 84 bpm.

5. POROVNÁNÍ PŘÍPRAVKU S DALŠÍMI PŘÍSTROJI

Ověření přesnosti měření pomocí navrženého přípravku proběhlo jeho srovnáním s běžně dostupnými senzory. Jelikož se naměřená data mohou odlišovat i mezi senzory navzájem, bylo použito různých přístrojů. Jednotlivá srovnávací měření probíhala v různých podmínkách, aby bylo docíleno různorodosti naměřených hodnot. Každé měření bylo provedeno na jiném uživateli v klidovém stavu.

V tabulce 5.2 lze vidět naměřená data ze všech přístrojů. Jedná se přímo o hodnoty tepové frekvence, které daný přístroj určil. Dále jsou tato data přepočítána vzhledem k hodnotě naměřené vlastním senzorem navrženým v rámci této práce podle vzorce

$$|\delta_{VP}| [\%] = \frac{|f_{VP} - f_{SP}|}{f_{VP}} \cdot 100 \%, \quad (5.1)$$

kde δ_{VP} je relativní odchylka srovnávacího přístroje vzhledem k navrženému přípravku, f_{VP} je tepová frekvence podle vlastního přípravku a f_{SP} je tepová frekvence podle srovnávacího měřicího přístroje. [19]

Pro porovnání byly použity dvojce chytré hodinky, jedny od značky Amazfit nižší cenové kategorie a jedny značky Apple s vyšší pořizovací cenou. Dále bylo měřeno pomocí chytrého náramku Xiaomi Mi band 2. Nejpřesnější hodnota tepu se očekává od dalšího zařízení, a to prstového pulzního oxymetru, který je přímo určen k měření tepu a saturace kyslíkem. U použitého modelu výrobce přímo uvádí, že je jej možno použít jak v nemocnicích, lékařských zařízeních, tak doma. Přesnost měření tepové frekvence uvádí ± 1 BPM nebo ± 1 % a rozsah 30 až 240.

Tabulka 5.1 Použité přístroje k porovnání.

Název	Typ	Cena ²	Označení v dalším měření
Amazfit GTR 2	Chytré hodinky	3 000 Kč	GTR2
Apple watch 3	Chytré hodinky	5 000 Kč	AW
Xiaomi Mi band 2	Chytrý náramek	500 Kč	XMB2
DEPAN model YK-81C	Prstový pulzní oxymetr	1000 Kč	PO

² Aktuální přibližná cena nového přístroje.

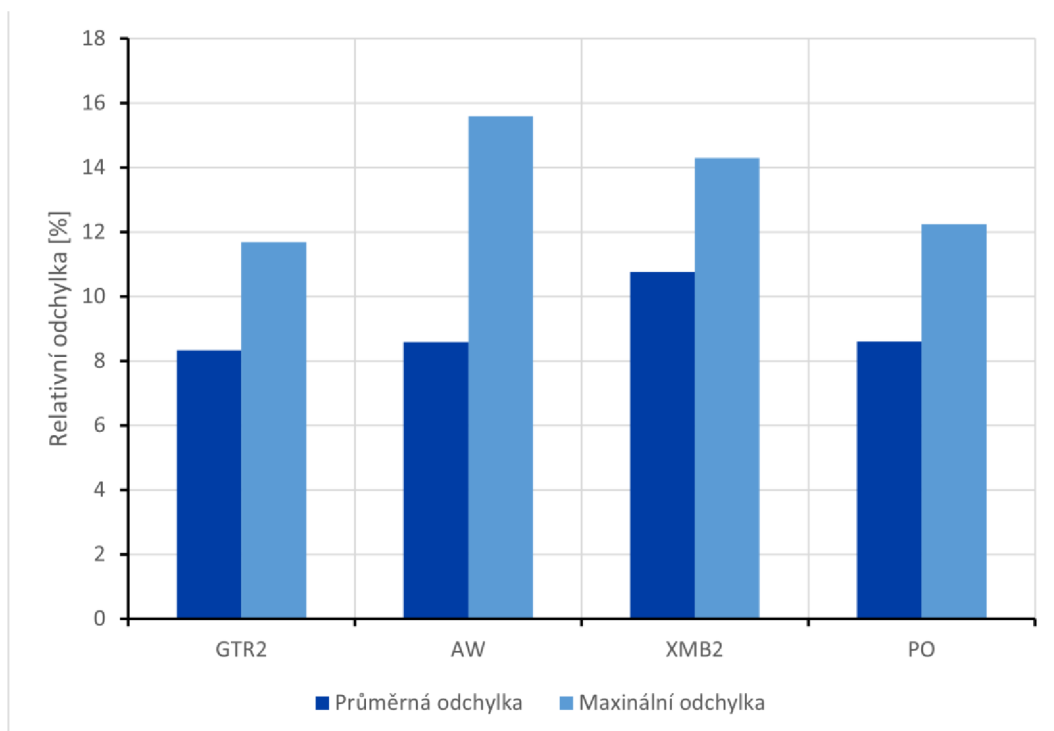
Tabulka 5.2 Srovnání měřicích přístrojů – naměřená data.

Číslo měření	Naměřená hodnota tepové frekvence [počet úderů za minutu]				
	Označení přístroje				
	VP	GTR2	AW	XMB2	PO
1	103	108	102	111	107
2	77	86	89	85	84
3	84	91	91	93	91
4	62	67	69	69	69
5	59	63	62	65	63
6	49	54	54	56	55

Tabulka 5.3 Relativní srovnání měřicích přístrojů vzhledem k navrženému přístroji.

Číslo měření	Relativní odchylka vzhledem k VP ³ [%]			
	Označení přístroje			
	GTR2	AW	XMB2	PO
1	4,854	0,9709	7,767	3,883
2	11,69	15,58	10,39	9,091
3	8,333	8,333	10,71	8,333
4	8,064	11,29	11,29	11,29
5	6,780	5,084	10,17	6,780
6	10,20	10,20	14,29	12,24
Průměrná odchylka [%]	8,321	8,578	10,77	8,604
Maximální odchylka [%]	11,69	15,58	14,29	12,24

³ VP – vlastní přístroj (přístroj navržený v rámci práce)



Obrázek 5.1 Srovnání průměrné a maximální relativní odchylky srovnávacích přístrojů vzhledem k navrženému přípravku.

Naměřené hodnoty ukazují, že i když je odchylka od přístrojů v porovnání vyšší, vykazuje ve všech případech stejnou tendenci. Lze pozorovat, že v některých případech se i samotné srovnávací přístroje navzájem liší o více hodnot. Hodnoty naměřené vlastním přípravkem z čela jsou ve všech případech o 4 až 7 tepů za sekundu nižší než data naměřená pomocí prstového oxymetru.

I když měření pomocí navrženého přípravku neodpovídá úplně skutečnému tepu, k orientačnímu určení tepu jej určitě lze použít. Měřením bylo také ověřeno, že pomocí navrženého přípravku lze měřit jak z čela, tak i například z prstu a hodnoty jsou pořád stejné.

6. ZÁVĚR

V první části práce byla ověřena vhodnost měření srdečního tepu na několika částech lidského těla. Senzor byl umístěn na různá místa na těle, kde se běžně nepoužívá. Na každé měřené části těla byl pomocí senzoru zaznamenán delší časový úsek výstupního signálu. Z celého průběhu byl pro každé umístění zobrazen dvacetisekundový interval signálu z červené, infračervené a zelené diody senzoru. Vhodnost místa pro další měření byla posouzena na základě parametrů signálů a možnosti upevnění senzoru.

Požadovaný tvar průběhu byl určen měřením na koncovém článku prstu, kde se tepová frekvence určuje snadno i komerčně dostupnými oxymetry. Následně bylo ověřeno, že měření na ušním lalůčku a na zápěstí dosahuje podobně dobrých výsledků. Jako nestandardní místa pro měření byla zvolena umístění na krku, bicepsu, kotníku, čele a na spánkové oblasti. Na jiných místech nebylo měření prováděno zejména proto, že připevnění senzoru by bylo obtížné, nepraktické, nebo by zařízení mohlo uživatele značně omezovat v pohybu. Nejlepších výsledků bylo dosaženo měřením na čele. Signál z fotodiody je nejméně ovlivněn šumem, a proto bylo toto umístění vyhodnoceno jako nejvhodnější. Využití senzoru umístěného na čele je možné například u sportovců, kdy senzor umístěný v ochranné přilbě může neustále monitorovat srdeční tep.

Druhá část práce se zabývá vlastním návrhem přípravku pro měření tepu pomocí pulzní oxymetrie. Důraz je kladen zejména na minimalizaci rozměrů. Navržený přípravek komunikuje s mobilním telefonem pomocí rozhraní Bluetooth. Vyhodnocení tepové frekvence vychází z měřených dat pomocí infračervené diody. Naměřené hodnoty jsou srovnány s více přístroji, aby nedocházelo k porovnávání na základě nesprávných hodnot.

Naměřené hodnoty podle měření neodpovídají předpokladům, chyba ale zřejmě není způsobena špatným zpracováním signálu ale chybou při výpočtu, kde nesprávná hodnota vzorkovací frekvence způsobuje systematickou chybu. Všechny naměřené hodnoty byly v porovnání s prstovým oxymetrem průměrně o 8 % nižší.

LITERATURA

- [1] ROSYPAL, Stanislav. *Nový přehled biologie*. Praha: Scientia, 2003. ISBN 978-80-86960-23-4.
- [2] TREMPER, Kevin K. a Steven J. BARKER. Pulse Oximetry. In: *Anesthesiology*. 70. 1989, s. 98-108.
- [3] WAN, Jiayi, Yuhua ZOU, Ye LI a Jun WANG. Reflective type blood oxygen saturation detection system based on MAX30100. *2017 International Conference on Security, Pattern Analysis, and Cybernetics (SPAC)* [online]. 2017 [cit. 2021-12-25]. Dostupné z: doi:10.1109/SPAC.2017.8304350
- [4] PHILLIPS, Caleb, Daniyal LIAQAT, Moshe GABEL a Eyal DE LARA. WristO2: Reliable Peripheral Oxygen Saturation Readings from Wrist-Worn Pulse Oximeters. In: *2021 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops and other Affiliated Events (PerCom Workshops)* [online]. IEEE, 2021, 2021-3-22, s. 623-629 [cit. 2021-11-01]. ISBN 978-1-6654-0424-2. Dostupné z: doi:10.1109/PerComWorkshops51409.2021.9430986
- [5] CHAN, Edward D., Michael M. CHAN a Mallory M. CHAN. Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respiratory Medicine* [online]. 2013, 107(6), 789-799 [cit. 2021-12-25]. ISSN 0954-6111. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S095461111300053X>
- [6] LEE, Hooseok, Hoon KO a Jinseok LEE. Reflectance pulse oximetry: Practical issues and limitations. *ICT Express* [online]. 2016, 2(4), 195-198 [cit. 2021-11-01]. ISSN 24059595. Dostupné z: doi:10.1016/j.icte.2016.10.004
- [7] *EBME & Clinical Engineering Articles: Pulse Oximetry - in depth* [online]. www.ebme.co.uk [cit. 2021-12-25]. Dostupné z: <https://www.ebme.co.uk/articles/clinical-engineering/pulse-oximetry-in-depth>
- [8] A Guide to Pulse Oximeters for Home Use: 8 picks for finger pulse oximeters. www.healthline.com [online]. [cit. 2021-12-25]. Dostupné z: <https://www.healthline.com/health/finger-pulse-oximeter#our-picks>
- [9] Snímač srdečního tepu. www.garmin.com [online]. [cit. 2021-12-25]. Dostupné z: <https://www.garmin.com/cs-CZ/garmin-technology/health-science/heart-rate-monitoring/>
- [10] *High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health* [online]. In: www.maximintegrated.com, 19.6.2020 [cit. 2021-12-25]. Dostupné z: <https://www.maximintegrated.com/en/products/interface/signal-integrity/MAX30101.html>
- [11] HEART RATE 4 CLICK. www.mikroe.com [online]. [cit. 2021-12-26]. Dostupné z: <https://www.mikroe.com/heart-rate-4-click>

- [12] BAGOTSKY, Vladimir S. Fundamentals of Electrochemistry: The Electrochemical Society Series. 2nd ed. Hoboken, N.J: Wiley-Interscience, 2006. ISBN 9780471741985. Dostupné také z: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=nlebk&AN=146074&lang=cs&site=ehost-live>
- [13] NANJING TOP POWER ASIC CORP. TP4056: 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8 [online]. 17 s. [cit. 2022-04-28]. Dostupné z: http://www.tp-asic.com/te_product_a/2008-04-09/2236.html
- [14] MICROCHIP TECHNOLOGY INC. MCP1824/MCP1824S: 300 mA, Low Voltage, Low Quiescent Current LDO Regulator [online]. 2007, 34 s. [cit. 2022-04-28]. Dostupné z: <https://www.microchip.com/en-us/product/MCP1824>
- [15] MICROCHIP TECHNOLOGY INC. MCP1700: Low Quiescent Current LDO [online]. 2020, 32 s. [cit. 2022-04-28]. Dostupné z: <https://www.microchip.com/en-us/product/MCP1700>
- [16] RAYTAC CORPORATION. Approval Sheet: Bluetooth Low Energy Module MDBT42Q [online]. 2021, 58 s. [cit. 2022-04-29]. Dostupné z: https://www.raytac.com/product/ins.php?index_id=31
- [17] NORDIC SEMICONDUCTOR. NRF52832 Product Specification v1.8 [online]. 2021, 559 s. [cit. 2022-04-29]. Dostupné z: https://infocenter.nordicsemi.com/pdf/nRF52832_PS_v1.8.pdf
- [18] NXP SEMICONDUCTORS. PCA9306: Dual bidirectional I2C-bus and SMBus voltage-level translator [online]. 2014, 35 s. [cit. 2022-04-29]. Dostupné z: <https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/PCA9306.pdf>
- [19] BARTUŠEK, K.; GESCHEIDTOVÁ, E.; KUBÁSEK, R.; MIKULKA, J.; REZ, J.; STEINBAUER, M. Měření v elektrotechnice. Měření v elektrotechnice. Brno: VUTIM, 2010. ISBN: 978-80-214-4160- 6

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

Zkratky:

AC	(alternating current) střídavý proud
ADC	(Analog to digital converter) analogově digitální převodník
Bd	baud
BLE	Bluetooth low energy
BPM	(Beat(s) per minute) tepová frekvence
COHb	karboxyhemoglobin
CPU	(Central processing unit) procesor
DC	(direct current) stejnosměrný proud
G	(Green) zelené světlo
GND	(Ground) uzemění, nulové napětí
Hb	hemoglobin
Hz	hertz
IR	(Infrared) infračervené záření
I2C	(Inter-integrated circuit) sériová sběrnice
LED	(Light-emitting diode) světelná dioda
MetHb	methemoglobin
nm	nanometr
O ₂	molekula kyslíku
O ₂ Hb	okysličený hemoglobin
PC	(Personal computer) osobní počítač
R	(Red) červené světlo
RAM	(Random access memory) paměť s náhodným přístupem
RHb	redukovaný hemoglobin
SCL	(Synchronous clock) hodinový signál
SDA	(Synchronous data) datový kanál
SpO ₂	saturace krve kyslíkem
TWI	(Two wire interface) dvouvodičové rozhraní (=I2C)
UART	(Universal asynchronous receiver transmitter) univerzální sběrnice k asynchronnímu přenosu dat
USB	(Universal serial bus) univerzální sériová sběrnice

Symboly:

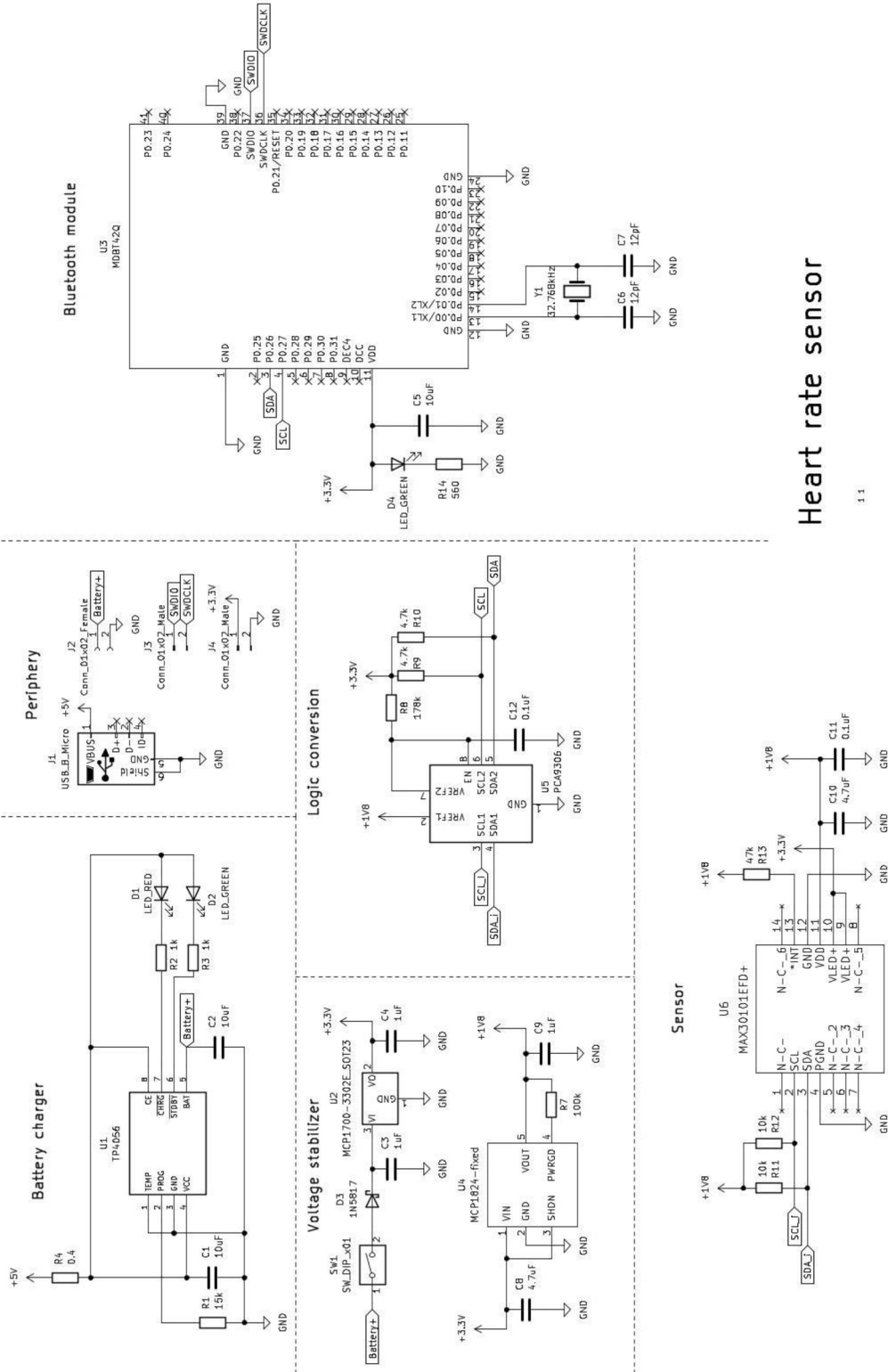
SaO_2	Saturace kyslíku	(-, %)
f_{SP}	Tepová frekvence podle srovnávacího měřicího přístroje (bpm)	
f_{VP}	Tepová frekvence podle vlastního přípravku	(bpm)
δ_{VP}	Relativní odchylka SP vzhledem k VP	(%)

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA A - NÁVRH PŘÍPRAVKU	57
PŘÍLOHA B - ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU – ZDROJOVÉ KÓDY	59

Příloha A - Návrh přípravku

A.1 Schéma zapojení



Heart rate sensor

1.1

UREL, FEKI INT v Brně, Zdenka Vermžová
4/2022

A.2 Návrh desky plošných spojů

Návrh desky plošných spojů včetně schéma zapojení je k dispozici v elektronické příloze.

A.3 Kryt přípravku

Návrh krytu na uložení DPS včetně baterie pro lepší manipulaci při používání je dostupný v elektronické příloze.

Příloha B - Zpracování signálu – zdrojové kódy

Hlavní část programu nahraného do přístroje, umožňující měření a zpracování signálů včetně Bluetooth komunikace, je k dispozici v elektronické příloze.