

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ**

KATEDRA APLIKOVANÉ ELEKTRONIKY A TELEKOMUNIKACÍ

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Zařízení pro monitorování tělesných funkcí

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Lukáš ŠTEFÁNEK**
Osobní číslo: **E15N0077P**
Studijní program: **N2612 Elektrotechnika a informatika**
Studijní obor: **Dopravní elektroinženýrství a autoelektronika**
Název tématu: **Zařízení pro monitorování tělesných funkcí**
Zadávací katedra: **Katedra aplikované elektroniky a telekomunikací**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Navrhněte a realizujte zařízení provádějící monitorování vybraných tělesných funkcí.

1. Seznamte se s principy měření základních tělesných funkcí - nasycení krve kyslíkem (oxymetrie), měření tepu srdce, tělesné teploty, krevního tlaku a diskutujte náročnost jejich praktické implementace.
2. Na základě předchozí analýzy navrhněte hardware zařízení pro monitoring dostupně měřitelných vybraných parametrů. Při návrhu zohledněte možnost budoucího rozšíření zařízení pro distribuovanou funkci a případnou komunikaci systému s okolím. Navrhněte rovněž způsob zálohování a ukládání dat pro dlouhodobý monitoring.
3. Při návrhu zařízení zohledněte nezbytnost nízkopříkonového napájení z baterie a minimalizujte velikost konstrukčního provedení.
4. Implementujte firmware řídicího mikrokontroléru.
5. Diskutujte možná budoucí rozšíření systému a jeho možnou integraci do datového informačního systému.

Rozsah grafických prací: podle doporučení vedoucího

Rozsah kvalifikační práce: 40 - 60 stran

Forma zpracování diplomové práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

Student si vhodnou literaturu vyhledá v dostupných pramenech podle doporučení vedoucího práce.


Vedoucí diplomové práce:

Ing. Petr Krist, Ph.D.


Katedra aplikované elektroniky a telekomunikací

Datum zadání diplomové práce: **14. října 2016**

Termín odevzdání diplomové práce: **19. května 2017**



Doc. Ing. Jiří Hammerbauer, Ph.D.
děkan



Doc. Dr. Ing. Vjačeslav Georgiev
vedoucí katedry

V Plzni dne 14. října 2016

Abstrakt

Cílem diplomové práce je analyzovat možnosti měření vybraných tělesných funkcí, tj. srdečního tepu, oxymetrie, tělesné teploty a krevního tlaku. Po analýze rozhodnout, které tělesné funkce lze prakticky měřit a zařízení pro měření vybraných funkcí navrhnout. Práce popisuje, jak se tělesné funkce měří, diskutuje náročnost realizace jednotlivých měření. Následuje praktická realizace měřicího zařízení.

Klíčová slova

Oxymetrie, saturace, srdce, srdeční tep, krevní tlak, tělesná teplota, monitoring, měření, STM32L476, MAX30102, MCP9800.

Abstract

The aim of this thesis is to investigate possibilities of measuring chosen functions of body, especially heart rate, oximetry, body temperature and blood pressure and identify, which are suitable to measure with wearable device. This device will also be realized. The thesis describe measuring of chosen body functions and provide information about difficulty of realization those measuring.

Keywords

Oximetry, saturation, heart, heart rate, blood pressure, body temperature, monitoring, measuring, STM32L476, MAX30102, MCP9800.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v seznamu, který je součástí této diplomové práce.

Dále prohlašuji, že veškerý software, použitý při řešení této diplomové práce, je legální.

.....
podpis

V Plzni dne 19.5.2017

Lukáš Štefánek

Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	3
1 Úvod.....	4
2 Snímání tělesných funkcí.....	5
2.1 Snímání srdečního tepu.....	6
2.1.1 Krevní oběh.....	6
2.1.2 Mechanická činnost srdce.....	7
2.1.3 Generování a šíření nervových vzruchů srdcem.....	7
2.1.4 Nervový vzruch, membránový potenciál.....	9
2.1.5 Akční potenciál.....	10
2.1.6 Elektrokardiogram.....	12
2.2 Nasycenost krve kyslíkem.....	13
2.2.1 Způsoby snímání.....	16
2.3 Krevní tlak.....	17
2.4 Tělesná teplota.....	18
3 Náročnost realizace.....	19
3.1 Nasycenost krve kyslíkem.....	19
3.2 Srdeční tep.....	19
3.3 Tělesná teplota.....	19
3.4 Krevní tlak.....	19
4 Výběr komponent.....	21
4.1 Mikrokontrolér.....	21
4.2 Zobrazovací jednotka.....	24
4.3 Snímač kyslíkové saturace.....	27
4.3.1 Popis obvodu.....	29
4.4 Snímač teploty.....	30
5 Návrh zařízení.....	32
5.1 Napájecí část.....	32
5.1.1 Správa akumulátoru.....	33
5.1.2 Oddělovací část a snižovač napětí.....	35
5.1.3 Nabíjecí obvod akumulátoru.....	36
5.1.4 Napájení mikrokontroléru.....	37
5.1.5 Napájení A/D převodníku, VBAT.....	38
5.2 Zapojení LCD.....	38
5.3 Snímač atmosférického tlaku.....	39
5.4 Napájecí a komunikační USB konektor.....	40
5.5 Konektor pro připojení externích periférií.....	42
5.6 Snímání okolního osvětlení.....	43
5.7 Slot paměťové karty.....	44
5.8 Měření okolní teploty.....	45
5.9 Tlačítka.....	46
5.10 Bezdrátový modul bluetooth.....	47
5.11 Zvukový výstup.....	48
5.12 Oxymetrický snímač MAX30102.....	49
5.13 Snímač teploty MCP9800.....	50

5.14	Realizace hardwarové části.....	51
5.15	Osazování desky.....	52
5.16	Realizace na vývojovém kitu.....	52
5.17	Realizace oxymetrické sondy.....	53
6	Firmware.....	54
6.1	Zobrazovací panel LCD.....	55
6.2	Paměťová karta.....	57
6.3	Měření krevní saturace kyslíkem a tepu.....	58
7	Možná rozšíření, distribuovaný systém.....	61
8	Závěr.....	62
9	Přílohy.....	66
9.1	Přílohy v tištěné podobě.....	66
9.1.1	B) Návrh desky plošného spoje.....	67
9.2	Přílohy na přiloženém DVD.....	67

Seznam symbolů a zkratk

A/D	Analogově-digitální převodník
AV	Atrioventrikulární
BGA	Ball Grid Array
BLE	Bluetooth Low Energy
COHb	Karboxyhemoglobin
DMA	Direct Memory Access
EKG	Elektrokardiogram
ESD	Electrostatic Discharge
EXTI	External Interrupt
FFC	Flat Flexible Connector
FIFO	First In First Out (paměť fronty)
FPC	Fine Pitch Connector
GPIO	General Purpose Input / output
GPS	The Global Positioning System
HAL	Hardware Abstract Layer
I2C	Inter-Integrated Circuit
LCD	Liquid Crystal Display
LED	Light-Emitting Diode
LQFP	Low Profile Quad Flat Package
MEMS	MicroElectroMechanical Systems
MetHb	Methemoglobin
MISO	Master In Slave Out
MMC	Multi Media Card
MOSI	Master Out Slave In
MSOP	Micro Small Outline Package
O2Hb	Oxyhemoglobin
OTG	On-The-Go
PWM	Pulse Width Modulation
RHb	Redukovaný hemoglobin
RTC	Real Time Counter
RX	Receive
SA	Sinoatriální
SD	Secure Digital
SNR	Signal-To-Noise ratio
SOIC	Small Outline Integrated Circuit
SOT	Small Outline Transistor
SPI	Serial Peripheral Interface
SWD	Serial Wire Debug
TX	Transmit
UFBGA	Ultra Fine Ball Grid Array
USART	Universal Synchronous / Asynchronous Receiver and Transmitter
USB	Universal Serial Bus
WLCSP	Wafer Level Chip Scale Package

1 Úvod

Práce se zabývá návrhem a realizací zařízení pro měření vybraných tělesných funkcí. Měření má být srdeční tep, krevní saturace kyslíkem, tělesná teplota a krevní tlak. Po teoretické části, kde jsou získány informace pro realizaci měření jednotlivých veličin, je rozhodnuto, které veličiny budou skutečně měřeny. Rozhodnutí je provedeno z hlediska náročnosti praktické realizace daného měření.

Další část práce je zaměřena na výběr hlavních komponent zařízení pro měření vybraných dostupně měřitelných parametrů. V této části je vybrán řídicí mikrokontrolér, zobrazovací jednotka a integrované obvody snímačů.

Kapitola návrhu zařízení je věnována schématu celého zařízení, schéma je rozdělené do dílčích modulů a moduly jednotlivě popsány. Kapitola začíná návrhem napájecí a nabíjecí části zařízení, pokračuje zapojením displeje, zapojeními jednotlivých snímačů, paměťové karty, tlačítka, bezdrátovým modulem a dalšími obvody. Při návrhu je kladen důraz na nízkou spotřebu obvodů a možnou co nejlepší miniaturizaci zařízení.

Po návrhové části jsou uvedeny základní informace o výsledném navrženém plošném spoji. Dále jsou uvedeny praktické poznatky z osazování desky.

V kapitole věnující se firmwaru zařízení, jsou uvedeny základní funkce zobrazovací jednotky, paměťové karty a oxymetrického snímače.

Ze získaných znalostí a zrealizovaného zařízení jsou v poslední části diskutována možná rozšíření měřicího zařízení.

2 Snímání tělesných funkcí

V dnešní době rozvoje snímačů je možné kontinuálně snímat určité tělesné funkce. Hlavní použití těchto zařízení je v nemocnicích. Taková zařízení nemají tak vysoké nároky na rozměry jako nositelná elektronika. Pacient je na lůžku, zařízení jsou stacionárně uložena, důraz je kladen na spolehlivost, přesnost a zobrazení údajů může být na obrazovce relativně velkých rozměrů pro dobrou čitelnost i z dálky. Tyto přístroje se nazývají lůžkové monitory. V případě selhávání tělesných funkcí pacienta je lékař upozorněn. Zařízení by mělo být schopno měřit po určitou dobu i bez dodávky proudu, například kompaktní lůžkový monitor LIFESCOPE IO BSM-2300 společnosti Nihon Kohden obsahuje akumulátor schopný zařízení udržet v provozu až 3 hodiny. [1]

Zařízení používaná ve vozech záchranné služby musí být již více mobilní, tedy méně rozměrná než zařízení v nemocnicích, tento aspekt však nemá takovou váhu jako v případě nositelné elektroniky. Ve voze je relativně dostatek místa na rozměrnější elektroniku, pacient v tomto voze stráví relativně krátkou dobu. Vůz tedy obsahuje nutná zařízení pro snímání tělesných funkcí, zařízení se mohou do vozu doplnit dle zjištěných úrazů. Další výhodou je napájení z palubní sítě vozu, mobilita tedy nemusí být tak velká. Zařízení běžně obsahují záložní akumulátor a jsou schopny určitou dobu pracovat bez připojení na palubní síť, zařízení jsou pravidelně revidována aby byla zajištěna jejich správná funkčnost. Příkladem běžně používaného zařízení ve vozech záchranné služby je oxymetr. Zařízení snímá nasycenost krve kyslíkem, v případě nízké nasycenosti krve kyslíkem pacient ztrácí vědomí. Podrobnější popis zařízení bude uveden v samostatné kapitole. Snímač se pouze nasadí na prst pacienta a je možné okamžitě a kontinuálně měřit tuto funkci lidského těla, snímač ukazuje i tep pacienta, který je dalším důležitým parametrem.

Mobilnější zařízení jsou používána sportovci, zařízení měří standardně tep a též pohybovou aktivitu. Užívaná je převážně běžci, cyklisty a jinými vytrvalostními či výkonostními sportovci. Měření tepu je provedeno infračerveným snímačem měřícím úroveň odraženého nebo procházejícího infračerveného záření. K dispozici jsou též aplikace pro mobilní telefon měřící pomocí LED blesku mobilního fotoaparátu a mobilním fotoaparátem. Pro měření pohybové aktivity jsou používány akcelerometry, případně technologie GPS pro měření vzdálenosti. Díky údajům ze senzorů aktivity a dodaným údajům o váze, výšce, věku a prováděné aktivitě lze hrubě odhadnout vydanou energii (kalorie) na tuto aktivitu. Důraz je

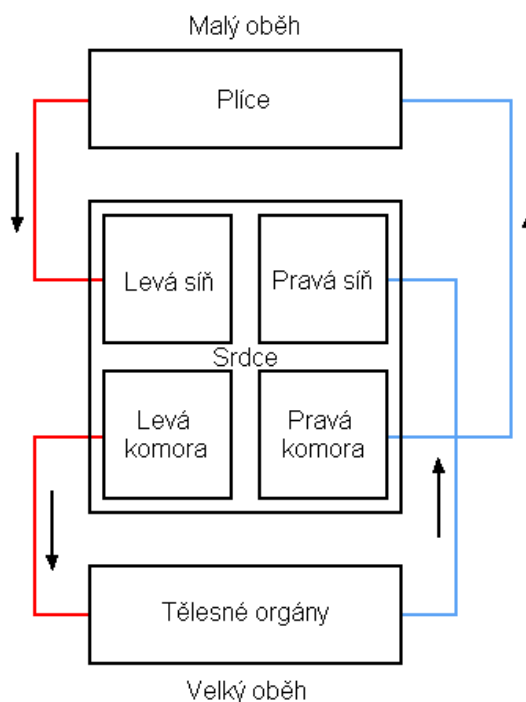
kladen na mobilitu zařízení, především velikost, váhu, dobu provozu mezi dobíjením akumulátoru, možností bezdrátového nabíjení a připojení k osobnímu počítači pro podrobnější analýzu a ukládání dat.

2.1 Snímání srdečního tepu

Pro snímání srdečního tepu je nutné uvést veličinu z pohledu lidského těla, prvně tedy bude uvedeno srdce, základní orgán lidského těla. Jeho stavba, funkce, průběh tepu v čase a důvody tvaru průběhu srdečního tepu. Vzhledem k složitosti lidského těla a zaměření této práce je výklad této části zjednodušen z lékařského hlediska.

2.1.1 Krevní oběh

Základní funkcí srdce je zásobování těla okysličenou krví. Srdce je dutý sval obsahující 2 krevní oběhy a 4 dutiny. Velký a malý oběh, levou a pravou síň, levou a pravou komoru. Malý oběh je veden přes plíce (okysličení) a velký oběh je veden přes ostatní tělesné orgány (odkysličení). Malý krevní oběh slouží k okysličení odkysličené krve těla, odkysličená krev z velkého oběhu vede do pravé síně srdce, srdce vede krev do pravé srdeční komory. Odtud je krev vedena do plic kde je krev okysličena. Z plic je vedena do levé srdeční síně. Srdce okysličenou krev vede z levé srdeční komory do velkého oběhu. V srdečních komorách je větší tlak než v síních, srdeční sval je v těchto místech mohutnější, tlačí krev do oběhů. Názorné zobrazení krevního oběhu je na obrázku 1, okysličená krev je znázorněna červenou barvou, odkysličená barvou modrou. [2] [3]



Obr. 1: Krevní oběh lidského těla

V každé dutině srdce je chlopeč sloužící jako ventil, propouštějící krev jen jedním směrem. Ze srdce vystupují tepny (artérie) a žíly (vény), tepny rozvádějí okysličenou krev po těle a žíly slouží k transportu odkysličené krve zpět do srdce. Hlavní tepna je nazývána srdečnice (aorta). Žíly a tepny též obsahují chlopeč k usměrnění toku krve v těle. [2]

2.1.2 Mechanická činnost srdce

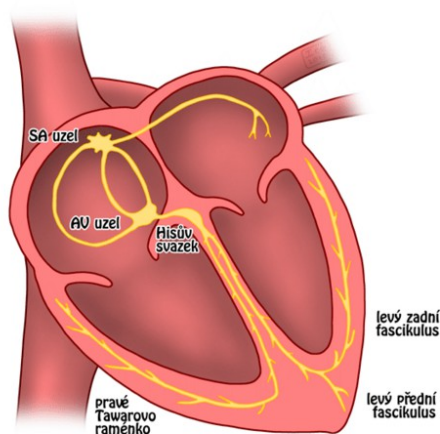
Mechanická činnost srdce se skládá ze dvou hlavních činností průběhu srdečního rytmu. Smrštění a ochabnutí srdečního svalu, nazýváno též kontrakce a relaxace, častěji systola a diastola. Jeden cyklus systoly a diastoly je označován jako srdeční revoluce. V průběhu tohoto cyklu srdce přečerpá zhruba 70 ml krve, při zátěži až 200 ml. Srdeční činnost je slyšitelná fonendoskopem, či hmatatelná na hlavních tepnách. Lze též měřit elektronicky pomocí EKG, měřeno elektrodami na povrchu lidského těla, měřeno na horních, dolních končetinách a hrudníku. [4]

2.1.3 Generování a šíření nervových vzruchů srdcem

Elektrokardiogram, zkráceně EKG měří elektrickou aktivitu srdce. Srdce je řízeno

vegetativní nervovou soustavou (nelze ovlivnit vůlí člověka). Tato nervová soustava řídí také svalovinu orgánů, cév, kůže, žláz a srdce. Vegetativní nervy se dělí na dva systémy, nervy sympatické a nervy parasympatické. Tyto nervy mají rozdílnou povahu, sympatické nervy reagují při zátěži, zrychlují činnost organismu při psychické a fyzické zátěži, podporuje uvolňování zdrojů energie v těle, zrychlují srdeční činnost (srdeční frekvence, objem krve). Nervy parasympatické zpomalují činnost srdce, pracují převážně v klidovém stavu, kdy dochází k regeneraci těla, přívodu živin do tkání z trávicí trubice, umožňuje regeneraci organismu a tvorbu zásob. Sympatické nervy tedy urychlují činnost organismu a parasympatické nervy zpomalují činnost organismu. V případě blokování obou nervových systémů by srdeční tepová frekvence byla cca 100 tepů za sekundu, což je nad běžným klidovým tepem (cca 60-70 tepů za sekundu). Pak tedy v klidovém stavu převládá parasympatický systém. Mediátor (neurotransmitter, látka zprostředkovávající přenos informace) pro sympatický systém je adrenalin a noradrenalin, pro parasympatický systém je jím acetylcholin. Tvorbu adrenalinu a noradrenalinu zajišťují nadledviny, acetylcholin vzniká v šedé hmotě mozkové. [5]

Tento nervový systém řídí chování srdce, v srdci se nachází SA uzel (sinoatriální uzel) obsahující receptory drážděné sympatiky a parasympatiky, SA uzel je odpovědný za generování nervových vzruchů ovládající srdeční svaly, je označován jako primární pacemaker (v překladu kardiostimulátor). Tento nervový vzruch dále vede do AV uzlu (atrioventrikulární uzel) přes internodální síňové spoje, přes Bachmanovu dráhu vede nervový vzruch i do levé síně. Hissův svazek odděluje síně od komor a rozvádí nervový vzruch do Tawarových ramének (síně a komory jsou nervově spojeny pouze přes Hissův svazek). Z Tawarových ramének je signál veden do Purkyňových vláken, které rozvádí vzruch na pracovní myokard komor. AV uzel může v případě poškození SA uzlu převést roli generování nervových vzruchů ale vzruchy generované AV uzlem jsou pomalejší (značí srdeční vadu). Schopnost tvorby srdečních vzruchů mají i ostatní součásti srdečního převodního systému. Znázornění převodního srdečního systému je na obrázku 2. V zjednodušeném podání SA uzel vygeneruje nervový vzruch, je aktivován svalový stah síní, přes AV uzel je vzruch se zpožděním přenášen do komor a je aktivován stah komor. Díky zpoždění jsou síně při stahu komor již uvolněny. [6]



Obr. 2: Převodní systém srdeční
(upraveno) [7]

Srdeční stěnu tvoří tři základní vrstvy, endokard, myokard a epikard. Endokard je vnitřní vrstva srdce, myokard je srdeční sval (nejsilnější vrstva), epikard je obalem srdce (vnější vrstva). Na nervové vzruchy reaguje srdeční sval (myokard), sval se skládá z buněk nazývaných kardiomyocyty, rozdělují se na kardiomyocyty převodní a pracovní. [8]

2.1.4 Nervový vzruch, membránový potenciál

Generátorem nervových vzruchů pro stahy srdečních svalů je převážně výše zmíněný SA uzel. Membránový potenciál je elektrický signál o relativně nízké úrovni napětí (desítky mV), nervový vzruch vzniká při velké změně membránového potenciálu, membránový potenciál se mění od napětí cca -90 mV do cca 40 mV, toto napětí vytváří tzn. akční potenciál a šíří se nervovými či svalovými buňkami. Informace nesená nervovým vzruchem není dána amplitudou ale počtem a frekvencí vzruchů. V dalším odstavci jsou tyto termíny vysvětleny. [9]

Membránový potenciál je dán rozdílem koncentrací iontů vně a uvnitř buňky, buňky jsou obklopeny tekutinou s relativně velkým obsahem sodíku a chloridů. Uvnitř buňky je hojně zastoupen draslík. Membrána je pro určité ionty částečně propustná, ionty pak mohou membránou procházet. Při tomto jevu dochází k přestupu elektrického náboje, ionty postupují z oblasti jejich velké koncentrace do místa menší koncentrace (koncentrační gradient), dochází k tzv. Difuzi. Difuzní tok je přímo úměrný propustnosti membrány pro danou částici, dále přímo úměrný rozdílu koncentrací vně a uvnitř membrány a nepřímo úměrný tloušťce

membrány. Difuze iontů se ustálí, když ionty již nemohou procházet skrz membránu kvůli Columbovským silám, kdy například vytvořený kladný náboj na určité straně membrány bude další kladně nabitě ionty odpuzovat, vytvořený záporný náboj na druhé straně bude tyto kladné ionty přitahovat. Rozdíl v rozložení náboje před a za membránou je dán tokem kladného náboje z místa větší koncentrace částic do místa s menší koncentrací, je domluvou stanoveno, že záporný potenciál je na straně odkud náboj unikl. Tento potenciál je měřitelný a nazývá se difuzní potenciál. Klidový potenciál je potenciál, kdy již nedochází k difuzi a elektrický potenciál je ustálen na určité hodnotě. V klidovém stavu je vyšší koncentrace draslíkových iontů uvnitř buňky, vně buňky je vyšší koncentrace sodíkových iontů. [9]

V buňkách lidského těla jsou na buněčné membráně umístěny tzn. kanály pro určité prvky propustné a ty ovlivňují hlavně úroveň klidového potenciálu. Dále existují kanály řízené elektrickým potenciálem. Tyto kanály mohou být vybuzeny a buněčné membrány obsahující říditelné kanály mohou ovládat elektrický potenciál buňky, pomocí otevření kanálů a přesunu iontů skrz membránu. Tyto kanály mají určitý práh citlivosti a mohou být buďto zavřeny nebo vybuzeny. Díky těmto kanálům může být buněčnou membránou veden akční potenciál, neboť membránový potenciál může být měněn a tento potenciál může vybudit říditelné kanály poblíž, nastává řetězová reakce šířící akční potenciál (nervový vzruch). [9]

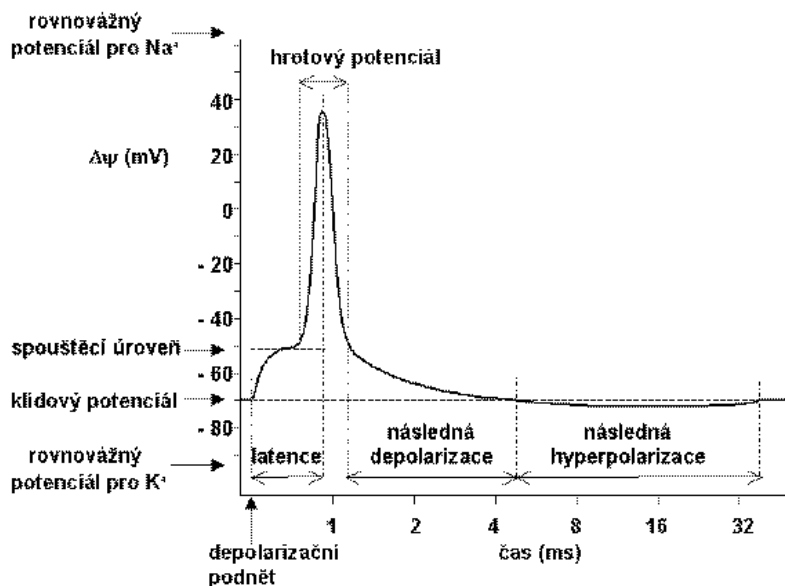
V klidovém stavu je membránový potenciál cca -90 mV, při vzniku akčního potenciálu (překročení prahu membránového potenciálu nad určitou hodnotu) roste membránový potenciál na hodnoty až $+40$ mV (hodnota je dána typem buňky). Práh kdy začnou vést akční potenciál neurony je -70 mV, to znamená změnu 20 mV. To zajišťuje, že akční potenciál nemůže být spuštěn příliš slabým podnětem a při překročení prahu citlivosti bude vést akční potenciál. Slabý podnět bude dále přerušen uvedením do klidového potenciálu pomocí iontových kanálů. [9]

Kromě napěťově řízených kanálů se v membráně vyskytuje tzn. iontová pumpa, schopna přečerpávat draslíkové ionty zpět do buňky a sodíkové ionty ven z buňky po proběhlém akčním potenciálu. [9]

2.1.5 Akční potenciál

Akční potenciál je tedy elektrický signál určité úrovně šířící se nervovými či svalovými buňkami. Průběh amplitudy akčního potenciálu v čase je zobrazen na obrázku 3. Šíření akčního potenciálu má několik fází [9] :

- 1) **Klidový stav** – Potenciál cca -90 mV, pro přechod do další fáze nutno překročit práh cca -70 mV. [9]
- 2) **Depolarizace** – Po překročení prahu (spouštěcí úroveň) jsou aktivovány sodíkové kanály, kladné ionty sodíku jsou převedeny dovnitř buňky, membránový potenciál se začne zvyšovat ke kladným hodnotám. [9]
- 3) **Přestřelení** – U velkých nervových vlákních dochází k dosažení potenciálu až 40 mV, malá nervová vlákna dosáhnou potenciálu pouze cca -5 mV. V obrázku 3 viditelné v části "hrotový potenciál". [9]
- 4) **Repolarizace** – Dochází k snižování membránového potenciálu zpět ke klidovému stavu, dojde k uzavření sodíkových kanálů a otevření draselných kanálů. Poté návratu draslíkových iontů do buňky, sodíkových iontů ven z buňky pomocí iontové pumpy. [9]
- 5) **Hyperpolarizace** – Dočasné snížení membránového potenciálu pod klidovou úroveň, dosáhne cca -95 mV, dané pomalejším uzavíráním draselných kanálů. [9]



Obr. 3: Průběh amplitudy akčního potenciálu v čase [10]

Akční potenciál se může šířit pouze směrem od zdroje akčního potenciálu a ne zpět, to je dáno tím, že akční potenciál nemůže být znovu vyvolán, pokud membránový potenciál nedosáhl klidové úrovně. Návrat do klidového stavu není okamžitý a je pomalejší než

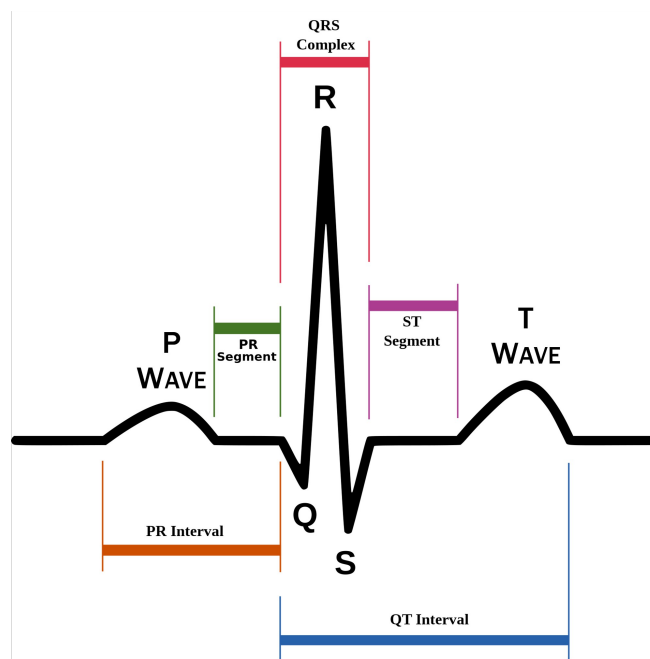
vyvolání akčního potenciálu. [9]

2.1.6 Elektrokardiogram

Díky šíření akčního potenciálu srdcem lze snímat přes elektrody přiložené na určitá místa lidského těla elektrickou odezvu srdce. Naměřený průběh elektrické odezvy srdce se nazývá elektrokardiogram, takový průběh neukazuje přímo reálnou mechanickou činnost srdce ale je velmi důležitým ukazatelem zdravotního stavu srdce. Tento průběh nás informuje o srdečním rytmu, akci, frekvenci a poloze srdce. Z pořízeného průběhu jsou viditelné možné srdeční vady. [8]

Snímání se provádí pomocí elektrod umístěných na určitých místech lidského těla, tyto elektrody jsou nazývány svody. V medicínské praxi se převážně používají dvanáctisvodová měření, pro dokonalejší měření se přidávají další svody dle potřeby (měření určitého místa srdce). Svody se umisťují například na končetiny. Umisťují se též i na hrudník a jejich umístění z důvodu příliš velké složitosti lékařského popisu nebude popsáno. [8]

Standartní průběh EKG je znázorněn na obrázku 4. V první vlně značené P je vidět aktivita síní, kdy je čerpána krev z plic a tělesných orgánů, nastala depolarizace levé a pravé síně. Segment PR značí zpoždění nervového vzruchu průchodem AV uzlem, Hissovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny. Za PR segmentem začíná depolarizace komor (QRS). Úsek ST značí kdy jsou kompletně aktivovány komory (při stahu komor dochází k tlačení krve do plic a do tělesných orgánů), úroveň signálu v tomto místě je 0 mV. Vlna T značí repolarizaci komor. Repolarizace síní není v záznamu viditelná, neboť je překryta částí QRS. [8]



Obr. 4: Znárodnění normálního průběhu jednoho srdečního cyklu EKG [11]

2.2 Nasycenost krve kyslíkem

Nasycení krve kyslíkem je důležitý ukazatel stavu pacienta. Je využíván v lékařství, například na jednotkách intenzivní péče, či při neodkladném transportu zraněného po nehodě. Měřicí zařízení ukazují nasycenost krve kyslíkem i frekvenci srdečního tepu, v případě nedostatečné úrovně naměřených parametrů vyvolávají alarm a upozorňují lékaře na problém. Špatný transport kyslíku v krvi způsobuje pokles výkonnosti a zvýšení srdeční frekvence, může být způsoben například srdečními, dýchacími onemocněními. Využití měření nasycení krve kyslíkem (oxymetrie) je využitelná i ve sportu, pro sportovní lékaře, pro vysokohorské horolezce apod.

V krvi se transport kyslíku provádí pomocí červených krvinek, přesněji pomocí molekuly bílkoviny zvané hemoglobin. Hlavním účelem hemoglobinu je transport kyslíku z plic do tkání a odstraňování oxidu uhličitého z tkání do plic. [12]

Na hemoglobin se může navázat kromě výše zmíněného kyslíku a oxidu uhličitého také jedovatý oxid uhelnatý. Také může působením dusičnanů a dusitanů dojít k poškození hemoglobinu, kdy není schopen přenášet kyslík, dokud není převeden zpět na hemoglobin, nazývá se methemoglobin. Nasycený hemoglobin kyslíkem se nazývá oxyhemoglobin, hemoglobin bez kyslíku se nazývá redukovaný hemoglobin, hemoglobin nesoucí oxid

uhelnatý se nazývá karboxyhemoglobin. Obecný výpočet kyslíkové saturace je uveden ve vzorci 2.1. [12] [13]

Výpočet poměru kyslíkem nasycených červených krvinek k nenasyceným lze vypočítat ze vztahu

$$SO_2 = \frac{c(O_2Hb)}{c(RHb) + c(O_2Hb) + c(COHb) + c(MetHb)}$$

Vzorec 1 [13]

kde $c(O_2Hb)$ je koncentrace oxyhemoglobinu, $c(RHb)$ je koncentrace redukováného hemoglobinu, $c(COHb)$ je koncentrace karboxyhemoglobinu, $c(MetHb)$ je koncentrace methemoglobinu. [13]

Pro zjednodušení měření jsou zanedbány koncentrace karboxyhemoglobinu a methemoglobinu, to přináší riziko špatného vyhodnocení naměřených výsledků například při chudokrevnosti nebo otravě oxidem uhelnatým. Pak mohou být výsledky měření v pořádku, ačkoli pacient může být v ohrožení života. Pro běžné použití je toto zjednodušení v pořádku neboť ve většině případů toto měření má dostatečnou přesnost. Koncentrace karboxyhemoglobinu a methemoglobinu jsou v běžných případech velmi malé. [13]

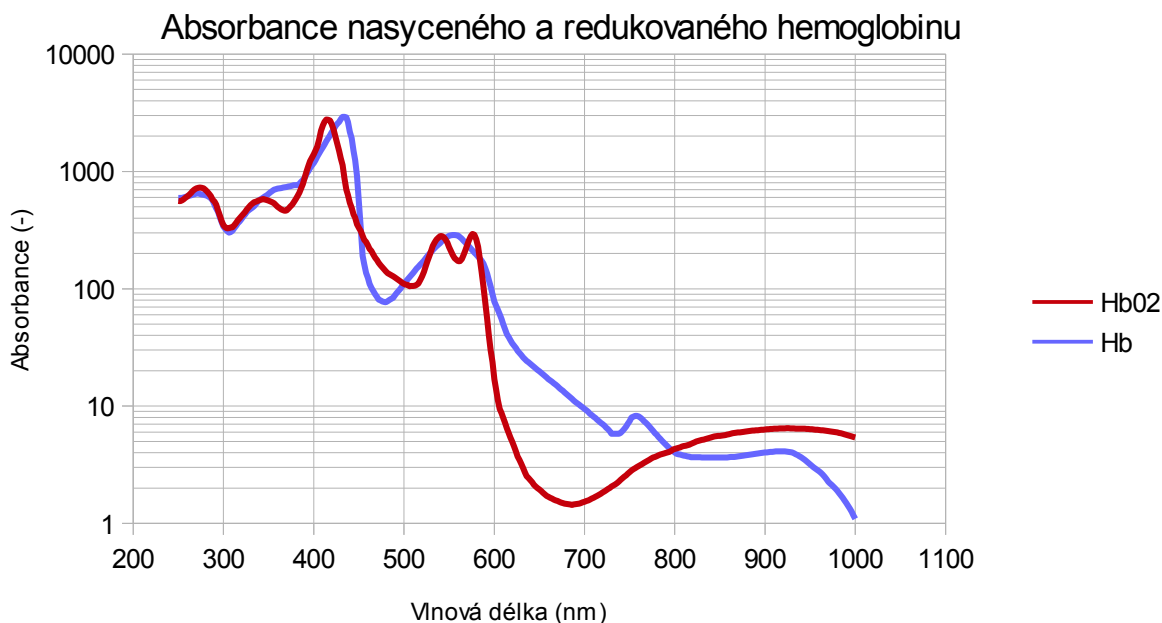
Výpočet poměru kyslíkem nasycených červených krvinek k nenasyceným lze vypočítat ze zjednodušeného vztahu

$$SO_2 = \frac{c(O_2Hb)}{c(RHb) + c(O_2Hb)}$$

Vzorec 2 [13]

kde $c(O_2Hb)$ je koncentrace oxyhemoglobinu, $c(RHb)$ je koncentrace redukováného hemoglobinu [13]

Zjednodušením měřením pouze oxyhemoglobinu a redukováného hemoglobinu lze měřit pomocí světelného záření dvou rozdílných vlnových délek. Vlnové délky záření musí být vzdáleny dostatečně daleko od sebe kvůli rozlišitelnosti. A musí mít ideálně co největší rozdíl absorpce světelného záření pro oba druhy hemoglobinu. Závislost absorpance na vlnové délce záření pro oxyhemoglobin a redukováný hemoglobin je uvedena na obrázku 5. Pro měření byly zvoleny vlnové délky kolem 700 nm (červená) a 900 nm (infračervená). Redukovaný hemoglobin více absorbuje světlo o vlnové délce 700 nm, oxyhemoglobin absorbuje více v oblasti 900 nm. Přesnost měření záleží více na přesnosti a stabilitě vlnové délky červeného světla, neboť křivka absorpance redukováného hemoglobinu má v této oblasti vyšší strmost oproti oblasti infračerveného světla u křivky oxyhemoglobinu, kde se hodnota nemění tak výrazně v závislosti na vlnové délce. [13] [14]



Obr. 5: Závislost absorbance OxyHb a DeOxyHb (redukovaný) na vlnové délce světla, data získána: [15]

Problém nalezení absolutní hodnoty absorpce je dán rozšiřováním průměru tepen v průběhu srdečního tepu, tím je proměnná délka dráhy světelného toku. Dále se v dráze světla vyskytují i jiné tkáně, například tukové tkáně či kosti. Krevní saturace je poměrová veličina, a proto není nutno stanovovat absolutní hodnotu absorpce. Pracujeme s normalizovaným poměrem R , který je dán poměrem absorbovaného červeného světla ku absorbovanému infračervenému světlu prosvěcovanou tkání. Pro měření je třeba získat pulzní složku tepenné krve, standardně se měří na ušním lalůčku nebo na prstu. Měřením však získáme jak tepenný tok tak i žilní tok krve, toto je třeba brát v potaz a je nutno vyřešit tento problém. Problém je vyřešen získáním pulzní složky signálu, ta je dominantní v době kdy se tlak krve prudce zvyšuje a tepny se rozšiřují (tlačení okysličené krve do krevního oběhu). Získávání pouze tepenné složky toku krve je řešeno nalezením konstantní složky signálu a její eliminací. Normalizovaný poměr R je získán ze vzorce 3. [13] [14]

Výpočet normalizovaného poměru R lze vypočítat ze vztahu:

$$R = \frac{\frac{AC_R}{DC_R}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}}$$

Vzorec 3 [13]

Kde AC_R je pulzní složka červeného světla, DC_R je konstantní složka červeného světla, AC_{IR} je pulzní složka infračerveného světla, DC_{IR} je konstantní složka infračerveného světla. [13]

Výpočet krevní saturace je pak pomocí normalizovaného poměru R aproximován přibližně dle vzorce 4. Vzorec platí přibližně s přesností na 2% při vyšší nasycenosti než 50%, běžně je kritická hladina už okolo 85%, proto zjednodušení příliš nevádí. [13]

Výpočet krevní saturace [%] lze vypočítat ze vztahu:

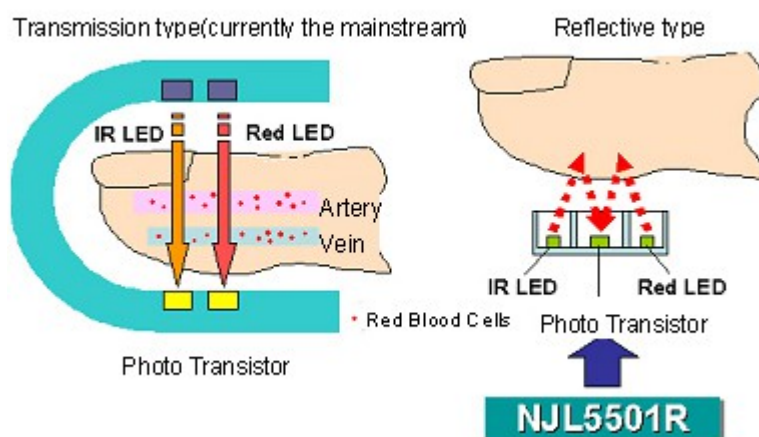
$$SpO_2 = 110 - 25R$$

Vzorec 4 [13]

Kde R je normalizovaný poměr absorpce červeného světla ku infračervenému světlu krvi. [13]

2.2.1 Způsoby snímání

Měření krevní saturace kyslíkem lze měřit způsobem reflexním nebo transmisivním, transmisivní způsob znamená prosvěcování měřené tkáně (například prst), je měřena úroveň světla prošlého tkání. Nevýhodou transmisivní sondy je nutnost prosvítit tkáň skrz, takové místo se hledá hůře, než v případně měření reflexní sondou. Reflexní sonda měří úroveň odraženého světla od tkáně. Reflexní sondu lze umístit téměř kamkoli, avšak s výhodou se využívají nejlépe dostupná a nejlépe prokrvená místa (prst, ušní lalůček aj.). Způsoby snímání jsou zobrazeny na obrázku 6, kde transmisivní sonda je na obrázku zobrazena na levé straně, reflexní na pravé. [16]



Obr. 6: Transmisivní a reflexní sonda [16]

Kvalita výstupního signálu závisí na odrušení sondy od okolního rušivého osvětlení a stabilitě umístění sondy, při pohybu sondy nelze očekávat přesné výsledky. Proto je potřeba mít při měření k dispozici i měřený časový průběh, kde lze zjistit možnost nepřesně změřených dat. [16]

2.3 Krevní tlak

Krevní tlak vzniká v srdci, kde je krev pulzně tlačena do krevního oběhu. Tepny v okolí srdce jsou pružné a svoji pružností převádí pulzní tlak krve na rovnoměrnější tok. Krevní tlak je měřen pomocí rtuťového tonometru v jednotkách mmHg, což znamená výšku sloupce rtuti tonometru, výsledkem je například hodnota 120/80 mmHg. Běžně se měří dva druhy tlaku: [17]

Systolický tlak – Nejvyšší tlak, vzniká při smrštění srdečního svaly a tlačení krve do plic a do krevního oběhu. Je uváděn před lomítkem. [17]

Diastolický tlak – Nejnižší tlak, vzniká při uvolnění srdečního svaly a tím naplňování srdečních síní. Tento tlak u uváděn za lomítkem. [17]

Měření na tonometru probíhá pomocí manžety s nafukovacím systémem a pomocí fonendoskopu. Manžeta je pacientovi nasazena na loketní jamku, pod manžetu je vložen fonendoskop pro poslouchání měřeného místa. Poté je nastaven tlak v manžetě přibližně na 140 mmHg, kdy je průtok krve tepnou zastaven. Poté je tlak manžety snižován a zaznamenán tlak, kdy jsou fonendoskopem slyšet první slyšitelný zvuk proudící krve, tj. systolický tlak.

Tlak je dále snižován do chvíle, kdy tyto zvuky vymizí, pak je zaznamenán diastolický tlak. Měření tonometrem je neinvazivní metoda měření. [17]

Krevní tlak lze dále měřit jinými metodami, například invazivní metodou zavedení fonendoskopu a manometru (měřiče tlaku) přímo do tepny, to se děje například při monitorování pacienta ve vážném zdravotním stavu. Dále lze měřit metodou auskultační či oscilometrickou. [18]

2.4 Tělesná teplota

Člověk je teplokrevný živočich, jeho tělo si udržuje stálou teplotu okolo 37 °C. Udržování tělesné teploty se děje ohříváním pomocí metabolismu (látkové přeměny) či pohybem svalů. Tělo může být ochlazováno okolním prostředím, což musí tělo kompenzovat. Při podchlazení se snaží tělo vytvořit teplo například svalovým třesem, neboť svalovou aktivitou je tělo ohříváno. Tělo ale může být i okolním prostředím ohříváno, pak se tělo snaží pocením tepla zbavit. Rozsah teploty povrchu lidského těla je od 35,8 °C do 37,3 °C, normální teplota tělesného jádra (vnitřní orgány) je do 38 °C. Člověk je podchlazený pokud je teplota tělesného jádra menší než 35 °C. Teplota jádra nad 38 °C značí přehřátí, může se jednat o obrannou reakci těla vůči infekci, nedoporučuje se tělo ochlazovat dokud teplota povrchu těla nepřekročí 38 °C. [19]

Měření tělesné teploty se provádí nejčastěji pomocí teploměrů umístěných do podpaží, do úst či ucha. Dříve byly běžné rtuťové teploměry, rtuťové teploměry se již neprodávají a rtuť je nahrazována jinou sloučeninou podobných vlastností. V dnešní době se používají spíše elektronické teploměry. Tímto způsobem je měřena teplota povrchu těla, pro měření teploty tělesného jádra je nutno zavést měřící sondu například do močového měchýře. [19]

3 Náročnost realizace

Následující kapitola je diskuse o náročnosti realizace jednotlivých měření základních tělesných funkcí.

3.1 Nasycenost krve kyslíkem

Měření krevní saturace kyslíkem v dnešní době není problém zrealizovat. Realizace by byla náročnější, pokud by bylo cílem zrealizovat celý oxymetrický snímač. V dnešní době integrace existují specializované obvody pro nejruznější aplikace, jednou z nich je i oxymetrie. Obvody jsou i velmi miniaturní, obsahují obě LED nutné k činnosti snímače, dále obsahují budicí a řídicí obvody, paměť naměřených vzorků atd., výstupní data jsou k dispozici procesoru pro zpracování a výpočet. Další podstatnou výhodou je i možnost měření srdečního tepu oxymetrickým senzorem, není tedy nutno tuto úlohu řešit samostatně. Problémy mohou nastat v případě realizace mechanické konstrukce měřicí sondy, tento problém je možné vyřešit pomocí 3D tisku. Funkce je tedy realizovatelná a bude realizována.

3.2 Srdeční tep

Z předchozí kapitoly o náročnosti realizace oxymetrie vyplynulo spojení měření srdečního tepu a oxymetrie jedním snímačem. Další alternativou by bylo snímání pomocí elektrod a snímat EKG signál, jelikož není třeba snímat přímo průběh EKG ale informace o srdečním tepu postačuje, není třeba takto měřit tep. Funkce je realizovatelná a bude realizována.

3.3 Tělesná teplota

Měření tělesné teploty je realizovatelné, snímače teploty jsou dostupné v analogových verzích i digitálních, pro různá použití, rozsahy a přesnosti. Pro měření bude z důvodu možné větší vzdálenosti použita digitální varianta. Funkce je realizovatelná a bude realizována.

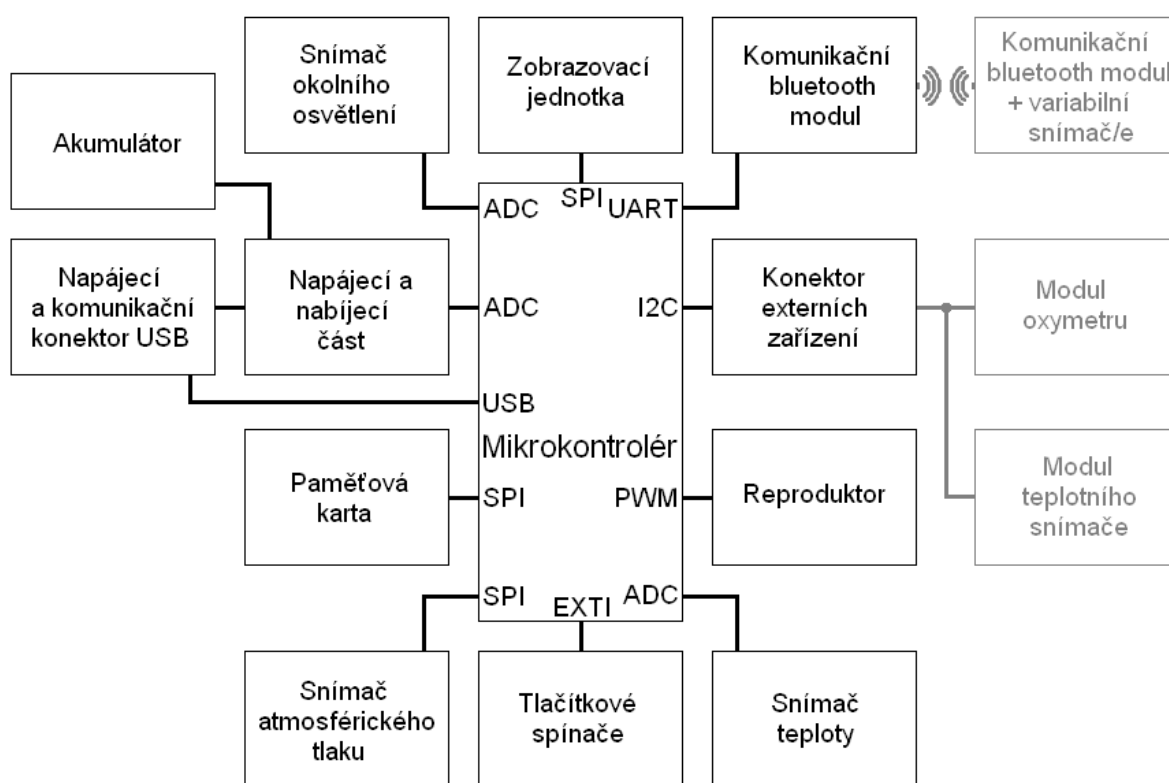
3.4 Krevní tlak

Měření krevního tlaku je problematické, v kapitole "Krevní tlak" na straně 17 je řešena metoda měření pomocí tonometru. Tato metoda je použitelná pouze v klidovém stavu měřeného člověka. Pro nositelnou elektroniku je tato metoda těžko realizovatelná, je

vhodnější použít k tomu určený jednoúčelový přístroj, než toto multifunkční nositelné zařízení. Také je otázkou informační hodnota a přesnost naměřených dat při nošení. Funkce je těžko realizovatelná a nebude realizována.

4 Výběr komponent

Pro přehled je uvedeno blokové schéma celého zařízení na obrázku 7. Jednotlivé části umístěné na desce jsou znázorněny plnou černou barvou, připojitelné moduly jsou znázorněny šedou barvou. Uvnitř bloku mikrokontroléru jsou zobrazeny použité periferní obvody pro daný připojený blok. Blokové schéma je zjednodušené, neobsahuje například GPIO a napájení. V této kapitole bude uveden pouze mikrokontrolér, zobrazovací jednotka, oxymetrický a teplotní snímač, zbylé komponenty jsou uvedeny a popsány u schémat jednotlivých modulů v kapitole.



Obr. 7: Blokové schéma zařízení

4.1 Mikrokontrolér

Zařízení má být nositelné, tudíž je potřeba zvážit, jak dlouho má zařízení vydržet bez připojení k napájecí síti. S tím souvisí i výběr procesoru, neboť je hlavní jednotkou zařízení. Vzhledem k předchozímu studiu mikrokontrolérů značky STM a jejich vývojových nástrojů jsem volil mezi těmito kontroléry. Jako další parametr je třeba zvážit, jaké periferie bude potřeba aby mikrokontrolér obsahoval. Seznam periférií je vypsán níže. periferie časovačů a

čítačů, jednotka DMA a jiné, dnes již běžné periferie nejsou zahrnuty, mikrokontrolér by je obsahovat měl.

Požadavky na nezbytné vlastnosti mikrokontroléru:

- Módy snížené spotřeby (Low-power)
- Hodiny reálného času (RTC)
- Analogové vstupy
- Sběrnice I²C
- Sběrnice SPI

Vhodné vlastnosti mikrokontroléru:

- Jednotka pro výpočet v plovoucí řádové čárce (Float point unit)
- Univerzální sériové rozhraní (USB)
- Rozhraní pro čtení SD karet (SD/MMC interface)

Módy pro snížení spotřeby uvádí mikrokontrolér do stavu, kdy jsou vypnuty některé části mikrokontroléru. Může jím být stav, kdy je procesor vypnut, kdežto některé periferie jádra jsou v provozu. Dále mohou být vypnuty všechny zdroje časovacího signálu, případně i napájení jádra procesoru. Zdrojem pro probuzení procesoru z módu snížené spotřeby může být například časovač, nebo externí vstup procesoru.

Hodiny reálného času (Real time counter) slouží pro uložení aktuálního času a data, a průběžnou obnovu času a data. Zdrojem signálu pro časování může být vnitřní oscilátor nebo externí oscilátor. Výhodou externího oscilátoru je vyšší přesnost a stabilita, ale zvyšuje cenu zařízení a potřebuje určitý prostor na desce plošného spoje. Tato periferie dále potřebuje zvláště zdroj napájení pro udržování času, obvykle se používá knoflíková baterie. V tomto zařízení je baterie obsažena přímo pro napájení zařízení a je využita i pro udržování času.

Analogové vstupy jsou potřeba pro měření proudu a napětí baterie. Dále pro měření

teploty za pomoci teploměru s analogovým výstupem přímo na desce zařízení. V neposlední řadě pro měření intenzity okolního osvětlení pro přizpůsobení podsvícení displeje.

Sběrnice I²C (Inter-Integrated Circuit) bude sloužit pro čtení dat z modulu měření oxymetrie a teploty. Bude nutné vyvést tuto komunikační sběrnici ven ze zařízení. V budoucnosti bude možnost rozšířit její využití i o další měřicí moduly.

Sběrnice SPI (Serial Peripheral Interface) slouží pro zápis dat do řadiče displeje. Displej je možné řídit i v módu paralelní 8-bitové sběrnice, kvůli ušetření mnoha vodičů a uvažovanou nevelkou rychlost vykreslování byla zvolena sériová varianta přenosu dat jako dostačující. Dále je touto sběrnici řízen přenos dat na SD kartu a snímač atmosférického tlaku jako rozšíření funkcionality zařízení.

Vhodné vlastnosti, které by procesor mohl mít je výpočet v plovoucí řádové čárce, kvůli pravděpodobnému využití těchto výpočtů a ušetřením výpočetního času, pokud procesor tuto jednotku již obsahuje.

Zařízení je uvažováno napájet a nabíjet z USB (Universal serial bus), pomocí tohoto rozhraní je možná i komunikace s osobním počítačem. Pomocí této periferie by mohl být i přenos firmwaru zařízení, bez nutnosti použití programování mikrokontroléru přes rozhraní SWD (Serial wire debug). Pokud by USB periferie podporovala možnost OTG (On-The-Go), bylo by možné, aby zařízení vystupovalo v roli master i slave. Bylo by pak možné připojovat i paměťová zařízení, či klávesnici nebo počítačovou myš přes rozhraní USB. Možností je mnoho, ale realizace takového množství funkcí je náročná z hlediska programování.

Jako poslední zvolenou možnou vlastnost procesoru je rozhraní pro čtení z SD karty, ve 4-bitovém režimu. Tato periferie ušetří strojový čas pro čtení a zápis do karty oproti režimu SPI. Z důvodů větší šířky sběrnice bude zabírat více místa na plošném spoji, a může kvůli tomu i zabránit použití jiné periferie na stejných pinech mikrokontroléru.

Mikrokontrolér by měl být navržen pro aplikace s nízkou spotřebou. Pak lze očekávat, že bude obsahovat nezbytné módy snížené spotřeby a další vlastnosti, pro které je předurčen pro nositelná zařízení.

Pro ověření funkčnosti zařízení ještě před konečnou realizací přímo na plošném spoji je výhodou možnost realizovat zařízení na vývojovém kitu. Prvopočátek realizace byl

realizován na vývojovém kitu STM32F411 Nucleo, kde byly pouze vyzkoušeny HAL (Hardware abstract layer) knihovny pro přenos dat po sériové asynchronní sběrnici a A/D převodníky. Výkonově byl tento mikrokontrolér plně dostačující a obsahoval všechny požadované vlastnosti, nevýhodou je jeho nepřizpůsobení pro nízkopříkonové aplikace. Proto byla hledána podobná varianta mikrokontroléru k tomu již určeného. Společnost ST-Microelectronics vyrábí mnoho mikrokontrolérů pro nízkopříkonové aplikace, byl uvažován Nucleo kit STM32L053, dále STM32L-Discovery kit vyšší řady STM32L152, případně Nucleo kit se stejným mikrokontrolérem. Jako poslední byl uvažován Nucleo kit STM32L476, ten byl nejbližší již testovanému kitu STM32F411 a byl zvolen pro následnou realizaci, společností ST-Microelectronics byl daný kit poskytnut. [20]

Pro konečnou realizaci zařízení je nutné zvolit pouzdro procesoru s ohledem na rozměry daného zařízení a vyvedené vstupy/výstupy periférií. Procesor je nabízen v pouzdrech LQFP64, LQFP100, LQFP144, WLCSP 72, UFBGA132. Nucleo kit je osazen verzí RGT6 v pouzdře LQFP64, toto pouzdro je dostačující pro danou aplikaci i ve finální verzi. Jiné varianty než pouzdra LQFP nelze použít, pokud není možnost spolehlivého pájení pouzder BGA. Výhodou pouzdra BGA by byla její velikost, nevýhodou je zmíněné pájení a nutnost více než 2 vrstvého návrhu plošného spoje. [21]

4.2 Zobrazovací jednotka

Monitorovací zařízení by mělo obsahovat zobrazovací jednotku ve formě LCD. Existuje možnost použití sériového rozhraní a pomocí bezdrátového přenosu data přenášet například do mobilního telefonu. Tato možnost by měla výhodu menší náročnosti na zástavbový prostor, usnadnil by se návrh mechanické konstrukce, nevýhodou by byla nutnost dalšího zobrazovacího zařízení a nutnost vývoje aplikace do mobilního telefonu. Zařízení bez displeje by bylo nesamostatným funkčním celkem a bylo rozhodnuto displej do zařízení umístit.

Vzhledem k zadání práce bylo nutné zachovat malé rozměry zařízení, displej proto může mít rozměry plochy maximálně jako je plocha plošného spoje, neboť plošný spoj bude zabírat největší prostor. Tlouška displeje nehraje roli, neboť tloušťka LCD displeje je dostatečně malá. V prvním prototypu snímače srdečního tepu byl zvolen černobílý displej získaný z mobilního telefonu, nevýhodou tohoto zobrazovače byla absence podsvícení, které by bylo nutné přidat, kvůli čitelnosti za vyššího vnějšího osvětlení a za tmy. Proto by v displeji

mělo být integrováno říditelné podsvícení a měl by být barevný pro lepší reprezentaci naměřených dat (barevné zvýraznění aj.).

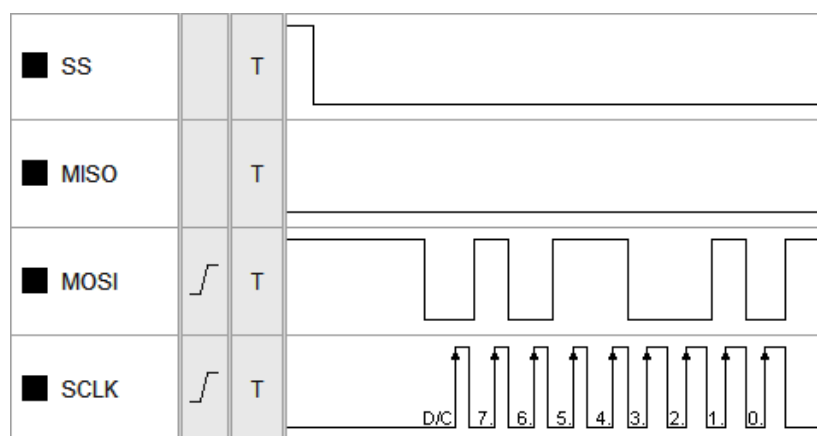
Vybrán byl displej DEM128128ATMH-PW-N s rozlišením 128x128, úhlopříčkou 1.44 palců a rozměrech 36x30.70x2.70 mm. Barevná hloubka až 18 bitů (262 tisíc barev), řadič ST7735S výrobce Sitronix. LCD je říditelné pomocí 8-bitové datové sběrnice nebo pomocí 9-bitového sériového rozhraní SPI. Volba datového rozhraní se provádí pomocí vstupu IM2, logická '1' nastaví paralelní režim, logická '0' režim sériový. Všechny vstupy a výstupy s jejich funkcemi jsou obsahem tabulky 1. [22]

Tab. 1: Tabulka vstupů/výstupů displeje a jejich funkce [22] (Přeloženo, upraveno)

Číslo pinu	Symbol	Funkce
1	GND	0 V
2	LED-	Napájení katody LED
3	LED+	Napájení anody LED
4	VDDIO	Napájení logických obvodů
5	VDD	Napájení analogových obvodů
6	D/C (SCL)	Vstup data/command, v režimu SPI je tento vstup použit jako SCL (časovací signál)
7	/CS	Vstup chip-select (výběr obvodu)
8	/WR	Vstup write (zápis dat)
9	/RD	Vstup read (čtení dat)
10	GND	0 V
11	D7	Datový vodič 7
12	D6	Datový vodič 6
13	D5	Datový vodič 5
14	D4	Datový vodič 4
15	D3	Datový vodič 3
16	D2	Datový vodič 2
17	D1	Datový vodič 1
18	D0 (SDA)	Datový vodič 0, v režimu SPI je tento vstup použit jako MISO/MOSI
19	GND	0 V
20	RESET	Signál reset
21	GND	0 V
22	IM2	Vstup pro výběr paralelního / sériového rozhraní. IM2 = '1' – Paralelní rozhraní IM2 = '0' – Sériové rozhraní

Pro řízení displeje bylo zvoleno sériové rozhraní SPI, z důvodu ušetření prostoru na desce, velká rychlost zobrazování dat při paralelním režimu není tak důležitá. SPI rozhraní v režimu 9-bitů lze pomocí periferie SPI realizovat, ač realizace není tak triviální jako při použití 8-bitového režimu. Realizované 9-bitové SPI rozhraní je vidět na obrázku 8, naměřená data jsou získána logickým analyzátozem, přenos dat (signál MOSI) je uskutečněn ve směru do displeje (zápis), první bit určuje, zda se jedná o příkaz nebo data. Následujících 8-bitů jsou

data, první je přenášen nejvíce významný bit. Signál SS je CS (Chip select), signál MISO není používán, SCLK je též označován jako SCK či SCL a je to hodinový signál.



Obr. 8: Přenos dat do displeje pomocí sériového rozhraní SPI

Displej bude napájen 3.3V ze stabilizátoru napětí pro ostatní obvody na desce. Analogový i digitální napájecí vstup bude napájen ze stejného zdroje, pro analogový vstup bude přidán tantalový kondenzátor, digitální vstup bude blokován keramickým kondenzátorem. Řízení podsvícení displeje bude realizováno pomocí pulzně-šířkové modulace. Použity budou vstupy/výstupy GND, LED-, LED+, VDDIO, VDD, D/C (SCL), /CS, D0 (SDA), RESET, IM2, pro konfiguraci v režimu SPI. Spotřeba samotného displeje (bez podsvícení) je 5 mA v normálním režimu (datový list neuvádí co znamená běžný režim), displej bude uspáván (sleep mode), pokud nebude využívám kvůli úspoře energie. Spotřeba podsvícení je dominantní spotřeba celého zařízení, činí až 40 mA, bude regulováno v závislosti na světelných podmínkách a při uvedení displeje do režimu nízké spotřeby bude podsvícení vypnuto. [22]

4.3 Snímač kyslíkové saturace

Pro snímání kyslíkové saturace byl vybrán dostupný snímač MAX30102EFD. Je to integrovaný senzor kyslíkové saturace a snímač tehu v jednom pouzdře. Integrovaný obvod obsahuje infračervenou (880 nm) a červenou (660 nm) LED, fotodetektor, optickou soustavu, nízkošumové analogové obvody a digitální obvody. Obvod pracuje s napětím od 1.8 V do 3.3 V, napájení LED může být až 5.25 V ale samotné analogovo-digitální obvody mají napájecí napětí maximálně 2 V. Pro napájení obvodu ze zdroje 3.3 V bude nutno použít snižovač napětí a převodník napěťových úrovní pro komunikační sběrnici. Vzorkovací frekvence obvodu a

proud LED je říditelný pro možnost snížení příkonu, při softwarovém vypnutí obvodu má obvod spotřebu pouhých 0.7 uA. Obvod má vysoký odstup signál-šum (SNR), tato vlastnost snižuje výskyt špatně naměřených hodnot při pohybu senzoru při nedokonalém upevnění na měřeném místě. Dále obvod obsahuje integrované potlačení vnějšího rušivého osvětlení, mezi měřenými vzorky při osvětlení řízenými LED, jsou měřeny hodnoty bez osvětlení LED, tato hodnota osvětlení (okolního) je odečtena od naměřených vzorků při měření. Komunikace se snímačem probíhá na sběrnici I²C. [23]

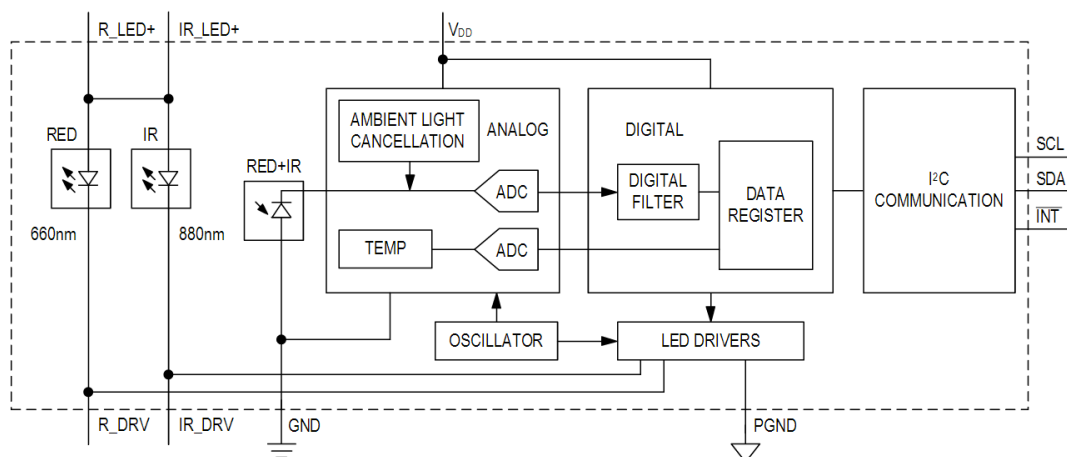
Využití obvodu je pro nositelnou elektroniku, převážně pro sportovce nebo medicínské aplikace. Velikost obvodu je pouze 5.8x2.8x1.2 mm, pouzdro OESIP14. Vstupy/výstupy integrovaného obvodu jsou popsány v tabulce 2. [23]

Tab. 2: Vstupy/výstupy integrovaného obvodu MAX30102[23] (Přeloženo, upraveno)

Číslo pinu	Symbol	Funkce
1,7,8,14	NC	Piny nepřipojené k integrovanému obvodu, připojit k pájecím ploškám (zlepšení mechanické stability).
2	SCL	I ² C hodinový signál
3	SDA	I ² C datový signál
4	PGND	Výkonový zemní vodič pro napájení LED
5	IR_DRV	Katoda infračervené LED a její připojení k LED driveru, nepřipojovat k vnějším obvodům
6	R_DRV	Katoda červené LED a její připojení k LED driveru, nepřipojovat k vnějším obvodům
9	R_LED+	Vstupní napájecí napětí pro červenou LED (anoda), vnitřně spojeno s IR_LED+, vstupní napětí je vhodné blokovat kondenzátorem co nejbližší vstupu.
10	IR_LED+	Vstupní napájecí napětí pro infračervenou LED (anoda), vnitřně spojeno s R_LED+, vstupní napětí je vhodné blokovat kondenzátorem co nejbližší vstupu.
11	VDD	Vstupní napájecí napětí pro analogovo-digitální část, vstupní napětí je vhodné blokovat kondenzátorem co nejbližší vstupu.
12	GND	Zemní vodič
13	$\overline{\text{INT}}$	Výstup přerušení, aktivní v nule

Pro názornost je uvedeno blokové schéma integrovaného obvodu na obrázku 9. Je zde

vidět vnitřní spojení pinů R_LED+ a IR_LED+, řídicí výstupy R_DRV, IR_DRV, které by měly zůstat nezapojeny, pokud není třeba úprava externím řízením LED, či snímání napětí na LED. Dále bude popsán obvod tak, jak je popsán v katalogovém listu. [23]



Obr. 9: Blokové schéma integrovaného obvodu MAX30102 [23]

4.3.1 Popis obvodu

MAX30102 je kompletní snímač pro měření krevní kyslíkové saturace a srdečního tepu, navržen tak, aby splnil náročné požadavky pro nositelnou elektroniku. Obvod je miniaturní a ke své činnosti potřebuje minimum externího hardwaru. Obvod je plně konfigurovatelný pomocí vnitřních registrů, výstupní naměřená data jsou ukládána do paměti fronty (FIFO), s hloubkou 32 záznamů. Obvod umožňuje připojení k mikrokontroléru na sdílené sběrnici s jinými zařízeními, data nemusí být neustále vyčítána z vnitřních registrů, díky FIFO paměti. [23]

Systém měření krevní kyslíkové saturace obvodu MAX30102 je vytvořen z obvodu odstraňujícího rušivý vliv okolního osvětlení (ambient light cancellation – ALC), sigma-delta A/D převodníku s rozlišením 18 bitů a digitálního filtru. A/D převodník pro měření krevní kyslíkové saturace je typu "Continuous-Time Sigma-Delta", rychlost výdeje výstupních dat může být naprogramována od 50 Hz do 3.2 KHz. Obvod obsahuje digitální filtr pro omezení rušení 50/60 Hz z napájecí rozvodné sítě a pro omezení nízkofrekvenčního zbytkového šumu. [23]

Obvod MAX30102 obsahuje teplotní snímač pro (volitelnou) kalibraci teplotní závislosti měření krevní kyslíkové saturace. Algoritmus pro měření kyslíkové saturace je

relativně necitlivý na vlnovou délku záření infračervené LED, ale vlnová délka záření (měnící se s teplotou) červené LED je kritická pro přesný výsledek naměřených dat. Teplotní snímač může být použit ke kompenzaci chyby měření kyslíkové saturace se změnami teploty. [23]

Obvod MAX30102 obsahuje budič červené a infračervené LED pro řízení pulzů pro měření kyslíkové saturace krve. Proud LED je programovatelný v rozsahu 0 mA a 50 mA s vhodným napájecím napětím. Délka pulzu svitu LED je programovatelná v rozsahu od 69 us do 411 us pro optimalizaci přesnosti měření a spotřeby obvodu, v závislosti na potřebách a okolnostech. [23]

Z důvodu úspory energie a omezení emise světla do okolí, pokud není přiložen měřený objekt k senzoru, obsahuje obvod senzor přiblížení (proximity sensor). Po aktivaci tohoto režimu je svit LED řízen proudem nastaveným registrem PILOT_PA, až když je překročena prahová hodnota odraženého světla od objektu, větší než nastavená v registru PROX_INT_THRESH, je aktivováno měření s vyšším proudem a svitem. Aktivace režimu se provádí nastavením předchozích zmíněných registrů a nastavením bitu PROX_INT_EN do logické hodnoty '1'. [23]

Podstatnou výhodou tohoto obvodu jsou dostupné ukázkové programy pro platformy Arduino a Mbed, díky ukázkovým programům lze velmi urychlit vývoj. Pro vývoj firmwaru byly ukázkové programy využity, nejvyšší vrstva musela být upravena pro využití v režimu přerušování, upraveny datové výstupy. Nejnižší vrstva musela být přizpůsobena danému mikrokontroléru, algoritmy zůstaly zachovány. [24]

4.4 Snímač teploty

Pro snímání teploty byl vybrán snímač komunikující na shodné sběrnici, na jaké pracuje oxymetrický snímač. Tato sběrnice je sériová sběrnice I²C, přidání snímače teploty na tuto sběrnici nevyžaduje přidání dalšího signálového vodiče. Teplota se nemění příliš rychle, není nutno snímat s příliš velkou frekvencí, postačí snímat s periodou jedné sekundy. Snímač teploty bude mít na vytížení sběrnice zanedbatelný vliv, oxymetrický snímač bude mít vyšší frekvenci čtení. Oproti oxymetrickému snímači budou data čtena na žádost řídicího mikrokontroléru, nebude vyveden signál přerušování od teplotního snímače, není to potřeba a nejsou již volné vodiče výstupního konektoru.

Jako teplotní snímač byl vybrán MCP9800A0T-M od společnosti Microchip, s

přesností ± 0.5 °C v okolí teploty 25 °C. V teplotním rozsahu -10 °C až 85 °C má obvod přesnost ± 1 °C. Napájecí napětí je možné v rozsahu 2.7 V až 5 V, napájení bude získáno ze zařízení a činní 3.3 V. Spotřeba obvodu činní 200 uA, ve vypnutém stavu pouze 1 uA. Rozlišení snímače je možné nastavit až 12 bitů, pak je možné teplotu rozlišovat na úrovni 0.0625 °C, čas konverze při 12 bitovém rozlišení bude činit cca 240 ms, tzn. maximálně 4 vzorky teploty za sekundu. Spotřeba obvodu bude omezena uvedením do tzv. režimu "one-shot", kdy je obvod vypnut, je probuzen čtecím příkazem, dojde k jednorázové konverzi teploty s odesláním a uvedením zpět do stavu vypnutí. Obvod je dostupný v pouzdrech SOT-23-5, MSOP-8 a SOIC-8, v 8 pinové variantě obvod nabízí změnu 3 bitů adresy snímače připojením kombinací logických hodnot na vstupy. Pro snímač bude zvolena varianta SOT-23-5, pin VDD a GND jsou vstupy pro napájení, SCL je vstup hodinového signálu, SDA je datový vstup/výstup, ALERT je výstup aktivovaný při překročení nastavených prahových hodnot teploty. Pro toto zařízení budou použity pouze piny VDD, GND, SCL, SDA. [25]

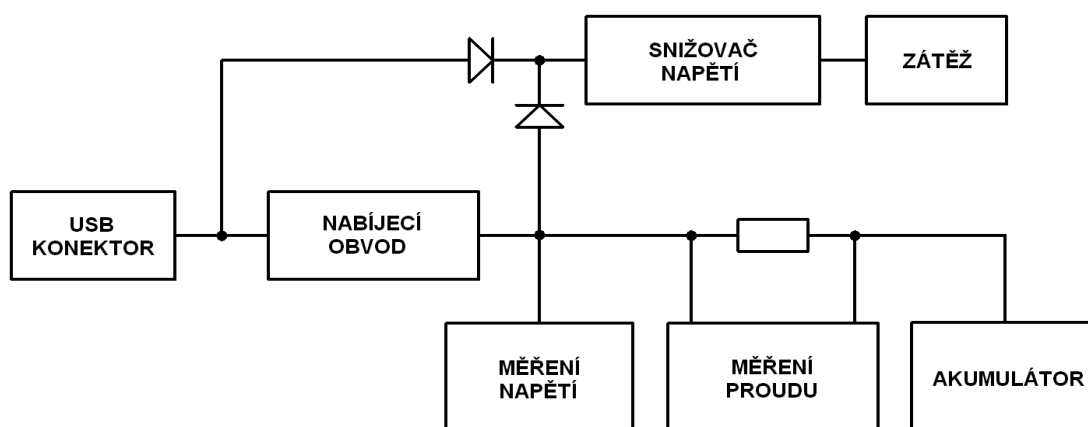
Mechanické provedení senzoru je uvažováno jako miniaturní osazený plošný spoj s vyvedenými vodiči, plošný spoj bude zalitý v epoxidové pryskyřici z důvodu elektrické izolace od okolí. Vodič musí být dostatečně dlouhý, aby snímač dosáhl měřeného místa, je však nutno brát ohled na omezení dané sběrnicí. Jako zalévací hmota je vybrán zalévací epoxid pro elektroniku MC62-W360, tepelná vodivost je udávána 0.85 – 0.95 W/(m*K). [26]

5 Návrh zařízení

V této části jsou dílčí schémata jednotlivých částí navrženého zařízení. U každého dílčího schématu je uvedeno vysvětlení činnosti jednotlivých součástí schématu.

5.1 Napájecí část

Neboť je zařízení určeno jako nositelná elektronika, bylo nutné napájet zařízení akumulátorem. Napájecí část je rozdělena na část nabíjecí a část měnící napětí pro použitý mikrokontrolér. Jako nabíjecí adaptér bylo použito nabíjení pomocí USB konektoru, například z osobního počítače či nabíjecího adaptéru pro mobilní telefony. Výstupní napětí USB portu je 5 V a to je zavedeno do nabíjecího obvodu. V režimu nabíjení je proud veden i do napěťového regulátoru, jelikož je napětí 5 V vyšší než napětí baterie, nebude z baterie odebírán proud do napěťového regulátoru, tuto vlastnost zajišťují Shottkyho diody oddělující tyto napájecí zdroje. V režimu napájení z baterie proud protéká spodní Shottkyho diodou do snížovače napětí a do zařízení. Díky oddělovacím diodám je měřen buďto nabíjecí proud, nebo odebíraný proud zařízením. Zařízení neodebírá proud z baterie při nabíjení. Blokové schéma je zobrazeno na obrázku 10.



Obr. 10: Blokové schéma napájecí části

Měření proudu je užitečné pro správu akumulátoru, tzn. měření stavu akumulátoru, (aktuální stav nabití) je nutné měřit odebíraný či nabíjecí proud a napětí akumulátoru. Napětí baterie má nelineární průběh vzhledem k aktuální energii v baterii a je závislé na aktuálním

zátěži. Pro měření aktuální kapacity baterie je tedy potřeba měřit proud, proud je měřen obousměrně pomocí snímacího odporu a rozdílového zesilovače.

5.1.1 Správa akumulátoru

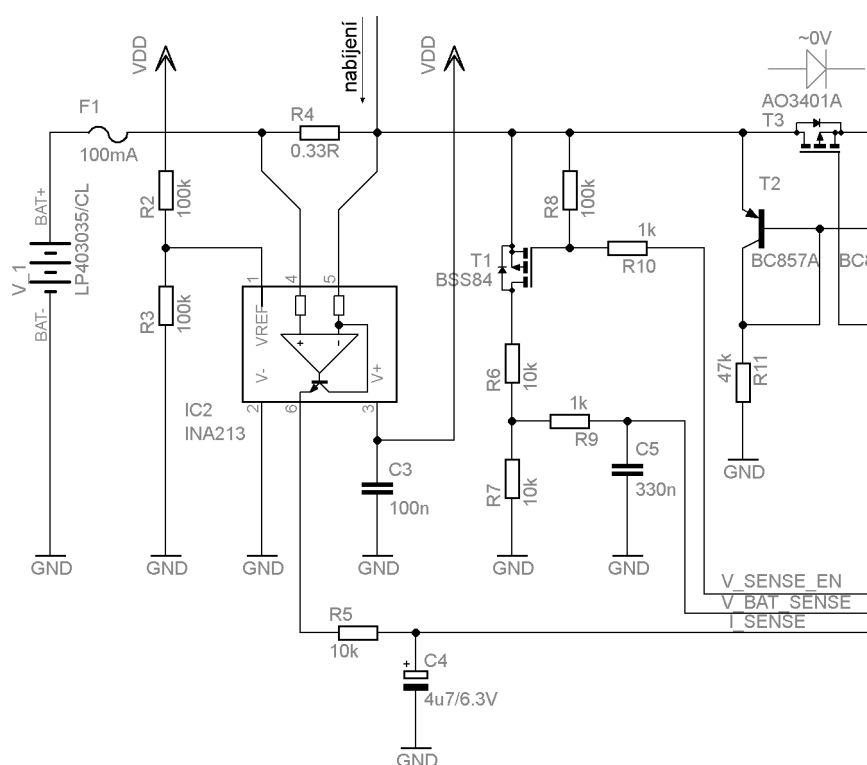
Následující popis je popis schématu z obrázku 11. Akumulátor (V₁) byl zvolen převážně dle rozměrů, neboť zařízení má být dostatečně malé, aby bylo nositelné. Akumulátor byl zvolen Lithium-polymerový, z důvodu velké kapacity v poměru s rozměry akumulátoru, výhodou je též možnost plochého tvaru. Nevýhodou je jistá nebezpečnost tohoto akumulátoru, co se týče citlivosti na přehřátí, následkem přehřátí může být až exploze akumulátoru. Explozi by měla předejít přetlaková pojistka umístěná v akumulátoru. Akumulátor má uvnitř ochranný obvod a nemělo by k tomuto jevu dojít, pokud bude akumulátor například zkratován. To dále zabezpečuje pojistka na vstupu zařízení. Akumulátor má kapacitu 400 mAh, rozměry 35.5x30.5x4.5 mm. [27]

Pro snímání proudu je použit měřicí obvod proudu INA213 (IC2), obvod rozdílového zesilovače má zesílení 50. Měřený proud je poté integrován pomocí řídicího mikrokontroléru pro získávání aktuální kapacity baterie. Referenční napětí pro snímač proudu je zvoleno polovina napájecího napětí, to je získáno napěťovým děličem 1:1 (R6, R7). S ohledem na spotřebu naprázdno byly zvoleny rezistory o hodnotě 100 k Ω , kde vychází klidový proud napěťového děliče 16 uA, samotný diferenční zesilovač má odhadovanou klidovou spotřebu menší než 100 uA. Snímací rezistor (R4) byl vypočítán na hodnotu 330 m Ω , kdy lze měřit až do 100 mA, tato hodnota byla zvolena převážně s ohledem na nabíjecí proud akumulátoru dosahují těchto hodnot proudu. Nabíjecí proud je stanoven jako 0.2 C akumulátoru, což je dle kapacity použitého akumulátoru (400 mA) 80 mA. [27] [28]

Výstup z diferenčního zesilovače je připojen na anti-aliasing filtr o zlomové frekvenci 3.38 Hz. Za měřicím obvodem proudu se nachází výstup nabíjecího obvodu, ten je napájen pomocí USB portu, pokud je zařízení připojeno k nabíjecímu zařízení (znázorněno šipkou s popisem "nabíjení"). Tato část obvodu je zapojena, aby byl nabíjecí proud také měřen, kvůli výše zmíněné správě akumulátoru.

Pro zjištění napětí baterie je použit napěťový dělič (R2, R3), dělič je použitý proto, aby bylo možné snímat napětí baterie, které je vyšší než je referenční napětí A/D převodníku procesoru. Napěťový dělič byl zvolen v poměru 1:1, zatěžovací odpor pro zařízení tímto děličem činní 20 k Ω , tato zátěž je odpojitelna pomocí procesorem řízeným mosfet

tranzistorem (T1). Výstup z děliče je připojen na anti-aliasing filtr (R5, C4), je nutno před sepnutím měřícího děliče počkat určitý čas, kvůli nabití kapacity anti-aliasing filtru. Čas pro ustálení napětí je 10 ms. Původní zapojení uvažovalo zapínání děliče pomocí mosfet tranzistoru s kanálem N, připojením děliče na společný nulový pól. Z důvodu výskytu plného napájecího napětí akumulátoru na výstupu děliče při odpojeném měření, musel být koncept změněn na spínání pomocí tranzistoru s kanálem typu P. Napětí v klidu je pak nulové a dosahuje maximálně poloviny napětí akumulátoru. Za měřícím obvodem napětí se nachází oddělovací část (T2, T3, R11), obvod oddělovací části není na obrázku úplný a bude zobrazen a dále popsán v následující části textu .

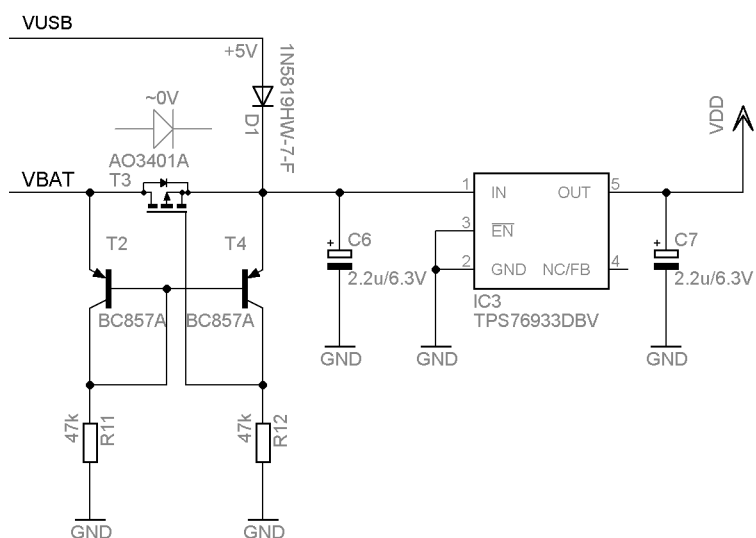


Obr. 11: Napájecí část se snímáním proudu a napětí baterie

5.1.2 Oddělovací část a snižovač napětí

Následující popis je popis obvodu zobrazeného na obrázku 12. Oddělovací část, kde se vyskytují 2 diody sloužící k oddělení zdrojů napájení zařízení. Při připojení nabíjecího zařízení je vyřazeno napájení z akumulátoru, aktivován režim nabíjení (dle stavu akumulátoru). Jistý problém se vyskytl v případě napájení pouze z akumulátoru, a to úbytkem napětí na diodě, úbytek nelze dále snižovat, protože je dán technologií výroby Shottkyho diody. Úbytek by byl při použití Shottkyho diod zhruba 400 mV, což po odečtení 100 mV minimálního úbytku na snižovači napětí činí 500 mV úbytek, což nedostačuje pro udržení 3.3V na výstupu ani při jmenovitém napětí baterie (3.7V). Proto byl nalezen způsob, jak docílit velmi nízkého úbytku za použití usměrňovače z mosfet tranzistoru s kanálem typu P. [29]

Mosfet tranzistor (T3) je spínán přivedením zápornějšího napětí na elektrodu gate než je napětí elektrody source. Dolní dvojice PNP (T2, T4) tranzistorů pracuje jako proudové zrcadlo. Levý tranzistor (T2) PNP je řídicí a druhý je řízený (T4), napětí na bázích je drženo zhruba o 0.6 V nižší než na emitoru. Ve stavu, kdy je unipolární tranzistor otevřen je držen blízko nulovému napětí neboť pravý tranzistor nemůže být otevřen tolik jako levý tranzistor, neboť má nižší napětí na emitoru, tento vliv sníží napětí na elektrodě gate. V případě vyššího napětí na pravém tranzistoru (závěrný směr diody), je na pravém tranzistoru vyšší napětí, tranzistor je více otevřen a napětí na elektrodě gate unipolárního tranzistoru je vyšší a tranzistor se uzavírá. Výhoda takového řešení je téměř nulové napětí v propustném směru, nevýhodou je určitý závěrný proud, který může protékat Shottkyho diodou ve struktuře tranzistoru a nedokonale uzavřeným unipolárním tranzistorem. Úbytek napětí Shottkyho diody použité pro nabíjení z USB portu nevádí, neboť vstupní napětí je 5 V, napětí za diodou bude zhruba 4.6 V, což dostačuje pro nabíjecí obvod i snižovač napětí. Tímto napětím je pak uzavřena usměrňovací dioda z unipolárního tranzistoru a je umožněno nabíjení akumulátoru a napájení zařízení zároveň. Maximální napětí na akumulátoru, když je nabitý je 4.2 V, což je napětí menší než 4.6 V (z VUSB) v místě napájení regulátoru napětí a dioda sestavená a z unipolárního tranzistoru T3 nevede.

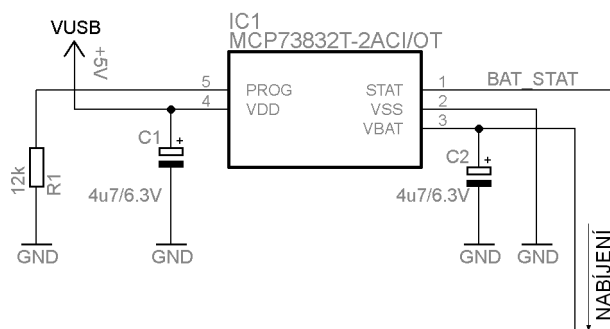


Obr. 12: Oddělovací obvod a snižovač napětí

Za oddělovacími diodami se nachází snižovač napětí s nízkým úbytkem napětí, integrovaný obvod TPS76933DBV. Obsahuje několik vstupů a výstup, výstupní napětí má pevně nastaveno na 3.3V. Úbytek napětí samotného snižovače napětí dle katalogového listu činní minimálně 100 mV. Udávaný klidový proud je 17 uA při 100mA protékajícího proudu. Při vypnutém stabilizátoru pomocí vstupu EN, je klidový proud pouze 1 uA. Tento vstup u tohoto zařízení nebyl využit a je připojen na společný záporný pól. Vstup FB (zpětná vazba) je nepřipojen, tím je využito pevné nastavení výstupního napětí. Dále jsou na vstupní napájecí a výstupní elektrodu připojeny externí kondenzátory pro zajištění stability obvodu. [30]

5.1.3 Nabíjecí obvod akumulátoru

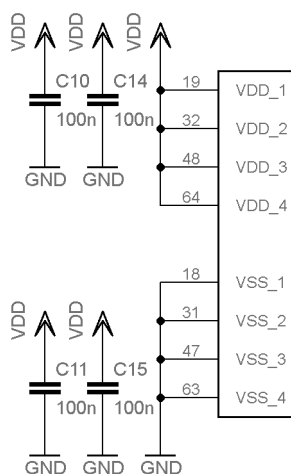
Nabíjecí obvod je poslední částí napájecí části, obsahuje nabíjecí obvod MCP73832T pro akumulátory typu Li-pol a Li-ion. Nabíjecí proud se nastavuje externím rezistorem na vstupu PROG, rezistor je druhým vývodem připojen na společné záporné napětí. Hodnotu rezistoru lze vyčíst z charakteristiky závislosti nabíjecího proudu na rezistivitě. Pro nabíjení použitého akumulátoru bylo potřeba nabíjecí proud zvolit 80 mA (pětina kapacity akumulátoru), odpor rezistoru byl zvolen 12 kΩ. Další výstup je STAT, který značí, zda je baterie nabíjena či nikoli, výstup je uveden do nízké logické úrovně, pokud je baterie nabíjena. Nabíjecí obvod dále potřebuje vstupní a výstupní kondenzátory. Obvod je zobrazen na obrázku 13. [31]



Obr. 13: Nabíjecí obvod akumulátoru

5.1.4 Napájení mikrokontroléru

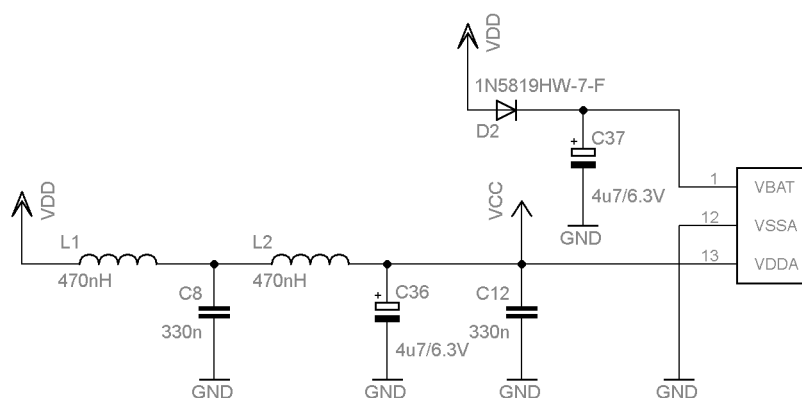
Napájení mikrokontroléru je řešeno přivedením stabilizovaného napětí VDD (3.3 V) ze stabilizátoru IC3, znázorněného na obrázku 12. Pouhé přivedení napětí není vhodné, je nutné aby na každém vstupu byl tzv. blokovací kondenzátor. Tento kondenzátor zajišťuje napájení v časech, kdy jsou odebírány skokové špičkové proudy, které jsou patrné při hranách hodinového signálu. Proud nemůže být dodáván přes delší spoje vedoucí z napájecí desky, neboť mají relativně velkou indukčnost. S vyšší frekvencí procesoru se potřebná kapacita kondenzátoru snižuje, je však nutno vybírat s ohledem na parazitní indukčnost daného kondenzátoru, kdy se již nejedná o ideální prvek. Délka spoje od napájecího vstupu k blokovacímu kondenzátoru musí být co nejmenší. Vybraný mikrokontrolér obsahuje 4 napájecí vstupy, na plošném spoji je zajištěna blízkost blokovacích kondenzátorů napájecím pinům mikrokontroléru. Schématické znázornění je na obrázku 14.



Obr. 14: Napájení mikrokontroléru

5.1.5 Napájení A/D převodníku, VBAT

Pro analogové vstupy je nutno napájet analogově-digitální převodník odděleně od digitální části, bez oddělení by byl vnášen zbytečný šum do převodu. Napájení A/D převodníku je společné referenčnímu napětí převodníku. Pro oddělení byl zvolen dolnoproustní filtr druhého řádu. Napájení RTC periferního obvodu je zajištěno přívodem 3.3 V z digitální části napájecího obvodu. Odděleno je Shottkyho diodou, v případě krátkodobého výpadku je obvod schopen držet aktuální čas, odhadovaný čas je 8 s při proudu 300 nA, při snížení napětí na C37 o 500 mV. Schéma je zobrazeno na obrázku 15. [21]

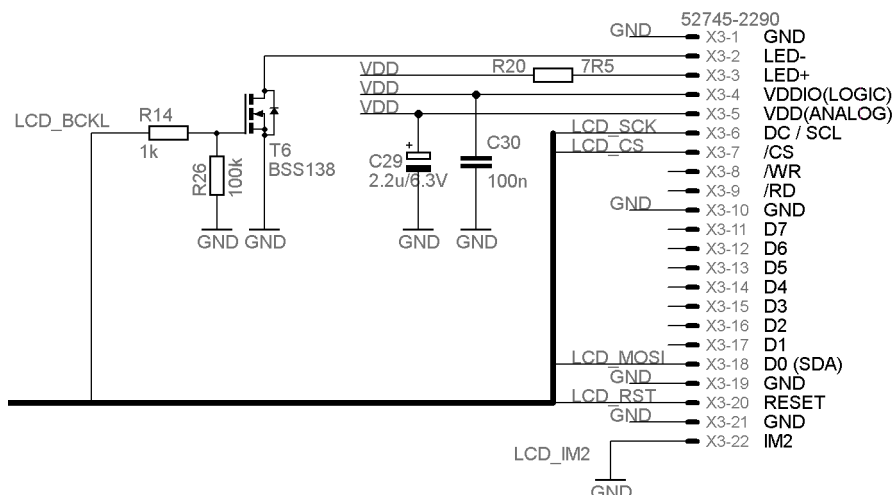


Obr. 15: Napájecí obvody A/D převodníku a VBAT

5.2 Zapojení LCD

Displej je připojen pomocí konektoru FFC (FPC), konektor je určen pro montáž SMD, s roztečí vývodů 0.5 mm, konektor má 22 pinů. Konektor je určen pro páskové vodiče, obsahuje zámek páskového vodiče proti uvolnění. [22]

Pro řízení podsvícení je použit T6 (BSS138), unipolární mosfet tranzistor s kanálem N. Řízení je provedeno pomocí pulsně šířkové modulace, vypnutí tranzistoru v případě odpojeného vstupu je zajištěno rezistorem R26. Proud tekoucí podsvícením je omezen jak samotným tranzistorem s odporem při sepnutí 3.5Ω , tak rezistorem R20 s odporem 7.5Ω . Proud bude omezen na maximálně 40 mA, což je maximální možná provozní hodnota proudu podsvícení. Kondenzátor C30 slouží jako blokovací kondenzátor pro napájení logické části řadiče displeje, kondenzátor C29 je použit pro analogovou část. Na vstup IM2 je přivedena logická '0' (režim SPI). Zobrazení připojení displeje je na obrázku 16, připojení displeje k mikrokontroléru je uvedeno v tabulce 3. [22] [32]



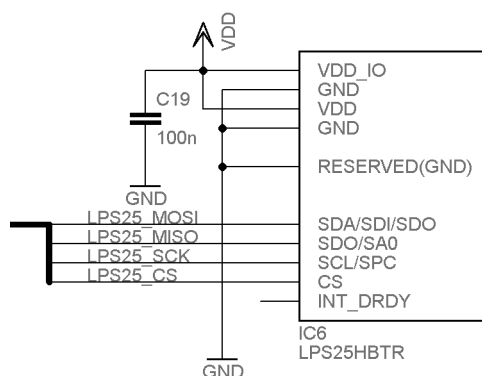
Obr. 16: Zapojení konektoru displeje DEM128128

Tab. 3: Připojení displeje na vstupy/výstupy mikrokontroléru [32]

Vstup/výstup LCD	Vstup/výstup mikrokontrolér	Funkce
LCD_SCK	PB10 (SPI2_SCK)	Hodinový signál sběrnice SPI
LCD_CS	PB12 (SPI2_NSS)	Výběr obvodu sběrnice SPI
LCD_MOSI	PC3 (SPI2_MOSI)	Výstup dat z procesoru do LCD
LCD_RST	PB2 (GPIOB)	Reset signál pro inicializaci LCD
LCD_BCKL	PA0 (TIM2_CH1)	Řízení podsvícení

5.3 Snímač atmosférického tlaku

Tento obvod není součástí zadání práce, na desce však bylo pro obvod místo vyhrazeno pro budoucí využití. Proto je pro úplnost zapojení též uvedeno jeho zapojení. Obvod LPS25HBTR je obvod MEMS, který je schopen měřit atmosférický tlak s rozlišením až 24 bitů. Dle slov výrobce by měl obvod schopen rozlišit nadmořskou výšku na úrovni decimetrů. Tento obvod podporuje komunikaci přes sériové rozhraní, lze volit mezi I²C nebo SPI. Byla zvolena varianta SPI, výstup INT_DRDY značící přerušení, nebo že jsou k dispozici data je nevyužit, data budou vyčítána periodicky z důvodu absence volné cesty k vstupu procesoru v okolí součástky (velká miniaturizace plošného spoje). Data nebudou vyčítána s příliš velkou frekvencí, pro aplikaci měření nadmořské výšky při pohybu člověka by měla dostačovat frekvence 1 Hz. [33]



Obr. 17: Zapojení měřícího obvodu atmosférického tlaku

Tab. 4: Připojení snímače LPS25 na vstupy/výstupy mikrokontroléru [32]

Vstup/výstup snímače	Vstup/výstup mikrokontrolér	Funkce
LPS25_MOSI	PB5 (SPI3_MOSI)	Výstup dat z procesoru do snímače
LPS25_MISO	PB4 (SPI3_MISO)	Vstup dat ze snímače do mikrokontroléru
LPS25_SCK	PB3 (SPI3_SCK)	Hodinový signál sběrnice SPI
LPS25_CS	PB6 (GPIOB)	Výběr obvodu sběrnice SPI

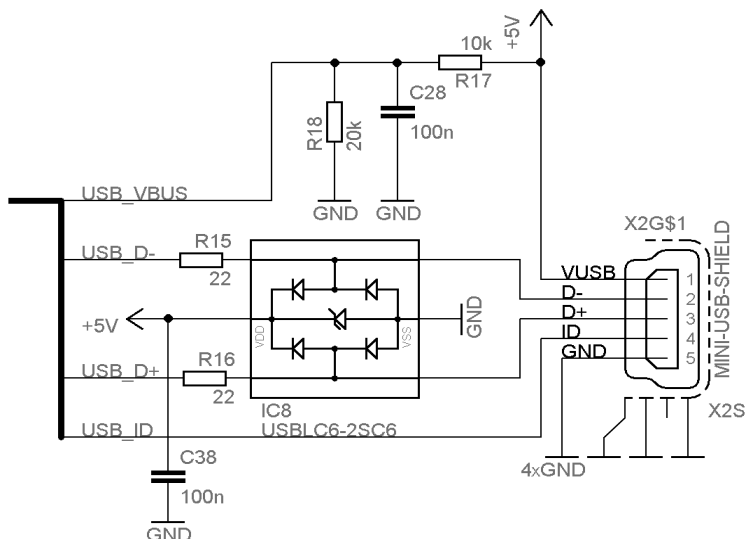
5.4 Napájecí a komunikační USB konektor

Konektor uvažovaný převážně pro napájení. Díky USB periférii, kterou je řídicí mikrokontrolér vybaven, bude možnost konektor použít například pro přímé zobrazení měřených dat či procházení naměřenými daty.

Zobrazení popisovaného schématu je na obrázku 18. Konektor je tedy připojen k mikrokontroléru i datovými vstupy/výstupy. Vstup napájecího napětí 5 V z USB konektoru je přiveden do napájecí části zobrazené na obrázku 12, na straně 36. Dále je toto napětí použito pro detekci připojeného zařízení. Bylo užito konvertoru napětíových úrovní, ač mikrokontrolér má vstupy tolerantní 5 V logickým úrovním (pokud je napájen). Byl použit jednoduchý konvertor úrovně pomocí napětíového děliče R17, R18, konverze úrovně je jen jednosměrná, C28 zajišťuje pomalejší náběh napětí a omezuje zákmity napětí. Konverze zajistí konverzi 5 V napětíové úrovně na úroveň 3.3 V.

Datové vodiče jsou chráněny ochranným obvodem proti ESD (IC8), obvod

USBLC6-2SC6 obsahující diody s rychlou reakční dobou a transilem. Diody slouží k svedení vyššího napětí než napájecího napětí z datových vodičů do napájecích. Transil omezuje napětí na napájecí části na maximálně 7.3 V, přepětí, které by se vyskytly na napájecí části jsou tím omezeny, převážně rychlé změny napětí, které by nebyly schopy absorbovat blokovací kondenzátory. Připojení k pinům mikrokontroléru je uvedeno v tabulce 5. [32] [34]



Obr. 18: Schématické znázornění připojení USB konektoru k zařízení

Tab. 5: Připojení USB mini konektoru na vstupy/výstupy mikrokontroléru [32]

Vstup/výstup části USB	Vstup/výstup mikrokontrolér	Funkce
USB_VBUS	PA9 (USB_OTG_FS_VBUS)	USB napájení
USB_D-	PA11 (USB_OTG_FS_DM)	Datový vodič
USB_D+	PA12 (USB_OTG_FS_DP)	Datový vodič
USB_ID	PA10 (USB_OTG_FS_ID)	USB OTG ID pin

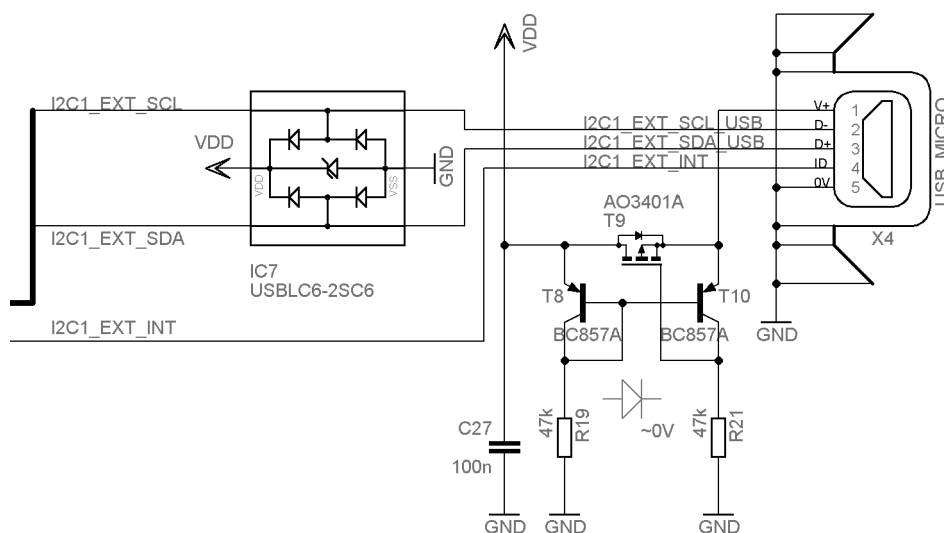
USB konektorů je několik typů, pro toto zařízení musel být konektor dostatečně rozměrově malý ale dostatečně odolný vůči mechanickému poškození. Proto byl vybrán typ USB mini, který toto splňuje dostatečně. Konektor USB micro je menší a nižší, ale není tak mechanicky odolný, zbylé druhy USB konektorů jsou příliš rozměrově velké.

5.5 Konektor pro připojení externích periférií

Pro připojení externích periférií, především oxymetrického snímače a snímače teploty bylo nutno zvolit variantu připojení periférií. Výsledkem je modulární řešení, pokud snímač nebude na zařízení potřeba, je možnost jej odpojit. Jiná varianta je připojení přes bezdrátový modul, s touto variantou je možno počítat do budoucnosti. Vhodné vlastnosti konektoru splňuje USB konektor ve variantách mini i mikro, z důvodu již použitého mini USB konektoru pro napájení a komunikaci s jiným zařízením byla zvolena varianta mikro USB.

V následující části popisované schéma, je zobrazeno na obrázku 19. Výstupní napětí pro napájení externích zařízení je 3.3 V, toto napětí napájí celé zařízení, standardní napětí USB je 5 V. Pokud by došlo k nechtěnému připojení zařízení, například připojení počítače do tohoto konektoru, došlo by pravděpodobně k destrukci celého monitorovacího zařízení. Bylo nutno tuto možnost zamezit a oddělit tyto napětí. Byla zvolena již zmíněná (kapitola: napájecí část, obrázek 12, strana 36) téměř bezúbytková dioda, z důvodu zajištění napětí 3.3 V bez úbytku napětí. [29]

Externí konektor má vyvedeny výstupy pro komunikaci pomocí sériového rozhraní I²C, na kterém komunikuje oxymetrický snímač a teploměr (případně jiné snímače). Sběrnice je chráněna proti ESD pomocí ochranného obvodu USBLC6-2SC6. Připojení konektoru k pinům procesoru je uvedeno v tabulce 6. Je předpokládána aktivace interních pull-up rezistorů pro sběrnici I²C v mikrokontroléru. [32] [34]



Obr. 19: Schématické znázornění zapojení konektoru pro napájení externích snímačů

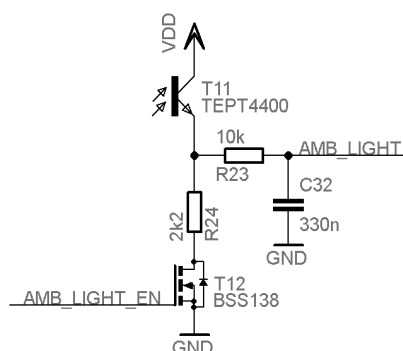
Tab. 6: Připojení externích snímačů na vstupy/výstupy mikrokontroléru [32]

Vstup/výstup snímačů	Vstup/výstup mikrokontrolér	Funkce
I2C1_EXT_SCL	PB8 (I2C1_SCL)	Hodinový signál sběrnice I ² C
I2C1_EXT_SDA	PB9 (I2C1_SDA)	Datový signál sběrnice I ² C
I2C1_EXT_INT	PC12 (GPIO_EXTI12)	Výstup přerušení ze snímače

5.6 Snímání okolního osvětlení

Pro přizpůsobení jasu displeje je nutno snímat okolní osvětlení. Pro snímání úrovně okolního osvětlení byl vybrán snímač (T11) TEPT4400. Chování snímače je shodné s chováním fototranzistoru, výhodou tohoto snímače je spektrální citlivost přizpůsobená citlivosti lidského oka. Největší citlivost dosahuje na vlnové délce 570 nm (zeleno-žlutá barva). Snímač je citlivý v úhlu 30°, snímač bude tedy směrově závislý na natočení zařízení ke zdroji světla. Pokud nebude směrovost vyhovovat, bude nutno čočku snímače mechanicky upravit a tím upravit její směrovost. [35]

Zapojení je uvedeno na obrázku 20. Výstupní napěťový signál by měl být zhruba lineárně závislý na okolním osvětlení. Výstupní napětí je připojeno na anti-aliasing filtr, část snímače je z důvodu úspory energie odpojitelná od napájení (pomocí T12). Příčný proud snímače by mohl dosahovat až 1.5 mA (je dán osvětleností). Před měřením je nutno sepnout měřicí obvod v předstihu 4 ms, aby se nabil kondenzátor C32 na současnou hodnotu napětí. Výstup z měřicího zařízení je připojen na A/D převodník, vstup pro zapnutí měřicího obvodu je připojen na digitální výstup mikrokontroléru. Připojení k pinům mikrokontroléru je uvedeno v tabulce 7. [32] [35]



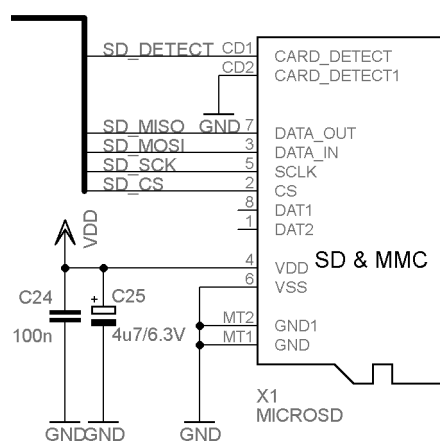
Obr. 20: Schématické znázornění snímače okolního osvětlení

Tab. 7: Připojení snímače osvětlení na vstupy/výstupy mikrokontroléru [32]

Vstup/výstup snímače	Vstup/výstup mikrokontrolér	Funkce
AMB_LIGHT	PC2 (ADC1_IN3)	Hodnota okolního osvětlení
AMB_LIGHT_EN	PB7 (GPIOB)	Zapnutí měřícího obvodu

5.7 Slot paměťové karty

Pro uchování naměřených dat byla zvolena velkokapacitní mikroSD karta. Toto paměťové médium je široce komerčně využíváno a není problém z tohoto média vyčíst z běžných výpočetních zařízení. Pro naměřená data má dostatečnou kapacitu, paměťový prostor se pohybuje v řádu GB. MikroSD karta nemá připojeny všechny vstupy/výstupy, je z důvodu úspory prostoru na plošném spoji připojena pomocí sériového rozhraní SPI, které karta podporuje. Je využit i výstup samotného slotu pro detekci karty ve slotu, jedná se o elektrický kontakt, sepnutý/rozeprnutý v případě vložené karty, na vstupu mikrokontroléru bude nutné aktivovat pull-up rezistor, definující klidovou úroveň napětí. Schématické znázornění připojení slotu mikroSD karty je zobrazeno na obrázku 21. Připojení slotu mikroSD karty k pinům mikrokontroléru je uvedeno v tabulce 8. [32] [36]



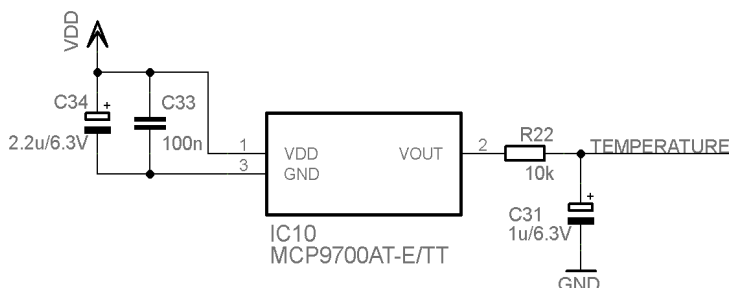
Obr. 21: Schématické znázornění připojení slotu pro mikroSD kartu

Tab. 8: Připojení slotu mikroSD karty na vstupy/výstupy mikrokontroléru [32]

Vstup/výstup SD slotu	Vstup/výstup mikrokontrolér	Funkce
SD_DETECT	PA1 (GPIOA)	Detekce vložené karty
SD_MISO	PA6 (SPI1_MISO)	Signál pro data z karty (SPI)
SD_MOSI	PA7 (SPI1_MOSI)	Signál pro data do karty (SPI)
SD_SCK	PA5 (SPI1_SCK)	Hodinový signál (SPI)
SD_CS	PA4 (SPI1_NSS)	Výběr obvodu sběrnice SPI

5.8 Měření okolní teploty

Tento obvod není součástí zadání ale je na desce obsažen, proto je pro úplnost uveden. Měřicí obvod bude sloužit k měření okolní teploty, za pomoci analogového snímače MCP9700A (IC10) firmy Microchip. Obvod dosahuje přesnosti měření $\pm 2^{\circ}\text{C}$ pro rozsah 0 až 70°C , s použitím korekční křivky by bylo možné přesnost zvýšit. Převodní konstanta závislosti výstupního napětí na teplotě je $10\text{ mV}/^{\circ}\text{C}$, při 0°C má obvod výstupní napětí 500 mV. Výstup samotného teplotního snímače je připojen na anti-aliasing filtr (C31, R22). Obvod obsahuje jediný výstup (TEMPERATURE), tento výstup je zaveden do vstupu PC1 mikrokontroléru. Obvod má dle katalogového listu spotřebu v klidu 6 uA, díky své nízké spotřebě není obvod nutné vypínat, je připojen na napájecí napětí neustále. Schématické znázornění teplotního snímače je na obrázku 22. [37]

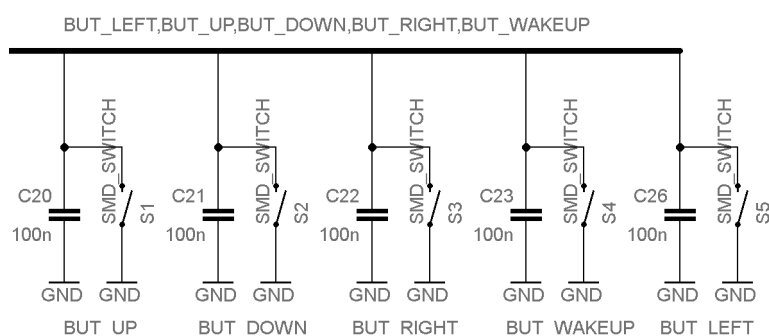


Obr. 22: Zapojení snímače okolního osvětlení

5.9 Tlačítka

Pro ovládání zařízení byla zvolena mechanické tlačítka z důvodu jednoduchosti

realizace. Bylo uvažováno ovládání pomocí dotykových kapacitních snímačů, z důvodu větší náročnosti realizace bylo z tohoto způsobu ovládání upuštěno. Zapojení obsahuje pouze tlačítka a kondenzátory proti napěťovým zákmitům. Uvedení do definovaného logického stavu musí být provedeno zapnutím pull-up rezistorů v programu mikrokontroléru při inicializaci. Tlačítka jsou připojena na periferii externího přerušení, každé tlačítko musí být připojeno na jiné číslo pinu procesoru, z důvodu rozlišení od kterého pinu přerušení nastalo (nezáleží na vstupně/výstupní bráně). Zařízení obsahuje 4 tlačítka pro ovládání a jedno tlačítko pro vypínání a zapínání. Zapojení je zobrazeno na obrázku 23, připojení na piny mikrokontroléru je uvedeno v tabulce 9. [32]



Obr. 23: Schématické znázornění připojení ovládacích tlačítek

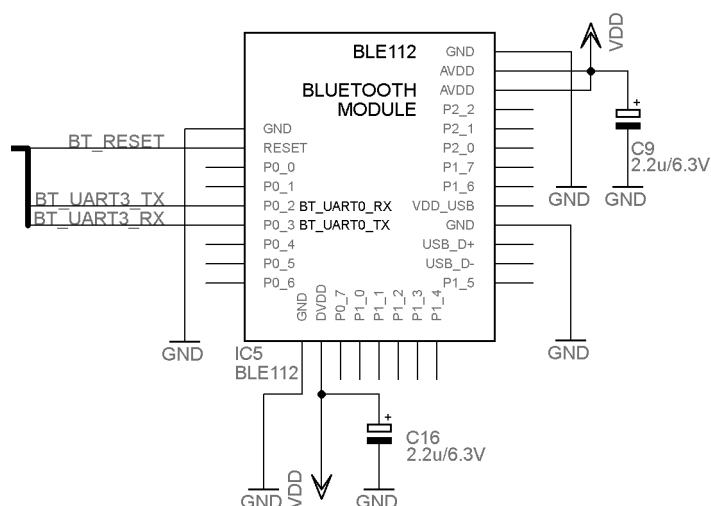
Tab. 9: Připojení tlačítek na vstupy mikrokontroléru [32]

Tlačítko	Vstup/výstup mikrokontrolér	Funkce
BUT_UP	PB13 (GPIO_EXTI13)	Tlačítko "nahoru"
BUT_DOWN	PB14 (GPIO_EXTI14)	Tlačítko "dolů"
BUT_LEFT	PA2 (GPIO_EXTI2)	Tlačítko "doleva"
BUT_RIGHT	PB15 (GPIO_EXTI15)	Tlačítko "doprava"
BUT_WAKEUP	PC7 (GPIO_EXTI7)	Tlačítko pro vypínání/zapínání

5.10 Bezdrátový modul bluetooth

Pro možnost zobrazení dat i v jiném zařízení, či převodu dat ze zařízení do jiného zařízení bylo potřeba na desku osadit bezdrátový modul. Byl vybrán energeticky úsporný modul Bluegiga BLE112, firmy Silicon labs. Modul může být napájen i z knoflíkové 3 V baterie, spotřeba v režimu sleep je pouze 500 nA. Primárně je určen do nízkopříkonových sensorových aplikací, proto může být použit i pro bezdrátový snímač v rámci zařízení. Například v případě senzoru dál od zařízení, než je například prst, kde je snímán tep a nasycenost krve kyslíkem. [38]

Modul má přivedené napájení a vyvedenou komunikační sériovou asynchronní linku a reset vstup. Reset je aktivní v logické '0'. Schéma zapojení je uvedeno na obrázku 24. Připojení modulu BLE112 na piny mikrokontroléru je uvedeno v tabulce 10. [32] [38]



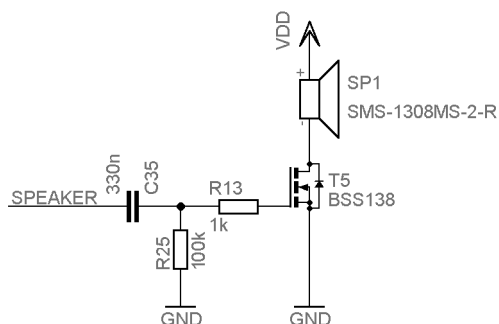
Obr. 24: Schéma připojení modulu Bluegiga BLE112

Tab. 10: Připojení Bluetooth modulu BLE112 na vstupy/výstupy mikrokontroléru

Vstup/výstup BLE112	Vstup/výstup mikrokontrolér	Funkce
BT_RESET	PC6 (GPIOC)	RESET vstup, aktivní v nule
BT_UART3_TX	PC4 (USART3_TX)	Vysílání dat do BLE112
BT_UART3_RX	PC5 (USART3_RX)	Přijímání dat z BLE112

5.11 Zvukový výstup

Zařízení obsahuje i jednoduchý zvukový výstup umožňující základní zvukovou signalizaci. Užitý převážně pro signalizaci nastavených limitů hodnot, případně zvukovým potvrzováním tlačítek, či signalizaci časového alarmu. Zapojení je pouze spínaný tranzistor T5, změnou frekvence bude docíleno změny tónu. Buzení je provedeno pomocí oddělovacího kondenzátoru C35, R25 slouží k definování odporu hradla unipolárního tranzistoru proti společnému potenciálu. Zapojení je na obrázku 25. Vstup označený SPEAKER je připojen na výstup z mikrokontroléru PA3 (TIM2_CH4). [32]

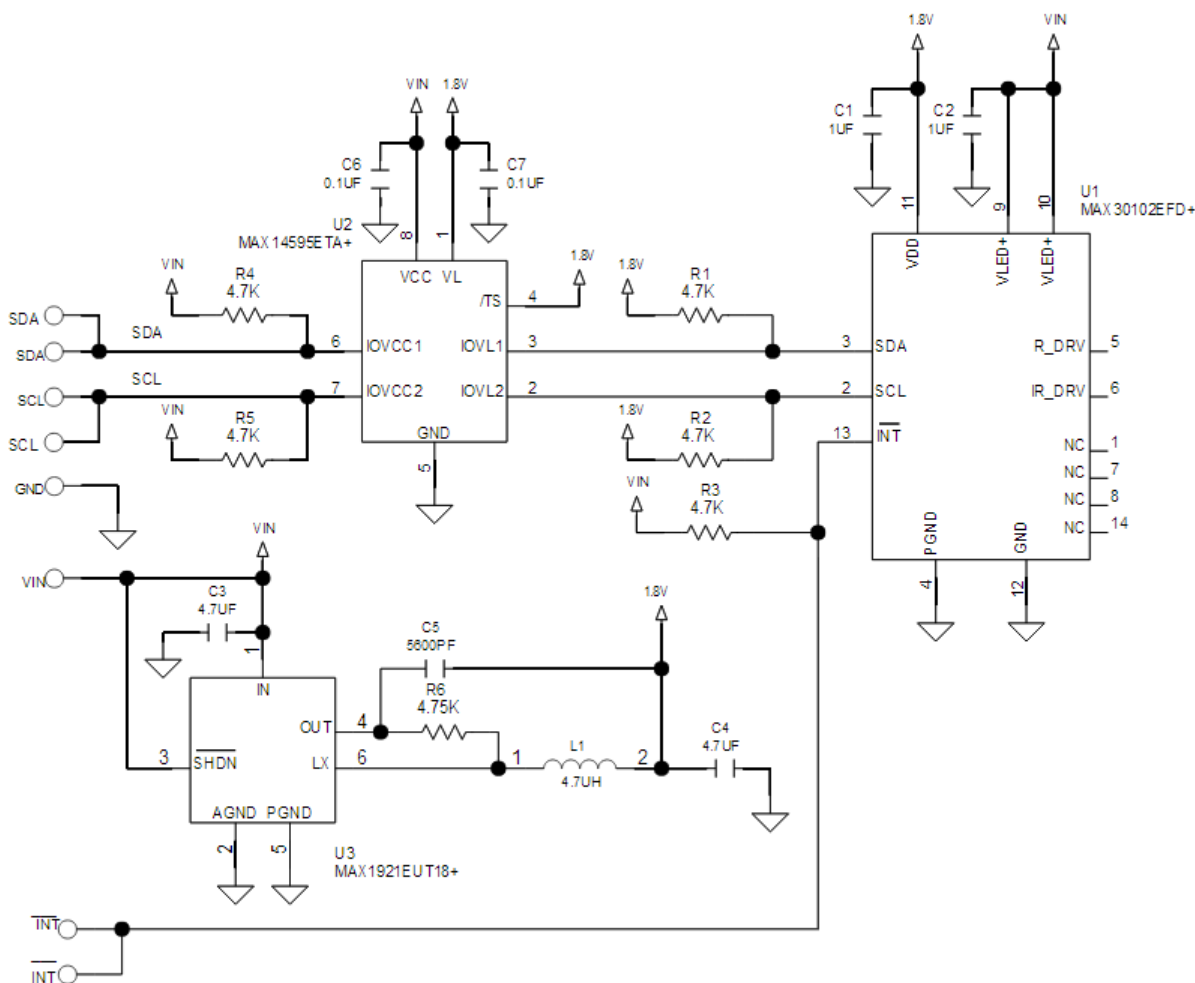


Obr. 25: Zapojení zvukové signalizace

5.12 Oxymetrický snímač MAX30102

Pro měření nasycenosti krve kyslíkem byl zvolen integrovaný měřicí obvod MAX30102. Z důvodu velmi miniaturního pouzdra tohoto obvodu a tím velké obtížnosti spolehlivého připájení na plošný spoj byla zvolena již osazená deska referenčního designu výrobce. Deska se prodává pod názvem MAXREFDES117, deska obsahuje zmíněný obvod, dále snižovač napětí na 1.8 V a převodník napěťových úrovní. Obsahuje 5 vstupů/výstupů, 2 vstupy pro napájení, 2 vstupy/výstupy komunikační sběrnice I²C a 1 výstup přerušení. Výhodou hotové desky je možná okamžitá montáž do klipsu na prst, kam se oxymetr běžně umisťuje. Obvod je mimo hlavní desku zařízení a proto není ve schématu zařízení znázorněn. [24]

Schéma je uvedeno na obrázku 26. Vstupy/výstupy jsou zobrazeny v levé části schématu, vstupy SDA, SCL a /INT jsou zdvojeny, na desce plošných spojů jsou umístěny na obou krajích desky. Napájecí vstupy VIN a GND jsou umístěny na zbylých stranách desky. U2 (MAX14595ETA+) slouží jako převodník úrovní z napěťové úrovně 3.3 V na 1.8 V a opačně. Odporů R4 a R5 slouží jako pull-up rezistory pro 3.3V část sběrnice I²C a rezistory R1 a R2 slouží jako pull-up rezistory pro 1.8V část I²C, proto nemusí být v procesoru nutně zapnutý pull-up rezistor na linkách SDA a SCL. Obvod U3 (MAX1921EUT18+) slouží jako spínaný snižovač napětí z 3.3 V na 1.8 V, napájí měřicí obvod U1 a převodník úrovní U2. Díky spínanému režimu snižovače napětí má tento snižovač velkou účinnost oproti lineární variantě, udávaná účinnost je až 90%. Spotřeba proudu samotného spínaného snižovače je pouhých 50 uA, operační frekvence činí 1.2 MHz, tudíž indukčnost výstupní cívky a tím i její velikost je malá. Z měřicího obvodu U1 (MAX30102EFD+) je kromě komunikačních linek vyveden i výstup /INT značící určitou událost, na kterou je potřeba reagovat čtením dat, například naměřená data či plnou FIFO paměť dat v měřicím obvodu. Připojení této desky na piny mikrokontroléru je uvedeno v tabulce 11. [39] [23] [40] [41]



Obr. 26: Schématické znázornění zapojení referenční desky MAXREFDES117 [39] (upraveno)

Tab. 11: Připojení modulu MAXREFDES117 na vstupy/výstupy mikrokontroléru

Vstup/výstup MAXREFDES117	Vstup/výstup mikrokontrolér	Funkce
SDA	PB9 (I2C1_SDA)	Datový signál sběrnice I ² C
SCL	PB8 (I2C1_SCL)	Hodinový signál sběrnice I ² C
/INT	PC12 (EXTI12)	Výstup přerušení MAX30102

5.13 Snímač teploty MCP9800

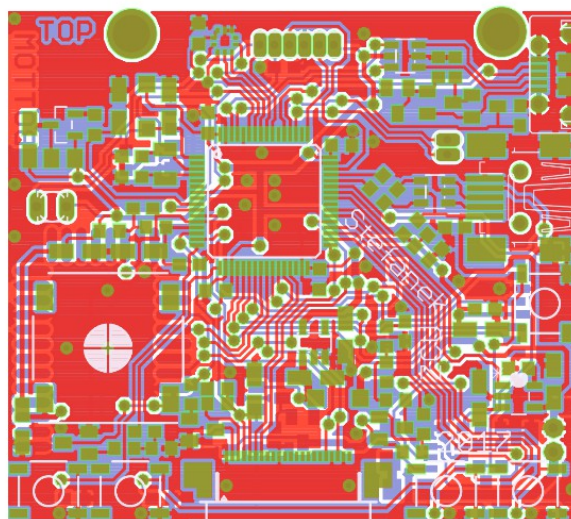
Připojení snímače teploty do obvodu není problém, bude připojen na shodné sběrnici jako oxymetrický snímač. Jediná součástka připojená k obvodu MCP9800 bude blokovací keramický kondenzátor. Připojení tohoto obvodu na piny mikrokontroléru je uvedeno v tabulce 12.

Tab. 12: Připojení snímače MCP9800 na vstupy/výstupy mikrokontroléru

Vstup/výstup MCP9800	Vstup/výstup mikrokontrolér	Funkce
SDA	PB9 (I2C1_SDA)	Datový signál sběrnice I ² C
SCL	PB8 (I2C1_SCL)	Hodinový signál sběrnice I ² C

5.14 Realizace hardwarové části

Návrh schématu a plošného spoje probíhal v programu EAGLE 7.1.0, který je dostupný zdarma s omezením velikosti desky, jelikož jsou rozměry desky menší než omezení programu, program mohl být využit bez licence (na konci odstavce je uvedena reference na software, v současnosti je program ve vlastnictví jiné firmy než použitá verze pro návrh). Omezení programu velikostí desky je 80x100 mm, výsledný dvouvrstvý návrh je velikosti 51x46 mm. Z důvodu příliš velké miniaturizace plošného spoje a tím absence místa pro potisk popisu součástek (vyrobená deska nemá potisk s popisem součástek), nebylo umístění popisek součástek upravováno. Pro osazování je nutno použít návrhový program a pomocí tlačítka SHOW pro získávání údajů o jednotlivých součástkách. Ukázka navrženého plošného spoje je na obrázku 27. [42]

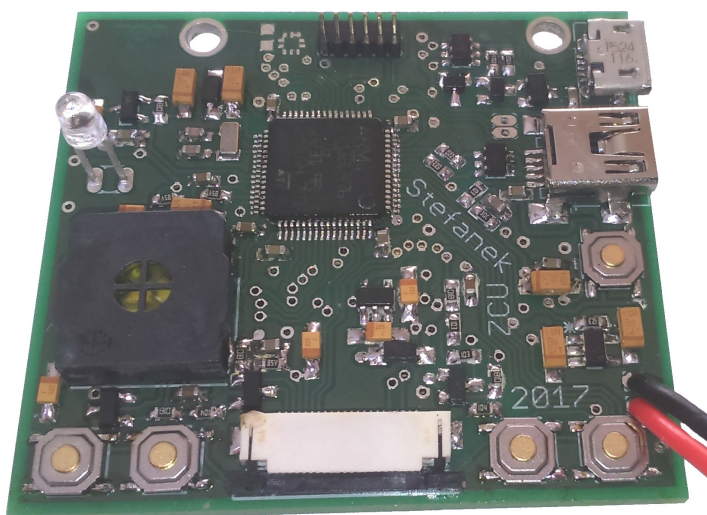


Obr. 27: Výsledný návrh plošného spoje

5.15 Osazování desky

Osazení desky proběhlo bez větších problémů. Je nutno začít osazovat součástky s malými roztečemi vývodů (procesor, konektor pro displej), dále pokračovat SMD součástkami s malými roztečemi (integrované obvody, tranzistory) a dále pasivními SMD součástkami. Větší součástky se osazují jako poslední (konektory, reproduktor, slot pro SD kartu). Pro pájení byla použita pájecí stanice a trubičkový cín. Pro osazování by bylo vhodnější použít pájecí pastu. Bez pájecí stanice s horkovzdušnou tryskou nelze připájet microUSB konektor a slot pro SD kartu.

Malé problémy vznikají při osazování reproduktoru, je vhodnější dříve osadit reproduktor a dále součástky v okolí reproduktoru. Při pájení pomocí pájecí pasty by neměl být problém reproduktor osadit.



Obr. 28: Ukázka osazeného plošného spoje, horní strana

5.16 Realizace na vývojovém kitu

Z důvodu velmi časově náročného návrhu desky plošných spojů a výhodou možnosti vyzkoušet části obvodu předem, byl využit vývojový kit Nucleo STM32L476RG. Na vývojovém kitu byl zrealizován celý firmware v současné podobě. Z důvodu použití odlišných pinů a periférií procesoru bude nutno upravit program. Program byl již navržen pro to, aby bylo možné tyto změny provést snadno. Proto jsou použité periférie a piny procesoru nastavovány v částí definic knihoven.

5.17 Realizace oxymetrické sondy

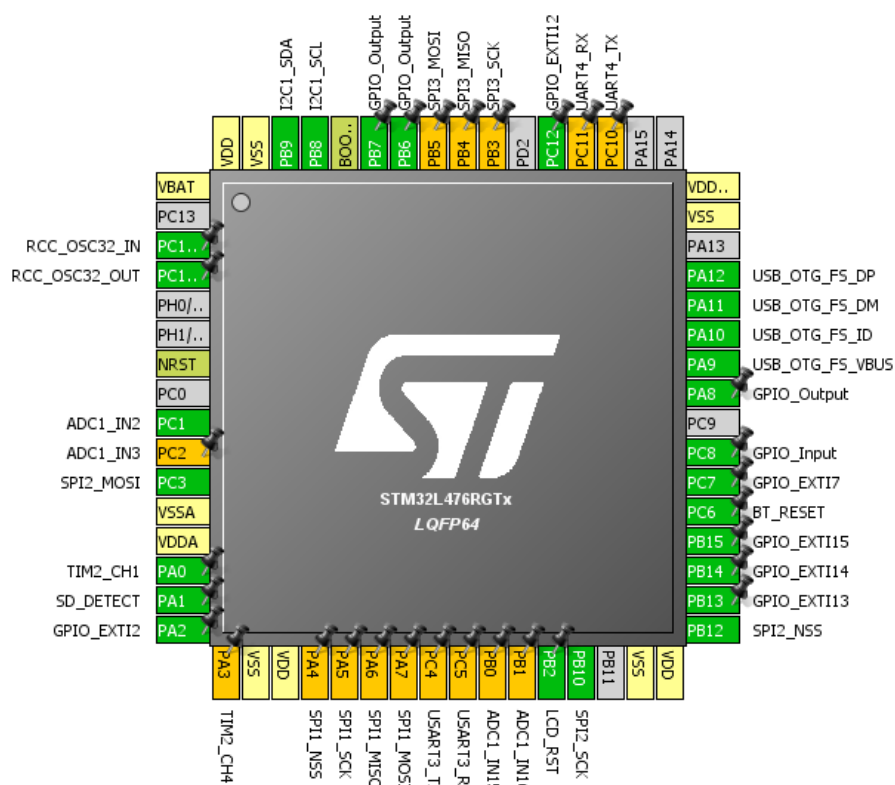
Oxymetrická sonda byla realizována výtiskem na 3D tiskárně. Výsledný model byl dále upraven pomocí acetonových par, aby se vrstevnatý vzhled surového výtisku změnil na jednolité. V přední části sondy je umístěna pružina, aby sonda držela v klidu zavřená. Ze spodní strany je vložen samotný oxymetrický snímač. Sonda je složena ze tří dílů. Ukázka vyrobené oxymetrické sondy je na obrázku 29.



Obr. 29: Vytištěná a upravená oxymetrická sonda

6 Firmware

Pro vývoj firmwaru byl v počátku vývoje používám program Keil μ Vision 5 IDE, z důvodu omezení velikosti kódu na 32kB musel být vývoj firmwaru přesunut na program Atollic TrueStudio, které tato omezení nemá. Další software pro vývoj firmwaru byl program STM32Cube, z tohoto programu byly získávány inicializační funkce periferií a knihovny HAL. Ukázka obsazenosti pinů procesoru je na obrázku 30, získáno z programu STM32Cube. [43] [44] [45]

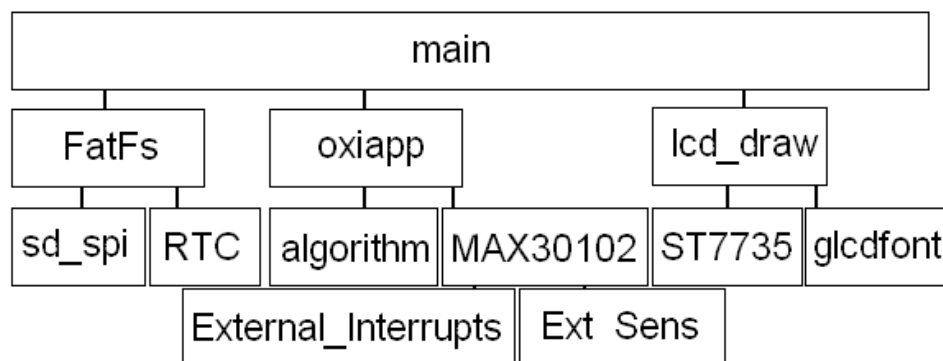


Obr. 30: Obsazenost pinů procesoru, program STM32Cube [45]

Kapitola je rozdělena na část pro zobrazovací panel, paměťovou kartu, a samotné měření srdečního tepu a krevní saturace kyslíkem. Realizaci programu pro měření teploty kapitola neobsahuje, nebyl realizován z časových důvodů. Realizace by neměla být složitá, neboť je o mnoho jednodušší než realizace oxymetrie a měření tepu na shodné sběrnici.

Firmware neobsahuje obsluhu všech částí navrženého obvodu, pouze výše zmíněné části. Z časových důvodů nebyla realizace všech částí uskutečněna. Zjednodušené blokové

schéma firmwaru je uvedeno na obrázku 31. Blokové schéma lze rozdělit do 3 vrstev, hlavní program, střední vrstvu, a nejnižší vrstvu pro obsluhu hardwarových periferií. Provázanost bloků je složitější než je vykresleno.



Obr. 31: Zjednodušené blokové schéma knihoven firmwaru

6.1 Zobrazovací panel LCD

Zobrazovací panel je připojen na periférii SPI, pro inicializaci této periférie bylo nutné nastavit GPIO bránu, rychlost přenosu dat, číslo periférie. Důraz byl kladen na univerzálnost kódu, na začátku knihovny **ST7735.c** jsou data pro preprocesor C kompilátoru, zde se určí, které piny bude knihovna pro jaký účel používat, jakou periférii a režim bude knihovna využívat. Pro univerzální kód by bylo potřeba některé funkce dle účelu vytvořit a ověřit funkčnost, knihovna aktuálně pracuje pouze v 9 bitovém SPI režimu. Následuje část pro určení periférie časovače, který bude obsluhovat PWM řízení podsvícení. Za částí pro preprocesor následují inicializační struktury displeje. Dále jsou uvedeny funkce z knihovny **ST7735.h**.

Inicializační funkce pro celkovou inicializaci displeje je **ST7735_Init(void)**, funkce bez parametru, volá funkce pro inicializaci vstupně/výstupních pinů, pinu pro řízení podsvícení a frekvenci PWM pro podsvícení. Následuje volání inicializace periférie SPI a samotná hardwarová a softwarová inicializace displeje. Volaná funkce **static void lcd_spi_speed(SPI_HandleTypeDef* hspi, enum lcd_spi_speed speed)** nastavuje rychlost sběrnice, parametrem je ukazatel na strukturu periférie SPI a dále požadovaná rychlost.

V knihovně **ST7735.c** se nachází základní funkce pro odesílání dat je funkce **static void LcdWrite(char dc, const uint8_t *data, int nbytes)**, parametry lze volit, zda se

odesílají data nebo příkaz, další parametr je ukazatel na data v 8 bitovém formátu, následuje počet dat. Podobnou funkcí je **static void LcdWrite16(char dc, const uint16_t *data, int n2bytes)**, změna oproti předchozí funkci je v ukazateli na 16 bitovou proměnnou. Funkce **static void ST7735_writeCmd(uint8_t c)** zapisuje data do displeje, parametrem je ukazatel na příslušnou proměnnou obsahující příkaz.

Za základními funkcemi pro odesílání dat se nachází funkce **void ST7735_setAddrWindow(uint16_t x0, uint16_t y0, uint16_t x1, uint16_t y1, uint8_t madctl)** nastavující adresový rámeček, kam lze postupným zápisem dat vykreslovat jednotlivé pixely po řádcích, parametr **madctl** slouží k určení směru přičítání adres. Pro zápis dat slouží funkce **void ST7735_pushColor(uint16_t *color, int cnt)**, parametry jsou ukazatel na 16 bitovou proměnnou obsahující kód barvy a parametr s počtem zápisů. Dále se zde nacházejí funkce pro míchání barvy z jednotlivých poměrů základním barev, převedení 24 bitového formátu na 16 bitový, funkce nebudou popsány neboť jsou velmi jednoduché. Funkce **uint8_t ST7735_Check_x_range(uint8_t x)** kontroluje, zda nebyl překročen rozsah vložené adresy pixelu v ose x, vrací zpět vloženou hodnotu, pokud nebyl překročen rozsah, jinak vrátí maximální možnou, shodná funkce existuje i pro osu y. Následují funkce pro vyplnění pixelu barvou, vyplnění celého displeje jednou barvou. Funkce **void ST7735_putChar(uint8_t c, uint16_t x0, uint16_t y0, uint16_t color, uint16_t bg)** vloží na určenou pozici znak dle tabulky ascii, font se nachází v souboru `glcdfont.h`, je nutné určit i barvu pozadí. Vyskytuje se i varianta funkce vykreslení znaku s průhledným pozadím, není však vhodná k použití při dalším překreslování, je nutné před překreslením znovu vykreslit pozadí.

Nadstavbou předchozí knihovny (`ST7735.c`), je knihovna zajišťující pokročilé vykreslovací funkce, nazývá se `lcd_draw.h`. Funkce z této knihovny již nebudou kvůli rozsahu jednotlivě vysvětlovány. Knihovna obsahuje funkce pro vykreslování čar, obdelníků, kruhů, sloupcového grafu, vykreslení obrázku ze souboru bitmapového formátu. Dále funkce pro vykreslování řetězců znaků, podtržení řetězce. A poslední funkcí je nastavení úrovně podsvícení. Knihovna používá funkce z knihovny `ST7735.c`, knihovnu fontů (`glcdfont.h`) a souborový systém `fatfs.h` pro čtení obrázku z SD karty. Ukázka zobrazení displeje je na obrázku 31.



Obr. 31: Ukázka zobrazení displeje DEM128128

6.2 Paměťová karta

Pro použití paměťové karty je použito SPI rozhraní z důvodu menšího počtu vodičů a tím ušetřením místa na plošném spoji. Nad vrstvou SPI rozhraní se nachází modul souborového systému s názvem FatFs. Na tento modul lze připojovat různá rozhraní obsluhující paměťová média, dále je vhodné připojit modul pro získávání reálného času. [46]

Pro spolupráci systému FatFs s programem je nutné do kódu připojit soubor **fatfs.h** a pak pracovat s funkcemi této knihovny. V knihovně **sd_spi.h** se nacházejí funkce pro inicializaci, čtení a zápis do paměťové karty. Všechny níže zmíněné funkce jsou volané z modulu FatFs, jiné části programu je nepoužívají.

Je uvedeno pouze několik důležitých funkcí z knihovny **sd_spi.h**, v knihovně **sd_spi.c** je použito mnoho dalších statických funkcí, které nelze použít mimo tuto knihovnu. Vypsát a vysvětlit všechny funkce by bylo příliš rozsáhlé a není to cílem této práce.

Funkce **int hwif_init(hwif* hw)** slouží k inicializaci paměťové karty, mimo jiné volá statickou funkci **spi_init()**, pro inicializaci rozhraní SPI. SPI v současnosti pracuje pouze v režimu, kdy se musí čekat na dokončení komunikace. Ukazatel na typ **hwif** slouží k získání informací o paměťovém médiu.

Funkce **int sd_read(hwif* hw, u32 address, u8 *buf)** slouží ke čtení z paměťového

média vložení adresy a ukazatele na zásobník kam se budou přečtená data ukládat. Tuto funkci využívá funkce **DRESULT disk_read(BYTE drv, BYTE *buff, DWORD sector, UINT count)**.

Funkce **int sd_write(hwif* hw, u32 address, const u8 *buf)** slouží k zápisu do paměťového média vložení adresy a ukazatele na zásobník dat k zápisu. Tuto funkci využívá funkce **DRESULT disk_write(BYTE drv, const BYTE *buff, DWORD sector, UINT count)**.

Funkce **DSTATUS disk_initialize(BYTE drv)** slouží k inicializaci média, v případě neprovedené inicializace vrací hodnotu **STA_NOINIT**. Funkce **DSTATUS disk_status(BYTE drv)** vrací zda je paměťové médium inicializováno. Funkce **DRESULT disk_ioctl(BYTE drv, BYTE ctrl, void *buff)** slouží k získání dat ze struktury **hw**. Funkce **DWORD get_fattime(void)** slouží k získání aktuálního data a času, používáno při vytváření a změnách souborů. Tato funkce čas a datum získává z periferního obvodu reálného času.

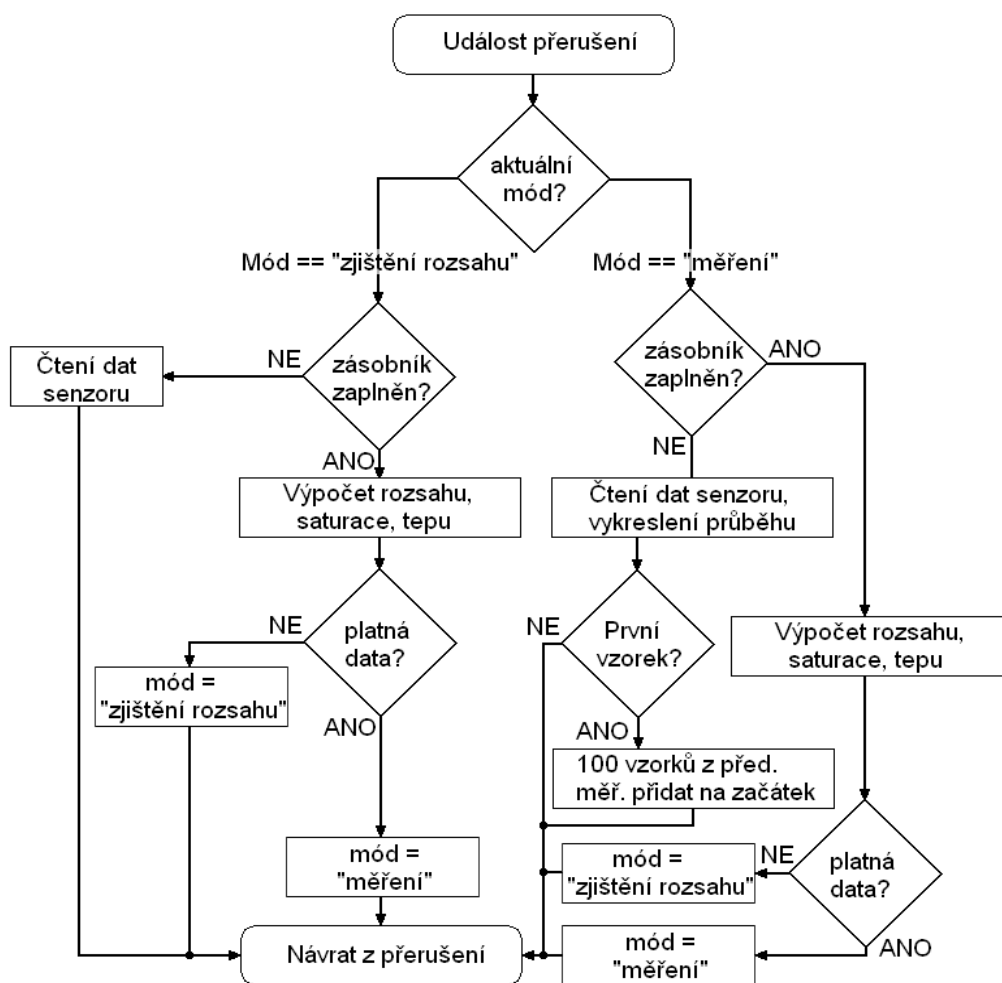
6.3 Měření krevní saturace kyslíkem a tepu

Samotná aplikace pro měření krevní saturace kyslíkem a srdečního tepu se skládá z knihovny pro hardware, částí s algoritmy výpočtu a hlavní knihovnou aplikace, které se volají funkce předchozích knihoven. V hlavní části programu se nachází inicializace snímače, dále obsluha přerušení, vykreslovací funkce grafu a naměřených hodnot.

V knihovně obsluhující snímač **MAX30102.h** je funkce **void maxim_max30102_init(void)** pro inicializaci snímače. Dále základní funkce pro čtení **bool maxim_max30102_read_reg(uint8_t uch_addr, uint8_t *puch_data)** a zápis **bool maxim_max30102_write_reg(uint8_t uch_addr, uint8_t uch_data)** do registru. Poslední funkce z této knihovny je **bool maxim_max30102_read_fifo(uint32_t *pun_red_led, uint32_t *pun_ir_led)**, tato funkce vyčítá naměřená data z paměti fronty snímače.

Hlavní knihovna aplikace **oxiapp.c** obsahuje funkci **void oximeter_init(void)**, ta inicializuje sběrnici I²C, resetuje a vyvoláním **maxim_max30102_init()** inicializuje snímač, nastaví se počáteční hodnoty pomocných proměnných, inicializuje se pin pro externí přerušení, připojí se funkce obsluhující přerušení do funkce obsluhující událost přímo v knihovně a nastaví se režim pro zjišťování rozsahů měření. Funkce **void oxigraph_add_data(uint8_t data)** slouží k přidání dat do běžícího grafu (graf ukazující

aktuální průběh naměřeného tepu), funkce **void draw_oxigraph(void)** vykresluje daný graf na displej. Funkce **void max30102_fifo_flag_EXTI(void)** je oblužná funkce vyvolaná přerušením, tato funkce vyvolá hlavní smyčku čtení dat a měření. Funkce **void oximeter_app(void)** slouží k umístění do hlavní programové smyčky měřícího zařízení. Její hlavní funkcí je vykreslování naměřených dat a běžícího grafu. Poslední funkcí je obsluha přerušení s čtením dat a výpočty **int oximeter_measuring(void)**, je volána samotným snímačem přes přerušení, periodicky dle nastavené frekvence měření dat (v současnosti 100 vzorků za sekundu). Zjednodušený vývojový diagram této funkce je zobrazen na obrázku 32. V této funkci se nacházejí dva možné módy měření, buďto prvotní měření pro získání dat pro další měření, nebo samotné hlavní měření. Po každém měření jsou naměřená data kontrolována na platnost, pokud platná nejsou dojde k přepnutí módu zpět, pro získání rozsahů. Neplatná data jsou na displeji zobrazována pomlčkami, místo naměřených hodnot. Prvotní měření je nutné k zjištění úrovně signálů, pro další měření. To znamená získání hodnot pro další výpočet, například nastavení prahových hodnot. V případě příliš odlišných hodnot od prvního měření jsou data považována za neplatná. Měření probíhá zjednodušeně takto: algoritmus data filtruje, nalezne konstantní úroveň signálu a odstraní je, vypočte poměr pulzních složek signálu (nalezení maximálních a minimálních hodnot signálu) a dle tabulky získá výsledek. Knihovna použitých algoritmů je získána z ukázkových aplikací. [24]



Obr. 32: Vývojový diagram funkce přerušení při novém naměřeném vzorku

7 Možná rozšíření, distribuovaný systém

Jako možná rozšíření budoucího systému by bylo možné uvažovat o snímači zrychlení a odvození rychlosti a dráhy, dále připojení GPS přijmače a odvozovat rychlost a dráhu z tohoto snímače. Užití je možné například ve sportu, záznam trasy s rychlostmi v určitých úsecích. Možnost přidat snímač zrychlení zařízení umožňuje pomocí konektoru pro připojení externích obvodů, modul GPS by bylo též možné připojit, pokud by pracoval se sběrnici I²C, případně komunikaci zprostředkovat převodníkem na sběrnici I²C z jiné sběrnice.

Rozšíření o distribuovaný systém (více snímačů v okolí monitorovacího zařízení) je možné. Výše zmíněné modulární řešení je vhodné pro snímače a jiné moduly v bezprostřední blízkosti monitorovacího zařízení, neboť zprostředkovávají pouze spojení po vodiči. Snímat je tedy možné zhruba v rámci umístění na lidském těle, kde bude zařízení nošeno. Pro případnou možnost měřit například senzory umístěnými na pohyblivých objektech, je nutno využít bezdrátový přenos. Pro tento účel zařízení disponuje nízkopříkonovým Bluetooth modulem BLE112. Snímače, z kterých by byla data čtena, by pravděpodobně obsahovaly shodný nízkopříkonový modul. Modul může být napájen pouze z 3V knoflíkové baterie, senzor by potom byl velmi malý. Pro vyšší rychlost přenosu dat a větší vzdálenosti je však vhodné použít adekvátně silný akumulátor.

8 Závěr

Seznámení s měřením tělesných funkcí bylo provedeno formou popisu funkcí z lékařského pohledu. Tato část je obsáhlá a nemohla být dále rozšiřována z důvodu cílů práce, to znamená návrhu praktické realizace. Následuje diskuze o praktické realizaci, kdy bylo pro následnou realizaci vybráno měření srdečního tepu, nasycenost krve kyslíkem a měření teploty.

Hardware byl navržen s ohledem na nízkou spotřebu, což je splněno výběrem integrovaných obvodů s nízkou spotřebou. Dále je snížena spotřeba možností vypínání nepotřebných částí obvodů zařízení. Možnost distribuované funkce je splněna použitím konektoru pro externí snímače a také bezdrátovým modulem, který je v zařízení obsažen. Pro ukládání dat je určena vysokokapacitní paměťová karta. V diplomové práci je uvedeno zapojení rozdělené na dílčí moduly a každá část je následně vysvětlena. Část navrženého hardwaru byla otestována na vývojovém kitu. Ověřit funkčnost navrženého plošného spoje se však z časových důvodů nepovedlo.

Firmware obsažený v diplomové práci obsahuje obslužné funkce pro displej, pro oxymetrické měření, měření tepu, čtení a zápis do paměťové karty, obsluhu externích přerušení a tlačítek. Firmware z časových důvodů neobsahuje funkce pro snímač tělesné teploty.

Z diskuze o možných rozšířeních vyplývá spíše možnost budoucího rozšíření funkcí pro sportovní účely, například přidání modulu GPS pro získávání dat o poloze a rychlosti.

Výsledné měřicí zařízení není hotové, jelikož chybí mechanická konstrukce a některé části programu. Proto není praktické použití tohoto zařízení v plném rozsahu prozatím možné.

Seznam použité literatury

- [1] Pharmakon, LŮŽKOVÝ MONITORIIIFESCOPE IO BSM-2300 [Online] . . , Dostupné z: http://home.tiscali.cz/cz412970/m_nextgen/bsm-2300.html
- [2] Messer Woland, Oběhová soustava člověka [Online] . . , Dostupné z: <http://www.nabla.cz/obsah/biologie/kapitoly/biologie-cloveka/obehova-soustava-cloveka.php>
- [3] MUDr. Zbyněk Mlčoch, Lidské srdce, srdce člověka - obrázky, anatomie, popis funkce, fyziologie [Online] . . , 2009, Dostupné z: <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/anatomie-lidske-telo/lidske-srdce-srdce-cloveka-obrazky-anatomie-popis-funkce-fyziologie>
- [4] Mgr. Jitka Fuchsová, Stavba a funkce srdce, projevy srdeční činnosti, princip EKG [Online] . . , 2010, Dostupné z: http://www.szsmb.cz/admin/upload/sekce_materialy/Srdce.pdf
- [5] Patrik Maďa, Josef Fontana, Autonomní nervový systém [Online] . . , Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/regulacni-mechanismy-2-nervova-regulace/6-autonomni-nervovy-system/>
- [6] "MEFANET, síť lékařských fakult ČR a SR, Převodní systém srdeční [Online] . . , Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/P%C5%99evodn%C3%AD_syst%C3%A9m_srde%C4%8Dn%C3%AD
- [7] , Převodní systém srdce [Online] . Wikiskripta, , Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Srdce_prevodni_system.png
- [8] Peter Ivák, Josef Kroupa, Patrik Maďa, Josef Fontana, Srdce [Online] . . , Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/>
- [9] Patrik Maďa, Josef Fontana, Elektrické děje na buněčné membráně [Online] . . , Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/iii-bunecna-a-tkanova-signalizace/2-elektricke-deje-na-bunecne-membrane/>
- [10] Akční potenciál [Online] . . , Dostupné z: <http://www1.lfl.cuni.cz/~zfsisar/bp/1.6.old.htm>
- [11] Anthony Atkielski, ECG [Online] . Wikipedia, 2007, Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography#/media/File:SinusRhythmLabels.svg>
- [12] Wikipedia, Hemoglobin [Online] . . , Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Hemoglobin>
- [13] Pulsní oxymetrie [Online] . Wikipedia, 2016, Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Pulsn%C3%AD_oxymetrie
- [14] Urs Utzinger, Pulse Oximeter Laboratory [Online] . . , 2002, Dostupné z: <http://www2.engr.arizona.edu/~bme517/supporting%20documents/PulseOximeter/Pulse%20Oxi%20Meter%20Laboratory.htm>
- [15] W. B. Gratzer, N. Kollias, Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water [Online] . . , 1998, Dostupné z: <http://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html>
- [16] New JRC introduces a reflective optical sensor the NJL5501R well suitable for Pulse Oximeter and Heart rate monitor. [Online] . New Japan Radio Co.,Ltd., 2013, Dostupné z: <http://www.njr.com/products/press2013/NJL5501R.html>
- [17] Tonometr [Online] . Wikiskripta, , Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Tonometr>
- [18] Krevní tlak [Online] . Wikiskripta, , Dostupné z:

- [19] Human body temperature [Online] . Wikipedia, 2017, Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Human_body_temperature
- [20] Ultra low power MCUs [Online] . ST, , Dostupné z: <http://www.st.com/en/microcontrollers/ultra-low-power-mcus.html?querycriteria=productId=SC1544>
- [21] STM32L476RG [Online] . STMicroelectronics, , Dostupné z: <http://www.st.com/en/microcontrollers/stm32l476rg.html>
- [22] DEM128128 Datasheet [Online] . , , Dostupné z: <http://www.tme.eu/cz/Document/110b0bc279b49e828027c5c9f343a0c5/DEM%20128128A%20TMH-PW-N.pdf>
- [23] MAX30102 Datasheet [Online] . Maxim, , Dostupné z: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf>
- [24] MAXREFDES117#: Heart-Rate and Pulse-Oximetry Monitor [Online] . Maxim Integrated, , Dostupné z: https://www.maximintegrated.com/en/design/reference-design-center/system-board/6300.html/tb_tab1
- [25] 2-Wire High-Accuracy Temperature Sensor, MCP9800 [Online] . Microchip Technology Inc., 2010, Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/21909d.pdf>
- [26] MC62-W360 [Online] . Elchemco, 1999, Dostupné z: <http://www.elchemco.cz/zbozi/16/mc62-w360/http://www.elchemco.cz/zbozi/16/mc62-w360/>
- [27] CELLEVIA BATTERIES LP403035 [Online] . , 2016, Dostupné z: <http://www.tme.eu/cz/Document/621eda1801a4f83b86a3278940370465/Cellevia%20specification%20403035.pdf>
- [28] INA21xVoltageOutput,Low- or High-SideMeasurement,Bidirectional,Zero-DriftSeries,Current-ShuntMonitors [Online] . Texas Instruments, 2016, Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina213.pdf>
- [29] Stephen Ong, Raspberry Pi B+ Power Protection Circuit [Online] . , 2014, Dostupné z: <http://robotics.ong.id.au/2014/07/30/raspberry-pi-b-power-protection-circuit/>
- [30] ULTRALOW-POWER 100-mA LOW-DROPOUT LINEAR REGULATORS [Online] . Texas Instruments, 2001, Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps769.pdf>
- [31] Miniature Single-Cell, Fully Integrated Li-Ion,Li-Polymer Charge Management Controllers , MCP73831/2 [Online] . Microchip Technology Inc., 2014, Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/20001984g.pdf>
- [32] DM00108832 HW Datasheet STM32L476 [Online] . STMicroelectronics, 2015, Dostupné z: <http://www.st.com/content/ccc/resource/technical/document/datasheet/c5/ed/2f/60/aa/79/42/0b/DM00108832.pdf/files/DM00108832.pdf/jcr:content/translations/en.DM00108832.pdf>
- [33] MEMS pressure sensor: 260-1260 hPa absolute digital output barometer LPS25H [Online] . STMicroelectronics, 2016, Dostupné z: <http://www.st.com/content/ccc/resource/technical/document/datasheet/58/d2/33/a4/42/89/42/0b/DM00066332.pdf/files/DM00066332.pdf/jcr:content/translations/en.DM00066332.pdf>
- [34] Very low capacitance ESD protection USBLC6-2 [Online] .

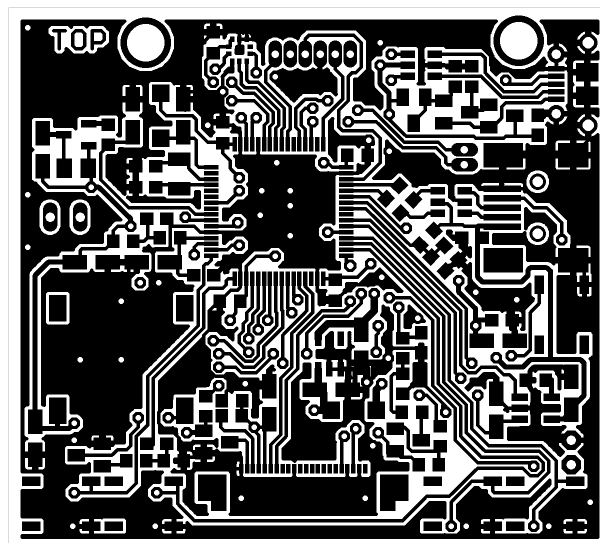
- STMicroelectronics, 2011, Dostupné z:
<http://www.st.com/content/ccc/resource/technical/document/datasheet/06/1d/48/9c/6c/20/4a/b2/CD00050750.pdf/files/CD00050750.pdf/jcr:content/translations/en.CD00050750.pdf>
- [35] Ambient Light Sensor TEPT4400 [Online] . Vishay, 2016, Dostupné z:
<http://www.vishay.com/docs/81341/tept4400.pdf>
- [36] Larry Davis, microSD Card Pinout [Online] . , 2006, Dostupné z:
http://www.interfacebus.com/MicroSD_Card_Pinout.html
- [37] Low-Power Linear Active Thermistor™ ICs, MCP9700/9700A [Online] . Microchip Technology Inc., 2009, Dostupné z:
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/21942e.pdf>
- [38] BLE112 Datasheet [Online] . Bluegiga Technologies Oy, 2011, Dostupné z:
https://www.bluetooth.org/tpg/refnotes/ble112_datasheet1.pdf
- [39] MAXREFDES117_SCH_RA [Online] . Maxim Integrated, , Dostupné z:
https://www.maximintegrated.com/en/design/tools/appnotes/6300/MAXREFDES117_SCH_RA.pdf
- [40] MAX14595 [Online] . Maxim Integrated, 2011, Dostupné z:
<https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX14595.pdf>
- [41] MAX1920/MAX1921 [Online] . Maxim Integrated, 2005, Dostupné z:
<https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX1920-MAX1921.pdf>
- [42] EAGLE [Online] . Autodesk, , Dostupné z:
<https://www.autodesk.com/products/eagle/overview>
- [43] Keil uVision IDE [Online] . ARMKEIL, , Dostupné z:
<http://www2.keil.com/mdk5/uvision/>
- [44] Atollic TrueStudio [Online] . Atollic, , Dostupné z:
<https://atollic.com/truestudio/>
- [45] STM32CubeMx [Online] . STMicroelectronics, , Dostupné z:
<http://www.st.com/en/development-tools/stm32cubemx.html>
- [46] FatFs - Generic FAT File System Module [Online] . ChaN, , Dostupné z:
http://elm-chan.org/fsw/ff/00index_e.html

9 Přílohy

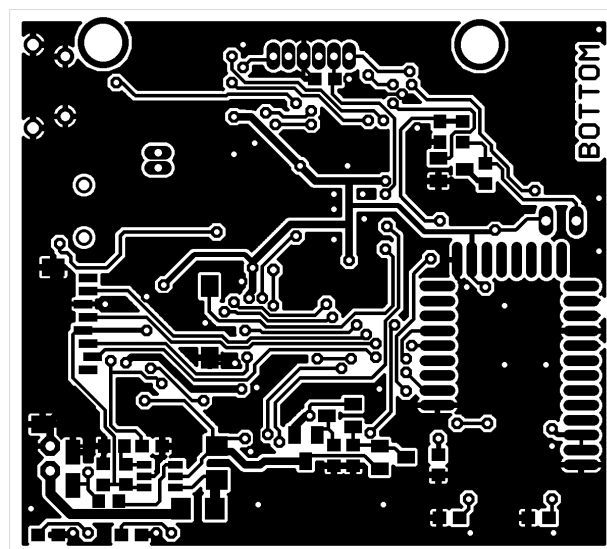
9.1 Přílohy v tištěné podobě

- A) Schéma zapojení zařízení. (samostatný list)
- B) Návrh desky plošného spoje.

9.1.1 B) Návrh desky plošného spoje



Obr. 33: Návrh desky plošného spoje, strana TOP



Obr. 34: Návrh desky plošného spoje, strana BOTTOM

9.2 Přílohy na přiloženém DVD

- A) Schéma zapojení a návrh plošného spoje.
- B) Výrobní podklady plošného spoje.
- C) Tisknutelné modely pro 3D tisk oxymetrické sondy.
- D) Datové listy vybraných použitých součástek.

E) Firmware zařízení.